

Biomechanische Betrachtung manueller Montageprozesse

–

**Beitrag zur Bewertung dynamischer Arbeitsformen
innerhalb des Greifraums**

Zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Ingenieurwissenschaften

der Fakultät für Maschinenbau

Karlsruher Institut für Technologie (KIT)

genehmigte

Dissertation

von

Dipl.-Wirtsch.-Ing. Stefan Graichen

Tag der mündlichen Prüfung: 14.10.2015

Hauptreferentin: Prof. Dr.-Ing. Barbara Deml

Korreferent: Jun.-Prof. Dr. rer. nat. Thorsten Stein



Dieses Werk ist lizenziert unter einer Creative Commons Namensnennung –
Weitergabe unter gleichen Bedingungen 3.0 Deutschland Lizenz
(CC BY-SA 3.0 DE): <http://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/de/>

Kurzfassung

Die vorliegende Arbeit analysiert und bewertet eine ausgewählte dynamische Arbeitsform innerhalb des horizontalen Greifraums des rechten Armes hinsichtlich der körperteilbezogenen Beanspruchungen. Für die Körperteile Unterarm, Oberarm, Schulter, Nacken und Rücken werden die Beanspruchungen bei kurzzyklischen, geradlinigen Grundbewegungen der Montage analysiert. Dabei wird der Fragestellung nachgegangen, ob signifikante Unterschiede bei der Beanspruchung der an der Bewegung beteiligten Körperteile vorliegen. Bisher gibt es für diesbezügliche physiologische Effekte keine systematischen Erkenntnisse. Deshalb werden hier die arbeitsgestalterischen Einflussgrößen auf die Beanspruchungssituationen Bewegungs-ort und Bewegungsrichtung systematisch untersucht. Die Untersuchungen hinterfragen kritisch das bestehende Konzept des Greifraums in Bezug auf dessen Einteilung in bevorzugten Arbeitszonen. Weiterhin wird die Indikationsfähigkeit des zur Bearbeitung der Fragestellung eingesetzten biomechanischen Menschmodells bezüglich physiologischer Beanspruchungen untersucht. Dazu wurde ein Ansatz zur Validierung des verwendeten biomechanischen Menschmodells erarbeitet.

Beginnend mit einer Aufarbeitung der bestehenden Grundlagen der Arbeitsgestaltung und im Besonderen der Arbeitsplatzgestaltung werden Defizite im vorhandenen Erkenntnisstand im Kontext der Bewertung dynamischer Arbeitsformen im körpernahen Bereich herausgearbeitet. Als ein möglicher Ansatz zur Schließung der Forschungslücke konnten die Verfahren der Biomechanik und die verfügbaren biomechanischen Menschmodelle identifiziert werden. Diese wurden bisher nur sehr begrenzt im Kontext der Arbeitsplatzgestaltung eingesetzt. Mit dieser Arbeit wurde erstmals das biomechanische Menschmodell des AnyBody Modeling Systems TM für die systematischen Analyse einer dynamischen Arbeitsform im Greifraum angewendet. Als Außenkriterium wurde das körperteilbezogene Beanspruch-

ungsempfinden nach der CP50-Skala in Verbindung mit einer Bodymap erhoben. In drei Studien wurden die körperteilbezogenen Beanspruchungen bei der dynamischen Arbeit im Greifraum untersucht sowie die Indikationsfähigkeit des verwendeten biomechanischen Menschmodells hinsichtlich Beanspruchungen überprüft.

Die Ergebnisse der Arbeit zeigen, dass bei der ausgewählten dynamischen Arbeitsform signifikante körperteilbezogene Beanspruchungsunterschiede im Greifraum existieren. Bereits die betrachteten kurzzyklischen Montagebewegungen führen zu deutlichen Beanspruchungsunterschieden in den an der Bewegung beteiligten Körperteilen. Insbesondere die Schulter wird deutlich höher beansprucht als die anderen Körperteile. Die Analyse der Gestaltungsgröße Bewegungsort zeigt, dass eine detailliertere Unterteilung des Greifraums in einen körpernahen und körperfernen Bereich erforderlich erscheint. Für die Gestaltungsgröße Bewegungsrichtung konnten ebenfalls signifikante Zusammenhänge zu den körperteilbezogenen Beanspruchungen ermittelt werden. Eine Bewegungsrichtung mit insgesamt minimierten Beanspruchungen konnte indes nicht identifiziert werden.

Für das verwendete biomechanische Menschmodell konnte, unter Berücksichtigung der durchgeführten einfachen Parametrisierung des Modells auf der Ebene der einzelnen Körperteile eine niedrige bis tendenziell mittlere Korrelation zu dem körperteilbezogenen Beanspruchungsempfinden bestimmt werden.

Dynamische Arbeitsformen im Greifraum erfordern eine detaillierte Bewertung, damit deren komplexe Beanspruchungswirkungen im Sinne einer menschengerechten und schädigungsfreien Arbeitsgestaltung berücksichtigt werden können. Die aus den verfügbaren Erkenntnissen zur Arbeitsplatzgestaltung abgeleiteten Verfahren zur Ergonomieanalyse sind um diesen Aspekt zu erweitern. Mit dieser Arbeit wird dazu eine erste Gestaltungsempfehlung in Form der Unterteilung des bestehenden Greifraumkonzepts gegeben.

Abstract

With respect to the body part-related strains, the present study analyzes and evaluates a specific dynamic method of working within the horizontal grasp area of the right arm. The strains occurring during short-cycle linear basic assembly movements are analyzed for the forearm, upper arm, shoulder, neck, and back. The objective is to find out whether there are significant differences in the strains acting on the body parts participating in the respective movements.

Since, so far, there have been no systematic findings on particular physiological effects, the influence of work design parameters on the strain situations „position of movement“ and „direction of movement“ are analyzed systematically. A critical look is taken at the existing reach concept with regard to its subdivision into preferential work zones. Moreover, the indication capability of the biomechanical human model used for working on the issue is analyzed in the specific context regarding physiological strains. For that purpose, an approach to validating the applied biomechanical human model was developed. The existing fundamentals of work design, and of workplace design in particular, are reviewed, and deficiencies in the present state of knowledge in the context of evaluating dynamic close-to-body working methods are identified.

The methods of biomechanics and the available biomechanical human models were found to be conceivable approaches to closing the observed gaps in research. The use of such approaches in workplace design, however, has been very limited so far.

Within this study, the biomechanical human model AnyBody Modeling Systems™ was used for the first time for analysis of a dynamic working method in the horizontal grasp area. The external criterion of body part-related strain perception was assessed by means of the CP-50 scale and a body map. In three studies, the body part-related strains occurring during

dynamic work in the grasp area were analyzed and the strain indication capability of the used biomechanical human model was verified.

For the selected dynamic working method, the results of the study reveal significant differences in body part-related strains in the grasp area. The considered short-cycle assembly movements already involve clear differences in strains in the body parts participating in the movements. The shoulder, in particular, is much more strained than the other body parts. The analysis of the position-of-movement design parameter shows the necessity of a detailed subdivision of the grasp area into a close-to-body and far-from-body area. For the direction-of-movement design parameter, significant connections to the body part-related strains could be identified as well. There was, however, no direction of movement with altogether reduced strains.

Considering the performed simple model parameterization, a low to by trend medium correlation to the body part-related strain perception was determined at the level of the individual body parts for the used biomechanical human model. Dynamic working in the grasp area requires detailed assessments that enable controlling of complex strain effects in terms of trouble-free and humane work design. This aspect must also be considered for ergonomics analysis methods derived from the findings on workplace design. In line with this, the present study gives first design recommendations for subdivision of the existing concept of grasp area.

Inhaltsverzeichnis

1	Zielsetzung und Vorgehensweise	1
1.1	Zielsetzung	2
1.2	Vorgehensweise	3
2	Theoretischer Hintergrund	7
2.1	Funktionsbereiche der Arbeitsgestaltung	8
2.2	Grundlagen der Arbeitsplatzgestaltung	11
2.3	Anthropometrische Arbeitsplatzgestaltung	12
2.4	Energetische Arbeitsplatzgestaltung	20
2.4.1	Statische Arbeitsformen	25
2.4.2	Dynamische Arbeitsformen	28
2.5	Defizite der Methoden zur Arbeitsplatzgestaltung . .	31
2.6	Biomechanik im Kontext der Arbeitsplatzgestaltung .	33
2.7	Diskussion und Fragestellungen	37
3	Methode zur Datenerhebung	43
3.1	Probanden	43
3.2	Empirische Studien	44
3.2.1	Festlegung der Bewegungszyklen	44
3.2.2	Versuchsaufbau und -ablauf	49
3.2.3	Versuchsdurchführung	54
3.3	Datenerfassung	55
3.3.1	Erfassung des Beanspruchungsempfindens . . .	55
3.3.2	Motion Capturing	57
3.4	Biomechanische Modellierung	59
3.4.1	Vorgehensweise zur Berechnung der Muskelkräfte	60
3.4.2	Parametrisierung des Modells	62

3.4.3	Diskussion der Modellvalidität	67
3.4.4	Muskelauswahl zur körperteilbezogenen Beanspruchungsindikation	69
3.4.5	Betrachtung der Bewegungsausführung	69
3.5	Vorgehensweise zur Datenanalyse	75
4	Studie 1: Analyse des Beanspruchungsempfindens	77
4.1	Methode zur Datenauswertung	78
4.2	Ergebnisse der Studie 1	79
4.2.1	Analyse der Beanspruchungsunterschiede zwischen den Körperteilen	79
4.2.2	Analyse des Einflusses des Bewegungsortes auf die körperteilbezogenen Beanspruchungen	81
4.2.3	Analyse des Einflusses der Bewegungsrichtung auf die körperteilbezogenen Beanspruchungen	83
4.3	Diskussion der Ergebnisse	84
4.3.1	Beanspruchungsunterschiede zwischen den Körperteilen	84
4.3.2	Einfluss des Bewegungsortes auf die körperteilbezogenen Beanspruchungen	87
4.3.3	Einfluss der Bewegungsrichtung auf die körperteilbezogenen Beanspruchungen	88
4.4	Zusammenfassung der Studie 1	91
5	Studie 2: Analyse der Kenngröße Muskelaktivität	95
5.1	Methode zur Datenauswertung	96
5.1.1	Datenaufbereitung und Bestimmung der linearen Regressionsmodelle	96
5.1.2	Analyse der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen	100

5.2	Ergebnisse der Studie 2	102
5.2.1	Datenaufbereitung und lineare Regressionsmodelle	103
5.2.2	Körperteilbezogene Muskelaktivierungen	107
5.3	Diskussion der Ergebnisse	115
5.3.1	Unterschiede in den Muskelaktivierungen zwischen den Körperteilen	116
5.3.2	Einfluss des Bewegungsortes auf die körperteilbezogenen Muskelaktivierungen	119
5.3.3	Einfluss der Bewegungsrichtung auf die körperteilbezogenen Muskelaktivierungen	121
5.4	Zusammenfassung der Studie 2	123
6	Studie 3: Analyse der Indikationsfähigkeit der Kenngröße Muskelaktivität	127
6.1	Methode zur Datenauswertung	127
6.2	Ergebnisse der Studie 3	128
6.3	Diskussion der Ergebnisse	131
6.4	Zusammenfassung der Studie 3	136
7	Zusammenfassung	139
7.1	Gesamtdiskussion der Ergebnisse der Studien 1 bis 3	141
7.2	Gestaltungsempfehlung für dynamische Arbeitsformen im Greifraum	148
8	Ausblick	151
9	Literaturverzeichnis	153
10	Anhang	175
10.1	Anhang der Methode zur Datenerhebung	175
10.2	Anhang Studien 1-3	181

Abbildungsverzeichnis

1.1 Vorgehensweise in der Arbeit	3
2.1 Überblick über Normen zur Arbeitsplatzgestaltung	12
2.2 Horizontaler Greifraum (nach Bullinger, 1994, S. 206)	15
2.3 Zusammenwirken der Kräfte am menschlichen Körper nach der DIN 33411-1:1982	22
2.4 Arten der Muskelkontraktion nach nach Luczak (1998)	23
2.5 Zusammenhang zwischen den Arten der Muskelarbeit und den Formen physiologischer Arbeit	25
2.6 Prozesse der energetisch-effektorischen Arbeit im menschlichen Körper unter arbeitswissenschaftlichen Gesichtspunkten (nach Rohmert 1993)	36
3.1 Versuchsaufbau	50
3.2 Abbildung eines Probanden bei der Versuchsdurchführung	52
3.3 CP50-Skala mit Bodymap	57
3.4 Positionierung der Marker am Probanden	58
3.5 Versuchsaufbau und Abbildung im Modell (Graichen et al., 2015)	60
3.6 Darstellung der Analyse- und Berechnungsschritte im AnyBody Modeling System TM zur Bestimmung biomechanischer Kenngrößen (i.A.a. Rasmussen et al., 2001)	63
3.7 Darstellung der beanspruchungsspezifische Kennwerte der elektromyografischen Muskelaktivität nach Müller et al. (1988).	66

3.8	2D-Darstellung der Bewegungstrajektorien bei der Ausführung der Grundbewegung <i>BK1_M1_X</i> von 11 Probanden (durchgezogene Linie = Hinbewegung, gestrichelte Linie = Rückbewegung; linke Seite) und zugehörige Funktion des Mittelwerts und der Standardabweichungen (Mittelwert = schwarz, Standardabweichung = rot; rechte Seite)	72
3.9	Angepasstes Layout mit Versatzradien	74
5.1	Darstellung der anhand des biomechanischen Menschmodells berechneten Verläufe der Muskelaktivierungen der Schulter bei der Bewegung <i>BK1_M1_X</i> aller Probanden	104
7.1	Detailliertere Untergliederung des Greifraums für das Körperteil Schulter für die Gewichte M1 und M2	150

Tabellenverzeichnis

2.1	Zeitbestimmende Einflussgrößen des Bewegungsablaufs . . .	18
2.2	Überblick der Erkenntnisse zu den statischen Arbeitsformen .	26
2.3	Einflussgrößen auf die maximalen Aktionskräfte	27
2.4	Überblick der Erkenntnisse zu den dynamischen Arbeitsformen	30
2.5	Forschungsfragen	41
3.1	Variablenübersicht	48
3.2	Angepasste Werte der Bewegungskordinaten	71
4.1	CP50 - Paarweiser Vergleich zwischen den Körperteilen ($\alpha = .005$)	80
4.2	CP50 - Paarweiser Vergleich zwischen den Bewegungskordinaten ($\alpha = .0083$)	82
4.3	CP50 - Paarweiser Vergleich zwischen den Bewegungsrichtungen ($\alpha = .0167$)	84
5.1	Parameter der Regressionsfunktion für die Muskelaktivierung der Schulter bei der Grundbewegung an Koordinate 1, mit Montagegewicht 1 in x-Richtung	106
5.2	AnyBody - Auszug aus dem paarweisen Vergleich zwischen den Körperteilen ($\alpha = .005$)	109
5.3	AnyBody - Auszug aus dem paarweisen Vergleich zwischen den Bewegungskordinaten ($\alpha = .0083$)	111
5.4	AnyBody - Auszug aus dem paarweisen Vergleich zwischen den Bewegungsrichtungen ($\alpha = .0167$)	114
6.1	Körperteilspezifische Korrelationskoeffizienten	129

6.2	Übersicht zu den Korrelationen zwischen den Muskelaktivierungen und den Beanspruchungen pro Bewegungsrichtung (BR), Körperteil (KT) und Bewegungsordinate (BK)	130
6.3	Anteil an signifikanten Korrelationen mit $r_{\tau} \geq .3$	132
10.1	Übersicht zum verwendeten Markerset	175
10.2	Randomisierte Versuchsreihenfolge	176
10.3	Muskelzuordnung zu den Körperteilen	177
10.4	Vergleich zwischen den SOLL- und IST-Bewegungs- koordinaten	178
10.5	Kennwerte zur Variabilität der Bewegungsbahnen	179
10.6	Kennwerte zu den Längen der vollständigen Grundbewegungen (Hin- und Rückbewegung)	180
10.7	CP50 - Mittelwerte aller Grundbewegungen	181
10.8	CP50 - Ergebnisse Shapiro-Wilk-Test	181
10.11	CP50 - Levene-Test bezüglich der Bewegungsrichtungen	184
10.9	CP50 - Levene-Test bezüglich der Körperteile	186
10.10	CP50 - Levene-Test bezüglich der Bewegungskoordinaten	186
10.12	CP50 - statistische Kennwerte für den Vergleich der Körperteile ($\alpha = .005$)	187
10.13	CP50 - statistische Kennwerte für den Vergleich der Bewegungskoordinaten ($\alpha = .0083$)	190
10.14	CP50 - statistische Kennwerte für den Vergleich der Bewegungsrichtung ($\alpha = .0167$)	193
10.15	AnyBody: Mittelwerte aller Grundbewegungen	194
10.16	AnyBody - Ergebnisse Shapiro-Wilk-Test	194
10.19	AnyBody - Levene-Test bzgl. der Bewegungsrichtungen	197
10.17	AnyBody - Levene-Test bzgl. der Körperteile	199
10.18	AnyBody - Levene-Test bzgl. der Bewegungsordinate	199

10.20	AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Körperteile - $\alpha = .005$)	200
10.21	AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Bewegungskordinaten - $\alpha = .0083$)	214
10.22	AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Bewegungsrichtungen - $\alpha = .0167$)	218
10.23	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK1_M1_X</i> . .	223
10.24	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK1_M1_Y</i> . .	224
10.25	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK1_M1_Z</i> . .	225
10.26	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK1_M2_X</i> . .	226
10.27	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK1_M2_Y</i> . .	227
10.28	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK1_M2_Z</i> . .	228
10.29	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK2_M1_X</i> . .	229
10.30	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK2_M1_Y</i> . .	230
10.31	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK2_M1_Z</i> . .	231
10.32	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK2_M2_X</i> . .	232
10.33	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK2_M2_Y</i> . .	233
10.34	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK2_M2_Z</i> . .	234
10.35	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK3_M1_X</i> . .	235
10.36	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK3_M1_Y</i> . .	236
10.37	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK3_M1_Z</i> . .	237
10.38	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK3_M2_X</i> . .	238
10.39	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK3_M2_Y</i> . .	239
10.40	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK3_M2_Z</i> . .	240
10.41	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK4_M1_X</i> . .	241
10.42	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK4_M1_Y</i> . .	242
10.43	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK4_M1_Z</i> . .	243
10.44	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK4_M2_X</i> . .	244
10.45	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK4_M2_Y</i> . .	245
10.46	Koeffizienten der Regressionsfunktionen für <i>BK4_M2_Z</i> . .	246
10.47	statistische Kennwerte der Korrelationsanalyse	247

1 Zielsetzung und Vorgehensweise

Die arbeitswissenschaftliche Forschung beschäftigt sich seit über 50 Jahren mit der Gestaltung menschengerechter Arbeit. Auf Grundlage physiologischer und psychophysiologischer Untersuchungen konnten die Rahmenbedingungen für die Gestaltung effektiver und effizienter physiologischer Arbeit gelegt werden (Rohmert, 1960; Schultetus, 1980; Rohmert, Rutenfranz, Lehmann & Haider, 1983; Rohmert, 1984; Luczak, Müller & Rötting, 1989; Schmidtke & Bernotat, 1993; Bullinger & Ilg, 1994; Strasser, 1996a; Landau, 2007; Bubb & Fritzsche, 2009; Schlick, Bruder & Luczak, 2010). Mit der Integration dieser methodischen, interdisziplinären Erkenntnisse in die Arbeitsgestaltung konnte ein wesentlicher Beitrag zur ergonomischen Gestaltung von Arbeitsplätzen und -prozessen geleistet werden.

So basiert die Gestaltung manueller Montageprozesse auf umfassenden technischen und organisatorischen Erkenntnissen sowie vor allem auch auf Grundlagen aus den Bereichen Physiologie und Psychologie. Nur im Einklang damit gelingt es, eine nachhaltig effektive und effiziente Arbeitsgestaltung zu realisieren. Obgleich die Arbeitswissenschaft sich schon seit geraumer Zeit dieser Zielstellung verschrieben hat und entscheidende Fortschritte verzeichnen konnte, ist diese nach wie vor nicht erreicht (Rohmert, 1960; Rohmert et al., 1983; Rohmert, 1984; Schmidtke & Bernotat, 1993; Bullinger & Ilg, 1994; Schlick et al., 2010). Die Gründe liegen neben den interindividuellen Unterschieden in den physiologischen und kognitiven Leistungsmerkmalen vor allem auch die hohe Komplexität und Vielfalt der zu gestaltenden Arbeitsinhalte, welche einen universellen Lösungsansatz verbieten (Luczak, Kabel & Licht, 2006, S. 384 ff.). Gerade im Bereich der physiologischen Arbeitsgestaltung sind noch umfangreiche Forschungsarbeiten zu leisten (BMBF, 2012, S. 178; BMBF, 2014, S. 193). Dafür sprechen vor allem die Zahlen zu den berufsbedingten Erkrankungen (Schlick et al., 2010, S. 229).

1.1 Zielsetzung

Die vorliegende Arbeit soll einen Beitrag zur Schließung einer Forschungslücke im Bereich der physiologischen Arbeitsgestaltung leisten. Es soll der Frage nachgegangen werden, inwiefern eine detailliertere Analyse und Bewertung dynamischer Arbeitsformen innerhalb des horizontalen Greifraums einen Beitrag zur effizienteren physiologischen Arbeitsplatzgestaltung leisten können. Dazu wird eine systematische Betrachtung einer ausgewählten dynamischen Arbeitsform im Greifraum angestrebt. Der Fokus liegt hierbei auf den körperteilbezogenen Beanspruchungswirkungen von geradlinigen Montagebewegungen. Die aufzubringenden Kräfte liegen dabei unterhalb den maximalen Aktionskräften.

In dieser Arbeit werden dazu exemplarisch innerhalb des rechten Bereichs des horizontalen Greifraums die körperteilbezogene Beanspruchungen des rechten Arms, der Schulter, des Nackens und Rückens bei einfachen manuellen Montagebewegungen analysiert. Die wirkenden Beanspruchungen werden mit einem biomechanischen Menschmodell sowie einer Methode zur Erhebung des Beanspruchungsempfindens untersucht. Als Beanspruchungsindikator des verwendeten Modells wird die biomechanische Kenngröße Muskelaktivität gewählt. Somit wird erstmalig der empfohlene Arbeitsbereich für manuelle Montageprozesse hinsichtlich der wirkenden körperteilbezogenen Beanspruchungen systematisch untersucht.

Weiterhin soll auch die Aussagefähigkeit der mit dem Modell ermittelten biomechanischen Kenngröße Muskelkraft im Kontext der Beanspruchungsindikation näher beleuchtet werden. Dazu wird das körperteilbezogene Beanspruchungsempfinden den mit dem Modell errechneten Werte im Rahmen einer Korrelationsanalyse vergleichend gegenübergestellt. Zusammengefasst soll ein Beitrag zur physiologisch effizienteren Arbeitsplatzgestaltung sowie zur Erweiterung des arbeitsgestalterischen Methodenrepertoires geleistet werden.

1.2 Vorgehensweise

Im Rahmen der Arbeit erfolgt eine Analyse einer ausgewählten dynamischen Arbeitsform innerhalb des rechten horizontalen Greifraums anhand eines Maßes zum körperteilbezogenen Beanspruchungsempfinden und der biomechanischen Kenngröße Muskelaktivität. Weiterhin wird das eingesezte biomechanische Menschmodell hinsichtlich dessen Indikationsfähigkeit für physiologische Beanspruchungen untersucht. Die Ziele der Arbeit werden nach der in Abbildung 1.1 dargestellten Vorgehensweise erreicht.

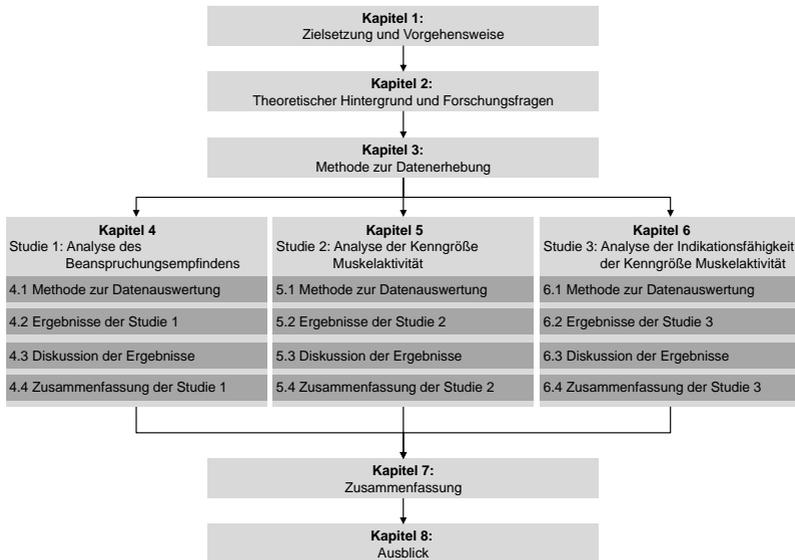


Abb. 1.1: Vorgehensweise in der Arbeit

Nach der Vorstellung der Zielsetzung und Vorgehensweise der Arbeit in Kapitel 1 erfolgt eine fundierte Literaturrecherche zu den verfügbaren Erkenntnissen und Grundlagen der physiologischen Arbeitsplatzgestaltung. In Kapitel 2 werden darauf aufbauend die Defizite in den bestehenden arbeitsgestalterischen Grundlagen herausgearbeitet sowie die Anwendung

biomechanischer Analyseverfahren, insbesondere biomechanischer Menschmodelle, zur Schließung der aufgeworfenen Forschungslücke diskutiert. Daran schließt sich die Formulierung der Forschungsfragen an.

In Kapitel 3 wird die methodische Vorgehensweise zur Bearbeitung der Forschungsfragen vorgestellt. Es werden die im Rahmen dieser Arbeit betrachtete dynamische Arbeitsform spezifiziert sowie die Vorgehensweise zur Datenerhebung definiert. Dazu werden neben der Vorstellung der durchgeführten Versuche die Methoden zur Erfassung des Beanspruchungsempfindens und der Berechnung der biomechanischen Kenngröße Muskelaktivität erläutert. In diesem Rahmen wird der Ansatz zur Modellierung der dynamischen Arbeitsform anhand eines biomechanischen Menschmodells vorgestellt. Abschließend wird die grundlegende Vorgehensweise zur Datenanalyse erläutert. Innerhalb von drei Studien erfolgt die Auswertung der erhobenen Daten sowie die Bearbeitung der Forschungsfragen.

In Kapitel 4 wird die Studie 1 zur Auswertung des erhobenen Beanspruchungsempfindens vorgestellt. Nach dem Methodenteil werden die Ergebnisse der Studie präsentiert. Im Anschluss erfolgen die Diskussion der Studienresultate sowie eine Zusammenfassung der gewonnenen Erkenntnisse.

In Kapitel 5 erfolgt die Vorstellung der Studie 2. Der Methodenteil ist dabei zweigliedrig. Zunächst wird die Vorgehensweise zur erforderlichen Datenaufbereitung und -aggregation der berechneten biomechanischen Kenngröße Muskelaktivität skizziert. Im Anschluss daran erfolgt die Vorstellung der Methode zur weiteren statistischen Datenauswertung. Die Studienergebnisse werden danach präsentiert sowie diskutiert. Abschließend erfolgt eine Zusammenfassung der erarbeiteten Erkenntnisse.

In Kapitel 6 werden mit der Studie 3 die zuvor erarbeiteten Ergebnisse aus den Studien 1 und 2 verglichen. Im Rahmen einer Korrelationsanalyse wird die Indikationsfähigkeit der bestimmten biomechanischen Kenngröße Muskelaktivität bezüglich des erhobenen Beanspruchungsempfindens analysiert. Nach der Vorstellung der Methode und der Ergebnisse folgt eine umfassende Diskussion der Korrelation zwischen den beiden Kennwerten.

In der abschließenden Zusammenfassung werden dann die Kernaussagen der dritten Studie zusammengetragen.

Innerhalb der Zusammenfassung in Kapitel 7 werden die in den drei Studien erarbeiteten Erkenntnisse ganzheitlich diskutiert. Es werden die in Kapitel 2 aufgeworfenen Forschungsfragen aufgegriffen und in Hinblick auf die erarbeiteten Studienergebnisse besprochen. Die gewonnenen Erkenntnisse bei der Betrachtung einer dynamischen Arbeitsform im rechten horizontalen Greifraum werden zusammengefasst und eine konkrete Gestaltungsempfehlung, im Sinne einer detaillierteren Untergliederung des Greifraums, abgeleitet.

Abschließend wird in Kapitel 8 ein Ausblick zu den zukünftigen Forschungspotenzialen gegeben. Die Einsatz- und Entwicklungsmöglichkeiten des verwendeten biomechanischen Menschmodells werden dazu umrissen und in Kontext der modernen Arbeitsgestaltung positioniert.

2 Theoretischer Hintergrund

Die Arbeitsgestaltung bildet den zentralen Ordnungsrahmen zur Schaffung eines wirtschaftlichen und menschengerechten Betriebsgeschehens (REFA, 1993a, S. 45). In diesem Zusammenhang umfasst die Arbeitsgestaltung alle planenden und gestaltenden Tätigkeiten im Rahmen der Betriebsorganisation (vgl. Schlick et al., 2010, S. 435). Sie legt im Detail das Zusammenwirken von Mensch, Technik und Organisation unter der Berücksichtigung arbeitswissenschaftlicher und betriebsorganisatorischer Grundprinzipien fest. Dabei verfolgt sie das Ziel, die menschlichen Eigenschaften und Bedürfnisse sowie die Wirtschaftlichkeit bei der Gestaltung des soziotechnischen Systems, im Weiteren als Arbeitssystem bezeichnet (REFA, 1993a, S. 24; DIN EN ISO 6385), in Einklang zu bringen. Es müssen dazu schädigungslose, ausführbare, erträgliche und beeinträchtigungsfreie Arbeitsbedingungen gewährleistet sowie die Rahmenbedingungen sozialer Angemessenheit hinsichtlich Arbeitsinhalt, -aufgabe, -umgebung sowie Entlohnung und Kooperation berücksichtigt werden (Schlick et al., 2010, S. 7). Die Gestaltung von Arbeitssystemen verlangt daher eine ganzheitliche Betrachtung aller darin befindlichen Systemelemente sowie deren gegenseitige Wechselwirkung (Kubitscheck & Kirchner, 2013, S. 3). Folglich sind sowohl die Aufbau- als auch die Ablauforganisation im Rahmen der Arbeitsgestaltung zu betrachten. Unter Aufbauorganisation sind dabei die Struktur der Aufgabenverteilung an die verschiedenen Stellen sowie deren Beziehungen untereinander zu verstehen (REFA, 1993a, S. 138). Die Ablauforganisation legt das zeitliche und räumliche Zusammenwirken u. a. von Mensch, Betriebsmittel und Arbeitsgegenstand fest (REFA, 1993a, S. 138) und steht im Fokus dieser Arbeit.

Im folgenden Kapitel werden die Bestandteile der zuvor skizzierten Form der Arbeitsgestaltung sowie der Gestaltung von Arbeitsabläufen umrissen und anschließend vertieft auf die Arbeitsplatzgestaltung eingegan-

gen. Im Fokus stehen Grundlagen der physiologischen Arbeitsplatzgestaltung. Hierzu werden vertieft auf die anthropometrischen und energetischen Gesichtspunkte der Arbeitsplatzgestaltung eingegangen und die Defizite in den vorhandenen methodischen Grundlagen aufgezeigt. Darauf aufbauend werden die Einsatzmöglichkeiten der Biomechanik, insbesondere in Form eines biomechanischen Menschmodells, im Rahmen der physiologischen Arbeitsplatzgestaltung diskutiert. Zusammenfassend wird die Forschungslücke umrissen und damit die Grundlage für die Forschungsfragen der Arbeit geschaffen.

2.1 Funktionsbereiche der Arbeitsgestaltung

Die Arbeitsgestaltung lässt sich in zwei wesentliche Funktionsbereiche unterteilen, die Gestaltung auf Makroebene und auf Mikroebene des Arbeitssystems (vgl. Zülch, 1992; Schlick et al., 2010, S. 436). Bei der Arbeitsgestaltung auf Makroebene des Arbeitssystems, im Weiteren als Makro-Arbeitssystemgestaltung bezeichnet, werden die Maßnahmen zur Festlegung der Arbeitsorganisation sowie der technischen Prozessgestaltung bestimmt (REFA, 1990, S. 87). Durch die Arbeitsorganisation erfolgt die Gliederung und Gestaltung des Arbeitsablaufs nach inhaltlichen, zeitlichen und aufgabenmäßigen Kriterien (REFA, 1993b, S. 21). Entsprechend der arbeitsgestalterischen Zielstellung werden die grundlegende Struktur des Arbeitssystems, u. a. in Form des Automatisierungsgrades, die Verkettungsart sowie der Art und Anzahl der Arbeitsplätze und Puffergrößen bestimmt. In diesem Zusammenhang werden die weiteren Maßnahmen zur Veränderung der Arbeitsorganisation unter dem Begriff der Arbeitsstrukturierung zusammengefasst (Grap, 1992, S. 21; Schlick et al., 2010, S. 506). Die Ziele der Arbeitsorganisation und Arbeitsstrukturierung sind aber als identisch anzusehen. Nach REFA (1978, S. 70) wird durch die Makro-Arbeitssystemgestaltung auch der Arbeitssystemtyp festgelegt. Darunter ist die Art und Weise der Interaktion der Systemelemente untereinander so-

wie mit der Umwelt zu verstehen (REFA, 1993b, S. 70). Im Detail werden durch die Arbeitsgestaltung auf Makroebene

1. die Ablaufstruktur,
2. das Ablaufprinzip,
3. die eingesetzte Fertigungstechnologie sowie
4. die Kapazitätsteilung und die Leistungsabstimmung

bestimmt. Daran schließen sich die Maßnahmen der Arbeitsgestaltung auf Mikroebene des Arbeitssystems, im Weiteren als Mikro-Arbeitssystemgestaltung bezeichnet, an. Diese stehen im Fokus dieser Arbeit und umfassen die Festlegung der Arbeitsmethoden sowie die Gestaltung der Arbeitsplätze. Es wird dabei im Detail das Zusammenwirken der einzelnen Arbeitssystemelemente, insbesondere Mensch, Betriebsmittel und Arbeitsgegenstand, betrachtet. Somit ist eine wesentliche Aufgabe der Mikro-Arbeitssystemgestaltung die Analyse und Bewertung der durch das Zusammenwirken der Arbeitssystemelemente bedingten Belastungs- und Beanspruchungssituation des arbeitenden Menschen. Nach Rohmert et al. (1983) und Rohmert (1984) sind als Belastungen die auf den Menschen einwirkenden äußeren physikalischen, chemischen, organisatorischen und soziale Umgebungsbedingungen zu verstehen. Die Beanspruchung ist die individuelle physiologische und mentale Reaktion des Menschen darauf. Zusammengefasst werden hierbei

1. die Arbeitsmethode,
2. die Arbeitsplatzgestaltung sowie
3. die Arbeitsumgebung

gestaltet. Unter der Arbeitsmethode sind die Regeln zur Durchführung eines Arbeitsablaufs durch den Menschen zu verstehen (REFA, 1993b,

S. 21). Es werden dadurch die Vorgehensweise, im Sinne der Montage der Montageablauf und die dafür erforderlichen Ausrüstungsgegenstände am Arbeitsplatz sowie deren Anordnung spezifiziert. Durch die Festlegung der Arbeitsmethode werden folglich die wesentlichen Bewegungen des Menschen, die zur Ausführung einer Arbeitsaufgabe erforderlich sind, bestimmt. Dadurch wird direkt auf die Belastungs- und Beanspruchungssituation des Mitarbeiters sowie den für eine Arbeitsaufgabe benötigten Zeitbedarf eingewirkt.

Hieraus lässt sich das Hauptziel der Mikro-Arbeitsgestaltung ableiten: Die Realisierung einer Arbeitsmethode und der damit verbundenen Arbeitsplatzgestaltung, mit der sowohl die Belastungs- und Beanspruchungssituation des Mitarbeiters als auch den für eine Arbeitsaufgabe erforderlichen Zeitbedarf, im Sinne der Gesamtzielsetzung der Arbeitsgestaltung, möglichst effizient und effektiv gestaltet werden.

Begleitend dazu befasst sich die Mikro-Arbeitssystemgestaltung mit der Einrichtung der für die Erreichung der zuvor genannten Ziele erforderlichen Umgebungsbedingungen am Arbeitsplatz sowie mit der Gewährleistung der erforderlichen Arbeitssicherheit.

Die Gestaltung von Mikro-Arbeitssystemen wirkt sich auf die wirtschaftliche und technologische Effektivität und Effizienz des Makro-Arbeitssystems direkt aus. Diese enge Verzahnung wird aus den zuvor beschriebenen Zusammenhängen zur Arbeits(system)gestaltung deutlich. Somit bewirkt auch das mit dieser Arbeit beschriebene Forschungsvorhaben einen Einfluss auf die Arbeitsgestaltung auf Makroebene von Arbeitssystemen. Die Weiterentwicklung der Erkenntnisse zur Arbeitsplatzgestaltung ermöglicht so beispielsweise eine besser an die physiologischen Leistungsmerkmale der Mitarbeiter angepasste Planung der Ablaufstrukturen sowie Kapazitätsteilung und Leistungsabstimmung. Die Effizienz und Effektivität des Gesamtsystems kann damit direkt beeinflusst werden.

2.2 Grundlagen der Arbeitsplatzgestaltung

Die Arbeitsplatzgestaltung, als Bestandteil der Mikroarbeitssystemgestaltung, lässt sich hinsichtlich ihres Gestaltungsfokus unterteilen. Sie können einen sowohl korrektiven als auch präventiven Charakter besitzen. Es existieren in der Literatur eine Reihe von unterschiedlichen Einteilungen (Verein Deutscher Ingenieure & VDI-Gesellschaft Produktionstechnik (ADB), 1980; Schmidtke & Bernotat, 1993; REFA, 1993a; Martin, 1994; Bullinger & Ilg, 1994; Schlick et al., 2010; Bokranz & Landau, 2011b), wobei alle, mit unterschiedlichen Gewichtungen, die folgenden Gliederungspunkte enthalten:

- Anthropometrische Arbeitsplatzgestaltung,
- Energetische Arbeitsplatzgestaltung,
- Informatorische Arbeitsplatzgestaltung,
- Arbeitsumgebungsbezogene Arbeitsplatzgestaltung.

Anhand der Einteilung der Gliederungspunkte der Arbeitsplatzgestaltung werden im Folgenden die für die Fragestellung dieser Arbeit relevanten Erkenntnisse und Methoden der anthropometrischen und energetischen Arbeitsplatzgestaltung aufgeführt. Da im Rahmen der in dieser Arbeit aufgeworfenen Fragestellung die informatorische sowie arbeitsumweltbezogene Arbeitsplatzgestaltung von nachrangiger Bedeutung ist, sei an dieser Stelle für vertiefende Einblicke auf die entsprechende Fachliteratur (Schlick et al., 2010; Wickens, Hollands, Banbury & Parasuraman, 2013; Hacker, 2014; DIN EN 894-1,2,3,4; DIN EN ISO 9241 - 1,5,6,11; DIN EN ISO 24500) und Normen (DIN EN 12464 - 1,2; DIN 33403 - 2,3,5) verwiesen.

In Abbildung 2.1 ist in Anlehnung an Schultetus (1980, S. 13) eine Übersicht zu den aktuellen Normen für die Arbeitsplatzgestaltung gegeben. Die für die Zielstellung dieser Arbeit relevanten Normen zur anthropometrischen und energetischen Arbeitsgestaltung werden in den folgenden Kapi-

teln aufgegriffen und in Hinblick auf die Zielstellung der Arbeit mit in die Diskussion eingeschlossen.

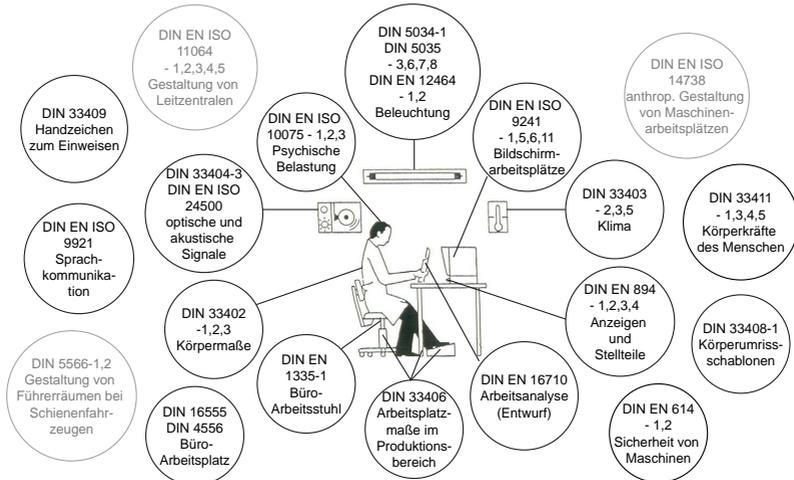


Abb. 2.1: Überblick über Normen zur Arbeitsplatzgestaltung

2.3 Anthropometrische Arbeitsplatzgestaltung

In der anthropometrischen Arbeitsplatzgestaltung stehen die menschen- und tätigkeitsbezogene Gestaltung des Arbeitsplatzes sowie die Arbeitsmittelmaße im Vordergrund (Landau, 2007, S. 47). Die anthropometrische Arbeitsplatzgestaltung betrachtet die folgenden Aspekte:

- Körpermaße,
- Körperhaltungen,
- Bewegungs- und Sehräume,
- Bewegungstechnik.

Die Bereiche Körpermaße, Körperhaltungen sowie Bewegungs- und Sehräume werden durch die Betrachtung der Maßverhältnisse des menschlichen Körpers sowie den damit verbundenen biomechanischen Gesetzmäßigkeiten berücksichtigt (vgl. DIN EN 1005-4, 2005; DIN EN ISO 7250-1, 2010; DIN EN ISO 7250-2, 2013; DIN 33402-1, 2008; DIN 33402-2, 2005; DIN 33402-3, 1984; DIN 33406, 1988). Unter dem Begriff Biomechanik und den daraus ableitbaren biomechanischen Gesetzmäßigkeiten ist die Übertragung und Anwendung mechanischer Grundprinzipien auf biologische Systeme, hierbei auf den Menschen, zu verstehen (Rohmert, Jenik & Mainzer, 1989; Kummer, 2005; Richard & Kullmer, 2013). Bei der anthropometrischen Arbeitsplatzgestaltung wird vorwiegend auf die Kinematik des Menschen, d. h. die Bewegung ohne Einwirkung von Kräften, eingegangen. Eine Berücksichtigung der Wirkung von Kräften bei Bewegungen, d. h. die Betrachtung der Kinetik, erfolgt im Rahmen der energetischen Arbeitsplatzgestaltung.

Für die Betrachtung der Kinematik finden die Maße der Körperteillängen und -umfänge sowie die Körperhöhe explizite Berücksichtigung. Den interindividuellen Schwankungen in den Körpermaßen sowie den daraus resultierenden Einflüssen auf die Bewegungen wird durch eine aggregierte Betrachtungsweise der Körpermaße in Form von Perzentilen Rechnung getragen. Aufgrund der großen Variationsbreite in den Körpermaßen wird in der Regel der Anpassungsbereich mit einer Unter- und Obergrenze begrenzt. Körpermaßdaten lassen sich dabei nach unterschiedlichen Klassifizierungskriterien, wie z. B. Alter, Geschlecht oder geografische Herkunft, einteilen. Für die Arbeitsplatzgestaltung werden in der Regel aber klassenübergreifende Kriterien gewählt (vgl. Merkel & Schmauder, 2012, S. 29 ff.). Dadurch lässt sich der Grundsatz der Ausführbarkeit auf eine möglichst breite Grundgesamtheit übertragen. So werden bei der Gestaltung von Arbeitsplätzen in der Regel die anthropometrischen Maße des 5. Perzentils der Frau bis zum 95. Perzentil des Mannes berücksichtigt (Schlick et al., 2010, S. 71). Die damit gestalteten Arbeitsplätze erfüllen in Hinblick auf

die Körpermaße, Körperhaltung sowie Bewegungs- und Sehraume die Bedingung der Ausführbarkeit für den größten Teil der Erwerbspersonen. Als Erwerbspersonen sind hierbei Männer und Frauen im erwerbsfähigen Alter von 18 bis 67 Jahren definiert.

Die Bewegungen des Menschen bestehen zumeist zusammengesetzten Bewegungen mehrerer Gelenke. Aufgrund der daraus resultierenden Komplexität zur Beschreibung einer Bewegung werden im Rahmen der anthropometrischen Arbeitsplatzgestaltung Funktionsräume definiert. Diese beinhalten die zuvor beschriebenen anthropometrischen Daten und fassen diese zu Sicht-, Greif-, Bein- und Bewegungsbereichen zusammen (Schlick et al., 2010, S.1037).

Für die oberen Extremitäten lassen sich aus den anthropometrischen Daten unterschiedliche Greifbereiche des Menschen in horizontaler und vertikaler Richtung ableiten. Als allgemeiner Greifraum wird der entsprechend den möglichen Gelenkradien und Maßen der Körperteile maximal erreichbare Raum um den aufrecht stehenden beziehungsweise sitzenden Menschen herum bezeichnet. Der bevorzugte Greifraum reduziert diesen Bereich auf die komfortabel erreichbaren Zonen. Unter komfortabel kann eine möglichst minimale physiologische Belastung bei der Handhabung von Gegenständen im Greifraum verstanden werden (Drury, 1987; Hoehne-Hückstädt, 2007, S. 64). In diesem Zusammenhang sei auf die Beschreibung von Komfort und Diskomfort in Zusammenhang mit der Arbeitsgestaltung sowie die Vorgehensweisen zur Messung dieser verwiesen (Zhang, Helander & Drury, 1996; Fritzsche, 2010, S. 22 ff.).

In Abb. 2.2 sind die verschiedenen horizontalen Greifräume dargestellt. Im gleichen Sinne können auch die Greifbereiche in vertikaler Ebene sowie alle weitere Funktionsräume des Menschen (vgl. DIN 33402-3, 1984) abgebildet werden. An dieser Stelle sei dazu auf die Fachliteratur und Normen verwiesen (siehe u. a. DIN EN ISO 14738, 2009; DIN 33402-3, 1984; Bullinger & Ilg, 1994; Schlick et al., 2010).

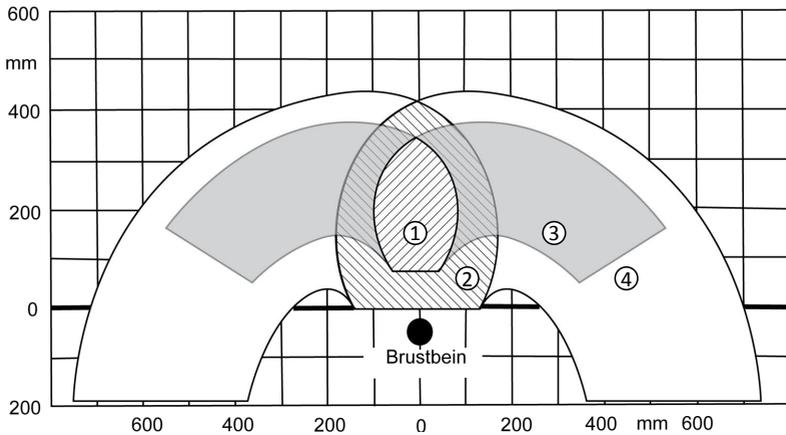


Abb. 2.2: Horizontaler Greifraum (nach Bullinger, 1994, S. 206)

Im Kontext der physiologischen Arbeitsgestaltung stellt der horizontale Greifraum ein zentrales Gestaltungselement dar. Die Erkenntnisse aus der anthropometrischen und energetischen Arbeitsplatzgestaltung legen eine Verlagerung aller manuellen Tätigkeiten möglichst in diesen Bereich nahe. Bewegungen innerhalb des körpernahen Bereichs werden mit geringen körperlichen Beanspruchungen und einem sich daraus mit ergebenden reduzierten Diskomfortempfinden gegenüber den anderen Bewegungsbereichen verbunden (Schultetus, 1980; Drury, 1987; Strasser, 1996a; Hoehne-Hückstädt, 2007, S. 64; Merkel & Schmauder, 2012). Im Kapitel 2.4 zur energetischen Arbeitsplatzgestaltung wird darauf nochmal vertieft eingegangen. Insofern soll auf dieses Hauptelement der anthropometrischen Arbeitsplatzgestaltung nun vertieft eingegangen werden. Der mit ① gekennzeichnete Bereich in Abbildung 2.2 bildet das Arbeitszentrum ab. Innerhalb dieser Zone können im Blickfeld beidhändig Tätigkeiten ausgeführt werden. Das Blickfeld stellt den zentralen Bereich des Sehraums dar. Dieser kann durch die geometrischen Parameter der Sehachse und Sehbereiche spezifiziert werden. Der Sehbereich beinhaltet das zuvor genannte Blick-

feld sowie das Gesichts- und Umblickgesichtsfeld (Schmidtke & Bernotat, 1993, S. 508 f.; Schlick et al., 2010, S. 1039; DIN EN 894-2, 2008).

Weiterhin stellt der die Zone ① umhüllende Bereich ② das erweiterte Arbeitszentrum dar. Darin können sowohl einhändig als auch beidhändig Tätigkeiten ausgeführt werden. Jedoch ist innerhalb dieses Bereichs eine gleichzeitige Sichtkontrolle von beidhändig ausgeführten Tätigkeiten aufgrund des unter Umständen größeren Abstands der Verrichtungsorte nicht mehr möglich. Als Verrichtungsort soll in diesem Zusammenhang der Ort verstanden werden, an dem eine Arbeitstätigkeit im Rahmen eines vorgegebenen Arbeitsablaufs an dem betrachteten Arbeitsplatz durchgeführt wird. Im Sinne einer möglichst effizienten Arbeitsplatzgestaltung ist es das Ziel, alle vom Menschen auszuführenden Tätigkeiten im Arbeitszentrum, idealerweise in der Zone ①, stattfinden zu lassen. Da allerdings aufgrund der begrenzten Größe dieser Zone dieses Ziel nur bedingt zu erreichen ist, werden die Verrichtungsorte einer Arbeitsaufgabe im Greifbereich der Beidhandzone (Zone ②) verteilt. Die an diese Zone anschließenden Einhandzonen (Zone ③ und ④) werden in der Regel auch mit verwendet, wobei die Grenzen der dritten Zone die maximal erreichbaren Bereiche eines Arbeitsplatzes darstellen. Im Sinne des Ausführbarkeitsprinzips nach Hacker (1998) stellen sie die Grenzen des Arbeitsplatzes dar.

In diesem Zusammenhang betrachtet die anthropometrische Arbeitsplatzgestaltung weiterführend die Körperhaltung sowie die Gelenkstellungen. Die Verrichtungsorte sowie der durch die Arbeitsaufgabe bestimmte Arbeitsablauf definieren diese beiden Gestaltungsgrößen. In Verbindung mit den biomechanischen Eigenschaften des menschlichen Körpers ergeben sich daraus die maximal aufzubringenden Aktionskräfte sowie -momente (vgl. DIN 33411-3, 1986; DIN 33411-4, 1987; DIN 33411-5, 1999) und somit die Verbindung zur energetischen Arbeitsplatzgestaltung (siehe Kapitel 2.4). Im Sinne der anthropometrischen Arbeitsplatzgestaltung dient die Betrachtung der Gelenkwinkel zur Bestimmung komfortabler Körperhaltungen (Drury, 1987; Hoehne-Hückstädt, 2007, S. 73 ff;

Fritzsche, 2010, S. 96 ff; Bokranz & Landau, 2011b, S. 172). Darüber hinaus zeigt die Altersforschung (Landau, 2007, S. 65), dass die Beweglichkeit, d. h. die maximal erreichbaren Gelenkstellungen, altersabhängig sind. Jochems (2011, S. 24) deckt in diesem Zusammenhang noch weiterführende Forschungsfragen auf. Weiterführende Ansätze zur detaillierten Untergliederung des Greifraums sind nicht gegeben. Lediglich die Zoneneinteilung, die Bereiche komfortabler Gelenkwinkelstellungen sowie maximal aufzubringende Aktionskräfte sind die wesentlichen Gestaltungskriterien.

Die aufgeführten anthropometrischen Daten bilden die Grundlage für die Bewegungstechnik. Diese stellt eine Hauptfunktion des Bewegungsstudiums dar (REFA, 1993b, S. 47) und umfasst die Analyse und Gestaltung effizienter Bewegungsabläufe. Es werden darüber die Vorgaben für effiziente und effektive manuelle Arbeitsmethoden definiert. Die Zielsetzung besteht darin, belastungs- und beanspruchungsarme sowie komfortable Bewegungen im Arbeitsprozess zu gestalten. Es stehen neben den physikalisch-energetischen Kriterien vor allem auch der biomechanische Gesichtspunkt der Bewegungskoordination im Fokus. Die Gestaltungsgrößen sind die Dauer, Beschleunigung und Geschwindigkeit einer Bewegung (Rohmert et al., 1983, S. 15; Bruder, 1993, S. 53). Die Bewegungstechnik ist auf zeitwirtschaftliche und physiologische Gestaltungsziele ausgerichtet.

Basierend auf den von Gilbreth und Gilbreth (1917) definierten Elementarbewegungen und den daraus entstandenen Systemen vorbestimmter Zeiten dient die Bewegungstechnik dazu, Bewegungsabläufe unter zeitwirtschaftlichen Effizienzaspekten zu beschreiben (Lotter, 1992, S. 77 ff.). Als Messgröße für die Effizienz eines Bewegungsablaufs dient bisher der daraus ermittelte Zeitbedarf. Paul (2002, S. 27) identifizierte die zeitbestimmenden Einflussgrößen einer Bewegung (siehe Tabelle 2.1).

Bokranz und Landau (2011b, S. 217 ff.) fassen die von Paul (2002) aufgeführten Einflussgrößen als bewegungs-ökonomische Aspekte zusammen und leiten daraus Gestaltungsziele ab. Die Gestaltungsmaxime im Sinne der Bewegungstechnik stellt die Vereinfachung und Verdichtung von Bewegun-

Tab. 2.1: Zeitbestimmende Einflussgrößen des Bewegungsablaufs

zeitbestimmende Einflussgrößen	
Bewegungskategorie (Finger, Hand, Arm, Schulter,...)	Bewegungsraum (Hüfthöhe, Brusthöhe,...)
Bewegungsfrequenz	Bewegungsgeschwindigkeit
Bewegungsbahn (frei, geführt)	Bewegungsbeschleunigung
Bewegungsablauf (unterbrochen, ununterbrochen)	Winkel zwischen Kraft- und Bewegungsrichtung
Bewegungsrichtung	Kraftangriffspunkte
Bewegungsform (Kreis, Gerade)	Kraftgrößen und -verläufe
Bewegungskontrollaufwand	Leistungsabgabe
Bewegungslänge	

gen dar. Es soll damit die Kinematik zur Ausführung eines Arbeitsablaufes vereinfacht und somit effizienter gestaltet werden. Die Bewegungstechnik bildet somit die Grundlage der Gestaltung von Arbeitsmethoden. Unter Bewegungsverdichtung ist das Erkennen und das Eliminieren schwieriger Bewegungselemente aus einem Bewegungsablauf zu verstehen (REFA, 1993b, S. 47). Die Bewegungsvereinfachung hingegen baut schwierige Bewegungselemente ab (REFA, 1993b, S. 47). Der Schwierigkeitsgrad einer Bewegung wird dabei durch die Ausprägungen der Belastungsgrößen gekennzeichnet und enthält implizit die zuvor genannten Grundlagen zur anthropometrischen Arbeitsplatzgestaltung.

In diesem Zusammenhang kann zur Bewertung von Arbeitsmethoden auch der Ansatz zur Ermittlung des wirtschaftlichen Wirkungsgrades von Montagetätigkeiten nach Lotter (1992, S. 67 ff.) mit eingeordnet werden. Anhand einer detaillierten Analyse der auszuführenden Tätigkeiten mittels den Systemen vorbestimmter Zeiten lassen sich mit diesem Ansatz wertschöpfende von nicht-wertschöpfenden Tätigkeiten trennen. Als wertschöpfende Tätigkeiten werden nach Lotter (1992) solche Vorgänge verstanden, die zur Vervollständigung eines Produktes direkt beitragen. Mit dem Ansatz nach Lotter (1992) lässt sich die Güte einer nach bewegungs-

technischen Prinzipien erfolgten Arbeitsplatz- und Methodengestaltung als Grad der Wertschöpfung bewerten. Damit kann die ökonomische Effizienz der Kinematik eines Arbeitsablaufs anhand eines Wirkungsgrades quantifiziert werden. Die Vorgehensweise lässt die Überführung der Gestaltungsziele der Bewegungstechnik von einem einzelnen Arbeitsplatz (Mikroarbeitssystem) auch auf einen Arbeitsplatzverbund (Makroarbeitssystem) zu.

Die Gestaltung manueller Arbeitsvorgänge nach den zuvor erläuterten Prinzipien von Bokranz und Landau (2011a) und Lotter (1992) sowie das Ziel zeitwirtschaftlicher Effizienz erfordert neben der Betrachtung anthropometrischer Rahmenbedingungen auch die Berücksichtigung weitergehender physiologischer Erkenntnisse. Die Bewegungstechnik bildet die Grundlage der Gestaltung von manuellen Arbeitsvorgänge. Sie umfasst die Schnittmenge zwischen anthropometrischer und energetischer Arbeitsplatzgestaltung. Unter physiologischen Gesichtspunkten betrachtet die Bewegungstechnik nach Kluth (1996) die „physiologischen Kosten“ eines Bewegungsablaufes und bewertet diese anhand energetischer Kenngrößen, wie z. B. elektromyografische Aktivität, Muskelkräfte oder -ermüdung (Strasser & Ernst, 1992; Strasser, 1996a; Strasser, 1996b; Kluth, Böhlemann & Strasser, 1996; Strasser & Müller, 1999). Dieser Bereich der Bewegungstechnik ist daher auch der energetischen Arbeitsplatzgestaltung zuzuordnen und wird im folgenden Kapitel 2.4 weitergeführt.

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass die anthropometrische Arbeitsplatzgestaltung den Rahmen für eine nach physiologischen Gesichtspunkten belastungs- und beanspruchungsarme Arbeitsplatz- und Methodengestaltung liefert. Die statischen Aspekte der menschlichen Physiologie, wie Bewegungs- und Sichtbereiche, stehen im Mittelpunkt der Betrachtung. Der Übergang zur energetischen Arbeitsplatzgestaltung, welche einen Arbeitsablauf vorrangig im zeitlichen Verlauf sowie die Einwirkung von Kräften analysiert, ist fließend und wird durch das Bewegungsstudium, insbesondere die Bewegungstechnik, beschrieben. Darin lassen sich somit

Aspekte der anthropometrischen und energetischen Arbeitsplatzgestaltung wiederfinden.

2.4 Energetische Arbeitsplatzgestaltung

Die energetische Arbeitsplatzgestaltung schafft die Rahmenbedingungen für einen, im Sinne der physiologischen Voraussetzungen des Menschen, effizienten Arbeitsablauf. Dieser Bereich der Arbeitsplatzgestaltung betrachtet die energetisch-effektorische Arbeit des Menschen. Im Fokus steht die Erzeugung von Kräften bzw. die Erzeugung mechanischer Energie (Schlick et al., 2010, S. 228). Durch die Erkenntnisse der energetischen Arbeitsplatzgestaltung wird der Wirkungsgrad der menschlichen Arbeit, d. h. das Verhältnis von physiologischer Belastung und Beanspruchung zum erwarteten Arbeitsergebnis, direkt beeinflusst. Das Ziel ist es, die an einem Arbeitsplatz durchzuführenden Tätigkeiten so zu gestalten, dass sie dauerhaft und ohne unnötig hohe Beanspruchung und den möglicherweise daraus resultierenden Schädigungen ausgeübt werden können (Schlick et al., 2010, S. 229). Im Gegensatz zur anthropometrischen Arbeitsplatzgestaltung wird bei der energetischen Arbeitsplatzgestaltung eine dynamische Betrachtungsweise der Arbeitstätigkeit gewählt (Schlick et al., 2010, S. 255). Entsprechend zu den nach Rohmert (1984) zu unterscheidenden Arbeitsformen steht hierbei der energetische Anteil der Arbeit im Blickpunkt. Unter dem Gesichtspunkt der Biomechanik wird dabei die Kinetik eines Arbeitsprozesses, d. h. die Bewegung unter der Einwirkung von inneren und äußeren Kräften, betrachtet. Dieser beinhaltet die Aufbringung von Kräften und die damit verbundene Beanspruchung des Muskel-Skelett- und Organsystems. Im Sinne einer Engpassbetrachtung wird sich mit den physiologischen Auswirkungen auf muskulärer und organbezogener Ebene von Arbeitstätigkeiten befasst.

Mit dem von Rohmert (1960, S. 5) eingeführten Begriff der physiologischen Arbeit ist hierfür eine geeignete Zielgröße für die Arbeitsplatzgestal-

tung nach energetischen Kriterien gegeben. Gegenüber der physikalischen Arbeit, bei welcher das Produkt aus Kraft und Weg den Betrag der Arbeit definiert, wird die physiologische Arbeit als Produkt aus Kraft und Zeit dargestellt. Hierbei wird die Stellung der Bewegungstechnik als Schnittmenge zwischen der anthropometrischen und energetischen Arbeitsplatzgestaltung deutlich. Mit dem Ziel der Gestaltung zeitwirtschaftlich effizienter Bewegungsabläufe ist die Bewegungstechnik maßgeblich auf den Faktor Zeit ausgerichtet (Schlick et al., 2010, S. 255) und befasst sich dabei mit den anthropometrischen Gesichtspunkten der Arbeitsplatzgestaltung. Die im Sinne der Bewegungstechnik ebenfalls erforderliche Ausgestaltung des Faktors Kraft erfolgt durch die energetische Arbeitsplatzgestaltung.

Die Beschreibung der physiologischen Arbeit erfolgt aus zwei Blickwinkeln. Zum einen werden die Formen dieser Arbeit und zum anderen die Grenzen der Kraftaufbringung analysiert. Die Aufbringung von Kräften durch den menschlichen Körper erfolgt durch den Einsatz der körpereigenen Muskulatur in Verbindung mit dem Skelettsystem. Im Sinne der Arbeitsgestaltung werden diese Kräfte als Aktionskräfte (siehe Abbildung 2.3) bezeichnet. Sie stellen die Summe der vom Körper nach außen wirkenden Kräfte dar und beinhalten neben den eigentlichen durch die Muskulatur erzeugten Kräften auch Massen- und Trägheitskräfte (DIN 33411-1, 1982). Die über einen Zeitverlauf aufzubringenden Muskelkräfte werden unter dem zuvor eingeführten Begriff der Muskelarbeit (Rohmert et al., 1983, S. 11) zusammengefasst. Diese lässt sich energetisch bewerten und somit im Sinne der Arbeitsplatz- und Methodengestaltung berücksichtigen. In Abhängigkeit von der Kontraktionsdauer der Muskeln lassen sich zwei Grundformen der Muskelarbeit unterscheiden: statische und dynamische Muskelarbeit (Rohmert et al., 1983, S. 53).

Bei der statischen Muskelarbeit erfolgt vorwiegend eine isometrische Muskelkontraktion. Es wird dabei eine Muskelkraft erzeugt, ohne dass sich die Muskellänge verändert. Hierbei sei nochmals auf den von Rohmert (1984) eingeführten Begriff der physiologischen Arbeit verwiesen. Denn

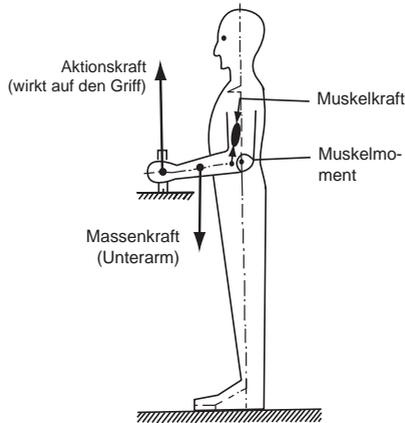


Abb. 2.3: Zusammenwirken der Kräfte am menschlichen Körper nach der DIN 33411-1:1982

obwohl im physikalischen Sinne keine Arbeit verrichtet wird, erzeugt der Muskel eine entsprechende Kraft. Die statische Muskelarbeit ist folglich gekennzeichnet durch eine langandauernde Kontraktion von Muskeln bzw. Muskelgruppen. Da durch die andauernde Kontraktion des Muskels die Blutbahnen eingeschnürt werden, kommt es zur einer Unterversorgung der Muskeln mit den für die Kraftaufbringung erforderlichen Nährstoffen und Sauerstoff. Die Folge ist eine schnelle Ermüdung der jeweiligen Muskulatur (Rohmert, 1960).

Im Gegensatz dazu gewährleistet die dynamische Muskelarbeit einen Wechsel der Muskelkontraktion. Durch die nur kurzfristige Anspannung, d. h. Kräfteerzeugung, der Muskeln, ist eine durchgehende Versorgung der Muskeln mit Nährstoffen und Sauerstoff gewährleistet. Daraus folgt, dass Tätigkeiten mit einer dynamischen Muskelarbeit andauernder durchgeführt werden können. Als Beispiele hierfür kann die Handhabung von Lasten oder Tätigkeiten in Bewegung mit der Beanspruchung mehrerer unterschiedlicher Muskelgruppen genannt werden. Die dabei auftretenden Kontraktionsformen sind die isotonische und auxotonische Muskelkontraktion.

Bei der isotonischen Muskelkontraktion wird durch die Verkürzung des Muskels eine gleichbleibende Kraft erzeugt. Die auxotonische Muskelkontraktion beschreibt eine Kraft- und Längenänderung des Muskels im Zeitverlauf und stellt eine Mischform der isometrischen und isotonischen Muskelkontraktion dar. Dennoch ist sie der dynamischen Muskelarbeit zuzuordnen. Die Arten der Muskelkontraktion sind im Bild 2.4 nach Luczak, 1998 dargestellt.

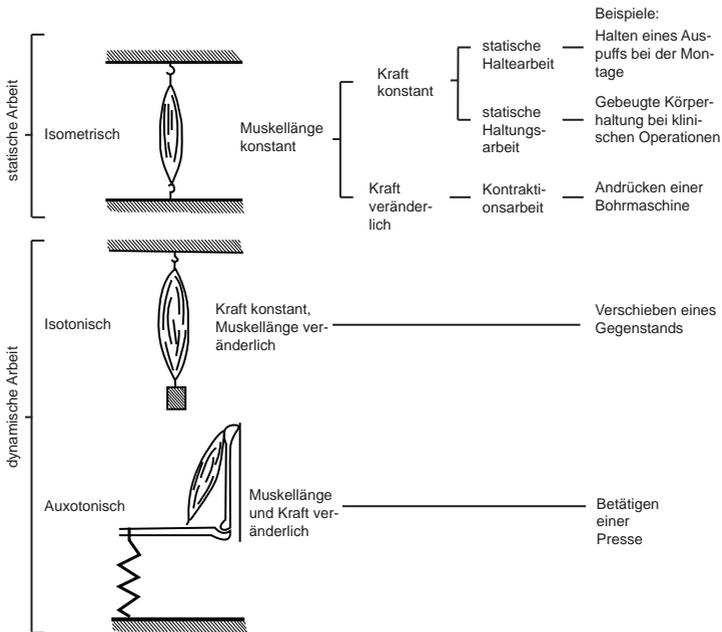


Abb. 2.4: Arten der Muskelkontraktion nach nach Luczak (1998)

Die Unterscheidung nach den Arten der Muskelarbeit liefert konkrete Gestaltungshinweise im Sinne der energetischen Arbeitsplatzgestaltung. Es können damit z. B. geeignete Pausenregelung getroffen und somit eine zu rapide Ermüdung des Menschen vermieden werden. Damit wird jedoch nur eine Betrachtung einzelner Muskeln ermöglicht. Zur Gestaltung komple-

xer Tätigkeiten ist eine Betrachtung des gesamten Muskel-Skelett- und Organsystems, insbesondere des Herz-Kreislauf- und des metabolischen Systems, erforderlich. Hierzu wird der Ansatz verfolgt, in Form einer Engpassbetrachtung die Systemelemente des Muskel-Skelett- sowie des Organsystems zu identifizieren, die bei einer gegebenen Arbeitsaufgabe und -gestaltung an ihre physiologischen Grenzen stoßen. Darauf aufbauend können dann arbeitsgestalterische Maßnahmen zur Vermeidung eben dieser Situation getroffen werden. Die Kontraktionsarten der Muskeln lassen sich den in den betrieblichen Prozessen auftretenden Arbeitsformen zuordnen. In Abbildung 2.5 ist der Zusammenhang zwischen der Muskelarbeit und den verallgemeinerten Formen physiologischer Arbeit dargestellt. Die unterschiedlichen Arten der Muskelarbeit lassen sich statischen und dynamischen Arbeitsformen zuordnen (Schlick et al., 2010, S. 230). Im Kontext der Arbeitsformen wird nicht nur der einzelne Muskel betrachtet, sondern das gesamte Muskelsystem. Die statische Arbeitsform lässt sich in Haltungs-, Halte- und Kontraktionsarbeit unterscheiden. Die dynamische Arbeit ist in einseitige, schwere und allseitige dynamische Arbeitsformen untergliedert.

In der Regel treten im Arbeitsprozess die in Abbildung 2.5 aufgeführten Formen physiologischer Arbeit in einer Mischform auf. Die bestehenden Erkenntnisse zur Analyse und Gestaltung von Arbeitsplätzen sind daher zumeist auf mehrere Arbeitsformen fokussiert. Es existieren ebenfalls Ansätze zur kombinierten Betrachtung beider Arbeitsformen (vgl. Caffier, Liebers & Steinberg, 1999; Schaub & Winter, 2002; Schaub, 2004; Schaub & Landau, 2004; Schaub, Caragnano, Britzke & Bruder, 2013). Diese basieren auf den nachfolgend aufgelisteten Quellen und stellen hinsichtlich der physiologischen Erkenntnisse keine Erweiterung dieser dar. In den folgenden beiden Kapiteln werden die bestehenden Grundlagen zur Analyse und Gestaltung der physiologischen Arbeitsformen aufgeführt.

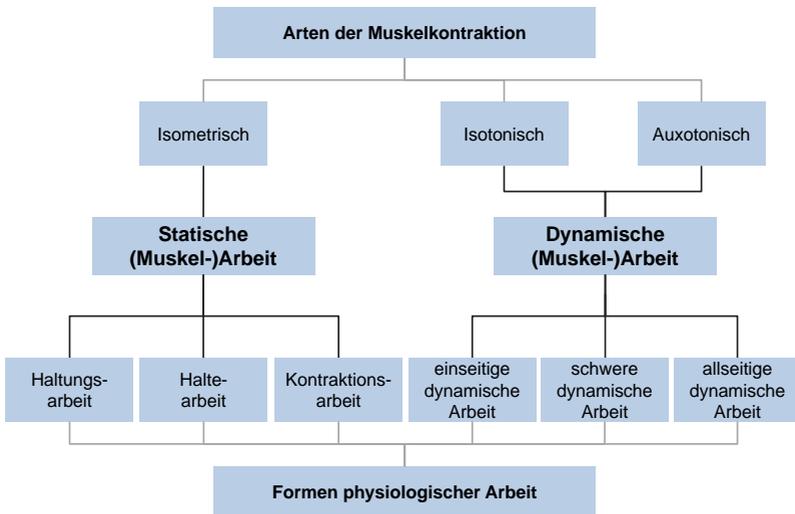


Abb. 2.5: Zusammenhang zwischen den Arten der Muskelarbeit und den Formen physiologischer Arbeit

2.4.1 Statische Arbeitsformen

Die statische Arbeitsform ist gekennzeichnet durch die vorwiegend statische Muskelarbeit mehrerer Muskelgruppen sowie durch eine gleichbleibende Beanspruchung von Knochen, Gelenken, Sehnen und Bändern (Schlick et al., 2010, S. 232). Bei dieser Arbeitsform erfolgen keine Bewegungen des Muskel-Skelett-Systems. Wie bei den Grundlagen zur Muskelarbeit beschrieben (Kapitel 2.4), führt bei dieser Arbeitsform die Art der Muskelarbeit zu einer verminderten Durchblutung der Muskeln. Als Folge tritt die rasche Ermüdung der beteiligten Muskelgruppen auf. Dieser Zustand führt zu einer Beanspruchung des Herz-Kreislauf-Systems. Somit ist der Engpass bei dieser Arbeitsform zwar kurzfristig im Muskelsystem zu sehen, langfristig jedoch im Herz-Kreislauf-System zu verorten. Diese Arbeitsform führt weiterhin zu einer starken Beanspruchung des Skelettsystems. Eine Form der statischen Arbeit ist die Haltungsarbeit. Sie ist charakterisiert durch das Aufbringen statischer Muskelkräfte zur Aufrecht-

erhaltung der Körperhaltung. Sie tritt beispielsweise bei Operateuren oder bei Überkopfarbeiten auf. Die Haltearbeit als eine weitere statische Arbeitsform tritt dann auf, wenn neben der Körperhaltung eine zusätzliche Last gehalten oder eine konstante anderweitige Kraft aufgebracht werden muss. Ein Beispiel hierfür ist das Handhaben eines Werkzeugs oder Halten von Gegenständen. Die dritte Form der statischen Arbeit ist die Kontraktionsarbeit. Bei dieser statischen Arbeitsform wird eine nicht konstante Kraft aufgebracht, ohne dass ebenfalls eine Bewegung stattfindet. Ein Beispiel dafür ist das Anpressen eines Werkstücks gegen eine Schleifscheibe. In Tabelle 2.2 sind die bestehenden Erkenntnisse zu den statischen Arbeitsformen aufgeführt.

Tab. 2.2: Überblick der Erkenntnisse zu den statischen Arbeitsformen

Arbeitsform	Quellen
Haltungs-/ Haltearbeit	DIN EN 1005-4, 2005; DIN 33411-3, 1986; DIN 33411-4, 1987; DIN 33411-5, 1999; Davis & Stubbs, 1977a; Davis & Stubbs, 1977b; Davis & Stubbs, 1978; Karhu, Härkönen, Sorvali & Vepsäläinen, 1981; Drury, 1987; Louhevaara & Suurnakki, 1992; McAtamney & Corlett, 1993; Bullinger & Ilg, 1994; Wakula et al., 2009
Kontraktionsarbeit	DIN EN 1005-3, 2002

Im Kontext der statischen Arbeitsform führte Rohmert (1960) die Dauerleistungsgrenze ein. Diese besagt, dass bei langandauernden Tätigkeiten statischer Arbeitsform die aufzubringenden Muskelkräfte maximal 15 % der Maximalkraft betragen sollten. Andernfalls kommt es, aufgrund der Eigenschaften statischer Muskelarbeit, schnell zur Ermüdung und der damit verbundenen Beanspruchung des Herz-Kreislauf-Systems.

Die maximal aufzubringenden Aktionskräfte stellen somit für die statischen Arbeitsformen das zentrale Bewertungselement dar. Dabei werden die maximalen Aktionskräfte maßgeblich durch die Eigenschaften des Muskel-Skelett-Systems des Menschen bestimmt. In Abhängigkeit von der Position des Kraftangriffspunktes, der Krafrichtung sowie individueller

Merkmale (z. B. Geschlecht, Alter, Kraftperzentil) sind die von einem Menschen maximal aufzubringenden statischen Muskelkräfte im Rahmen von Feldstudien erfasst und in Normen abgebildet worden (University of Nottingham, 2000; University of Nottingham, 2002; DIN 33411-3, 1986; DIN 33411-4, 1987; DIN 33411-5, 1999). Abhängig von individuellen sowie situationsspezifischen Faktoren wurden daraus empfohlene Kraftgrenzen bei der Ausführung spezifischer Tätigkeiten (siehe u. a. Wakula et al., 2009) abgeleitet. Die relevanten Einflussfaktoren auf die maximal von Menschen auszuübenden Aktionskräfte haben Schmidtke und Bernotat (1993, S. 474) aufgeführt (siehe Tabelle 2.3).

Tab. 2.3: Einflussgrößen auf die maximalen Aktionskräfte

1. Mechanische Belastungsart	2. Individuelle Gegebenheiten
Körperstellung	Anthropometrische Daten
Körperabstützung	Geschlecht
Greifbedingungen	geografische Herkunft
Begrenzung der Reaktionskraft	Motivation
Zuordnung der Aktionskraft relativ zum Körper	physische Leistungsbereitschaft und Disposition
Art der Kraftausübung bei statischer Arbeitsform	Gesundheitszustand und Suggestion von Kraft/Schwäche
Spezifische Parameter bei dynamischer Arbeitsform	
3. Arbeits- und Pausenregime	4. Betriebs- und Umwelteinflüsse
Pausenanzahl	Tages- und Jahreszeit
Pausenreihenfolge	physikalische Umwelt
Pausenlänge	Verletzungsrisiko
Arbeitsorganisation	Soziale Einflüsse

Die bestehenden Erkenntnisse zu den maximalen statischen Aktionskräften und -momenten beziehen sich nahezu auf den gesamten Bewegungsraum des Menschen. Einige Arbeiten umfassen die Betrachtung des gesamten horizontalen Greifraums (DIN 33411-3, 1986; DIN 33411-4, 1987; DIN 33411-5, 1999; Davis & Stubbs, 1977a; Davis & Stubbs, 1977b; Davis

& Stubbs, 1978; Bullinger & Ilg, 1994; Wakula et al., 2009). Die Werte zu den statischen Aktionskräften und -momenten besitzen jedoch nur für die jeweils betrachtete Position der Gliedmaßen und des Kraftangriffspunktes sowie des betrachteten Kraftrichtungssinns Gültigkeit. Eine Übertragung der Werte auf dynamische Arbeitsformen ist nicht zulässig (Schmidtke & Bernotat, 1993, S. 472). Die Erkenntnisse zu den statischen Arbeitsformen ermöglichen weiterhin eine Betrachtung der Belastungen und Beanspruchungen auf Ganzkörperebene sowie auf der Ebene einzelner Körperteile (Karhu et al., 1981; Drury, 1987; Louhevaara & Suurnakki, 1992; McAtamney & Corlett, 1993).

2.4.2 Dynamische Arbeitsformen

Die dynamische Arbeitsform ist gekennzeichnet durch die vorwiegend dynamische Muskelarbeit lokal begrenzter Muskelgruppen sowie durch die Beanspruchung mehrerer größerer Muskelgruppen. Dynamische Arbeitsformen weisen außerdem eine wechselnde Beanspruchung der an den Bewegungen beteiligten Knochen, Gelenken, Sehnen und Bändern (Schlick et al., 2010, S. 230) auf. Es werden drei Arbeitsformen unterschieden.

Die einseitige dynamische Arbeitsform tritt bei der Beanspruchung lokal begrenzter Muskelgruppen auf. Hierbei können sowohl statische als auch dynamische Muskelarbeit verrichtet werden. Entscheidend ist, dass für die Ausführung einer Tätigkeit lediglich eine geringe Anzahl von Muskeln beansprucht werden und es somit schnell zur Ermüdung dieser einzelnen Muskelgruppen kommen wird. Bei dieser Arbeitsform bilden folglich die Muskeln den Engpass (Schlick et al., 2010, S. 230). Beispiele für diese Arbeitsformen sind das Montieren oder Handhaben von kleineren Teilen sowie das hochfrequente Tippen auf einer Tastatur.

Bei der schweren dynamischen Muskelarbeit stellen zunächst nicht die Muskeln, sondern das Herz-Kreislauf-System den Engpass dar. Da bei dieser Arbeitsform größere Muskelgruppen zum Einsatz kommen, wird durch

den stark erhöhten Bedarf an Sauerstoff und Nährstoffen in den beanspruchten Muskelgruppen das Herz-Kreislauf-System stark gefordert. Tätigkeiten der Lasthandhabung und der manuelle Transport von Teilen sind der schweren dynamischen Arbeitsform zuzuordnen.

Bei der Arbeitsform der allseitig dynamischen Arbeit verschiebt sich der Engpass zum metabolischen System. Es kann dabei keine ausreichende Aufnahme von Sauerstoff sowie die Energiebereitstellung und Thermoregulation gewährleistet werden. An dieser Stelle sei auf die Verbindung der energetischen mit der arbeitsumgebungsbezogenen Arbeitsplatzgestaltung hingewiesen. Gerade bei der allseitig dynamischen Arbeitsform können ungünstige Umgebungseinflüsse, wie sie beispielsweise bei Hitzearbeitsplätzen auftreten, die Engpasssituation weiter verschärfen. Im genannten Beispiel kann das metabolische System durch hohe Temperaturen zusätzlich beansprucht werden. Ein Beispiel für die allseitig dynamische Arbeitsform ist das manuelle Befüllen von Schmelztiegeln in einer Gießerei.

In den verfügbaren Erkenntnissen zur Gestaltung dynamischer Arbeitsformen werden neben arbeitsablaufbedingten Einflussgrößen z. T. auch personenspezifische Merkmale wie beispielsweise Geschlecht, Trainiertheit oder Alter mit berücksichtigt. In Tabelle 2.4 ist eine Übersicht zu den Arbeiten zur Analyse und Gestaltung dynamischer Arbeitsformen gegeben. Die Arbeiten erweitern in ihren Betrachtungen den Blickwinkel auf die Belastungen des Skelettsystems, insbesondere auf die Gelenke und Bandscheiben. Die Zuordnung erfolgt in Anlehnung an (Schlick et al., 2010, S. 231) definierten Unterschiede zwischen einseitiger, schwerer und allseitiger dynamischer Arbeit.

Entsprechend der Erkenntnisse zur Muskularbeit sind die dynamischen Arbeitsformen zu begünstigen. Die dynamische Muskularbeit sollte im niederfrequenten Bereich ($f < 2 \text{ min}^{-1}$) und möglichst körpernah erfolgen. Auch sollten dabei die durch die Dauerleistungsgrenze bestimmten maximalen Gewichte oder Kräfte möglichst nicht überschritten werden. Im Rahmen der dynamischen Arbeitsformen ist ein erweiterter Kenntnisstand zu

Tab. 2.4: Überblick der Erkenntnisse zu den dynamischen Arbeitsformen

Arbeitsform	Quellen
einseitige dynamische Arbeit	DIN EN 1005-5, 2007; Kilbom, 1994; Böhle mann, 1996; Kluth, 1996; Müller, 1996; Strasser, 1996b; Strasser & Müller, 1999; Colombini et al., 2002; Dennerlein & Johnson, 2006; Fischer et al., 2009; Vandenberghe et al., 2010; Draicchio et al., 2012; Vandenberghe et al., 2012; Uy et al., 2013; Qin et al., 2014
schwere, allseitig dynamische Arbeit	DIN EN 1005-2, 2008; Spitzer et al., 1982; Jäger & Luttmann, 1989; Snook & Ciriello, 1991; Ciriello et al., 1990; Pangert & Hartmann, 1991; Jäger et al., 1992; Waters et al., 1993; LEE & CHEN, 1995; Mital et al., 1997; Hignett & McAtamney, 2000; ; Kee & Karwowski, 2001; Radwin et al., 2001; HVBG, 2003; Elfeituri, 2001

körperteilbezogenen Auswirkungen vorhanden (vgl. Pangert & Hartmann, 1991; Jäger et al., 1992; Kilbom, 1994; Hignett & McAtamney, 2000; Kee & Karwowski, 2001; Colombini et al., 2002; HVBG, 2003). Die bestehenden Erkenntnisse beziehen sich auf den gesamten Bewegungsbereich des Menschen und ermöglichen keine körperteilbezogene Betrachtung der Beanspruchungssituation für den Greifraum.

Detaillierte Erkenntnisse zu den physiologischen Wirkungen von dynamischen Arbeitsformen im körpernahen Bereich und insbesondere innerhalb des horizontalen Greifraums sind gegenwärtig nur bedingt vorhanden. So beziehen sich die Forschungsarbeiten von Böhle mann (1996), Kluth (1996), Müller (1996), Strasser (1996b), Strasser und Müller (1999) auf Bewegungen der einseitigen dynamischen Arbeitsform und betrachten die Beanspruchung von ausgewählten Muskeln (N = 9). Die Erkenntnisse umfassen jedoch keine körperteilspezifischen Aussagen zu den Belastungswirkungen, da nur einzelne Muskeln betrachtet wurden. Allerdings ist mit diesen Arbeiten eine Analyse von Bewegungsfolgen als Form der einseitigen dynamischen Arbeit gegeben. Zusammenfassend ist festzuhalten, dass mit den bestehenden Erkenntnissen zu den dynamischen Arbeitsformen detaillierte Analysen und Gestaltungsvorgaben für Montagebewegungen im

Greifraum, nur bedingt möglich sind. Die Grundlagen zu den dynamischen Arbeitsformen beziehen sich auf komplexe Arbeitssituationen und lassen eine detaillierte Betrachtung von Arbeitstätigkeiten im zentralen Arbeitsbereich in nur sehr begrenztem Maße zu.

2.5 Defizite der Methoden zur Arbeitsplatzgestaltung

Die bestehenden Erkenntnisse zur Arbeitsplatzgestaltung umfassen die Rahmenbedingungen für die Gestaltung physiologisch effizienter und effektiver Arbeitsplätze und manueller Arbeitsabläufe. Nach Hacker (1998) wird dadurch die Ausführbarkeit und Schädigungslosigkeit von Arbeitsprozessen gesichert. Gerade für den Greifraum beziehen sich die gegebenen Erkenntnisse im Wesentlichen auf statische Arbeitsformen. Vor allem stehen dabei die Art und Weise der Kraftaufbringung sowie Kraftgrenzen im Fokus. Es sind die maximalen, richtungsabhängigen Aktionskräfte bekannt (siehe DIN 33411-4, 1987; Wakula et al. (2009)). Für den horizontalen Greifraum existieren somit umfassende Erkenntnisse bezüglich statischer Arbeitsformen.

Für den Bereich der dynamischen Arbeitsformen stehen solche Grundlagen nur bedingt zur Verfügung. Bisweilen existieren nur eingeschränkte Erkenntnisse zu den physiologischen Wirkungen von dynamischen Arbeitsformen im horizontalen Greifraum. Einfache Montagebewegungen innerhalb des Greifraums werden hinsichtlich ihrer belastungs- und beanspruchungsrelevanter Wirkungen gegenwärtig nur bedingt, u. a. durch Böhlemann (1996), Kluth (1996), Müller (1996), Strasser (1996a) und aktuell u. a. durch Vandenberghe et al., 2012; Uy et al., 2013 und Qin et al., 2014 betrachtet. So sind die Arbeiten von Böhlemann (1996), Kluth, 1996; Kluth et al., 1996, Müller (1996) sowie Strasser und Ernst (1992), Strasser (1996a, 1996b), Strasser und Müller (1999) zwar auf eine ähnliche dynamische Arbeitsform im Greifraum fokussiert. Die darin angewendete Messmethode (EMG) ist jedoch verfahrensspezifisch eingeschränkt

und verwehrt eine umfassendere systematische Untersuchung der physiologischen körperteilbezogenen Beanspruchungen von dynamischen Arbeitsformen im Greifraum. Mittels der eingesetzten Methode Oberflächen-Elektromyografie konnte nur die Aktivierung einzelner Muskeln (9 Muskeln, bzw. Muskelteile) betrachtet werden. Eine ganzheitliche Betrachtung der Beanspruchungssituation – mit der Erfassung aller an der Bewegung beteiligten Muskeln – ist nicht möglich. In vergleichbaren aktuelleren Studien wird diese Verfahrenseinschränkung ebenfalls deutlich (vgl. Fischer et al., 2009, Vandenberghe et al., 2010; Vandenberghe et al., 2012; Draicchio et al., 2012, Qin et al., 2014, Andersen, Christensen, Samani & Madeleine, 2014).

Zusammengefasst folgt daraus, dass mit den bestehenden Erkenntnissen zur anthropometrischen und energetischen Arbeitsplatzgestaltung eine detaillierte Analyse von dynamischen Arbeitsformen innerhalb des horizontalen Greifraums kaum möglich ist. Es existieren lediglich Erkenntnisse zu den Maximalkräften und -momenten bei statischen Arbeitsformen innerhalb dieses zentralen Bewegungsbereichs. Gerade hinsichtlich der in der manuellen Montage häufig anzutreffenden dynamischen Arbeitsform ist der horizontale Greifraum bislang kaum untersucht. Erkenntnisse zu Beanspruchungen bei Montagebewegungen innerhalb des Greifraums sind gegenwärtig nur im Einzelfall gegeben. Anhand der bestehenden Grundlagen können lediglich die Rahmenbedingungen für manuelle Arbeitsprozesse, im Sinne von Vorgaben zu Körperhaltungen, Maximalkräften und Verrichtungsorten, getroffen werden. Eine detaillierte Betrachtung manueller Montagebewegungen innerhalb des horizontalen Greifraums, z. B. im Sinne einer aus muskulärer Sicht effizienten Bewegungsstrategie, ist bisher nur eingeschränkt möglich. Die den Montagebewegungen zugrunde liegenden Bewegungselemente sind momentan aus physiologischer Sicht nicht weiterführend untersucht worden, obwohl Schlick et al. (2010, S. 41) das „Bewegungselement“ bereits als einen die energetischen Belastungen mitbestimmenden Einflussfaktor identifiziert hat. Eine detaillierte Untersuchung

der auf die Beanspruchungssituation einzelner Körperteile einwirkenden Einflussgrößen bei dynamischen Arbeitsformen innerhalb des körpernahen Bereichs ist nur unzureichend gegeben.

Bei der Betrachtung dynamischer Arbeitsformen im Greifraum können vor allem biomechanische Menschmodelle Abhilfe schaffen (Rasmussen, Dahlquist & Damsgaards, 2003). Diese Verfahren gestatten es für beliebige Grundbewegungen auch innerhalb des Greifraums, die auf Körperteilebene wirkenden Gelenkmomente und -reaktionskräfte sowie Muskelkräfte zu bestimmen. Damit könnte anhand dieser Modelle ein Beitrag zur Schließung der bestehenden Forschungslücke im Bereich Bewertung dynamischer Arbeitsformen im Greifraum geleistet werden.

2.6 Biomechanik im Kontext der Arbeitsplatzgestaltung

Der Begriff Biomechanik steht für die Übertragung mechanischer Grundprinzipien auf den lebenden Organismus und dessen Reaktion darauf (Kummer, 2005, S. 3). Im Kontext der Arbeitsgestaltung wird dadurch die Übertragung der Grundlagen der Kinematik und Kinetik auf arbeitsgestalterische Fragestellungen ermöglicht (VDI 4499-4, 2012) und ein detaillierter Ansatz zur Quantifizierung der im Arbeitsprozess auftretenden Belastungen und Beanspruchungen geschaffen. Die Kinematik, als Teilgebiet der Mechanik, beschreibt die Bewegung von Punkten sowie Ein- oder Mehrkörpersystemen im Raum ohne die Berücksichtigung von Kräften. Demgegenüber befasst sich die Dynamik mit der Bewegung von Körpern im Raum unter Berücksichtigung von Kräften. Die Kinetik und Statik stellen die beiden Teilgebiete der Dynamik dar. Wobei die Kinetik sich den Änderungen der Bewegungsgrößen (Ort, Geschwindigkeit, Beschleunigung) zuwendet und die Statik das Kräftegleichgewicht bei nicht beschleunigten Körpern betrachtet. Nach Schlick et al. (2010, S. 229 f.) können aus biomechanischen Analysen Aussagen zur Standsicherheit, Wirkung von Körperunterstützungsflächen sowie dem Kräftefortsatz im Körper getrof-

fen und Rückschlüsse auf die in den einzelnen Körperteilen wirkenden Belastungen und deren physiologischen Folgen gezogen werden. Bei einer biomechanischen Betrachtung sind dabei im Wesentlichen die Muskulatur, als Kräfte erzeugendes Element, sowie der Skelettapparat, inklusive der Knochen, Gelenke, Sehnen und Bänder von Interesse. Hartmann, Spallek und Ellegast (2013, S. 27) ordnen weitergehend den von außen einwirkenden Kräften und Momenten durch beschleunigte Massen, den dadurch erzeugten Muskelkräften im Körper sowie den plastischen und elastischen Reaktionen des Muskel-Skelett-Systems, einschließlich des Bindegewebes, eine große Bedeutung im Rahmen biomechanischer Analysen zu.

Es ist ersichtlich, dass die Einsatzmöglichkeiten der Biomechanik im Rahmen der physiologischen Arbeitsgestaltung vielfältig sind. Zur Konkretisierung der Anwendungsgebiete sollen die vorhandenen biomechanischen Ansätze weiter diskutiert werden. Zur Einordnung dieser wird auf eine Einteilung von Rohmert (in Schmidtke und Bernotat (1993, S. 469 f.)) zur Beschreibung der energetisch-effektorischen Arbeitsform verwiesen (siehe Abbildung 2.6). Darin beschreibt Rohmert (1993) diese Arbeitsform als einen Prozess der mechanischen Aktivität des menschlichen Körpers und gliedert ihn in drei parallel ablaufende Teilprozesse:

- mechanische Prozesse,
- biologische Prozesse und
- technisch-ökonomische Prozesse.

Die mechanischen Prozesse stellen das eigentliche Anwendungsgebiet der Biomechanik dar. Sie umfassen die statische und dynamische Betrachtungsweise sowie mechanisch-energetische Gesichtspunkte. In diesem Kontext wird zwischen den Bereichen der Biostatik und Biodynamik differenziert (Schmidtke & Bernotat, 1993, S. 470). Die Biostatik betrachtet zeitpunktbezogen die Auswirkungen innerer und äußerer Kräfte auf den

menschlichen Körper ohne eine Änderung der wirkenden Kräfte und Momente im Betrag oder Richtungssinn. Es werden dabei die Gleichgewichtsbedingungen bei statischen Haltungen des menschlichen Körpers unter der Einwirkung äußerer und innerer Kräfte, wie z. B. Massen-, Trägheits- und Gewichtskräfte, analysiert. Dabei stehen die Ermittlung von Reaktionskräften und -momenten an Stützflächen, in Gelenken und Muskeln sowie die Lage von Massenschwerpunkten des Körpers oder von einzelnen Körperteilen im Mittelpunkt. Unter biodynamischen Fragestellungen werden die Auswirkungen innerer und äußerer Kräfte auf den menschlichen Körper mit zeitlich verändernder Lage und Größe sowie mit Bewegung von Körperteilen betrachtet. Die mechanische Energetik ist dabei von besonderer Bedeutung und die zeitabhängig geleistete Arbeit steht im Fokus.

Die biologischen Prozesse sind den physiologischen und neuronalen Fragestellungen bei der Bewegungsausführung zuzuordnen. Neben dem Stoffwechsel und Energieumsatz im menschlichen Körper konzentrieren sich die biologischen Prozesse auch auf koordinative Aspekte bei einer Bewegungsausführung, wie beispielsweise die Rekrutierung von benötigten Muskelgruppen. Zu den technisch-ökonomischen Prozessen sind arbeitstechnische Fragestellungen zuzuordnen. Darin wird die Zielstellung sowie der Inhalt einer mechanischen Aktivität beschrieben und diese unter ökonomischen Aufwand-Nutzen-Aspekten bewertet (Lotter, 1992, S. 67 ff.).

Diese Betrachtung der energetisch-effektorischen Arbeitsformen zeigt, dass biomechanische Ansätze vorwiegend bei der Gestaltung der mechanischen Aktivität einen besonderen Stellenwert einnehmen. So hat Rohmert et al. (1989, S. 1) dem Stellenwert der Biomechanik mit der Aussage „Innerhalb der Ergonomie haben biomechanische Methoden und Ergebnisse eine große Bedeutung erlangt, sowohl hinsichtlich der Definition von Arbeitsinhalten als auch der Beurteilung und insbesondere der Gestaltung menschlicher Arbeit“ eine wichtige Rolle zugesprochen. Die Übertragung biomechanischer Methoden auf die Arbeitsgestaltung erfolgt bereits im Rahmen von Methoden zur Bewertung der Arbeitsgestaltung (vgl.

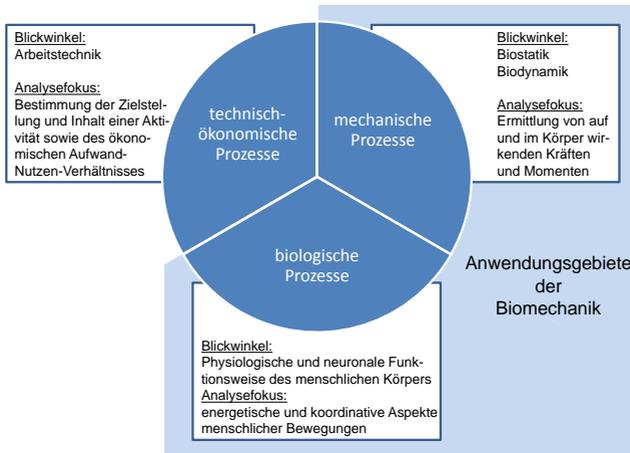


Abb. 2.6: Prozesse der energetisch-effektorischen Arbeit im menschlichen Körper unter arbeitswissenschaftlichen Gesichtspunkten (nach Rohmert 1993)

Drury, 1987; Jäger & Luttmann, 1989; Pangert & Hartmann, 1991; Waters et al., 1993; Strasser & Ernst, 1992; Strasser, 1996a; Strasser, 1996b, Kluth, 1996; Kluth et al., 1996; Strasser & Müller, 1999 Rasmussen, Damsgaard, Christensen & Surma, 2002; Rasmussen, 2011; Rasmussen, Boocock & Paul, 2012) sowie durch digitale Menschmodelle (vgl. Jäger et al., 1992; Chaffin, 1997; Hanson, 2000; Delp & Loan, 2000; Rasmussen et al., 2003; Damsgaard, Rasmussen, Christensen, Surma & de Zee, 2006; Härtel & Hermsdorf, 2006; Chao, Edmund Y S, Armiger, Yoshida, Lim & Hara-guchi, 2007; Pankoke & Siefert, 2007; Bubb & Fritzsche, 2009; Jung, Cho, Roh & Lee, 2009).

Die gegebenen Ansätze zur biomechanischen Modellierung des menschlichen Muskel-Skelett-Systems lassen sich dabei nach ihrem jeweiligen Betrachtungsfokus unterscheiden. Je nach Art und Umfang der Modellierung erlauben die Modelle eine detaillierte Analyse der wirkenden Kräfte in Gelenken, Knochen sowie in den Muskeln (Zatsiorsky & Prilutsky, 2012). Hierbei wird auch der originäre Ursprung der biomechanischen Modellie-

rung aus den Bereichen der Orthopädie, den Rehabilitations- und Sportwissenschaftenswissenschaften deutlich (vgl. Chapman, 2008, S. 53 ff.). Damit ist es möglich, auf Ebene einzelner Körperteile und -bereiche die mechanische Aktivität menschlicher Bewegungen detailliert zu betrachten. Die Einsatzmöglichkeiten im Rahmen der Arbeitsgestaltung, welche sich vor allem auch mit eben dieser Aktivität des Menschen beschäftigt, ist somit weitreichend und vielfältig (Rasmussen, 2011; Garg & Kapellusch, 2009). Das in dieser Arbeit verwendete biomechanische Menschmodell des AnyBody Modeling SystemsTM konnte bereits innerhalb diverser arbeitsgestalterischer Vergleichsstudien erfolgreich eingesetzt werden (vgl. Rasmussen et al., 2003; Wagner, Reed & Rasmussen, 2007; Grujicic et al., 2010; Jochems, 2011; Wu et al., 2012; Koblauch et al., 2013; Nimbarte, Sun, Jaridi & Hsiao, 2013; Pontonnier, de Zee, Samani, Dumont & Madeleine, 2014; Cutlip, Nimbarte, Chowdhury & Jaridi, 2015). Für dieses biomechanische Menschmodell liegen auch bereits umfangreiche Validierungsstudien vor (siehe Kapitel 3.4.3). Die Aussagefähigkeit des Modells ist jedoch im Kontext der dynamischen Arbeitsformen im Greifraum weitergehend zu prüfen, da eine Anwendung des Modells in diesem Bereich bisher nur bedingt stattgefunden hat.

2.7 Diskussion und Fragestellungen

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass umfassende Kenntnisse und Methoden zur Arbeitsgestaltung im Bereich des Mikroarbeitssystems „Arbeitsplatz“ vorhanden sind (vgl. Kapitel 2.3 und Kapitel 2.4). Die Erkenntnisse aus der anthropometrischen und energetischen Arbeitsplatzgestaltung bilden die Grundlage für die Einrichtung effektiver und effizienter Arbeitsplätze und -methoden. Die bestehenden Erkenntnisse schaffen die Grundlage für die Gestaltung ausführbarer und schädigungsarmer Tätigkeiten. Mittels maximaler Aktionskräfte oder maximaler Lastgewichte werden die Rahmenbedingungen für die Arbeitsplatzgestaltung vorgegeben.

Grundsätzlich wird eine Ausführung aller Arbeitstätigkeiten im körpernahen Raum empfohlen.

Eine Betrachtung dieses nach den Erkenntnissen der anthropometrischen Arbeitsplatzgestaltung empfohlenen Arbeitsbereichs unterhalb den maximalen Aktionskräften, bzw. Grenzlasten erfolgt aus arbeitsgestalterischer Sicht jedoch nur u. a. durch Bullinger und Ilg (1994), Kluth (1996) und Strasser (1996a). Eine weiterführende, detaillierte Analyse der physiologischen Belastungs- und Beanspruchungssituation innerhalb dieses, für alle Montagearbeiten relevanten Bereichs, existiert nicht (siehe Kapitel 2.5). Es fehlt an Erkenntnissen zur Belastungs- und Beanspruchungssituation bei der Ausführung dynamischer Arbeitsformen innerhalb des horizontalen Greifraums.

Ein möglicher Ansatz zur Gewinnung dieser fehlenden Erkenntnisse wäre hier die körperteilbezogene Analyse der Belastungen und Beanspruchungen innerhalb dieses Bereichs. Damit wäre eine detailliertere Evaluation des Greifraums hinsichtlich physiologischer Kriterien möglich. Die gegebenen Untergliederungen der Funktionsräume sowie der Arbeitsbereiche des Menschen (Bullinger & Ilg, 1994; DIN EN ISO 14738, 2009) lassen sich jedoch mit bestehenden Erkenntnissen zu körperteilbezogenen Belastungen kaum verknüpfen. Denn die verfügbaren Erkenntnisse beziehen sich lediglich auf den allgemeinen Bewegungsraum des Menschen und umfassen keine detaillierte Betrachtung des Greifraums. Damit ist eine direkte Bewertung der Belastungswirkungen von Montagebewegungen innerhalb dieses Bereichs nicht verfügbar.

Anhand biomechanischer Analysen könnte ein Beitrag zur Schließung dieser Forschungslücken geleistet werden. Wie im Kapitel 2.6 dargelegt, existiert bereits eine Reihe von Vorgehensweisen zum Einsatz der Biomechanik für arbeitsgestalterische Fragestellungen. Vergleichbare Alltagsbewegungen der oberen Extremitäten im körpernahen Bereich wurden bereits in mehreren Studien anhand biomechanischer Analysen bewertet (Fischer et al., 2009; Vandenberghé et al. (2010); Vandenberghé et al. (2012); Uy

et al., 2013; Andersen et al., 2014). Konkrete arbeitsgestalterische Fragestellungen wurden von u. a. von Dennerlein und Johnson (2006), Jochems (2011), Draicchio et al. (2012), Qin et al. (2014) bearbeitet. In bestehenden Forschungsarbeiten (vgl. Rasmussen et al., 2003; Bubb & Fritzsche, 2009; Fritzsche, 2010) wurde weiterhin die Anwendung biomechanischer Modellierungen im Rahmen einer detaillierten Bewertung von Belastungen und Beanspruchungen, z. B. in Form von Gelenkmomenten oder Muskelkräften, dargelegt.

Die erörterten Defizite in den bestehenden Erkenntnisse der physiologischen Arbeitsgestaltung (siehe Kapitel 2.5) und die Einsatzmöglichkeiten biomechanischer Modellierungen (siehe Kapitel 2.6) lassen sich wie folgt zusammenfassen.

- Es mangelt an detaillierten Erkenntnissen zu den physiologischen Auswirkungen von dynamischen Arbeitsformen innerhalb des zentralen Arbeitsbereichs und insbesondere innerhalb des Greifraums.
- Gegenwärtig existieren keine detaillierten, d. h. körperteilbezogenen Analysen der bei Grundbewegung mit geringen Aktionskräften wirkenden körperlichen Belastungen und Beanspruchungen innerhalb des Greifraums nach Bullinger und Ilg (1994).
- Die Einflussfaktoren auf die physiologischen Beanspruchungen bei dynamischen Arbeitsformen innerhalb des zentralen Arbeitsbereichs sind nur bedingt erforscht.
- Moderne biomechanische Menschmodelle wären für die Analyse des Greifraums hinsichtlich physiologischer Gesichtspunkte geeignet. Aktuelle Studien belegen deren Einsatzfähigkeit für diese Fragestellung. Deren Indikationsfähigkeit für Beanspruchungen ist noch im Detail zu untersuchen.

Trotz dieser Erkenntnisse wurde bisher keine systematische Untersuchung der physiologischen Belastungen und Beanspruchungen von dynamischen

Arbeitsformen innerhalb des Greifraums, insbesondere anhand eines Beanspruchungsmaßes sowie einer spezifischen biomechanischen Kenngröße, durchgeführt. Eine detaillierte Untersuchung dieses zentralen Arbeitsbereichs könnte aber einen wichtigen Beitrag zur physiologischen Arbeitsplatzgestaltung leisten. Mit einer detaillierten, körperteilbezogenen Analyse der Belastungsfolgen, bzw. Beanspruchungen wäre auch die Grundlage für eine, entsprechend den individuellen Leistungsmerkmalen, angepasste Arbeitsgestaltung auf Mikroebene möglich. Dadurch könnte auch auf mitarbeiterspezifische Einschränkungen im Rahmen der Mikroarbeitssystemgestaltung individuell reagiert werden. Eine systematische Bewertung der dynamischen Arbeitsform innerhalb des horizontalen Greifraums würde somit erstmalig erfolgen.

Anhand von sieben Forschungsfragen (siehe Tabelle 2.5) soll in dieser Arbeit eine solche systematische Untersuchung des Greifraums durchgeführt werden. Die dynamische Arbeitsform wird in Form von geradlinigen Grundbewegungen der Montage umgesetzt. Gleichzeitig wird auch die Einsatzfähigkeit des biomechanischen Menschmodells des AnyBody Modeling Systems TM für arbeitsgestalterische Fragestellung mit untersucht. Zur detaillierten Analyse werden die Beanspruchungen auf Ebene einzelner Körperteile bestimmt. Konkret soll überprüft werden, ob bereits bei einfachen Montagebewegungen innerhalb des rechten Greifraums Unterschiede in der Beanspruchung der oberen Extremitäten vorliegen und wovon diese beeinflusst werden. Die muskulären Beanspruchungen des rechten Arm-Schulter-Systems sowie des Nacken und Rückens werden dazu anhand der biomechanischen Kenngröße Muskelaktivität berechnet. Für die gewählte biomechanische Kenngröße wird das körperteilbezogene Beanspruchungsempfinden als Außenkriterium mit erhoben. Als Einflussgrößen werden die Variablen Gewicht, Bewegungsort und Bewegungsrichtung festgelegt. Abschließend wird der Zusammenhang zwischen dem subjektiven Beanspruchungsmaß und der biomechanischen Kenngröße näher beleuchtet.

Tab. 2.5: Forschungsfragen

Forschungsfrage 1.1:	Existieren bei der Ausführung einer dynamischen Arbeitsform im rechten Greifraum signifikante Unterschiede zwischen dem Beanspruchungsempfinden der Körperteile Unterarm, Oberarm, Schulter, Nacken und Rücken?
Forschungsfrage 1.2:	Ist das Beanspruchungsempfinden bei dynamischer Arbeit im rechten Greifraum abhängig vom Ort der Bewegungsausführung?
Forschungsfrage 1.3:	Ist das Beanspruchungsempfinden bei dynamischer Arbeit im rechten Greifraum abhängig von der Bewegungsrichtung?
Forschungsfrage 2.1:	Existieren bei der Ausführung einer dynamischen Arbeitsform im rechten Greifraum signifikante Unterschiede zwischen den Muskelaktivierungen der Körperteilen Unterarm, Oberarm, Schulter, Nacken und Rücken?
Forschungsfrage 2.2:	Ist die Höhe der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen bei dynamischer Arbeit im rechten Greifraum abhängig vom Ort der Bewegungsausführung?
Forschungsfrage 2.3:	Ist die Höhe der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen bei dynamischer Arbeit im rechten Greifraum abhängig von der Bewegungsrichtung?
Forschungsfrage 3:	Welcher Zusammenhang besteht zwischen der verwendeten biomechanischen Kenngröße Muskelaktivität und dem Beanspruchungsempfinden?

Die Grundlage zur Beantwortung der Fragen bildet zunächst eine Erhebung des Beanspruchungsempfindens bei den ausgewählten Grundbewegungen.

Die Auswertung der Daten dient dazu, die Forschungsfragen 1.1 bis 1.3 zu untersuchen sowie ein Außenkriterium für die nachfolgend bestimmte biomechanische Kenngröße zu schaffen. Ausgehend von der Analyse des subjektiven Beanspruchungsempfindens wird anschließend der Beanspruchungsindikator Muskelkraft im Detail analysiert werden. Es werden die betrachteten Grundbewegungen anhand des im AnyBodyTM Managed Model Repository enthaltenen biomechanischen Menschmodells modelliert sowie die biomechanische Kenngröße Muskelkraft berechnet. Die Ergebniswerte der Berechnung werden zu Überprüfung der aufgestellten Forschungsfragen 2.1 bis 2.3 herangezogen. Abschließend wird anhand einer Korrelationsanalyse die Forschungsfrage 3 beantwortet. Es wird damit die Einsatzfähigkeit des verwendeten biomechanischen Menschmodells im Kontext arbeitsgestalterischer Fragestellungen untersucht. Die gesamten Auswertungen bilden dann die Grundlage für die Erweiterung der Erkenntnisse zu den dynamischen Arbeitsformen innerhalb des horizontalen Greifraums. Damit soll ein Beitrag zur physiologisch effizienteren Arbeitsplatzgestaltung geleistet werden.

3 Methode zur Datenerhebung

Das Ziel der Untersuchung war die Erarbeitung einer, gegenüber dem Stand der Technik erweiterten, Datengrundlage zur physiologischen Bewertung einer dynamischen Arbeitsform innerhalb des Greifraums. Dazu wurden für ausgewählte Körperteile das subjektive Beanspruchungsempfinden erhoben und anhand eines biomechanischen Menschmodells die Muskelaktivität als weiterer Beanspruchungsindikator bestimmt. Die arbeitswissenschaftliche Gestaltungsgröße körperliche Beanspruchung wurde in Abhängigkeit von der physiologischen Arbeitsgestaltung betrachtet. So wurden als Einflussvariablen auf die Beanspruchungssituation wurden das zu handhabende Lastgewicht sowie der Bewegungsort und die Bewegungsrichtung ausgewählt.

3.1 Probanden

Bei der Auswahl geeigneter Versuchspersonen musste ein Kompromiss zwischen den arbeitswissenschaftlichen Anforderungen bezüglich der Berücksichtigung interindividueller Unterschiede und der Wirtschaftlichkeit des Versuchsdesigns gefunden werden. Nach Schlick et al. (2010, S. 71) kommt den interindividuellen Unterschieden hinsichtlich der Körpermaße und -kräfte vor allem bei der Gestaltung von Arbeitsplätzen eine besondere Bedeutung zu. Im Hinblick auf die Wirtschaftlichkeit bei der Arbeitssystemgestaltung wird daher ein Kompromiss zwischen der Berücksichtigung der personenbezogenen Unterschiede sowie der Kosten der Ausrüstungsgegenstände angestrebt. Die Anpassung der Ausrüstungsgegenstände erfolgt über Verstellbereiche, durch welche zumindest die interindividuellen Unterschiede der Körpermaße Berücksichtigung finden. Eine gleichartige Einbeziehung der Körperkräfte erfolgt nicht. Im Hinblick auf die zu untersuchenden Grundbewegungen wurde dahingehend ein Kompromiss

eingegangen. Aufgrund des hohen Untersuchungsaufwandes wurde eine Stichprobe mit 16 Teilnehmern gewählt. Um den Stichprobenumfang nicht noch weiter durch eine hinsichtlich der anthropometrischen Maße sowie individuellen Konstitutionen heterogene Probandengruppe nachträglich zu reduzieren, wurde eine möglichst homogene Stichprobe angestrebt.

Entsprechend der DIN 33402-2 wurden die anthropometrischen Maße bestimmt. Die Probandenauswahl fand in Anlehnung an die darin angegebenen Daten von 18-25 jährigen deutschen Männern des 50. Perzentils, bezogen auf die Körperhöhe, statt. Die insgesamt 16 Probanden hatten eine durchschnittliche Körperhöhe von 178.4 cm (Standardabweichung 1.3 cm), waren rechtshändig und im Schnitt 26.6 Jahre (Standardabweichung 3.2 Jahre) alt. Bei der Rekrutierung der Probanden wurde auch auf eine möglichst gleiche körperliche Konstitution geachtet. Diese Daten wurden beim Vermessen der Probanden im Rahmen einer Befragung zur physischen Konstitution erhoben. Mit dieser Vorgehensweise konnte eine bezüglich der Körperhöhe und Körperkräfte homogene und somit für die Untersuchung geeignete Probandengruppe gefunden werden.

3.2 Empirische Studien

Mit den Versuchen wurden die für die Untersuchung relevanten Daten erhoben. Als dynamische Arbeitsform wurden 24 Bewegungszyklen definiert. Der Versuchsaufbau und -ablauf gewährleistete bei der Ausführung der Bewegungen gleichbleibende Versuchsbedingungen und ermöglichte die Aufnahme der 3D-Bewegungsdaten sowie der Bodenreaktionskräfte. Weiterhin wurde das Beanspruchungsempfinden der Probanden nach Abschluss der Bewegungszyklen erhoben.

3.2.1 Festlegung der Bewegungszyklen

Zur Bestimmung der zu untersuchenden dynamischen Arbeitsform wurde sich an Bewegungen orientiert, die sich in nahezu jedem manuellen

Montageprozess wiederfinden lassen. Zur Bestimmung dieser elementaren Grundbewegungen wurde das MTM-Grundverfahren verwendet. Dieses unterteilt Bewegungen des Finger-Hand-Arm-Systems in die fünf Grundbewegungen Hinlangen, Greifen, Bringen, Platzieren und Loslassen (Bokranz & Landau, 2011a, S. 96). Es ist ersichtlich, dass die Bewegungen, die in jedem manuellen Montageprozess mit einer hohen Häufigkeit auftreten, Hinlang- und Bringbewegungen sein müssen (Schlick et al., 2010, S. 228 f.). Der Unterschied zwischen diesen beiden Bewegungsformen liegt dabei im aufzubringenden Kraftaufwand. Bei einer Bringbewegung übersteigt der aufzubringende Kraftaufwand den der einfachen Massenkraft des bewegten Körperteils. Eine solche Bewegung umfasst somit die Handhabung einer Last. Nach Lotter (1992, S. 3) stellen die Zuführung und Positionierung von Bauteilen und Werkzeugen an einem Werkstück die Grundeigenschaften einer (manuellen) Montage dar.

Aus Sicht der physiologischen Arbeitsgestaltung sind dabei vor allem die Bewegungen von Interesse, die unter Lasteinwirkungen erfolgen. Die Handhabung von Lasten, als Form der energetisch-effektorischen Arbeit, kann als eine Hauptursache für dauerhaft zu hohe Beanspruchungen und für Schädigungen des Muskel-Skelett-Systems angesehen werden (Schlick et al., 2010, S. 229). Wie in Kapitel 2.4 zur energetischen Arbeitsgestaltung angesprochen, stellt weiterführend die einseitig dynamische Arbeitsform eine partiell hohe körperliche Belastung dar. Es werden dadurch vermehrt lokal begrenzte Muskelgruppen beansprucht. Daraus resultieren schnelle Ermüdungen der betroffenen Muskeln. Gerade im Kontext manueller Montageprozesse tritt diese Arbeitsform, in der Art einhändiger Bewegungsausführungen, häufig auf (BMAS, 2014, S. 148, 151).

Mit den verfügbaren Erkenntnissen der physiologischen Arbeitsgestaltung können gegenwärtig diese Belastungssituation und die daraus resultierenden Beanspruchungen nur begrenzt erfasst werden. Daraus resultiert ein potentielles Schädigungsrisiko bei der Ausübung dieser Tätigkeiten, bedingt durch eine unzureichende Arbeitsplatz- und Methodengestaltung. Die

aktuellen Berichte zur Gesundheit und Sicherheit bei der Arbeit (BMAS, 2013 und BMAS, 2014) belegen diesen Zusammenhang mit aktuellen Zahlen. Die dritthäufigste (angezeigte) Berufskrankheit stellt nach wie vor Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems dar (BMAS, 2014, S. 145 ff.). Laut BMAS (2013, S. 43) verursachen gerade manuelle Arbeitsprozesse einen Großteil dieser Beschwerden. Die zu betrachtenden Bewegungszyklen werden sich an diesen Erkenntnissen orientieren und entsprechend die einhändige Handhabung von Lasten beinhalten. Die manuelle Lasthandhabung kann durch physikalische Größen, wie z. B. Kräfte und Wege, genauer charakterisiert werden. Zur Beschreibung dieser Arbeitsform wurden die in der MTM-Systematik genannten zeitbestimmenden Einflussgrößen für die zu betrachtende Grundbewegung Bringen betrachtet. Nach Bokranz und Landau (2011a, S. 424) sind diese Zeiteinflussgrößen:

- Bewegungsfall,
- Typ des Bewegungsverlaufs,
- Bewegungslänge sowie
- Kraftaufwand.

Die Einflussgrößen Bewegungsfall und Typ des Bewegungsverlaufs waren für die Untersuchung nur von untergeordneter Bedeutung und somit als Störvariablen definiert. So wird ein Bewegungsfall nach Bokranz und Landau (2011a, S. 424 ff.) durch den Kontrollaufwand determiniert. Dieser ist wiederum vom Kontrollgrad abhängig. In der Untersuchung sollten ausschließlich einhändige Bringbewegungen mit mäßigem Kontrollaufwand, d. h. Bewegungen mit mäßigem Anspruch an die muskuläre Koordination sowie nur geringer visueller Kontrolle bei der Bewegungsausführung, umgesetzt werden. Dazu wurden den Probanden der Start- und Endpunkt einer Bewegung sowie die Bewegungsbahnen anhand einer optischen Markierung vorgegeben. Durch einen entsprechenden Versuchsaufbau (siehe

Kapitel 3.2.2) wird ein konstanter Einfluss der Störvariable Bewegungsfall angenommen.

Die Einflussgröße Bewegungsverlauf berücksichtigt nach Bokranz und Landau (2011a, S. 420) die Beschleunigungs- und Verzögerungsphase bei Bewegungen. Im Versuch wurden von den Probanden stets voneinander getrennte Bewegungen ausgeführt. Beschleunigungs- und Verzögerungsphasen traten bei jeder Bewegung im gleichen Maße auf. Diese als Störvariable definierte Einflussgröße wurde im Versuchsablauf ebenfalls als eine Konstante betrachtet.

Mit den Einflussgrößen Bewegungslänge und Kraftaufwand konnten unabhängige Variablen für die Untersuchung definiert werden. Dazu wurden die Größen noch weiter untergliedert. Die Bewegungslänge anhand der Bewegungsrichtung, Bewegungsabstand und Bewegungsachse weiter spezifiziert. Mittels der ersten unabhängigen Variable Bewegungsrichtung konnten Bewegungen in allen drei Dimensionen des Arbeitsraumes im Versuch dargestellt und anschließend der Auswertung zugeführt werden. Weiterhin lässt sich durch den Bewegungsabstand die Entfernung zwischen der Frontalebene des Probanden und dem Start- und Endpunkt sowie die Bewegungsbahn einer Bewegung bestimmen. Die Bewegungsachse bestimmt diesen Abstand von der Sagittalebene, bezogen auf den rechten Greifraum. Mit Hilfe des Bewegungsabstands und der Bewegungsachse konnten die Start- und Endpunkte der zu untersuchenden Grundbewegungen beschrieben werden. Diese als Bewegungskordinaten bezeichneten Punkte stellen die zweite unabhängige Variable des Versuchs dar. Sie ist Ausgangs- und Endpunkt aller zu analysierenden Bewegungen. Eine exakte Zuordnung der Bewegungskordinaten zu dem Greifraum erfolgt im Kapitel zum Versuchsaufbau (siehe Kapitel 3.2.2).

Der Kraftaufwand wurde über das bei der Bewegung zu handhabende Gewicht (Hantel) vorgegeben und entsprach der dritten unabhängigen Variable. Die Last wurde mit einem Abstand von ca. 5 cm über der Arbeitsfläche einhändig mit der rechten Hand geführt. Als weitere die Bewegung be-

einflussenden Störvariablen wurden die Greifhöhe und die Körperhaltung identifiziert. In der Untersuchung wurde von einem Steharbeitsplatz, also einer Arbeitshöhe, die der Ellenbogenhöhe des jeweiligen Probanden entspricht, ausgegangen. Als Arbeitsstelle ist der exakte Ort der Verrichtung, d. h. der Kontaktfläche mit der zu handhabenden Last, definiert. Im Versuch entsprach der Mittelpunkt der Hantel der Arbeitsstelle (Höhe 15 cm über der Arbeitsfläche). Durch den gewählten Versuchsaufbau (siehe Kapitel 3.2.2) wurde für die beiden Störvariablen Greifhöhe und Körperhaltung ebenfalls ein konstanter Einfluss angenommen. Eine Übersicht zu den abhängigen und unabhängigen Variablen ist in Tabelle 3.1 gegeben. Neben den Variablen sind darin auch deren jeweilige im Versuch betrachteten Ausprägungen mit aufgeführt.

Tab. 3.1: Variablenübersicht

abhängige Variable	Ausprägungen	unabhängige Variablen	Ausprägung
		Bewegungsrichtung	x: seitwärts (nach rechts) y: vorwärts z: aufwärts
körperteil-bezogene Beanspruchung	Muskelkräfte, Beanspruchungsempfinden	Bewegungs-koordinate (BK)	BK1: körpernah in Sagittalebene BK2: körperfern in Sagittalebene BK3: körperfern versetzt zur Sagittalebene BK4: körpernah versetzt zur Sagittalebene
		Gewicht	M1 1 kg, M2 6 kg

Mit dem Ziel, manuelle Montagebewegungen in Form einhändiger linearer Bringbewegungen zu untersuchen, wurde eine Bewegungslänge von 20 cm gewählt. Ein Bewegungszyklus umfasst pro Bewegungskordinate und -

richtung eine Bringbewegung mit der Länge von 2 x 20 cm (Weg- und Hinführung des Montageobjekts) und dem jeweiligen Lastgewicht. Die Bewegungen wurden dabei einhändig und ohne Abstützung ausgeführt. Aufgrund des gewählten Versuchsaufbaus war diese Annahme erforderlich. Andernfalls wäre die nachfolgende Berechnung biomechanischer Kenngrößen nur unzureichend möglich gewesen, da entsprechende Messapparaturen zur Erfassung weiterer Reaktionskräfte, z. B. Abstütz- oder Anlehnkräfte, nicht vorgesehen waren. In Verbindung mit den vier Bewegungskordinaten sowie Bewegungsrichtungen konnte damit der rechte Greifraum (nach Verein Deutscher Ingenieure & VDI-Gesellschaft Produktionstechnik (ADB), 1980) eines Probanden hinsichtlich biomechanischer Kenngrößen systematisch analysiert werden. Zusammengefasst hat ein Bewegungszyklus der Untersuchung die folgenden Eigenschaften:

- geradlinige Bewegung mit einer Bewegungslänge von 20 cm,
- Bewegungen in x-, y- oder z-Richtung,
- Bewegungsausführung einhändig und ohne Abstützung,
- Arbeitshöhe entspricht der Ellenbogenhöhe,
- Bewegungsausführung an einem der vier definierten Punkte im Greifraum sowie
- Handhabung eines vorgegebenen Lastgewichts ($M_1 = 1 \text{ kg}$ oder $M_2 = 6 \text{ kg}$) operationalisiert über eine Hantel.

Der zur Umsetzung der vorgegebenen Bewegungszyklen erforderliche Versuchsaufbau und -ablauf wird im nachfolgenden Kapitel erläutert.

3.2.2 Versuchsaufbau und -ablauf

Im Versuch wurden pro Versuchsperson insgesamt 24 verschiedene Bewegungszyklen ausgeführt. Es wurden an den vier Bewegungskordinaten

jeweils drei Bewegungszyklen mit zwei unterschiedlichen Montageobjekten ausgeführt. Die Bewegungszyklen umfassten geradlinige, gleichförmige Bewegungen nach vorne (x-Achse), nach oben (y-Achse) oder zur Seite (z-Achse) und zurück. Die Bewegungskoodinaten orientierten sich an der Sagittalebene und Frontalebene des Probanden. Die Bewegungskoodinaten 1 und 2 befanden sich dabei auf Höhe der Sagittalachse. Bewegungskoodinate 1 befand sich 15 cm vom Brustbein (Sternum) des Probanden nach vorne versetzt, Bewegungskoodinate 2 dann 35 cm entfernt. Die weiteren Koodinaten befanden sich in einer zur Sagittalebene des Probanden um 20 cm nach rechts versetzten parallelen Ebene. Mit dieser Anordnung der Bewegungskoodinaten konnten Bringbewegungen über dem gesamten rechten Greifraum des Probanden abgebildet werden (siehe Abbildung 3.1).

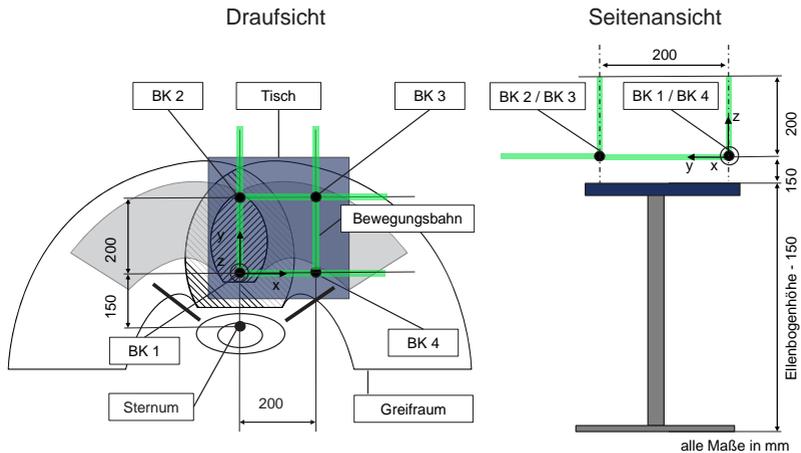


Abb. 3.1: Versuchsaufbau

Der Versuchsablauf gliederte sich in zwei Durchläufe. Im ersten Durchlauf sollte das Montageobjekt 1 (Gewicht 1 kg) und im zweiten Durchlauf das Montageobjekt 2 (Gewicht 6 kg) gehandhabt werden. Die Reihenfolge der Handhabung der zwei Montageobjekte wurde durch den Versuchsplan vorgegeben. Jeder Bewegungszyklus wurde dreimal durchgeführt. Damit soll-

te sichergestellt werden, dass auch bei möglichen Messfehlern des Vicon-Systems immer mindestens ein geeigneter Datensatz für die Auswertung mit dem Mehrkörpermodell vorliegt. Insgesamt konnte bei über 90 % aller aufgezeichneten Kinematikdaten die Auswertung in AnyBody erfolgreich durchgeführt werden. Für alle der 24 Bewegungszyklen lagen somit immer mindestens zwölf Datensätze vor (MW = 14.67, SD = 1.06).

Der Versuchsaufbau, dargestellt in Abbildung 3.1, erforderte die Bewegungszyklen mit aufrechter Körperhaltung im Stehen durchzuführen. Dazu wurde der Proband mittels einer Markierung am Boden auf zwei Kraftmessplatten positioniert (siehe Abbildung 3.2). Auf einem vor der Versuchsperson stehendem Tisch waren der Start- und Endpunkt der Bewegung sowie die Bewegungsbahnen durch Markierungen vorgegeben. Der Tisch wurde entsprechend der im Versuchsplan vorgegebenen Reihenfolge auf den unterschiedlichen Bewegungskordinaten positioniert. Zur Markierung der zulässigen Bewegungslänge wurde noch ein weiteres Hilfsmittel verwendet. Anhand eines einfachen Gestänges konnte, insbesondere für die Bewegung in z-Richtung, die Bewegungslänge exakt vorgegeben werden. Außer der Beschränkung der maximalen Bewegungslänge waren keine weiteren Einschränkungen vorhanden.

Ziel war es, eine weitestgehend uneingeschränkte Bewegungsausführung den Versuchspersonen zu ermöglichen. Der Proband dazu wurde angehalten, die Bewegungen stets mit einer möglichst natürlichen Bewegungsbahn auszuführen. Ein Video zeigte dem Probanden die gewünschte Ausführungsgeschwindigkeit der Bewegungszyklen.

Die Reihenfolge der Versuche wurde zwischen den Probanden randomisiert, um systematische Effekte in den Daten, z. B. durch Ermüdung oder Gewöhnung, auszuschließen. Jeder Proband führte die folgenden Bewegungen aus. Die Bewegungskordinaten befanden sich dabei alle in einer gemeinsamen horizontalen Ebene, die sich an der Ellenbogenhöhe jedes Probanden orientierte. Damit sollten die unterschiedlichen Proportionen der



Abb. 3.2: Abbildung eines Probanden bei der Versuchsdurchführung

Probanden berücksichtigt und somit eine Vergleichbarkeit der Bewegungen ermöglicht werden.

1. Bewegungszyklen an Bewegungsordinate 1
(auf Sagittalachse, orthogonaler Abstand zum Sternum = 15 cm)
 - a) Bewegungszyklus in x-Richtung (nach vorn und zurück)
 - b) Bewegungszyklus in y-Richtung (nach oben und zurück)
 - c) Bewegungszyklus in z-Richtung (nach rechts und zurück)
2. Bewegungszyklen an Bewegungsordinate 2
(auf Sagittalachse, orthogonaler Abstand zum Sternum = 35 cm)
 - a) Bewegungszyklus in x-Richtung (nach vorn und zurück)
 - b) Bewegungszyklus in y-Richtung (nach oben und zurück)
 - c) Bewegungszyklus in z-Richtung (nach rechts und zurück)

3. Bewegungszyklen an Bewegungskordinate 3
(20 cm orthogonal zur Sagittalebene nach rechts versetzt,
orthogonaler Abstand zum Sternum = 35 cm)
 - a) Bewegungszyklus in x-Richtung (nach vorn und zurück)
 - b) Bewegungszyklus in y-Richtung (nach oben und zurück)
 - c) Bewegungszyklus in z-Richtung (nach rechts und zurück)

4. Bewegungszyklen an Bewegungskordinate 4
(20 cm orthogonal zur Sagittalebene nach rechts versetzt,
orthogonaler Abstand zum Sternum = 15 cm)
 - a) Bewegungszyklus in x-Richtung (nach vorn und zurück)
 - b) Bewegungszyklus in y-Richtung (nach oben und zurück)
 - c) Bewegungszyklus in z-Richtung (nach rechts und zurück)

Zur Vermeidung von Ermüdungs- und Übungseffekten auf die Kinematik, fand nach jedem Bewegungszyklus eine Erholungspause statt. Durch die Randomisierung der Versuchsreihenfolge startete jeder Proband mit einem anderen Bewegungszyklus. Im Anhang in Tabelle 10.2 sind der jeweilige erste Startpunkt sowie die Reihenfolge der Bewegungsrichtungen (BR) aufgeführt. Im Uhrzeigersinn wurden die Bewegungskordinaten (BK) abgearbeitet (siehe hierzu Abbildung 3.1). Begonnen wurden die Versuche entweder mit Montageobjekt M1 oder M2.

Mit der festgelegten Versuchsreihenfolge wurde ebenfalls angestrebt, den Einfluss einer weiteren Störvariable, der Ermüdung, zu kontrollieren. Es sollte der Effekt des Startgewichts auf die Bewertung des subjektiven Beanspruchungsempfindens minimiert werden. So begann etwa eine Hälfte der Probanden mit dem leichten und die andere Hälfte mit dem schweren Gewicht (siehe Tabelle 10.2).

3.2.3 Versuchsdurchführung

Im BioMotion Center des Instituts für Sport und Sportwissenschaft (IfSS) am KIT wurden für die 16 Probanden und 24 Grundbewegungen über 1100 Aufnahmen erfasst. Zusätzlich zur Aufnahme der 3D-Bewegungsdaten sowie der Bodenreaktionskräfte wurde zu nachträglichen Kontrollzwecken mit einer digitalen Videokamera bei jedem Probanden jeder Bewegungszyklus aufgezeichnet. Weiterhin wurde die Vollständigkeit und korrekte Positionierung des Markersets wurde bei jedem Proband fotografisch dokumentiert. Damit konnten mögliche Fehlerquellen im Nachgang identifiziert und unbrauchbare Aufnahme bereits vor der Modellierung im Mehrkörpermodell ausgeschlossen werden. Pro Proband wurde mit einer Versuchsdauer von zwei Stunden kalkuliert. Die gesamte Zeit zur Datenaufnahme im Motion Capturing-Labor betrug ca. 40 Stunden.

Die Umsetzung des geplanten Versuchsablaufs wurde an mehreren Aufnahmezyklen realisiert. Im Rahmen einer Vorstudie wurde zunächst für einen Probanden der gesamte Versuchsaufbau sowie der geplante Ablauf getestet. Die Erfolgskriterien waren dabei die nachfolgend erfolgreiche Integration der aufgezeichneten Kinematik und Bodenreaktionskräfte in das Mehrkörpermodell des AnyBody Modeling SystemsTM sowie die anschließende Berechnung der Muskelkräfte. Durch die Vorstudie konnte gezeigt werden, dass die Datenaufzeichnung und -aufbereitung zuverlässig gelingt. Es konnten mit den Daten der Vorstudie plausible Werte zu den Muskelkräften berechnet werden. Im Anschluss an die Vorstudie fand die Erfassung der Kinematik sowie der Bodenreaktionskräfte für die 24 zu untersuchenden Grundbewegungen der übrigen 15 Probanden statt. Es wurde dabei ein besonderes Augenmerk auf die Reliabilität hinsichtlich des Versuchsaufbaus sowie der Positionierung der Infrarotmarker an den Probanden gelegt. Es konnte sichergestellt werden, dass alle Versuche stets unter den gleichen Bedingungen wiederholt wurden. Die aufgezeichneten Bewegungsdaten wurden anschließend nachbearbeitet (siehe Kapitel 3.3.2), hinsichtlich

der Kinematik analysiert (siehe Kapitel 3.4.5) und in das Mehrkörpermodell zur Berechnung der Muskelkräfte überführt.

3.3 Datenerfassung

3.3.1 Erfassung des Beanspruchungsempfindens

Neben der Erfassung von den Kinematik- und Kraftdaten wurde das subjektive Beanspruchungsempfinden des jeweiligen Probanden für ausgewählte Körperteile mit einer CP50-Skala („Category Partition Scale“) nach Shen und Parsons (1997) erfasst. Das geschah in Verbindung mit einer Bodymap nach Corlett und Bishop (1976). In einem nachfolgenden Schritt werden diese Informationen den berechneten Kräften gegenübergestellt, um weiterführende Erkenntnisse zur Beanspruchungsindikation mittels der errechneten Größe Muskelkraft zu erhalten.

Diese Vorgehensweise zur Erhebung des körperteilbezogenen Beanspruchungsempfindens wurde bereits in mehreren Studien zur Erfassung des subjektiven Beanspruchungsempfindens beim Sitzen sowie im Kontext der Arbeitsgestaltung eingesetzt (vgl. Drury, 1987; Hartung, 2006; Mergl, 2006). Fritzsche (2010) wendete diese Vorgehensweise ebenfalls bei einer ähnlichen Fragestellung an. Es kann angenommen werden, dass die CP50-Skala in Verbindung mit einer Bodymap eine geeignete Vorgehensweise zur Erfassung des subjektiven Beanspruchungsempfindens für die vorliegende Fragestellung ist. Die auf den Diskomfort ausgerichtete CP50-Skala wurde deshalb hierfür auf das subjektive Beanspruchungsempfinden übertragen. Diese Überführung ist zulässig, da der Diskomfort als Maßgröße des individuellen Erleidens einer spezifischen Belastungssituation in Abhängigkeit von unterschiedlichen Belastungsgrößen definiert ist (Fritzsche, 2010, S. 8). Zhang et al. (1996) wiesen in ihrer Arbeit nach, dass Diskomfort im engen Zusammenhang mit biomechanischen Kenngrößen und dem Ermüden steht. Die Eignung der CP50-Skala für die vorliegende Fragestellung konnte damit unterstrichen werden. Mit der CP50-Skala lässt sich

ein kategoriales Rating durchführen. Angefangen von „Sehr leichte Beanspruchung“ bis hin zu „Sehr starke Beanspruchung“ wird das individuelle Beanspruchungsempfinden in fünf Kategorien gemessen. Jeder Kategorie sind zehn Zahlenwerte zugeordnet, mit denen innerhalb dieser die Tendenz zur einer nächst höheren oder niedrigeren Kategorie ausgedrückt werden kann. Die Skala besteht somit aus mindestens 50 Stufen, die in Schritten von zehn Punkten jeweils einer Kategorie zugeordnet sind. Nach oben ist die Skala offen gehalten, sodass auch unerwartet übermäßige hohes Beanspruchungsempfinden abgebildet werden kann.

Nach der vollständigen Durchführung eines Bewegungszykluses je Bewegungsrichtung an einer Bewegungskordinate bewertete der Proband sein körperteilbezogenes Beanspruchungsempfinden. Als eine vollständige Durchführung eines Bewegungszykluses ist hierbei eine dreimalige Durchführung zu verstehen. Aufgrund der relativ kurzen Bewegungszyklen sollte die Abfrage nach dreimaliger Ausführung eines Bewegungszykluses eine validere Aussage zum Beanspruchungsempfinden ermöglichen als bei der einmaligen Ausführung. Mit der verwendeten Bodymap, wie in Abbildung 3.3 dargestellt, wurde der Körper in fünf für die Untersuchung relevante Körperregionen unterteilt. Das Arm-Schulter-System in Form des Oberarms, des Unterarms und der Schulter sowie der Nacken und der Rücken wurden für die Beurteilung herangezogen.

Erfasst wurde das Beanspruchungsempfinden wie folgt. Zunächst wurde auf der Bodymap das zu bewertende Körperteil nochmals gezeigt. Anschließend sollte der Proband das körperteilspezifische Beanspruchungsempfinden anhand der fünf vorgegebenen Stufen einordnen. Im Beispiel entsprechend der Abbildung 3.3 hat der Proband die empfundene körperteilbezogene Beanspruchung einem mittleren Wertebereich zugeordnet. Anschließend hatte dann der Versuchsteilnehmer auf einer Skala von eins bis zehn einzuschätzen, wo er die empfundene Beanspruchung innerhalb dieser Zone einordnen würde. Im Beispiel ordnete der Proband die Beanspruchung am oberen Ende der Beanspruchungsstufe ein. Somit wurde das Beanspru-

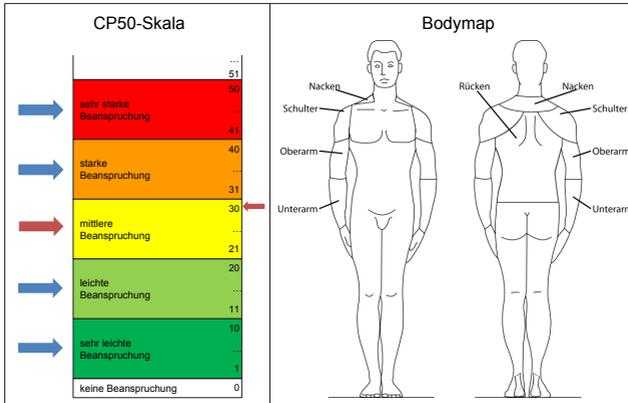


Abb. 3.3: CP50-Skala mit Bodymap

chungsempfinden mit 30 Punkten bewertet. Nach dieser Vorgehensweise wurde pro Proband das Beanspruchungsempfinden der fünf betrachteten Körperteile für die 24 verschiedenen Bewegungszyklen mit 2 Lastgewichten erhoben. Innerhalb der Vorstudie wurde das körperteilbezogene Beanspruchungsempfinden nicht erhoben. Daher beziehen sich die Auswertungen zum Beanspruchungsempfinden auf 15 Probanden.

3.3.2 Motion Capturing

Zur Erfassung der Kinematik wurde ein Infrarot Tracking System verwendet. Das verwendete optoelektronische System zur Bewegungserfassung stellt den Standard moderner Verfahren zur Bewegungsanalyse dar (Richards, 1999; Robertson, D. Gordon E., 2004, S. 37 ff.; Winter, 2009, S. 62 ff.). Das Tracking System zeichnete die Bewegungen von passiv reflektierenden Infrarotmarkern auf. Die Marker (beschichtete Kunststoffkugeln mit einem Durchmesser von 14 mm) waren auf der Haut der Probanden an vordefinierten Stellen aufgeklebt. Die Positionen am Körper werden durch ein Markerset vorgegeben. Dem Versuch lag das Ganzkörper-Markerset „Plug-In Gait“ (Davis III, Roy B., Öunpuu, Tyburski & Ga-

ge, 1991; Input Devices and Music Interaction Laboratory, 2010) zu Grunde. Dieses Markerset ist der Standard bei der Erfassung von Ganzkörperbewegungen. Insgesamt wurden 39 Infrarotmarker an jedem Probanden fixiert. In Abbildung 3.4 ist ein Proband mit vollständigem Markerset dargestellt. Im Anhang in der Tabelle 10.1 ist eine Übersicht zu den verwendeten Markern und deren Position auf dem Körper gegeben. Die Positionen der Marker beziehen sich dabei sowohl auf die linke als auch auf die rechte Körperhälfte eines Probanden.

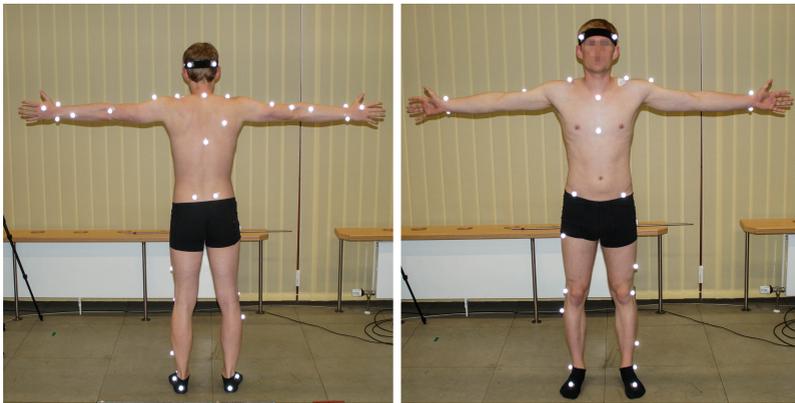


Abb. 3.4: Positionierung der Marker am Probanden

Zur Erfassung der Markerpositionen kamen im Versuchsaufbau insgesamt 13 Infrarot-Kameras (Vicon MX Kamerasystem; Auflösung: 1280 x 1024 Pixels; 200 Hz) zum Einsatz. Die Bewegungsdaten wurden mit der Vicon Nexus Software (V. 1.7.1) aufgezeichnet und weiterverarbeitet. Die aus den zeitdiskreten Markerpositionen rekonstruierten Trajektorien wurden mit einem Butterworth Tiefpass Filter vierter Ordnung (Grenzfrequenz 12 Hz) geglättet.

Neben den Kinematikdaten wurden im Versuch auch die Bodenreaktionskräfte der Probanden beim Ausführen der Bewegungszyklen zeitsynchron anhand der Vicon Nexus Software (V. 1.7.1.) aufgezeichnet. Im Ver-

such traten, aufgrund des gewählten Versuchsaufbaus (siehe Kapitel 3.2.2), nur an drei Stellen Wechselwirkungskräfte mit der Umgebung auf. So wurden die Bodenreaktionskräfte mit zwei AMTI Kraftmessplatten (Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA; Aufnahmefrequenz 1000 Hz) aufgezeichnet. Damit war es möglich, auftretende Kräfte und Momente dreidimensional zu erfassen. Die durch die Lasthandhabung auftretenden Wechselwirkungskräfte mit der Umgebung wurden im Modell anhand der Einbindung von Kraftvektoren (siehe Kapitel 3.4) realisiert.

Bei den gemessenen Daten der Bodenreaktionskräfte war keine Überarbeitung erforderlich. Die Nachbearbeitung dieser Daten erfolgte automatisiert im verwendeten Mehrkörpermodell AnyBody. Das darin implementierte Butterworth Tiefpassfilter 4. Ordnung filterte die Daten ebenfalls mit einer Grenzfrequenz von 12 Hz.

In Abbildung 3.5 ist der Versuchsaufbau dargestellt. Der mit den Markern beklebte Proband steht bei der Durchführung der analysierten Montagebewegungen auf zwei Kraftmessplatten. Nicht zu sehen sind die 13 Infrarot-Kameras. Diese waren in einer Höhe von 2.5 m bis 4 m um den Probanden herum verteilt.

3.4 Biomechanische Modellierung

Zur Bestimmung der biomechanischen Kenngröße Muskelkraft wird im Folgenden das AnyBody Modeling SystemTM (www.anybody.com) verwendet. Das AnyBody Modeling SystemTM ist ein Mehrkörpermodell und bildet zum großen Teil die biomechanischen Eigenschaften des menschlichen Muskel-Skelett-Systems ab. Es ermöglicht die Analyse des menschlichen Bewegungsapparats unter Berücksichtigung der einzelnen Muskeln. Damit werden umfassende Analysen zu den bei der betrachteten Bewegung wirkenden Muskel- und Gelenkräften sowie Gelenkmomenten ermöglicht. In Abbildung 3.5 ist exemplarisch das verwendete biomechanische Menschmodell dargestellt (Graichen, Stein, Neff, Hoffmann & Deml,

2015). In den folgenden Kapiteln wird näher auf das verwendete Modell eingegangen. In Anschluss daran wird die Kinematik näher betrachtet, bevor in Kapitel 5 die Ergebnisse der inversen Berechnung des Modells statistisch ausgewertet werden.

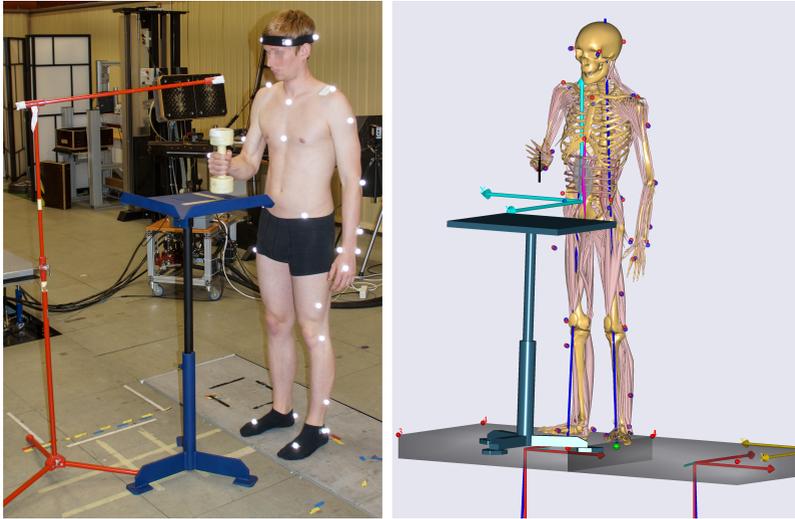


Abb. 3.5: Versuchsaufbau und Abbildung im Modell (Graichen et al., 2015)

3.4.1 Vorgehensweise zur Berechnung der Muskelkräfte

In Abbildung 3.6 sind die Analyse- und Berechnungsschritte im Mehrkörpermodell AnyBody Modeling SystemTM zur Bestimmung biomechanischer Kenngrößen nach Rasmussen, Damsgaard und Christensen (2001) beschrieben. Im ersten Schritt werden die Eingabegrößen, welche aus den kinematischen Größen des zu modellierenden Systems sowie den Wechselwirkungskräften mit der Umgebung bestehen, zur Bewegungsrekonstruktion innerhalb des Modells verwendet. Die Grundlage dafür bildet eine entsprechende Parametrisierung des Modells (siehe Kapitel 3.4.2). Anhand eines mehrstufigen, iterativen Optimierungsverfahrens werden die mit den

Kinematikdaten übergebenen zeitabhängigen Positionen der verwendeten Marker (siehe Tabelle 10.1) mit deren zugehörigen Positionen im Modell abgeglichen. In diesem Optimierungsprozess werden durch eine Variation der Segmentlängen, Gelenkachsen und -drehzentren des Modells die Positionsabstände der Marker von dem Modell, zu denen der durch die Kinematikdaten übergebenen realen Markerpositionen minimiert (Rasmussen et al., 2001; Damsgaard et al., 2006; Andersen, Damsgaard, MacWilliams & Rasmussen, 2010). In diesem Schritt werden die zeitabhängige Lage und Orientierung aller Segmente des Starrkörpersystems bestimmt. Nach der Optimierung der Markerpositionen im Modell wird dieses mit dessen Umgebungskräften verknüpft. In der betrachteten Bewegungsstudie wurden dazu die mittels der Kraftmessplatten gemessenen Bodenreaktionskräfte sowie die anhand eines Kraftvektors modellierte Gewichtskraft des gehandhabten Lastgewichts mit dem Modell verknüpft. Anhand der errechneten Beschleunigungen und Geschwindigkeiten der Starrkörpersegmente sowie der wirkenden externen Kräfte können daraus die Massenkräfte der einzelnen Segmente zeitdiskret und richtungsabhängig bestimmt werden. Die berechneten Massenkräfte sowie deren zugehörige Wirkrichtungen bilden die Grundlage für die Bestimmung des Gleichgewichtszustands des Mehrkörpersystems. Das Kräftegleichgewicht wird durch die Bestimmung der erforderlichen Muskelkräfte hergestellt. Die Berechnung der erforderlichen Muskelkräfte erfolgt anschließend. Zuvor wird das zu verwendende Muskelmodell festgelegt.

Bei der Verwendung des Hill'schen Muskelmodells könnten an dieser Stelle noch die jeweiligen Muskellängen, -kontraktionsgeschwindigkeiten sowie Muskelstärken bestimmt werden (www.anybodytech.com). Da in der vorliegenden Untersuchung jedoch ein statisches Muskelmodell (siehe Kapitel 3.4.2) verwendet wurde, entfällt dieser Schritt.

Zur Berechnung der Muskelkräfte verwendet das Modell die Methodik der inversen Kinematik. Hierbei besteht die Herausforderung, dass der menschliche Bewegungsapparat mehr Muskeln als Freiheitsgrade hinsicht-

lich der Bewegung besitzt und aus mechanischer Sicht ein unterbestimmtes Gleichungssystem darstellt. Um dennoch die wirkenden Muskelkräfte bestimmen zu können, wurden verschiedene Muskelrekrutierungskriterien entwickelt (vgl. Happee, 1994; Rasmussen, Damsgaard & Voigt, 2001; Damsgaard et al., 2006). Mit dem Ziel der Herstellung des Kräftegleichgewichts im Modell werden dabei zeitdiskret und entsprechend des gewählten Muskelrekrutierungskriteriums die dazu erforderlichen Muskelkräfte bestimmt. Im vorliegenden Fall wurde das durch Rasmussen et al. (2001) eingeführte „Min/Max-Kriterium“ zur Muskelaktivierung gewählt. Dieses verfolgt das Ziel der minimalen Gesamtaktivierung aller an einer Bewegung beteiligten Muskeln und versucht damit das Verhalten des zentralen Nervensystems abzubilden.

Die Ausgabegrößen des Modells sind neben den Muskelkräften die wirkenden Gelenkkräfte und -momente sowie die mechanische und metabolische Muskelleistung (Rasmussen et al., 2002). Das Modell integriert dabei ebenfalls wirkende Kräfte des Sehnen- und Bänderapparats. Die Arbeit konzentriert sich auf die Ausgabegröße Muskelkraft. Eine Muskelaktivität entspricht dem Verhältnis der von einem Muskel aufgebrauchten Kraft zu seiner individuellen Maximalkraft. Die Beschreibung der Parametrisierung des verwendeten Muskelmodells erfolgt im Kapitel 3.4.2.

Die wirkenden Muskelkräfte wurden für 16 Probanden bestimmt. Für jede der 24 Grundbewegungen werden damit die für diese Bewegungen erforderlichen probandenspezifischen Muskelkräfte für alle im Modell enthaltenen Muskeln bestimmt. Für die weiterführende Auswertung wird der Fokus dann auf die zu betrachtenden Körperteile mit den jeweils zugeordneten Muskelgruppen (siehe Kapitel 3.4.4) gerichtet.

3.4.2 Parametrisierung des Modells

Der erste Aspekt bei der Parametrisierung des Modells ist die Auswahl eines geeigneten Muskelmodells. Die Modellierung der komplexen Muskel-

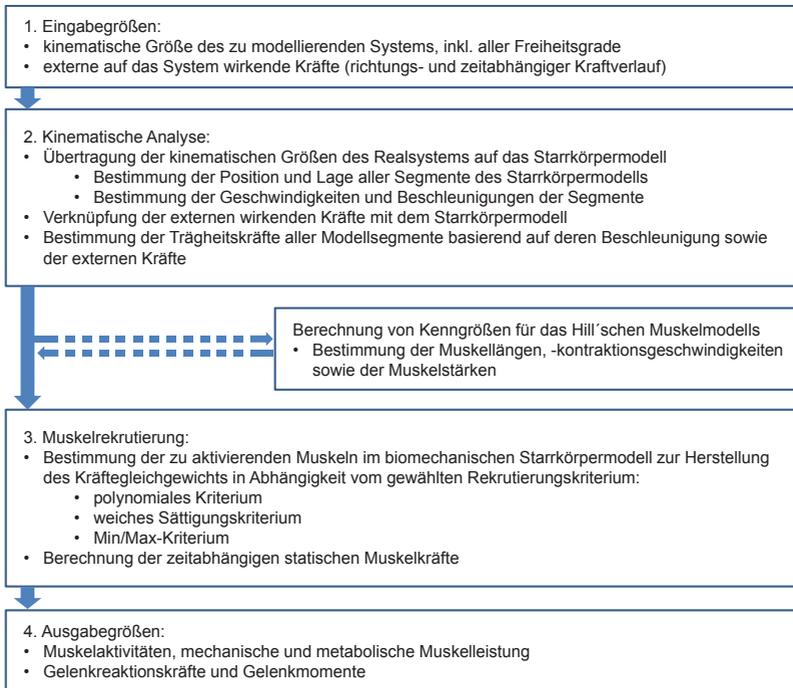


Abb. 3.6: Darstellung der Analyse- und Berechnungsschritte im AnyBody Modeling SystemTM zur Bestimmung biomechanischer Kenngrößen (i.A.a. Rasmussen et al., 2001)

physiologie (vgl. Richard & Kullmer, 2013, S. 3 ff.) stellt nach wie vor eine große Herausforderung im Rahmen der Biomechanik dar (vgl. Hill, A. V., 1938; Zajac, 1989; Damsgaard, Rasmussen & Christensen, 2000; Rasmussen et al., 2001). Im verwendeten biomechanischen Menschmodell sind verschiedene Muskelmodelle verfügbar. Es stehen ein

- eingliedriges Muskelmodell,
- zweigliedriges Muskelmodell und
- dreigliedriges Muskelmodell

zu Verfügung. Jedes Muskelmodell stellt dabei unterschiedliche Anforderungen an die Eingabedaten sowie deren Detaillierungsgrad. Anhand des Parameters „maximale isometrische Kraft“ wird im ersten Muskelmodell die wirkende Muskelkraft für eine statische Körperhaltung bestimmt. Dabei werden eine Abhängigkeit der Maximalkraft von der jeweiligen Muskellänge sowie die gegenwärtige Kontraktionsgeschwindigkeit nicht mit berücksichtigt. Die Maximalkraft eines jeden Muskels ergibt sich aus dem physiologisch wirkenden Muskelquerschnitt. In diesem Muskelmodell finden weiterhin keine Berücksichtigung exzentrischer und konzentrischer Muskelkontraktion sowie die der Ko-Kontraktion statt.

Das zweigliedrige Muskelmodell berücksichtigt bei der Bestimmung der Muskelkraft die jeweils aktuelle Länge sowie die Kontraktionsgeschwindigkeit des Muskels. Des Weiteren besteht in diesem Modell das Kraftglied aus einem kontraktilem Element (Muskel) und einem seriell-elastischen Element (Sehne). Parameter dieses Muskelmodells sind die Faktoren Maximalkraft, kraftneutrale Muskelfaserlänge, Gesamtlänge des Kraftgliedes bestehend aus Muskel- und Sehnenlänge im kraftneutralen Zustand, Elastizität der Sehne sowie die Kontraktionsgeschwindigkeit des Muskels.

Mit dem dreigliedrigen Muskelmodell kann ein Hill-basiertes Modell (vgl. Hill, A. V., 1938) umgesetzt werden. Dieses besteht jeweils aus einem kontraktilem (Muskel), seriell-elastischem (Sehne) sowie passiv-elastischem Element (Bindegewebe). Es stellt eine Erweiterung des zweigliedrigen Muskelmodells dar.

Das letztgenannte Muskelmodell besitzt den höchsten Detaillierungsgrad im verwendeten Menschmodell. Ebenso wie das zweigliedrige Muskelmodell erfordert es eine Reihe detaillierter physiologischer Eingabedaten. Im Kontext der durchzuführenden Studie wäre eine Ermittlung dieser Daten nur bedingt möglich. So hätten sämtliche Faktoren mit Ausnahme des physiologisch wirkenden Muskelquerschnitts abgeschätzt werden müssen. Aus diesem Grund wurde sich für die Verwendung des eingliedrigen Muskelmodells entschieden. Dieses Muskelmodell bildet den mensch-

lichen Muskel mit seinen Eigenschaften zwar nur sehr bedingt ab (vgl. Hill, A. V., 1938; Zatsiorsky & Prilutsky, 2012, S. 131 ff.). In Hinblick auf die verfügbaren Daten zur Modellparametrisierung sowie die zu beantwortenden Fragestellungen der vergleichenden Bewertungen von einfachen Grundbewegungen ist das eingliedrige Muskelmodell das geeignetste Modell. Diese Einschränkungen sind bei der weiteren Datenauswertung und -interpretation zu beachten. Unter diesen Voraussetzung war das Einsatzgebiet des verwendeten biomechanischen Menschmodells ausschließlich auf langsame und gleichförmige Bewegungen mit geringer Variation der Gelenkwinkel beschränkt (Rasmussen et al., 2003). Die Abbildung schneller Bewegungen und den damit einhergehenden hohen Kontraktionsgeschwindigkeiten der Muskeln würde unter den gegebenen Voraussetzungen durch das gewählte Muskelmodell das Verhalten menschlicher Muskeln nicht hinreichend exakt abbilden können.

Ein wesentlicher Vorteil des verwendeten eingliedrigen Muskelmodells ist hingegen dessen Einfachheit in der Anwendung. Rasmussen et al. (2003) beschreiben, unter welchen Voraussetzungen dieses Muskelmodell einen großen Beitrag zur arbeitswissenschaftlichen Grundlagenforschung leisten kann. Trotz der gegebenen Einschränkungen, bedingt durch die Modellannahmen, können mit diesem Modell detaillierte Vergleichsstudien der Arbeitsgestaltung durchgeführt werden (vgl. Rasmussen, Tørholm & de Zee, 2009; Wu, Chiou & Pan, 2009; Grujicic et al., 2010; Jochems, 2011; Koblauch et al., 2013; Nimbarte et al., 2013; Pontonnier et al., 2014). Weiterhin lässt sich die bei der dynamischen Arbeitsform auftretende muskuläre Beanspruchung in eine statische und dynamische Muskelaktivierung unterscheiden (Müller, Ernst & Strasser, 1988; Kluth, 1996, S. 79; Schlick et al., 2010, S. 264 f.). In Abbildung 3.7 ist die Definition der statischen und dynamischen Muskelaktivierung nach Müller et al. (1988) aufgeführt.

Im Sinne des eingliedrigen Muskelmodells lässt sich demnach der statische Anteil der bei dynamischen Arbeitsformen wirkenden muskulären

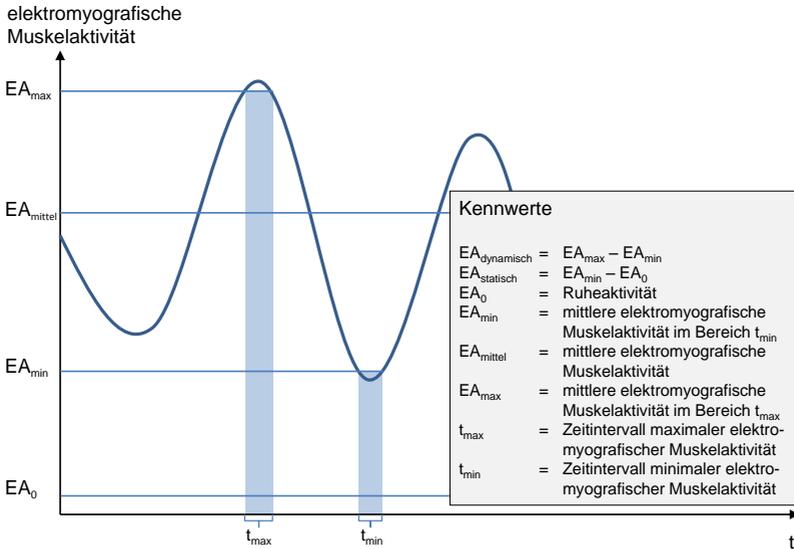


Abb. 3.7: Darstellung der beanspruchungsspezifische Kennwerte der elektromyografischen Muskelaktivität nach Müller et al. (1988).

Beanspruchung untersuchen. In Hinblick auf die zu analysierenden Grundbewegungen sowie auf die genannten Studien im Bereich arbeitswissenschaftlicher Forschung eignet sich demnach dieses Muskelmodell auch im Rahmen dieser Studie.

Die Modellparametrisierung beinhaltet außerdem die Skalierung der Segmentlängen. Hierbei wird das Modell anhand anthropometrischer Daten der Probanden parametrisiert. Es besteht die Möglichkeit, alle Segmentlängen (d. h. Knochenlängen) im Modell mit den individuellen Maßen der Probanden zu bemaßen. Im Rahmen der Studie war eine Bestimmung dieser Maße nicht möglich, da geeignete, hochpräzise Messgeräte wie Computertomografen nicht zur Verfügung standen. Daher wurde eine im Modell enthaltene Skalierungsmethode angewendet. Unter Berücksichtigung der individuellen Körperhöhen und Körpergewichte werden alle Segmentlängen proportional gemäß ihrer Länge skaliert (Rasmussen et al., 2005; An-

negarn, Rasmussen, Savelberg, Verdijk & Meijer, 2006; Lund, Andersen, de Zee & Rasmussen, 2011; Graichen & Deml, 2014; Lund, Andersen, de Zee & Rasmussen, 2015).

3.4.3 Diskussion der Modellvalidität

Die Validität des biomechanischen Menschmodells kann anhand der von Lund, de Zee, Andersen und Rasmussen (2012) vorgeschlagenen hierarchischen Vorgehensweise umfangreich beschrieben werden. Lund et al. (2012) schlagen, abhängig vom Anwendungsfokus, vier Ebenen der Modellvalidierung vor. Der Ebene der Submodelle (4. Ebene), der Modellstrukturen (3. Ebene), der Subsysteme (2. Ebene) und der Teil-/Ganzkörpermodelle (1. Ebene) sind jeweils spezifische Validierungswerkzeuge zugeordnet. In den Ebenen der Submodelle (4. Ebene) und der Modellstrukturen und -methoden (3. Ebene) werden grundlegende Modellcharakteristika, wie die Modellierung der Muskulatur (vgl. Hill, A. V., 1938; Zajac, 1989; Damsgaard et al., 2000; Rasmussen et al., 2001) und der Muskelrekrutierung betrachtet (vgl. Rasmussen et al., 2001). Die Validierung dieser Modelle und Strukturen erfolgt durch den direkten Vergleich mit physiologischen Messwerten, u. a. aus in-vitro Experimenten oder Kadaverstudien (vgl. für das Schultermodell: Veeger, Van Der Helm, Van Der Woude, Pronk & Rozendal, 1991; Van Der Helm, Veeger, Pronk, Van Der Woude & Rozendal, 1992; Veeger & Yu, 1996). Auf der Ebene der Subsysteme (2. Ebene) wird auf begrenzte Bereiche des Muskel-Skelett-Systems fokussiert. Ein Beispiel hierfür ist das Arm-Schulter-System. In-vivo Experimente mit Implantaten zur Bestimmung von Gelenkreaktionskräften oder Kadaverstudien bilden dafür die Grundlage (vgl. für das Schultermodell: Nikooyan et al., 2010). Die oberste Ebene (1. Ebene) betrachtet Teil- und Ganzkörpermodelle. Eine direkte Validierung dieser Modelle ist aufgrund der hohen Modellkomplexität und den nur teilweise direkt vergleichbaren Ausgabegrößen, wie z. B. der Gelenkmomente oder der Muskelkräfte, nur

eingeschränkt möglich (de Zee & Rasmussen, 2009; Günzkofer, Bubb & Bengler, 2013; Cutlip, Nimbarte, Ning & Jaridi, 2014). Aus diesem Grund werden Teil- und Ganzkörpermodelle vorwiegend indirekt validiert, z. B. durch EMG-Messungen, Trendanalysen oder Parameterstudien (Dubowsky, Rasmussen, Sisto & Langrana, 2008).

Für das verwendete biomechanische Menschmodell des Anybody Modeling SystemTM liegen auf allen Ebenen bereits entsprechende Untersuchungen vor. So existieren für die in dieser Arbeit im Fokus stehenden oberen Extremitäten sowie dem Rücken zahlreiche Validierungsstudien (vgl. Rasmussen, de Zee, Torholm & Damsgaard, 2007; de Zee, Hansen, Wong, Rasmussen & Simonsen, 2007; Dubowsky et al., 2008; Rasmussen, de Zee & Carbes, 2009; Nikooyan et al., 2010; Nimbarte et al., 2013; Günzkofer et al., 2013). Die Studien belegen grundsätzlich die valide Funktionsweise des im Modell verfügbaren Muskel-Skelett-Systems. Eine direkte Übertragung der mit dem Modell errechneten Muskelkräfte ist jedoch nur bedingt möglich. Mit der von Lund et al. (2012) vorgeschlagenen selektiven Validierungsform besitzen die errechneten Ergebniswerte eine eingeschränkte modellexterne Validität. Die mit dem biomechanischen Menschmodell entwickelten Gestaltungslösungen sind untereinander, d. h. modellintern, vergleichbar (de Zee, Lund, Schwartz, Olesen & Rasmussen, 2010). Im Rahmen ergonomischer Produkt- und Prozessentwicklungen ist diese Vorgehensweise dennoch weitreichend einsetzbar. Innerhalb diverser arbeitsgestalterischer Vergleichsstudien konnte das Modell bereits erfolgreich eingesetzt werden (vgl. Rasmussen et al., 2003; Wagner et al., 2007; Grujicic et al., 2010; Jochems, 2011; Wu et al., 2012; Koblauch et al., 2013; Nimbarte et al., 2013; Pontonnier et al., 2014). Insofern besteht für die durchzuführenden biomechanischen Analysen eine hinreichende Modellvalidität. Das Modell kann im Rahmen dieser Studie eingesetzt werden.

3.4.4 Muskelauswahl zur körperteilbezogenen Beanspruchungsindikation

Im Hinblick auf das körperteilbezogene Beanspruchungsempfinden erfolgte die Auswahl der Muskeln. Es liegt die Überlegung zu Grunde, dass eine hohe körperteilbezogene Muskelaktivierung mit einem steigenden Beanspruchungsempfinden in dem betreffenden Körperteil einhergeht. Daher erfolgt die Zuordnung der Muskeln zu den betrachteten Körperteilen Unterarm, Oberarm, Schulter, Nacken und Rücken nach deren anatomischer Lage. Die den einzelnen Körperteilen zugeordneten Muskeln sind in der Tabelle 10.3 im Anhang aufgeführt. Die Einbindung der Muskeln in das biomechanische Menschmodell erfolgte mit den im „Managed Model Repository“ enthaltenen Menschmodells des AnyBody Modeling SystemTM.

3.4.5 Betrachtung der Bewegungsausführung

Nach der inversen Berechnung wird zunächst die Kinematik betrachtet. Dieser Analyseschritt ist erforderlich, da in der Studie möglichst natürliche Bewegungsabläufe betrachtet werden. Die Bewegungen der Versuchspersonen wurden daher nicht aktiv, d. h. anhand mechanischer Beschränkungen, beeinflusst. Lediglich optische Markierungen gaben den Probanden Hinweise zu den einzuhaltenden Bewegungsbahnen. Es wird untersucht, ob und in welchem Umfang der gewählte Versuchsaufbau Abweichungen von diesen Bewegungsbahnen zugelassen hat. Dazu wird die Bewegung eines repräsentativen Körpersegments untersucht. Der im biomechanischen Modell implementierte Kontaktpunkt zwischen dem Kraftvektor und der rechten Handfläche (siehe Kapitel 3.4.1) dient als Referenzpunkt.

Anhand der Untersuchung der Bewegungen dieses Handsegments wird die Analyse der Kinematik der Probanden bei den Grundbewegungen bezüglich folgender Parameter bewertet.

- Versatz der realen Bewegungskordinaten zu den vorgegebenen Koordinaten (Kapitel 3.4.5.1),

- Abweichung von den vorgegebenen realen, geradlinigen Bewegungsbahnen hinsichtlich (Kapitel 3.4.5.2)
 - Bewegungslänge,
 - Bewegungsrichtung,
 - Bewegungskordinate sowie
 - Lastgewicht.

Die Eingabedaten in das Modell werden so hinsichtlich deren kinematischer Merkmale plausibilisiert und die Reliabilität des Versuchsaufbaus sowie der Versuchsdurchführung überprüft.

3.4.5.1 Bewegungskordinaten

Die Analyse der Positionen der Bewegungskordinaten ergibt einen geringen Versatz zu den vorgegebenen Bewegungskordinaten. Im Anhang in Tabelle 10.4 sind die Bewegungskordinaten entsprechend des Versuchsaufbaus (SOLL), die Mittelwerte der durch die Probanden umgesetzten Positionen der Bewegungskordinaten sowie die zugehörigen Standardabweichungen aufgelistet.

Dabei ist in z-Richtung ein höherer Versatz beim leichteren Gewicht M1 (1 kg) auffällig. Dieser Effekt resultiert aus den unterschiedlichen Abmaßen der verwendeten Gewichte. Das Gewicht 1 hatte eine geringere Länge als das Gewicht 2. Trotz Hinweis durch den Versuchsleiter wurde das Gewicht 1 jedoch oftmals mit dem gleichen Abstand über der Tischoberfläche geführt, wie das Gewicht 2. Dies führte zu einem Versatz um die Differenz der Hantelhöhen in z-Richtung. Für die weiteren Auswertungen besitzt dieser Effekt jedoch eine untergeordnete Bedeutung, da vor allem die Beanspruchungen innerhalb einer Gewichtsklasse von Interesse sind.

In Tabelle 3.2 sind die für beide Gewichte gemittelten Positionen der durch die Probanden umgesetzten Bewegungskordinaten aufgeführt.

Tab. 3.2: Angepasste Werte der Bewegungskordinaten

Bewegungskordinate	Koordinate in		
	x-Richtung	y-Richtung	z-Richtung
BK1	1 cm	14 cm	14 cm
BK2	1 cm	34 cm	14 cm
BK3	22 cm	34 cm	14 cm
BK4	22 cm	14 cm	14 cm

Auf eine weiterführende Analyse des Versatzes der Bewegungskordinaten wird verzichtet, weil für diese Untersuchung eine Analyse der Kinematik nur von untergeordneter Bedeutung ist. Grundsätzlich wären aber noch umfangreiche inferenzstatistische Auswertungen im Sinne bewegungswissenschaftlicher Fragestellungen möglich gewesen.

3.4.5.2 Bewegungsbahnen

Zur Analyse der Bewegungsbahnen werden deren Länge sowie deren Verläufe betrachtet. Dazu sind in Abbildung 3.8 exemplarisch die Schwankungen in y-Richtung bei der Grundbewegung an der ersten Bewegungskordinate mit dem leichten Montageobjekt in x-Richtung dargestellt. Anhand dieser Vorgehensweise wurden alle Verläufe der ausgeführten Grundbewegungen analysiert. Es zeigt sich, dass Unterschiede in den individuellen Bewegungsausführungen existieren. Entsprechend des gewählten Versuchsaufbaus waren diese auch zu erwarten. Schließlich war der Fokus der Studie auf möglichst natürliche Bewegungsabläufe gerichtet. Von mechanischen Einschränkungen zur Einhaltung der vorgegebenen Bewegungsbahnen wurde daher abgesehen. Im Mittel zeigt sich, dass nur geringe Abweichungen von den geplanten Bewegungsbahnen zu verzeichnen sind. Des Weiteren weisen die aufgetreten Abweichungen größtenteils auch die selbe Richtung auf.

Im Anhang in Tabelle 10.5 sind für alle Grundbewegungen die mittleren x-, y- und z-Koordinaten der durch die Probanden realisierten Bewegungsbahnen aufgeführt. Es lässt sich feststellen, dass in Abhängigkeit von der

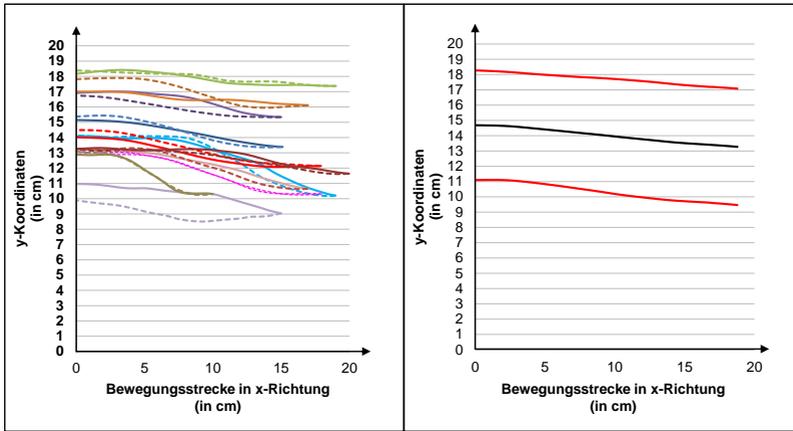


Abb. 3.8: 2D-Darstellung der Bewegungstrajektorien bei der Ausführung der Grundbewegung *BK1_M1_X* von 11 Probanden (durchgezogene Linie = Hinbewegung, gestrichelte Linie = Rückbewegung; linke Seite) und zugehörige Funktion des Mittelwerts und der Standardabweichungen (Mittelwert = schwarz, Standardabweichung = rot; rechte Seite)

Bewegungskordinate und vom Gewicht die Bewegungsverläufe von den vorgegebenen Bewegungsbahnen abweichen (siehe Abbildung 3.1). Für die in der Abbildung 3.8 bereits diskutierte Grundbewegung *BK1_M1_X* ergibt sich ein mittlerer y -Werte von 14.06 cm ($SD = 3,91$ cm) anstelle des geplanten Werts von $y = 15$ cm. In z -Richtung ergibt sich ein Wert von 11.78 cm ($SD = 3.37$ cm) anstelle von 15 cm. Insgesamt zeigen die in Tabelle 10.5 angegebenen mittleren Koordinaten der Bewegungsbahnen einen für diese Studie akzeptablen Versatz von den geplanten Bewegungsbahnen auf. Auch an dieser Stelle wäre eine weitergehende Analyse der interindividuellen Unterschiede in den Bewegungsbahnen möglich. Im Rahmen dieser Arbeit wird eine solche aber nicht durchgeführt. Die Ergebnisse der Analyse der Länge der Bewegungsstrecke sind im Anhang in Tabelle 10.6 dargestellt. Diese weisen eine Verkürzung der geplanten einfachen Bewegungslänge von 20 cm auf. Die im Mittel über alle Bewegungskordinaten, Bewegungsrichtungen und Gewichte von den Probanden zurückgeleg-

te Wegstrecke beträgt 29.74 cm (SD = 5.11 cm). Folglich muss bei der Interpretation der Ergebnisse von kürzen Grundbewegungen ausgegangen werden. Eine detailliertere Untersuchung der Wegstrecken wird an dieser Stelle nicht ausgeführt und eine Vereinfachung getroffen. Für die Wegstrecke der einfachen Grundbewegungen wird die ermittelte Wegstrecke von 29.74 cm halbiert und ein Wert von 15 cm angenommen.

3.4.5.3 Anpassung des Experimentallayouts

Um die Ergebnisse der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen auf die korrekten Bereiche im rechten Greifraum zu übertragen, war eine vertiefende Analyse der Kinematik der aufgezeichneten Grundbewegungen erforderlich. Es hat sich herausgestellt, dass sowohl die Positionen der Bewegungskordinaten als auch die Bewegungslänge anzupassen sind. Ebenfalls konnten Schwankungen im Verlauf der Bewegungsbahnen aufgedeckt werden. Die in den nachfolgenden Kapiteln beschriebenen Auswertungen zu den körperteilbezogenen Muskelaktivierungen beziehen sich demnach nicht auf eine konkrete Bewegungsbahn, die von diskreten Punkten im Greifraum (BK1, BK2, BK3 und BK4) ausgehen. Sie beschreiben vielmehr die körperteilbezogenen Muskelaktivierungen für quasi-lineare Bewegungen der Länge von 2 x 15 cm, ausgehend von den vier Bewegungskordinaten (vgl. Tabelle 3.2) erfolgen. In Abbildung 3.9 sind das angepasste Bewegungskordinaten und die Bewegungslängen dargestellt.

Trotz Schwankungen in den Bewegungsausführungen sind die Daten für eine weitergehende Analyse geeignet. Es zeigt sich, dass das vorgegebene Experimentaldesign weitestgehend eingehalten wurde. Es konnten natürliche Bewegungen bei manuellen Montageprozessen aufgezeichnet werden. Eine weiterführende Analyse der Kinematik und die Verknüpfung dieser Erkenntnisse mit den Auswertungen der errechneten Muskelkräfte sowie dem Beanspruchungsempfinden würden hierbei weitere Erkenntnisse liefern. Dieser Aspekt soll an dieser Stelle nicht weiter verfolgt werden. Im

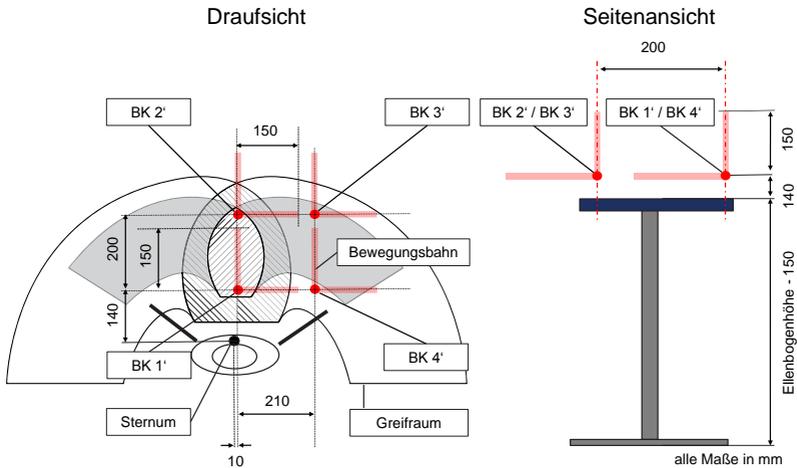


Abb. 3.9: Angepasstes Layout mit Versatzradien

Rahmen einer vertiefenden Analyse der Kinematik in Verbindung mit den errechneten Muskelkräften wäre dann vor allem auch das im AnyBody Modeling SystemTM enthaltene biomechanische Menschmodell weitergehend zu analysieren. Die Komplexität einer solchen vertiefenden Analyse liegt insbesondere in der hohen Anzahl der an den Grundbewegungen beteiligten Gelenke und den daraus resultierenden Freiheitsgrade der individuellen Kinematik. Als Anhaltspunkt dafür kann auf die Arbeit von Günzkofer (2013) zur Modellierung der maximalen Momente im Ellenbogengelenk verwiesen werden. Dies war jedoch nicht der Fokus dieser Arbeit. Die hier behandelte Fragestellung umfasst die Anwendung des Modells im Kontext der Arbeitsgestaltung. Die Analyse der Kinematik dient hier der Absicherung der Datengrundlage für nachfolgende Schritte zur Ermittlung der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen im Kontext der detaillierten Analyse des Greifraums. Die Bewegungsanalyse zeigte die Reliabilität des gewählten Versuchsdesigns sowie die Validität der erhaltenen Experimentaldaten. Somit ist eine weiterführende Analyse der Muskelaktivierungen bei den betrachteten Grundbewegungen zulässig.

3.5 Vorgehensweise zur Datenanalyse

Die Analyse der erhobenen bzw. berechneten Daten erfolgt anhand der Software IBM SPSS Statistics 20.0, Microsoft Excel 2010 und Microsoft Visual Basic for Applications 7.0. In drei Studien werden die Daten ausgewertet. Grundlage der gesamten Auswertung sind die 24 Grundbewegungen innerhalb des rechten Greifraums (siehe Kapitel 3.2.2 und Kapitel 3.4.5.3). Die erhobenen Daten zu dem körperteilbezogenen Beanspruchungsempfinden werden in Studie 1 (siehe Kapitel 4) ausgewertet. In Studie 2 (siehe Kapitel 5) erfolgt die Analyse der anhand des AnyBody Modeling System enthaltenen biomechanischen Menschmodells berechneten Muskelkräfte. Dazu erfolgt zunächst eine Modellierung der körperteilbezogenen Muskelaktivitäten mittels linearer Regressionsmodelle. Anschließend werden die konstanten Koeffizienten der Funktionen statistisch ausgewertet. In der dritten Studie (siehe Kapitel 6) wird der Zusammenhang zwischen dem körperteilbezogenen Beanspruchungsempfinden und den berechneten Muskelaktivitäten mittels einer Korrelationsanalyse untersucht.

4 Studie 1: Analyse des Beanspruchungsempfindens

Mit dieser Studie wird systematisch das körperteilbezogene Beanspruchungsempfinden für eine dynamische Arbeitsform, in Form einfacher Grundbewegungen der Montage, im Greifraum untersucht. Die Vorgehensweise zur Datenerhebung wurde im Kapitel 3 vorgestellt. Nach der Vorstellung der Methode zur statistischen Auswertung der erhobenen Daten in Kapitel 4.1 werden die Ergebnisse in Kapitel 4.2 vorgestellt und im Anschluss in Kapitel 4.3 diskutiert. Es werden die Forschungsfragen F 1.1 bis F 1.3 bearbeitet und die gewonnenen Erkenntnisse abschließend zusammengefasst.

Forschungsfrage 1.1: Existieren bei der Ausführung einer dynamischen Arbeitsform im rechten Greifraum signifikante Unterschiede zwischen dem Beanspruchungsempfinden der Körperteile Unterarm, Oberarm, Schulter, Nacken und Rücken?

Forschungsfrage 1.2: Ist das Beanspruchungsempfinden bei dynamischer Arbeit im rechten Greifraum abhängig vom Ort der Bewegungsausführung?

Forschungsfrage 1.3: Ist das Beanspruchungsempfinden bei dynamischer Arbeit im rechten Greifraum abhängig von der Bewegungsrichtung?

Mit der Forschungsfrage F 1.1 soll geprüft werden, ob Unterschiede im körperteilbezogenen Beanspruchungsempfinden bei einfachen Grundbewegungen der Montage innerhalb des Greifraums auftreten. Ausgehend davon werden dann die Gestaltungsgrößen Bewegungsort, anhand der Forschungsfrage F 1.2, und Bewegungsrichtung, anhand der Forschungsfrage

F 1.3, hinsichtlich deren Einfluss auf das körperteilbezogene Beanspruchungsempfinden analysiert.

4.1 Methode zur Datenauswertung

Die statistische Auswertung des subjektiven körperteilbezogenen Beanspruchungsempfindens basiert auf den unabhängigen Variablen Bewegungskordinate, Bewegungsrichtung und zu handhabendes Lastgewicht. Diese unabhängigen Variablen determinieren die in dieser Untersuchung betrachtete abhängige Variable Beanspruchungsempfinden je Körperteil.

Die allgemeinen Voraussetzungen zur Durchführung einer Varianzanalyse bestehen aus der Normalverteilungsannahme der Fehlerkomponenten und aus der Homogenität der Fehlervarianzen der intervallskalierten abhängigen Variable (Bortz, 2005, S. 285). Um diese Voraussetzung zu prüfen, sind im Vorfeld Tests zur deskriptiven Statistik der Daten durchzuführen. Zur Prüfung der Normalverteilungsannahme der Fehlerkomponenten kommen sowohl der Kolmogorov-Smirnov-Test als auch der Shapiro-Wilk-Test in Frage. Aufgrund des geringen Stichprobenumfangs wird zur Prüfung der Shapiro-Wilk-Test verwendet (Field, 2009, S. 144 ff.). Die Homogenität der Fehlervarianzen mit Levene-Tests ermittelt (Bortz, 2005, S. 286).

Die Voraussetzungen der Normalverteilung (siehe Anhang Tabelle 10.8) sowie die der Homogenität der Fehlervarianzen können durch die erhobenen Daten nicht erfüllt werden (siehe Anhang Tabellen 10.9, 10.10 und 10.11). Resultierend aus diesen Ergebnissen und im Hinblick auf den geringen Stichprobenumfang von 15 Versuchspersonen sowie den ordinalskalierten Daten wird daher ein Verfahren zur parameterfreien Varianzanalyse angewendet (Leonhart, 2009, S. 205). Es wird der Friedman-Test gewählt. Dieser ist als parameterfreie Form der einfaktoriellen Varianzanalyse für verbundene Stichproben anzusehen und ermöglicht die Analyse zentraler Tendenzen (Leonhart, 2009, S. 225). Als Post Hoc-Test kommt der Wilcoxon-Rangsummentests zum Einsatz (Bortz, 2005, S. 153 f.; Field,

2009, S. 540 ff.). Um der Inflation des α -Fehlers entgegenzuwirken, wird eine Bonferroni-Korrektur angewendet (vgl. Leonhart, 2009, S. S.341).

Die Datenanalyse erfolgt in drei Schritten. Zunächst werden die erhobenen Daten hinsichtlich der Unterschiede im Beanspruchungsempfinden zwischen den Körperteilen pro Grundbewegung analysiert. Anschließend werden in den Schritten zwei und drei körperteilbezogene Unterschiede im Beanspruchungsempfinden zwischen den verschiedenen Bewegungskordinaten und zwischen den unterschiedlichen Bewegungsrichtungen betrachtet. Der Faktor Gewicht wird separat betrachtet, da bei der Handhabung eines sechsfach höheren Gewichts (siehe Kapitel 3.2.1) zweifelsfrei von einem höheren Beanspruchungsempfinden auszugehen ist. Diese Unterschiede werden in der abschließenden Diskussion noch einmal aufgegriffen und analysiert.

4.2 Ergebnisse der Studie 1

Im Folgenden werden die Ergebnisse der statistischen Auswertung der erhobenen Daten zum körperteilbezogenen Beanspruchungsempfinden vorgestellt. Es wird sich an den Forschungsfragen F 1.1 bis F 1.3 orientiert.

4.2.1 Analyse der Beanspruchungsunterschiede zwischen den Körperteilen

Zur Bearbeitung der Forschungsfrage F 1.1 wird das Beanspruchungsempfinden der einzelnen Körperteile bei gleichen Grundbewegungen miteinander verglichen. So wird herausgearbeitet, ob und zwischen welchen Körperteilen signifikant unterschiedliche Beanspruchungsempfinden bei gleichen Grundbewegungen innerhalb des Greifraums existieren. Die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche sind in Tabelle 4.1 dargestellt. Das Signifikanzniveau wird dabei nach Bonferroni korrigiert. Es beträgt $\alpha = .005$. Innerhalb der Tabelle werden unterhalb der zum Vergleich herangezogenen Körperteile die Mittelwerte der CP50-Werte aufgeführt. Das Skalenniveau gestat-

4 Studie 1: Analyse des Beanspruchungsempfindens

tet zwar keinen absoluten Vergleich der Werte. Aber durch das Aufführen der Werte soll die Richtung des aufgedeckten signifikanten Unterschieds verdeutlicht werden.

Mit den Ergebnissen aus Tabelle 4.1 können signifikante Unterschiede zwischen den körperteilbezogenen Beanspruchungsempfinden für einzelne Grundbewegungen nachgewiesen werden. Eine Übersicht der statistischen Kennwerten der signifikanten Ergebnisse ist ebenfalls im Anhang zu finden (siehe Tabelle 10.12).

Tab. 4.1: CP50 - Paarweiser Vergleich zwischen den Körperteilen ($\alpha = .005$)

BK	BR	Vergleich			Wilcoxon-Rangsummentest					
		KT (MW)	-	KT (MW)	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
Montageobjekt 1 (1 kg)										
1	Y	OA	-	R	5	3	.004*	-2.85	14	.76
		5.64	-	2.93						
		S	-	R	5	3	.003*	-2.97	14	.79
		5.64	-	2.93						
	Z	S	-	R	4	2	.005*	-2.83	14	.76
		5.5	-	2.29						
3	Y	UA	-	S	5	10	.005*	-2.81	15	.73
		6.36	-	9.64						
	Z	S	-	R	7	5	.005*	-2.81	15	.72
		7.86	-	4.43						
Montageobjekt 2 (6 kg)										
1	Z	OA	-	R	25.5	15.5	.003*	-2.94	14	.79
		25.8	-	15.1						
2	X	S	-	R	30	20	.004*	-2.85	15	.74
		26	-	22.7						
	Y	S	-	N	31.5	23	.005*	-2.84	14	.76
		29.9	-	21.1						
3	X	OA	-	N	33	20	.004*	-2.9	15	.75
		28.5	-	18.5						
	S	-	N	30	20	.002*	-3.1	15	.80	
		28.5	-	18.5						
4	Z	OA	-	N	26.5	19.5	.003*	-2.94	14	.79
		26.6	-	16.2						
	OA	-	R	26.5	16	.002*	-1.38	14	.73	
		26.6	-	25.6						

Bei insgesamt 9 von 24 Grundbewegungen treten Unterschiede in den Beanspruchungsempfinden einzelner Körperteile auf. Es ist zu erkennen, dass die nachgewiesenen Differenzen ausschließlich zwischen den oberen Extremitäten und dem Rücken sowie dem Nacken auftreten. Dabei ist das Beanspruchungsempfinden in den oberen Extremitäten stets höher als das im Rücken oder Nacken. Diese Effekte lassen sich sowohl für das leichte (1 kg) als auch das schwerere Montageobjekt (6 kg) anhand der Daten belegen. Bei der Handhabung des leichten Montagegewichts bei Bewegungen parallel zur Frontalebene (x-Richtung) können keine Unterschiede im Beanspruchungsempfinden zwischen den einzelnen Körperteilen nachgewiesen werden. Bei den Bewegungen mit dem höheren Gewicht trifft diese Aussage nicht zu. Zusammengefasst zeigen die Ergebnisse, dass in den betrachteten Körperteilen bei gleichen Grundbewegungen signifikant unterschiedlich hohe Beanspruchungen auftreten können.

4.2.2 Analyse des Einflusses des Bewegungsortes auf die körperteilbezogenen Beanspruchungen

Zur Analyse des Einflusses des Bewegungsortes auf die empfundene Beanspruchung, wird das körperteilspezifische Beanspruchungsempfinden für gleiche Grundbewegungen, d. h. in x-, y- oder z-Richtung, an den vier verschiedenen Bewegungsorten (Bewegungskoordinaten) miteinander verglichen. Es wird damit die Forschungsfrage F 1.2 untersucht. Bei den Paarvergleichen wird das Signifikanzniveau nach Bonferroni korrigiert und beträgt $\alpha = .0083$. In Tabelle 4.2 sind die Resultate der Detailanalyse aufgeführt. Die vollständigen statistischen Kennwerte der signifikanten Ergebnisse sind auch im Anhang in Tabelle 10.13 zu finden. Unterhalb der zum Vergleich herangezogenen Bewegungskoordinaten sind die Mittelwerte des Beanspruchungsempfindens aufgeführt.

Die Ergebnisse zeigen, dass Unterschiede in den körperteilbezogenen Beanspruchungsempfinden bei gleichen Grundbewegungen zwischen kör-

4 Studie 1: Analyse des Beanspruchungsempfindens

Tab. 4.2: CP50 - Paarweiser Vergleich zwischen den Bewegungskoodinaten ($\alpha = .0083$)

BR	KT	Vergleich			Wilcoxon-Rangsummentest					
		BK (MW)	-	BK (MW)	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
Montageobjekt 1 (1 kg)										
X	S	BK3 8	-	BK4 5.4	8.5	5.5	.002*	-3.071	14	.82
Y	S	BK1 5.6	-	BK2 8.4	5	7.5	.006*	-2.575	14	.69
		BK1 5.6	-	BK3 9.6	5	9	.006*	-2.769	14	.74
		BK2 8.4	-	BK4 5.9	7.5	5	.007*	-2.72	14	.73
		BK3 9.6	-	BK4 5.9	9.5	5	.005*	-2.841	14	.76
Montageobjekt 2 (6 kg)										
X	S	BK1 20	-	BK3 29	19.5	30.5	.003*	-2.924	14	.78
		BK3 29	-	BK4 21	30.5	22	.005*	-2.827	14	.76
	R	BK1 15	-	BK3 21	14.5	18.5	.008*	-2.66	14	.71
		BK3 21	-	BK4 16	18.5	14	.003*	-2.962	14	.79
Y	UA	BK1 20	-	BK2 27	19	26	.003*	-2.947	13	.82
	R	BK3 23	-	BK4 19	20	17	.008*	-2.673	13	.74
Z	S	BK3 30	-	BK4 21	35	22	.005*	-2.825	14	.76

pernahen (BK1, BK4) und körperfernen (BK2, BK3) Bewegungen auftreten. Des Weiteren nimmt die Anzahl dieser Unterschiede bei der Handhabung des höheren Gewichts zu. Bei Grundbewegungen mit dem leichten Montageobjekt konnten nur signifikante Unterschiede im Beanspruchungsempfinden der Schulter nachgewiesen werden. Hierbei bedingen körperferne Bewegungen (BK2, BK3) durchweg höhere Beanspruchungen als körpernahe. Eine Differenzierung zwischen Bewegungen in der Sagittalebene und parallel zeigen die Ergebnisse nicht. Bei Grundbewegungen mit Montageobjekt 2 können ebenfalls signifikante, ortsabhängige Unterschiede

de im körperteilbezogenen Beanspruchungsempfinden nachgewiesen werden. Auch bei der Handhabung des schweren Gewichts werden Bewegungen im körpernahen Raum (BK1, BK4) als signifikant geringer beanspruchend empfunden als gleichartige Bewegungen an den körperfernen Koordinaten (BK2, BK3). Das höhere Lastgewicht bedingt auch eine höhere Anzahl signifikanter Beanspruchungsunterschieden in den Körperteilen.

4.2.3 Analyse des Einflusses der Bewegungsrichtung auf die körperteilbezogenen Beanspruchungen

Zur Analyse des Faktors Bewegungsrichtung auf das körperteilbezogene Beanspruchungsempfinden werden die Grundbewegungen an einer Bewegungskordinate untereinander und pro Körperteil miteinander verglichen. Damit wird die Forschungsfrage F 1.3 bearbeitet. Für beide Montagegewichte getrennt kann so der Einfluss der Bewegungsrichtung auf das Beanspruchungsempfinden quantifiziert werden. Das Signifikanzniveau wird dabei nach Bonferroni korrigiert und beträgt $\alpha = .0167$. Die zusammengefassten Ergebnisse der Analyse sind in Tabelle 4.3 aufgeführt. Im Anhang, in der Tabelle 10.14 sind die dazugehörigen vollständigen statistischen Kennwerte der signifikanten Ergebnisse nochmals aufgeführt. Unterhalb der zum Vergleich herangezogenen Bewegungsrichtungen sind wieder die Mittelwerte des Beanspruchungsempfindens aufgeführt.

Zwischen unterschiedlichen Grundbewegungen mit dem leichten Montageobjekt konnten keine durch den Faktor Bewegungsrichtung bedingten signifikanten Unterschiede im Beanspruchungsempfinden nachgewiesen werden. Demgegenüber stehen jedoch die in Tabelle 4.3 aufgeführten signifikanten Zusammenhänge bei der Handhabung des Montageobjekts 2. Ersichtlich ist, dass Bewegungen in y-Richtung zu einer signifikant höheren Beanspruchung führen als solche in x- und z-Richtung. In den Körperteilen Schulter, Nacken und Rücken lassen sich entsprechende Beanspruchungsunterschiede nachweisen. Die Ergebnisse zeigen, dass Bewegungen an der

Tab. 4.3: CP50 - Paarweiser Vergleich zwischen den Bewegungsrichtungen ($\alpha = .0167$)

BK	KT	Vergleich			Wilcoxon-Rangsummentest					
		BR (MW)	-	BR (MW)	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
Montageobjekt 2 (6 kg)										
1	S	X	-	Y	19.5	22.5	.01*	-2.561	14	.68
		20	-	23.46						
		Y	-	Z	22.5	20	.014*	-2.457	14	.66
	R	23.46	-	21.92						
		X	-	Y	14.5	17	.005*	-2.815	14	.75
		15.23	-	17.77						
		Y	-	Z	17	15.5	.011*	-2.542	14	.68
17.77	-	15.08								
2	N	X	-	Y	19	23	.016*	-2.417	14	.65
		19.46	-	22.69						

ersten Bewegungsordinate in y-Richtung gegenüber den anderen beiden Bewegungsrichtungen in den Körperteilen Schulter und Nacken als beanspruchender wahrgenommen werden. An Bewegungsordinate 2 werden, bezogen auf das Körperteil Nacken, Bewegungen in x-Richtung weniger beanspruchend wahrgenommen als in y-Richtung.

4.3 Diskussion der Ergebnisse

Die Studie 1 untersucht das körperteilbezogene Beanspruchungsempfinden bei der Ausführung von 24 Grundbewegungen innerhalb des rechten Greifraums. Die anhand der CP50-Skala in Verbindung mit einer Bodymap erhobenen Beanspruchungsdaten werden anhand der Forschungsfragen F 1.1 bis F 1.3 diskutiert. Es soll damit die Notwendigkeit einer detaillierteren physiologischen Bewertung von dynamischen Arbeitsformen im Greifraum herausgearbeitet werden.

4.3.1 Beanspruchungsunterschiede zwischen den Körperteilen

Zur Diskussion der Forschungsfrage F 1.1 wurde das körperteilbezogene Beanspruchungsempfinden bei gleichen Grundbewegungen auf Unter-

Forschungsfrage 1.1: Existieren bei der Ausführung einer dynamischen Arbeitsform im rechten Greifraum signifikante Unterschiede zwischen dem Beanspruchungsempfinden der Körperteile Unterarm, Oberarm, Schulter, Nacken und Rücken?

schiede untersucht. Die Ergebnisse zeigen, dass bei etwa 40 % der analysierten Grundbewegungen im Greifraum körperteilbezogene Unterschiede im Beanspruchungsempfinden auftreten. Diese treten insbesondere zwischen den der oberen Extremitäten zuzuordnenden Körperteilen Unterarm, Oberarm und Schulter sowie dem Nacken und dem Rücken auf. Die Anzahl der signifikanten Unterschiede steigt dabei bei dem höheren Gewicht noch an. Für beide Montagegewichte wurden die Ergebnisse mit einer minimalen Effektstärke von $r = .72$ bestimmt. Die Ergebnisse bestätigen die Resultate der Arbeiten zu dynamischen Arbeitsformen im körpernahen Bereich von Kluth (1996) und Müller (1996). Obgleich diese nur bei neun Muskeln der oberen Extremitäten die jeweiligen Beanspruchungswirkungen bei Bewegungen im Greifraum bestimmen, zeigen auch die Ergebnisse Unterschiede in den jeweiligen körperteilbezogenen Beanspruchungen auf. Weiterhin werden mit den Studien von Vandenberghe et al. (2010) und Vandenberghe et al. (2012) zur Analyse der elektromyografischen Aktivierung ausgewählter Muskeln im Arm-Schulter-Bereich bei dreidimensionalen Hinlang-Bewegungen ebenfalls die erarbeiteten Erkenntnisse gestützt.

Ein Grund für die aufgedeckten Unterschiede im Beanspruchungsempfinden zwischen den oberen Extremitäten, Nacken und Rücken liegt in der biomechanischen Funktionsweise des Muskel-Skelett-Systems bei der Durchführung der betrachteten Grundbewegungen. Die aufzubringenden Kräfte werden dabei im Rücken und Nacken auf eine größere Anzahl an Funktionsträgern, wie z. B. Muskeln, Bänder, Sehnen sowie Binde- und Knorpelgewebe, verteilt. Der Effekt der lokalen Beanspruchung setzt folglich später als in den oberen Extremitäten ein. Bei den oberen Extremitäten

werden die aufzubringenden Kräfte auf eine geringere Anzahl an Funktionsträgern verteilt, weshalb die spezifisch wirkenden Kräfte höher sein müssen. Dieser Effekt spiegelt sich im Beanspruchungsempfinden wider. Des Weiteren können Beanspruchungsunterschiede zwischen nicht direkt benachbarten Körperteilen vermutlich besser differenziert wahrgenommen werden. Die Unterteilung des Körpers in einzelne Körperteile setzt deren funktionelle Unabhängigkeit voraus. Diese Annahme abstrahiert das menschliche Muskel-Skelett-System sehr stark. Diese Abstraktion ist aber zur Beantwortung der Forschungsfrage unabdingbar. In der Realität überspannen Muskeln mehrere Gelenke und wirken somit in mehr als nur einem Körperteil. Daher ist eine differenzierte Bewertung des Beanspruchungsempfindens benachbarter Körperteile sehr schwierig. Dieser Umstand lässt sich in den erhobenen Daten erkennen.

Die Ergebnisse bestätigen die Annahme, dass hierbei die bestehenden Erkenntnisse zur physiologischen Arbeitsplatzgestaltung nach wie vor eine methodische Lücke aufweisen. Eine wie in dieser Studie erfolgte differenzierte Betrachtung der Beanspruchungen bei Grundbewegungen der Montage, als eine Form der dynamischen Arbeit, ist durch die gegebenen Erkenntnisse zur Analyse und Bewertung der Arbeitsplatzgestaltung nicht gegeben. Insbesondere für den Greifraum sind konkrete Erkenntnisse zu den unterschiedlichen Beanspruchungswirkungen dynamischer Arbeitsformen innerhalb der oberen Extremitäten sowie des Oberkörpers kaum gegeben. So befassen sich insbesondere nur Kluth et al. (1996), Müller (1996) und Fritzsche (2010) in ihren Arbeiten mit der Wirkung von Beanspruchungen bei Bewegungen in diesem Arbeitsbereich. Die Arbeiten beziehen sich dabei jedoch nur auf einzelne Muskeln und lassen kein ganzheitliches Bild der Beanspruchungssituation zu. Eine weiterführende Betrachtung erfolgt in den vorhandenen arbeitsgestalterischen Grundlagen, wie in Kapitel 2.5 beschrieben, bisher nicht. Die Forschungsfrage F 1.1 kann im Rahmen der Studie positiv beantwortet werden. Die Ergebnisse zu den signifikanten Unterschieden im Beanspruchungsempfinden der Körperteile bestätigen dies.

4.3.2 Einfluss des Bewegungsortes auf die körperteilbezogenen Beanspruchungen

Forschungsfrage 1.2: Ist das Beanspruchungsempfinden bei dynamischer Arbeit im rechten Greifraum abhängig vom Ort der Bewegungsausführung?

Mit den Ergebnissen aus Kapitel 4.2.2 kann die Forschungsfrage F 1.2 bearbeitet werden. Es kann ein signifikanter Einfluss des Bewegungsortes innerhalb des rechten Greifraums auf das körperteilbezogene Beanspruchungsempfinden nachgewiesen werden ($p \leq .008^*$, $r \geq .69$). Dabei zeigen sich diese Unterschiede ausschließlich zwischen dem körpernahen und dem körperfernen Bereich. Bei den weiter entfernten Bewegungskoordinaten BK2 und BK3 treten durchweg höhere körperteilbezogene Beanspruchungen auf. Auch hierbei trägt das höhere Lastgewicht zu einem Anstieg der Anzahl der signifikanten Unterschiede bei. Der aufgezeigte Einfluss des Ortes der Bewegungsausführung auf die Belastungssituation und folglich auch auf die Beanspruchungen wird durch die gegebenen Erkenntnisse zur physiologischen Arbeitsgestaltung durchweg gestützt (vgl. u. a. Louhevaara & Suurnakki, 1992; McAtamney & Corlett, 1993; Waters et al., 1993; Hignett & McAtamney, 2000; Schaub et al., 2013). Die Studien beziehen sich dabei allerdings auf den gesamten Bewegungsraum und nicht speziell auf den hier betrachteten Greifraum. Gerade auch Dennerlein und Johnson (2006) haben ihrer Studie mit Blick auf die biomechanische Belastung der oberen Extremitäten die Vorteilhaftigkeit körpernaher Bewegungen auch im Greifraum im Kontext der Arbeitsplatzgestaltung belegt.

Neben der Schulter treten vor allem im Rücken ortsabhängige Unterschiede auf. Eine Erklärung dafür kann in der biomechanischen Funktionsweise des Muskel-Skelett-Systems zu finden sein. Aufgrund des höheren Gewichts reduzieren die Personen die Armbewegungen und setzen dafür den Rumpf stärker ein. Die Torsion des Oberkörpers erzeugt dadurch ei-

ne höhere Beanspruchung auf die biomechanischen Funktionselemente des Rückens. Es ist festzuhalten, dass gerade bei der Handhabung des schweren Gewichts eine größere Anzahl an signifikanten, ortsabhängigen Beanspruchungsunterschieden innerhalb des Greifraums auftreten. Für die Körperteile Unterarm, Schulter und Rücken konnten dabei stets Effektstärken von $r \geq .69$ bestimmt werden.

In den bestehenden Erkenntnissen zur Arbeitsplatzgestaltung findet sich eine solche explizite Berücksichtigung der körperteilbezogenen Beanspruchungsunterschiede bei dynamischen Arbeitsformen innerhalb des Greifraums nicht wieder. So liegen alle in dieser Studie analysierten Orte der Bewegungsausführung in dem von der Literatur aus physiologischer Sicht empfohlenen Arbeitszentrum (vgl. u. a. Bullinger & Ilg, 1994, S. 206). Eine differenzierte Betrachtung des Greifraums hinsichtlich physiologischer Gesichtspunkte erfolgt gegenwärtig nur im Rahmen statischer Arbeitsformen (vgl. DIN 33411-1, 1982; Wakula et al., 2009). Die Ergebnisse zeigen, dass die bestehende Untergliederung des horizontalen Greifraums für dynamische Arbeitsformen nicht ausreichend ist. Eine Notwendigkeit einer weiterführenden Untergliederung des bestehenden Konzepts zum horizontalen Greifraum kann daraus abgeleitet werden.

Die Forschungsfrage F 1.2 kann im Rahmen der Studie positiv beantwortet werden. Die Ergebnisse zu dem signifikanten Einfluss der Bewegungskordinate auf das Beanspruchungsempfinden der Körperteile können diesen Aspekt bestätigen.

4.3.3 Einfluss der Bewegungsrichtung auf die körperteilbezogenen Beanspruchungen

Forschungsfrage 1.3: Ist das Beanspruchungsempfinden bei dynamischer Arbeit im rechten Greifraum abhängig von der Bewegungsrichtung?

Die in Kapitel 4.2.3 vorgestellten Ergebnisse zum Einfluss der Bewegungsrichtung auf das körperteilbezogenen Beanspruchungsempfinden bei einer dynamischen Arbeitsform werden zur Diskussion der Forschungsfrage F 1.3 herangezogen. Die Beantwortung der Frage erfolgt dabei in Abhängigkeit des zu handhabenden Lastgewichts. Entsprechend der Resultate für Gewicht 1 kann kein signifikanter Einfluss der Bewegungsrichtung auf das körperteilbezogene Beanspruchungsempfinden aufgedeckt werden. Aufgrund verfahrensspezifischer Gegebenheiten zur Erhebung des Beanspruchungsempfindens kann jedoch der Einfluss der Bewegungsrichtung bei der Handhabung leichter Gewichte nicht vollständig ausgeschlossen werden. Die Gründe dafür sind in den zu geringen Beanspruchungsunterschieden sowie in dem bei diesen Bewegungen allgemein niedrigen Beanspruchungsniveau zu sehen (vgl. Tabelle 10.7). Dieses wird maßgeblich durch die vorgegebenen kurzzyklischen Grundbewegungen bedingt. Es ist davon auszugehen, dass gerade bei dem leichten Gewicht die Bewertung des körperteilbezogenen Beanspruchungsempfindens von den Probanden als sehr schwierig empfunden wurde. Insofern wurden für die verschiedenen Bewegungsrichtungen an einer Koordinate nahezu gleiche Bewertungen abgegeben. Daher sind keine signifikanten Unterschiede im Beanspruchungsempfinden für Grundbewegungen mit Montageobjekt 1 zwischen den drei Bewegungsrichtungen zu ermitteln.

Im Gegensatz zu Montageobjekt 1 können bei Bewegungen mit dem Montageobjekt 2 durchaus signifikante Unterschiede im körperteilbezogenen Beanspruchungsempfinden zwischen den Bewegungsrichtungen nachgewiesen werden. Ein Einfluss der Bewegungsrichtung auf das Beanspruchungsempfinden einzelner Körperteile ist demnach gegeben. Dieser bezieht sich auf Grundbewegungen entlang der Sagittalachse im körpernahen und körperfernen Bereich (BK1 und BK2). Die Erkenntnisse von Strasser und Müller (1999) zu den elektromyografischen Aktivitäten des Arm-Schulter-Bereichs stützen diese Erkenntnisse. Der Einfluss der Bewegungsrichtung bei einer dynamischen Arbeitsform auf die Beanspruchungssituation lässt

sich auch durch die Arbeiten von Kluth (1996), Strasser (1996a), McGorry, Dempsey und O'Brien (2004), Sakaki et al. (2013) sowie Pontonnier et al. (2014) durchweg bestätigen.

Der Effekt des mit steigendem Lastgewicht zunehmenden Beanspruchungsempfindens ist in der Übersicht zu den Mittelwerten (siehe Tabelle 10.7) zu erkennen. Eine weiterführende Analyse des Einflusses des Gewichts ist mit den erhobenen Daten nicht möglich. Hierfür wäre eine Betrachtung einer größeren Anzahl unterschiedlicher Gewichte erforderlich. Bereits zu Beginn dieses Kapitels wurde darauf eingegangen und sich dahingehend für eine separate Betrachtung des Beanspruchungsempfindens bei der Datenanalyse entschieden. An dieser Stelle bestätigt sich die gewählte Auswertelogik. Eine nach den Gewichten getrennte Analyse ermöglicht so eine detailliertere Betrachtung der Ergebnisse.

Zusammenfassend lässt sich ein signifikanter Einfluss der Bewegungsrichtung auf das Beanspruchungsempfinden einzelner Körperteile bei der Handhabung des schwereren Montageobjekts 2 bestätigen. Gegenwärtig existieren keine Vorgaben, die den Faktor Bewegungsrichtung im Kontext einer dynamischen Arbeitsform innerhalb des Greifraums explizit berücksichtigen. Solche Erkenntnisse sind lediglich hinsichtlich des Einflusses der Bewegungsrichtung im Rahmen statischer Arbeitsformen gegeben. So kommt in den Verfahren zur Bestimmung maximaler Aktionskräfte dieser Faktor zum Einsatz (vgl. Wakula et al., 2009 und DIN 33411-4 (1987)). Gerade aber die Gestaltungsgröße Bewegungsrichtung wäre bei der Bewertung von Arbeitsmethoden im Sinne dynamischer Arbeitsformen von großer Bedeutung. Damit könnten effizientere Bewegungsstrategien für manuelle Montageprozesse abgeleitet werden. Ausschließlich Kluth (1996, S. 145 ff.) weist auf die beanspruchungswirksamen Effekte des Faktors Bewegungsrichtung hin. Eine weiterführende physiologische Analyse des Faktors Bewegungsrichtung innerhalb des Greifraums erfolgt dabei jedoch nicht. Von den ermittelten Ergebnissen lassen sich jedoch keine weiterführenden Aussagen ableiten. Da das verwendete Verfahren zur körper-

teilbezogenen Beanspruchungserhebung seine Grenzen aufzeigt. Um den nachweisbaren Einfluss der Bewegungsrichtung auf die physiologische Beanspruchung weitergehend zu untersuchen, sind andere, detailliertere Verfahren wie z. B. biomechanische Menschmodelle zu wählen.

Die Forschungsfrage F 1.3 kann im Rahmen der Studie nur zum Teil positiv beantwortet werden. Die Ergebnisse zu dem signifikanten Einfluss der Bewegungsrichtung bei der Handhabung des schwereren Montageobjekts auf das Beanspruchungsempfinden der Körperteile bestätigen dies. Ein signifikanter Einfluss der Bewegungsrichtung bei Montageobjekt 1 konnte demgegenüber nicht aufgedeckt werden.

4.4 Zusammenfassung der Studie 1

Bei den betrachteten Grundbewegungen im rechten Greifraum treten körperteilspezifische signifikante Unterschiede im Beanspruchungsempfinden auf. Die Ergebnisse der Studie geben Anlass zur positiven Beantwortung der Forschungsfragen F 1.1 und F 1.2. Hingegen kann die Forschungsfrage F 1.3 in Bezug auf Bewegungen mit dem leichten Montageobjekt nicht positiv beantwortet werden. Für Montageobjekt 2 zeigen die Resultate ein differenziertes Bild. Insgesamt hat die Studie folgende Erkenntnisse erbracht.

- Bei der betrachteten dynamischen Arbeitsform innerhalb des rechten Greifraums unterscheidet sich das Beanspruchungsempfinden zwischen den Körperteilen signifikant bei 9 der 24 betrachteten Grundbewegungen.
- Bei der betrachteten Form der dynamischen Arbeit konnte ein signifikanter Einfluss des Ortes der Bewegung innerhalb des rechten Greifraums auf die körperteilbezogenen Beanspruchungen aufgezeigt werden. Körpernahe Bewegungen innerhalb des Greifraums werden innerhalb der Körperteile Unterarm, Schulter und Rücken durchweg als weniger beanspruchend empfunden als körperferne. Signifikante

Unterschiede zwischen Bewegungen in Sagittalachse und in parallel versetzter Achse können hingegen nicht nachgewiesen werden. Die Schulter umfasst dabei die größte Anzahl an ortsabhängigen signifikanten Unterschieden im Beanspruchungsempfinden.

- Die Bewegungsrichtung ist eine relevante Einflussgröße auf das Beanspruchungsempfinden im Rahmen dynamischer Arbeitsformen im rechten Greifraum. Es konnte gezeigt werden, dass bei der Handhabung des schwereren Montageobjekts 2 und spezifischen Grundbewegungen das Beanspruchungsempfinden der Körperteile Schulter, Nacken und Rücken signifikant von der Bewegungsrichtung abhängt. In den übrigen Körperteilen sind keine bewegungsrichtungsabhängigen Unterschiede im Beanspruchungsempfinden nachweisbar.
- In allen Analysen der dynamischen Arbeitsform im rechten Greifraum führt das höhere Lastgewicht zum Anstieg der Anzahl der signifikanten Unterschiede im Beanspruchungsempfinden.

Wie in Kapitel 2.5 dargestellt, existiert in den vorhandenen Erkenntnissen zur Arbeitsplatzgestaltung bei der Bewertung dynamischer Arbeitsformen innerhalb des Greifraums eine methodische Lücke. Die bestehenden Vorgaben zur Gestaltung von Arbeitsplätzen legen lediglich den zu bevorzughenden Greifraum fest und empfehlen, alle Tätigkeiten in diesen Bereich zu verlegen. Eine detaillierte Betrachtung dieses Bereiches erfolgt nicht (vgl. DIN 33402-3, 1984; Drury, 1987; Bullinger & Ilg, 1994, S. 206; DIN EN ISO 14738, 2009; Ellegast, 2011, S. 77). Lediglich anhand von Isodynen ist der Greifraum hinsichtlich der maximal aufzubringenden Aktionskräfte, im Sinne statischer Arbeitsformen, im Detail analysiert worden (DIN 33411-4, 1987; DIN 33411-5, 1999; Wakula et al., 2009).

Bereits aber Merkel und Schmauder (2012, S. 43ff.) sowie Kluth (1996, S. 145 ff.) wiesen auf mögliche Beanspruchungsunterschiede im Greifraum im Rahmen dynamischer Arbeitsformen hin. Aktuelle Studien belegen ebenfalls den zu erwartenden Erkenntnisgewinn einer detaillierteren

Untersuchung dynamischer Arbeitsformen innerhalb des Greifraums bezüglich der Unterschiede in der körperlichen Beanspruchung (vgl. u. a. Draicchio et al., 2012; Vandenberghe et al., 2012; Uy et al., 2013; Qin et al., 2014). Damit lassen sich die hier gewonnen Erkenntnisse zu den körperteilbezogenen Unterschieden im Beanspruchungsempfinden grundsätzlich bestätigen. So betrachten Draicchio et al. (2012) einen Kassenarbeitsplatz hinsichtlich der Beanspruchungswirkung der dynamischen Arbeit im körpernahen Bereich und weisen damit den Einfluss der Arbeitsplatzgestaltung auf die Unterschiede in der körperliche Beanspruchung nach. Im Kontext der Produktgestaltung betrachten Uy et al. (2013) die Wirkung unterschiedlicher Griffformen auf die Beanspruchungswirkung dynamischer Arbeit im körpernahen Bereich. Vandenberghe et al. (2012) zeigen weiterhin den Einfluss der Bewegungsausführung im körpernahen Bereich auf die physiologischen Beanspruchungen auf. Mit ihrer Arbeit zeigen sie gerade auch den Einfluss einer gewählten Bewegungstrajektorie und somit der Bewegungsrichtung auf die körperteilbezogenen Beanspruchungen.

Zwar betrachten die genannten Arbeiten von Draicchio et al. (2012), Vandenberghe et al. (2012), Uy et al. (2013) sowie Qin et al. (2014), wie bereits in Kapitel 2.5 zu den Defiziten in den Grundlagen der Arbeitsplatzgestaltung erwähnt, nur einzelne ausgewählte Muskel(-gruppen) und lassen somit ganzheitliche körperteilbezogene Aussagen zur Beanspruchung nur bedingt zu. Dennoch verdeutlichen die Studien die Beanspruchungswirkung dynamischer Arbeitsformen im körpernahen Bereich und bestätigen damit den Forschungsansatz dieser Arbeit.

Die hier vorgestellte Untersuchung hat neue Erkenntnisse zu den physiologischen Beanspruchungen bei einer dynamischen Arbeitsform innerhalb des rechten Greifraums erbracht. Um weiterführende Erkenntnisse zu erlangen, wird in Studie 2 ein biomechanisches Menschmodell angewendet. Es werden die Effekte der Einflussgrößen Bewegungskordinate, Bewegungsrichtung und Lastgewicht auf die körperlichen Beanspruchungen anhand des Beanspruchungsindikators Muskelaktivität auf Ebene der einzel-

nen Körperteile untersucht. Neue detaillierte arbeitsgestalterische Erkenntnisse für die Gestaltung des Greifraums sowie von Arbeitsmethoden sollen somit gewonnen werden.

5 Studie 2: Analyse der Kenngröße Muskelaktivität

Innerhalb der Studie 2 werden die anhand des Motion Capturing erfassten Bewegungsdaten und die Bodenreaktionkräfte zur Bestimmung der biomechanischen Kenngröße Muskelaktivität eingesetzt. Dazu kommt das biomechanische Menschmodell des AnyBody Modeling Systems™ zum Einsatz. Der Vorgehensweise zur Datenerfassung ist in dem Kapitel 3.3.2 und das Verfahren zur Bestimmung der biomechanischen Kenngröße in dem Kapitel 3.4 beschrieben. Zunächst wird die Methode zur Modellierung der errechneten körperteilbezogenen Muskelaktivitäten anhand linearer Regressionsfunktionen in Kapitel 5.1.1 dargelegt. Dieser Schritt bildet die Grundlage für die sich daran anschließende statistische Auswertung der errechneten Daten. Diese Vorgehensweise wird in Kapitel 5.1.2 vorgestellt. Im Rahmen der Ergebnisdarstellung wird in Kapitel 5.2.1 auf die Ergebnisse der Datenaufbereitung anhand der linearen Regression eingegangen, bevor in Kapitel 5.2.2 die Resultate zu den körperteilbezogenen Muskelaktivierungen bei den betrachteten Grundbewegungen vorgestellt werden. Abschließend erfolgt in Kapitel 5.3 die Diskussion der Ergebnisse der biomechanischen Kenngröße. Mit dieser Studie werden die Forschungsfragen F 2.1 bis F 2.3 untersucht.

Mit der Forschungsfrage F 2.1 soll geprüft werden, ob Unterschiede in den körperteilbezogenen Muskelaktivierungen bei einfachen Grundbewegungen der Montage innerhalb des Greifraums auftreten. Ausgehend davon werden dann die Gestaltungsgrößen Bewegungsort, anhand der Forschungsfrage F 2.2, und Bewegungsrichtung, anhand der Forschungsfrage F 2.3, hinsichtlich deren Einfluss auf das körperteilbezogenen Muskelaktivierungen analysiert.

- Forschungsfrage 2.1:** Existieren bei der Ausführung einer dynamischen Arbeitsform im rechten Greifraum signifikante Unterschiede zwischen den Muskelaktivierungen der Körperteile Unterarm, Oberarm, Schulter, Nacken und Rücken?
- Forschungsfrage 2.2:** Ist die Höhe der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen bei dynamischer Arbeit im rechten Greifraum abhängig vom Ort der Bewegungsausführung?
- Forschungsfrage 2.3:** Ist die Höhe der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen bei dynamischer Arbeit im rechten Greifraum abhängig von der Bewegungsrichtung?
-

5.1 Methode zur Datenauswertung

Im Folgenden wird zunächst die Methode zur Transformation der errechneten zeitdiskreten Werte der Muskelaktivitäten in ortsdiskrete und körperteilbezogene lineare Regressionsfunktion der Muskelaktivitäten vorgestellt. Die Analyse der Funktionskoeffizienten bildet dann die Grundlage für die weiterführende statistische Auswertung. Im zweiten Teil wird daraufhin die Methode zur statistischen Auswertung der körperteilbezogenen Muskelaktivitäten beschrieben.

5.1.1 Datenaufbereitung und Bestimmung der linearen Regressionsmodelle

Die Ergebnisse der inversen Berechnung des biomechanischen Menschmodells im AnyBody Modeling SystemTM bilden pro Proband zeitdiskrete, statische Muskelkräfte aller im Modell enthaltenen Muskeln bei jeder

der betrachteten 24 Grundbewegungen ab. Entsprechend der Aufnahme­frequenz des 3D-Bewegungserfassungssystems von 200 Hz wurden mit dem Modell die statischen Muskelkräfte in jedem aufgezeichneten Zeitschritt bestimmt. Eine erste Stufe der Datenaggregation erfolgte bereits bei der Modellbildung. Entsprechend der in Kapitel 3.4.4 beschriebenen Definition der Körperteile ist anhand der modelleigenen Sprache AnyScript eine Zusammenfassung der Aktivierung der einzelnen Muskeln zu den jeweiligen Körperteilen vorgenommen worden. Für jeden Berechnungsschritt wurden die Aktivierung der Muskeln entsprechend der zuvor definierten Zuordnung zu den Körperteilen in separaten csv-Dateien gespeichert. Die Aktivierung aller übrigen Muskeln wurde ebenfalls bestimmt, war für die weiteren Auswertungen aber nicht relevant. Ausgehend von der erhobenen Datenbasis wurde die Aufbereitung sowie Aggregation der Daten vorgenommen.

5.1.1.1 Datenaufbereitung

Im Hinblick auf eine konsistente Datenauswertung, bei der Analyse des subjektiven Beanspruchungsempfindens sowie bei der Berechnung der Muskelkräfte sind die Muskelkräfte für beide Bewegungsrichtungen pro Grundbewegung aggregiert zu betrachten. Dieser Schritt stützt die bei der Muskelmodellierung getroffenen Annahmen zum verwendeten Muskelmodell. Dadurch ist eine Unterscheidung zwischen exzentrischer und konzentrischer Muskelarbeit nicht möglich.

Bevor eine Zusammenfassung der Muskelaktivierungen für beide Bewegungsrichtungen erfolgen konnte, mussten die Daten von einer zeitdiskreten in eine ortsdiskrete Betrachtungsweise überführt werden. Zur Bestimmung der Koordinaten pro Berechnungsschritt des Mehrkörpersystems wurde die Position anhand des bereits in Kapitel 3.4.1 eingeführten Kontaktpunkts zwischen dem modellierten Kraftvektor und der Hand des Modells referenziert. Diese Koordinatenreferenz wurde probandenspezifisch pro Grundbewegung für jeden Berechnungsschritt ermittelt und bildet auch

die Grundlage der in Kapitel 3.4.5 durchgeführten Bewegungsanalyse. Angefangen von der jeweiligen Position der Bewegungskordinaten (siehe Tabelle 3.2) wurde in Schritten von 1 cm die Aktivierung aller betrachteten Muskeln zusammengefasst. Bewegungen, die vor einer Bewegungskordinate oder nach der zu berücksichtigenden maximalen einfachen Bewegungslänge von 15 cm (siehe Kapitel 3.4.5.3) stattfanden, wurden von der Auswertung ausgeschlossen. Mit dieser Vorgehensweise wurden pro Proband für jede der 24 Grundbewegungen im Intervall von 1 cm die Muskelaktivierungen bestimmt.

Im darauffolgenden Schritt wurden dann die Aktivierungen der betrachteten Muskeln pro Grundbewegungen für dieselben Bewegungsintervalle in beiden Bewegungsrichtungen eines Bewegungszykluses gemittelt. Diese Vereinfachung ist zulässig, da das verwendete biomechanische Menschmodell lediglich statische Muskelkräfte berechnet (siehe Kapitel 3.4.2). Der Einfluss der Bewegungsgeschwindigkeit und -beschleunigung auf die Muskelaktivierungen wurde durch die langsame und gleichmäßige Bewegungsausführung (siehe Kapitel 3.2.2) minimiert und somit nicht berücksichtigt. Anschließend wurde für jedes Bewegungsintervall die mittlere Muskelaktivierung aller einem Körperteil zugeordneten Muskeln (siehe Tabelle 10.3) bestimmt. Zur Absicherung der errechneten Größen wurden die ersten drei Maximalwerte, der Minimalwert sowie die Standardabweichung aller Muskeln pro Körperteil aufgeführt. Bei keinem Datensatz konnten Ausreißer in den errechneten Muskelkräften nachgewiesen werden.

5.1.1.2 Linearer Regressionsmodelle

Zur weiterführenden Auswertung der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen war eine weitere Aggregation der Daten erforderlich. Schließlich sind die über 1800 errechneten Datensätze zu den Muskelaktivierungen der 5 Körperteile der 16 Probanden bei den 24 Grundbewegungen anderweitig kaum zielführend auszuwerten. Es ist vorwegzunehmen, dass die Muskel-

aktivierungen einen linearen Verlauf in Abhängigkeit von der Bewegungsdistanz zeigen. Nach Bortz (2005, S. 183 ff.) sind zur Darstellung bivariater Beziehungen lineare Regressionsmodelle geeignet. Diese Vorgehensweise wurde bereits bei ähnlichen Fragestellungen angewendet. So untersuchte Weiss (1998) die elektromyografische Aktivierung bei feinmotorischen Hand-Finger-Bewegungen im Kontext der Mensch-Maschine-Interaktion. Ebenso wendeten Bruno Garza et al. (2014) in ihrer Studie zu Muskelaktivierungen der oberen Extremitäten im Rahmen der Mensch-Technik-Interaktion diese Vorgehensweise ebenfalls an. Weitere Studien belegen lineare Zusammenhänge zwischen der Muskelaktivierung und spezifischen Bewegungen der oberen Extremitäten (vgl. Steenbrink et al., 2009; Nikooyan et al., 2010). Fritzsche (2010) und Engstler (2012) bildeten den Verlauf von Gelenkmomenten sowie Diskomfort bei ähnlichen Bewegungen zum Teil mit linearen Regressionsfunktionen erfolgreich ab.

Insofern stellt die Modellierung der körperteilbezogenen Muskelaktivierung bei den betrachteten Grundbewegungen als lineare Funktion der Bewegungsdistanz eine geeignete und eine bereits im vorliegenden Kontext bewährte Methode zur Datenaggregation dar. Pro Proband und Grundbewegung wurde geprüft, inwiefern ein linearer Zusammenhang zwischen der Muskelaktivierung und Bewegungsrichtung besteht. Als Gütekriterium wurde hierfür das für lineare Regressionsfunktionen geeignete Bestimmtheitsmaß R^2 gewählt. Mit Blick auf Studien bei ähnlichen Fragestellungen (vgl. Fritzsche, 2010; Engstler, 2012) wurde hierfür ein Minimalwert von $R^2 > .7$ festgelegt. Die körperteilbezogenen Muskelaktivierungen wurden als lineare Funktionen der Form

$$y(x) = m \cdot x + c \quad (5.1)$$

modelliert, wobei die Variable x die Bewegungsentfernung (in cm), der m -Koeffizient den Anstieg der Funktion und der c -Koeffizient den y -Achsenabschnitt repräsentiert.

In diesem Zusammenhang ist noch der Umgang mit Extremwerten zu diskutieren (Leonhart, 2009, S. 95). Aus den zuvor aufgeführten Arbeiten konnte dafür keine standardisierte Vorgehensweise abgeleitet werden. Es ist vorwegzunehmen, dass in den Untersuchungsdaten grundsätzlich nur sehr vereinzelt Extremwerte in den Daten auftraten. Diese lagen vorwiegend an der Start-/Endposition sowie an den Umkehrpunkten der Bewegungen. Diese sind mit den veränderlichen Bewegungsgeschwindigkeiten an diesen Punkten und den daraus bestimmten erhöhten Muskelkräften zu begründen. In den Werten zu den körperteilbezogenen, statischen Muskelkräften bedingten weniger als 5% der Werte zu den Muskelkräften eine Reduktion des Bestimmtheitsmaßes der linearen Regression. Aufgrund der geringen Stichprobengröße ($N \leq 16$) und des entsprechend großen Einflusses dieser erhöhten Muskelkräfte wurden diese Werte als Ausreißer deklariert und für die weiteren Auswertungen ausgeschlossen (vgl. Bortz, 2005, S. 215).

5.1.2 Analyse der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen

Die Analyse der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen basiert auf den additiven Konstanten der linearen Regressionsfunktion (siehe Kapitel 5.1.1). Diese Werte beschreiben den Schnittpunkt der Funktion mit der y-Achse (Bortz, 2005, S. 183, 285). Die Werte dienen der Indikation physischer Beanspruchungen. Mit der Auswertungen der errechneten Muskelaktivierungen werden Grundbewegungen der manuellen Montage im Greifraum mittels eines biomechanischen Menschmodells systematisch untersucht.

Zur Auswahl einer geeigneten Vorgehensweise zur Datenanalyse wird nach der gleichen Logik verfahren wie im Kapitel 4.1. Zunächst werden die allgemeinen Voraussetzungen zur Durchführung einer Varianzanalyse geprüft. Es ist zu erwähnen, dass die Anzahl der Versuchspersonen um eine weitere erhöht ist. Somit basieren die Daten auf einem fixen Probandenkollektiv von 16 Personen. An dieser Stelle ist vorwegzunehmen, dass hier von einem nicht vollständig ausbalancierten Messdesign auszugehen ist (vgl.

Bühner & Ziegler, 2008, S. 460). Auf die Gründe dafür wird bei der Vorstellung der Ergebnisse der linearen Regression in Kapitel 5.2.1 nochmal vertieft eingegangen. Grundsätzlich könnten bei der vorliegenden ungleichen Stichprobengröße die fehlenden Werte auch singular imputiert werden. Diese Maßnahme hätte dann jedoch einen nur bedingt definierbaren Einfluss auf die Varianz der Daten und wird daher im vorliegenden Fall als zu spekulativ abgelehnt (vgl. Bortz, 2005, S. 322 ff., S. 494). Gleiches gilt für die Verfahren der multiplen Imputation, bei welchen die Auswirkungen auf die Eigenschaften der Stichproben noch schwieriger zu bestimmen sind. Eine Imputation von Werten erfolgt demnach nicht. Insofern werden bei den nachfolgenden paarweisen Vergleichen die fehlenden Werte fallweise ausgeschlossen. Leonhart (2009, S. 100) empfiehlt dieses Vorgehen gerade bei dem hier vorliegendem gehäuften Auftreten fehlender Werte. Es wird damit eine zu starke Reduzierung der zu untersuchenden Stichproben vermieden. Ein listenweiser Fallausschluss hätte andernfalls dazu geführt, dass einige Auswertungen aufgrund von nur zwei zu vergleichenden Datensätzen oder gar nur einem nicht möglich gewesen wären.

Zur Prüfung der allgemeinen Voraussetzung zur Durchführung einer Varianzanalyse wurden die Normalverteilung anhand eines Shapiro-Wilk-Tests (Field, 2009, S. 144 ff.) und die Varianzhomogenität unter Anwendung des Levene-Tests (Bortz, 2005, S. 286) geprüft. Auch in diesem Fall werden die Voraussetzungen der Normalverteilung sowie der Varianzhomogenität von den zugrunde liegenden Daten nicht erfüllt. Die Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests sind im Anhang in Tabelle 10.16 aufgeführt. Die Ergebnisse der Levene-Tests sind im Anhang in den Tabellen 10.17, 10.18 und 10.19 gegeben.

Resultierend daraus wird auch hierbei ein Verfahren zur parameterfreien Varianzanalyse angewendet (Leonhart, 2009, S. 205). Es wird der Friedman-Test gewählt. Dieser ist als parameterfreie Form der einfaktoriellem Varianzanalyse für verbundene Stichproben anzusehen und ermöglicht die Analyse zentraler Tendenzen (Leonhart, 2009, S. 225).

Die Datenanalyse erfolgt in drei Schritten. Zunächst werden die erhobenen Daten hinsichtlich Unterschiede in den Muskelaktivierungen zwischen den Körperteilen pro Grundbewegung analysiert. Anschließend werden in den Schritten zwei und drei körperteilbezogen Unterschiede in den Muskelaktivierungen zwischen den verschiedenen Bewegungskordinaten und zwischen den unterschiedlichen Bewegungsrichtungen betrachtet. Der Faktor Gewicht wird separat betrachtet, da bei der Handhabung eines sechsfach höheren Gewichts (siehe Kapitel 3.2.1) zweifelsfrei von eindeutig höheren Muskelaktivierungen auszugehen ist. Diese Unterschiede werden in der abschließenden Diskussion noch einmal aufgegriffen.

Bei der Identifikation signifikanter Unterschiede in den zentralen Tendenzen der Muskelaktivierungen werden anhand von Post Hoc-Tests paarweise Vergleiche durchgeführt und dabei die Effektstärke anhand des r -Werts bestimmt (vgl. Bühner & Ziegler, 2008, S. 265; Field, 2009, S. 157). Als Post oc-Test wird der Wilcoxon-Rangsummentests angewendet (Bortz, 2005, S. 153 f.; Field, 2009, S. 540 ff.). Um im Rahmen der paarweisen Vergleiche der Inflation des α -Fehlers entgegenzuwirken, wird eine Bonferroni-Korrektur durchgeführt (vgl. Leonhart, 2009, S. S.341).

5.2 Ergebnisse der Studie 2

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Modellierung der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen anhand linearer Regressionsmodelle und die davon ausgehenden statistischen Auswertungen vorgestellt. Es wird sich an den drei Forschungsfragen F 2.1 bis F 2.3 orientiert. Eine Diskussion der Ergebnisse der Modellierung der Muskelaktivierungen in Form linearer Regressionsmodelle erfolgt im Rahmen der abschließenden Gesamtdiskussion (siehe Kapitel 7.1). Innerhalb dieses Kapitels soll sich auf die Analyse dynamischer Arbeitsformen konzentriert werden.

5.2.1 Datenaufbereitung und lineare Regressionsmodelle

Es werden nun die beiden Vorgehensweisen zur Aufbereitung der bestimmten Muskelaktivitäten und Modellierung dieser anhand linearer Regressionsmodelle vorgestellt. Zum Abschluss dieses Arbeitsschrittes werden die Funktionskoeffizienten der ermittelten linearen Regressionsfunktionen diskutiert. Diese bilden die Grundlage für die eigentliche inferenzstatistische Auswertung der errechneten körperteilbezogenen Muskelaktivierungen.

5.2.1.1 Datenaggregation

Die Ergebnisse der Datenaufbereitung für jeden Probanden waren die ortsdiskreten, körperteilbezogenen Muskelaktivierungen pro Grundbewegung im Intervall von 1 cm. Die gesamte Auswertung wurde prototypenhaft in Form von Visual Basic Skripten entwickelt und umgesetzt. In Abbildung 5.1 sind die ermittelten ortsdiskreten Muskelaktivierungen für den Körperteil Schulter und die Grundbewegung in x-Richtung an Bewegungsordinate 1 mit dem Montageobjekt 1 exemplarisch dargestellt.

Die probandenspezifischen Abweichungen in den Grundbewegungen vom vorgegebenen Experimentaldesign werden in Abbildung 5.1 deutlich. So ist zu erkennen, dass zum Teil ein Versatz in den Start- und Endpunkten vorliegen kann (siehe hierzu auch Kapitel 3.4.5.1). Weiterhin sind auch die in Kapitel 3.4.5.2 thematisierten Schwankungen in der jeweiligen Bewegungslänge erkenntlich. Die Gründe für die Abweichungen vom Experimentaldesign, welche diese Verschiebungen der berechneten Muskelaktivierungen entlang der x-Achse verursachen, wurden bereits im Kapitel zur Analyse der Bewegungsausführung (siehe Kapitel 3.4.5) erläutert. Ein solcher Versatz tritt bei mehreren Grundbewegungen auf. Anhand der Ergebnisse zu den Abweichungen von den vorgegebenen Bewegungskoordinaten sowie -bahnen aus Kapitel 3.4.5 werden diese Abweichungen bei der nachfolgenden Datenanalyse mit berücksichtigt.

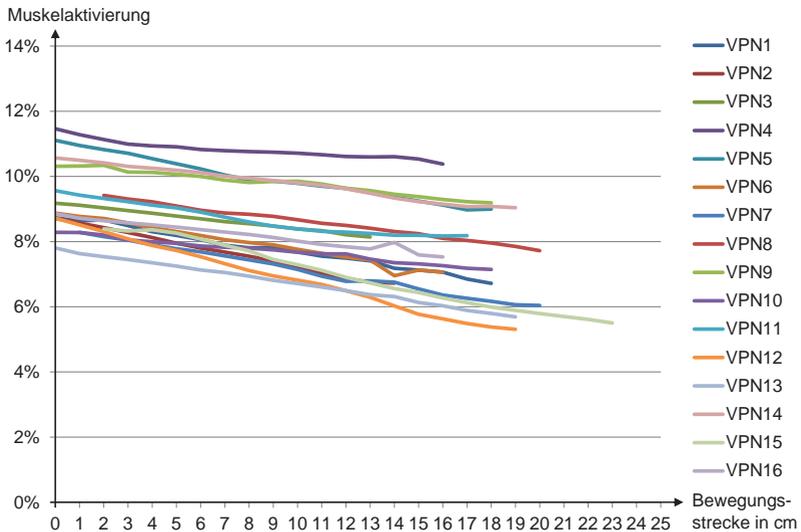


Abb. 5.1: Darstellung der anhand des biomechanischen Menschmodells berechneten Verläufe der Muskelaktivierungen der Schulter bei der Bewegung *BK1_M1_X* aller Probanden

Aus der Abbildung fällt, exemplarisch für die Muskelaktivierung der Schulter bei der betrachteten Grundbewegung, die Linearität in den Verläufen der Muskelaktivierungen auf. Des Weiteren ist erkennbar, dass im Wesentlichen der Versatz auf der y-Achse des Diagramms zur Streuung dieser körperteilbezogenen Muskelaktivierung beizutragen scheint. Diese Erkenntnisse lassen sich ebenfalls auf die übrigen Verläufe der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen übertragen. Im folgenden Kapitel werden daher die Ergebnisse der Bestimmung linearer Regressionsmodelle aus diesen Daten vorgestellt.

5.2.1.2 Lineare Regressionsmodelle

In Tabelle 5.1 sind exemplarisch die Koeffizienten der probandenspezifischen Regressionsfunktionen für eine Grundbewegung der Form

$$y(x) = m \cdot x + c \quad (5.2)$$

sowie die dazugehörigen Bestimmtheitsmaße aufgeführt. Die Regressionsfunktionen aller Probanden zu den übrigen Körperteilen und Grundbewegungen sind im Anhang in den Tabellen 10.23 bis 10.46 aufgelistet. Aus den Daten ist ersichtlich, dass für einen Großteil der betrachteten Bewegungen ein linearer Zusammenhang zwischen den körperteilbezogenen Muskelaktivierungen und der Bewegungsdistanz nachgewiesen werden konnte. Es ist darauf hinzuweisen, dass bei einigen Grundbewegungen die Modellierung und nachfolgende inverse Berechnungen der Muskelaktivierungen fehlerhaft verlaufen sind. Von insgesamt 384 zu Verfügung stehenden Datensätzen konnten 352 erfolgreich berechnet und der weiteren Auswertung zugänglich gemacht werden. Im Rahmen des bereits in Kapitel 3.3.2 erläuterten Arbeitsschritts der Bewegungsrekonstruktion, konnten fehlende sowie stark schwankende Marker im Rahmen dieser Nachbearbeitung nicht oder nur bedingt ersetzt bzw. korrigiert werden. Dieser Umstand führte zu Fehlern bei der Bestimmung der Muskelkräfte mit dem Mehrkörpermodell AnyBody Modeling SystemTM. Insofern konnten nicht für alle Probanden alle Grundbewegungen erfolgreich rekonstruiert und hinsichtlich der wirkenden Muskelkräfte ausgewertet werden. Dennoch konnten für alle Grundbewegungen stets für mindestens 12 Probanden die Datensätze erfolgreich berechnet werden.

Dieser Umstand sowie das Ausschlusskriterium des Bestimmtheitsmaßes von $R^2 > .7$ bedingt jedoch, dass das Messdesign für die errechneten Muskelaktivitäten nicht vollständig ausbalanciert ist (vgl. Bühner & Ziegler, 2008, S. 460). Bei mehr als 80 % konnte für die Regressionsmodelle ein Bestimmtheitsmaß von $R^2 > .7$ ermittelt werden. Es konnten keine Körper-

Tab. 5.1: Parameter der Regressionsfunktion für die Muskelaktivierung der Schulter bei der Grundbewegung an Koordinate 1, mit Montagegewicht 1 in x-Richtung

Schulter			
VP	R^2	Steigung (m-Koeffizient)	y-Achsenabschnitt (c-Koeffizient)
1	.991	-0,0011	0,0888
2	.997	-0,0015	0,0886
3	.999	-0,0008	0,0927
4	.902	-0,0005	0,1129
5	.988	-0,0012	0,1112
7	.995	-0,0013	0,0854
8	.995	-0,0010	0,0992
9	.962	-0,0006	0,1073
10	.989	-0,0006	0,0836
11	.943	-0,0009	0,0953
12	.996	-0,0018	0,0864
13	.998	-0,0010	0,0790
14	.991	-0,0009	0,1069
15	.983	-0,0017	0,0962
16	.969	-0,0008	0,0890
		Minimum	0,07898
		Maximum	0,1129
		Standabweichung	0,0106
		Spannweite	0,034

teile, Bewegungskordinaten oder Bewegungsrichtungen mit einem deutlich höheren Anteil an fehlenden Werten aufgrund von Schwierigkeiten bei der Berechnung der Muskelaktivitäten oder eines zu geringen R^2 identifiziert werden.

5.2.1.3 Koeffizientenanalyse

In den Tabellen 10.23 bis 10.46 sind die Funktionskoeffizienten der ermittelten linearen Regressionsfunktionen aufgeführt. Es zeigt sich, dass Wechsel im Vorzeichen des m-Koeffizienten auftreten können. Probandenspezifisch zeigte die Muskelaktivität bei bestimmten Grundbewegungen, in Abhängigkeit von der Bewegungsdistanz, einen zu- sowie abnehmenden Ver-

lauf. Es zeigte sich auch, dass die absolute Differenz in den m-Koeffizienten sehr gering ist. Dessen möglicher Einfluss auf die Unterschiede in den körperteilbezogenen Muskelaktivierungen wird daher als gering angenommen. Bereits auf den ersten Blick auf die Daten erscheinen die Unterschiede in den c-Koeffizienten deutlicher. In den weiterführenden Analysen wird sich daher ausschließlich auf den c-Koeffizienten konzentriert. In Hinblick auf die getroffenen Modellannahmen zur Muskelmodellierung sowie der verfolgten Forschungsfrage wird auf eine weiterführende Diskussion des m-Koeffizienten verzichtet.

Die Motivation für diese Vorgehensweise liegt in der Aussagekraft des c-Koeffizienten begründet. Dieser stellt die in Abhängigkeit von der Grundbewegung initiale, körperteilbezogene Muskelaktivierung dar. Der m-Koeffizient trägt in einem bestimmten Umfang zu der von der Bewegungsdistanz abhängigen Veränderung der Muskelaktivität bei. Es ist eindeutig davon auszugehen, dass bei den betrachteten Bewegungen die signifikanten Unterschiede in den Muskelaktivierungen durch die c-Koeffizienten bestimmt werden und der Beitrag des m-Koeffizienten zu vernachlässigen ist.

5.2.2 Körperteilbezogene Muskelaktivierungen

Die Analyse der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen basiert auf den im Kapitel 5.2.1 ermittelten Werten. Diese stellen die additive Konstante der linearen Regressionsfunktion dar und beschreiben den Schnittpunkt der Funktion mit der y-Achse (Bortz, 2005, S. 183, 285). Die Werte dienen der Indikation physischer Beanspruchungen in den zu betrachtenden Körperteilen Unterarm, Oberarm, Schulter, Nacken und Rücken.

5.2.2.1 Analyse der Muskelaktivierungsunterschiede zwischen den Körperteilen

Zur Bearbeitung der Forschungsfrage F 2.1 werden nun die Ergebnisse zu den Unterschieden in den Muskelaktivierungen zwischen den Körperteilen

bei gleichen Montagebewegungen analysiert. Ziel ist es, herauszuarbeiten, ob zwischen den betrachteten Körperteilen bei der Ausführung einer Bewegung bereits signifikante Unterschiede in der Muskelaktivierung bestehen. Anhand paarweiser Vergleiche werden die Bewegungen identifiziert, bei denen signifikante Unterschiede in den körperteilbezogenen Muskelaktivierungen vorliegen. Das Signifikanzniveau wird dabei innerhalb der paarweisen Vergleiche anhand einer Bonferroni-Korrektur auf $\alpha = .005$ angepasst. Ein Auszug aus dem paarweisen Vergleich zwischen den Muskelaktivierungen der Körperteile ist in Tabelle 5.2 dargestellt. Unterhalb der jeweils zum Vergleich herangezogenen Körperteile sind die entsprechenden Mittelwerte aufgeführt. Das Skalenniveau gestattet zwar keinen absoluten Vergleich der Werte. Das Aufführen der Werte verdeutlicht die Richtung des aufgedeckten Unterschieds. Die vollständige Auflistung der Paarvergleiche mit einem signifikanten Ergebnis ist im Anhang, in der Tabelle 10.20, zu finden.

Mit den Ergebnissen aus Tabelle 5.2 sowie Tabelle 10.20 kann das Auftreten signifikanter Unterschiede zwischen den körperteilbezogenen Muskelaktivierungen nachgewiesen werden. Bei 22 der 24 Grundbewegungen zeigen sich signifikante Unterschiede zwischen den körperteilbezogenen Muskelaktivierungen ($p < .005^*$, $r > .8$).

Bewegungen mit dem leichteren Montagegewicht 1 führen in 11 von 12 Fällen zu signifikant verschiedenen Höhen der Muskelaktivierungen. Nur für Bewegungen in z-Richtung an der Bewegungskordinate 3 können keine signifikanten Unterschiede aufgedeckt werden. Bei der Handhabung des schweren Gewichts können ebenfalls bei 11 von 12 Grundbewegungen signifikante Unterschiede zwischen den körperteilbezogenen Muskelaktivierungen nachgewiesen werden. Dabei können für die Grundbewegung BK3_M2_Y keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Muskelaktivierungen der einzelnen Körperteile ermittelt werden.

Bei der Handhabung von Montageobjekt 1 können für den Körperteil Schulter insgesamt die höchste Anzahl an signifikanten Unterschieden auf-

Tab. 5.2: AnyBody - Auszug aus dem paarweisen Vergleich zwischen den Körperteilen ($\alpha = .005$)

BK	BR	Vergleich			Wilcoxon-Rangsummentest					
		KT (MW)	-	KT (MW)	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
Montageobjekt 1 (1 kg)										
1	X	UA	-	S	2.9%	9.3%	.005*	-2.803	10	.89
		3.14%	-	9.48%						
		OA	-	S	5.3%	9.3%	.001*	-3.18	13	.88
		5.62%	-	9.48%						
		S	-	N	9.3%	3.1%	.003*	-2.934	11	.88
		9.48%	-	3.11%						
1	Y	UA	-	S	3.0%	7.8%	.002*	-3.059	12	.88
		3.53%	-	8.11%						
		S	-	N	7.8%	3.3%	.003*	-2.934	11	.88
		8.11%	-	3.28%						
		S	-	R	7.8%	15.1%	.005*	-2.803	10	.89
		8.11%	-	3.28%						
1	Z	UA	-	S	3.7%	9.3%	.001*	-3.18	13	.88
		4.15%	-	9.18%						
		UA	-	R	3.7%	14.3%	.003*	-2.934	11	.88
		4.15%	-	14.96%						
		OA	-	S	4.5%	9.3%	.002*	-3.059	12	.88
		4.74%	-	9.18%						
		S	-	N	9.3%	3.2%	.001*	-3.408	15	.88
		9.18%	-	3.18%						
		S	-	R	9.3%	3.2%	.002*	-3.059	12	.88
		9.18%	-	14.96%						
		N	-	R	3.2%	14.3%	.001*	-3.18	13	.88
		3.18%	-	14.96%						

gedeckt werden. So entfallen von den insgesamt 34 ermittelten signifikanten körperteilbezogenen Unterschieden in den Muskelaktivierungen 22 auf die Schulter ($p \leq .005^*$, $r \geq .88$). Daran schließt sich mit 10 Fällen das Körperteil Rücken an. Im direkten Vergleich mit allen anderen betrachteten Körperteilen weisen somit die Körperteile Schulter und Rücken in den meisten Fällen die signifikant höheren Muskelaktivierungen auf ($p \leq .005^*$, $r \geq .88$). Bezogen auf die Muskulatur der oberen Extremitäten kann bei der Handhabung des Montagegewichts 1 durchweg eine eindeutig signifikant höhere Muskelaktivierung der Schulter und des Rückens gegenüber dem Unter- und Oberarm aufgezeigt werden ($p \leq .005^*$, $r \geq .88$).

Bei Grundbewegungen mit dem Montageobjekt 2 weist das Körperteil Schulter mit 14 von 36 Fällen ebenfalls die höchste Anzahl an signifikanten Unterschieden auf ($p \leq .005^*$, $r \geq .88$). Es zeigt sich, dass bei Bewegungen mit dem Montageobjekt 2 die höheren muskulären Aktivierungen nun auch verstärkt innerhalb des Ober- und Unterarms auftreten. So verzeichnen diese Körperteile mit 14 Fällen einen Anstieg signifikant höherer Muskelaktivierungen als bei den Bewegungen mit dem leichteren Gewicht (2 Fälle). Bei 8 Grundbewegungen weist der Rücken noch signifikant höhere Muskelaktivierungen auf ($p < .001^*$, $r > .84$).

5.2.2.2 Analyse des Einflusses des Bewegungsortes auf die körperteilbezogenen Muskelaktivierungen

In diesem Kapitel wird die Forschungsfrage F 2.2 untersucht, indem der Einfluss des Ortes der Bewegungsausführung im Greifraum auf die körperteilbezogenen Muskelaktivierungen analysiert wird. Dazu werden körperteilbezogene Unterschiede in den Muskelaktivierungen gleicher Grundbewegungen in Abhängigkeit vom Ort der Bewegungsausführung herausgearbeitet. In Tabelle 5.3 wird ein Auszug der Ergebnisse der Paarvergleiche aufgeführt. Die vollständigen statistischen Kennwerte der signifikanten Ergebnisse sind in der Tabelle 10.21 im Anhang zu finden. Das Signifikanzniveau wird dabei innerhalb der paarweisen Vergleiche anhand einer Bonferroni-Korrektur auf $\alpha = .0083$ angepasst. Unterhalb der zum Vergleich herangezogenen Bewegungskordinaten sind wieder die Mittelwerte der Muskelaktivierungen aufgeführt.

Die Ergebnisse zeigen, dass die körperteilbezogenen Muskelaktivierungen bei Grundbewegungen im Greifraum abhängig vom Ort der Bewegung sind. Im direkten Vergleich führen in 19 von 25 Fällen die körperfernen Bewegungen zu signifikant höheren körperteilbezogenen Muskelaktivierungen als die körpernahen Bewegungsausführungen. Ebenfalls kann ein Effekt der Bewegungsachse auf die Höhe der Muskelaktivier-

Tab. 5.3: AnyBody - Auszug aus dem paarweisen Vergleich zwischen den Bewegungskoordinaten ($\alpha = .0083$)

BR	KT	Vergleich			Wilcoxon-Rangsummentest					
		BK (MW)	-	BK (MW)	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
Montageobjekt 1 (1 kg)										
X	S	BK1	-	BK2	9.3%	12.1%	.002*	-3.045	14	.81
		9.48%	-	11.99%						
		BK1	-	BK3	9.3%	13.2%	.001*	-3.233	14	.86
		9.48%	-	12.60%						
		BK3	-	BK4	13.2%	9.7%	.004*	-2.845	11	.86
		12.60%	-	9.91%						
Y	S	BK1	-	BK2	7.8%	11.6%	.005*	-2.83	13	.78
		8.11%	-	11.54%						
		BK1	-	BK4	7.8%	6.5%	.002*	-3.107	14	.83
		8.11%	-	6.15%						
		BK2	-	BK4	11.6%	6.5%	.003*	-2.981	12	.86
		11.54%	-	6.15%						
		BK3	-	BK4	10.0%	6.5%	.008*	-2.666	9	.89
		10.06%	-	6.15%						
Z	S	BK1	-	BK2	9.3%	11.2%	.005*	-2.824	12	.82
		9.18%	-	11.62%						
		BK1	-	BK4	9.3%	6.9%	.003*	-2.934	11	.88
		9.18%	-	7.14%						
		BK2	-	BK3	11.2%	8.2%	.005*	-2.803	10	.89
		11.62%	-	8.87%						
		BK2	-	BK4	11.2%	6.9%	.005*	-2.803	10	.89
		11.62%	-	7.14%						
Montageobjekt 2 (6 kg)										
X	S	BK1	-	BK2	17.7%	26.6%	.001*	-3.408	15	.88
		17.86%	-	26.79%						
		BK1	-	BK3	17.7%	26.2%	.005*	-2.803	10	.89
		17.86%	-	26.99%						
		BK2	-	BK4	26.6%	17.5%	.002*	-3.059	12	.88
		26.79%	-	16.68%						
		BK3	-	BK4	26.2%	17.5%	.008*	-2.666	9	.89
		26.99%	-	16.68%						
Z	S	BK1	-	BK2	14.8%	20.8%	.001*	-3.296	14	.88
		15.00%	-	21.07%						
		BK1	-	BK3	14.8%	17.9%	.002*	-3.059	12	.88
		15.00%	-	19.22%						
		BK2	-	BK4	20.8%	14.1%	.001*	-3.296	14	.88
		21.07%	-	13.70%						
		BK3	-	BK4	17.9%	14.1%	.002*	-3.059	12	.88
		19.22%	-	13.70%						

ungen ermittelt werden. Es zeigt sich, dass insbesondere die modellierte Schultermuskulatur signifikant vom Ort der Bewegung abhängt. Dieser Ef-

fekt findet sich in allen Bewegungsrichtungen, bis auf Bewegungen in y-Richtung mit Montageobjekt 2, wieder. Bei der Handhabung des leichten Montageobjekts zeigt sich, dass bei 8 von 11 Fällen körperferne Bewegungen zu signifikant höheren Muskelaktivierungen der Schulter führen als körpernahe. Demgegenüber weist die Muskelaktivierung des Nackens ein differenziertes Ergebnis auf. Hierbei sind Bewegungen im körperfernen Raum mit signifikant niedrigeren Muskelaktivierungen verbunden als die körpernahen ($p \leq .007^*$, $r \geq .85$). In den übrigen Körperteilen konnte beim leichten Montageobjekt kein ortsabhängiger Effekt auf die Muskelaktivierungen ermittelt werden. Ein signifikanter Unterschied in der Muskelaktivierung kann in Bezug auf die Bewegungsachse für mehrere Grundbewegungen bedingt aufgezeigt werden. Die Ergebnisse sind dabei von der Bewegungsrichtung abhängig. Für die Bewegungen mit Montageobjekt 1 beginnend in der Sagittalebene (BK1, BK2) in y- und z-Richtung lässt sich eine höhere Aktivierung der Schultermuskulatur belegen, als für die entsprechende Bewegung beginnend in der Parallelebene (BK3, BK4).

Der ortsabhängige Einfluss des Bewegungsortes auf die körperteilbezogenen Muskelaktivierungen weitet sich bei der Handhabung des Montageobjekts 2 aus. Neben Schulter und Nacken wird auch die Muskulatur des Rückens dadurch beeinflusst. Der ortsabhängige Effekt bezüglich körpernaher und körperferner Lasthandhabung weitet sich mit dem gestiegenen Lastgewicht aus. Gegenüber Montageobjekt 1 können bei dem schweren Lastgewicht 14 anstatt 11 signifikante Unterschiede in den körperteilbezogenen Muskelaktivierungen belegt werden. In 11 von 14 Fällen tragen körperferne Bewegungen auch hier zu signifikant höheren Muskelaktivierungen bei, als körpernahe ($p \leq .008^*$, $r \geq .71$). In den Körperteilen Unterarm und Oberarm konnte kein ortsabhängiger Effekt auf die Muskelaktivierungen ermittelt werden. Ein Einfluss der Bewegungsachse auf die körperteilbezogenen Muskelaktivierungen konnte ebenfalls nur bedingt nachgewiesen werden. Bei Bewegungen in x-Richtung zeigt die Nackenmuskulatur bei körperfernen Bewegungen eine signifikante Abhängigkeit von der

Bewegungsachse auf. Für körperferne Bewegungen ausgehend von der Sagittalebene (BK2) konnten höhere Muskelaktivierungen ermittelt werden, als für solche von der nach rechts versetzten Ebene (BK3) ($Mdn = 0.051$, $T = -2.701$, $p = .0017^*$, $r = .85$). Hingegen liegt bei Bewegungen in y-Richtung ein umgekehrtes Bild vor. Die Bewegungen in y-Richtung an BK3 führen zu signifikant höheren Muskelaktivierungen im Nacken als die Bewegungen an BK2 ($Mdn = 0.018$, $T = -2.667$, $p = .008^*$, $r = .77$). Außerdem bedingen Bewegungen im körpernahen Bereich ausgehend von BK1 in y-Richtung signifikant geringere Muskelaktivierungen als solche an BK4 ($Mdn = 0.032$, $T = -2.803$, $p = .005^*$, $r = .89$). Eine weiterführende Analyse des Einflusses der Bewegungsrichtung erfolgt im folgenden Kapitel.

5.2.2.3 Analyse des Einflusses der Bewegungsrichtung auf die Muskelaktivierungen

Mit dem Vergleich der Muskelaktivierungen zwischen den drei verschiedenen Bewegungsrichtungen wird die Forschungsfrage F 2.3 analysiert. Es werden dazu an jedem Bewegungsort die Muskelaktivierungen gleicher Körperteile zwischen den Bewegungsrichtungen miteinander verglichen. Entsprechend der Anzahl der durchzuführenden paarweisen Vergleiche wird das α -Niveau auf $\alpha = .0167$ angepasst. In Tabelle 5.4 ist ein Auszug aus den paarweisen Vergleichen der körperteilbezogenen Muskelaktivitäten zwischen den Bewegungsrichtungen an einem Bewegungsort aufgeführt. Die vollständige Auflistung aller durch die Bewegungsrichtung bedingten signifikanten Unterschiede ist im Anhang in Tabelle 10.22 zu den statistischen Kennwerten zu finden.

Mit den Ergebnissen wird der Einfluss der Bewegungsrichtung auf die körperteilbezogenen Muskelaktivierungen aufgezeigt. Bei beiden Montageobjekten zeigt sich an allen vier betrachteten Orten im Greifraum ein signifikanter Einfluss der Bewegungsrichtung auf die körperteilspezifischen Muskelaktivierungen. In 68 von 120 möglichen körperteilbezogenen Ver-

5 Studie 2: Analyse der Kenngröße Muskelaktivität

Tab. 5.4: AnyBody - Auszug aus dem paarweisen Vergleich zwischen den Bewegungsrichtungen ($\alpha = .0167$)

BK	KT	Vergleich			Wilcoxon-Rangsummentest					
		BR (MW)	-	BR (MW)	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
Montageobjekt 1 (1 kg)										
1	S	X 9.48%	-	Y 8.11%	0.093	0.078	.002*	-3.067	15	.79
2	N	X 2.80%	-	Z 3.18%	0.028	0.031	.008*	-2.666	9	.89
		Y 1.93%	-	Z 3.18%	0.015	0.031	.009*	-0.524	10	.17
3	S	X 12.60%	-	Z 8.87%	0.132	0.082	.007*	-2.701	10	.85
4	S	X 9.91%	-	Y 6.15%	0.097	0.065	.003*	-2.934	11	.88
		X 9.91%	-	Z 7.14%	0.097	0.069	.008*	-2.666	9	.89
Montageobjekt 2 (6 kg)										
1	S	X 17.86%	-	Y 10.56%	0.177	0.106	.001*	-3.296	14	.88
		X 17.86%	-	Z 15.00%	0.177	0.148	.003*	-2.982	14	.80
		Y 10.56%	-	Z 15.00%	0.106	0.148	.002*	-3.108	14	.83
		Y 10.56%	-	Z 15.00%	0.106	0.148	.002*	-3.108	14	.83
2	N	X 5.91%	-	Y 2.07%	0.058	0.018	.012*	-2.521	8	.89
		X 5.91%	-	Z 6.51%	0.058	0.066	.012*	-2.521	8	.89
		Y 2.07%	-	Z 6.51%	0.018	0.066	.003*	-2.934	11	.88
		Y 2.07%	-	Z 6.51%	0.018	0.066	.003*	-2.934	11	.88
3	S	X 26.99%	-	Z 19.22%	0.262	0.179	.012*	-2.521	8	.89
4	S	X 16.68%	-	Y 11.04%	0.175	0.11	.004*	-2.903	12	.84
		X 16.68%	-	Z 13.70%	0.175	0.141	.006*	-2.746	12	.79
		Y 11.04%	-	Z 13.70%	0.11	0.141	.009*	-2.613	15	.67
		Y 11.04%	-	Z 13.70%	0.11	0.141	.009*	-2.613	15	.67

gleichen der Muskelaktivierungen zwischen den drei verschiedenen Bewegungsrichtungen pro Bewegungskordinate lassen sich solche signifikanten Unterschiede ermitteln. Hierbei liegen mit 48 bewegungsrichtungsabhängigen Unterschieden bei der Handhabung des Montagegewichts 2 deutlich

mehr signifikante Zusammenhänge vor, als bei Montagegewicht 1 (20 Fälle). Insgesamt zeigen die Ergebnisse keine Bewegungsrichtung mit einer durchweg minimalen Muskelaktivierung auf.

Bei der Analyse der Bewegungen mit dem Montageobjekt 1 weisen Bewegungen in die x- sowie in die z-Richtung im paarweisen Vergleich signifikant höhere Muskelaktivierungen gegenüber Bewegungen in y-Richtung auf ($p \leq .016^*$, $r \geq .17$). Bei allen vier Bewegungskordinaten kann dieser signifikante Einfluss der Bewegungsrichtung nachgewiesen werden. Dieser wirkt sich jedoch ausschließlich auf die Körperteile Unterarm, Schulter und Nacken aus. Mit Ausnahme der Bewegungskordinate 2 kann für die Schultermuskulatur bei der Handhabung des leichten Montageobjekts die größte Anzahl an bewegungsrichtungsabhängigen signifikanten Unterschieden in der Muskelaktivierung aufgedeckt werden.

Bei den Grundbewegungen mit Montageobjekt 2 ist ein deutlich umfangreicherer Einfluss des Faktors Bewegungsrichtung zu verzeichnen. In den Körperteilen Unterarm, Schulter, Nacken und Rücken treten hierbei durch die Bewegungsrichtung bedingte signifikante Unterschiede in den Muskelaktivierungen auf. Maßgeblich bedingen Bewegungen in die x- und z-Richtung wieder nachweisbar höhere Muskelaktivierungen als Bewegungen in die y-Richtung ($p \leq .016^*$, $r \geq .67$). Bei der Bewegung BK3_M2_Y (y-Richtung) können jedoch im Rücken signifikant höhere Muskelaktivierungen nachgewiesen werden als in x-Richtung ($Mdn = 0.119$, $T = -3.296$, $p = .001^*$, $r = .88$). Das gleiche Ergebnis liegt auch beim Vergleich der Bewegung BK4_M2_Y gegenüber BK4_M2_X vor ($Mdn = 0.124$, $T = -3.233$, $p = .001^*$, $r = .86$).

5.3 Diskussion der Ergebnisse

Die Studie 2 untersucht die körperteilbezogenen Muskelaktivierungen bei der Ausführung von 24 Grundbewegungen innerhalb des rechten Greifraums. Die anhand des im AnyBody Modeling SystemsTM verfügbaren

biomechanischen Menschmodell errechneten Werte zu den körperteilbezogenen Muskelaktivierungen werden anhand der Forschungsfragen F 2.1 bis F 2.3 diskutiert. Damit werden erstmals mit einem biomechanischen Menschmodell die bei einer dynamischen Arbeitsform im rechten Greifraum wirkenden Muskelkräfte bestimmt und auf Ebene einzelner Körperteile systematisch ausgewertet.

5.3.1 Unterschiede in den Muskelaktivierungen zwischen den Körperteilen

Forschungsfrage 2.1: Existieren bei der Ausführung einer dynamischen Arbeitsform im rechten Greifraum signifikante Unterschiede zwischen den Muskelaktivierungen der Körperteile Unterarm, Oberarm, Schulter, Nacken und Rücken?

Zur Diskussion der Forschungsfrage F 2.1 wurden die körperteilbezogenen Muskelaktivierungen bei gleichen Grundbewegungen auf signifikante Unterschiede untersucht. Die Ergebnisse zeigen, dass bei über 90 % der analysierten Bewegungen im Greifraum körperteilbezogene Unterschiede in den Muskelaktivierungen auftreten. Diese treten insbesondere zwischen der modellierten Muskulatur der Schulter und des Rückens im Vergleich mit den übrigen Körperteilen auf. Die Anzahl der signifikanten Unterschiede steigt bei dem höheren Gewicht noch an. Für beide Montagegewichte wurden die Ergebnisse mit einer minimalen Effektstärke von $r = .88$ bestimmt. Die Ergebnisse bestätigen, wie schon die Resultate zum Beanspruchungsempfinden, die Erkenntnisse der Arbeiten von Kluth (1996) und Müller (1996). Obgleich diese nur bei neun Muskeln der oberen Extremitäten die jeweiligen elektromyografische Muskelaktivitäten bei Bewegungen im Greifraum bestimmte, zeigen auch die Ergebnisse Unterschiede in den jeweiligen körperteilbezogenen Muskelaktivierungen bei der betrach-

teten dynamischen Arbeitsform auf. In Hinblick auf bestehende Arbeiten zur Modellierung und Analyse von Grundbewegungen anhand eines biomechanischen Menschmodells existiert gegenwärtig nur eine beschränkte Vergleichsbasis. Fritzsche (2010) und Günzkofer (2013) zeigen mit ihren Arbeiten die grundsätzliche Einsatzfähigkeit solcher Modelle für arbeitsgestalterische Fragestellungen auf. Ein weiterführender Vergleich der Resultate ist jedoch nicht möglich, da die Arbeiten einen differenzierten Fokus aufweisen. Bestehende Validierungsstudien des verwendeten Modells bestätigen aber grundsätzlich die ermittelten Daten. So zeigt Jochems (2011) mit ihrer Analyse einer dynamischen Arbeitsform im körpernahen Bereich, in Form von Zeigebewegungen an einem großen Touchscreen ebenfalls Unterschiede in den Muskelaktivierungen des Arm-Schulter-Systems auf. Auch die Ergebnisse von Günzkofer et al. (2013) zur Analyse der Muskelaktivierungen bei der Aufbringung von Maximalkräften im körpernahen Bereich deuten auf Unterschiede in den körperteilbezogenen Muskelaktivierungen bei dynamischen Arbeitsformen hin.

Die ermittelten Werte zu den körperteilbezogenen Muskelaktivierungen sind in Hinblick auf die Modellierungsannahmen zu diskutieren. So zeigen die Ergebnisse für das zweite, schwerere Montageobjekt die Limitation der modellierten Muskulatur im Unter- und Oberarm auf. Die geringere Anzahl sowie die gewählte Form der Zuordnung der modellierten Muskeln zu diesen Körperteilen erfordern zwangsläufig bei dem schweren Lastgewicht höhere Muskelaktivierungen im Arm. Demnach treten in den modellierten Teilen des Arms (Unterarm, Oberarm) verstärkt signifikant höhere Muskelaktivierungen gegenüber den anderen Körperteilen auf. Lediglich in einem Fall weist die Schulter noch eine signifikant höhere Muskelaktivierung auf (Bewegung BK2_M2_X; Vergleich S-OA; $Mdn = 0.229$, $T = -2.934$, $p \leq .005^*$, $r \geq .88$). An dieser Stelle könnten weiterführende Untersuchungen zur körperteilbezogenen Muskelzuordnung die Aussagefähigkeit der ermittelten Daten im Detail prüfen. Im Rahmen dieser Arbeit wird eine

solche Untersuchung jedoch nicht durchgeführt. Die hier erwähnten Punkte werden daher in der abschließenden Diskussion mit berücksichtigt.

Ebenfalls zeigen die Ergebnisse, dass deutlich mehr signifikante Unterschiede bei dem Vergleich der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen aufgedeckt werden konnten, als bei der vergleichbaren Analyse zum subjektiven, körperteilbezogenen Beanspruchungsempfinden nach der CP50-Skala in Kapitel 4.2.1. Das lässt sich vor allem mit der Vorgehensweise zur Erhebung des Beanspruchungsempfindens begründen. Wie in Kapitel 4.3.1 diskutiert, ist die Angabe von Unterschieden im körperteilbezogenen Beanspruchungsempfinden bei den betrachteten Grundbewegungen anspruchsvoll. Daher konnten nur in geringerem Umfang signifikante Unterschiede identifiziert werden. Dieses Problem besteht bei Vergleich der berechneten Muskelaktivierungen als Beanspruchungsindikator nicht. Für jedes in dieser Studie definierte Körperteil konnten diskrete Werte zu den Muskelaktivierungen rechnerisch ermittelt werden. Die Höhe einer körperteilbezogenen Muskelaktivierung wird nicht in der Art von der Aktivierungshöhe eines benachbarten Körperteils beeinflusst, wie es etwa bei der Angabe des körperteilbezogenen Beanspruchungsempfindens zu vermuten ist. Eine Angleichung der Beanspruchungsbewertung zwischen benachbarten Körperteilen war daher nicht gegeben. Somit ist die deutlich höhere Anzahl an signifikanten Unterschieden bei der Betrachtung der Muskelaktivierungen mit zu erklären.

Die Resultate des Vergleichs der Muskelaktivierungen zwischen den einzelnen Körperteilen bei einer Form der dynamischen Arbeit zeigen, dass signifikante Unterschiede in den Muskelaktivierungen existieren. Diese treten an allen betrachteten Koordinaten, bei nahezu allen Bewegungsrichtungen und bei beiden Lastgewichten auf. Diesem Umstand wird gegenwärtig in keinem Verfahren zur physiologischen Arbeitsplatzgestaltung Rechnung getragen. Vor allem die aufgezeigte Anzahl der Unterschiede in den Aktivierungshöhen der Körperteile Unterarm, Oberarm und Schulter, in Abhängigkeit vom Bewegungsort und Lastgewicht, verdeutlichen das For-

schungspotential bei der Analyse und Bewertung dynamischer Arbeitsformen innerhalb des Greifraums. Die erarbeiteten Ergebnisse geben Anlass zur positiven Beantwortung der Forschungsfrage F 2.1.

5.3.2 Einfluss des Bewegungsortes auf die körperteilbezogenen Muskelaktivierungen

Forschungsfrage 2.2: Ist die Höhe der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen bei dynamischer Arbeit im rechten Greifraum abhängig vom Ort der Bewegungsausführung?

Die Ergebnisse aus Kapitel 5.2.2.2 dienen zur Bearbeitung der Forschungsfrage F 2.2 und sollen hier diskutiert werden. Es kann ein signifikanter Einfluss des Bewegungsortes auf die körperteilbezogenen Muskelaktivierungen ermittelt werden ($p \leq .008^*$, $r \geq .71$). Dabei zeigen sich diese Unterschiede gerade auch zwischen dem körpernahen und dem körperfernen Bereich. Bei ca. 75% der Bewegungen an den weiter entfernten Bewegungskoordinaten BK2 und BK3 treten durchweg höhere körperteilbezogene Muskelaktivierungen auf. Auch hierbei trägt das höhere Lastgewicht zu einem Anstieg der signifikanten Unterschiede bei (+8 %). Ein solcher Effekt hat sich auch bei der Studie 1 zur Analyse des Beanspruchungsempfindens ergeben. Der aufgezeigte Einfluss des Ortes der Bewegungsausführung auf den hier gewählten Beanspruchungsindikator der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen wird durch die Erkenntnisse zur physiologischen Arbeitsplatzgestaltung in Bezug auf den gesamten Bewegungsraum des Menschen grundsätzlich gestützt (vgl. u. a. Louhevaara & Suurnakki, 1992; McAtamney & Corlett, 1993; Waters et al., 1993; Hignett & McAtamney, 2000; Schaub et al., 2013). Die erarbeiteten Ergebnisse decken sich auch mit den Resultaten von Dennerlein und Johnson (2006) zu den Beanspruchungen der oberen Extremitäten bei körpernahen Bewe-

gungen. Die Resultate aktuellerer biomechanischer Studien u. a. von Vandenberghe et al. (2010) sowie Vandenberghe et al. (2012), die sich auf den hier betrachteten Kontext übertragen lassen, bestätigen die Studienergebnisse ebenfalls. Weiterhin stützen auch die Erkenntnisse von Jochems (2011) zu dem auch hier verwendeten Beanspruchungsindikator des biomechanischen Menschmodells die Vorteilhaftigkeit körpernaher Bewegungen.

Darüber hinaus konnte ein Einfluss der Bewegungsachse für die Schulter- und Nackenmuskulatur aufgezeigt werden. Daraus lassen sich jedoch keine einheitlichen Schlüsse ableiten. Bei der Handhabung des leichten Montageobjekts führen Bewegungen in y- und z-Richtung parallel versetzt zur Sagittalebene zu signifikant geringeren Muskelaktivierungen in der Schulter. Für das schwere zweite Montageobjekt gilt dieser Zusammenhang allerdings nicht. Für die Nackenmuskulatur ergibt sich auch kein eindeutiges Bild. An dieser Stelle wären umfassendere Bewegungsstudien erforderlich, um weiterführende Aussagen ableiten zu können. Diese werden in Rahmen dieser Arbeit jedoch nicht durchgeführt.

Insgesamt verdeutlichen die Ergebnisse die Bedeutung der Schultermuskulatur bei der Ausübung einer dynamischen Arbeitsform innerhalb des Greifraums. Dieses Ergebnis findet sich u. a. auch in den Arbeiten von Chopp, Fischer und Dickerson (2010), Brookham, Wong und Dickerson (2010) sowie Xu, McGorry, Raymond W. und Lin (2014) wieder. Gerade bei den betrachteten kurzzyklischen, linearen Bewegungen zeigt sich ein deutlicher Einfluss des Ausführungsortes auf die Aktivierung der Schultermuskulatur. Mit Ausnahme des Nackens zeigt sich bei den übrigen Körperteilen dieser Effekt nicht. Weiterhin deuten die hier durchgeführten Vergleiche darauf hin, dass der Bewegungsort innerhalb des Greifraums keinen signifikanten Einfluss auf die Muskelaktivierung der Armmuskulatur auszuüben scheint. Die Forschungsfrage F 2.2 kann im Rahmen der Studie positiv beantwortet werden. Die Ergebnisse zu dem signifikanten Einfluss der Bewegungskordinate auf körperteilbezogenen Muskelaktivierungen bestätigen diese Erkenntnis.

5.3.3 Einfluss der Bewegungsrichtung auf die körperteilbezogenen Muskelaktivierungen

Forschungsfrage 2.3: Ist die Höhe der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen bei dynamischer Arbeit im rechten Greifraum abhängig von der Bewegungsrichtung?

Die Forschungsfrage F 2.3 wird mit den Ergebnissen aus Kapitel 5.2.2.3 zur Analyse der Abhängigkeit der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen von der Bewegungsrichtung bearbeitet. Bei über 56% der durchgeführten Vergleiche der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen kann ein signifikanter Einfluss der Bewegungsrichtung ermittelt werden.

Es zeigt sich, dass die Muskelaktivierung des Unterarms und des Schulter-Nacken-Bereichs eine größere Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung besitzt, als der Oberarm und der Rücken. Wiederum trägt der Faktor Gewicht zu einem deutlichen Anstieg der richtungsabhängigen Unterschiede in den Muskelaktivierungen bei. Obgleich für keine Bewegungsrichtung eine eindeutige Vorteilhaftigkeit gegenüber den anderen Richtung belegt werden kann, deuten die Daten auf höhere Muskelaktivierungen bei Bewegungen in die x- und die z-Richtung gegenüber der y-Richtung hin. Es ist festzustellen, dass Bewegungen in y-Richtung sowohl mit dem leichteren als auch schwereren Montageobjekt vorwiegend zu signifikant geringeren körperteilbezogenen Muskelaktivierungen im Unterarm und im Schulter-Nacken-Bereich führen ($p \leq .016^*$, $r \geq .17$). Folglich bedingen die hier betrachteten Grundbewegungen mit der Ausführung parallel zur Frontalebene, d.h. in x- oder z-Richtung, vorwiegend signifikant höhere Muskelaktivierungen als Bewegungen orthogonal zu dieser Ebene (y-Richtung). Eine weiterführende Aussage darüber ist jedoch mit den hier vorliegenden Daten nicht möglich. Es wären dafür weitere Untersuchungen mit einer größeren Anzahl unterschiedlicher Gewichte sowie Bewegungsorten

erforderlich, um den Einfluss der Bewegungsrichtung auf die Muskelaktivierungen umfassend untersuchen zu können (vgl. McGorry et al., 2004; Sakaki et al., 2013).

Eine Ausnahme zu diesen Ergebnissen stellt die ermittelte Muskelaktivierung des Rückens bei der Handhabung des schweren Montageobjekts dar. Für Bewegungen an den Koordinate BK3 und BK4 bedingt die x-Richtung geringere Muskelaktivierungen als die y-Richtung ($p \leq .001^*$, $r \geq .86$). Ob diese beiden Resultate eine Ausnahme darstellen, würde sich durch eine Vergrößerung der Stichprobe prüfen lassen. Insofern können mit den vorliegenden Daten keine kausalen Schlüsse zum Einfluss der Bewegungsrichtung aus diesen beiden Ergebnissen zur Aktivierung der Rückenmuskulatur gezogen werden.

Mit den Auswertungen zum Einfluss der Bewegungsrichtung auf die körperteilbezogenen Muskelaktivitäten können deutlich mehr signifikante Zusammenhänge belegt werden, als bei der gleichen Analyse zum Beanspruchungsempfinden in Kapitel 4.2.3. Bereits Kluth (1996), Strasser (1996a), Strasser und Müller (1999), McGorry et al. (2004), Sakaki et al. (2013) sowie Pontonnier et al. (2014) analysieren den physiologischen Einfluss der Bewegungsrichtung in Bezug auf die Produkt- und Arbeitsplatzgestaltung. Deren Ergebnisse lassen sich jedoch aufgrund einer anderen Versuchsanordnung nur bedingt auf die hier erarbeiteten Resultate übertragen. Die Erkenntnisse von Strasser (1996b) sowie Strasser und Müller (1999) stehen aber im Widerspruch zu den hier ermittelten Daten der Muskelaktivierung. Entsprechend des in diesen Studien verwendeten Beanspruchungsindikators sind Bewegungen in y-Richtung mit einer höheren muskulären Aktivierung verbunden. Auch die Ergebnisse der ersten Studie zum Beanspruchungsempfinden (siehe Kapitel 4.2.3) stehen diesbezüglich im Widerspruch zu den errechneten Muskelaktivierungen.

Die Gründe für die Unterschiede in den Ergebnissen können vielfältig sein. So können die getroffenen Annahmen zur biomechanischen Modellierung und Muskelzuordnung die Diskrepanzen in den Ergebnissen erklären.

Weiterhin betrachtet diese Studie mit 294 Muskeln eine viel größere Anzahl an Muskeln als Strasser (1996b) sowie Strasser und Müller (1999) mit je 12 Muskeln in ihren Studien. Um abschließend die Indikationsfähigkeit bezüglich Beanspruchungen des verwendeten biomechanischen Menschmodells zu untersuchen, werden in Kapitel 6 die hier errechneten Werte mit den Daten zum Beanspruchungsempfinden im Rahmen einer Korrelationsanalyse zusammengeführt.

Diese Ergebnisse zum Einfluss der Bewegungsrichtung auf die körperteilbezogenen Muskelaktivierungen geben zusammenfassend einen Anlass zur positiven Beantwortung der Forschungsfrage F 2.3. Die Bewegungsrichtung besitzt einen signifikanten Einfluss auf die Muskelaktivierungen einzelner Körperteile.

5.4 Zusammenfassung der Studie 2

Bei den betrachteten Grundbewegungen im rechten Greifraum treten körperteilspezifische signifikante Unterschiede in den Muskelaktivierungen auf. Die Ergebnisse der Studie geben Anlass zur positiven Beantwortung der Forschungsfragen F 2.1 bis F 2.3. Die Studie hat zusammengefasst folgende Erkenntnisse erbracht.

- Bei der betrachteten dynamischen Arbeitsform innerhalb des rechten Greifraums unterscheiden sich die Muskelaktivierungen zwischen den Körperteilen signifikant bei 22 der 24 betrachteten Grundbewegungen im Greifraum.
- Bei der betrachteten dynamischen Arbeitsform konnte ein signifikanter Einfluss des Ortes der Bewegung auf die Muskelaktivierungen der Schulter, des Nackens und des Rückens aufgezeigt werden. Körpernahe Bewegungen innerhalb des Greifraums sind in den Körperteilen Schulter und Nacken mit signifikant geringeren Muskelaktivierungen verbunden als körperferne. Signifikante Unterschiede zwischen Be-

wegungen in Sagittalachse und in parallel versetzter Achse können hingegen nicht nachgewiesen werden. Die Schulter umfasst dabei die größte Anzahl an ortsabhängigen signifikanten Unterschieden in den Muskelaktivierungen. Die Ergebnisse zeigen, dass bei der analysierten dynamischen Arbeitsform der Bewegungsorts keinen Einfluss auf die Aktivierung der Armmuskulatur zu besitzen scheint.

- Bei über 56% der durchgeführten Vergleiche der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen kann ein signifikanter Einfluss der Bewegungsrichtung im Rahmen der analysierten dynamischen Arbeitsform ermittelt werden. Die Aktivierung der Muskulatur des Unterarms, der Schulter, des Nackens und des Rückens werden durch die Bewegungsrichtung beeinflusst. Für die Körperteile Unterarm, Schulter und Nacken bedingen Bewegungen in x- und z-Richtung eine höheren Muskelaktivierungen als Bewegungen in y-Richtung.
- In allen Analysen der dynamischen Arbeitsform trägt das höhere Lastgewicht zum Anstieg der signifikanten Unterschiede in den Muskelaktivierungen bei.

Die Grundlage dieser Studie bildeten die Modellierungen der körperteilbezogenen Muskelaktivierungen anhand linearer Regressionsmodelle. Mit der Diskussion des konstanten Funktionskoeffizienten konnte ein logisches Pendant zu der im Kapitel 4 in der Studie 1 analysierten Größe zum subjektiven Beanspruchungsempfinden abgeleitet werden.

Die Ergebnisse der Untersuchung zeigen für die Ausführung dynamischer Arbeitsformen im rechten Greifraum umfangreiche und neuartige Einblicke in die Funktionsweise des menschlichen Muskel-Skelett-Apparats. Obgleich die Ergebnisse der biomechanischen Modellierung anhand des AnyBody Modeling SystemTM stets kritisch zu hinterfragen sind (Günzkofer et al., 2013), können diese zur Detaillierung des Greifraums nach Bullinger und Ilg (1994) beitragen sowie die Evaluierung manueller Montagethoden umfassend unterstützen. Die Studie knüpft an die

bestehenden Erkenntnisse zu den wirkenden körperlichen Beanspruchungen im Greifraum (vgl. Kluth, 1996; Strasser, 1996a; Strasser & Müller, 1999; Vandenberghé et al. (2010); Jochems, 2011; Vandenberghé et al. (2012)) an und bietet einen neuen Blickwinkel. Zu den in Studie 1 erhobenen Daten zum Beanspruchungsempfinden ist mit dieser Studie eine vergleichbare biomechanische Kenngröße ermittelt worden. Inwiefern die errechnete Kenngröße Muskelaktivierung als Indikator für die körperteilbezogene Beanspruchung geeignet ist, wird im nachfolgenden Kapitel in Studie 3 diskutiert.

Im Gegensatz zu den bestehenden Erkenntnissen und Verfahren zur Bewertung der physiologischen Arbeitsplatzgestaltung (vgl. 2.4) zeigt diese Studie umfangreiche Einblicke in die Beanspruchungswirkungen dynamischer Arbeitsformen innerhalb des Greifraums auf. Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass es bei den betrachteten Bewegungen im Greifraum zu signifikanten Unterschieden im Beanspruchungsindikator Muskelaktivität zwischen einzelnen Körperteilen kommen kann. Zu den durch dynamische Arbeitsformen im körpernahen Bereich bedingten lokale Ermüdungserscheinungen sowie den daraus resultierenden Diskomfortempfinden existieren gegenwärtig nur sehr begrenzte Erkenntnisse (vgl. u. a. Jäger & Luttmann, 1989; Jäger et al., 1992; Hignett & McAtamney, 2000; Colombini et al., 2002; Wakula et al., 2009; Fritzsche, 2010; Schaub et al., 2013). Entsprechend den kalkulierten Muskelaktivierungen scheint bei der Ausführung dynamischer Arbeitsformen die Schultermuskulatur von zentraler Bedeutung zu sein. Diese Erkenntnis findet sich auch in den Arbeiten von Chopp et al. (2010), Brookham et al. (2010) sowie Xu et al. (2014) wieder. Weiterhin zeigen auch die Ergebnisse dieser Studie, dass zur Bewertung der Beanspruchungen bei dynamischen Arbeitsformen die bisherige Unterteilung des Greifraums unzureichend ist (vgl. DIN 33402-3, 1984; Drury, 1987; Bullinger & Ilg, 1994, S. 206; DIN EN ISO 14738, 2009; Ellegast, 2011, S. 77). Bei der Arbeitsplatzgestaltung für dynamische Arbeitsformen sollte eine detailliertere Untergliederung des Greifraums erfolgen.

Die Ergebnisse der Studie zeigen weiterhin, dass der Faktor Bewegungsrichtung einen signifikanten Einfluss auf die Muskulatur der direkt an der Bewegung beteiligten Körperteile ausübt. Im Rahmen elektromyografischer Studien konnte dieser Zusammenhang ebenfalls bereits aufgedeckt werden (vgl. Kluth (1996), Strasser (1996a), Strasser und Müller (1999), McGorry et al. (2004), Sakaki et al. (2013), Pontonnier et al. (2014)).

Gerade im Kontext der Einrichtung physiologisch effizienter Arbeitsplätze können die hier erarbeiteten Ergebnisse für dynamische Arbeitsformen erste Gestaltungsgrundlagen liefern. In diesem Gebiet der Arbeitsgestaltung existieren gegenwärtig noch keine detaillierten systematischen Erkenntnisse zum Einfluss des Belastungsfaktors Bewegungsrichtung. Und obwohl der Zusammenhang zwischen dem in dieser Studie analysierten Beanspruchungsindikator Muskelaktivität und subjektivem Beanspruchungsindikator aus Studie 1 erst im Kapitel 6 mit der Vorstellung der dritten Studie näher diskutiert wird, lassen sich erste Übereinstimmungen der beiden Indikatoren für die physiologische Beanspruchung erkennen.

Im folgenden Kapitel werden im Rahmen einer Korrelationsanalyse die mit dem biomechanischen Menschmodell errechneten körperteilbezogenen Muskelkräfte den Ergebnissen zum subjektivem Beanspruchungsempfinden gegenübergestellt.

6 Studie 3: Analyse der Indikationsfähigkeit der Kenngröße Muskelaktivität

Innerhalb der dritten Studie wird die Indikationsfähigkeit des verwendeten biomechanischen Menschmodells bezüglich physiologischer Beanspruchungen untersucht. Eine Korrelationsanalyse zwischen den erhobenen körperteilbezogenen Beanspruchungsempfinden und den errechneten Muskelaktivierungen soll darüber Aufschluss geben. Zunächst wird die Methode zur Korrelationsanalyse in Kapitel 6.1 vorgestellt. Anschließend werden in Kapitel 6.2 die Ergebnisse beschrieben und in Kapitel 6.3 diskutiert. Mit dieser Studie wird somit die Forschungsfrage F 3 bearbeitet.

Forschungsfrage 3: Welcher Zusammenhang besteht zwischen der verwendeten biomechanischen Kenngröße Muskelaktivität und dem Beanspruchungsempfinden?

6.1 Methode zur Datenauswertung

In Rahmen der Korrelationsanalyse soll die Indikationsfähigkeit der verwendeten Muskelaktivität für das Beanspruchungsempfinden untersucht werden. Gegenwärtig existiert im Kontext der Prozessergonomie keine Studie, die diesen Zusammenhang im Detail diskutiert. Lediglich Fritzsche (2010) und Cutlip et al. (2014) betrachteten in ihren Arbeiten den Zusammenhang zwischen einer biomechanischen Kenngröße (Gelenkmoment sowie Gelenkreaktionkraft) und dem Beanspruchungsempfinden.

Zur Analyse des Zusammenhangs zwischen dem subjektiven Beanspruchungsempfinden und den errechneten Muskelkräften ist zunächst wieder

die vorliegende Datenstruktur zu betrachten. Dafür ist eine geeignete Vorgehensweise zu finden. Nach Leonhart (2009, S. 240) gibt es folgende Voraussetzungen für die Bestimmung der Korrelation zweier Variablen.

- Die Variablen müssen mindestens intervallskaliert sein.
- Beide Variablen müssen normalverteilt sein.
- Es muss ein linearer Zusammenhang zwischen den betrachteten Variablen vorliegen.
- Varianzhomogenität muss gegeben sein.

In den Kapiteln 4 und 5 wurde bereits erwähnt, dass die Voraussetzungen durch die vorliegenden Daten zum Teil nicht erfüllt werden. Nach Leonhart (2009, S. 256 ff.) ist daher nur die Anwendung der Korrelationskoeffizienten nach Spearman und Kendall zulässig. Darüber hinaus liegt auch eine Rangbindung in den CP50-Werten vor. Dieser Aspekt erfordert die Anwendung des nach Kendall definierten Korrelationskoeffizienten τ_b (Bortz, 2005, S. 234; Leonhart, 2009, S. 258). Mit diesem ist die Analyse ordinalskaliert und ranggebundener Werte zulässig. Außerdem weist dieser Rangkorrelationskoeffizient eine hohe Robustheit gegenüber Ausreißern auf. Das zeigt sich selbst bei kleineren Stichproben (vgl. Leonhart, 2009, S. 261; Field, 2009, S. 181). Nach Wang, Le Breton-Gadegbeku und Bouzon (2004), Hartung (2006, S. 37) und Fritzsche (2010, S. 85) wird für Korrelationskoeffizienten $r > .30$ von einer niedrigen Korrelation, $r > .50$ von einer mittleren Korrelation und für $r > .70$ von einer hohen Korrelation im Kontext der Psycho-Physik ausgegangen.

6.2 Ergebnisse der Studie 3

Zur Untersuchung der Forschungsfrage F 3 werden nun die Ergebnisse der Korrelationsanalyse vorgestellt. Die Ergebnisse der Korrelation aller Werte zeigen, dass der Beanspruchungsindikator Muskelaktivität, basierend auf

dem verwendeten Muskelmodell, signifikant mit der subjektiven Beanspruchung korreliert ist. Hierbei beträgt der Korrelationskoeffizient $r_{\tau} = .268^{**}$, $p < .001$ ($N = 1189$).

Weitere Korrelationsanalysen hinsichtlich der einzelnen Faktoren Bewegungsordinate, Bewegungsrichtung, Gewicht und Körperteil zeigen keine signifikanten Zusammenhänge auf. Mittels einer aggregierten Betrachtungsweise können aber weiterführend eine Reihe signifikanter Korrelationen nachgewiesen werden.

Gewichtsübergreifend weist der für einzelne Körperteile für die Bewegungsrichtungen und -orte zusammengefasste Vergleich der CP50-Werte und Muskelaktivitäten eine Reihe signifikanter Korrelationen auf. In Tabelle 6.1 sind die körperteilspezifischen Korrelationen für die einzelnen Körperteile aufgeführt. Die vollständige Auflistung dieser Korrelationen für alle betrachteten Grundbewegungen und Körperteile ist im Anhang in Tabelle 10.47 aufgeführt.

Tab. 6.1: Körperteilspezifische Korrelationskoeffizienten

Kendall-Tau-b	Signifikanz	N
Unterarm		
.474**	< .001	221
Oberarm		
.469**	< .001	210
Schulter		
.399**	< .001	278
Nacken		
.152**	< .001	257
Rücken		
-.059	.209	223

Für die Körperteile Unterarm, Oberarm und Schulter können geringe Korrelationen zwischen den errechneten Muskelaktivierungen und dem erho-

benen Beanspruchungsempfinden bestimmt werden. Die Ergebnisse zeigen für den Nacken einen sehr niedrigen Korrelationskoeffizienten auf. Für die körperteilspezifischen Korrelationen des Rückens können keine signifikanten Zusammenhänge bestimmt werden ($r_{\tau} = -.121, p = .209$).

Die Betrachtung der Korrelationen auf Basis der Grundbewegungen zusammenfassend für beide Montageobjekte gibt weiterführend einen umfassenderen Einblick in den Zusammenhang zwischen der errechneten biomechanischen Kenngröße und dem Beanspruchungsempfinden. In Tabelle 6.2 sind die Ergebnisse aufgeführt.

Tab. 6.2: Übersicht zu den Korrelationen zwischen den Muskelaktivierungen und den Beanspruchungen pro Bewegungsrichtung (BR), Körperteil (KT) und Bewegungskordinate (BK)

BR	KT	BK1		BK2		BK3		BK4	
		r_{τ}	Sig.	r_{τ}	Sig.	r_{τ}	Sig.	r_{τ}	Sig.
X	UA	.46*	.016	.43*	.008	.62**	<.001	.39*	.037
Y	UA	.56*	.002	.26	.205	.44*	.014	.64**	.001
Z	UA	.59**	<.001	.30	.081	.44*	.007	.42*	.003
X	OA	.45*	.004	.53*	.002	.48*	.003	.57*	.002
Y	OA	.53*	.006	.08	.701	.20	.278	.55**	.001
Z	OA	.65**	<.001	.33	.069	.53*	.004	.44*	.023
X	S	.47**	.001	.51**	<.001	.54**	<.001	.46*	.003
Y	S	.43*	.003	.18	.269	.16	.33	.49**	.001
Z	S	.59**	<.001	.47**	.001	.41*	.01	.55**	<.001
X	N	.30*	.049	.38*	.032	.42*	.004	.01	.932
Y	N	.10	.525	.05	.762	.27*	.096	.01	.974
Z	N	.29*	.042	.29	.053	.31	.09	.30*	.046
X	R	-.07	.699	-.16	.383	-.22	.157	-.10	.533
Y	R	.05	.752	.17	.339	.03	.853	.18	.223
Z	R	-.02	.934	-.20	.28	-.33	.11	-.11	.582

Bei allen Bewegungskordinaten können signifikante Korrelationen aufgezeigt werden. Dabei umfassen die Körperteile Unterarm, Oberarm und Schulter mit 29 von 33 Fällen die größte Anzahl an signifikanten Korre-

lationen. Der Korrelationskoeffizient umfasst den Bereich von $r_{\tau} = .33$ bis $r_{\tau} = .65$. In vier Fällen korrelieren für die Körperteile Nacken und Rücken die errechneten Muskelaktivitäten signifikant mit den CP-50-Werten.

6.3 Diskussion der Ergebnisse

Forschungsfrage 3: Welcher Zusammenhang besteht zwischen der verwendeten biomechanischen Kenngröße Muskelaktivität und dem Beanspruchungsempfinden?

Zur Bearbeitung der Forschungsfrage F 3 werden die Ergebnisse der Korrelationsanalyse diskutiert. Es soll damit die Indikationsfähigkeit des gewählten Beanspruchungsindikators Muskelaktivität in Hinblick auf die Gesamtbeanspruchung eines Körperteils analysiert werden. Bei der Betrachtung aller errechneter bzw. erhobener Daten besteht eine sehr geringe signifikante Korrelation zwischen der biomechanischen Kenngröße Muskelaktivität und dem Beanspruchungsempfinden mit $r_{\tau} = .268^{**}$, $p < .001$ ($N = 1189$). Dieser Zusammenhang kann maßgeblich durch die sehr geringe bzw. negative Korrelationen bei den Körperteilen Nacken und Rücken erklärt werden (vgl. Tabelle 6.1).

Für die Körperteile Unterarm, Oberarm und Schulter können niedrige bis tendenziell mittlere Korrelationen zwischen den AnyBody-Daten und den CP50-Werten mit $r_{\tau} = .399^{**}$, $p < .001$ ($N = 278$) bis $r_{\tau} = .474^{**}$, $p < .001$ ($N = 221$) aufgezeigt werden. Dieses Ergebnis trifft jedoch nur beim Vergleich der Ergebnisse pro Körperteil für beide Gewichte zu. Bei einer gewichtsabhängigen Betrachtung können nur in 11 von 120 Fällen signifikante Korrelationen belegt werden. Insofern scheint sich der errechnete Beanspruchungsindikator Muskelkraft eher für Vergleichsstudien als zur konkreten Bewertung einer Beanspruchungssituation zu eignen. Dieses Ergebnis deckt sich mit den Resultaten von Rasmussen et al. (2012). Bei

dem Vergleich der Werte zu den Muskelaktivitäten und dem Beanspruchungsempfinden können bei einzelnen Grundbewegungen für die Körperteile Unterarm, Oberarm und Schulter mittlerer Korrelation bestimmt werden (siehe Tabelle 6.2). Für diese Körperteile scheint eine höhere Indikationsfähigkeit des Modells für die Beanspruchungen vorzuliegen. Es lässt sich dabei jedoch keine Grundbewegung mit durchweg höheren Korrelationskoeffizienten erkennen.

Die höhere Indikationsfähigkeit, ausgedrückt durch die höheren Werte der Korrelationskoeffizienten, lässt sich auch beim alleinigen Blick auf die einzelnen Körperteile feststellen. Unabhängig von der Bewegungsrichtung und -koordinate können für diese Körperteile beim Großteil der durchgeführten Grundbewegungen mindestens niedrige Korrelationen nachgewiesen werden. In Tabelle 6.3 sind die Ergebnisse aufgeführt.

Tab. 6.3: Anteil an signifikanten Korrelationen mit $r_\tau \geq .3$

Körperteil	Koeffizient	$r_\tau \geq .3$	Anteil
UA	r_τ	10	83%
OA	r_τ	9	75%
S	r_τ	10	83%
N	r_τ	4	33%
R	r_τ	0	0%

Für die Körperteile Unterarm und Schulter können bei bis zu 83% der betrachteten Bewegungen niedrige Korrelationen zwischen dem subjektiven Beanspruchungsempfinden und den errechneten Muskelaktivitäten nachgewiesen werden. Die reduzierte Indikationsfähigkeit von Beanspruchungen im Nacken (33% an Korrelationen mit $r_\tau \geq .3$) und Rücken (0% an Korrelationen mit $r_\tau \geq .3$) kann verschiedene Ursachen haben. Die Gründe für das insgesamt eingeschränkte Ausmaß der Korrelationen sind vielfältig. So können die durchzuführenden Bewegungen nur geringe Beanspruchungen der Muskulatur des Nacken-Rücken-Bereichs verursacht haben. Dadurch ist eine zuverlässige Einschätzung der empfundenen körperteilbezo-

genen Beanspruchungen durch die Probanden nur bedingt möglich gewesen. Im Gegensatz dazu ist das Beanspruchungsempfinden im Arm-Schulter-Bereich leichter wahrnehmbar. Außerdem wurden vor der Studie nur die allgemein körperliche Disposition und Erfahrungen im Zusammenhang mit manuellen Montageprozessen jedes Probanden abgefragt. Das Probandenkollektiv wurde nicht weiter hinsichtlich dieser Merkmale unterteilt. Allen Probanden wurden eine gleiche körperliche Disposition sowie Erfahrungen unterstellt. Diese Merkmale könnten jedoch als eine mögliche Einflussvariable auf die Messergebnisse gesehen werden. Wie bereits Krist (1994, S.13 ff.) in ihrer Arbeit ausführte, wirken auf die individuelle Beanspruchungssituation eine Vielzahl von Kriterien ein. Das erfasste körperteilbezogene Beanspruchungsempfinden kann von anderen Faktoren, wie beispielsweise individuelle Erwartungen an den Versuch, Klimaempfinden oder Motivation beeinflusst werden.

Die mit dem Mehrkörpermodell errechneten körperteilbezogenen Muskelaktivierungen unterliegen nicht solchen Einflüssen. Aber die individuelle Art und Weise der Bewegungsausführung stellt hierbei eine mögliche Einflussgröße dar. Mit dem Ziel, möglichst natürliche Bewegungsabläufe zu untersuchen, unterlag die individuelle Bewegungsausführung keinen Beschränkungen. Folglich könnte die individuelle Kinematik einen Anteil an der Varianz der Ergebniswerte der Muskelkräfte besitzen. Die durchgeführte Bewegungsanalyse aus Kapitel 3.4.5 stützt diese Annahme. Das im Modell verwendete Muskelmodell bildet außerdem die Funktionsweise der menschlichen Muskulatur nur bedingt ab.

Weiterhin ist auch die grundsätzliche Eignung des gewählten Beanspruchungsindikators Muskelaktivität kritisch zu diskutieren. Nach Schmidtke und Bernotat (1993, S. 84) wirkt sich die Muskelaktivierung zwar auf die physische Beanspruchungssituation aus, jedoch bestimmen eine Vielzahl weiterer individueller physischer und mentaler Faktoren den empfundenen Beanspruchungszustand (vgl. Krist, 1994, S. 13 ff.; Schlick et al., 2010, S. 266 ff.). Fritzsche (2010, S. 101 ff.) hat auf diese Problemstellung bei

der Entwicklung eines Berechnungsmodells zur Bestimmung des haltungs- und kraftabhängigen Diskomforts für einfache, einhändige Umsetzbewegungen auf Ebene einzelner Gelenke, als Maß für die physische Beanspruchung hingewiesen. Im Rahmen der Studie wurden die Probleme bei der Modellierung des Diskomforts in Abhängigkeit vom Gelenkmoment vor allem auf die individuellen Unterschiede der Empfindungsschwelle für Diskomfort und die empfundene Beanspruchung zurückgeführt. Gleiches wird ebenfalls auch für den in dieser Untersuchung gewählten Beanspruchungsindikator Muskelaktivität zutreffen. Insofern bildet die berechnete Muskelaktivität, wie auch der von Fritzsche (2010) genutzte Indikator Gelenkmoment, lediglich einen Teil der tatsächlich wirkenden körperlichen Beanspruchungen ab. Bereits Kluth (1996, S. 153) hat auf diesen Zusammenhang hingewiesen. Dies wird auch in dem von Rohmert (1984) vorgestellten erweiterten Belastungs-Beanspruchungs-Konzept gestützt.

Die Muskelaktivierung stellt neben den Beanspruchungen der Sehnen, Bänder, Knochen sowie des Herz-Kreislaufsystems und des Zentralnervensystems aus physiologischer Sicht lediglich eine Teilbeanspruchung dar. In Hinblick auf eine körperteilbezogene Betrachtung der Beanspruchung bedeutet dies, dass die Gesamtbeanspruchung eines Körperteils von der Teilbeanspruchung der Muskeln, Sehnen, Bänder, Gelenke und den übrigen an der Bewegung beteiligten Bindegewebe abhängig zu sein scheint. Die Muskelaktivierung stellt somit einen von mehreren Indikatoren für die physiologische Beanspruchung eines betrachteten Körperteils dar. Mit diesem Zusammenhang lässt sich die äußerst geringe Indikationsfähigkeit des gewählten Beanspruchungsindikators zur Beanspruchung der Körperteile Nacken und Rücken begründen. Für die Teilbeanspruchungen der anderen an den Bewegungen beteiligten Funktionselemente, wie z. B. Gelenke, Sehnen, Bänder und Bindegewebe, ist ein größerer Einfluss auf das Beanspruchungsempfinden anzunehmen. Damit ist, neben den in folgenden noch diskutierten Modellannahmen, die geringe Indikationsfähigkeit des berechneten Beanspruchungsindikators mit zu begründen. Ein weiterer bedeuten-

der Aspekt bei der Betrachtung der Korrelation zwischen den errechneten Muskelaktivitäten und den Beanspruchungen stellt das verwendete Muskelmodell dar. In Kapitel 3.4.2 zur Parametrisierung des verwendeten biomechanischen Menschmodells wurde beschrieben, dass das einfache Muskelmodell in der Studie eingesetzt wurde. Dieses ist in der Lage, statische Muskelkräfte zu bestimmen. Die Abbildung dynamischer Muskelkräfte ist mit diesem Modell nicht möglich. Dieser Aspekt steht eigentlich im Widerspruch zu der Zielstellung der Studie 2, eine dynamische Arbeitsform zu analysieren. Mit der Wahl kurzzyklischer, langsamer und gleichförmiger Bewegungen und der gewählten Art der Datenaggregation sollte diesem Umstand Rechnung getragen werden. Die aggregierte Betrachtungsweise der u. a. abhängig von der Bewegungsrichtung auftretenden Muskelaktivierungen kann nach Müller et al. (1988), Kluth (1996, S. 79) sowie Schlick et al. (2010, S. 264 f.) als statischer Anteil der durch die dynamische Arbeit bedingte muskuläre Beanspruchung verstanden werden. Somit können auch mit dem verwendeten statischen Muskelmodell dynamische Arbeitsformen bewertet werden.

Dennoch besteht eine Differenz zwischen der tatsächlichen dynamischen Muskelbeanspruchung und den mit dem Modell bestimmten Werten. Diese Diskrepanz führt zu einem niedrigeren Wert des Korrelationskoeffizienten, da die Höhe des Beanspruchungsempfindens sowohl von der statischen als auch von der dynamischen Muskelbeanspruchung mitbestimmt wird. Fritzsche (2010) hat mit seinem Ansatz zur Analyse des Diskomforts bei dynamischen Arbeitsformen anhand der Betrachtung von Gelenkmomenten den dynamischen und statischen Anteil der muskulären Beanspruchung mitbetrachtet. Weiterhin impliziert sein Ansatz die Berücksichtigung der Beanspruchung der an der Bewegung beteiligten Sehnen, Bänder und des Bindegewebes. Dies führt in seiner Studie ($N = 2$) zu der hohen Korrelation zwischen den Gelenkmomenten und des Diskomforts. Allerdings ist damit keine direkte Bewertung der körperteilbezogenen Beanspruchungswirkungen möglich. Ein Rückschluss auf die Ermüdung der Muskulatur

von einzelnen Körperteilen kann damit nicht erfolgen. Dazu ist eine, wie in dieser Arbeit enthaltene, körperteilbezogene Betrachtungsweise auf Basis der Muskulatur erforderlich.

Mit Blick auf die Annahmen des verwendeten biomechanischen Menschmodells (siehe Kapitel 3.4) bleibt zu klären, ob durch eine detaillierte Parametrisierung des Modells ein weiterer Beitrag zur Steigerung der Korrelationskoeffizienten geleistet werden könnte. So könnte mit der Verwendung der mehrgliedrigen Muskelmodelle auch der dynamische Anteil der Muskelkontraktion abgebildet werden. Ebenso würde eine detailliertere Vorgehensweise bei der Skalierung des Modells hinsichtlich der individuellen Körpermaße einen Beitrag zur Steigerung der Ergebnisqualität leisten können (Lund et al., 2015).

Angesichts des verwendeten einfachen Muskelmodells (konstante Muskelkraft über gesamte Muskellänge, keine Abbildung exzentrischer und konzentrischer Muskelarbeit, keine Berücksichtigung von Ko-Kontraktion) sowie die für die Probanden anspruchsvolle Vorgehensweise zur Erfassung der Beanspruchung stellt dieses Ergebnis dennoch eine wesentliche Erkenntnis dar. Eine weiterführende Analyse des Einflusses eines höheren Detaillierungsgrads verwendeten biomechanischen Menschmodells auf die Korrelation mit dem Beanspruchungsempfinden erfolgt an dieser Stelle nicht. Mit dem hier erarbeiteten Ergebnis existiert erstmals für die Anwendung im Bereich der Arbeitsgestaltung eine quantitative Einordnung der Ergebnisqualität des verwendeten biomechanischen Menschmodells in Form eines Korrelationskoeffizienten.

6.4 Zusammenfassung der Studie 3

Es besteht ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem erhobenen Beanspruchungsempfinden und der errechneten biomechanischen Kenngröße Muskelaktivität. Die Höhe des Zusammenhangs unterscheidet sich dabei zwischen den betrachteten Körperteilen. Die Ergebnisse der dritten Studie

lassen sich bezogen auf die betrachtete dynamische Arbeitsform wie folgt zusammenfassen.

- Der Beanspruchungsindikator Muskelaktivität besitzt bezogen auf alle betrachteten Körperteile eine sehr niedrige Korrelation zum Beanspruchungsempfinden.
- Auf Ebene der Körperteile Unterarm, Oberarm und Schulter können niedrige bis tendenziell mittlere Korrelationen zwischen dem Beanspruchungsindikator Muskelaktivität und der körperteilbezogenen Beanspruchung ermittelt werden.
- Für den Nacken besitzt die Muskelaktivierung nur eine sehr geringe Indikationsfähigkeit der körperteilbezogenen Beanspruchungen.
- Zwischen dem gewählten Beanspruchungsindikator und dem Beanspruchungsempfinden des Körperteils Rücken besteht kein signifikanter Zusammenhang.

Die Ergebnisse der Korrelationsanalyse lassen den Schluss zu, dass sich der dem hier verwendeten biomechanischen Menschmodell (siehe Kapitel 3.4) bestimmte Beanspruchungsindikator Muskelaktivität für die Indikation von Beanspruchungen der Körperteile Unterarm, Oberarm und Schulter mit der aggregierten Betrachtung beider Gewichte durchaus eignet. Im körpernahen Bereich (BK1, BK4) umfassen die Korrelationskoeffizienten den Wertebereich von $r_{\tau}(16) = .39^*$, $p = .037$ (BK4_UA_X) bis $r_{\tau}(19) = .65^{**}$, $p < .001$ (BK1_OA_Z). Für alle Bewegungen können dabei signifikante Korrelationen aufgezeigt werden. An den körperfernen Bewegungskorrespondenzen BK2 und BK3 sind für einige Grundbewegungen keine signifikanten Korrelationen nachweisbar. Die signifikanten Zusammenhänge umfassen Werte von $r_{\tau}(21) = .41^{**}$, $p = .01$ für die Bewegung BK3_S_Z bis $r_{\tau}(23) = .54^{**}$, $p < .001$ für die Bewegung BK3_S_X.

Damit kann die Forschungsfrage F 3 im Rahmen der hier durchgeführten Studie beantwortet werden. Der Zusammenhang zwischen dem gewähl-

ten Beanspruchungsindikator Muskelaktivität und dem Beanspruchungsempfinden wurde anhand von Korrelationskoeffizienten quantifiziert. Weiterhin wurde im Rahmen der Ergebnisdiskussion die Indikationsfähigkeit des gewählten Beanspruchungsindikators in Hinblick auf die Gesamtbeanspruchung eines Körperteils ausführlich besprochen.

7 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit war es, die bestehenden Grundlagen zur Bewertung und Gestaltung dynamischer Arbeitsformen im Greifraum zu erweitern. Gegenüber den in Kapitel 2 diskutierten Ansätzen zur Betrachtung dieser Arbeitsform im körpernahen Bereich (vgl. Böhlemann, 1996; Kluth, 1996; Müller, 1996; Strasser, 1996b; Strasser & Müller, 1999; Vandenberghe et al., 2010; Vandenberghe et al., 2012; Draicchio et al., 2012; Uy et al., 2013; Qin et al., 2014) kam ein biomechanisches Menschmodell zur Bestimmung der bei der dynamischen Arbeit wirkenden Muskelkräfte zum Einsatz. Damit konnte eine ganzheitliche Betrachtung der auftretenden physiologischen Beanspruchungen, in Form des Beanspruchungsindikators Muskelaktivität, ermöglicht werden. Zur detaillierten Analyse der Beanspruchungssituation bei der dynamischen Arbeit im Greifraum wurde eine körperteilbezogene Betrachtungsweise gewählt (siehe Kapitel 3).

Für den gewählten Forschungsansatz ist die Modellvalidität des verwendeten biomechanischen Menschmodells von zentraler Bedeutung. Mehrere Studien konnten die Validität des Modells in verschiedenen Anwendungsszenarien und für unterschiedliche Fragestellungen bestätigen (vgl. Rasmussen et al., 2007; de Zee et al., 2007; Dubowsky et al., 2008; Rasmussen et al., 2009; Nikooyan et al., 2010; Nimbarte et al., 2013; Günzkofer et al., 2013). Vergleichbare Analysen, wie in dieser Arbeit durchgeführt, sind gegenwärtig jedoch nur bedingt gegeben (vgl. Rasmussen et al., 2003; Wagner et al., 2007; Grujicic et al., 2010; Jochems, 2011; Wu et al., 2012; Koblauch et al., 2013; Nimbarte et al., 2013; Pontonnier et al., 2014; Cutlip et al., 2015). Aus diesem Grund war es erforderlich, ein Außenkriterium zu den errechneten Muskelaktivitäten mit zu erheben. Dafür wurde die Vorgehensweise zur Erhebung des körperteilspezifischen Beanspruchungsempfindens nach der CP50-Skala in Verbindung mit einer Bodymap gewählt. Die Anwendungsfähigkeit dieser Methode für die hier vorliegende Frage-

stellung konnte bereits in vergleichbaren Studien belegt werden (vgl. Drury, 1987; Hartung, 2006; Mergl, 2006; Fritzsche, 2010).

Um eine Vergleichbarkeit der erhobenen Daten zum Beanspruchungsempfinden mit den anhand des biomechanischen Menschmodells bestimmten Muskelaktivierungen zu schaffen, wurden die berechneten Daten transformiert. Zunächst wurden die bestimmten Muskelaktivierungen den zu betrachtenden Körperteilen zugeordnet. Anschließend wurden die zeitdiskreten Muskelaktivierungen in ortsdiskrete Werte überführt und mittels linearer Regressionsmodelle abgebildet. Das konstante Funktionsglied der linearen Regressionsfunktionen wurde dabei als logisches Pendant zu dem erhobenen Beanspruchungsempfinden identifiziert. Mit diesem neuen Ansatz war es erstmals möglich, die errechnete biomechanische Kenngröße den erhobenen Werten zum Beanspruchungsempfinden für einen Vergleich gegenüber zu stellen. Ein Außenkriterium für die berechneten Muskelaktivierungen lag damit vor.

Die eigentliche Fragestellung der Arbeit konnte dann anhand von sieben Forschungsfragen bearbeitet werden. In den Studien 1 (siehe Kapitel 4) und 2 (siehe Kapitel 5) konnten die Beanspruchungswirkungen einer dynamischen Arbeitsform innerhalb des rechten Greifraums bestimmt und Einflussgrößen darauf identifiziert werden. Als dynamische Arbeitsform wurden 24 geradlinige Grundbewegungen der manuellen Montage ausgewählt. Die physiologische Beanspruchungen wurden dabei auf der Ebene der Körperteile Unterarm, Oberarm, Schulter, Nacken und Rücken erhoben sowie mit dem biomechanischen Menschmodell des AnyBody Modeling SystemsTM bestimmt. Darauf aufbauend konnte die dynamische Arbeitsform im Greifraum analysiert und deren Effekte auf die körperteilbezogenen Beanspruchungen anhand der beiden verwendeten Beanspruchungsindikatoren quantifiziert werden. In der Studie 3 (siehe Kapitel 6) wurde im Rahmen der letzten Forschungsfrage die Indikationsfähigkeit des verwendeten Ansatzes der biomechanischen Modellierung für körperteilbezogene Beanspruchungen untersucht.

7.1 Gesamtdiskussion der Ergebnisse der Studien 1 bis 3

Aus den durchgeführten Studien zur Analyse der körperteilbezogenen Beanspruchungen bei dynamischen Arbeitsformen lassen sich, bezogen auf die sieben Forschungsfragen aus Tabelle 2.5, zusammenfassend folgende Erkenntnisse ableiten.

- Bei der betrachteten dynamischen Arbeitsform innerhalb des rechten horizontalen Greifraums treten bei mehreren Grundbewegungen signifikante Beanspruchungsunterschiede zwischen den betrachteten Körperteilen auf. Vor allem in der Schulter treten signifikant höhere Beanspruchungen auf als in den übrigen Körperteilen. Dieses Ergebnis deutet darauf hin, dass eine körperteilbezogene Bewertung der bei dynamischen Arbeitsformen im Greifraum auftretenden Beanspruchungen anzustreben ist. Eine Bewertung der physiologischen Arbeitsplatzgestaltung für eine dynamische Arbeitsform im körpernahen Bereich auf Ganzkörperebene ist aufgrund der großen Anzahl körperteilbezogener Beanspruchungsunterschiede zu vermeiden.
- Die Gestaltungsgröße Bewegungsort besitzt im Rahmen dynamischer Arbeitsformen im Greifraum einen signifikanten Einfluss auf die Höhe der körperteilbezogenen Beanspruchungen. So übt der Ort der Bewegungsausführung innerhalb des rechten Greifraums einen signifikanten Einfluss auf die körperteilbezogene Beanspruchungen mehrerer Körperteile (Unterarm, Schulter, Rücken) aus. Insbesondere körpernahe Bewegungen führen zu niedrigeren Beanspruchungen in den Körperteilen als körperferne. Gerade für die Schulter konnte in beiden Studien eine signifikante Abhängigkeit vom Ort der Bewegung bestimmt werden. Auch körpernahe Bewegungen (Abstand zum Sternum 14 cm) innerhalb Greifraum sind für die Schulter deutlich geringer beanspruchend als körperferne (Abstand zum Sternum 34 cm). Bei der in dieser Studie betrachteten dynamischen Arbeits-

formen scheint die Beanspruchung der Muskulatur der Arme nur bedingt vom Ort der Bewegung abhängig zu sein. Die Ergebnisse deuten auf die Notwendigkeit einer detaillierteren Unterteilung des bestehenden Konzepts zum horizontalen Greifraum bei dynamischen Arbeitsformen hin.

- Die Gestaltungsgröße Bewegungsrichtung besitzt im Rahmen dynamischer Arbeitsformen im Greifraum ebenfalls einen signifikanten Einfluss auf die Höhe der körperteilbezogenen Beanspruchungen der Körperteile Schulter, Nacken und Rücken. Im Rahmen der Ergebnisse zum subjektiven Beanspruchungsempfinden gilt dieses Ergebnis nur für die Handhabung des schweren Montageobjekts 2 (6 kg). Weiterhin führen die Bewegungen innerhalb der Sagittalebene (y-Richtung) zu höheren körperteilbezogenen Beanspruchungen.

Die Ergebnisse der errechneten Muskelaktivierungen deuten im Gegensatz zu den Resultaten zum Beanspruchungsempfinden auf höhere körperteilbezogene Beanspruchungen bei Bewegungen in x-Richtung (Seitwärtsbewegung) und z-Richtung (Aufwärtsbewegung) hin als bei Bewegungen in die y-Richtung. Eine durch beide Studien gestützte vorteilhafte Bewegungsrichtung konnte nicht identifiziert werden. Bei der analysierten dynamische Arbeitsform scheint die Beanspruchung der Muskulatur der Arme nur bedingt von der Richtung der Bewegung abhängig zu sein.

- Der Einfluss des Gewichts übt bei dynamischen Arbeitsformen innerhalb des Greifraums, auch unterhalb zulässiger Grenzen zu den Maximalkräften, einen signifikanten Einfluss auf die körperteilbezogenen Beanspruchungen aus. Bei dem höheren Lastgewicht steigt die Anzahl der Beanspruchungsunterschiede bei beiden Gestaltungsgrößen Bewegungsort und Bewegungsrichtung gegenüber dem leichteren Gewicht an.

- Der Beanspruchungsindikator Muskelaktivität besitzt, übergreifend über alle betrachteten Körperteile, eine sehr niedrige Korrelation zum Beanspruchungsempfinden. Bei der Betrachtung des Zusammenhangs auf Ebene der einzelnen Körperteile ergibt sich ein differenziertes Bild. So können für die Körperteile Unterarm, Oberarm und Schulter niedrige bis tendenziell mittlere Korrelationen zwischen dem Beanspruchungsindikator Muskelaktivität und der körperteilbezogenen Beanspruchungen bestimmt werden. Für den Nacken kann nur ein geringer Zusammenhang ermittelt werden. Zwischen dem gewählten Beanspruchungsindikator und dem Beanspruchungsempfinden des Körperteils Rücken besteht keine signifikante Korrelation.

Die aufgeführten Erkenntnisse der Bewertung der körperteilbezogenen Beanspruchungen anhand der Erhebung des subjektiven Beanspruchungsempfindens und des gewählten Beanspruchungsindikators bilden weitestgehend die Schnittmenge beider angewendeten Verfahren zur Indikation der physiologischen Beanspruchung.

Die Ergebnisse der Studien 1 und 2 beziehen sich auf die Forschungsfragen F 1.1 und F 2.1. Mit den Studien konnte aufgezeigt werden, dass bei der gewählten dynamischen Arbeitsform im Greifraum Unterschiede in den Beanspruchungen zwischen den an den Bewegungen beteiligten Körperteilen auftreten können. In den vorhandenen Grundlagen zur Arbeitsplatzgestaltung ist diese Erkenntnis nicht abgebildet. Die bestehenden Erkenntnisse bezüglich körperteilbezogener Beanspruchungsunterschiede beziehen sich nur auf den allgemeinen Bewegungsraum des Menschen und nicht speziell auf den zentralen Arbeitsbereich (Pangert & Hartmann, 1991; Jäger et al., 1992; Kilbom, 1994; Hignett & McAtamney, 2000; Kee & Karwowski, 2001; Colombini et al., 2002; HVBG, 2003). Die gegebenen Erkenntnisse lassen auch keine körperteilbezogenen Betrachtungen der Belastungs- und Beanspruchungssituation im Greifraum zu. Mit dieser Arbeit konnten nun die körperteilbezogenen Unterschiede in den physiologischen Beanspruchungen im Greifraum, bei der Ausführung einer dynamischen Ar-

beitsform, analysiert werden. Eine umfassendere Betrachtung der körperteilbezogenen Beanspruchungssituation für eine dynamische Arbeitsform als in den vergleichbaren Studien von Böhlemann (1996), Kluth, 1996; Kluth et al., 1996, Müller (1996) sowie Strasser und Ernst (1992), Strasser (1996a, 1996b), Strasser und Müller (1999) war damit erstmals möglich. Insbesondere für den Vergleich der Schulter mit den übrigen Körperteilen konnten signifikant höhere Beanspruchungen der Schulter identifiziert werden. Die Notwendigkeit einer körperteilbezogenen Bewertung der physiologischen Beanspruchungssituation konnte damit aufgezeigt werden.

Die Forschungsfragen F 1.2 und F 2.2 konnten ebenfalls anhand der Ergebnisse der Studie 1 und 2 vollumfänglich bearbeitet werden. Die Studienergebnisse zeigen, dass die Beanspruchungen der an den Bewegungen im Greifraum beteiligten Körperteile maßgeblich vom Ort der Bewegung abhängen. Zwar existieren in den bestehenden Grundlagen durchaus vergleichbare Erkenntnisse (Waters et al., 1993; Hignett & McAtamney, 2000; Kee & Karwowski, 2001). Diese umfassen jedoch nicht eine körperteilbezogene Betrachtungsweise und sind auch nicht auf den Greifraum bezogen. Lediglich die Erkenntnisse aus dem Bereich der statischen Arbeitsformen ermöglichen eine detaillierte Betrachtung des Greifraums hinsichtlich des auftretenden Diskomforts sowie maximaler statischer Aktionskräfte und Aktionsmomente (DIN 33411-3, 1986; DIN 33411-4, 1987; DIN 33411-5, 1999; Davis & Stubbs, 1977a; Davis & Stubbs, 1977b; Davis & Stubbs, 1978; Bullinger & Ilg, 1994). Diese beziehen sich jedoch nicht auf die einzelnen Körperteile. Die von Bullinger und Ilg (1994, S. 206) getroffene Einteilung des Greifraums ist nach den hier erarbeiteten Erkenntnissen für dynamische Arbeitsformen weiter zu untergliedern.

Mit der Bearbeitung der Forschungsfragen F 1.3 und F 2.3 anhand der Ergebnisse der ersten beiden Studien konnte der Einfluss der Richtung von Montagebewegungen innerhalb des Greifraums quantifiziert werden. Eine Berücksichtigung der Bewegungsrichtung, in Form einer Einflussgröße auf die durch die Arbeitsplatzgestaltung bestimmte Beanspruchungssitua-

tion, ist gegenwärtig im Kontext dynamischer Arbeitsformen auch nur bedingt gegeben. Auch diesen Aspekt haben Böhlemann (1996), Kluth, 1996; Kluth et al., 1996, Müller (1996) sowie Strasser und Ernst (1992), Strasser (1996a, 1996b), Strasser und Müller (1999) in ihren Arbeiten mit betrachtet. Die Ergebnisse ihrer Studien beziehen sich jedoch nur auf einige ausgewählte Muskeln und lassen eine ganzheitliche Betrachtung der körperteilbezogenen Beanspruchungssituation nicht zu.

Der Forschungsansatz dieser Arbeit ermöglicht hingegen eine solche ganzheitliche Betrachtung. Anhand des erfassten Beanspruchungsempfindens und der errechneten Muskelaktivitäten ging ein Großteil der an der Bewegung beteiligten Muskeln mit in die Analyse der Beanspruchungswirkung der Bewegungsrichtung mit ein.

Die Ergebnisse der Arbeit zeigen insbesondere eine Abhängigkeit der Beanspruchung der Schulter und des Nackens von der Bewegungsrichtung auf. Die Beanspruchung des Arms scheint von dieser Gestaltungsgröße unabhängig zu sein. Eine entsprechend der Ergebnisse der Studien zu bevorzugende Bewegungsrichtung konnte nicht identifiziert werden. Die Ergebnisse zum Beanspruchungsempfinden und der errechneten Muskelaktivitäten weisen hinsichtlich der zu bevorzugenden Bewegungsrichtung ein differenziertes Bild auf. Eine mögliche Erklärung dafür ist die Indikationsfähigkeit der Muskelaktivierung hinsichtlich der tatsächlich empfundenen Beanspruchungen (siehe Kapitel 6.3).

Die Forschungsfrage F 3 wurde in Studie 3 bearbeitet und diente zur Analyse der Einsatzfähigkeit des verwendeten biomechanischen Menschmodells des AnyBody Modeling Systems™ in Bezug auf arbeitsgestalterische Fragestellungen. In anderen Vergleichsstudien zur Arbeits- und Produktgestaltung konnte das verwendete Modell bereits erfolgreich eingesetzt werden. Mit dieser Arbeit konnte nun ein weiterer Beitrag zur Quantifizierung der Indikationsfähigkeit der mit dem Modell bestimmten biomechanischen Kenngröße für physiologische Beanspruchungen geleistet werden. Da direkt vergleichbare Studien gegenwärtig nicht gegeben sind, ist die

Einordnung der Ergebnisse schwierig. Zieht man die Arbeit von Fritzsche (2010) zum Vergleich heran, ist eine deutlich höhere Indikationsfähigkeit des von ihm verwendeten Indikators Gelenkmoment in Bezug auf den Diskomfort zu erkennen. Jedoch bezieht sich die Arbeit auf ein sehr kleines Probandenkollektiv von $N = 2$. Ebenfalls zeigt die Arbeit von Cutlip et al. (2015) mit dem gewählten Beanspruchungsindikator Gelenkreaktionskraft eine deutlich höhere Korrelation zur Beanspruchung auf. Allerdings werden dabei statische Aktionskräfte betrachtet. Der in dieser Arbeit bestimmte Zusammenhang zwischen der errechneten Kenngröße Muskelaktivität und dem Beanspruchungsempfinden deutet aber darauf hin, dass zur Indikation von körperteilbezogenen Beanspruchungen weitere Faktoren notwendig sind (siehe Kapitel 6.3).

Im Zusammenhang mit der dritten Forschungsfrage stehen auch die Ergebnisse der Datenaggregation und -aufbereitung anhand linearer Regressionsmodelle (siehe zur Methodenbeschreibung Kapitel 5.1.1 und zur Ergebnisdarstellung Kapitel 5.2.1) zur Diskussion.

Mit dem gewählten Vorgehen konnte ein weiterer Validierungsansatz für die errechnete Kenngröße Muskelaktivität erarbeitet werden. Bislang wird diese Ausgabegröße des biomechanischen Menschmodells des AnyBody Modeling SystemTM vorwiegend anhand physiologischer Messgrößen beurteilt, wie z. B. elektromyografische Muskelaktivität (Mirakhorlo, Azghani & Kahrizi, 2013; Pontonnier et al., 2014), Gelenkreaktionskräfte (Rasmussen et al., 2007; Dubowsky et al., 2008; Nikooyan et al., 2010), Bodenreaktionskräfte (Nimbarte et al., 2013) und aufgebrauchte Aktionskräfte (Günzkofer et al., 2013). Wie zuvor bereits erwähnt, sind direkte Vergleiche der Ausgabegrößen des Modells mit der für die Arbeitsplatzgestaltung relevanten Größe Beanspruchung nur bedingt gegeben. Hierbei ist nochmal auf die Ansätze von Cutlip et al. (2014, 2015) und Fritzsche (2010) zu verweisen. Mit dem in dieser Arbeit vorgestellten Ansatz gelingt es erstmals die Ausgabegröße Muskelaktivität mit dem Beanspruchungsempfinden auf Ebene von Körperteilen zu vergleichen. Es bleibt zu prüfen, inwiefern die

in dieser Arbeit angenommene vereinfachte Muskelzuordnung zu den betrachteten Körperteilen auch den tatsächlichen physiologischen Gegebenheiten Rechnung trägt. Nach Lund et al. (2012) kann damit eine Modellvalidierung auf Ebene von Subsystemen sowie auf Ebene des Gesamtsystems durchgeführt werden.

Insgesamt zeigen die Ergebnisse der Studie, dass gerade der Körperteil Schulter bei der betrachteten dynamischen Arbeitsform im rechten horizontalen Greifraum im Vergleich zu den übrigen Körperteilen den höchsten Beanspruchungen ausgesetzt ist. Beide Studien zur Analyse der körperteilbezogenen Beanspruchungen bestätigen dies. Die beiden betrachteten arbeitsplatzgestalterischen Gestaltungsgrößen Bewegungsort und Bewegungsrichtung wirken sich dabei maßgeblich auf die Beanspruchungssituation der Schulter aus.

Weiterhin kann durch die Ergebnisse der Arbeit gezeigt werden, dass das eingesetzte biomechanische Menschmodell im Rahmen der Arbeitsplatzgestaltung eine Erweiterung des bestehenden Methodenrepertoires darstellt. Aufgrund der Modellannahmen ist jedoch eine parallele Erhebung eines Außenkriteriums stets anzuraten. Im Rahmen der Studie hat sich dazu das subjektive Beanspruchungsempfinden bewährt. Anhand der Korrelationsanalyse konnte die Indikationsfähigkeit der mit dem biomechanischen Menschmodell des AnyBody Modeling SystemsTM bestimmten Kenngröße Muskelaktivität bezüglich dem körperteilbezogenen Beanspruchungsempfinden erstmals quantifiziert werden. Zusammengefasst wurden mit dem gewählten Ansatz erstmals systematisch und unter Anwendung eines biomechanischen Menschmodells die Einflussgrößen auf die körperteilbezogenen Beanspruchungen bei dynamischen Arbeitsformen innerhalb des Greifraums analysiert. Damit konnten detaillierte Erkenntnisse zu den physiologischen Auswirkungen von dynamischen Arbeitsformen innerhalb des zentralen Arbeitsbereichs gewonnen werden. Im Ergebnis der Arbeit steht ebenfalls eine detailliertere Untergliederung des von Bullinger und Ilg (1994, S. 206) vorgeschlagenen Konzepts zum Greifraum. Außerdem

wurde ein Ansatz zum Vergleich der errechneten biomechanischen Kenngröße mit dem körperteilbezogenen Beanspruchungsempfinden erarbeitet. Damit konnte ein Beitrag zur Einordnung der Einsatzfähigkeit des verwendeten biomechanischen Menschmodells im Rahmen arbeitsgestalterischer Fragestellungen geleistet werden.

7.2 Gestaltungsempfehlung für dynamische Arbeitsformen im Greifraum

Die Ergebnisse der Analyse einer dynamischen Arbeitsform innerhalb des rechten horizontalen Greifraums weisen deutlich auf den Einfluss der Größen Bewegungsordinate, Bewegungsrichtung und Montagegewicht auf die Beanspruchungssituation hin. Es zeigt sich, dass bereits bei der Handhabung des leichten Gewichts innerhalb des Greifraums signifikante Unterschiede in den Muskelaktivierungen der einzelnen Körperteile auftreten. Mit beiden Verfahren zur Analyse der körperlichen Beanspruchungen konnte der daraus resultierende Effekt auf die physiologischen Beanspruchungen, insbesondere im Arm-Schulter-Bereich, darlegt werden.

Die gegenwärtig verfügbare Definition des Greifraums ist nach den hier gewonnenen Erkenntnissen zu hinterfragen. Die Ergebnisse der Studien zeigen, dass in Abhängigkeit der Grundbewegungen die betrachteten Körperteile unterschiedlich stark beansprucht werden. Daraus können lokale Ermüdungen der an den Bewegungen beteiligten Muskeln resultieren und ein entsprechender Diskomfort bei der Bewegungsausführung. Das kann Schonhaltungen und eine nachteilige Bewegungsausführung zur Folge haben. Es wird eine detailliertere Betrachtung des Greifraums vorgeschlagen.

Der Greifraum legt den zu bevorzugenden Arbeitsbereich fest (vgl. Bullinger & Ilg, 1994, S. 206; DIN EN ISO 14378:2009; Merkel & Schmauder, 2012, S. 34 ff.). Im Rahmen der Arbeitsgestaltung werden Tätigkeiten innerhalb dieser Zone mit geringsten Belastungen und Beanspruchungen verbunden (siehe Kapitel 2.3). Eine weiterführende differenzierte Betrachtung

tung dieses Bereichs existiert bisher bedingt (vgl. Böhlemann, 1996; Kluth, 1996; Strasser, 1996a; Strasser & Müller, 1999). Bestehende Untersuchungen lassen zwar die Notwendigkeit einer weiteren Untergliederung erkennen, konkrete Vorgaben werden darin jedoch nur vereinzelt gegeben.

Die Ergebnisse der hier durchgeführten biomechanischen Bewertung des Greifraums ermöglichen jetzt eine detailliertere Betrachtung dieses zentralen Elements der Arbeitsplatzgestaltung. Die Grundlagen dafür bilden insbesondere die Ergebnisse der Studien 1 und 2. Die Resultate zeigen für beide Montagegewichte einen signifikanten Unterschied in den Beanspruchungsempfinden bzw. Muskelaktivierungen im Körperteil Schulter zwischen den körperfernen (BK2, BK3) und körpernahen (BK1, BK4) Bereich. Weiterhin zeigen die Ergebnisse signifikante Unterschiede in den Beanspruchungsempfinden bzw. Muskelaktivierungen im Körperteil Schulter für verschiedene Bewegungsrichtungen zwischen dem körperfernen (BK2, BK3) und körpernahen (BK1, BK4) Bereich.

Mit der Einführung von zwei neuen Zonen in den Greifraum können diese Ergebnisse in die praktische Arbeitsgestaltung direkt übertragen werden. In Abbildung 7.1 ist deren Integration in den Greifraum zu sehen. Die bisherigen Bereiche Arbeitszentrum (Zone ①), erweitertes Arbeitszentrum (Zone ②), Einhandbereich (Zone ③) sowie der äußere Greifbereich (Zone ④) werden damit unter beanspruchungsbezogenen Aspekten systematisch erweitert. Zone ④ kennzeichnet darin den Bereich, in dem es für den Körperteil Schulter zu signifikant geringeren Muskelaktivierungen kommt als in Zone ③. Bei der Gestaltung von Arbeitsplätzen sollten insofern alle Tätigkeiten möglichst körpernah ausgeführt werden.

Das im bisherigen Greifraumkonzept als besonders vorteilhaft definierte Arbeitszentrum (Zone ① und Zone ②) ist im Hinblick auf diese Erkenntnisse weiter zu unterteilen. Damit gelingt es, im Rahmen der Gestaltung von Arbeitsplätzen den Körperteil Schulter signifikant zu entlasten und folglich die physiologische Beanspruchungssituation zu optimieren. Bei den übrigen Körperteilen der oberen Extremitäten ist nur im Einzelfall

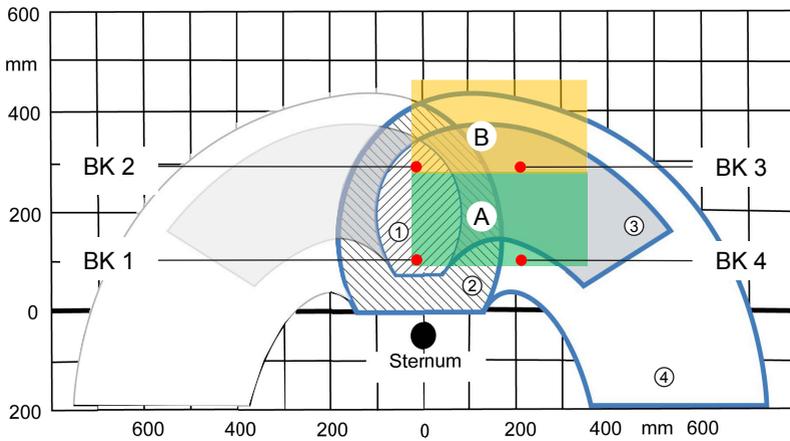


Abb. 7.1: Detailliertere Untergliederung des Greifraums für das Körperteil Schulter für die Gewichte M1 und M2

von einem signifikanten Einfluss des Bewegungsortes auf die Muskelaktivierung auszugehen. Somit trägt eine Minimierung der Muskelaktivierung bzw. des Beanspruchungsempfindens der Schulter zu einer Minimierung der physiologischen Beanspruchung der gesamten oberen Extremitäten bei. Mit dieser neu gewonnenen Erkenntnis lässt sich die Arbeitsplatzgestaltung für dynamische Arbeitsformen im körpernahen Bereich physiologisch effizienter ausrichten.

8 Ausblick

Mit der systematischen Analyse einer dynamischen Arbeitsform innerhalb des Greifraumes ist ein Beitrag zur detaillierteren Bewertung der Arbeitsplatzgestaltung geleistet worden. Auf der Ebene einer Grundbewegung konnten anhand der Kenngröße Muskelaktivität erstmals körperteilbezogene Beanspruchungen indiziert werden. Es zeigte sich, dass der gewählte Beanspruchungsindikator für die Körperteile Unterarm, Oberarm und Schulter eine niedrige bis tendenziell mittlere Korrelationen mit der empfundenen physischen Beanspruchung aufweist. Aus den Ergebnissen konnte die Notwendigkeit der Detaillierung des Greifraums abgeleitet werden. Für die Methodengestaltung konnte des Weiteren die Kenngröße Bewegungsrichtung einer ergonomischen Bewertung zugeführt werden. Weiterhin wurde mit der Vorgehensweise zur Datenaufbereitung und -aggregation ein neuer Validierungsansatz für das verwendete biomechanische Menschmodell des AnyBody Modeling SystemsTM umgesetzt. Zu klären bleibt, ob dieser Ansatz auch für komplexere Bewegungsfolgen anwendbar ist.

In zukünftigen Forschungsarbeiten sollten weitere Analysen der anhand biomechanischen Menschmodelle ermittelbaren physiologischen Kenngrößen erfolgen. So hat Fritzsche (2010) bereits mit seiner Arbeit einen ersten Beitrag zur Analyse des Einflusses des wirkenden Gelenkmoments auf den Diskomfort geleistet. Der Zusammenhang zwischen dem Indikator Muskelaktivität und den Gelenkmomenten wurde weiterhin von Mühlstedt (2012) untersucht. Mit dieser Arbeit wurde der Beitrag der Muskelaktivierungen zum Beanspruchungsempfinden erforscht. In den nächsten Schritten sollten die Resultate der bestehenden Arbeiten systematisiert, erweitert und in ein Prognosemodell zur Indikation von Beanspruchungen überführt werden. Es ist anzunehmen, dass die körperteilbezogenen Beanspruchungen anhand einer Kombination der Beanspruchungsindikatoren Gelenkmomente und Muskelaktivierungen besser vorausgesagt werden können. Beide

Größen lassen sich mit dem in der Arbeit verwendeten biomechanischen Menschmodell zuverlässig ermitteln.

Die Resultate der biomechanischen Betrachtung manueller Montageprozesse zeigen das Potential biomechanischer Menschmodelle auf. Trotz ihres Modellcharakters und den damit verbundenen Einschränkungen in der Validität ist deren Prognosefähigkeit für physische Beanspruchungen gegeben. Die Verfahren gestatten einen detaillierten Einblick in die Wirkmechanismen des menschlichen Muskel-Skelett-Systems, der mit dem sonstigen Methodenrepertoire der Arbeitswissenschaft nicht möglich ist. So kann durch den Einsatz biomechanischer Menschmodelle ein Beitrag zur Weiterentwicklung der bestehenden ergonomischen Bewertungsverfahren geleistet werden. Die vorliegende Arbeit zeigt dabei exemplarisch einen potentiellen Entwicklungstrend auf. Zu untersuchen bleibt, welcher Beitrag damit zur Reduktion arbeitsbedingter Muskel-Skelett-Erkrankungen tatsächlich geleistet werden kann.

Ein großes Anwendungsgebiet der biomechanischen Modellierung ist auch im Kontext individualisierter, adaptiver Arbeitssysteme zu sehen. Anhand der hier vorgestellten Vorgehensweise zur funktionellen Beschreibung eines Beanspruchungsindikators können echtzeitfähige Aussagen zur Beanspruchungssituation auf Ganzkörper- oder auf Körperteilebene abgeleitet werden (Graichen, Stein & Deml, 2015). Mit diesen Informationen könnten dann, entsprechend der individuellen physischen Disposition (vgl. Schlick et al., 2010, S. 88), Anpassungsmaßnahmen in der Arbeitsplatz- oder Methodengestaltung vorgenommen werden. In Echtzeit können dadurch gezielte Maßnahmen zur Entlastung umgesetzt werden.

9 Literaturverzeichnis

- Andersen, K. S., Christensen, B. H., Samani, A. & Madeleine, P. (2014). Between-day reliability of a hand-held dynamometer and surface electromyography recordings during isometric submaximal contractions in different shoulder positions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(5), 579–587.
- Andersen, M. S., Damsgaard, M., MacWilliams, B. & Rasmussen, J. (2010). A computationally efficient optimisation-based method for parameter identification of kinematically determinate and over-determinate biomechanical systems. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(2), 171–183.
- Annegarn, J., Rasmussen, J., Savelberg, H., Verdijk, L. & Meijer, K. (2006). *Scaling strength in human simulation models final version*.
- BMAS. (2013). *Bericht Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit 2012: Unfallverhütungsbericht Arbeit*. Dortmund, Berlin, Dresden.
- BMAS. (2014). *Bericht Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit 2013: Unfallverhütungsbericht Arbeit*. Dortmund, Berlin, Dresden.
- BMBF. (2012). *Bundesbericht Forschung und Innovation 2012*.
- BMBF. (2014). *Bundesbericht Forschung und Innovation 2014*.
- Böhlemann, J. (1996). Beanspruchungsanalyse typischer manueller Bewegungselemente. In H. Strasser (Hrsg.), *Beanspruchungsgerechte Planung und Gestaltung manueller Tätigkeiten* (S. 111–135). Landsberg/Lech: Ecomed.
- Bokranz, R. & Landau, K. (2011a). *Handbuch Industrial Engineering: Produktivitätsmanagement mit MTM: Band 1* (2., überarbeitete Aufl.). Stuttgart: Schäffer-Poeschel.

- Bokranz, R. & Landau, K. (2011b). *Handbuch Industrial Engineering: Produktivitätsmanagement mit MTM: Band 2* (2., überarbeitete Aufl.). Stuttgart: Schäffer-Poeschel.
- Bortz, J. (2005). *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler: Mit 242 Tabellen* (6., vollst. überarb. und aktualisierte Aufl.). Berlin and Heidelberg and New York: Springer.
- Brookham, R. L., Wong, J. M. & Dickerson, C. R. (2010). Upper limb posture and submaximal hand tasks influence shoulder muscle activity. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(3), 337–344.
- Bruder, R. (1993). *Entwicklung eines wissensbasierten Systems zur belastungsanalytisch unterscheidbaren Erholungszeit*. Düsseldorf: VDI-Verlag.
- Bruno Garza, J. L., Eijkelhof, B. H., Huysmans, M. A., Johnson, P. W., van Dieen, J. H., Catalano, P. J., Katz, J. N., van der Beek, A. J. & Dennerlein, J. T. (2014). Prediction of trapezius muscle activity and shoulder, head, neck, and torso postures during computer use: results of a field study. *BMC musculoskeletal disorders*, 15, 292.
- Bubb, H. & Fritzsche, F. (2009). A Scientific Perspective of Digital Human Models: Past, Present, and Future. In V. G. Duffy (Hrsg.), *Handbook of digital human modeling*. Boca Raton: CRC Press.
- Bühner, M. & Ziegler, M. (2008). *Statistik für Psychologen und Sozialwissenschaftler*. München [u.a.]: Pearson.
- Bullinger, H.-J. & Ilg, R. (1994). *Ergonomie: Produkt- und Arbeitsplatzgestaltung ; mit 342 Bildern*. Stuttgart: Teubner.
- Caffier, G., Liebers, F. & Steinberg, U. (1999). *Praxisorientiertes Methodeninventar zur Belastungs- und Beanspruchungsbeurteilung im Zusammenhang mit arbeitsbedingten Muskel-Skelett-Erkrankungen* (Bd. 850). Bremerhaven: Wirtschaftsverl. NW, Verl. für Neue Wiss.

- Chaffin, D. B. (1997). Development of computerized human static strength simulation model for job design. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 7(4), 305–322.
- Chao, Edmund Y S, Armiger, R. S., Yoshida, H., Lim, J. & Haraguchi, N. (2007). Virtual Interactive Musculoskeletal System (VIMS) in orthopaedic research, education and clinical patient care. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 2, 2.
- Chapman, A. E. (2008). *Biomechanical analysis of fundamental human movements*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Chopp, J. N., Fischer, S. L. & Dickerson, C. R. (2010). The impact of work configuration, target angle and hand force direction on upper extremity muscle activity during sub-maximal overhead work. *Ergonomics*, 53(1), 83–91.
- Ciriello, V. M., Snook, S. H., Blick, A. C. & Wilkinson, P. L. (1990). The effects of task duration on psychophysically-determined maximum acceptable weights and forces. *Ergonomics*, 33(2), 187–200.
- Colombini, D., Occhipinti, E. & Grieco, A. (2002). *Risk assessment and management of repetitive movements and exertions of upper limbs: Job analysis, Ocrs risk indices, prevention strategies, and design principles* (Bd. vol. 2). Amsterdam and Boston: Elsevier.
- Corlett, E. N. & Bishop, R. P. (1976). A technique for assessing postural discomfort. *Ergonomics*, 19(2), 175–182.
- Cutlip, K., Nimbarte, A. D., Ning, X. & Jaridi, M. (2014). A Biomechanical Strain Index to Evaluate Shoulder Stress. In Y. Guan & H. Liao (Hrsg.), *Proceedings of the 2014 Industrial and Systems Engineering Research Conference*.

- Cutlip, K., Nimbarte, S., Chowdhury, S. & Jaridi, M. (2015). Evaluation of Shoulder Stability During Forceful Arm Exertions. *Industrial and Systems Engineering Review*, 3(1).
- Damsgaard, M., Rasmussen, J. & Christensen, S. T. (2000). Bi-articular muscles as optimum force providers. In P. J. Prendergast, T. C. Lee & A. J. Carr (Hrsg.), *Proceedings of the 12th Conference of the European Society of Biomechanics* (S. 1). Dublin, Ireland: Royal Academy of Medicine in Ireland.
- Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E. & de Zee, M. (2006). Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 14(8), 1100–1111.
- Davis, P. R. & Stubbs, D. A. (1977a). Safe levels of manual forces for young males (1). *Applied Ergonomics*, 8(3), 141–150.
- Davis, P. R. & Stubbs, D. A. (1977b). Safe levels of manual forces for young males (2). *Applied Ergonomics*, 8(4), 219–228.
- Davis, P. R. & Stubbs, D. A. (1978). Safe levels of manual forces for young males (3). *Applied Ergonomics*, 9(1), 33–37.
- Davis III, Roy B., Õunpuu, S., Tyburski, D. & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5), 575–587.
- de Zee, M., Hansen, L., Wong, C., Rasmussen, J. & Simonsen, E. B. (2007). A generic detailed rigid-body lumbar spine model. *Journal of Biomechanics*, 40(6), 1219–1227.
- de Zee, M., Lund, M. E., Schwartz, C., Olesen, C. G. & Rasmussen, J. (2010). Validation of musculoskeletal models: the importance of trend validations. In Katholieke Universiteit Leuven, Divisi-

- on of Biomechanics and Engineering Design (Hrsg.), *Symposium on Human Movement Analysis and Simulation*.
- de Zee, M. & Rasmussen, J. (2009). Using Musculoskeletal Modeling for Estimating the Most Important Muscular Output – Force. In N. Magnenat-Thalmann (Hrsg.), *Modelling the physiological human* (Bd. 5903, S. 62–70). Berlin: Springer.
- Delp, S. L. & Loan, J. P. (2000). A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement. *Computing in Science & Engineering*, 2(5), 46–55.
- Dennerlein, J. T. & Johnson, P. W. (2006). Changes in upper extremity biomechanics across different mouse positions in a computer workstation. *Ergonomics*, 49(14), 1456–1469.
- DIN 33402-1. (2008). *Ergonomie – Körpermaße des Menschen – Teil 1: Begriffe, Messverfahren*. Berlin: Beuth Verlag GmbH.
- DIN 33402-2. (2005). *Ergonomie - Körpermaße des Menschen - Teil 2: Werte*. Berlin: Beuth Verlag GmbH.
- DIN 33402-3. (1984). *Körpermaße des Menschen - Bewegungsraum bei verschiedenen Grundstellungen und Bewegungen*. Berlin: Beuth Verlag GmbH.
- DIN 33406. (1988). *Arbeitsplatzmaße im Produktionsbereich - Begriffe, Arbeitsplatztypen, Arbeitsplatzmaße*. Berlin.
- DIN 33411-1. (1982). *Körperkräfte des Menschen - Begriffe, Zusammenhänge, Bestimmungsgrößen*. Berlin: Beuth Verlag GmbH.
- DIN 33411-3. (1986). *Körperkräfte des Menschen Maximal erreichbare statische Aktionsmomente männlicher Arbeitspersonen an Handrädern*. Berlin: Beuth Verlag GmbH.

- DIN 33411-4. (1987). *Körperkräfte des Menschen Maximale statische Aktionskräfte (Isodynem)*. Berlin: Beuth Verlag GmbH.
- DIN 33411-5. (1999). *Körperkräfte des Menschen Teil 5: Maximale statische Aktionskräfte, Werte*. Berlin: Beuth Verlag GmbH.
- DIN EN 1005-2. (2008). *Sicherheit von Maschinen – Menschliche körperliche Leistung – Teil 2: Manuelle Handhabung von Gegenständen in Verbindung mit Maschinen und Maschinenteilen*. Berlin: Beuth Verlag GmbH.
- DIN EN 1005-3. (2002). *Sicherheit von Maschinen – Menschliche körperliche Leistung – Teil 3: Empfohlene Kraftgrenzen bei Maschinenbetätigung*. Berlin: Beuth Verlag GmbH.
- DIN EN 1005-4. (2005). *Sicherheit von Maschinen – Menschliche körperliche Leistung – Teil 4: Bewertung von Körperhaltungen und Bewegungen bei der Arbeit an Maschinen*. Berlin: Beuth Verlag GmbH.
- DIN EN 1005-5. (2007). *Sicherheit von Maschinen – Menschliche körperliche Leistung – Teil 5: Risikobeurteilung für kurzzyklische Tätigkeiten bei hohen Handhabungsfrequenzen*. Berlin: Beuth Verlag GmbH.
- DIN EN 894-2. (2008). *Sicherheit von Maschinen – Ergonomische Anforderungen an die Gestaltung von Anzeigen und Stellteilen – Teil 2: Anzeigen*. Berlin: Beuth Verlag GmbH.
- DIN EN ISO 14738. (2009). *Sicherheit von Maschinen – Anthropometrische Anforderungen an die Gestaltung von Maschinenarbeitsplätzen*. Berlin: Beuth Verlag GmbH.
- DIN EN ISO 7250-1. (2010). *Wesentliche Maße des menschlichen Körpers für die technische Gestaltung – Teil 1: Körpermaßdefinitionen und -messpunkte*. Berlin: Beuth Verlag GmbH.

- DIN EN ISO 7250-2. (2013). *Wesentliche Maße des menschlichen Körpers für die technische Gestaltung – Teil 2: Anthropometrische Datenbanken einzelner nationaler Bevölkerungen*. Berlin: Beuth Verlag GmbH.
- Draicchio, F., Trebbi, M., Mari, S., Forzano, F., Serrao, M., Sicklinger, A., Silveti, A., Iavicoli, S. & Ranavolo, A. (2012). Biomechanical evaluation of supermarket cashiers before and after a redesign of the checkout counter. *Ergonomics*, 55(6), 650–669.
- Drury, C. G. (1987). A biomechanical evaluation of the repetitive motion injury potential of industrial jobs. *Seminars in Occupational Medicine*, 2(1), 41–49.
- Dubowsky, S. R., Rasmussen, J., Sisto, S. A. & Langrana, N. A. (2008). Validation of a musculoskeletal model of wheelchair propulsion and its application to minimizing shoulder joint forces. *Journal of Biomechanics*, 41(14), 2981–2988.
- Elfeituri, F. E. (2001). A Biomechanical Analysis of Manual Lifting Tasks Performed in Restricted Workspaces. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 7(3), 333–346.
- Ellegast, R. (2011). *4. Fachgespräch Ergonomie 2010* (Bde. 2011,6, Oktober 2011 Aufl.). St. Augustin: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung, Institut für Arbeitsschutz.
- Engstler, F. (2012). *Perzentilierung maximaler Gelenkmomente des Menschen: Techn. Univ., Diss.–München, 2012*. München: Verl. Dr. Hut.
- Field, A. P. (2009). *Discovering statistics using IBM SPSS statistics: And sex and drugs and rock 'n' roll* (4. Aufl.).
- Fischer, S. L., Wells, R. P. & Dickerson, C. R. (2009). The effect of added degrees of freedom and handle type on upper limb muscle activity during simulated hand tool use. *Ergonomics*, 52(1), 25–35.

- Fritzsche, F. (2010). *Kraft- und haltungsabhängiger Diskomfort unter Bewegung – berechnet mit Hilfe eines digitalen Menschmodells: Techn. Univ., Diss.–München, 2010*. München.
- Garg, A. & Kapellusch, J. M. (2009). Applications of biomechanics for prevention of work-related musculoskeletal disorders. *Ergonomics*, 52(1), 36–59.
- Gilbreth, F. B. & Gilbreth, L. M. (1917). *Applied motion study: A collection of papers on the efficient method to industrial preparedness*. New York: MacMillan.
- Graichen, S. & Deml, B. (2014). Ein Beitrag zur Validierung biomechanischer Menschmodelle. In M. Jäger (Hrsg.), *Gestaltung der Arbeitswelt der Zukunft* (Bd. 2014, S. 369–371). Dortmund: GfA-Press.
- Graichen, S., Stein, T. & Deml, B. (2015). Adaptive Workplace Design Based on Biomechanical Stress Curves. In C. Brecher (Hrsg.), *Lecture Notes in Production Engineering* (S. 175–183). Cham, Heidelberg, New York, Dodrecht, London: Springer Verlag.
- Graichen, S., Stein, T., Neff, C., Hoffmann, M. & Deml, B. (2015). Biomechanische Analyse manueller Montageprozesse. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 69(2), 105–112.
- Grap, R. (1992). *Neue Formen der Arbeitsorganisation für die Stahlindustrie* (Bd. Bd. 4). Aachen: Verl. der Augustinus-Buchh.
- Grujicic, M., Pandurangan, B., Xie, X., Gramopadhye, A. K., Wagner, D. & Ozen, M. (2010). Musculoskeletal computational analysis of the influence of car-seat design/adjustments on long-distance driving fatigue. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(3), 345–355.
- Günzkofer, F. (2013). *Elbow strength modelling for digital human models: Techn. Univ., Diss.–München, 2013*. München: Dr. Hut.

- Günzkofer, F., Bubb, H. & Bengler, K. (2013). The validity of maximum force predictions based on single-joint torque measurements. In *2nd International Digital Human Modeling Symposium*.
- Hacker, W. (1998). *Allgemeine Arbeitspsychologie: Psychische Regulation von Arbeitstätigkeiten* (Bd. Nr. 58, 1. Aufl.). Bern: H. Huber.
- Hacker, W. (2014). *Allgemeine Arbeitspsychologie: Psychische Regulation von Tätigkeiten* (3., vollst. überarb. Aufl.). Göttingen: Hogrefe.
- Hanson, L. (2000). Computerized Tools for Human Simulation and Ergonomic Evaluation of car Interiors. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 44(38), 836–839.
- Happee, R. (1994). Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied to goal directed movements. *Journal of Biomechanics*, 27(7), 953–960.
- Härtel, T. & Hermsdorf, H. (2006). Biomechanical modelling and simulation of human body by means of DYNAMICUS. *Journal of Biomechanics*, 39, S549.
- Hartmann, B., Spallek, M. & Ellegast, R. P. (2013). *Arbeitsbezogene Muskel-Skelett-Erkrankungen: Ursachen, Prävention, Ergonomie, Rehabilitation*. Heidelberg and München and Landsberg and Frechen and Hamburg: ecomed Medizin.
- Hartung, J. (2006). *Objektivierung des statischen Sitzkomforts auf Fahrzeugsitzen durch die Kontaktkräfte zwischen Mensch und Sitz: Techn. Univ., Diss.–München, 2006*. München.
- Hignett, S. & McAtamney, L. (2000). Rapid Entire Body Assessment (REBA). *Applied Ergonomics*, 31(2), 201–205.

- Hill, A. V. (1938). The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, 126(843), 136–195.
- Hoehne-Hückstädt, U. (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* (Bde. 2007,2, 1. Aufl.). Hannover and Sankt Augustin: Technische Informationsbibliothek u. Universitätsbibliothek and HVBG.
- HVBG. (2003). *BK-Report 2/2003: Wirbelsäulenerkrankungen (BK-Nrn. 2108 bis 2110)* (Bd. 2/03). Sankt Augustin: HVBG, Hauptverband der Gewerblichen Berufsgenossenschaften.
- Input Devices and Music Interaction Laboratory. (2010). *Plug-in-gait Marker Placement*.
- Jäger, M. & Luttmann, A. (1989). Biomechanical analysis and assessment of lumbar stress during load lifting using a dynamic 19-segment human model. *Ergonomics*, 32(1), 93–112.
- Jäger, M., Luttmann, A. & Laurig, W. (1992). Ein computergestütztes Werkzeug zur biomechanischen Analyse der Belastung der Wirbelsäule bei Lastenmanipulation: "Der Dortmunder". *Medizinisch-Orthopädische Technik*, 112, 305–309.
- Jochems, N. (2011). *Abschlussbericht Förderpreis "Alter und Arbeit" der Marie-Luise und Ernst Becker Stiftung: Altersdifferenzierte Arbeitsplatzgestaltung auf Basis digitaler Menschmodelle Integration altersassoziierter physiologischer Leistungsparameter in das AnyBody Menschmodell*.

- Jung, M., Cho, H., Roh, T. & Lee, K. (2009). Integrated Framework for Vehicle Interior Design Using Digital Human Model. *Journal of Computer Science and Technology*, 24(6), 1149-1161.
- Karhu, O., Härkönen, R., Sorvali, P. & Vepsäläinen, P. (1981). Observing working postures in industry: Examples of OWAS application. *Applied Ergonomics*, 12(1), 13–17.
- Kee, D. & Karwowski, W. (2001). LUBA: an assessment technique for postural loading on the upper body based on joint motion discomfort and maximum holding time. *Applied Ergonomics*, 32(4), 357–366.
- Kilbom, Å. (1994). Repetitive work of the upper extremity: Part I—Guidelines for the practitioner. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 14(1-2), 51–57.
- Kluth, K. (1996). *Physiologische Kosten repetitiver Bewegungen an planzeitorientierten Montagearbeitsplätzen mit sitzender Tätigkeitsausführung*. Siegen: Höpner und Göttert.
- Kluth, K., Böhlemann, J. & Strasser, H. (1996). Beanspruchung des Hand-Arm-Schulter-Systems in Abhängigkeit von Arbeitsgeschwindigkeit, Arbeitsfeld und Umlaufrichtung. In H. Strasser (Hrsg.), *Beanspruchungsgerechte Planung und Gestaltung manueller Tätigkeiten* (S. 83–110). Landsberg/Lech: Ecomed.
- Koblauch, H., Bern, S., Brauer, C., Mikkelsen, S., de Zee, M., Thygesen, L. C., Helweg-Larsen, K., Alkjaer, T. & Andersen, M. S. (2013). Lumbar load in common work tasks for airport baggage handlers - a 3D dynamic analysis. In International Society of Biomechanics (Hrsg.), *Proceedings of XXIV Congress of the International Society of Biomechanics*.
- Krist, R. (1994). *Modellierung des Sitzkomforts: Eine experimentelle Studie*. Weiden: Schuch.

- Kubitscheck, S. & Kirchner, J.-H. (2013). Kleines Handbuch der praktischen Arbeitsgestaltung: Grundsätzliches, Gestaltungshinweise, Gesetze, Vorschriften und Regelwerke, weiterführende Literatur. *Kleines Handbuch der praktischen Arbeitsgestaltung*.
- Kummer, B. (2005). *Biomechanik: Form und Funktion des Bewegungsapparates ; mit 3 Tabellen*. Köln: Dt. Ärzte-Verl.
- Landau, K. (2007). *Altersmanagement als betriebliche Herausforderung* (2. Aufl.). Stuttgart: Ergonomia.
- LEE, Y.-H. & CHEN, Y.-L. (1995). Comparative analysis of the workload in seated and standing horizontal submaximal lifting tasks. *Ergonomics*, 38(9), 1859–1866.
- Leonhart, R. (2009). *Lehrbuch Statistik: [Einstieg und Vertiefung]* (2., überarb. und erw. Aufl.). Bern: Huber.
- Lotter, B. (1992). *Wirtschaftliche Montage: Ein Handbuch für Elektrogerätebau und Feinwerktechnik* (2., erw. Aufl.). Düsseldorf: VDI-Verl.
- Louhevaara, V. & Suurnakki, T. (1992). *OWAS: A method for the evaluation of postural load during work* (Bd. 11, überarb. Aufl.). Helsinki: Institute of Occupational Health, Centre for Occupational Safety.
- Luczak, H. (1998). *Arbeitswissenschaft* (2., vollst. neubearb. Aufl.). Berlin: Springer.
- Luczak, H., Kabel, T. & Licht, T. (2006). Task design and motivation. In G. Salvendy (Hrsg.), *Handbook of human factors and ergonomics*. Hoboken, N.J: John Wiley.
- Luczak, H., Müller, T. & Rötting, R. (1989). *Arbeitswissenschaft: Kerndefinition, Gegenstandskatalog, Forschungsgebiete*. Eschborn and Köln: RKW-Verlag and Verlag TÜV Rheinland.

- Lund, M. E., Andersen, M. S., de Zee, M. & Rasmussen, J. (2011). Functional Scaling of Musculoskeletal Models. In L. Chen (Hrsg.), *2011 IEEE International Conference on Systems Biology (ISB)*. Piscataway, NJ: IEEE.
- Lund, M. E., Andersen, M. S., de Zee, M. & Rasmussen, J. (2015). Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials. *International Biomechanics*, 2(1), 1–11.
- Lund, M. E., de Zee, M., Andersen, M. S. & Rasmussen, J. (2012). On Validation of multibody musculoskeletal models. *Journal of Engineering in Medicine*, 226(2), 82–94.
- Martin, H. (1994). *Grundlagen der menschengerechten Arbeitsgestaltung: Handbuch für die betriebliche Praxis*. Köln and [Vienna]: Bund-Verlag and Verlag des Österreichischen Gewerkschaftsbundes.
- McAtamney, L. & Corlett, N. E. (1993). RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied Ergonomics*, 24(2), 91–99.
- McGorry, R., Dempsey, P. & O'Brien, N. (2004). The effect of workstation and task variables on forces applied during simulated meat cutting. *Ergonomics*, 47(15), 1640–1656.
- Mergl, C. (2006). *Entwicklung eines Verfahrens zur Optimierung des Sitzkomforts auf Automobilsitzen: Techn. Univ., Diss.–München, 2006*. München.
- Merkel, T. & Schmauder, M. (2012). *Ergonomisch und normgerecht konstruieren: Handlungsleitfaden zur Anwendung von Richtlinien und Normen in der ergonomischen Produktgestaltung* (1. Aufl.). Berlin and Wien and Zürich: Beuth Verlag GmbH.

- Mirakhorlo, M., Azghani, M. R. & Kahrizi, S. (2013). Validation of a musculoskeletal model of Lifting and its application for biomechanical evaluation of lifting techniques. *Journal of Research in Health Sciences*, 14(1).
- Mital, A., Nicholson, A. S. & Ayoub, M. M. (1997). *A guide to manual materials handling* (2. Aufl.). London and Washington, D.C: Taylor & Francis.
- Mühlstedt, J. (2012). *Entwicklung eines Modells dynamisch-muskulärer Arbeitsbeanspruchungen auf Basis digitaler Menschmodelle*. Chemnitz: Universitätsverlag Chemnitz.
- Müller, K.-W. (1996). Bewegungstechnische Arbeitsgestaltung und lokale Muskelbeanspruchung. In H. Strasser (Hrsg.), *Beanspruchungsgerechte Planung und Gestaltung manueller Tätigkeiten* (S. 83–110). Landsberg/Lech: Ecomed.
- Müller, K.-W., Ernst, J. & Strasser, H. (1988). Eine Methode zur Fraktionierung der elektromyographischen Aktivität bei Beanspruchungsanalysen von repetitiven Tätigkeiten. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 42(3), 147–153.
- Nikooyan, A. A., Veeger, H. E. J., Westerhoff, P., Graichen, F., Bergmann, G. & Van Der Helm, F. C. T. (2010). Validation of the Delft Shoulder and Elbow Model using in-vivo glenohumeral joint contact forces. *Journal of Biomechanics*, 43(15), 3007–3014.
- Nimbarte, A. D., Sun, Y., Jaridi, M. & Hsiao, H. (2013). Biomechanical loading of the shoulder complex and lumbosacral joints during dynamic cart pushing task. *Applied Ergonomics*, 44(5), 841–849.
- Pangert, R. & Hartmann, H. (1991). Epidemiologische Bestimmung der kritischen Belastungen der Lendenwirbelsäule beim Heben von Las-

- ten. *ZENTRALBLATT FÜR ARBEITSMEDIZIN, ARBEITSSCHUTZ UND ERGONOMIE.: mit Beiträgen zur Umweltmedizin.*, 41.
- Pankoke, S. & Siefert, A. (2007). *Virtual Simulation of Static and Dynamic Seating Comfort in the Development Process of Automobiles and Automotive Seats: Application of Finite-Element-Occupant-Model CA-SIMIR*. Warrendale, PA: SAE International.
- Paul, G. (2002). *Ein Beitrag zur Methode der ergonomischen Beurteilung des Einstiegs ausgewählter Nutzfahrzeuge*. Aachen: Shaker.
- Pontonnier, C., de Zee, M., Samani, A., Dumont, G. & Madeleine, P. (2014). Strengths and limitations of a musculoskeletal model for an analysis of simulated meat cutting tasks. *Applied Ergonomics*, 45(3), 592–600.
- 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.
- Radwin, R. G., Marras, W. S. & Lavender, S. A. (2001). Biomechanical aspects of work-related musculoskeletal disorders. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 2(2), 153–217.
- Rasmussen, J. (2011). Challenges in human body mechanics simulation. *IUTAM Symposium on Human Body Dynamics*, 2, 176–185.
- Rasmussen, J., Boocock, M. & Paul, G. (2012). Advanced musculoskeletal simulation as an ergonomic design method. *Work: A Journal of Prevention, Assessment and Rehabilitation*, 41(0), 6107–6111.
- Rasmussen, J., Dahlquist, J. & Damsgaards, M. (2003). MUSCULOSKELETAL MODELING AS AN ERGONOMIC DESIGN METHOD. In International Ergonomics Association (Hrsg.), *Proceedings of the 15th Triennial Congress of the IEA and the 7th Joint Conference of Ergonomics Society of Korea*.

- Rasmussen, J., Damsgaard, M. & Christensen, S. T. (2001). Optimization of Human Motion: To Invert Inverse Dynamics. In *The Proceedings of the XVIII Congress of International Society of Biomechanics*.
- Rasmussen, J., Damsgaard, M., Christensen, S. T. & Surma, E. (2002). Design optimization with respect to ergonomic properties. *Structural and Multidisciplinary Optimization*, 24(2), 89-97.
- Rasmussen, J., Damsgaard, M. & Voigt, M. (2001). Muscle recruitment by the min/max criterion — a comparative numerical study. *Journal of Biomechanics*, 34(3), 409–415.
- Rasmussen, J., de Zee, M. & Carbes, S. (2009). VALIDATION OF A BIO-MECHANICAL MODEL OF THE LUMBAR SPINE. In D. Rugelj & F. Sevšek (Hrsg.), *Proceedings of the XXII Congress of the International Society of Biomechanics*. Cape Town: ISB.
- Rasmussen, J., de Zee, M., Damsgaard, M., Christensen, S. T., Marek, C. & Siebertz, K. (2005). A GENERAL METHOD FOR SCALING MUSCULO-SKELETAL MODELS. In Technical Group on Computer Simulation (Hrsg.), *Proceeding of the International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics*.
- Rasmussen, J., de Zee, M., Torholm, S. & Damsgaard, M. (2007). Comparison of musculoskeletal shoulder model with in-vivo forces. In *The Proceedings of the XXI Congress of International Society of Biomechanics*.
- Rasmussen, J., Tørholm, S. & de Zee, M. (2009). Computational analysis of the influence of seat pan inclination and friction on muscle activity and spinal joint forces. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 39(1), 52–57.
- REFA. (1978). *Methodenlehre des Arbeitsstudiums*. München: Hanser.

- REFA. (1990). *Planung und Gestaltung komplexer Produktionssysteme* (Bde. REFA, Verband für Arbeitsstudien und Betriebsorganisation, 2. Aufl.). München: Hanser.
- REFA. (1993a). *Methodenlehre der Betriebsorganisation: Grundlagen der Arbeitsgestaltung* (2. Aufl.). München: Hanser.
- REFA. (1993b). *Methodenlehre der Betriebsorganisation: Lexikon der Betriebsorganisation* (1. Aufl.). München: Hanser.
- Richard, H. A. & Kullmer, G. (2013). *Biomechanik: Grundlagen und Anwendungen auf den menschlichen Bewegungsapparat*. Wiesbaden: Springer Vieweg.
- Richards, J. G. (1999). The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. *Human Movement Science*, 18(5), 589–602.
- Robertson, D. Gordon E. (2004). *Research methods in biomechanics*. Champaign, Ill.: Human Kinetics.
- Rohmert, W. (1960). *Die Grundlagen der Beurteilung statischer Arbeit* (Nr. 938). Köln und Opladen.
- Rohmert, W. (1984). Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 38(38).
- Rohmert, W., Jenik, P. & Mainzer, J. (1989). Einführung in die Biomechanik. Grundlagen, Begriffe, Zusammenhänge. In H. Schmidtke (Hrsg.), *Handbuch der Ergonomie* (Bd. 1). München: C. Hanser.
- Rohmert, W., Rutenfranz, J., Lehmann, G. & Haider, E. (1983). *Praktische Arbeitsphysiologie: 24 Tab* (3., neubearb. Aufl.). Stuttgart [u.a.]: Thieme.

- Sakaki, Y., Kaneko, F., Watanabe, K., Kobayashi, T., Katayose, M., Aoki, N., Shibata, E. & Yamashita, T. (2013). Effects of different movement directions on electromyography recorded from the shoulder muscles while passing the target positions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(6), 1362–1369.
- Schaub, K., Caragnano, G., Britzke, B. & Bruder, R. (2013). The European Assembly Worksheet. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 14(6), 616–639.
- Schaub, K. & Winter, G. (2002). Design-Check. *Der Orthopäde*, 31(10), 987-996.
- Schaub, K.-H. (2004). Das "Automotive Assembly Worksheet" (AAWS). In K. Landau (Hrsg.), *Montageprozesse gestalten* (S. 91–111). Stuttgart: Ergonomia-Verl.
- Schaub, K.-H. & Landau, K. (2004). Ergonomie und Prävention in der betrieblichen Praxis. *Zeitschrift für angewandte Arbeitswissenschaft*(180), 52–70.
- Schlick, C., Bruder, R. & Luczak, H. (2010). *Arbeitswissenschaft* (3. Aufl.). Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- Schmidtke, H. & Bernotat, R. (1993). *Ergonomie* (3., neubearb. und erw. Aufl.). München [u.a.]: Hanser.
- Schultetus, W. (1980). *Montagegestaltung: Daten, Hinweise und Beispiele ergonomischer Arbeitsgestaltung*. Köln: TUEV Rheinland.
- Shen, W. & Parsons, K. C. (1997). Validity and reliability of rating scales for seated pressure discomfort. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 20(6), 441–461.

- Snook, S. H. & Ciriello, V. M. (1991). The design of manual handling tasks: revised tables of maximum acceptable weights and forces. *Ergonomics*, 34(9), 1197–1213.
- Spitzer, H., Hettinger, T. & Kaminsky, G. (1982). *Tafeln für den Energieumsatz bei körperlicher Arbeit* (6. Aufl.). Berlin: Beuth Verlag.
- Steenbrink, F., Meskers, Carel G M, van Vliet, B., Slaman, J., Veeger, H E J & De Groot, Jurriaan H. (2009). Arm load magnitude affects selective shoulder muscle activation. *Medical & biological engineering & computing*, 47(5), 565–572.
- Strasser, H. (Hrsg.). (1996a). *Beanspruchungsgerechte Planung und Gestaltung manueller Tätigkeiten: Elektromyographie im Dienst der menschengerechten Arbeitsgestaltung* (1. Aufl.). Landsberg/Lech: Ecomed.
- Strasser, H. (1996b). Elektromyografische Beurteilung dynamischer Muskelarbeit: Methoden - Ergebnisse - Anwendungsmöglichkeiten. In H. Strasser (Hrsg.), *Beanspruchungsgerechte Planung und Gestaltung manueller Tätigkeiten*. Landsberg/Lech: Ecomed.
- Strasser, H. & Ernst, J. (1992). Physiological cost of horizontal materials handling while seated. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 9(4), 303–313.
- Strasser, H. & Müller, K.-W. (1999). Favorable movements of the hand-arm system in the horizontal plane assessed by electromyographic investigations and subjective rating. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 23(4), 339–347.
- University of Nottingham. (2000). *Strength Data for design safety - Phase 1*.
- University of Nottingham. (2002). *Strength Data for design safety - Phase 2*.

- Uy, C., Chang, C.-C., Fallentin, N., McGorry, Raymond W. & Hsiang, Simon M. (2013). The effect of handle design on upper extremity posture and muscle activity during a pouring task. *Ergonomics*, 56(8), 1326–1335.
- Van Der Helm, Veeger, Pronk, Van Der Woude, L. H. V. & Rozendal, R. H. (1992). Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system. *Journal of Biomechanics*, 25(2), 129–144.
- Vandenbergh, A., Bosmans, L., Schutter, J. d., Swinnen, S. & Jonkers, I. (2012). Quantifying individual muscle contribution to three-dimensional reaching tasks. *Gait & Posture*, 35(4), 579–584.
- Vandenbergh, A., Levin, O., Schutter, J. d., Swinnen, S. & Jonkers, I. (2010). Three-dimensional reaching tasks: Effect of reaching height and width on upper limb kinematics and muscle activity. *Gait & Posture*, 32(4), 500–507.
- VDI 4499-4. (2012). *Digitale Fabrik. Ergonomische Abbildung des Menschen in der Digitalen Fabrik*. Berlin: Beuth Verlag GmbH.
- Veeger, Van Der Helm, Van Der Woude, Pronk & Rozendal, R. H. (1991). Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*, 24(7), 615–629.
- Veeger & Yu. (1996). Orientation of axes in the elbow and forearm for biomechanical modelling. In *1996 Fifteenth Southern Biomedical Engineering Conference* (S. 377–380).
- Verein Deutscher Ingenieure & VDI-Gesellschaft Produktionstechnik (ADB). (1980). *Handbuch der Arbeitsgestaltung und Arbeitsorganisation*. Düsseldorf: VDI-Verlag.

- Wagner, D. W., Reed, M. P. & Rasmussen, J. (2007). Assessing the Importance of Motion Dynamics for Ergonomic Analysis of Manual Materials Handling Tasks using the AnyBody Modeling System. In *SAE Technical Paper Series*.
- Wakula, J., Berg, K., Schaub, K., Bruder, R., Glitsch, U. & Ellegast, R. (2009). *Der montagespezifische Kraftatlas* (Bde. 2009,3). Berlin: DGUV.
- Wang, X., Le Breton-Gadegbeku, B. & Bouzon, L. (2004). Biomechanical evaluation of the comfort of automobile clutch pedal operation. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 34(3), 209–221.
- Waters, T. R., Putz-Anderson, V., Garg, A. & Fine, L. J. (1993). Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics*, 36(7), 749–776.
- Weiss, J. A. (1998). *Feinmotorische Koordination von Hand- und Fingerbewegungen bei der manuellen Mensch-Computer-Interaktion: Dissertation*. Zürich.
- Wickens, C. D., Hollands, J. G., Banbury, S. & Parasuraman, R. (2013). *Engineering psychology and human performance* (4. Aufl.).
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4. Aufl.). Hoboken, N.J.: Wiley.
- Wu, J. Z., Chiou, S. S. & Pan, C. S. (2009). Analysis of Musculoskeletal Loadings in Lower Limbs During Stilts Walking in Occupational Activity. *Annals of Biomedical Engineering*, 37(6), 1177–1189.
- Wu, J. Z., Sinsel, E. W., Gloekler, D. S., Wimer, B. M., Zhao, K. D., An, K.-N. & Buczek, F. L. (2012). Inverse dynamic analysis of the biomechanics of the thumb while pipetting: A case study. *Medical Engineering & Physics*, 34(6), 693–701.

- Xu, X., McGorry, Raymond W. & Lin, J.-H. (2014). A regression model predicting isometric shoulder muscle activities from arm postures and shoulder joint moments. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(3), 419–429.
- Zajac, F. E. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews in biomedical engineering*, 17(4), 359–411.
- Zatsiorsky, V. M. & Prilutsky, B. I. (2012). *Biomechanics of skeletal muscles*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Zhang, L., Helander, M. G. & Drury, C. G. (1996). Identifying Factors of Comfort and Discomfort in Sitting. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 38(3), 377–389.
- Zülch, G. (1992). Ansätze und Defizite einer arbeitsorganisatorischen Methodenlehre - Teil 1. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 46(18), 133–138.

10 Anhang

10.1 Anhang der Methode zur Datenerhebung

Tab. 10.1: Übersicht zum verwendeten Markerset

Körperteil	Markername	Position des Markers
Kopf	LFHD/RFHD	linke/rechts Schläfe
	LBHD/RBHD	linker Hinterkopf/rechter Hinterkopf
Thorax	C7	Wirbelfortsatz des 7. Halswirbels
	T10	Wirbelfortsatz des 10. Brustwirbels
	CLAV	oberes Ende des Sternums (Incisura jugularis)
	STRN	unteres Ende des Sternums (Xiphoid)
	RBAK	Mitte des rechten Schulterblatts
Arme	LSHO/RSHO	laterale Kante des Acromioclaviculargelenks
	LUPA/RUPA	lateral auf dem Oberarm
	LEBL/RELB	lateraler Epicondylus des Oberarmknochens
	LFRA/RFRA	lateral auf dem Unterarm
	LWRA/RWRA	distaler Fortsatz des Radius
	LWRB/RWRB	distaler Fortsatz der Ulna
	LFIN/RFIN	distaler Fortsatz des 2. Metacarpalknochens
Hüfte	LASI/RASI	vorderer oberer Darmbeinstachel
	LPSI/RPSI	hinterer oberer Darmbeinstachel
Beine	LTHI/RTHI	lateral auf dem Oberschenkel
	LKNE/RKNE	lateraler Epicondylus des Oberschenkelknochens
	LTIB/RTIB	lateral auf dem Unterschenkel
	LANK/RANK	lateral am distalen Ende des Wadenbeins
Füße	LTOE/RTOE	distaler Fortsatz des 2. Metatarsalknochens
	LHEE/RHEE	dorsaler Vorsprung des Fersenbeins

Tab. 10.2: Randomisierte Versuchsreihenfolge

Versuchsperson	Versuchsreihenfolge pro Gewicht	
	BK-M-BR-BR-BR	BK-M-BR-BR-BR
1	1-1-x-y-z	1-2-x-y-z
2	2-1-x-y-z	2-2-x-y-z
3	3-1-x-y-z	3-2-x-y-z
4	4-1-x-y-z	4-2-x-y-z
5	1-1-y-z-x	1-2-y-z-x
6	2-1-y-z-x	2-2-y-z-x
7	3-1-y-z-x	3-2-y-z-x
8	4-1-y-z-x	4-2-y-z-x
9	1-2-z-x-y	1-1-z-x-y
10	2-2-z-x-y	2-1-z-x-y
11	3-2-z-x-y	3-1-z-x-y
12	4-2-z-x-y	4-1-z-x-y
13	1-2-x-y-z	1-1-x-y-z
14	2-2-x-y-z	2-1-x-y-z
15	3-2-x-y-z	3-1-x-y-z
16	4-2-x-y-z	4-1-x-y-z

Tab. 10.3: Muskelzuordnung zu den Körperteilen

Körperteil	Anzahl an Muskelbündel	Muskel
Unterarm (rechts)	13	Musculus brachioradialis Musculus anconeus Musculus pronator teres caput humeral Musculus pronator teres caput ulnare Musculus supinator humerus Musculus supinator ulna Musculus pronator quadratus
Oberarm (rechts)	16	Musculus biceps brachii Musculus triceps brachii Musculus coracobrachialis Musculus brachialis
Schulter (rechts)	42	Musculus deltoideus Musculus infraspinatus Musculus subscapularis Musculus supraspinatus Musculus teres major Musculus teres minor
Nacken (beidseitig)	34	Musculus levator scapulae Musculus sternocleidomastoid Musculus trapezius clavicular Musculus trapezius scapular Musculus teres major Musculus teres minor
Rücken (beidseitig)	189	Musculi multifidi Musculus spinalis Musculus semispinalis Musculus erector spinae Musculus quadratus lumborum Musculus latissimus dorsi Musculus rhomboideus Musculus serratus anterior
	Σ 294	

Tab. 10.4: Vergleich zwischen den SOLL- und IST-Bewegungs-
koordinaten

Gewicht	Bewegungs- koordinate	Vergleich	x-Richtung	Position in y-Richtung	z-Richtung
1	BK1	SOLL	0.00 cm	15.00 cm	15.00 cm
		Mittelwert	0.98 cm	14.54 cm	12.52 cm
		SD	2.50 cm	3.72 cm	2.90 cm
	BK2	SOLL	0.00 cm	35.00 cm	15.00 cm
		Mittelwert	1.09 cm	33.97 cm	12.46 cm
		SD	1.88 cm	2.84 cm	3.07 cm
	BK3	SOLL	20.00 cm	35.00 cm	15.00 cm
		Mittelwert	21.93 cm	33.42 cm	12.34 cm
		SD	1.64 cm	2.74 cm	3.10 cm
	BK4	SOLL	20.00 cm	15.00 cm	15.00 cm
		Mittelwert	22.07 cm	13.26 cm	12.03 cm
		SD	1.44 cm	2.97 cm	3.21 cm
2	BK1	SOLL	0.00 cm	15.00 cm	15.00 cm
		Mittelwert	1.20 cm	14.00 cm	14.89 cm
		SD	2.13 cm	2.25 cm	3.49 cm
	BK2	SOLL	0.00 cm	35.00 cm	15.00 cm
		Mittelwert	1.56 cm	33.68 cm	15.76 cm
		SD	2.24 cm	2.31 cm	3.57 cm
	BK3	SOLL	20.00 cm	35.00 cm	15.00 cm
		Mittelwert	22.77 cm	33.79 cm	15.73 cm
		SD	1.44 cm	3.18 cm	3.29 cm
	BK4	SOLL	20.00 cm	15.00 cm	15.00 cm
		Mittelwert	22.57 cm	13.95 cm	15.32 cm
		SD	1.52 cm	3.07 cm	3.48 cm

Tab. 10.5: Kennwerte zur Variabilität der Bewegungsbahnen

Bewegungs- koordinate	Gewicht	Richtung der Ab- weichung	Mittelwert	Standard- abweichung
BK1	M1	X	0.79 cm	2.36 cm
		Y	14.06 cm	3.91 cm
		Z	11.78 cm	3.37 cm
	M2	X	1.08 cm	2.08 cm
		Y	14.20 cm	3.06 cm
		Z	14.66 cm	3.51 cm
BK2	M1	X	1.16 cm	2.82 cm
		Y	33.58 cm	3.23 cm
		Z	12.94 cm	3.01 cm
	M2	X	1.43 cm	2.66 cm
		Y	33.36 cm	2.43 cm
		Z	15.67 cm	3.52 cm
BK3	M1	X	21.97 cm	2.03 cm
		Y	32.01 cm	2.82 cm
		Z	12.88 cm	3.14 cm
	M2	X	22.47 cm	1.85 cm
		Y	32.10 cm	3.25 cm
		Z	15.83 cm	3.05 cm
BK4	M1	X	22.89 cm	2.52 cm
		Y	12.34 cm	2.99 cm
		Z	12.30 cm	3.08 cm
	M2	X	23.02 cm	2.48 cm
		Y	12.40 cm	3.41 cm
		Z	15.29 cm	3.50 cm

Tab. 10.6: Kennwerte zu den Längen der vollständigen Grundbewegungen (Hin- und Rückbewegung)

Bewegungs- koordinate	Gewicht	Bewegungs- richtung	Mittelwert	Standard- abweichung
BK1	M1	X	34.01 cm	5.51 cm
		Y	30.82 cm	2.92 cm
		Z	30.14 cm	5.96 cm
	M2	X	33.28 cm	4.28 cm
		Y	25.74 cm	8.23 cm
		Z	24.63 cm	3.41 cm
BK2	M1	X	30.74 cm	9.66 cm
		Y	29.35 cm	3.30 cm
		Z	30.30 cm	3.59 cm
	M2	X	33.15 cm	4.21 cm
		Y	29.92 cm	2.84 cm
		Z	24.83 cm	2.91 cm
BK3	M1	X	33.31 cm	4.08 cm
		Y	30.50 cm	4.31 cm
		Z	28.02 cm	9.01 cm
	M2	X	31.78 cm	3.99 cm
		Y	31.12 cm	3.69 cm
		Z	24.68 cm	6.99 cm
BK4	M1	X	31.06 cm	5.93 cm
		Y	29.63 cm	2.38 cm
		Z	29.41 cm	7.07 cm
	M2	X	30.70 cm	3.94 cm
		Y	28.16 cm	7.24 cm
		Z	28.44 cm	7.20 cm

10.2 Anhang Studien 1-3

Tab. 10.7: CP50 - Mittelwerte aller Grundbewegungen

Montageobjekt	Körperteil	CP50-Mittelwerte				
		Bewegungsrichtung	BK1	BK2	BK3	BK4
M1	UA	X	4.14	7.57	6.93	4.71
M1	UA	Y	5.00	6.64	6.36	5.71
M1	UA	Z	4.00	6.93	5.50	5.64
M1	OA	X	4.50	7.71	7.64	5.36
M1	OA	Y	5.64	7.86	8.14	6.36
M1	OA	Z	5.21	8.79	7.07	6.50
M1	S	X	4.50	7.93	8.00	5.36
M1	S	Y	5.64	8.43	9.64	5.93
M1	S	Z	5.50	8.71	7.86	5.29
M1	N	X	3.64	6.43	5.93	4.43
M1	N	Y	4.36	7.36	7.00	4.71
M1	N	Z	3.71	7.43	5.64	4.86
M1	R	X	3.07	5.21	5.71	3.93
M1	R	Y	2.93	5.36	6.07	4.64
M1	R	Z	2.29	6.50	4.43	4.93
M2	UA	X	19.15	23.54	23.77	20.85
M2	UA	Y	20.23	26.54	24.92	21.08
M2	UA	Z	21.00	25.92	23.23	20.46
M2	OA	X	23.15	27.31	28.46	24.77
M2	OA	Y	26.00	30.31	29.23	26.62
M2	OA	Z	25.77	29.77	29.54	26.62
M2	S	X	20.00	26.00	28.54	21.15
M2	S	Y	23.46	29.85	29.08	23.85
M2	S	Z	21.92	28.31	29.77	20.92
M2	N	X	17.00	19.46	18.54	18.62
M2	N	Y	18.77	22.69	23.85	18.08
M2	N	Z	17.23	22.54	20.62	16.23
M2	R	X	15.23	18.62	20.62	16.23
M2	R	Y	17.77	21.08	23.15	18.54
M2	R	Z	15.08	20.46	19.85	15.62

Tab. 10.8: CP50 - Ergebnisse Shapiro-Wilk-Test

Bewegung	N	Mittelwert	Standardabweichung	Statistik	df	Sig.
BK1_M1_UA_X	14	4.14	3.880	0.83	14	.012
BK2_M1_UA_X	14	7.57	6.161	0.844	14	.019
BK3_M1_UA_X	15	7.00	4.088	0.911	15	.140
BK4_M1_UA_X	14	4.71	3.074	0.946	14	.495
BK1_M1_UA_Y	14	5.00	4.188	0.865	14	.036
BK2_M1_UA_Y	14	6.64	4.325	0.937	14	.381
BK3_M1_UA_Y	15	6.93	4.621	0.916	15	.169

Fortsetzung Tabelle 10.8: CP50 - Ergebnisse Shapiro-Wilk-Test

Bewegung	N	Mittelwert	Standardabweichung	Statistik	df	Sig.
BK4_M1_UA_Y	14	5.71	4.140	0.937	14	.380
BK1_M1_UA_Z	14	4.00	3.419	0.874	14	.048
BK2_M1_UA_Z	14	6.93	5.622	0.862	14	.033
BK3_M1_UA_Z	15	5.67	3.498	0.938	15	.358
BK4_M1_UA_Z	14	5.64	4.325	0.88	14	.058
BK1_M1_OA_X	14	4.50	4.587	0.78	14	.003*
BK2_M1_OA_X	14	7.71	6.707	0.852	14	.024
BK3_M1_OA_X	15	7.60	6.104	0.934	15	.311
BK4_M1_OA_X	14	5.36	4.272	0.919	14	.211
BK1_M1_OA_Y	14	5.64	4.534	0.87	14	.043*
BK2_M1_OA_Y	14	7.86	6.075	0.878	14	.055
BK3_M1_OA_Y	15	8.53	5.805	0.931	15	.283
BK4_M1_OA_Y	14	6.36	5.198	0.91	14	.160
BK1_M1_OA_Z	14	5.21	4.282	0.923	14	.246
BK2_M1_OA_Z	14	8.79	6.278	0.871	14	.043*
BK3_M1_OA_Z	15	7.20	4.799	0.938	15	.362
BK4_M1_OA_Z	14	6.50	4.468	0.941	14	.428
BK1_M1_S_X	14	4.50	3.322	0.93	14	.310
BK2_M1_S_X	14	7.93	5.240	0.954	14	.631
BK3_M1_S_X	15	8.47	4.580	0.97	15	.865
BK4_M1_S_X	14	5.36	3.478	0.961	14	.747
BK1_M1_S_Y	14	5.64	3.795	0.906	14	.136
BK2_M1_S_Y	14	8.43	4.484	0.954	14	.628
BK3_M1_S_Y	15	9.80	5.254	0.966	15	.788
BK4_M1_S_Y	14	5.93	4.411	0.885	14	.068
BK1_M1_S_Z	14	5.50	4.973	0.886	14	.071
BK2_M1_S_Z	14	8.71	5.497	0.967	14	.836
BK3_M1_S_Z	15	8.47	5.069	0.97	15	.852
BK4_M1_S_Z	14	5.29	5.121	0.881	14	.06
BK1_M1_N_X	14	3.64	3.629	0.88	14	.057
BK2_M1_N_X	14	6.43	6.148	0.875	14	.049
BK3_M1_N_X	15	6.07	4.818	0.896	15	.082
BK4_M1_N_X	14	4.43	4.090	0.902	14	.119
BK1_M1_N_Y	14	4.36	4.199	0.883	14	.065
BK2_M1_N_Y	14	7.36	7.034	0.887	14	.073
BK3_M1_N_Y	15	7.13	6.221	0.926	15	.239
BK4_M1_N_Y	14	4.71	5.413	0.821	14	.009
BK1_M1_N_Z	14	3.71	3.539	0.898	14	.106
BK2_M1_N_Z	14	7.43	6.847	0.853	14	.024*
BK3_M1_N_Z	15	5.93	4.906	0.886	15	.058
BK4_M1_N_Z	14	4.86	4.881	0.873	14	.046*
BK1_M1_R_X	14	3.07	2.999	0.88	14	.058
BK2_M1_R_X	14	5.21	5.713	0.827	14	.011*
BK3_M1_R_X	15	5.93	5.147	0.907	15	.123

Fortsetzung Tabelle 10.8: CP50 - Ergebnisse Shapiro-Wilk-Test

Bewegung	N	Mittelwert	Standardabweichung	Statistik	df	Sig.
BK4_M1_R_X	14	3.93	3.626	0.881	14	.061
BK1_M1_R_Y	14	2.93	3.339	0.732	14	.001*
BK2_M1_R_Y	14	5.36	6.523	0.773	14	.002*
BK3_M1_R_Y	15	6.33	5.024	0.93	15	.268
BK4_M1_R_Y	14	4.64	5.344	0.81	14	.007*
BK1_M1_R_Z	14	2.29	2.199	0.872	14	.044
BK2_M1_R_Z	14	6.50	6.630	0.872	14	.044
BK3_M1_R_Z	15	4.67	4.012	0.926	15	.238
BK4_M1_R_Z	14	4.93	4.047	0.904	14	.130
BK1_M2_UA_X	14	19.57	7.988	0.956	14	.650
BK2_M2_UA_X	15	23.27	7.275	0.902	15	.102
BK3_M2_UA_X	15	24.87	9.687	0.857	15	.022*
BK4_M2_UA_X	14	21.57	7.793	0.952	14	.586
BK1_M2_UA_Y	14	21.29	9.746	0.904	14	.129
BK2_M2_UA_Y	14	25.93	9.409	0.973	14	.915
BK3_M2_UA_Y	15	25.80	9.689	0.861	15	.025*
BK4_M2_UA_Y	14	21.86	7.960	0.919	14	.211
BK1_M2_UA_Z	14	22.21	10.371	0.911	14	.164
BK2_M2_UA_Z	15	25.53	8.323	0.943	15	.424
BK3_M2_UA_Z	15	24.40	11.063	0.812	15	.005
BK4_M2_UA_Z	14	20.64	7.602	0.942	14	.439
BK1_M2_OA_X	14	23.79	8.929	0.936	14	.374
BK2_M2_OA_X	15	28.00	11.097	0.944	15	.442
BK3_M2_OA_X	15	28.47	10.555	0.902	15	.103
BK4_M2_OA_X	14	25.29	9.825	0.969	14	.865
BK1_M2_OA_Y	14	26.43	9.129	0.916	14	.190
BK2_M2_OA_Y	14	29.21	11.226	0.947	14	.522
BK3_M2_OA_Y	15	29.40	10.782	0.937	15	.349
BK4_M2_OA_Y	14	27.07	11.358	0.928	14	.283
BK1_M2_OA_Z	14	25.93	9.973	0.946	14	.502
BK2_M2_OA_Z	15	29.27	11.202	0.955	15	.60
BK3_M2_OA_Z	15	29.47	11.237	0.911	15	.142
BK4_M2_OA_Z	14	27.00	9.232	0.975	14	.938
BK1_M2_S_X	14	20.86	8.796	0.984	14	.993
BK2_M2_S_X	15	26.53	9.797	0.912	15	.145
BK3_M2_S_X	15	29.07	10.846	0.943	15	.417
BK4_M2_S_X	14	21.64	9.556	0.96	14	.724
BK1_M2_S_Y	14	24.29	10.781	0.986	14	.995
BK2_M2_S_Y	14	29.93	9.277	0.928	14	.281
BK3_M2_S_Y	15	28.93	11.196	0.957	15	.648
BK4_M2_S_Y	14	24.21	8.432	0.871	14	.044*
BK1_M2_S_Z	14	22.64	10.810	0.949	14	.540
BK2_M2_S_Z	15	28.60	11.993	0.91	15	.134
BK3_M2_S_Z	15	29.60	12.850	0.9	15	.094

Fortsetzung Tabelle 10.8: CP50 - Ergebnisse Shapiro-Wilk-Test

Bewegung	N	Mittelwert	Standardabweichung	Statistik	df	Sig.
BK4_M2_S_Z	14	21.07	9.965	0.96	14	.731
BK1_M2_N_X	14	17.86	11.414	0.866	14	.037*
BK2_M2_N_X	15	19.33	13.162	0.932	15	.289
BK3_M2_N_X	15	19.27	11.756	0.932	15	.288
BK4_M2_N_X	14	19.14	12.403	0.859	14	.029*
BK1_M2_N_Y	14	19.50	12.556	0.903	14	.126
BK2_M2_N_Y	14	21.79	14.045	0.908	14	.148
BK3_M2_N_Y	15	23.87	13.979	0.867	15	.030*
BK4_M2_N_Y	14	18.57	12.948	0.894	14	.091
BK1_M2_N_Z	14	18.71	13.017	0.914	14	.178
BK2_M2_N_Z	15	21.87	14.880	0.905	15	.115
BK3_M2_N_Z	15	20.80	13.369	0.892	15	.071
BK4_M2_N_Z	14	16.93	11.256	0.909	14	.153
BK1_M2_R_X	14	15.93	9.747	0.903	14	.125
BK2_M2_R_X	15	18.53	11.147	0.966	15	.791
BK3_M2_R_X	15	21.07	12.121	0.929	15	.266
BK4_M2_R_X	14	16.93	10.630	0.945	14	.485
BK1_M2_R_Y	14	18.57	11.029	0.936	14	.369
BK2_M2_R_Y	14	20.29	14.123	0.956	14	.661
BK3_M2_R_Y	15	23.07	12.747	0.965	15	.778
BK4_M2_R_Y	14	19.00	12.128	0.965	14	.801
BK1_M2_R_Z	14	16.00	9.751	0.934	14	.343
BK2_M2_R_Z	15	20.60	14.735	0.937	15	.347
BK3_M2_R_Z	15	20.00	13.928	0.907	15	.124
BK4_M2_R_Z	14	16.14	9.003	0.947	14	.522

Tab. 10.11: CP50 - Levene-Test bezüglich der Bewegungsrichtungen

Betrachtungsfokus	Levene-Statistik	df1	df2	Sig.
BK1_M1_UA	0.059	2	39	.943
BK1_M1_OA	0.018	2	39	.983
BK1_M1_S	0.819	2	39	.448
BK1_M1_N	0.053	2	39	.949
BK1_M1_R	0.108	2	39	.898
BK1_M2_UA	1.476	2	39	.241
BK1_M2_OA	0.169	2	39	.846
BK1_M2_S	0.825	2	39	.446
BK1_M2_N	0.220	2	39	.804
BK1_M2_R	0.306	2	39	.738
BK2_M1_UA	0.421	2	39	.660

Fortsetzung Tabelle 10.11: CP50 - Levene-Test bezüglich der Bewegungsrichtungen

Betrachtungsfokus	Levene- Statistik	df1	df2	Sig.
BK2_M1_OA	0.081	2	39	.923
BK2_M1_S	0.050	2	39	.951
BK2_M1_N	0.166	2	39	.847
BK2_M1_R	0.219	2	39	.805
BK2_M2_UA	0.161	2	41	.852
BK2_M2_OA	0.026	2	41	.974
BK2_M2_S	0.348	2	41	.708
BK2_M2_N	0.335	2	41	.717
BK2_M2_R	0.573	2	41	.568
BK3_M1_UA	1.602	2	42	.214
BK3_M1_OA	0.505	2	42	.607
BK3_M1_S	0.380	2	42	.686
BK3_M1_N	0.556	2	42	.578
BK3_M1_R	0.491	2	42	.615
BK3_M2_UA	0.652	2	42	.526
BK3_M2_OA	0.083	2	42	.921
BK3_M2_S	0.319	2	42	.728
BK3_M2_N	0.818	2	42	.448
BK3_M2_R	0.245	2	42	.784
BK4_M1_UA	1.232	2	39	.303
BK4_M1_OA	0.728	2	39	.489
BK4_M1_S	1.332	2	39	.276
BK4_M1_N	0.331	2	39	.720
BK4_M1_R	0.521	2	39	.598
BK4_M2_UA	0.003	2	39	.997
BK4_M2_OA	0.568	2	39	.571
BK4_M2_S	0.344	2	39	.711
BK4_M2_N	0.430	2	39	.653
BK4_M2_R	1.325	2	39	.277

Tab. 10.9: CP50 - Levene-Test bezüglich der Körperteile

Betrachtungsfokus	Levene-Statistik	df1	df2	Sig.
BK1_M1	1.515	4	205	.199
BK1_M2	2.334	4	205	.006*
BK2_M1	1.732	4	205	.144
BK2_M2	5.106	4	215	.001*
BK3_M1	1.408	4	220	.232
BK3_M2	2.127	4	220	.078
BK4_M1	0.597	4	205	.665
BK4_M2	4.001	4	205	.004*

Tab. 10.10: CP50 - Levene-Test bezüglich der Bewegungskordinaten

Betrachtungsfokus	Levene-Statistik	df1	df2	Sig.
M1_UA_X	1.563	3	53	.209
M1_OA_X	1.083	3	53	.364
M1_S_X	0.559	3	53	.644
M1_N_X	2.796	3	53	.049
M1_R_X	2.406	3	53	.078
M2_UA_X	1.009	3	54	.396
M2_OA_X	0.371	3	54	.774
M2_S_X	0.127	3	54	.944
M2_N_X	0.211	3	54	.889
M2_R_X	0.247	3	54	.863
M1_UA_Y	0.432	3	53	.731
M1_OA_Y	1.005	3	53	.398
M1_S_Y	0.565	3	53	.640
M1_N_Y	1.436	3	53	.243
M1_R_Y	1.436	3	53	.243
M2_UA_Y	0.500	3	53	.684
M2_OA_Y	0.332	3	53	.803
M2_S_Y	0.690	3	53	.562
M2_N_Y	0.129	3	53	.943
M2_R_Y	0.183	3	53	.907
M1_UA_Z	1.192	3	53	.322
M1_OA_Z	1.071	3	53	.369
M1_S_Z	0.055	3	53	.983
M1_N_Z	4.062	3	53	.011*
M1_R_Z	4.993	3	53	.004*
M2_UA_Z	2.618	3	54	.060
M2_OA_Z	0.536	3	54	.660
M2_S_Z	0.131	3	54	.941
M2_N_Z	1.000	3	54	.400
M2_R_Z	2.218	3	54	.097

Tab. 10.12: CP50 - statistische Kennwerte für den Vergleich der Körperteile ($\alpha = .005$)

Vergleich		Friedman-Test				Wilcoxon-Rangsummentest								
BK	M	BR	KT	-	KT	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
Montageobjekt 1														
1	1	Y	alle		R	12.887	14	.012*	5	3	.004*	-2.846	14	.76
			OA	-	R									
			5.64	-	2.93									
			S	-	R				5	3	.003*	-2.97	14	.79
			5.64	-	2.93									
1	1	Z	alle		R	17.791	14	.001*	4.5	2	.007	-2.683	14	.72
			OA	-	R									
			5.21	-	2.29				4	2	.005*	-2.829	14	.76
			S	-	R									
			5.5	-	2.29									
3	1	Y	alle		S	10.845	15	.028*	5	10	.005*	-2.809	15	.73
			UA	-	S									
			6.36	-	9.64				10	6	.0009	-2.626	15	.68
			S	-	R									
			9.64	-	6.07									
3	1	Z	alle		R	14.038	15	.007*	8	5	.007	-2.712	15	.70
			OA	-	R									
			7.07	-	4.43				7	5	.005*	-2.805	15	.72
			S	-	R									
			7.86	-	4.43									

Fortsetzung Tabelle 10.12: CP50 - statistische Kennwerte für den Vergleich der Körperteile														
Vergleich			Wilcoxon-Rangsummentest											
BK	M	BR	KT	-	KT	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
Montageobjekt 2														
1	2	X	alle			13.377	14	.010*	25.5	20	.006	-2.764	14	.74
			OA - N											
			23.15 - 17											
			OA - R						25.5	14.5	.006	-2.766	14	.74
			23.15 - 15.23											
1	2	Z	alle			12.465	14	.014*	25.5	15.5	.003*	-2.938	14	.79
			OA - R											
			25.77 - 15.08											
2	2	X	alle			14.177	14	.007*	30	20	.007	-2.699	15	.70
			OA - R											
			27.31 - 18.62											
			S - R						30	20	.004*	-2.847	15	.74
			26 - 18.62											
2	2	Y	alle			13.841	14	.008*	31.5	23	.005*	-2.836	14	.76
			S - N											
			29.85 - 22.69											
			S - R						31.5	17.5	.006	-2.764	14	.74
			29.85 - 21.08											
3	2	X	alle			21.677	15	<.001**	33	20	.004*	-2.899	15	.75
			OA - N											
			28.46 - 18.54											
			S - N						30	20	.002*	-3.099	15	.80

Fortsetzung Tabelle 10.12: CPS0 - statistische Kennwerte für den Vergleich der Körperteile		Vergleich												
BK	M	BR	KT	KT	-	KT	Friedman-Test				Wilcoxon-Rangsummentest			
							χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge
4	2	Z	28,54	18,54	alle	19,342	14	.001*	26,5	22	.007	-2,699	14	.72
			OA	S	-				26,5					
			26,62	20,92	-				26,5	19,5	.003*	-2,938	14	.79
			OA	N	-									
			26,62	16,23	-				26,5	16	.002*	-1,384	14	.37
			OA	R	-									
			26,62	15,62	-									

Tab. 10.13: CP50 - statistische Kennwerte für den Vergleich der Bewegungskordinaten ($\alpha = .0083$)

Vergleich		Friedman-Test			Wilcoxon-Rangsummentest									
BR	M	KT	BK	-	KT	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
Montageobjekt 1														
X	1	S	alle			16	14	<.001**	3.5	8.5	.013*	-2.49	14	.66
			BK1	-	BK3									
			4,5	-	8									
			BK3	-	BK4				8.5	5.5	.002*	-3.07	14	.82
			8	-	5,36									
Montageobjekt 2														
Y	1	S	alle			15.62	14	<.001**	5	7.5	.006*	-2.58	14	.69
			BK1	-	BK2									
			5,64	-	8,43									
			BK1	-	BK3				5	9	.006*	-2.77	14	.74
			5,64	-	9,64									
			BK2	-	BK4				7.5	5	.007*	-2.72	14	.73
			8,43	-	5,93									
			BK3	-	BK4				9.5	5	.005*	-2.84	14	.76
			9,64	-	5,93									
Montageobjekt 2														
X	2	S	alle			12.82	14	<.001**	19.5	30.5	.008*	-2.92	14	.78
			BK1	-	BK3									
			20	-	28,5									
			BK3	-	BK4				30.5	22	.003*	-2.83	14	.76
			28,5	-	21,2									
X	2	R	alle			13.59	14	<.001**						

Fortsetzung Tabelle 10.13: CP50 - statistische Kennwerte für den Vergleich der Bewegungskordinaten		Vergleich																
BR	M	KT	BK	-	BK	χ^2	df	p-Wert	Friedman-Test					Wilcoxon-Rangsummentest				
									Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r	Median 1	Median 2	p-Wert	Z
Y	2	UA	alle		alle	10.87	13	.012*	14.5	18.5	.008*	-2.66	14	.71				
			BK1	-	BK3				19	26	.001*	-2.95	13	.82				
			20.2	-	26.6				26	23	.009	-2.63	13	.73				
Y	2	S	alle		alle	11.06	13	.011*	18.5	14	.003*	-2.96	14	.79				
			BK2	-	BK4				32	27	.013	-2.48	13	.69				
			29.9	-	23.9				20	17	.008*	-2.67	13	.74				
Y	2	R	alle		alle	12.54	13	<.001**	20	17	.008*	-2.67	13	.74				
			BK3	-	BK4													
			23.2	-	18.5													

Friedman-Test		Wilcoxon-Rangsummentest												
BR	M	KT	BK	-	BK	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
Z	2	UA	alle			6.699	14	.082	25.5	22.5	.004*	-2.9	14	.77
			BK2	-	BK4									
			25.9	-	20.5									
Z	2	S	alle			10.81	14	.013*	35	22	.005*	-2.83	14	.76
			BK3	-	BK4									
			29.8	-	20.9									

Tab. 10.14: CP50 - statistische Kennwerte für den Vergleich der Bewegungsrichtung ($\alpha = .0167$)

Vergleich		Friedman-Test			Wilcoxon-Rangsummentest									
BK	M	KT	BR	-	BR	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
Montageobjekt 1 - keine signifikanten Unterschiede nachweisbar														
Montageobjekt 2														
1	2	OA	alle		alle	6,125	14	.047*	25,5	29	.015*	-2,443	14	.65
			X	-	Y									
			23,15	-	26									
1	2	S	alle		alle	8,375	14	.015*	19,5	22,5	.010*	-2,561	14	.68
			X	-	Y									
			20	-	23,46									
			Y	-	Z				22,5	20	.014*	-2,457	14	.66
			23,46	-	21,92									
1	2	R	alle		alle	10,878	14	.004*	14,5	17	.005*	-2,815	14	.75
			X	-	Y									
			15,23	-	17,77									
			Y	-	Z				17	15,5	.011*	-2,542	14	.68
			17,77	-	15,08									
2	2	S	alle		alle	4,723	14	.094*						
			alle		alle	6,83	14	.033*	19	23	.016*	-2,417	14	.65
			X	-	Y									
			19,46	-	22,69									

Tab. 10.15: AnyBody: Mittelwerte aller Grundbewegungen

Montage- objekt	Körper- teil	AnyBody-Mittelwerte Bewegungs- richtung	AnyBody-Mittelwerte			
			BK1	BK2	BK3	BK4
M1	UA	X	3.14%	3.4%	2.77%	2.16%
M1	UA	Y	3.53%	2.46%	1.39%	2.66%
M1	UA	Z	4.15%	4.68%	4.58%	4.41%
M1	OA	X	5.62%	6.33%	4.82%	5.23%
M1	OA	Y	5.7%	11.04%	8.49%	4.42%
M1	OA	Z	4.74%	6.3%	4.77%	4.26%
M1	S	X	9.48%	11.99%	12.6%	9.91%
M1	S	Y	8.11%	11.54%	10.06%	6.15%
M1	S	Z	9.18%	11.62%	8.87%	7.14%
M1	N	X	3.11%	2.8%	3.21%	3.5%
M1	N	Y	3.28%	1.93%	2.76%	3.7%
M1	N	Z	3.18%	3.18%	3.16%	3.49%
M1	R	X	15.3%	14.81%	14.43%	14.58%
M1	R	Y	15.26%	14.64%	14.24%	14.7%
M1	R	Z	14.96%	15.34%	14.82%	14.46%
M2	UA	X	19.2%	24.24%	20.8%	19.13%
M2	UA	Y	18.47%	11.58%	18.76%	21.18%
M2	UA	Z	25.64%	28.8%	29.52%	26.42%
M2	OA	X	18.2%	20.93%	22.1%	17.1%
M2	OA	Y	15.36%	18.81%	15.51%	13.34%
M2	OA	Z	16.22%	17.7%	18.96%	14.89%
M2	S	X	17.86%	26.79%	26.99%	16.68%
M2	S	Y	10.56%	15.97%	13.15%	11.04%
M2	S	Z	15%	21.07%	19.22%	13.7%
M2	N	X	4.29%	5.91%	4.79%	3.63%
M2	N	Y	3.15%	2.07%	2.98%	4.42%
M2	N	Z	5.11%	6.51%	6.98%	6.12%
M2	R	X	14.12%	12.63%	12.34%	12.7%
M2	R	Y	15.24%	16.04%	15.3%	15.34%
M2	R	Z	15.03%	14.02%	14.36%	14.27%

Tab. 10.16: AnyBody - Ergebnisse Shapiro-Wilk-Test

Bewegung	N	Mittelwert	Standardabweichung	Statistik	df	Sig.
BK1_M1_UA_X	10	0.03	0.015	0.85	10	.058
BK2_M1_UA_X	13	0.03	0.008	0.9	13	.134
BK3_M1_UA_X	15	0.03	0.011	0.905	15	.114
BK4_M1_UA_X	11	0.02	0.007	0.967	11	.852
BK1_M1_UA_Y	12	0.04	0.021	0.971	12	.919

Fortsetzung Tabelle 10.16: AnyBody - Ergebnisse Shapiro-Wilk-Test

Bewegung	N	Mittelwert	Standardabweichung	Statistik	df	Sig.
BK2_M1_UA_Y	9	0.02	0.030	0.83	9	.044*
BK3_M1_UA_Y	13	0.01	0.015	0.888	13	.093
BK4_M1_UA_Y	8	0.03	0.015	0.961	8	.817
BK1_M1_UA_Z	14	0.04	0.016	0.872	14	.044*
BK2_M1_UA_Z	11	0.05	0.016	0.835	11	.027*
BK3_M1_UA_Z	11	0.05	0.013	0.73	11	.001*
BK4_M1_UA_Z	15	0.04	0.006	0.95	15	.522
BK1_M1_OA_X	13	0.06	0.022	0.958	13	.719
BK2_M1_OA_X	10	0.06	0.038	0.916	10	.321
BK3_M1_OA_X	12	0.05	0.040	0.892	12	.125
BK4_M1_OA_X	7	0.05	0.020	0.956	7	.788
BK1_M1_OA_Y	10	0.06	0.032	0.95	10	.673
BK2_M1_OA_Y	13	0.11	0.044	0.941	13	.468
BK3_M1_OA_Y	11	0.08	0.055	0.978	11	.952
BK4_M1_OA_Y	11	0.04	0.017	0.899	11	.182
BK1_M1_OA_Z	12	0.05	0.021	0.943	12	.534
BK2_M1_OA_Z	8	0.06	0.017	0.923	8	.455
BK3_M1_OA_Z	9	0.05	0.022	0.996	9	.99
BK4_M1_OA_Z	7	0.04	0.008	0.958	7	.801
BK1_M1_S_X	15	0.09	0.011	0.934	15	.311
BK2_M1_S_X	14	0.12	0.017	0.986	14	.996
BK3_M1_S_X	14	0.13	0.020	0.892	14	.085
BK4_M1_S_X	12	0.10	0.010	0.915	12	.249
BK1_M1_S_Y	15	0.08	0.015	0.864	15	.027*
BK2_M1_S_Y	13	0.12	0.028	0.984	13	.992
BK3_M1_S_Y	11	0.10	0.034	0.974	11	.928
BK4_M1_S_Y	14	0.06	0.009	0.923	14	.245
BK1_M1_S_Z	15	0.09	0.015	0.957	15	.637
BK2_M1_S_Z	13	0.12	0.017	0.964	13	.815
BK3_M1_S_Z	10	0.09	0.016	0.909	10	.275
BK4_M1_S_Z	12	0.07	0.010	0.918	12	.270
BK1_M1_N_X	11	0.03	0.005	0.934	11	.451
BK2_M1_N_X	11	0.03	0.004	0.959	11	.756
BK3_M1_N_X	11	0.03	0.006	0.922	11	.334
BK4_M1_N_X	12	0.03	0.004	0.972	12	.932
BK1_M1_N_Y	11	0.03	0.003	0.95	11	.649
BK2_M1_N_Y	13	0.02	0.009	0.812	13	.010*
BK3_M1_N_Y	9	0.03	0.011	0.8	9	.020*
BK4_M1_N_Y	12	0.04	0.006	0.914	12	.241
BK1_M1_N_Z	16	0.03	0.004	0.937	16	.318
BK2_M1_N_Z	12	0.03	0.004	0.95	12	.643
BK3_M1_N_Z	7	0.03	0.006	0.889	7	.267
BK4_M1_N_Z	12	0.03	0.005	0.804	12	.010*
BK1_M1_R_X	8	0.15	0.017	0.968	8	.882

Fortsetzung Tabelle 10.16: AnyBody - Ergebnisse Shapiro-Wilk-Test

Bewegung	N	Mittelwert	Standardabweichung	Statistik	df	Sig.
BK2_M1_R_X	11	0.15	0.015	0.924	11	.35
BK3_M1_R_X	9	0.14	0.016	0.929	9	.474
BK4_M1_R_X	12	0.15	0.015	0.927	12	.351
BK1_M1_R_Y	10	0.15	0.014	0.939	10	.541
BK2_M1_R_Y	9	0.15	0.013	0.934	9	.518
BK3_M1_R_Y	12	0.14	0.035	0.695	12	.001*
BK4_M1_R_Y	11	0.15	0.011	0.914	11	.272
BK1_M1_R_Z	13	0.15	0.015	0.936	13	.402
BK2_M1_R_Z	9	0.15	0.018	0.929	9	.472
BK3_M1_R_Z	10	0.15	0.014	0.847	10	.054
BK4_M1_R_Z	10	0.14	0.016	0.847	10	.053
BK1_M2_UA_X	9	0.19	0.029	0.924	9	.429
BK2_M2_UA_X	10	0.24	0.021	0.955	10	.722
BK3_M2_UA_X	7	0.21	0.044	0.929	7	.542
BK4_M2_UA_X	7	0.19	0.043	0.864	7	.164
BK1_M2_UA_Y	8	0.18	0.028	0.842	8	.079
BK2_M2_UA_Y	5	0.12	0.045	0.984	5	.954
BK3_M2_UA_Y	7	0.19	0.075	0.946	7	.694
BK4_M2_UA_Y	10	0.21	0.079	0.956	10	.738
BK1_M2_UA_Z	13	0.26	0.033	0.95	13	.593
BK2_M2_UA_Z	11	0.29	0.036	0.797	11	.009*
BK3_M2_UA_Z	11	0.30	0.027	0.967	11	.854
BK4_M2_UA_Z	15	0.26	0.031	0.948	15	.486
BK1_M2_OA_X	12	0.18	0.017	0.95	12	.644
BK2_M2_OA_X	11	0.21	0.049	0.943	11	.562
BK3_M2_OA_X	10	0.22	0.059	0.98	10	.964
BK4_M2_OA_X	12	0.17	0.036	0.875	12	.075
BK1_M2_OA_Y	9	0.15	0.028	0.871	9	.126
BK2_M2_OA_Y	6	0.25	0.161	0.888	6	.310
BK3_M2_OA_Y	8	0.16	0.066	0.948	8	.692
BK4_M2_OA_Y	12	0.13	0.033	0.971	12	.916
BK1_M2_OA_Z	12	0.16	0.025	0.943	12	.531
BK2_M2_OA_Z	9	0.18	0.057	0.848	9	.071
BK3_M2_OA_Z	7	0.19	0.044	0.947	7	.706
BK4_M2_OA_Z	9	0.15	0.027	0.795	9	.018*
BK1_M2_S_X	15	0.18	0.014	0.977	15	.942
BK2_M2_S_X	15	0.27	0.027	0.959	15	.672
BK3_M2_S_X	10	0.27	0.035	0.797	10	.013*
BK4_M2_S_X	12	0.17	0.028	0.85	12	.036*
BK1_M2_S_Y	14	0.11	0.015	0.935	14	.362
BK2_M2_S_Y	10	0.16	0.073	0.957	10	.749
BK3_M2_S_Y	11	0.13	0.064	0.912	11	.255
BK4_M2_S_Y	15	0.11	0.028	0.906	15	.118
BK1_M2_S_Z	14	0.15	0.025	0.971	14	.894

Fortsetzung Tabelle 10.16: AnyBody - Ergebnisse Shapiro-Wilk-Test

Bewegung	N	Mittelwert	Standardabweichung	Statistik	df	Sig.
BK2_M2_S_Z	14	0.21	0.037	0.939	14	.403
BK3_M2_S_Z	12	0.19	0.032	0.836	12	.025*
BK4_M2_S_Z	15	0.14	0.017	0.955	15	.607
BK1_M2_N_X	14	0.04	0.007	0.963	14	.767
BK2_M2_N_X	10	0.06	0.007	0.914	10	.306
BK3_M2_N_X	15	0.05	0.009	0.919	15	.184
BK4_M2_N_X	14	0.04	0.011	0.876	14	.050*
BK1_M2_N_Y	14	0.03	0.011	0.946	14	.497
BK2_M2_N_Y	12	0.02	0.011	0.946	12	.582
BK3_M2_N_Y	14	0.03	0.011	0.985	14	.994
BK4_M2_N_Y	11	0.04	0.007	0.925	11	.367
BK1_M2_N_Z	13	0.05	0.012	0.95	13	.601
BK2_M2_N_Z	13	0.07	0.007	0.952	13	.624
BK3_M2_N_Z	12	0.07	0.009	0.852	12	.039*
BK4_M2_N_Z	15	0.06	0.007	0.898	15	.089
BK1_M2_R_X	14	0.14	0.017	0.916	14	.190*
BK2_M2_R_X	8	0.13	0.015	0.84	8	.075
BK3_M2_R_X	15	0.12	0.016	0.94	15	.388
BK4_M2_R_X	14	0.13	0.016	0.951	14	.569
BK1_M2_R_Y	13	0.15	0.016	0.919	13	.245
BK2_M2_R_Y	11	0.16	0.026	0.921	11	.326
BK3_M2_R_Y	14	0.15	0.018	0.922	14	.235
BK4_M2_R_Y	15	0.15	0.017	0.94	15	.388
BK1_M2_R_Z	8	0.15	0.017	0.956	8	.769
BK2_M2_R_Z	7	0.14	0.014	0.92	7	.473
BK3_M2_R_Z	5	0.14	0.008	0.904	5	.432
BK4_M2_R_Z	8	0.14	0.016	0.927	8	.490

Tab. 10.19: AnyBody - Levene-Test bzgl. der Bewegungsrichtungen

Betrachtungsfokus	Levene-Statistik	df1	df2	Sig.
BK1_M1_UA	0.983	2	33	.385
BK1_M1_OA	0.522	2	32	.598
BK1_M1_S	0.456	2	42	.637
BK1_M1_N	0.900	2	35	.416
BK1_M1_R	0.593	2	28	.560
BK1_M2_UA	0.711	2	27	.500
BK1_M2_OA	2.475	2	30	.101
BK1_M2_S	1.894	2	40	.164
BK1_M2_N	1.460	2	38	.245

Fortsetzung Tabelle 10.19: AnyBody - Levene-Test bezüglich der Bewegungsrichtungen

Betrachtungsfokus	Levene- Statistik	df1	df2	Sig.
BK1_M2_R	0.115	2	32	.892
BK2_M1_UA	4.000	2	32	.028*
BK2_M1_OA	4.949	2	27	.015*
BK2_M1_S	1.920	2	37	.161
BK2_M1_N	3.098	2	33	.058
BK2_M1_R	0.717	2	26	.498
BK2_M2_UA	1.153	2	25	.332
BK2_M2_OA	3.030	2	23	.068
BK2_M2_S	4.854	2	37	.013
BK2_M2_N	1.192	2	32	.317
BK2_M2_R	1.122	2	23	.343
BK3_M1_UA	13.299	2	45	< .001*
BK3_M1_OA	4.889	2	29	.015*
BK3_M1_S	3.834	2	32	.032*
BK3_M1_N	9.503	2	24	.001*
BK3_M1_R	1.156	2	28	.329
BK3_M2_UA	2.556	2	22	.100
BK3_M2_OA	0.824	2	22	.452
BK3_M2_S	1.249	2	30	.301
BK3_M2_N	0.652	2	38	.527
BK3_M2_R	1.768	2	31	.187
BK4_M1_UA	4.932	2	31	.014*
BK4_M1_OA	2.132	2	22	.142
BK4_M1_S	0.116	2	35	.891
BK4_M1_N	0.761	2	33	.475
BK4_M1_R	0.305	2	30	.739
BK4_M2_UA	3.591	2	29	.040*
BK4_M2_OA	0.002	2	30	.998
BK4_M2_S	1.221	2	39	.306
BK4_M2_N	0.751	2	37	.479
BK4_M2_R	0.239	2	34	.789

Tab. 10.17: AnyBody - Levene-Test bzgl. der Körperteile

Betrachtungsfokus	Levene-Statistik	df1	df2	Sig.
Betrachtungs-fokus	Levene-Statistik	df1	df2	Sig.
BK1_M1	9.410	4	180	< 0.001*
BK1_M2	18.409	4	177	< 0.001*
BK2_M1	14.669	4	165	< 0.001*
BK2_M2	6.688	4	150	< 0.001*
BK3_M1	14.521	4	168	< 0.001*
BK3_M2	18.919	4	153	< 0.001*
BK4_M1	9.571	4	161	< 0.001*
BK4_M2	16.557	4	179	< 0.001*

Tab. 10.18: AnyBody - Levene-Test bzgl. der Bewegungskordinate

Betrachtungsfokus	Levene-Statistik	df1	df2	Sig.
M1_UA_X	0.572	3	42	.637
M1_OA_X	1.601	3	38	.205
M1_S_X	1.452	3	47	.240
M1_N_X	3.873	3	38	.016*
M1_R_X	6.240	3	40	.001*
M2_UA_X	1.293	3	32	.294
M2_OA_X	4.944	3	51	.004
M2_S_X	6.163	3	49	.001*
M2_N_X	1.229	3	46	.310
M2_R_X	0.524	3	41	.668
M1_UA_Y	7.141	3	41	.001*
M1_OA_Y	0.855	3	43	.472
M1_S_Y	0.313	3	36	.816
M1_N_Y	1.719	3	38	.179
M1_R_Y	0.383	3	38	.766
M2_UA_Y	0.631	3	29	.601
M2_OA_Y	1.653	3	26	.202
M2_S_Y	1.094	3	46	.361
M2_N_Y	4.384	3	41	.009*
M2_R_Y	4.576	3	31	.009*
M1_UA_Z	1.387	3	33	.264
M1_OA_Z	1.651	3	48	.190
M1_S_Z	4.958	3	47	.005*
M1_N_Z	1.382	3	51	.259
M1_R_Z	0.644	3	49	.590
M2_UA_Z	0.756	3	47	.525
M2_OA_Z	1.558	3	49	.211
M2_S_Z	0.847	3	47	.475
M2_N_Z	0.266	3	49	.850
M2_R_Z	1.652	3	24	.204

Tab. 10.20: AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Körperteile - $\alpha = .005$

Vergleich		Friedman-Test				Wilcoxon-Rangsummentest								
BK	M	BR	KT	-	KT	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
Montageobjekt 1														
1	1	X	alle	-	alle	19,04	4	.001*	0,029	0,093	.005*	-2,803	10	.89
			UA	-	S									
			3,14%	-	9,48%									
			UA	-	R				0,029	0,15	.018	-2,366	7	.89
			3,14%	-	15,30%									
			OA	-	R				0,053	0,15	.018	-2,366	6	.97
			5,62%	-	15,30%									
			OA	-	S				0,053	0,093	.001*	-3,18	13	.88
			5,62%	-	9,48%									
			OA	-	R				0,053	0,031	.018	-2,366	7	.89
			5,62%	-	15,30%									
			S	-	N				0,093	0,031	.003*	-2,934	11	.88
			9,48%	-	3,11%									
			S	-	R				0,093	0,15	.012	-2,521	8	.89
			9,48%	-	15,30%									
			N	-	R				0,031	0,15	.028	-2,201	6	.9
			3,11%	-	15,30%									
Montageobjekt 2														
1	1	Y	alle	-	alle	18,56	4	.001*	0,03	0,078	.002*	-3,059	12	.88
			UA	-	S									
			3,53%	-	8,11%									
			UA	-	R				0,03	0,151	.012	-2,512	8	.89
			3,53%	-	15,26%									

Vergleich		Friedman-Test				Wilcoxon-Rangsummentest									
BK	M	BR	KT	-	KT	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r	
			OA	-	R				0,054	0,151	.012	-2,521	8	.89	
			5,70%	-	15,26%										
			S	-	N				0,078	0,033	.003*	-2,934	11	.88	
			8,11%	-	3,28%										
			S	-	R				0,078	0,151	.005*	-2,803	10	.89	
			8,11%	-	15,26%										
			N	-	R				0,033	0,151	.012	-2,521	8	.89	
			3,28%	-	15,26%										
1	1	Z	alle				23,771	4	< .001**						
			UA	-	S				0,037	0,093	.001*	-3,18	13	.88	
			4,15%	-	9,18%										
			UA	-	R				0,037	0,143	.003*	-2,934	11	.88	
			4,15%	-	14,96%										
			OA	-	S				0,045	0,093	.002*	-3,059	12	.88	
			4,74%	-	9,18%										
			OA	-	R				0,045	0,143	.008	-2,666	9	.89	
			4,74%	-	14,96%										
			S	-	N				0,093	0,032	.001*	-3,408	15	.88	
			9,18%	-	3,18%										
			S	-	R				0,093	0,032	.002*	-3,059	12	.88	
			9,18%	-	14,96%										
			N	-	R				0,032	0,143	.001*	-3,18	13	.88	
			3,18%	-	14,96%										

Vergleich		Fortsetzung Tabelle 10.20: AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Körperteile												
		Friedman-Test					Wilcoxon-Rangsummentest							
BK	M	BR	KT	-	KT	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
2	1	X	alle	-	alle	18,08	4	.001*	0,035	0,121	.001*	-3,18	13	.88
			UA	-	S									
			3.40%	-	11.99%									
			UA	-	N				0,035	0,028	.005*	-2,803	10	.89
			3.40%	-	2.80%									
			UA	-	R				0,035	0,143	.005*	-2,803	10	.89
			3.40%	-	14.81%									
			OA	-	S				0,071	0,121	.005*	-2,803	10	.89
			6.33%	-	11.99%									
			OA	-	R				0,071	0,121	.012	-2,521	8	.89
			6.33%	-	14.81%									
			S	-	N				0,121	0,028	.003*	-2,934	11	.88
			11.99%	-	2.80%									
			S	-	R				0,121	0,143	.003*	-2,934	11	.88
			11.99%	-	14.81%									
			N	-	R				0,028	0,143	.012	-2,521	8	.89
			2.80%	-	14.81%									
2	1	Y	alle	-	alle	10,933	4	.027*	0,012	0,121	.018	-2,366	7	.89
			UA	-	OA									
			2.46%	-	11.04%									
			UA	-	S				0,012	0,116	.012	-2,512	8	.89
			2.46%	-	11.54%									
			UA	-	R				0,012	0,144	.043	-2,023	5	.9
			2.46%	-	14.64%									
			OA	-	N				0,121	0,015	.005*	-2,803	10	.89

Vergleich		Friedman-Test				Wilcoxon-Rangsummentest										
BK	M	BR	KT	-	KT	-	KT	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
			11.04%	-	1.93%											
			S	-	N						0.116	0.015	.002*	-3.059	12	.88
			11.54%	-	1.93%											
			N	-	R						0.015	0.144	.008	-2.666	9	.89
			1.93%	-	14.64%											
2	1	Z	alle	-	alle		16	4	.003*		0.045	0.112	.005*	-2.803	10	.89
			UA	-	S											
			4.68%	-	11.62%						0.045	0.145	.012	-2.521	8	.89
			UA	-	R											
			4.68%	-	15.34%						0.056	0.112	.012	-2.521	8	.89
			OA	-	S											
			6.30%	-	11.62%						0.056	0.145	.028	-2.201	6	.9
			6.30%	-	15.34%											
			OA	-	R						0.112	0.031	.003*	-2.934	11	.88
			S	-	N											
			11.62%	-	3.18%						0.112	0.145	.008	-2.666	9	.89
			S	-	R											
			11.62%	-	15.34%						0.031	0.145	.018	-2.366	7	.89
			N	-	R											
			3.18%	-	15.34%											
3	1	X	alle	-	alle		9.333	4	.053		0.03	0.132	.001*	-3.18	13	.88
			UA	-	S											
			2.77%	-	12.60%						0.03	0.142	.008	-2.666	9	.89
			UA	-	R											

Fortsetzung Tabelle 10.20: AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Körperteile														
Vergleich			Wilcoxon-Rangsummentest											
BK	M	BR	KT	-	KT	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
			2.77%	-	14.43%				0.035	0.132	.003*	-2.934	11	.88
			OA	-	S				0.035	0.142	.018	-2.366	7	.89
			4.82%	-	12.60%				0.132	0.032	.005*	-2.803	10	.89
			OA	-	R				0.032	0.142	.043	-2.023	5	.9
			4.82%	-	14.43%				0.032	0.142	.043	-2.023	5	.9
			S	-	N				0.032	0.142	.043	-2.023	5	.9
			12.60%	-	3.21%				0.032	0.142	.043	-2.023	5	.9
			N	-	R				0.032	0.142	.043	-2.023	5	.9
			3.21%	-	14.43%				0.032	0.142	.043	-2.023	5	.9
									0.032	0.142	.043	-2.023	5	.9
3	I	Y	alle						0.013	0.095	.018	-2.366	8	.84
			UA	-	OA				0.013	0.099	.012	-2.521	8	.89
			1.39%	-	8.49%				0.013	0.099	.012	-2.521	8	.89
			UA	-	S				0.013	0.153	.005*	-2.803	10	.89
			1.39%	-	10.06%				0.021	0.153	.028	-2.201	7	.83
			UA	-	R				0.021	0.153	.028	-2.201	7	.83
			1.39%	-	14.24%				0.021	0.153	.028	-2.201	7	.83
			N	-	R				0.021	0.153	.028	-2.201	7	.83
			2.76%	-	14.24%				0.021	0.153	.028	-2.201	7	.83
3	I	Z	alle			10.667	4	.031*	0.049	0.082	.018	-2.366	7	.89
			UA	-	S				0.049	0.034	.028	-2.201	6	.9
			4.58%	-	8.87%				0.049	0.034	.028	-2.201	6	.9
			UA	-	N				0.049	0.143	.012	-2.521	8	.89
			4.58%	-	3.16%				0.049	0.143	.012	-2.521	8	.89
			UA	-	R				0.049	0.143	.012	-2.521	8	.89
			4.58%	-	3.16%				0.049	0.143	.012	-2.521	8	.89

Vergleich		Friedman-Test				Wilcoxon-Rangsummentest										
BK	M	BR	KT	-	KT	-	KT	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
			4.58%	-	14.24%											
		OA	-	S	8.87%						0.048	0.082	.017	-2.38	8	.84
		4.77%	-	8.87%												
		OA	-	R	14.24%						0.048	0.143	.018	-2.366	7	.89
		4.77%	-	14.24%												
		S	-	N	3.16%						0.082	0.034	.028	-2.201	6	.9
		8.87%	-	3.16%												
		S	-	R	14.24%						0.082	0.143	.018	-2.633	7	1.
		8.87%	-	14.24%												
		N	-	R	14.24%						0.034	0.143	.028	-2.201	6	.9
		3.16%	-	14.24%												
4	1	X	alle			12	4	.017*			0.024	0.097	.012	-2.521	8	.89
		UA	-	S	9.91%						0.024	0.145	.012	-2.521	8	.89
		2.16%	-	9.91%												
		UA	-	R	14.58%						0.047	0.145	.028	-2.201	6	.9
		2.16%	-	14.58%												
		OA	-	R	14.58%						0.097	0.035	.008	-2.666	9	.89
		5.23%	-	14.58%												
		S	-	N	3.50%						0.097	0.145	.005*	-2.803	10	.89
		9.91%	-	3.50%												
		S	-	R	14.58%						0.035	0.145	.008	-2.666	9	.89
		9.91%	-	14.58%												
		N	-	R	14.58%											
		3.50%	-	14.58%												

Vergleich		Fortsetzung Tabelle 10.20: AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Körperteile												
BK	M	BR	KT	-	KT	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
		Friedman-Test												
		Wilcoxon-Rangsummentest												
4	I	Y	alle	-	S	20,933	4	< .001**	0,03	0,065	.012	-2,521	8	.89
		UA	2,66%	-	6,15%				0,03	0,146	.018	-2,366	7	.89
		UA	2,66%	-	14,70%				0,048	0,065	.003*	-2,934	11	.88
		OA	4,42%	-	6,15%				0,048	0,146	.008	-2,666	9	.89
		OA	4,42%	-	14,70%				0,065	0,035	.002*	-3,059	12	.88
		S	6,15%	-	3,70%				0,065	0,146	.003*	-2,934	11	.88
		S	6,15%	-	14,70%				0,035	0,146	.005*	-2,803	10	.89
		N	3,70%	-	14,70%									
4	I	Z	alle	-	S	11,467	4	.022*	0,044	0,069	.002*	-3,059	12	.88
		UA	4,41%	-	7,14%				0,044	0,034	.010	-2,589	12	.75
		UA	4,41%	-	3,49%				0,044	0,141	.005*	-2,803	10	.89
		UA	4,41%	-	14,46%				0,045	0,069	.018	-2,366	7	.89
		OA	4,26%	-	7,14%									

Fortsetzung Tabelle 10.20: AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Körperteile														
Vergleich				Wilcoxon-Rangsummentest										
BK	M	BR	KT	-	KT	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
			OA	-	R				0,045	0,141	,043	-2,023	5	,9
			4,26%	-	14,46%									
			S	-	N				0,069	0,034	,005*	-2,803	10	,89
			7,14%	-	3,49%									
			S	-	R				0,069	0,141	,012	-2,521	8	,89
			7,14%	-	14,46%									
			N	-	R				0,034	0,141	,012	-2,521	8	,89
			3,49%	-	14,46%									
Montageobjekt 2														
1	2	X	alle	-	N	17,12	4	,002*	0,189	0,042	,012	-2,521	6	1,03
			UA	-	4,29%									
			19,20%	-					0,183	0,042	,003*	-2,936	11	,89
			OA	-	N									
			18,20%	-	4,29%				0,183	0,14	,003*	-2,936	11	,89
			OA	-	R									
			18,20%	-	14,12%				0,177	0,042	,001*	-3,296	14	,88
			S	-	N									
			17,86%	-	4,29%				0,177	0,14	,001*	-3,296	14	,88
			S	-	R									
			17,86%	-	14,12%				0,042	0,14	,001*	-3,181	13	,88
			N	-	R									
			4,29%	-	14,12%									
1	2	Y	alle	-	S	21,732	4	< ,001**	0,192	0,106	,012	-2,521	8	,89
			UA	-										

Fortsetzung Tabelle 10.20: AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Körperteile														
Vergleich														
Friedman-Test														
BK	M	BR	KT	-	KT	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
			18,47%	-	10,56%									
			UA	-	N				0,192	0,032	,012	-2,521	8	,89
			18,47%	-	3,15%									
			OA	-	S				0,148	0,106	,008	-2,668	9	,89
			15,36%	-	10,56%									
			OA	-	N				0,148	0,032	,008	-2,668	9	,89
			15,36%	-	3,15%									
			S	-	N				0,106	0,032	,001*	-3,297	14	,88
			10,56%	-	3,15%									
			S	-	R				0,106	0,151	,001*	-3,181	13	,88
			10,56%	-	15,24%									
			N	-	R				0,032	0,151	,001*	-3,181	13	,88
			3,15%	-	15,24%									
			alle			16,64	4	,002*						
			UA	-	OA				0,248	0,168	,003*	-2,936	11	,89
			25,64%	-	16,22%									
			UA	-	S				0,248	0,148	,001*	-3,181	13	,88
			25,64%	-	15,00%									
			UA	-	N				0,248	0,05	,002*	-3,061	12	,88
			25,64%	-	5,11%									
			UA	-	R				0,248	0,152	,012	-2,366	7	,89
			25,64%	-	15,03%									
			OA	-	N				0,168	0,05	,003*	-2,936	11	,89
			16,22%	-	5,11%									
			S	-	N				0,148	0,05	,001*	-3,181	13	,88

Vergleich		Friedman-Test				Wilcoxon-Rangsummentest								
BK	M	BR	KT	-	KT	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
			15.00%	-	5.11%									
			N	-	R				0.05	0.152	.018	-2.366	7	.89
			5.11%	-	15.03%									
2	2	X		alle		12	4	.017*						
			UA	-	N				0.237	0.058	.018	-2.366	7	.89
			24.24%	-	5.91%									
			UA	-	R				0.237	0.126	.028	-2.201	6	.9
			24.24%	-	12.63%									
			OA	-	S				0.229	0.266	.003*	-2.934	11	.88
			20.93%	-	26.79%									
			OA	-	N				0.229	0.058	.018	-2.366	7	.89
			20.93%	-	5.91%									
			OA	-	R				0.229	0.126	.028	-2.201	6	.9
			20.93%	-	12.63%									
			S	-	N				0.266	0.058	.005*	-2.803	10	.89
			26.79%	-	5.91%									
			S	-	R				0.266	0.126	.012	-2.521	8	.89
			26.79%	-	12.63%									
			N	-	R				0.058	0.126	.043	-2.023	5	.9
			5.91%	-	12.63%									
2	2	Y		alle		7.6	4	.107						
			UA	-	N				0.116	0.018	.018	-2.366	7	.89
			11.58%	-	2.07%									
			S	-	N				0.166	0.018	.007	-2.701	10	.85

Fortsetzung Tabelle 10.20: AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Körperteile														
Vergleich		Friedman-Test				Wilcoxon-Rangsummentest								
BK	M	BR	KT	-	KT	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
			15.97%	-	2.07%									
			N	-	R				0.018	0.159	.003*	-2.934	11	.88
			2.07%	-	16.04%									
2	2	Z	alle			11.467	4	.022*						
			UA	-	OA				0.296	0.195	.018	-2.366	7	.89
			28.80%	-	17.70%									
			UA	-	S				0.296	0.208	.013	-2.497	10	.79
			28.80%	-	21.07%									
			UA	-	N				0.296	0.066	.008	-2.666	9	.89
			28.80%	-	6.51%									
			UA	-	R				0.296	0.137	.068	-1.826	4	.91
			28.80%	-	14.02%									
			OA	-	N				0.195	0.066	.017	-2.38	8	.84
			17.70%	-	6.51%									
			S	-	N				0.208	0.066	.001*	-3.18	13	.88
			21.07%	-	6.51%									
			N	-	R				0.066	0.137	.018	-2.366	7	.89
			6.51%	-	14.02%									
3	2	X	alle			6.8	4	.147						
			UA	-	N				0.211	0.051	.008	-2.366	7	.89
			20.80%	-	4.79%									
			UA	-	R				0.211	0.119	.018	-2.366	7	.89
			20.80%	-	12.34%									
			OA	-	N				0.223	0.051	.005*	-2.803	10	.89

Vergleich		Friedman-Test				Wilcoxon-Rangsummentest								
BK	M	BR	KT	-	KT	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
		22.10%	OA	-	4.79%				0.233	0.119	.005*	-2.803	10	.89
		22.10%	S	-	4.79%				0.262	0.051	.005*	-2.803	10	.89
		26.99%	S	-	12.34%				0.262	0.119	.005*	-2.803	10	.89
		26.99%	N	-	12.34%				0.051	0.119	.001*	-3.408	15	.88
3	2	Y	alle	-	alle	7.6	4	.107						
3	2	Z	UA	-	OA	7.6	4	.107	0.285	0.188	.018	-2.366	7	.89
		29.52%	UA	-	18.96%				0.285	0.179	.004*	-2.845	11	.86
		29.52%	UA	-	19.22%				0.285	0.067	.003*	-2.934	11	.88
		29.52%	UA	-	6.98%				0.285	0.144	.068	-1.826	4	.91
		29.52%	OA	-	14.36%				0.188	0.067	.018	-2.366	7	.89
		18.96%	S	-	6.98%				0.179	0.067	.002*	-3.059	12	.88
		19.22%	N	-	6.98%				0.067	0.144	.068	-1.826	4	.91

Fortsetzung Tabelle 10.20: AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Körperteile																
Vergleich		Friedman-Test						Wilcoxon-Rangsummentest								
BK	M	BR	KT	-	KT	-	KT	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
			6.98%	-	14.36%											
4	2	X	alle	-	alle	-	15.36	4	.004*		0.182	0.034	.018	-2.366	7	.89
			UA	-	N	-					0.175	0.034	.002*	-3.059	12	.88
			19.13%	-	3.63%	-					0.175	0.124	.015	-2.432	12	.7
			OA	-	N	-					0.175	0.034	.002*	-3.059	12	.88
			17.10%	-	3.63%	-					0.175	0.124	.002*	-3.059	12	.88
			OA	-	R	-					0.175	0.124	.002*	-3.059	12	.88
			17.10%	-	12.70%	-					0.034	0.124	.001*	-3.296	14	.88
			S	-	N	-										
			16.68%	-	3.63%	-					0.175	0.124	.002*	-3.059	12	.88
			S	-	R	-					0.175	0.124	.002*	-3.059	12	.88
			16.68%	-	12.70%	-					0.034	0.124	.001*	-3.296	14	.88
			N	-	R	-										
			3.63%	-	12.70%	-										
4	2	Y	alle	-	alle	-	16.48	4	.002*		0.192	0.131	.012	-2.521	8	.89
			UA	-	OA	-					0.192	0.11	.005*	-2.803	10	.89
			21.18%	-	13.34%	-					0.192	0.046	.018	-2.366	7	.89
			UA	-	S	-					0.192	0.046	.018	-2.366	7	.89
			21.18%	-	11.04%	-					0.131	0.046	.012	-2.521	8	.89
			UA	-	N	-					0.11	0.046	.003*	-2.934	11	.88
			21.18%	-	4.42%	-										
			OA	-	N	-										
			13.34%	-	4.42%	-										
			S	-	N	-										

Vergleich		Friedman-Test				Wilcoxon-Rangsummentest								
BK	M	BR	KT	-	KT	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
			11.04%	-	4.42%									
			S	-	R				0.11	0.149	.001*	-3.351	15	.87
			11.04%	-	15.34%									
			N	-	R				0.046	0.149	.003*	-2.934	11	.88
			4.42%	-	15.34%									
4	2	Z	alle	-	alle	16.64	4	.002*						
			UA	-	OA				0.257	0.163	.008	-2.666	9	.89
			26.42%	-	14.89%									
			UA	-	S				0.257	0.141	.001*	-3.408	15	.88
			26.42%	-	13.70%									
			UA	-	N				0.257	0.06	.001*	-3.408	15	.88
			26.42%	-	6.12%									
			UA	-	R				0.257	0.14	.012	-2.521	8	.89
			26.42%	-	14.27%									
			OA	-	N				0.163	0.06	.008	-2.666	9	.89
			14.89%	-	6.12%									
			S	-	N				0.141	0.06	.001*	-3.408	15	.88
			13.70%	-	6.12%									
			N	-	R				0.06	0.14	.012	-2.521	8	.89
			6.12%	-	14.27%									

Tab. 10.21: AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Bewegungskordinaten - $\alpha = .0083$

Vergleich		Friedman-Test			Wilcoxon-Rangsummentest									
BR	M	KT	BK	-	KT	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
Montageobjekt I														
X	I	S	alle		alle	16.636	3	.001*	0.093	0.121	.002*	-3.045	14	.81
			BK1	-	BK2									
			9.48%	-	11.99%									
			BK1	-	BK3				0.093	0.132	.001*	-3.233	14	.86
			9.48%	-	12.60%									
			BK3	-	BK4				0.132	0.097	.004*	-2.845	11	.86
			12.60%	-	9.91%									
Y	I	OA	alle		alle	9.72	3	.021*	0.121	0.048	.015	-2.429	9	.81
			BK2	-	BK4									
			11.04%	-	4.42%									
Y	I	S	alle		alle	14.55	3	.002*	0.078	0.116	.005*	-2.83	13	.78
			BK1	-	BK2									
			8.11%	-	11.54%									
			BK1	-	BK4				0.078	0.065	.002*	-3.107	14	.83
			8.11%	-	6.15%									
			BK2	-	BK4				0.116	0.065	.003*	-2.981	12	.86
			11.54%	-	6.15%									
			BK3	-	BK4				0.1	0.065	.008*	-2.666	9	.89
			10.06%	-	6.15%									
Y	I	N	alle		alle	8.76	3	.033*	0.033	0.015	.007*	-2.701	10	.85
			BK1	-	BK2									

Fortsetzung Tabelle 10.21: AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Bewegungskordinate														
Vergleich			Wilcoxon-Rangsummentest											
BR	M	KT	BK	-	BK	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
			3,28%	-	1,93%									
			BK2	-	BK4				0,015	0,035	.005*	-2,803	10	.89
			1,93%	-	3,70%									
Z	1	S	alle			19,5	3	<.001**						
			BK1	-	BK2				0,093	0,112	.005*	-2,824	12	.82
			9,18%	-	11,62%									
			BK1	-	BK4				0,093	0,069	.003*	-2,934	11	.88
			9,18%	-	7,14%									
			BK2	-	BK3				0,112	0,082	.005*	-2,803	10	.89
			11,62%	-	8,87%									
			BK2	-	BK4				0,112	0,069	.005*	-2,803	10	.89
			11,62%	-	7,14%									
Montagegewicht 2														
X	2	UA	alle			10,714	3	.013*						
			BK2	-	BK3				0,237	0,231	.018	-2,366	7	.89
			24,24%	-	20,80%									
			BK2	-	BK4				0,237	0,183	.018	-2,366	7	.89
			24,24%	-	19,13%									
X	2	S	alle			21,933	3	<.001**						
			BK1	-	BK2				0,177	0,266	.001*	-3,408	15	.88
			17,86%	-	26,79%									
			BK1	-	BK3				0,177	0,262	.005*	-2,803	10	.89
			17,86%	-	26,99%									

Fortsetzung Tabelle 10.21: AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Bewegungskordinate														
Vergleich														
Friedman-Test														
Wilcoxon-Rangsummentest														
BR	M	KT	BK	-	BK	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
			BK2	-	BK4				0.266	0.175	.002*	-3,059	12	.88
			26,79%	-	16,68%									
			BK3	-	BK4				0.262	0.175	.008*	-2,666	9	.89
			26,99%	-	16,68%									
X	2	N	alle			18,467	3	< .001**						
			BK1	-	BK2				0.042	0.058	.007*	-2,701	10	.85
			4,29%	-	5,91%									
			BK1	-	BK4				0.042	0.034	.011	-2,551	13	
			4,29%	-	3,63%									
			BK2	-	BK3				0.058	0.051	.007*	-2,701	10	.85
			5,91%	-	4,79%									
			BK2	-	BK4				0.058	0.034	.008*	-2,666	9	.89
			5,91%	-	3,63%									
			BK3	-	BK4				0.051	0.034	.008*	-2,668	14	.71
			4,79%	-	3,63%									
X	2	R	alle			13,5	3	.004*						
			BK1	-	BK3				0.14	0.119	.001*	-3,233	14	.86
			14,12%	-	12,34%									
			BK2	-	BK3				0.126	0.119	.012	-2,521	8	.89
			12,63%	-	12,34%									
Y	2	N	alle			17,933	3	< .001**						
			BK1	-	BK4				0.032	0.046	.005*	-2,803	10	.89
			3,15%	-	4,42%									
			BK2	-	BK3				0.018	0.029	.008*	-2,667	12	.77

Fortsetzung Tabelle 10.21: AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Bewegungskordinate														
Vergleich					Wilcoxon-Rangsummentest									
BR	M	KT	BK	-	BK	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
			2.07%	-	2.98%									
			BK2	-	BK4				0.018	0.046	.008*	-2.666	9	.89
			2.07%	-	4.42%				0.029	0.046	.007*	-2.701	10	.85
			BK3	-	BK4									
			2.98%	-	4.42%									
Z	2	S	alle		alle	32	3	<.001**	0.148	0.208	.001*	-3.296	14	.88
			BK1	-	BK2				0.148	0.179	.002*	-3.059	12	.88
			15.00%	-	21.07%				0.208	0.179	.010	-2.589	12	.75
			BK1	-	BK3				0.208	0.141	.001*	-3.296	14	.88
			15.00%	-	19.22%				0.179	0.141	.002*	-3.059	12	.88
			BK2	-	BK3									
			21.07%	-	19.22%									
			BK2	-	BK4									
			21.07%	-	13.70%									
			BK3	-	BK4									
			19.22%	-	13.70%									
Z	2	N	alle		alle	10.309	3	.016*	0.05	0.066	.011	-2.551	13	.71
			BK1	-	BK2				0.05	0.066	.010	-2.578	11	.78
			5.11%	-	6.51%				0.05	0.066	.010	-2.578	11	.78
			BK1	-	BK3				0.05	0.066	.011	-2.551	13	.71
			5.11%	-	6.98%									
			BK1	-	BK4									
			5.11%	-	6.12%									

Tab. 10.22: AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Bewegungsrichtungen - $\alpha = .0167$

		Vergleich				Friedman-Test				Wilcoxon-Rangsummentest				
BK	M	KT	BR	-	BR	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
Montageobjekt 1														
1	I	S	alle		9	2	.011*	0.093	0.078	.002*	-3.067	15	.79	
			X	-	Y									
			9.48%		8.11%									
2	I	N	alle		8.857	2	.012*	0.028	0.031	.008*	-2.666	9	.89	
			X	-	Z									
			2.80%		3.18%									
			Y	-	Z			0.015	0.031	.009*	-0.524	10	.17	
			1.93%		3.18%									
3	I	UA	alle		12.667	2	.002*	0.03	0.013	.016*	-2.401	11	.72	
			X	-	Y									
			2.77%		1.39%									
			X	-	Z			0.03	0.013	.047	-1.988	10	.63	
			2.77%		1.39%									
			Y	-	Z			0.013	0.049	.005*	-2.803	10	.89	
			1.39%		4.58%									
3	I	S	alle		8	2	.018*	0.132	0.082	.007*	-2.701	10	.85	
			X	-	Z									
			12.60%		8.87%									
4	I	UA	alle		10.33	2	.006*	0.024	0.044	.005*	-2.803	10	.89	
			X	-	Z									
			2.16%		4.41%									

Fortsetzung Tabelle 10.22: AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Bewegungsrichtung		Vergleich															
BK	M	KT	BR	-	BR	BR	-	BR	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
Friedman-Test																	
Wilcoxon-Rangsummentest																	
4	1	S	Y	-	Z	2,66%	-	Z	14,25	2	.001*	0,03	0,044	.012*	-2,521	8	.89
			alle			4,41%											
			X	-	Y	9,91%	-	Y	14,25	2	.001*	0,097	0,065	.003*	-2,934	11	.88
			alle			6,15%											
			X	-	Z	9,91%	-	Z	14,25	2	.001*	0,097	0,069	.008*	-2,666	9	.89
			alle			7,14%											
Montageobjekt 2																	
1	2	UA	alle			19,20%	-	Z	9	2	.011*	0,189	0,248	.012*	-2,521	8	.89
			X	-	Z	18,47%	-	Z	9	2	.011*	0,192	0,248	.012*	-2,521	8	.89
			alle			25,64%											
			X	-	Y	17,86%	-	Y	20,571	2	<.001**	0,177	0,106	.001*	-3,296	14	.88
			alle			10,56%											
			X	-	Z	17,86%	-	Z	20,571	2	<.001**	0,177	0,148	.003*	-2,982	14	.80
			alle			15%											
			X	-	Z	10,56%	-	Z	20,571	2	<.001**	0,106	0,148	.002*	-3,108	14	.83
			alle			15%											
1	2	N	alle			4,29%	-	Y	17,167	2	<.001**	0,042	0,032	.016*	-2,411	13	.67
			X	-	Y	4,29%	-	Y	17,167	2	<.001**	0,042	0,032	.016*	-2,411	13	.67
			alle			3,15%											

Fortsetzung Tabelle 10.22: AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Bewegungsrichtung														
Vergleich														
Friedman-Test														
BK	M	KT	BR	-	BR	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
			Y	-	Z				0.032	0.05	.001*	-3.181	13	.88
			3.15%											
2	2	UA	alle			10	2	.007*						
			X	-	Y				0.237	0.116	.043	-2.023	5	.90
			24.24%											
			11.58%											
			X	-	Z				0.237	0.296	.012*	-2.521	8	.89
			24.24%											
			28.80%											
			Y	-	Z				0.116	0.296	.018	-2.366	7	.89
			11.58%											
			28.80%											
2	2	S	alle			18.727	2	<.001**						
			X	-	Y				0.266	0.166	.003*	-2.934	11	.88
			26.79%											
			15.97%											
			X	-	Z				0.266	0.208	.001*	-3.296	14	.88
			26.79%											
2	2	N	alle			14	2	.001*						
			X	-	Y				0.058	0.018	.012*	-2.521	8	.89
			5.91%											
			2.07%											
			X	-	Z				0.058	0.066	.012*	-2.521	8	.89
			5.91%											
			6.51%											
			Y	-	Z				0.018	0.066	.003*	-2.934	11	.88
			2.07%											
			6.51%											
3	2	UA	alle			8.4	2	.015*						
			X	-	Z				0.211	0.285	.018	-2.366	7	.89

Fortsetzung Tabelle 10.22: AnyBody - statistische Kennwerte für den Vergleich der Bewegungsrichtung														
Vergleich			Friedman-Test				Wilcoxon-Rangsummentest							
BK	M	KT	BR	-	BR	χ^2	df	p-Wert	Median 1	Median 2	p-Wert	Z	Ränge	r
			20,80%		29,52%									
			Y	-	Z				0,171	0,285	.028	-2,197	7	.83
			18,76%		29,52%									
3	2	S	alle		Z	5,2	2	.074*	0,262	0,179	.012*	-2,521	8	.89
			26,99%		19,22%									
3	2	N	alle		Y	20,667	2	<.001**	0,051	0,029	.003*	-2,982	12	.86
			X	-	2,98%									
			4,79%		Z				0,051	0,067	.002*	-3,059	12	.88
			X	-	6,98%									
			4,79%		Z				0,029	0,067	.002*	-3,059	12	.88
			Y	-	6,98%									
			2,98%		6,98%									
3	2	R	alle		Y	8,4	2	.015*	0,119	0,149	.001*	-3,296	14	.88
			X	-	15,30%									
			12,34%		15,30%									
4	2	S	alle		Y	11,167	2	.004*	0,175	0,11	.004*	-2,903	12	.84
			X	-	11,04%									
			16,68%		Z				0,175	0,141	.006*	-2,746	12	.79
			X	-	13,70%									
			16,68%		Z				0,11	0,141	.009*	-2,613	15	.67
			Y	-	13,70%									
			11,04%		13,70%									

Tab. 10.23: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK1_M1_X

VP	Untearm			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c												
1	.29	0.0001	0.0383	.96	-0.0003	0.0533	.99	-0.0011	0.0888	.07	0.0000	0.0281	.27	0.0000	0.1292
2	.95	0.0004	0.0368	.75	0.0000	0.0488	.99	-0.0015	0.0886	.89	-0.0001	0.0352	.82	-0.0001	0.1386
3	.39	0.0000	0.0326	.74	-0.0003	0.0633	.99	-0.0008	0.0927	.95	0.0001	0.0317	.00	0.0000	0.1496
4	.96	0.0002	0.0079	.96	-0.0008	0.0980	.90	-0.0005	0.1129	.99	0.0004	0.0352	.71	0.0001	0.1676
5	.80	0.0002	0.0301	.96	-0.0009	0.0696	.99	-0.0012	0.1112	.82	0.0001	0.0316	.76	0.0000	0.1801
7	.72	0.0001	0.0250	.97	-0.0003	0.0439	.99	-0.0013	0.0854	.83	0.0000	0.0315	.04	0.0000	0.1420
8	.94	0.0003	0.0282	.93	0.0002	0.0383	.99	-0.0009	0.0992	.72	0.0001	0.0306	.83	0.0001	0.1425
9	.97	0.0004	0.0283	.71	-0.0001	0.0760	.96	-0.0006	0.1073	.00	0.0000	0.0335	.77	0.0002	0.1661
10	.96	0.0003	0.0343	.71	-0.0001	0.0514	.99	-0.0006	0.0836	.72	0.0000	0.0258	.17	0.0000	0.1379
11	.19	0.0000	0.0234	.97	-0.0005	0.0575	.94	-0.0009	0.0953	.19	0.0000	0.0310	.09	0.0000	0.1389
12	.89	0.0003	0.0226	.77	0.0002	0.0071	.99	-0.0018	0.0864	.93	0.0002	0.0414	.44	0.0000	0.1638
13	.22	0.0003	0.0302	.13	-0.0001	0.0407	.99	-0.0011	0.0790	.92	0.0001	0.0254	.91	0.0001	0.1283
14	.95	0.0003	0.0352	.99	-0.0003	0.0740	.99	-0.0009	0.1069	.78	0.0001	0.0297	.89	0.0002	0.1555
15	.96	-0.0017	0.0672	.92	-0.0012	0.0497	.98	-0.0017	0.0962	.07	0.0000	0.0300	.95	0.0002	0.1453
16	.16	-0.0003	0.0372	.08	0.0004	0.0478	.97	-0.0008	0.0890	.78	0.0001	0.0246	.08	0.0000	0.1453

Tab. 10.24: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK1_M1_Y

VP	Unterarm			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c
1	.06	-0.0001	0.0428	.95	0.0007	0.0540	.99	0.0016	0.0697	.89	-0.0002	0.0300	.91	-0.0001	0.1328
2	.83	0.0001	0.0303	.70	0.0002	0.0483	.98	0.0015	0.0695	.90	-0.0002	0.0360	.18	0.0001	0.1380
3	.92	-0.0003	0.0443	.83	0.0005	0.0629	.99	0.0013	0.0784	.86	-0.0001	0.0314	.71	-0.0001	0.1500
4	.72	-0.0011	0.0623	.79	0.0009	0.0917	.99	0.0016	0.0928	.72	-0.0002	0.0364	.24	0.0000	0.1715
5	.04	-0.0002	0.0239	.96	-0.0017	0.1195	.88	0.0009	0.1050	.37	0.0000	0.0305	.80	0.0001	0.1791
6	.76	-0.0005	0.0527	.19	0.0004	0.0793	.99	0.0018	0.0782	.08	0.0000	0.0343	.14	0.0000	0.1679
7	.81	0.0002	0.0209	.80	0.0005	0.0316	.98	0.0015	0.0604	.84	-0.0002	0.0334	.80	-0.0001	0.1479
8	.83	0.0009	-0.0137	.91	-0.0008	0.0620	.74	-0.0002	0.1192	.94	-0.0002	0.0356	.83	-0.0002	0.1503
10	.02	0.0000	0.0324	.11	0.0000	0.0404	.96	0.0008	0.0712	.29	0.0000	0.0234	.22	-0.0001	0.1445
11	.72	-0.0001	0.0263	.00	0.0000	0.0586	.98	0.0013	0.0797	.95	-0.0002	0.0333	.00	0.0000	0.1396
12	.85	0.0005	0.0121	.78	0.0002	0.0019	.79	0.0008	0.0804	.21	0.0000	0.0414	.73	-0.0001	0.1680
13	.81	-0.0007	0.0360	.09	-0.0001	0.0412	.91	0.0006	0.0752	.97	-0.0004	0.0301	.91	-0.0001	0.1324
14	.62	0.0001	0.0302	.82	0.0009	0.0545	.98	0.0015	0.0835	.98	-0.0002	0.0336	.72	-0.0001	0.1598
15	.62	0.0002	0.0304	.85	-0.0003	0.0432	.83	0.0008	0.0741	.83	-0.0003	0.0327	.79	-0.0001	0.1520
16	.81	-0.0024	0.0780	.20	-0.0010	0.0936	.95	0.0012	0.0798	.78	-0.0001	0.0278	.90	-0.0001	0.1534

Tab. 10.25: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK1_M1_Z

VP	Unterarml			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c												
1	.98	-0.0009	0.0515	.90	0.0010	0.0420	.97	0.0004	0.0825	.99	-0.0003	0.0308	.46	0.0000	0.1290
2	.92	-0.0010	0.0470	.81	0.0006	0.0503	.73	0.0002	0.0934	.99	-0.0002	0.0352	.81	0.0001	0.1373
3	.96	-0.0005	0.0324	.34	0.0003	0.0635	.75	-0.0002	0.1048	.89	-0.0001	0.0332	.73	0.0001	0.1624
4	.83	-0.0005	0.0395	.91	0.0007	0.0968	.86	-0.0004	0.1240	.83	0.0001	0.0270	.41	-0.0001	0.1668
5	.99	-0.0007	0.0404	.13	0.0001	0.0737	.43	-0.0001	0.1186	.94	-0.0001	0.0315	.93	0.0001	0.1802
6	.73	-0.0024	0.0794	.71	0.0007	0.0694	.96	0.0004	0.0928	.79	0.0001	0.0349	.81	0.0001	0.1636
7	.99	-0.0007	0.0292	.05	-0.0001	0.0383	.76	-0.0002	0.0822	.98	-0.0002	0.0324	.89	0.0001	0.1422
8	.84	-0.0004	0.0173	.87	0.0006	0.0338	.53	-0.0001	0.0978	.99	-0.0002	0.0328	.85	0.0001	0.1430
9	.97	-0.0005	0.0344	.90	0.0009	0.0606	.76	-0.0002	0.1073	.58	0.0002	0.0292	.32	0.0000	0.1693
10	.17	-0.0001	0.0443	.92	0.0013	0.0456	.84	0.0004	0.0779	.86	-0.0001	0.0256	.82	0.0001	0.1384
11	.93	-0.0005	0.0377	.99	0.0013	0.0481	.52	-0.0002	0.1053	.96	-0.0004	0.0333	.86	0.0001	0.1365
12	.93	-0.0009	0.0317	.35	-0.0002	0.0076	.80	0.0003	0.0776	.76	-0.0001	0.0418	.96	0.0001	0.1643
13	.78	-0.0004	0.0360	.83	0.0007	0.0243	.96	0.0006	0.0710	.93	-0.0002	0.0280	.75	0.0001	0.1282
14	.97	-0.0004	0.0351	.92	0.0014	0.0388	.89	0.0002	0.0964	.94	-0.0002	0.0315	.80	0.0000	0.1570
15	.96	-0.0014	0.0701	.93	0.0010	0.0141	.79	0.0004	0.0727	.99	-0.0002	0.0329	.71	0.0001	0.1428
16	.07	-0.0002	0.0312	.88	0.0010	0.0452	.76	0.0002	0.0917	.93	-0.0002	0.0289	.51	0.0000	0.1489

Tab. 10.26: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK1_M2_X

VP	Unterarm			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c
1	.49	-0.0002	0.2628	.99	-0.0005	0.1959	.98	-0.0006	0.1927	.99	0.0005	0.0420	.72	0.0003	0.1150
2	.95	-0.0007	0.2426	.94	-0.0001	0.1693	.70	-0.0002	0.1548	.92	0.0002	0.0512	.94	0.0002	0.1258
3	.41	0.0002	0.1986	.73	-0.0004	0.1949	.57	0.0002	0.1882	.99	0.0006	0.0414	.78	0.0002	0.1581
4	.79	0.0012	0.1888	.79	-0.0007	0.2064	.75	-0.0002	0.1927	.98	0.0004	0.0494	.87	0.0002	0.1562
5	.17	-0.0002	0.1917	.95	-0.0019	0.1992	.90	-0.0006	0.2046	.99	0.0008	0.0380	.90	0.0002	0.1673
7	.82	0.0013	0.1727	.99	-0.0009	0.1529	.98	-0.0015	0.1611	.98	0.0004	0.0452	.74	0.0002	0.1313
8	.79	0.0004	0.1962	.73	-0.0004	0.1949	.75	0.0002	0.1885	.99	0.0006	0.0414	.78	0.0002	0.1581
9	.85	0.0018	0.1752	.38	0.0001	0.1867	.64	0.0004	0.1682	.98	0.0007	0.0357	.83	0.0007	0.1541
10	.89	0.0010	0.2318	.57	0.0003	0.1625	.86	-0.0004	0.1646	.91	0.0003	0.0405	.90	0.0003	0.1282
11	.86	0.0002	0.1755	.91	-0.0003	0.1727	.96	-0.0003	0.1712	.27	0.0000	0.0418	.94	0.0003	0.1274
12	.82	-0.0005	0.1501	.13	0.0003	0.0984	.99	-0.0010	0.1718	.99	0.0009	0.0590	.90	0.0002	0.1586
13	.06	-0.0020	0.2044	.50	-0.0008	0.1690	.80	-0.0008	0.1741	.99	0.0005	0.0356	.97	0.0006	0.1172
14	.08	-0.0001	0.2117	.78	-0.0003	0.1855	.95	-0.0003	0.1849	.97	0.0005	0.0435	.82	0.0003	0.1433
15	.34	-0.0009	0.2206	.22	-0.0008	0.1194	.91	-0.0005	0.1765	.97	0.0006	0.0461	.88	0.0002	0.1366
16	.87	-0.0003	0.1954	.98	-0.0009	0.1812	.75	0.0001	0.1852	.99	0.0004	0.0321	.16	0.0000	0.1369

Tab. 10.27: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK1_M2_Y

VP	Unterarm			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c
1	.47	0.0005	0.2464	1.00	0.0024	0.1706	.99	0.0069	0.1177	.99	0.0013	0.0306	.95	-0.0005	0.1261
2	.86	-0.0004	0.2112	.91	0.0016	0.1266	.99	0.0051	0.0899	.96	0.0011	0.0329	.79	-0.0004	0.1364
3	.72	-0.0003	0.2026	.84	0.0006	0.1904	.99	0.0058	0.1076	.98	0.0012	0.0165	.97	-0.0006	0.1673
4	.78	-0.0003	0.1248	1.00	0.0043	0.1227	.99	0.0060	0.0919	.74	0.0004	0.0415	.97	-0.0003	0.1659
5	.94	0.0017	0.1675	.23	-0.0003	0.1937	.98	0.0052	0.1166	.97	0.0009	0.0230	.90	-0.0003	0.1755
6	.70	0.0012	0.1975	.90	0.0021	0.1737	.99	0.0043	0.1266	.94	0.0005	0.0368	.78	-0.0002	0.1611
7	.74	-0.0003	0.1864	.99	0.0013	0.1235	.99	0.0052	0.0901	.99	0.0008	0.0389	.89	-0.0004	0.1401
8	.79	-0.0004	0.2036	.84	0.0006	0.1904	.99	0.0058	0.1076	.98	0.0012	0.0165	.97	-0.0006	0.1673
9	.01	-0.0006	0.3732	.93	0.0010	0.1481	.99	0.0040	0.0877	.83	0.0004	0.0354	.70	-0.0003	0.1703
10	.87	-0.0183	0.4697	.26	-0.0023	0.1810	.94	0.0044	0.1041	.99	0.0012	0.0279	.83	-0.0004	0.1389
11	.00	-0.0001	0.1834	.47	0.0018	0.1430	.99	0.0067	0.0950	.99	0.0014	0.0194	.89	-0.0002	0.1355
12	.12	0.0037	0.0869	.00	0.0001	0.0957	.92	0.0032	0.1339	.79	0.0003	0.0568	.38	-0.0002	0.1598
14	.54	0.0003	0.1837	.96	0.0029	0.1367	.99	0.0060	0.1125	.99	0.0011	0.0283	.98	-0.0004	0.1507
15	.79	-0.0120	0.3935	.45	-0.0019	0.1761	.98	0.0056	0.0971	.99	0.0011	0.0364	.96	-0.0005	0.1455

Tab. 10.28: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK1_M2_Z

VP	Unterarmer			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c
1	.99	-0.0055	0.3208	.93	0.0013	0.1738	.99	0.0031	0.1460	.04	0.0000	0.0395	.14	0.0000	0.1176
2	.99	-0.0052	0.2853	.82	0.0008	0.1670	.97	0.0024	0.1544	.93	-0.0004	0.0498	.71	-0.0001	0.1269
3	.99	-0.0038	0.2363	.88	0.0006	0.1901	.97	0.0015	0.1741	.81	-0.0004	0.0410	.75	-0.0001	0.1576
4	.98	-0.0038	0.2484	.98	0.0012	0.1979	.96	0.0009	0.1974	.98	-0.0006	0.0552	.85	-0.0002	0.1623
5	.96	-0.0029	0.2096	.71	0.0006	0.1702	.97	0.0019	0.1781	.97	-0.0003	0.0432	.00	0.0000	0.1685
6	.96	-0.0041	0.2734	.96	0.0015	0.1695	.99	0.0019	0.1514	.99	-0.0005	0.0530	.79	-0.0001	0.1622
7	.99	-0.0044	0.2320	.82	0.0002	0.1384	.98	0.0009	0.1446	.99	-0.0005	0.0564	.60	0.0001	0.1321
8	.99	-0.0038	0.2363	.88	0.0006	0.1901	.97	0.0015	0.1741	.81	-0.0004	0.0410	.35	0.0000	0.1572
10	.99	-0.0041	0.2770	.99	0.0009	0.1605	.99	0.0021	0.1505	.97	-0.0003	0.0395	.03	0.0000	0.1304
11	.99	-0.0034	0.2370	1.00	0.0027	0.1388	.99	0.0026	0.1380	.84	0.0002	0.0330	.15	0.0000	0.1256
12	.92	-0.0030	0.2128	.01	0.0000	0.0898	.99	0.0019	0.1342	.92	-0.0002	0.0643	.01	0.0000	0.1589
14	.99	-0.0041	0.2718	.84	0.0010	0.1176	.97	0.0024	0.1299	.97	-0.0008	0.0793	.75	-0.0001	0.1747
15	.99	-0.0048	0.2921	.26	0.0002	0.1438	.99	0.0034	0.0987	.97	-0.0004	0.0585	.70	-0.0001	0.1406
16	.34	-0.0021	0.2239	.82	0.0013	0.1323	.99	0.0031	0.1281	.99	-0.0005	0.0504	.75	-0.0001	0.1458

Tab. 10.29: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für *BK2_M1_X*

VP	Unterarm			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R^2	m	c	R^2	m	c	R^2	m	c	R^2	m	c	R^2	m	c
1	.78	0.0001	0.0488	.99	-0.0008	0.0850	.99	-0.0008	0.1181	.74	0.0000	0.0271	.76	-0.0001	0.1282
2	.98	0.0006	0.0372	.07	0.0000	0.0460	.98	-0.0015	0.1156	.09	0.0000	0.0316	.75	-0.0001	0.1430
3	.99	0.0005	0.0317	.98	-0.0007	0.0922	.99	-0.0012	0.1371	.98	-0.0001	0.0316	.15	0.0000	0.1675
4	.94	0.0004	0.0359	.77	-0.0002	0.1146	.99	-0.0011	0.1524	.88	0.0001	0.0282	.75	-0.0001	0.1687
6	.99	0.0005	0.0383	.99	-0.0008	0.0947	.99	-0.0009	0.1303	.71	0.0000	0.0340	.70	-0.0001	0.1656
7	.82	0.0002	0.0353	.97	-0.0004	0.0482	.99	-0.0014	0.1124	.93	-0.0001	0.0280	.71	-0.0001	0.1412
8	.99	0.0015	0.0352	.99	0.0021	-0.0174	.93	-0.0007	0.1088	.86	0.0002	0.0238	.70	0.0001	0.1420
9	.94	0.0005	0.0357	.53	-0.0001	0.1079	.98	-0.0007	0.1370	.75	-0.0001	0.0332	.32	-0.0001	0.1703
11	.57	0.0004	0.0246	.97	-0.0005	0.0620	.98	-0.0011	0.1242	.80	-0.0001	0.0291	.74	-0.0001	0.1402
12	.98	0.0002	0.0162	.76	0.0003	0.0026	.99	-0.0012	0.0905	.09	0.0000	0.0409	.89	-0.0002	0.1718
13	.99	0.0004	0.0341	.61	0.0001	0.0408	.99	-0.0009	0.1052	.98	0.0002	0.0193	.80	0.0001	0.1269
14	.99	0.0003	0.0392	.87	-0.0004	0.0809	.97	-0.0006	0.1279	.81	0.0001	0.0251	.35	-0.0001	0.1567
15	.72	-0.0012	0.0313	.37	-0.0002	0.0243	.98	-0.0013	0.0948	.96	-0.0003	0.0290	.95	-0.0002	0.1494
16	.75	0.0000	0.0235	.83	-0.0003	0.0528	.99	-0.0012	0.1239	.16	0.0000	0.0254	.88	-0.0002	0.1520

Tab. 10.30: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK2_M1_Y

VP	Unterarm			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c
1	.91	0.0019	-0.0168	.75	-0.0015	0.1178	.93	0.0010	0.0804	.74	0.0003	0.0144	.27	0.0001	0.1264
2	.70	0.0002	0.0234	.97	-0.0005	0.0475	.86	-0.0006	0.1189	.92	0.0002	0.0242	.73	0.0001	0.1443
3	.88	0.0010	-0.0050	.79	-0.0023	0.1608	.07	0.0001	0.1376	.03	0.0001	0.0271	.37	0.0002	0.1639
4	.98	0.0012	-0.0328	.82	-0.0014	0.1403	.97	0.0020	0.0682	.97	-0.0003	0.0456	.74	0.0002	0.1677
5	.08	0.0002	0.0777	.80	-0.0016	0.0699	.98	-0.0012	0.1560	.97	0.0005	0.0117	.32	0.0002	0.1846
6	.80	-0.0004	0.0572	.97	-0.0040	0.2213	.87	-0.0008	0.1682	.92	0.0003	0.0241	.74	0.0002	0.1623
7	.90	0.0001	0.0312	.94	-0.0006	0.0504	.97	-0.0011	0.1365	.84	0.0002	0.0234	.16	-0.0001	0.1518
8	.05	0.0001	0.0656	.80	-0.0020	0.1239	.86	-0.0004	0.1200	.97	0.0002	0.0151	.81	0.0003	0.1298
9	.90	0.0006	0.0106	.87	-0.0013	0.1500	.79	0.0009	0.0984	.19	-0.0001	0.0416	.40	0.0002	0.1667
10	.79	-0.0013	0.0869	.53	-0.0012	0.0792	.85	-0.0005	0.1161	.92	0.0002	0.0226	.70	0.0002	0.1431
11	.05	0.0001	0.0263	.92	-0.0029	0.1634	.82	-0.0002	0.1336	.71	0.0004	0.0138	.75	0.0001	0.1434
12	.00	0.0000	0.0256	.14	-0.0009	0.0458	.77	-0.0002	0.0927	.95	0.0006	0.0190	.83	0.0010	0.1448
13	.73	0.0001	0.0117	.94	-0.0016	0.0839	.76	-0.0004	0.1046	.99	0.0004	0.0086	.77	0.0002	0.1278
14	.00	0.0000	0.0371	.91	-0.0026	0.1494	.23	-0.0003	0.1302	.72	0.0003	0.0155	.02	0.0000	0.1585
16	.26	0.0000	0.0471	.98	-0.0011	0.0671	.80	-0.0002	0.1068	.78	0.0004	0.0129	.75	0.0001	0.1545

Tab. 10.31: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK2_M1_Z

VP	Unterarm			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c												
1	.96	-0.0008	0.0525	.00	0.0000	0.0657	.87	0.0004	0.1083	.96	-0.0003	0.0291	.00	0.0000	0.1300
2	.99	-0.0010	0.0443	.71	-0.0007	0.0502	.96	0.0008	0.1030	.86	-0.0001	0.0334	.90	0.0001	0.1450
3	.82	-0.0009	0.0372	.77	-0.0005	0.0913	.76	-0.0002	0.1371	.92	-0.0002	0.0324	.91	0.0001	0.1672
4	.93	-0.0009	0.0481	.32	-0.0002	0.1109	.80	-0.0002	0.1451	.98	-0.0005	0.0399	.75	-0.0001	0.1736
5	.98	-0.0008	0.0865	.72	-0.0009	0.0524	.70	-0.0001	0.1249	.48	0.0000	0.0272	.92	0.0001	0.1844
7	.99	-0.0007	0.0395	.95	-0.0003	0.0416	.97	-0.0004	0.1055	.99	-0.0003	0.0310	.81	0.0000	0.1422
8	.90	-0.0007	0.0209	.00	0.0000	0.0069	.80	-0.0002	0.0915	.93	-0.0002	0.0267	.72	0.0001	0.1428
9	.96	-0.0008	0.0465	.40	-0.0001	0.0950	.72	-0.0002	0.1350	.96	-0.0003	0.0365	.35	0.0000	0.1719
11	.45	-0.0009	0.0497	.01	0.0001	0.0672	.71	-0.0002	0.1267	.99	-0.0003	0.0320	.74	0.0000	0.1425
12	.40	-0.0013	0.0639	.87	-0.0023	0.0820	.72	-0.0001	0.1075	.75	-0.0001	0.0295	.05	0.0000	0.1446
13	.96	-0.0006	0.0503	.94	-0.0010	0.0552	.83	0.0003	0.0955	.00	0.0000	0.0202	.84	0.0001	0.1277
14	.98	-0.0006	0.0476	.79	0.0002	0.0733	.94	0.0003	0.1187	.97	-0.0002	0.0298	.73	0.0001	0.1550
15	.82	-0.0008	0.0415	.40	-0.0003	0.0224	.63	-0.0001	0.0929	.88	-0.0003	0.0335	.14	0.0000	0.1505
16	.04	-0.0001	0.0182	.86	-0.0010	0.0577	.81	0.0003	0.1125	.82	-0.0001	0.0278	.44	0.0000	0.1534

Tab. 10.32: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK2_M2_X

VP	Unterarm			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c												
1	.84	-0.0006	0.2841	90	-0.0005	0.2385	.98	-0.0011	0.2977	94	0.0002	0.0685	.95	0.0004	0.1068
2	.91	0.0028	0.2274	.63	0.0007	0.1782	.98	-0.0016	0.2597	.98	0.0005	0.0716	.71	0.0001	0.1258
3	.70	0.0002	0.2324	.97	-0.0005	0.2798	.81	-0.0002	0.3193	.94	-0.0001	0.0608	.25	0.0000	0.1499
4	.00	-0.0001	0.2136	28	-0.0012	0.2858	.96	-0.0009	0.2834	.00	0.0000	0.0551	.34	-0.0001	0.1541
5	.84	-0.0017	0.3452	.81	-0.0004	0.1211	.99	-0.0014	0.2900	.78	0.0002	0.0562	.04	0.0000	0.1652
6	.81	-0.0002	0.2587	.97	-0.0008	0.2379	.76	-0.0001	0.2395	.70	0.0005	0.0512	.31	0.0001	0.1552
7	.89	0.0008	0.2109	98	-0.0008	0.1611	.99	-0.0017	0.2368	.42	-0.0001	0.0631	.02	0.0000	0.1258
9	.49	-0.0002	0.2441	.72	-0.0001	0.2295	.91	-0.0003	0.2517	.25	0.0000	0.0564	.76	0.0002	0.1580
10	.73	0.0018	0.2292	.34	0.0003	0.1784	.97	-0.0010	0.2346	.71	0.0002	0.0577	.74	0.0001	0.1268
11	.00	0.0000	0.2357	70	-0.0004	0.2454	.81	-0.0005	0.2660	.42	-0.0001	0.0548	.71	0.0001	0.1256
12	.73	-0.0007	0.2477	.93	-0.0010	0.1983	.99	-0.0019	0.2707	.72	0.0001	0.0534	.74	0.0001	0.1238
13	.77	0.0003	0.2370	.94	-0.0006	0.1800	.98	-0.0019	0.2777	.91	0.0002	0.0592	.91	0.0003	0.1152
14	.75	0.0002	0.2375	97	-0.0014	0.2507	.99	-0.0013	0.2982	.80	0.0001	0.0597	.05	0.0000	0.1394
15	.70	-0.0027	0.2595	.73	-0.0012	0.1597	.99	-0.0011	0.2313	.57	-0.0001	0.0689	.70	0.0001	0.1285
16	.50	0.0018	0.2058	.04	0.0001	0.1682	.98	-0.0011	0.2623	.78	0.0001	0.0526	.21	-0.0001	0.1370

Tab. 10.33: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK2_M2_Y

VP	Unterarml			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c
1	.97	0.0054	0.1102	.78	-0.0015	0.2544	.97	0.0044	0.1305	.99	0.0018	0.0169	.77	-0.0005	0.1243
2	.00	-0.0001	0.2793	.25	-0.0005	0.1944	.78	0.0013	0.2077	.99	0.0015	0.0192	.73	-0.0003	0.1389
3	.84	0.0028	0.0995	.78	-0.0032	0.3403	.86	0.0022	0.2512	.99	0.0019	-0.0077	-.05	-0.0001	0.1377
4	.98	0.0018	0.0370	.01	0.0000	0.2157	.99	0.0104	-0.1077	.98	0.0012	0.0148	-.91	-0.0006	0.1811
5	.07	0.0002	0.2839	.85	0.0005	0.0733	.74	0.0014	0.2308	.95	0.0009	0.0359	.90	-0.0014	0.2207
6	.38	-0.0017	0.4832	.93	-0.0089	0.5417	.99	0.0033	0.1797	.93	0.0008	0.0239	.85	-0.0005	0.1756
7	.08	-0.0002	0.2478	.18	-0.0003	0.1466	.16	0.0002	0.2194	.94	0.0008	0.0413	.89	-0.0009	0.1610
8	.53	-0.0017	0.3709	.81	-0.0020	0.1995	.38	-0.0005	0.2377	.99	0.0013	0.0134	.81	-0.0006	0.1611
9	.98	-0.0026	0.4058	.02	0.0002	0.2005	.99	0.0037	0.0956	.59	0.0009	0.0236	.18	-0.0002	0.1742
11	.77	0.0019	0.1467	.27	-0.0008	0.2199	.99	0.0047	0.1092	.97	0.0013	0.0165	.88	-0.0006	0.1543
13	.92	0.0023	0.1858	.97	-0.0034	0.2661	.74	0.0012	0.2233	.99	0.0015	0.0169	.95	-0.0005	0.1346
15	.08	-0.0002	0.2573	.35	-0.0003	0.1432	.93	0.0019	0.1627	.99	0.0014	0.0271	.97	-0.0006	0.1538
16	.15	0.0003	0.2181	.70	-0.0007	0.1473	.96	0.0017	0.1665	.99	0.0012	0.0223	.84	-0.0004	0.1588

Tab. 10.34: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für *BK2_M2_Z*

VP	Unterarmer			Oberarmer			Schulter			Nacken			Rücken		
	R^2	m	c	R^2	m	c	R^2	m	c	R^2	m	c	R^2	m	c
1	.98	-0.0037	0.3367	.97	0.0020	0.1950	.99	0.0061	0.1979	.30	0.0000	0.0650	.04	0.0000	0.1117
2	.99	-0.0039	0.2926	.36	0.0006	0.1878	.99	0.0052	0.2079	.95	-0.0003	0.0751	.24	0.0001	0.1256
3	.99	-0.0034	0.2609	.98	0.0022	0.2072	.99	0.0027	0.2994	.93	-0.0003	0.0645	.76	0.0001	0.1344
4	.89	-0.0030	0.2547	.90	0.0018	0.2509	.99	0.0025	0.2386	.99	-0.0003	0.0567	.01	0.0000	0.1560
5	.95	-0.0106	0.4972	.88	0.0022	0.0487	.97	0.0013	0.2480	.84	-0.0004	0.0655	.74	0.0002	0.1637
6	.74	-0.0034	0.2932	.74	0.0024	0.1994	.99	0.0021	0.2086	.94	-0.0003	0.0514	.76	0.0001	0.1526
7	.99	-0.0039	0.2134	.01	0.0000	0.1368	.81	0.0005	0.2108	.99	-0.0004	0.0692	.18	0.0000	0.1277
8	.99	-0.0053	0.2983	.72	-0.0004	0.1505	.95	0.0016	0.2016	.98	-0.0003	0.0656	.76	0.0001	0.1324
10	.44	-0.0018	0.2645	.89	0.0025	0.1514	.99	0.0043	0.1853	.94	-0.0003	0.0628	.44	0.0001	0.1276
11	.99	-0.0038	0.3031	.93	0.0028	0.1914	.99	0.0050	0.2074	.95	-0.0004	0.0669	.18	0.0001	0.1256
12	.99	-0.0048	0.3077	.63	-0.0004	0.1774	.99	0.0027	0.1865	.94	-0.0003	0.0583	.30	0.0000	0.1260
14	.99	-0.0043	0.3196	.90	0.0019	0.1987	.98	0.0023	0.2389	.99	-0.0005	0.0671	.72	0.0001	0.1371
15	.40	-0.0025	0.2555	.32	0.0009	0.1111	.99	0.0025	0.1663	.92	-0.0004	0.0752	.71	0.0001	0.1231
16	.70	-0.0031	0.2586	.00	0.0000	0.1588	.98	0.0043	0.1531	.94	-0.0004	0.0685	.71	0.0002	0.1380

Tab. 10.35: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK3_M1_X

VP	Untearm			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c
1	.97	0.0004	0.0323	.49	-0.0002	0.0619	.99	-0.0016	0.1353	.82	0.0001	0.0249	.83	0.0001	0.1247
2	.72	0.0004	0.0350	.91	0.0004	0.0393	.94	-0.0013	0.1149	.93	-0.0002	0.0383	.16	0.0000	0.1393
3	.92	0.0005	0.0357	.89	-0.0004	0.0836	.99	-0.0015	0.1507	.84	0.0001	0.0252	.72	0.0001	0.1436
4	.97	0.0003	0.0122	.98	-0.0006	0.1048	.98	-0.0010	0.1488	.97	0.0004	0.0250	.83	-0.0001	0.1701
5	.95	0.0008	0.0560	.79	0.0007	0.0193	.99	-0.0018	0.1402	.86	-0.0001	0.0338	.46	0.0000	0.1807
6	.97	0.0006	0.0314	.86	-0.0009	0.1009	.98	-0.0013	0.1463	.79	-0.0001	0.0344	.29	0.0000	0.1644
7	.04	0.0000	0.0322	.07	0.0000	0.0434	.99	-0.0011	0.1037	.71	0.0000	0.0324	.24	0.0000	0.1395
8	.92	0.0006	0.0247	.99	0.0010	-0.0066	.99	-0.0010	0.1084	.81	-0.0001	0.0338	.82	0.0001	0.1419
9	.91	0.0004	0.0296	.92	-0.0004	0.0954	.97	-0.0010	0.1458	.26	0.0000	0.0339	.70	0.0001	0.1662
10	.73	0.0005	0.0291	.93	0.0004	0.0286	.99	-0.0012	0.1032	.43	0.0001	0.0201	.70	0.0001	0.1355
11	.96	0.0008	0.0234	.02	0.0000	0.0612	.98	-0.0012	0.1341	.71	0.0000	0.0316	.73	0.0000	0.1375
12	.94	0.0007	0.0163	.97	0.0006	-0.0046	.98	-0.0009	0.0954	.72	-0.0002	0.0447	.26	0.0000	0.1658
13	.96	0.0005	0.0307	.96	0.0004	0.0299	.99	-0.0011	0.1067	.45	0.0000	0.0232	.98	0.0001	0.1272
14	.95	0.0004	0.0276	.77	-0.0002	0.0647	.99	-0.0013	0.1303	.60	0.0000	0.0318	.82	0.0001	0.1524
15	.90	0.0009	0.0158	.97	0.0006	0.0116	.14	-0.0002	0.0712	.96	-0.0002	0.0292	.13	0.0000	0.1460
16	.93	0.0001	0.0162	.20	0.0000	0.0429	.20	0.0000	0.0429	.20	0.0000	0.0429	.20	0.0000	0.0429

Tab. 10.36: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK3_M1_Y

VP	Unterarm			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c
1	.87	0.0013	0.0056	.94	-0.0011	0.0945	.04	0.0001	0.0943	.96	-0.0003	0.0365	.83	-0.0001	0.1328
2	.98	0.0004	0.0231	.20	-0.0002	0.0531	.77	-0.0013	0.1352	.87	-0.0002	0.0399	.96	-0.0005	0.1618
3	.90	0.0012	-0.0041	.76	-0.0018	0.1338	.24	-0.0003	0.1246	.12	0.0001	0.0223	.73	0.0002	0.1371
4	.97	0.0018	-0.0482	.75	-0.0023	0.1741	.85	0.0013	0.0870	.13	0.0001	0.0327	.80	0.0003	0.1611
5	.75	0.0006	0.0131	.96	-0.0009	0.0687	.94	-0.0006	0.1066	.98	0.0004	0.0145	.61	0.0002	0.1852
6	.86	0.0002	0.0396	.99	-0.0024	0.1440	.98	-0.0012	0.1533	.61	0.0001	0.0332	.79	-0.0002	0.1764
7	.70	0.0001	0.0279	.03	0.0000	0.0330	.81	-0.0004	0.0812	.01	0.0000	0.0280	.74	0.0001	0.1371
8	.48	-0.0003	0.0541	.86	-0.0005	0.0484	.95	-0.0012	0.1314	.11	-0.0001	0.0306	.28	0.0001	0.1445
9	.95	0.0024	-0.0696	.02	-0.0001	0.0736	.75	0.0003	0.0999	.28	0.0001	0.0306	.02	0.0000	0.1705
10	.97	0.0014	-0.0163	.92	0.0004	0.0197	.95	-0.0004	0.0828	.75	0.0001	0.0187	.04	0.0000	0.1414
11	.89	0.0006	0.0143	.84	-0.0014	0.1092	.42	-0.0001	0.1123	.40	-0.0001	0.0323	.88	-0.0003	0.1542
12	.81	0.0005	0.0194	.42	0.0001	0.0247	.31	0.0009	0.0446	.82	0.0001	0.0201	.90	-0.0005	0.1521
13	.86	0.0001	0.0380	.16	-0.0001	0.0356	.01	0.0000	0.0702	.96	0.0002	0.0176	.75	-0.0001	0.1356
14	.07	-0.0001	0.0417	.96	-0.0014	0.1018	.76	-0.0008	0.1270	.93	-0.0003	0.0405	.82	-0.0002	0.1635
15	.75	0.0017	-0.0451	.79	0.0010	-0.0098	.88	0.0002	0.0619	.93	0.0002	0.0207	.90	-0.0002	0.1575
16	.28	0.0000	0.0190	.77	-0.0004	0.0397	.77	-0.0004	0.0397	.77	-0.0004	0.0397	.77	-0.0004	0.0397

Tab. 10.37: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK3_M1_Z

VP	Unterarm			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c	R ²	m	c									
1	.99	-0.0009	0.0544	.00	0.0000	0.0571	.89	0.0007	0.0822	.88	-0.0002	0.0314	.06	0.0000	0.1269
2	.99	-0.0010	0.0455	.77	-0.0007	0.0529	.98	0.0007	0.0892	.86	-0.0001	0.0343	.92	0.0001	0.1393
3	.99	0.0030	0.0092	.18	-0.0001	0.0895	.15	-0.0001	0.1291	.08	-0.0001	0.0317	.00	0.0000	0.1673
4	.81	-0.0008	0.0432	.05	-0.0003	0.0377	.01	0.0000	0.0984	.71	0.0002	0.0251	.88	0.0002	0.1772
5	.26	-0.0009	0.0442	.85	0.0004	0.0616	.90	0.0005	0.1060	.00	0.0000	0.0321	.01	0.0000	0.1639
6	.98	-0.0008	0.0551	.97	-0.0003	0.0411	.80	-0.0002	0.0821	.06	0.0000	0.0274	.97	0.0001	0.1389
7	.99	-0.0008	0.0428	.95	-0.0007	0.0257	.15	0.0000	0.0795	.29	0.0000	0.0279	.85	0.0001	0.1441
8	.99	-0.0011	0.0487	.96	0.0010	0.0336	.99	0.0012	0.0668	.78	0.0001	0.0219	.89	0.0002	0.1361
10	.88	-0.0007	0.0500	.32	-0.0002	0.0731	.75	-0.0003	0.1197	.98	-0.0004	0.0359	.79	0.0001	0.1354
11	.95	-0.0013	0.0586	.98	-0.0004	0.0136	.92	-0.0005	0.0797	.75	0.0001	0.0379	.73	0.0001	0.1656
12	.98	-0.0008	0.0441	.74	-0.0007	0.0484	.75	0.0001	0.0803	.65	0.0000	0.0234	.57	0.0000	0.1277
13	.07	0.0001	0.0553	.72	-0.0001	0.0684	.88	0.0002	0.1043	.86	-0.0002	0.0347	.84	0.0001	0.1559
14	.98	-0.0008	0.0521	.39	-0.0014	0.0724	.57	-0.0004	0.0836	.03	0.0000	0.0270	.84	0.0002	0.1426
15	.20	-0.0009	0.0547	.85	-0.0016	0.0841	.79	0.0007	0.0765	.10	0.0000	0.0245	.74	0.0001	0.1464

Tab. 10.38: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK3_M2_X

VP	Unterarm			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c
1	.01	-0.0001	0.2579	.97	-0.0016	0.2249	.06	-0.0002	0.2300	.99	0.0010	0.0509	.99	0.0007	0.0979
2	.14	-0.0002	0.2466	.73	-0.0008	0.1862	.36	-0.0002	0.2148	.94	0.0006	0.0630	.90	0.0004	0.1168
3	.13	-0.0001	0.2314	.99	-0.0026	0.3087	.96	-0.0016	0.3585	.96	0.0005	0.0609	.95	0.0004	0.1257
4	.03	0.0001	0.2432	.92	-0.0012	0.2752	.90	-0.0006	0.2626	.99	0.0003	0.0513	.90	0.0003	0.1501
5	.82	0.0005	0.2728	.47	-0.0004	0.0910	.97	-0.0014	0.2800	.92	0.0005	0.0508	.88	0.0004	0.1558
6	.05	0.0002	0.2670	.80	-0.0006	0.2218	.99	-0.0012	0.2489	.99	0.0011	0.0332	.97	0.0008	0.1363
7	.87	0.0011	0.2113	.77	-0.0007	0.1578	.53	-0.0007	0.2105	.99	0.0006	0.0508	.98	0.0006	0.1130
9	.17	-0.0006	0.3454	.71	0.0002	0.1913	.70	-0.0005	0.2512	.97	0.0009	0.0298	.99	0.0007	0.1398
10	.52	-0.0004	0.1714	.18	0.0001	0.1472	.98	-0.0011	0.2349	.95	0.0003	0.0492	.98	0.0005	0.1190
11	.72	0.0007	0.2316	.98	-0.0011	0.2830	.10	-0.0002	0.2920	.85	0.0004	0.0494	.94	0.0005	0.1167
12	.78	0.0029	0.1275	.51	0.0008	0.1446	.95	-0.0009	0.2604	.99	0.0007	0.0389	.97	0.0006	0.1121
13	.00	0.0000	0.2305	.58	-0.0001	0.1532	.99	-0.0011	0.2451	.98	0.0008	0.0467	.99	0.0007	0.1050
14	.76	0.0015	0.1993	.98	-0.0018	0.2434	.92	-0.0012	0.2852	.95	0.0004	0.0527	.99	0.0007	0.1234
15	.92	0.0016	0.2163	.72	0.0003	0.1177	.63	0.0005	0.1824	.96	0.0007	0.0510	.98	0.0006	0.1169
16	.79	0.0011	0.1971	.32	-0.0002	0.1528	.99	-0.0017	0.2725	.97	0.0008	0.0405	.95	0.0007	0.1218

Tab. 10.39: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für *BK3_M2_Y*

VP	Unterarm			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R^2	m	c	R^2	m	c	R^2	m	c	R^2	m	c	R^2	m	c
1	.92	0.0035	0.1594	.32	-0.0005	0.1890	.95	0.0041	0.0976	.99	0.0016	0.0305	.93	-0.0004	0.1296
2	.80	-0.0023	0.3012	.90	0.0015	0.1039	.93	0.0028	0.1117	.99	0.0013	0.0268	.95	-0.0006	0.1492
3	.28	0.0005	0.1982	.99	-0.0050	0.4387	.05	-0.0003	0.3663	.99	0.0017	0.0107	.78	-0.0002	0.1447
4	.97	0.0010	0.0736	.78	0.0012	0.1636	1.00	0.0081	-0.0287	.94	0.0010	0.0226	.89	-0.0004	0.1680
5	.91	-0.0052	0.4741	.24	-0.0004	0.1059	.03	0.0001	0.2291	.95	0.0009	0.0384	.78	-0.0005	0.1872
6	.06	0.0011	0.3667	.96	-0.0033	0.2703	.97	0.0022	0.1667	.82	0.0007	0.0417	.82	-0.0004	0.1694
7	.18	0.0004	0.2280	.87	0.0016	0.0744	.95	0.0025	0.1062	.98	0.0011	0.0361	.85	-0.0002	0.1385
8	.97	-0.0026	0.4735	.01	0.0000	0.0778	.42	0.0002	0.1712	.99	0.0008	0.0343	.87	-0.0005	0.1578
9	.93	-0.0042	0.5009	.94	0.0016	0.1222	.98	0.0027	0.1189	.81	0.0004	0.0486	.84	-0.0005	0.1832
11	.47	-0.0059	0.4505	.74	-0.0055	0.4132	.97	0.0042	0.1199	.99	0.0013	0.0184	.94	-0.0005	0.1479
12	.79	0.0019	0.1541	.91	-0.0015	0.2090	.81	-0.0010	0.2678	.99	0.0012	0.0192	.94	-0.0004	0.1400
13	.85	0.0016	0.2648	.05	-0.0001	0.1429	.96	0.0019	0.1437	.99	0.0013	0.0277	.89	-0.0002	0.1298
15	.74	0.0007	0.1884	.87	0.0007	0.1071	.97	0.0023	0.1430	.99	0.0012	0.0401	.92	-0.0005	0.1484
16	.82	0.0050	0.1714	.80	-0.0025	0.1906	.92	0.0017	0.1714	.99	0.0011	0.0227	.84	-0.0003	0.1487

Tab. 10.40: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK3_M2_Z

VP	Unterarm			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c
1	.99	-0.0040	0.3143	.20	0.0002	0.1908	.99	0.0043	0.1659	.77	-0.0001	0.0729	.11	0.0000	0.1163
2	.99	-0.0040	0.2825	.24	0.0004	0.1717	.99	0.0045	0.1763	.99	-0.0003	0.0759	.00	0.0000	0.1264
3	.73	-0.0009	0.2491	.93	0.0010	0.2430	.99	0.0049	0.2268	.99	-0.0004	0.0751	.75	-0.0001	0.1355
4	.94	-0.0037	0.2825	.87	0.0009	0.2377	.99	0.0032	0.2173	.98	-0.0003	0.0607	.81	-0.0001	0.1562
6	.86	-0.0037	0.3019	.74	0.0013	0.1859	.99	0.0024	0.1870	.97	-0.0006	0.0667	.01	0.0000	0.1556
7	.96	-0.0048	0.2787	.94	0.0004	0.1199	.98	0.0009	0.1697	.99	-0.0005	0.0716	.29	0.0001	0.1277
10	.85	-0.0028	0.2852	.94	0.0025	0.1505	.99	0.0043	0.1624	.93	-0.0003	0.0608	.06	0.0000	0.1297
11	.99	-0.0041	0.3414	.98	0.0029	0.2015	.99	0.0041	0.2223	.99	-0.0003	0.0642	.12	0.0000	0.1281
12	.97	-0.0031	0.2723	.33	-0.0005	0.1179	.97	0.0012	0.1814	.91	-0.0003	0.0918	.03	0.0000	0.1575
13	.94	-0.0040	0.3166	.80	-0.0016	0.1883	.99	0.0026	0.1764	.95	-0.0002	0.0663	.16	0.0000	0.1205
14	.99	-0.0045	0.3229	.40	0.0004	0.2028	.97	0.0022	0.2102	.99	-0.0004	0.0653	.04	0.0000	0.1406
16	.00	-0.0002	0.1791	.33	-0.0011	0.1726	.99	0.0028	0.1694	.98	-0.0003	0.0658	.72	-0.0001	0.1393

Tab. 10.41: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK4_M1_X

VP	Untearm			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c	R ²	m	c									
1	.06	0.0000	0.0425	.97	-0.0005	0.0683	.97	-0.0007	0.0918	.82	0.0001	0.0299	.83	0.0001	0.1244
2	.88	0.0003	0.0292	.04	0.0000	0.0442	.87	-0.0010	0.0921	.80	-0.0001	0.0405	.13	0.0000	0.1429
3	.00	0.0000	0.0186	.21	-0.0001	0.0528	.99	-0.0009	0.0963	.00	0.0000	0.0330	.75	0.0000	0.1451
4	.90	0.0003	0.0280	.94	-0.0003	0.0862	.97	-0.0005	0.1104	.40	0.0001	0.0377	.86	0.0001	0.1638
5	.94	0.0008	0.0122	.12	0.0000	0.0552	.99	-0.0010	0.1118	.70	0.0001	0.0345	.85	0.0001	0.1807
6	.14	-0.0011	0.0725	.79	-0.0047	0.2149	.91	-0.0011	0.1119	.85	-0.0001	0.0384	.42	0.0001	0.1635
7	.72	0.0002	0.0225	.89	-0.0002	0.0406	.34	-0.0001	0.0603	.81	-0.0001	0.0360	.02	0.0000	0.1411
8	.03	0.0002	0.0216	.00	0.0000	0.0354	.64	-0.0005	0.0801	.86	-0.0002	0.0411	.71	0.0001	0.1474
10	.73	0.0002	0.0340	.07	0.0000	0.0465	.99	-0.0009	0.0916	.78	0.0000	0.0287	.87	0.0001	0.1374
11	.99	0.0004	0.0149	.75	0.0001	0.0471	.96	-0.0011	0.1085	.90	-0.0001	0.0367	.96	0.0002	0.1359
12	.95	0.0005	0.0158	.30	0.0001	0.0412	.99	-0.0012	0.1047	.78	-0.0001	0.0330	.77	0.0000	0.1430
13	.96	0.0005	0.0310	.86	0.0002	0.0366	.93	-0.0007	0.0790	.91	-0.0001	0.0317	.89	0.0001	0.1293
14	.97	0.0003	0.0253	.89	-0.0001	0.0594	.99	-0.0007	0.0976	.94	0.0001	0.0332	.98	0.0003	0.1530
15	.97	0.0005	0.0201	.94	0.0002	0.0283	.00	0.0000	0.0620	.77	-0.0001	0.0361	.96	0.0003	0.1441
16	.95	0.0009	0.0044	.00	0.0000	0.0436	.98	-0.0009	0.0939	.69	0.0000	0.0278	.90	0.0001	0.1460

Tab. 10.42: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK4_M1_Y

VP	Unterarmer			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c
1	.94	-0.0002	0.0458	.39	0.0001	0.0541	.95	0.0009	0.0641	.97	-0.0003	0.0339	.92	-0.0003	0.1316
2	.23	-0.0001	0.0372	.84	0.0002	0.0406	.99	0.0013	0.0474	.34	0.0000	0.0372	.75	0.0000	0.1457
3	.11	0.0000	0.0334	.91	0.0005	0.0515	.99	0.0018	0.0561	.93	-0.0002	0.0350	.97	-0.0001	0.1477
4	.07	0.0000	0.0108	.98	0.0012	0.0639	.99	0.0017	0.0737	.90	-0.0005	0.0460	.72	-0.0001	0.1693
6	.33	-0.0004	0.0661	.30	-0.0002	0.0682	.99	0.0014	0.0726	.70	-0.0003	0.0406	.15	0.0000	0.1651
7	.78	0.0002	0.0278	.96	0.0006	0.0276	.99	0.0013	0.0448	.98	-0.0002	0.0354	.88	-0.0001	0.1442
8	.95	0.0014	-0.0031	.90	-0.0004	0.0601	.77	0.0006	0.0703	.97	-0.0005	0.0491	.88	-0.0001	0.1478
9	.02	0.0000	0.0332	.77	0.0004	0.0566	.96	0.0009	0.0653	.17	0.0001	0.0350	.19	-0.0001	0.1742
10	.76	0.0002	0.0403	.71	-0.0001	0.0485	.89	0.0005	0.0665	.98	-0.0003	0.0296	.94	-0.0002	0.1425
11	.76	0.0006	0.0158	.92	0.0007	0.0421	.99	0.0015	0.0649	.71	-0.0001	0.0346	.78	-0.0001	0.1413
12	.89	0.0009	0.0181	.77	0.0003	0.0051	.89	0.0014	0.0482	.74	0.0002	0.0388	.55	0.0000	0.1662
13	.06	0.0002	0.0297	.26	-0.0003	0.0433	.87	0.0004	0.0586	.97	-0.0003	0.0311	.86	-0.0002	0.1333
14	.76	0.0002	0.0319	.98	0.0008	0.0511	.99	0.0018	0.0683	.96	-0.0002	0.0370	.98	-0.0002	0.1641
15	.86	0.0002	0.0359	.72	0.0002	0.0393	.93	0.0013	0.0597	.83	-0.0001	0.0335	.96	-0.0002	0.1500

Tab. 10.43: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK4_M1_Z

VP	Unterarmer			Oberarmer			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c	R ²	m	c									
1	.98	-0.0011	0.0558	.47	0.0001	0.0549	.97	0.0004	0.0696	.91	-0.0002	0.0325	.74	0.0000	0.1274
2	.98	-0.0012	0.0471	.85	-0.0004	0.0529	.73	0.0002	0.0650	.82	-0.0001	0.0362	.94	0.0001	0.1354
3	.97	-0.0007	0.0386	.03	0.0000	0.0576	.17	0.0000	0.0825	.72	-0.0002	0.0332	.73	0.0001	0.1446
4	.84	-0.0006	0.0434	.03	0.0001	0.0771	.15	0.0000	0.0988	.34	0.0001	0.0374	.11	0.0000	0.1698
5	.98	-0.0009	0.0393	.42	-0.0002	0.0522	.75	0.0002	0.0868	.98	-0.0002	0.0365	.76	0.0001	0.1808
6	.91	-0.0007	0.0467	.71	0.0006	0.0471	.96	0.0005	0.0766	.72	0.0002	0.0340	.34	0.0001	0.1642
7	.99	-0.0011	0.0412	.71	-0.0003	0.0398	.77	-0.0002	0.0611	.94	-0.0002	0.0358	.92	0.0001	0.1408
8	.95	-0.0010	0.0358	.01	0.0000	0.0400	.94	0.0005	0.0667	.95	-0.0001	0.0360	.80	0.0001	0.1443
9	.94	-0.0011	0.0438	.01	0.0000	0.0594	.85	0.0002	0.0837	.72	0.0002	0.0337	.02	0.0000	0.1693
10	.91	-0.0006	0.0445	.95	0.0004	0.0466	.96	0.0005	0.0678	.05	0.0000	0.0276	.92	0.0001	0.1413
11	.94	-0.0006	0.0359	.88	0.0008	0.0306	.79	0.0002	0.0786	.22	-0.0001	0.0345	.87	0.0001	0.1378
12	.98	-0.0010	0.0417	.01	0.0000	0.0099	.07	-0.0001	0.0740	.85	-0.0001	0.0478	.92	0.0002	0.1644
13	.98	-0.0008	0.0490	.73	0.0002	0.0355	.99	0.0004	0.0601	.86	-0.0001	0.0288	.88	0.0001	0.1295
14	.96	-0.0007	0.0442	.86	0.0009	0.0454	.97	0.0005	0.0805	.72	0.0001	0.0305	.53	0.0001	0.1619
15	.94	-0.0012	0.0543	.00	0.0000	0.0359	.72	0.0002	0.0600	.99	-0.0001	0.0344	.12	0.0000	0.1484

Tab. 10.44: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für *BK4_M2_X*

VP	Unterarm			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R^2	m	c	R^2	m	c	R^2	m	c	R^2	m	c	R^2	m	c
1	.89	-0.0006	0.2786	.93	-0.0013	0.2157	.47	-0.0002	0.1841	.97	0.0009	0.0344	.98	0.0008	0.0997
2	.42	-0.0004	0.2384	.74	-0.0005	0.1688	.87	0.0006	0.1263	.97	0.0008	0.0389	.95	0.0005	0.1238
3	.74	0.0004	0.1825	.71	-0.0003	0.1760	.91	-0.0005	0.1975	.99	0.0008	0.0352	.99	0.0006	0.1257
5	.97	0.0012	0.1651	.92	-0.0004	0.1773	.78	-0.0004	0.1988	.99	0.0006	0.0427	.97	0.0004	0.1646
6	.42	-0.0002	0.2036	.74	-0.0002	0.1749	.84	-0.0004	0.1753	.99	0.0012	0.0346	.98	0.0008	0.1405
7	.00	0.0000	0.1943	.95	-0.0024	0.1960	.75	0.0004	0.1235	.99	0.0010	0.0316	.99	0.0007	0.1195
9	.06	-0.0007	0.1861	.84	-0.0011	0.2183	.51	0.0002	0.1678	.97	0.0010	0.0299	.98	0.0007	0.1457
10	.86	0.0015	0.1869	.23	0.0003	0.1538	.83	-0.0002	0.1708	.99	0.0007	0.0274	.97	0.0007	0.1183
11	.00	0.0000	0.1761	.93	0.0001	0.1593	.78	0.0002	0.1633	.99	0.0007	0.0301	.99	0.0007	0.1173
12	.73	0.0005	0.1431	.89	0.0006	0.0827	.90	-0.0004	0.1749	.96	0.0004	0.0661	.99	0.0009	0.1386
13	.25	-0.0009	0.2510	.78	-0.0006	0.1753	.78	-0.0004	0.1761	.99	0.0009	0.0292	.99	0.0007	0.1103
14	.85	0.0007	0.1770	.37	-0.0002	0.1799	.83	-0.0003	0.1812	.99	0.0003	0.0472	.99	0.0009	0.1303
15	.92	-0.0003	0.2055	.88	-0.0003	0.1388	.96	0.0011	0.1222	.98	0.0007	0.0404	.99	0.0009	0.1190
16	.40	-0.0002	0.2052	.98	-0.0006	0.1693	.93	-0.0007	0.1914	.99	0.0011	0.0213	.99	0.0007	0.1243

Tab. 10.45: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für BK4_M2_Y

VP	Untearm			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c	R ²	m	c
1	.85	0.0004	0.2616	.99	0.0018	0.1617	.99	0.0041	0.1352	.95	0.0008	0.0522	.91	-0.0006	0.1291
2	.94	-0.0032	0.2915	.51	0.0004	0.1509	.99	0.0046	0.0703	.94	0.0008	0.0432	.91	-0.0005	0.1368
3	.15	0.0002	0.2266	.99	0.0017	0.1483	.99	0.0052	0.0967	.93	0.0009	0.0371	.93	-0.0005	0.1463
4	.83	0.0009	0.2195	.98	0.0036	0.1278	.99	0.0046	0.1025	.35	-0.0001	0.0584	.98	-0.0006	0.1693
5	.82	0.0014	0.1961	.95	0.0011	0.1306	.99	0.0035	0.1330	.87	0.0005	0.0474	.92	-0.0004	0.1795
6	.77	0.0027	0.1594	.75	0.0023	0.1422	.99	0.0031	0.1457	.20	-0.0001	0.0604	.98	-0.0006	0.1677
7	.95	0.0011	0.1878	.99	0.0017	0.1058	.99	0.0040	0.0992	.98	0.0006	0.0525	.97	-0.0006	0.1421
8	.92	0.0037	0.0855	.99	0.0025	0.0674	.99	0.0040	0.0413	.97	0.0010	0.0305	.88	-0.0004	0.1486
9	.97	-0.0054	0.4210	.96	0.0014	0.1324	.99	0.0029	0.1104	.05	-0.0001	0.0609	.84	-0.0007	0.1833
10	.50	-0.0018	0.2437	.22	-0.0003	0.1629	.98	0.0022	0.1363	.98	0.0004	0.0450	.99	-0.0006	0.1446
11	.12	0.0008	0.1620	.82	0.0021	0.1298	.99	0.0056	0.0979	.90	0.0009	0.0365	.99	-0.0005	0.1402
12	.93	0.0024	0.1619	.74	0.0003	0.1006	.99	0.0029	0.1329	.70	0.0003	0.0700	.96	-0.0006	0.1700
13	.96	-0.0139	0.3687	.79	-0.0046	0.1976	.99	0.0036	0.1206	.98	0.0005	0.0458	.88	-0.0007	0.1344
14	.77	0.0007	0.1861	.98	0.0019	0.1562	.99	0.0050	0.1256	.76	0.0005	0.0465	.97	-0.0007	0.1587
15	.45	-0.0052	0.2881	.03	-0.0003	0.1503	.98	0.0047	0.1082	.97	0.0006	0.0490	.98	-0.0008	0.1511

Tab. 10.46: Koeffizienten der Regressionsfunktionen für *BK4_M2_Z*

VP	Untearm			Oberarm			Schulter			Nacken			Rücken		
	R^2	m	c	R^2	m	c	R^2	m	c	R^2	m	c	R^2	m	c
1	.99	-0.0055	0.3334	.90	0.0008	0.1795	.99	0.0023	0.1577	.97	-0.0004	0.0591	.71	-0.0001	0.1226
2	.99	-0.0052	0.2859	.51	-0.0002	0.1734	.99	0.0024	0.1355	.99	-0.0005	0.0633	.76	-0.0001	0.1304
3	.95	-0.0031	0.2394	.99	0.0010	0.1625	.98	0.0018	0.1625	.99	-0.0004	0.0543	.01	0.0000	0.1381
4	.87	-0.0042	0.2570	.64	0.0007	0.1689	.98	0.0018	0.1490	.97	-0.0005	0.0615	.76	-0.0002	0.1661
5	.99	-0.0043	0.2465	.98	-0.0004	0.1687	.97	0.0020	0.1535	.98	-0.0004	0.0596	.01	0.0000	0.1727
6	.90	-0.0027	0.2314	.79	0.0028	0.1132	.99	0.0015	0.1409	.85	-0.0007	0.0754	.75	-0.0001	0.1635
7	.99	-0.0050	0.2526	.99	0.0011	0.1142	.96	0.0012	0.1203	.99	-0.0004	0.0591	.44	0.0000	0.1347
8	.97	-0.0036	0.2182	.16	0.0001	0.1340	.99	0.0020	0.1214	.97	-0.0004	0.0565	.73	0.0000	0.1437
9	.75	-0.0038	0.2505	.10	0.0002	0.1760	.99	0.0016	0.1450	.88	-0.0004	0.0640	.23	0.0001	0.1643
10	.99	-0.0037	0.2737	.82	0.0003	0.1638	.98	0.0019	0.1331	.88	-0.0003	0.0519	.82	-0.0001	0.1369
11	.99	-0.0046	0.2607	.96	0.0005	0.1572	.99	0.0019	0.1425	.95	-0.0005	0.0536	.01	0.0000	0.1345
12	.97	-0.0037	0.2432	.65	-0.0003	0.1106	.98	0.0024	0.1238	.75	-0.0003	0.0767	.00	0.0000	0.1592
13	.99	-0.0054	0.3127	.00	0.0000	0.1492	.99	0.0025	0.1081	.99	-0.0003	0.0556	.80	-0.0001	0.1298
14	.98	-0.0041	0.2726	.93	0.0010	0.1662	.98	0.0019	0.1512	.99	-0.0006	0.0630	.82	0.0002	0.1482
15	.96	-0.0044	0.2846	.88	0.0010	0.1151	.99	0.0021	0.1103	.97	-0.0004	0.0649	.03	0.0000	0.1424

Tab. 10.47: statistische Kennwerte der Korrelationsanalyse

Bewegung	Körperteil	r_{τ}	Signifikanz	N	
BK1	X	UA	.455	.016	16
		OA	.454	.004	22
		S	.474	.001	26
		N	.300	.049	23
		R	-.065	.699	19
	Y	UA	.557	.002	17
		OA	.534	.006	15
		S	.432	.003	25
		N	.102	.525	21
		R	.054	.752	19
	Z	UA	.585	< .001	23
		OA	.645	< .001	19
		S	.593	< .001	24
		N	.289	.042	26
		R	-.015	.934	17
BK2	X	UA	.432	.008	20
		OA	.534	.002	19
		S	.508	< .001	26
		N	.377	.032	18
		R	-.160	.383	17
	Y	UA	.258	.205	14
		OA	.078	.701	14
		S	.181	.269	20
		N	.049	.762	21
		R	.174	.339	17
	Z	UA	.304	.081	18
		OA	.328	.069	17
		S	.467	.001	24
		N	.292	.053	23
		R	-.197	.280	17
BK3	X	UA	.620	< .001	18
		OA	.477	.003	21
		S	.535	< .001	23
		N	.424	.004	24
		R	-.221	.157	22
	Y	UA	.444	.014	18
		OA	.203	.278	16
		S	.159	.330	20
		N	.265	.096	21
		R	.028	.853	23

Fortsetzung Tabelle 10.47: statistische Kennwerte der Korrelationsanalyse

Bewegung	Körperteil	r_{τ}	Signifikanz	N
Z	UA	.443	.007	20
	OA	.532	.004	16
	S	.410	.010	21
	N	.305	.090	17
	R	-.326	.110	14
X	UA	.390	.037	16
	OA	.572	.002	17
	S	.457	.003	22
	N	.013	.932	22
	R	-.098	.533	22
BK4 Y	UA	.638	.001	15
	OA	.550	.001	21
	S	.493	.001	25
	N	.006	.974	20
	R	.181	.223	24
Z	UA	.417	.003	26
	OA	.440	.023	15
	S	.549	< .001	23
	N	.304	.046	23
	R	-.112	.582	14