
Methodik zur Messung und Berechnung maximaler Gelenkmomente sowie die Berechnung von Maximalmomentkörpern am Beispiel der Schulter

Norman Hofmann ¹, André Kaiser ², Heike Hermsdorf ³, Danny Möbius ⁴

¹ norman.hofmann@ifm.tu-chemnitz.de

² andre.kaiser@mb.tu-chemnitz.de

³ heike.hermsdorf@ifm.tu-chemnitz.de

⁴ danny.moebius@ifm.tu-chemnitz.de

^{1,3,4} Institut für Mechatronik e.V.,
Chemnitz, Deutschland

² Professur Arbeitswissenschaft und Innovationsmanagement,
Technische Universität Chemnitz, Deutschland

DOI: 10.14464/aw&i conference.v3i0.396

ABSTRACT

Als Werkzeuge der virtuellen Ergonomie dienen arbeitswissenschaftliche digitale Menschmodelle zur ergonomischen Gestaltung von Produkten und Arbeitsplätzen. Einen hohen Bedarf für die Weiterentwicklung sehen Anwender vor allem in der Integration von Kraftanalysen. Eine Möglichkeit zur gelenkwinkel- und kraftrichtungsabhängigen Berechnung statischer Aktionskräfte basiert auf Gelenkmomenten, welche in Maximalmomentkörpern modelliert werden. Auf eine komplexe Muskelmodellierung kann dadurch verzichtet werden.

Der Beitrag beschreibt einen standardisierten technischen Aufbau und Workflow zur Berechnung von maximalen Gelenkmomenten menschlicher Bewegungen. Die definierten Haltungen eines Probanden werden mit einem Motion-Capture-System und die Maximalkräfte mit 3D-Kraftmessplatten aufgezeichnet. Im Anschluss werden die kombinierten Messdaten auf das Menschmodell übertragen und die Gelenkmomente berechnet. Dieser Aufbau wird dann an einem praktischen Beispiel angewandt und validiert. Anhand von drei Gelenkstellungen der Schulter werden mit je 72 Messungen in 26 Richtungen Aktionskräfte aufgebracht. Die daraus resultierenden Gelenkmomente werden in Maximalmomentkörper überführt. Dabei wird untersucht, inwieweit sich die Form der Momentkörper ändert und welche geometrische Modellierung diese Form am Besten widerspiegelt.

Keywords: *Motion Capturing, 3D-Kraftmessplatte, Gelenkmomente, digitale Menschmodelle*

1 EINLEITUNG

Die Auslegung von Fahrzeuginnenräumen, von Mensch-Maschine-Schnittstellen oder Arbeitsprozessen wird mittels CAD-Anwendungen umgesetzt, wobei aktuell digitale Menschmodelle für Konstrukteure, Planer und Ergonomen zur Beurteilung unverzichtbar sind (Mühlstedt, 2012). Mit Hilfe von Bewegungsrekonstruktionen lassen sich reale Bedingungen überprüfen, wodurch objektive biomechanische Informationen über die Belastung und die Beanspruchung gewonnen werden können (Kaiser, 2017).

Die Daten, auf deren Basis biomechanische Informationen berechnet werden, benötigen die Aufzeichnung der Bewegung, die dabei wirkenden Kräfte sowie den Einsatz eines Menschmodells. Der Messaufbau zur Erhebung solcher Daten ist komplex und erfordert neben der Messhardware deren räumliche Kalibrierung und zeitliche Synchronisierung. Das Institut für Mechatronik e. V. (IfM) hat deshalb ein System entwickelt, bei dem durch wenige Schritte alle benötigten Daten synchronisiert und kalibriert aufgezeichnet werden. Im Anschluss werden mit dem Menschmodell Dynamicus die bei der Bewegung auftretenden Gelenkmomente berechnet.

Maximale Gelenkmomente, als ein sehr relevanter biomechanischer Parameter, können gelenkwinkel- und kraftrichtungsunabhängig über Maximalmomentkörper prognostiziert werden. Deren Erstellung beruht auf der Idee von Momentenkartoffeln (Schwarz, 1997). Kaiser (2017) vergleicht an Ellenbogen und Schulter verschiedene geometrische Formen zur Beschreibung dieser Maximalmomentkörper, wobei er zeigt, dass eine sphärische Modellierung die maximalen Muskelmomente im Mittel auf etwa 2 % genau prognostizieren, vereinzelt jedoch Abweichungen bis zu 50 % möglich sind. Abbildung 1 zeigt beispielhaft Maximalmomentkörper von Ellenbogen und Schulter.

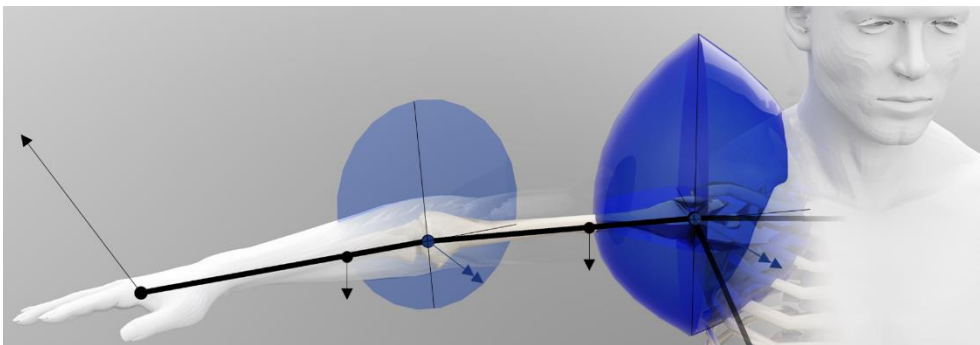


Abbildung 1: Maximalmomentkörper von Ellenbogen und Schulter

Quelle: Kaiser (2017)

Die sphärische Form ist jedoch nur eine mathematische Näherung und die Frage bleibt, welche Form Maximalmomentkörper nun tatsächlich haben? Der folgende Beitrag wird deshalb das neu entwickelte System des IfM verwenden und in 234 Messwiederholungen die Form der Maximalmomentkörper der Schulter in drei verschiedenen Gelenkstellungen überprüfen.

2 METHODIK

Zur Untersuchung der inhaltlichen Fragestellung ist es nötig verschiedene Mess- und Berechnungsmethoden zu verknüpfen. Diese gliedern sich hier in den technischen Messaufbau, der Übertragung der Messergebnisse auf ein Modell zur Berechnung biomechanischer Beobachtungsgrößen und der anschließenden methodischen Auswertung.

2.1 TECHNISCHER MESSAUFBAU

Für den Messaufbau in dieser Untersuchung wurden ein Motion-Capture-System der Firma ART sowie portable Kraftmessplatten der Firma Kistler zur Erfassung der Bodenreaktionskräfte verwendet. An diesen beiden Systemen wurde beispielhaft die konkrete Umsetzung einer allgemeinen Methodik (siehe Abbildung 2) zur Kombination von Bewegungs- und Kraftmesssystemen umgesetzt.

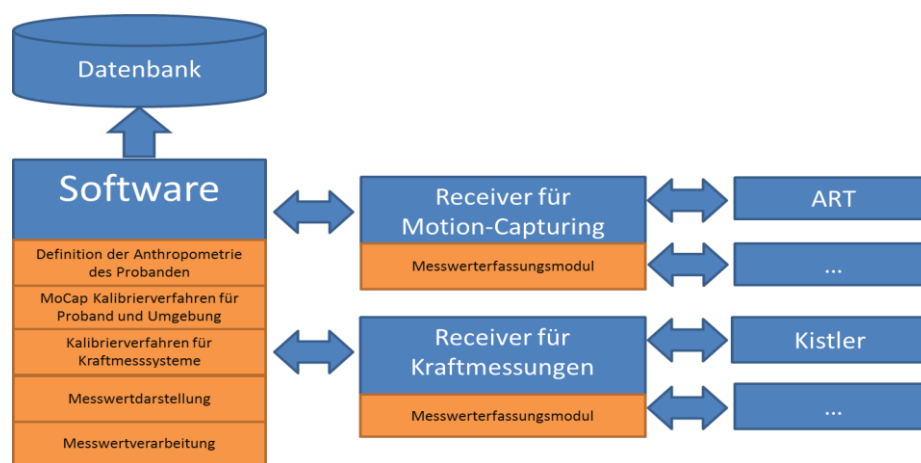


Abbildung 2: Konzept Bewegungs- und Krafterfassung

Quelle: eigene Darstellung

Die Methodik ist so aufgebaut, dass in einer Software verschiedene Receiver für spezielle Messsysteme angekoppelt werden können. Diese speziellen Receiver sprechen spezielle Motion-Capture-Systeme oder spezielle Kraftmesssysteme mit ihren entsprechenden Parametern zur Konfiguration an. Des Weiteren erfassen sie die Messwerte und transformieren diese auf allgemeine Schnittstellen für Positions- bzw. Kraftinformationen. Danach ist es möglich die Daten in allgemeiner Form persistent in einer Datenbank zu speichern.

Neben der Verwaltung der Messdaten ist die Bestimmung des Bezugs der Messsysteme zueinander entscheidend. Dies wird über Kalibrierverfahren zur räumlichen und zeitlichen Kopplung realisiert. Die geometrische Kopplung der Systeme konnte über ein Ausmessen definierter Punkte der Kraftmessplatte (KMP) erfolgen. Dadurch ist es möglich, die 3D-Kräfte die in dem jeweiligen lokalen Koordinatensystem der KMPs gemessen wurden, in das globale

Koordinatensystem des Motion-Capture-Systems zu transformieren. Zur Vermessung der Punkte wird ein Messtaster (siehe Abbildung 3) verwendet.

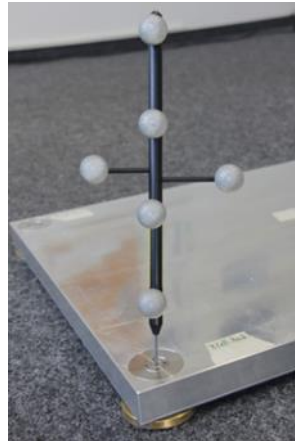


Abbildung 3: Messtaster zum Ausmessen der KMP

Quelle: *eigene Darstellung*

Die Bestimmung des zeitlichen Bezugs beinhaltet sowohl eine Triggerung als auch eine Synchronisation der Messsysteme. Beide Systeme gelten als unabhängig und verfügen daher über keinen gemeinsamen Zeitstempel. Für die Verarbeitung der Daten in einem einheitlichen Modell müssen jedoch alle Messwerte die gleiche zeitliche Zuordnung aufweisen. Die Synchronisation erfolgte bei dieser Anwendung über eine Hardwarekopplung. Dabei fungiert ein System als Master und das zweite der Slave. Der gemeinsame Trigger-Zeitpunkt wird anhand der Systemzeit des angeschlossenen Rechners und eines speziellen Auswerteverfahrens ermittelt, welches Anzahl und Werte der Zeitstempel beider Messsysteme berücksichtigt.

2.2 BERECHNUNG DER BIOMECHANISCHEN BEOBACHTUNGSGRÖßEN

Für die Berechnung der biomechanischen Beobachtungsgrößen wird das Menschmodell Dynamicus verwendet. Es verwendet die Methoden der Starrkörpermechanik zur Berechnung von kinematischen und dynamischen Beobachtungsgrößen. Dafür sind im Wesentlichen drei methodische Bearbeitungsschritte notwendig.

Parametrisierung des Modells mit der individuellen Anthropometrie des Probanden

Zur Erlangung bestmöglicher Ergebnisse ist es nötig den Probanden so genau wie möglich abzubilden. Zur Bestimmung der anthropometrischen Größen wird der Proband vermessen. Neben Größen zur Beschreibung der Kinematik, wie den Längen der Segmente, werden ebenso Umfänge ermittelt, um eine Masseverteilung zu berechnen.

Bewegungsrekonstruktion auf Basis von Motion-Capture-Daten

Die aus der Bewegungsaufzeichnung ermittelten Markertrajektorien werden verwendet, um mit Hilfe einer inversen Kinematik die Bewegung auf das Menschmodell übertragen. Die so entstandene digitalisierte Bewegung wird durch die Position und Orientierung des Beckens im Raum und der Gelenkwinkel des Menschmodells beschrieben.

Berechnung der Gelenkmomente

Die Berechnung der Gelenkmomente erfolgt durch die Berechnung der inversen Dynamik. Dabei wird die berechnete Bewegung aus der inversen Kinematik verwendet und die gemessenen Kräfte der 3D- Kraftmessplatten eingepreist. Die Exaktheit der Ergebnisse hängt dabei sehr stark von der räumlichen Kalibrierung und zeitlichen Synchronisierung der Messsysteme ab.

2.3 MESSMETHODE, VERSUCHSABLAUF UND VERSUCHSSTAND

Zur Erzeugung einer Maximalkraft oder eines Maximalmoments bei quasi-statischen Bedingungen wird eine Maximum Voluntary Isometric Contraction (MVIC) mittels der Plateaumethode aufgebracht (Caldwell et al., 1974). Dabei erfolgt eine Kraftsteigerung innerhalb 1 s auf ein höchstmögliches Niveau, welches dann für etwa 4 s beibehalten wird. Der maximale Kraftwert berechnet sich in Anlehnung an den montagespezifische Kraftatlas als arithmetischer Mittelwert über ein 1,5 s Intervall innerhalb des 4 s Plateau (Wakula et al., 2009). Im gleichen Intervall werden entsprechend auch die Gelenkstellungen gemittelt. Nach Stobbe und Plummer (1984) wird eine MVIC-Messung wiederholt, bis der zweithöchste Wert mindestens 90 % des höchsten Wertes aufweist. Dies ist nach etwa 2,43 Durchgängen der Fall, weshalb 3 Wiederholungen pro Messpunkt definiert werden (Stobbe und Plummer, 1984). Zwischen den Messungen sind in Anlehnung an Caldwell et al. (1974) 2 min Pausenzeiten zur ATP-Resynthese einzuhalten (Wakula et al., 2009; Gallagher et al., 2004; Kroemer, 1977). Wie nach Gallagher et al. (2004) ist es zusätzlich möglich die Pausenzeit individuell zu verlängern, falls subjektive Ermüdungserscheinungen auftreten.

Vor jeder Messreihe wird der Proband nach seinem Gesundheitszustand befragt. Zur Kontrolle der Ermüdung wird zusätzlich die subjektive Beanspruchung vor und nach jedem Messpunkt abgefragt. Da die Abfrage während der Versuche durchgeführt wird, wird Borgs eindimensionale „category ratio“ (CR-10) Skala genutzt, die vom Probanden schnell erfassbar und unkompliziert in ihrer Anwendung ist (Borg, 1982).

Als Versuchsstand wird eine Sitzkonstruktion auf zwei der beschriebenen Kraftmessplatten positioniert und die Gelenkstellung per Motion-Capturing aufgezeichnet. Der mit Gurten fixierte Proband bringt auf einen an der Wand befestigten Griff in zwei Positionen Maximalkräfte in je 26 verschiedene Krafrichtungen auf (Messposition 1 und 2). Da bei einem frei beweglichen Oberarm nicht garantiert werden kann, dass die resultierenden Muskelmomente tatsächlich in möglichst viele Raumrichtungen orientiert sind, wird eine dritte Messposition eingestellt, bei

der die Kraft durch einen eingespannten Oberarm übertragen wird (Messposition 3). Abbildung 3 zeigt den Aufbau. Der Proband ist 30 Jahre, männlich und weder reiner Kraft- noch Ausdauersportler.

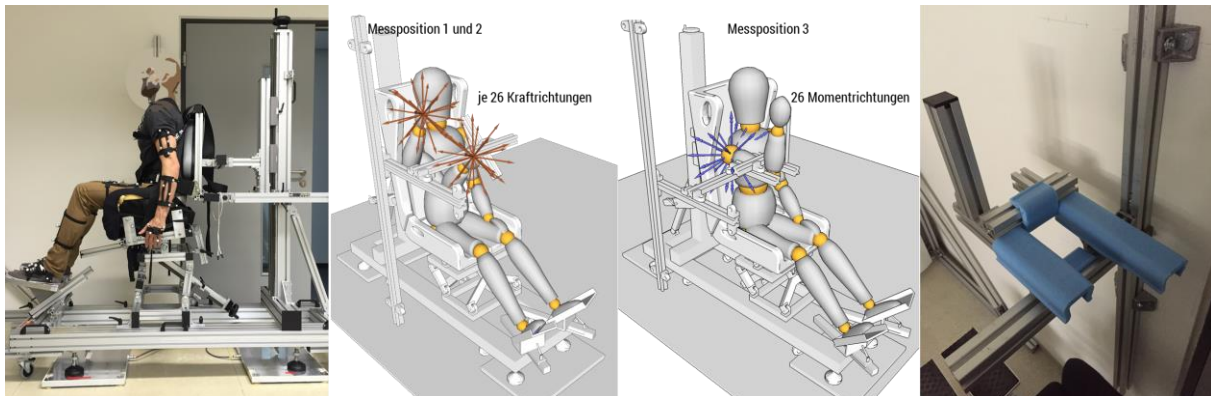


Abbildung 3: Versuchsstand mit Sitzteil, links Konfiguration für Messpunkte 1 und 2 und rechts Konfiguration für Messpunkt 3

Quelle: eigene Darstellung

2.4 AUSWERTUNG

Zur Bestimmung der Form der Maximalmomentkörper werden die gemessenen maximalen Muskelmomente ausgehend von einem fiktiven Schulterdrehpunkt als Vektoren eingezeichnet. Die Orientierung der Momente wird dabei wie in Kaiser (2017) beschrieben am Oberarm ausgerichtet. Dies lässt eine eindeutige Identifizierung von Rotationsmomenten entlang der Oberarmachse zu. Die in das Oberarmkoordinatensystem transformierten Muskelmomente werden anschließend, ausgehend vom Drehzentrum der Schulter in Ihre Kugelkoordinaten umgerechnet. Dabei bildet der Abstand vom Drehzentrum das maximale Muskelmoment ab, während die beiden Winkel die Richtung des Moments beschreiben. Da sich die Muskelmomente in Abhängigkeit der Richtung je nach gemessenem Wert unterscheiden, wird diese Abhängigkeit über eine Polynomregression beschrieben. Zur Durchführung wird sich auf Polynome zweiten, vierten und sechsten Grades beschränkt.

Rückführend kann nun eine Kugelgleichung gebildet werden, deren Radius von der Richtung abhängig ist. Ein solches Gebilde könnte die Oberfläche eines Maximalmomentkörpers beschreiben. Zur Gegenüberstellung der berechneten Maximalmomentkörper wird der in Kaiser (2017) beschriebene sphärische Maximalmomentkörper verwendet, wobei das Bestimmtheitsmaß R^2 sowie die Standardabweichung SD zum Vergleich dienen.

3 ERGEBNISSE

Von den aufgenommenen 234 Messungen wurden 18 aufgrund von Messfehlern ausgeschlossen. Die eingenommenen Positionen sind in Tabelle 1 dargestellt. Dabei wurde

die Drehreihenfolge gemäß ISB-Standard für den Ellenbogen mit z-x'-y'' und für ein fiktives Kugelgelenk in der Schulter mit y-x'-y'' gewählt (Wu et al., 2005). Der Terminus der Winkel mit EF, ER etc. folgt den Beschreibungen in Kaiser (2017).

Tabelle 1: eingennommene Gelenkstellung in den Messpositionen 1, 2 und 3

Quelle: Eigene Darstellung

Winkel		Ellenbogen		Schulter		
		EF (z)	ER (y'')	SH (y)	SV (x')	SR (y'')
Pos. 1	MW	101,43	-23,18	-16,02	75,27	17,95
	n=71 STABW	12,61	9,30	19,01	9,88	12,13
Pos. 2	MW	89,48	-36,46	-38,38	93,26	33,38
	n=76 STABW	10,45	12,17	20,45	7,89	5,89
Pos. 3	MW	111,72	-37,61	-25,23	51,05	20,32
	n=69 STABW	4,01	3,43	6,09	3,85	4,21

Die Ergebnisse der Polynomregression der Muskelmomente der drei Messpositionen jeweils im Grad 2, 4 und 6 sind in Tabelle 2 mit den Werten des sphärischen Maximalmomentkörpers (S) nach Kaiser (2017) gegenübergestellt. Dabei sind je SD und R² angegeben.

Tabelle 2: Gegenüberstellung der Güte der erstellten Polynome

Quelle: Eigene Darstellung

Pos.	1				2				3			
	2	4	6	S	2	4	6	S	2	4	6	S
SD	19,65	11,44	9,97	16,67	18,56	17,76	17,95	14,06	14,95	9,44	6,91	15,99
R ²	0,28	0,79	0,88	0,17	0,19	0,35	0,47	0,05	0,29	0,76	0,9	-0,27

Zur Visualisierung zeigt Abbildung 4 eine Gegenüberstellung der Messwerte (rote Punkte), der Maximalmomentkörper durch die Polynome 6. Grades (oranges Gitter) sowie des sphärischen Maximalmomentkörpers nach Kaiser (2017) (schwarze Punkte) an Messposition 3.

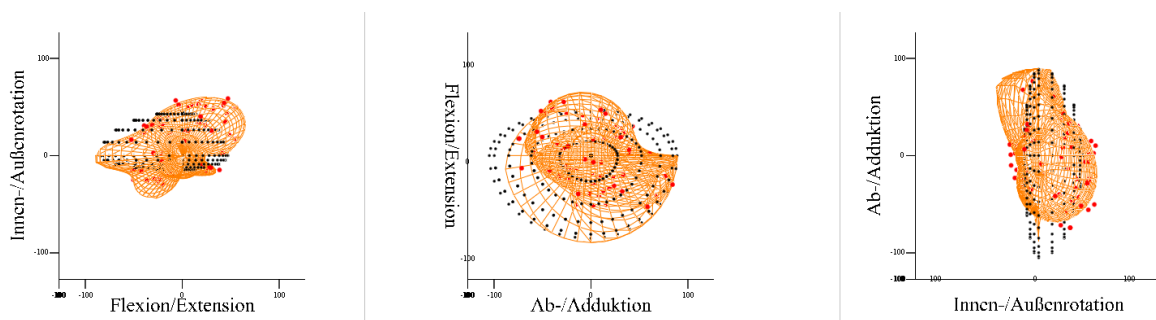


Abbildung 4: Ergebnisse der Messposition 3 in drei Ansichten - Orange: Maximalmomentkörper 6. Grades, Rot: Messwerte, Schwarz: sphärischer Maximalmoment nach Kaiser (2017)

Quelle: eigene Darstellung

4 DISKUSSION, ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK

Der technische Aufbau des Gesamtsystems, die Softwarearchitektur sowie die Verfahren zur zeitlichen Synchronisierung und räumlichen Kalibrierung sind tragfähige und robuste Lösungen. Dennoch ist es möglich, dass geringe zeitliche Verschiebungen zwischen den beiden Messsystemen auftreten. Diese können bei einer Aufzeichnungsfrequenz von 150 Hz 1 bis 2 Frames betragen. Die Qualität der räumlichen Kalibrierung hängt stark von der Qualität der Vermessung der definierten Punkte der Kraftmessplatten ab. Bei der Verwendung eines Messtasters lag die Genauigkeit im Rahmen der Erfassungsgenauigkeit des Motion-Capture-Systems von ca. $\pm 1\text{mm}$.

Als Validierungsbeispiel für das Simulationsmodell wurde der Doppelschritt über zwei Kraftmessplatten ausgewählt und verglichen mit Perry (2003). Die kinematischen Größen, wie Hüft, Knie und Sprunggelenkwinkel, weisen sehr gute Übereinstimmungen auf. Die berechneten Gelenkmomente unterscheiden sich mehr von den Literaturangaben. Hier sind jedoch die Angaben von Perry zu hinterfragen, da in Ihren Berechnungen die Dynamik der Bewegung scheinbar nicht mit einfließt. Des Weiteren fehlen die Angaben von Bereichen, welche die Schwankungen zwischen den Probanden abbilden.

Beim Vergleich der Gelenkstellungen der Messposition ist die große Streuung insbesondere an Messposition 1 und 2 erkennbar. Dies ist den Freiheitsgraden des Oberarms geschuldet und ermöglicht dem Probanden eine möglichst optimale Position zur Kraftaufbringung zu wählen. Die Vorgehensweise an Messposition 3 mit einer eingespannten Schulter führt hier zu besser verwertbaren Ergebnissen. Dies zeigt sich auch in den hier nicht abgebildeten Streudiagrammen der Kugelkoordinaten, die für Messposition 3 eine ausgeglichene Streuung über alle Kugeloktanten zeigt, während Messposition 1 und 2 vermehrt im Bereich großer Abduktions- und Adduktionsmomenten streuen.

Die gebildeten Momentkörper zeigen teilweise große Sprungstellen, was immer an den Übergängen der gewählten Grenzen der Kugelkoordinaten zustande kommt. Außerdem führen höhere Polynome insbesondere bei Messposition 1 und 2, aufgrund der ungleichmäßigen Streuung der Momentrichtungen dazu, dass Extrapolationsprobleme auftreten. Dabei steigen oder fallen die Werte der Polynome ins Extreme. Dieser Problematik wurde nach Kaiser (2017) mit Minimal- und Maximalwerten begegnet.

Insgesamt ähneln die gebildeten Körper stark den sphärischen Maximalmomentkörpern der Vergleichsliteratur, wobei durch steigenden Polynomgrad, die Messwerte immer besser wiedergegeben werden können. Damit eignet sich diese Vorgehensweise dazu die Körper tatsächlich detaillierter darzustellen und ggfs. an extremen Gelenkpositionen Momentrichtungen, die nur noch schwach oder besonders stark aufbringbar sind darzustellen. Die Vorgehensweise nach Kaiser (2017) über sphärische Maximalmomentkörper kann somit in ungünstigen Gelenklagen präzisiert werden. Die vorgestellte Methodik eignet sich jedoch nicht große Bewegungsbereiche zu vermessen, da der Aufwand pro Gelenkstellung jeweils erheblich ausfällt.

LITERATURVERZEICHNIS

- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Med sci sports exerc*, 14(5), 377-381.
- Caldwell, L. S., Chaffin, D. B., Dukes-Dobos, F. N., Kroemer, K. H. E., Laubach, L. L., Snook, S. H., & Wasserman, D. E. (1974). A proposed standard procedure for static muscle strength testing. *The American Industrial Hygiene Association Journal*, 35(4), 201-206.
- Gallagher, S., Moore, J. S., & Stobbe, T. J. (2004). Isometric, Isoinertial, and Psychophysical Strength Testing: Devices and Protocols. In Kumar S. (Hrsg.). *Muscle Strength* (S. 129-156). Boca Raton, Florida: CRC Press LLC. ISBN: 0-415-36953
- Kaiser, A. (2017). J Modellierung maximaler menschlicher Muskelmomente auf Basis digitaler Menschmodelle – am Beispiel der oberen Extremitäten. Dissertation, Technische Universität Chemnitz. Chemnitz: Universitätsverlag. ISBN 978-3-96100-048-7
- Kroemer, K. H. E. (1977). Die Messung der Muskelstärke des Menschen. Methoden und Techniken. In Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Unfallforschung (Hrsg.) *Forschungsbericht* (Nr. 161). Dortmund: Wirtschaftsverlag NW GmbH. ISBN: 3-920-320-62-X
- Mühlstedt, J. (2012). Entwicklung eines Modells dynamisch-muskulärer Arbeitsbeanspruchung auf Basis digitaler Menschmodelle. Dissertation, Technische Universität Chemnitz. Chemnitz: Universitätsverlag. ISBN: 978-3-941003-62-0.
- Perry, J. (2003). *Ganganalyse – Norm und Pathologie des Gehens*, Urban & Fischer Verlag München Jena. ISBN 3-437-47110-4
- Schwarz, W. (1997). *3D-Video-Belastungsanalyse: Ein neuer Ansatz zur Kraft- und Haltungsanalyse*. VDI Fortschritt-Berichte, Reihe 17. Biotechnik/Medizintechnik, Nr. 166. Düsseldorf: VDI-Verlag. ISBN 3-18-316617-8
- Stobbe, T. J., & Plummer, R. W. (1984). A test-retest criterion for isometric strength testing. In *Proceedings of the Human Factors Society Annual Meeting* (28, Nr. 5, S. 455-459). Sage CA: Los Angeles, CA: SAGE Publications.
- Wakula, J., Berg, K., Schaub, K. H., Bruder, R., Glitsch, U., & Ellegast, R. (2009). Der montagespezifische Kraftatlas. In DGUV (Hrsg.) *BGIA-Report 03/2009*. ISBN: 978-3-88383-788-8
- Wu, G., Van der Helm, F. C., Veeger, H. D., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., ... & Werner, F. W. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, 38(5), 981-992.