

Gelenkwinkelabhängige Untersuchung von Maximalkraft und Dauerleistung zur Definition ergonomisch effizienter Arbeitsbereiche im digitalen Menschmodell

André KAISER, Philipp WIMMER, Angelika C. BULLINGER

*Professur Arbeitswissenschaft und Innovationsmanagement,
Technische Universität Chemnitz
Erfenschlager Straße 73, D-09125 Chemnitz*

Kurzfassung: Für die Bereitstellung maximaler Haltezeiten von definierten Gelenkmomenten im digitalen Menschmodell stellt sich die Frage der Gelenkwinkelabhängigkeit. Dazu wird mittels eines Kollektivs von vier männlichen Probanden am Beispiel der Ellenbogenflexion die 15 minütige Haltezeit eines Anteils der Maximalkraft im Gelenkwinkelverlauf untersucht. Die Ergebnisse zeigen einen signifikanten Unterschied der Maximalmomente im Gelenkwinkelverlauf. Für die 15-minütige Haltezeit werden weitere Messungen einen Signifikanztest ermöglichen.

Schlüsselwörter: digitale Menschmodelle, Dauerleistung, Gelenkwinkel, maximum endurance time (MET), maximum voluntary contraction (MVC),

1. Ausgangssituation, Problemstellung und Zielsetzung

Um mit digitalen Menschmodellen arbeitswissenschaftliche Untersuchungen durchzuführen, ist die Weiterentwicklung von Kraft-Dauerleistungs-Analysen von hoher Relevanz. Mühlstedt (2012) zeigt in seiner Befragung zu digitalen Menschmodellen die hohe Bedeutung der Kraft-Analyse verbunden mit einem hohem Verbesserungswunsch. Darauf aufbauend bildet die Berechnung von Gelenkmomenten nach Engstler (2012) einen entscheidenden Vorteil digitaler Menschmodelle im Vergleich zu Papier- & Bleistiftmethoden. Zur Bestimmung maximaler Gelenkmomente kann nach Wakula et al. (2009) nicht auf bestehende maximale Aktionskraftwerte zurückgegriffen werden. Deshalb weist Günzkofer (2013) am Ellenbogengelenk nach, dass mittels einer Modellierung von Gelenkmomenten in Ellipsoiden der maximale Momentverlauf widergespiegelt werden kann. Die Ellipsoiden basieren auf der Idee sogenannter "torque- oder M-potatoes" nach Schaefer, Rudolph & Schwarz (1997). Die Abbildung 1 verdeutlicht solche Ellipsoiden.

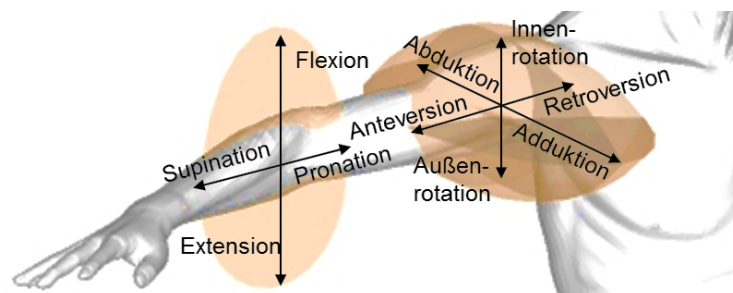


Abbildung 1: Ellipsoid im Schultergelenk und Ellipse im Ellenbogengelenk zur Berechnung von maximalen Gelenkmomenten zwischen den Hauptbewegungsrichtungen

Um zu beurteilen, ob diese Gelenkmomente erträglich sind, stellt sich die Frage nach der maximalen Haltedauer (MET – maximum endurance time). Dazu wird im Menschmodell RAMSIS die Möglichkeit gegeben Momente dauerhaft aufzubringen, was einer gelenk- und gelenkwinkelunabhängigen Reduzierung auf 15% des berechneten Moments entspricht. Rohmert (1960) quantifiziert die Dauerleistungsgrenze (DLG) bei statischer Muskelarbeit auf diese 15% der isometrischen Maximalkraft (MVC - maximum voluntary contraction). Hier ergibt sich aus physiologischer Sicht die Fragestellung, ob die DLG tatsächlich gelenk- und gelenkwinkelunabhängig ist.

Ziel des Beitrags ist daher die Untersuchung der Gelenk und Gelenkwinkelabhängigkeit der DLG von isometrischen Muskelkontraktionen. Dazu wird ein Kollektiv von vier männlichen Probanden zwischen 20 und 30 Jahren in einem ersten Schritt mit dem Betrachtungsgegenstand der Flexion des Unterarms vermessen.

2. Theoretische Grundlagen

2.1 Dauerleistung bei isometrischer Muskelkontraktion

In der Literatur finden sich in den letzten 60 Jahren über 40 verschiedene Veröffentlichungen zur DLG, die teilweise unterschiedliche Auffassungen vertreten (El ahrache et al. 2006). Als menschliche DLG wird nach REFA diejenige maximale Leistung charakterisiert, welche ohne nennenswerte Arbeitsermüdung und ohne gesundheitliche Schädigung auf Dauer erbracht werden kann (REFA, 2002). Im Rahmen der isometrischen Muskelkontraktion ist es üblich mittels eines Anteils der MVC und MET zu beurteilen, wann eine DLG vorliegt. So bestimmt Rohmert (1960) die 15% der MVC über eine MET von 15 Minuten. Demgegenüber finden sich andere Studien, welche die MET mit Werten über einer Stunde untersuchen und dabei die Ermüdung einbeziehen. Die Ergebnisse zeigen, dass selbst bei 5% MVC nach einer Stunde Haltezeit bereits 12% weniger MVC messbar sind. Einige Studien kommen zu dem Schluss, dass eine DLG im eigentlichen Sinne auch bei 5% MVC nicht existiert (El ahrache et al. 2006). Frey-Law & Avin (2011) verdeutlichen zusätzlich die Unterschiede zwischen den MET verschiedener Gelenke. Keine Studie geht dabei jedoch explizit auf Gelenkwinkelstellungen ein.

Arbeitsprozesse mit 15-minütigen statischen Haltezeiten sind in der Praxis selten, weshalb eine Beurteilung anhand der längeren MET konservativ erscheint. Es ist zu vermuten, dass sich deshalb die Anwendung von Rohmerts Regel in der Praxis durchgesetzt hat. Diese Vermutung wird durch die Integration in das RAMSIS Menschmodell gestützt. Die Forschungsfrage kann nach den Erkenntnissen von Frey-Law & Avin (2011) und der Annahme der Praxistauglichkeit einer 15-minütigen MET, somit eingegrenzt werden: Gibt es bei der 15-minütigen MET gelenkwinkelspezifisch Unterschiede? Aus diesem Grund wird in der Arbeit die Gelenkwinkelabhängigkeit der MET aufgezeigt und am Beispiel der 15-minütigen MET im Gelenkwinkelverlauf der Ellenbogenflexion visualisiert.

2.2 Einflussgrößen auf Kraft und Haltezeit

Dabei sind vor allem die Einflussfaktoren auf die Körperkräfte zu beachten. Neben den biomechanischen und physiologischen Einflussfaktoren (Geschlecht, Alter, bevorzugte Körperhälfte, anthropometrische Maße, Konstitution, usw.) sind dies die

gestaltbaren Systemparameter (Körperstellung, Hauptkraftrichtung, Kopplungsart, usw.) und auch psychologische Faktoren, wie die Leistungsbereitschaft und die Motivation des Probanden (Wakula et al., 2009).

So sind Frauen z. B. innerhalb der Ellenbogenflexion mit ca. 49% deutlich schwächer als Männer, während mit 60% der Unterschied innerhalb der Knieextension weniger groß ausfällt (D'Souza et al. 2011). Der Einfluss des Alters lässt sich nach Hurley (1995) quantifizieren, indem zwischen dem 20. und dem 30. Lebensjahr die Maximalkraft erreicht wird und diese nach dem 50. bis zum 80. Lebensjahr um ca. 35-45% abfällt. Die Leistungsfähigkeit ist wiederum durch verschiedene Aktivitätstypen unter anderem auch tageszeitabhängig und lässt sich durch Leistungskurven im Tagesverlauf teilweise beschreiben. Der Einfluss von äußerer Motivation auf die Körperkraft quantifiziert sich nach Grosser et al. (1987) auf ca. 30%, wenn man Ausnahmefälle (Lebensbedrohung) mit einbezieht.

3. Design der Studien zur Überprüfung der Hypothesen

3.1 Versuchsstand und Versuchsstandeinstellungen

Die Versuche finden mit Hilfe des Versuchsstandes ArbeX statt (Mühlstedt, 2012), so dass die Bewegungen schwerkraftbereinigt sind. Zur Durchführung der Studie wurde der Versuchsstand verändert, um die Messung der Flexion des Ellenbogens bereinigt von Bewegungsanteilen der Schulter durchzuführen. Zum Beispiel erfolgte die Konstruktion einer Stütze zum Einspannen des Oberarms, neben dem bereits vorhandenen Sitz mit Fünfpunktgurt. Die Unterarmstellung in der Versuchsreihe ist neutral (Daumen nach oben gerichtet). Der Proband wird leicht nach vorn geneigt, um nicht durch seine Körperschwerkraft in die Messung der Flexion einzugreifen. Zusätzlich sind der Oberarm-Rumpf-Winkel sowie die Winkel der Hüfte und der Knie-Winkel mit 90° definiert. Bei der zusätzlichen Kontraktion von Körpermuskulatur wird der Proband maximal weiter in seinen Sitz gepresst. Abbildung 2 zeigt alle beschriebenen Details.



Abbildung 2: von links nach rechts: Oberarmstütze, Schwerkraftausgleich, Versuchsstand, neutrale Position des Unterarms, Körperhaltung des Probanden

3.2 Probandenkollektiv und Krafteinflüsse

Orientiert an anderen Studien zur Dauerleistung des Ellenbogens, finden sich Arbeiten mit fünf bis sieben Probanden (El ahrache et al. 2006). Dies lässt darauf schließen, dass für eine derartige Studie kleinere Probandenzahlen möglich sind. Die Durchführung der Vorstudie erfolgt auf dieser Grundlage zunächst mit vier Probanden.

Die Auswahl eines spezifischen Probandenkollektives reduziert wie in Kapitel 2.2

erläutert die Streuung. Aus diesem Grund bilden männliche Probanden zwischen 22 und 26 Jahren das Kollektiv. Die Probanden sind dabei sportlich aktiv, jedoch nicht im Sinne eines reinen Ausdauersports oder reinen Kraftsports. Zusätzlich wird darauf geachtet die Messungen der Probanden immer zur gleichen Tageszeit durchzuführen, um tageszeitliche Leistungsschwankungen zu vermeiden. Es wird wie in Kapitel 2.2 dargelegt auf Motivation verzichtet und die Probanden erfahren nichts über ihr Kraftniveau oder die bereits gehaltene Zeit.

3.3 Versuchsdurchführung und eingesetzte Methoden

Das Versuchsdesign teilt sich in zwei Bereiche. Zuerst erfolgt die Bestimmung der gelenkwinkelabhängigen MVC. Dazu sind fünf Messpunkte (0° , 30° , 60° , 90° und 120°) im Bewegungsbereich definiert. Als Methoden dienen Maximalkraftmessung, Motion-Capturing und die Oberflächen-Elektromyographie (OEMG). Das Motion-Capturing liefert durch Inclinometer und Goniometer am Versuchsstand die Position und Winkel des Unterarms. Die OEMG ermöglicht Aussagen über die Muskelaktivität während der MVC. Als Methode der Maximalkraftmessung ist die Plateaumethode gewählt. Dabei wird die MVC für 4 Sekunden gehalten und draus die höchsten 1,5 Sekunden bestimmt. Der arithmetische Mittelwert dieses Zeitraums bildete das Maximalkraftniveau (Wakula et al., 2009). Eine Test-Retest-Variabilität von 10% kann gemäß Kumar (2004) innerhalb der Plateaumethode festgestellt werden. Er empfiehlt daher, die Messungen zu wiederholen, bis die beiden höchsten Messungen eine kleinere Abweichung aufweisen. Nach Stobbe und Plummer (1984) wird dies nach durchschnittlich 2,43 Messungen erreicht. Folglich sind 3 Messungen pro MVC definiert.

Nach der Aufnahme der MVC erfolgt die Messung der zugehörigen MET in Abhängigkeit der jeweiligen MVC. Dazu wird ein Widerstand in Höhe von ca. 15% des MVC angelegt und durch den Probanden gehalten. Liegt die MET über den von Rohmert definierten 15 Minuten, kann der Versuchsleiter den Widerstand um 3% MVC erhöhen. Es folgen Iterationen dieses Vorgehens bis die 15 Minuten erstmals unterschritten werden. Erreicht der Proband bei 15% des MVC keine MET von 15 Minuten, so senkt der Versuchsleiter den Widerstand entsprechend um 3% ab, bis eine MET über 15 Minuten eintritt. Die aufgenommenen Anteile des MVC, bei denen 15 Minuten MET erreicht werden, spiegeln den gelenkwinkelabhängigen Verlauf wider. Als Methoden dienen Motion-Capturing, Messung vorgegebener Gelenkmomente, subjektive Beanspruchungsermittlung und die OEMG. Die Messung der vorgegebenen Gelenkmomente erfolgte über ein im Seilzug des Versuchsstands vorhandenes lineares Dynamometer. Die Daten der OEMG konnten anhand der MVC Werten normalisiert werden. Sie ermöglichen somit eine Aussage über die vorliegende Beanspruchung und in Kombination mit der Auswertung der Medianfrequenzen auch Aussagen zur Ermüdung.

Bei der Versuchsdurchführung muss die Ermüdung der Muskulatur der Probanden berücksichtigt werden. Dazu erfolgt die Ableitung der benötigten Erholungszeiten über Rohmerts Funktion der Erholungszeiten (Rohmert, 1960). Es ergeben sich Erholungszeiten, die die Messzeiten teilweise deutlich übertreffen. So liegt bei 20% MVC mit einer MET nach Rohmert von 7,7 Minuten die Erholungsdauer bei 31 Minuten. Um die Zwischenzeiten sinnvoll zu nutzen, werden 2 Probanden parallel vermessen.

4. Ergebnisse

Unter der Annahme einer Normalverteilung und dem p-Niveau ($p \leq 0,05$) weist die Gesamtheit der Absolutwerte der MVC signifikante Unterschiede im gesamten Gelenkwinkelverlauf auf. Dabei unterscheiden sich die Verläufe der Probanden. So scheint Proband 3 (P3) sein maximales Gelenkmoment zwischen 30° und 60° Gelenkwinkel zu erreichen. Die Probanden 1, 2 und 4 (P1, P2, P4) erreichen dies einheitlich bei 90° . Abbildung 3 stellt die gemessenen absoluten Momente (links) und die relativen Gelenkmomente normiert auf die Maximalwerte (mittig) im Gelenkverlauf dar. Rechts wird weiterführend der resultierende Verlauf im Menschmodell demonstriert.

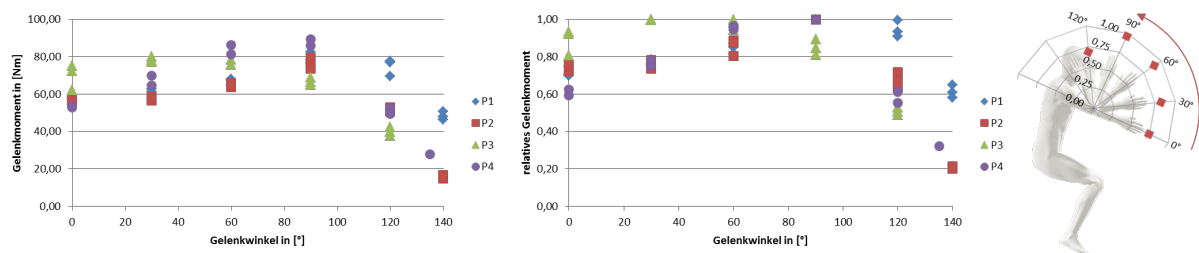


Abbildung 3: Absolutwerte der maximalen Gelenkmomente (links), Relativwerte der Gelenkmomente (mittig) und Darstellung der mittleren Relativwerte am Menschmodell (rechts)

Die Korrelation zwischen der MET und der anteiligen MVC liegt gelenkwinkelunabhängig bei $r = -0,4309$. Bei den ermittelten Anteilen der MVC für eine 15-minütige MET kann kein Signifikanztests durchgeführt werden, da nur vier Werten für die jeweiligen Gelenkwinkel vorliegen. Abbildung 4 stellt die Ergebnisse dar. Links sieht man den gelenkwinkelunabhängigen Zusammenhang zwischen MET und anteiliger MVC. Mittig sind die Verläufe der anteiligen MVC bei einer 15-minütigen MET ($MET > 900s$) der Probanden abgebildet und rechts deren Mittelwerte am Menschmodell.

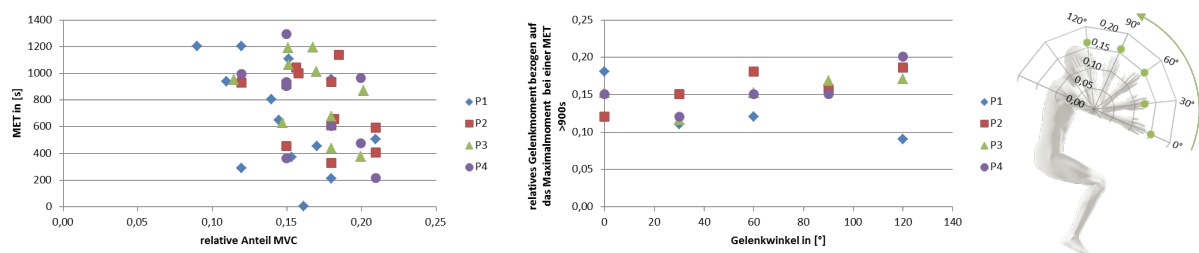


Abbildung 4: Korrelation von MET und anteiliger MVC (links), gelenkwinkelabhängiger Verlauf der 15-minütigen MET (Mittig) und Darstellung 15 minütigen MET am Menschmodell (rechts)

5. Diskussion und Zusammenfassung

Vergleicht man die Werte für den Momentverlauf einer Flexion des Ellenbogens bei neutraler Handstellung in der Literatur, haben diese die Gemeinsamkeit eines Maximum zwischen 70° und 100° , sowie eines zu den Seiten abfallenden Verlaufs (Murray et. al. 1995; Winter und Kleweno, 1993, Singh und Karpovich, 1968, Doss und Karpovich, 1965). Der Sonderfall des Momentverlaufs von P3 lässt sich

eventuell über die Dehnbarkeit und der damit gegenwirkenden Kraft des Antagonisten (Trizeps) erklären.

Bestätigen sich hypothetisch die Ergebnisse der 15 minütigen MET im Gelenkwinkel (Abbildung 4 rechts), so lassen sich signifikante Unterschiede des Gelenkwinkels 30° zum Rest berechnen. Derzeit sind solche Aussagen nicht möglich. Als nächster Schritt werden die Messungen deshalb wiederholt.

Bildet man über Regressionen nun Funktionen der MVC und der 15-minütigen MET über den Gelenkwinkelverlauf, können die Ergebnisse die ersten Daten für das eingangs beschriebene Rechenmodell der Ellipsoide darstellen. Durch die Erhebung der Daten für Extension, Pronation und Supination kann ein Modell für den Ellenbogen erstellt werden. Dieses Modell soll anschließend durch Bewegungen zwischen den Hauptbewegungsachsen überprüft werden. Das Modell ermöglicht einen effizienten Arbeitsbereich mittels digitaler Menschmodelle zu ermitteln.

Dieser Beitrag wäre ohne die Unterstützung durch das Bundesministerium für Bildung und Forschung unmöglich gewesen (Projekt: eProduction, FKZ 13N12031).

6. Literatur

- D'Souza, S., Brueckner, B., Rassmussen, J., Schwirtz, A. (2011). Development of age and gender based strenght scaled equations for use in simulation models. In: First International Symposium on Digital Human Modeling. Lyon (France).
- Doss, W.S., P.V. Karpovich. (1965) A comparison of concentric, eccentric and isometric strength of elbow flexors. In: J. Appl. Physiol. 20:351-353.
- El ahrache, K., A., Imbeau D., Farbos B. (2006) Percentile values for determining maximum endurance times for static muscular work. In: I. J. of Industrial Ergonomics 36, S. 99–108
- Engstler, F. (2012). Perzentilierung maximaler Gelenkmomente des Menschen. München: Verlag Dr. Hut.
- Frey-Law, L., Avin, K. G. (2011). Endurance time is joint-specific: A modelling and meta-analysis investigation. In: Ergonomics. 53(1): 109–129. NIHMS209438
- Grosser, M.; Hermann, H.; Tusker, F.; Zintl, F. (1987). Die sportliche Bewegung. BLV Verlagsgesellschaft. München.
- Günzkofer, F. (2013). Ellbow Strenght Modelling for Digital Human Models. München: Verlag Dr. Hut.
- Hurley, B. F. (1995). Age, gender and muscular strength. J. Gerontol. Ser. A-Biol. Sci. Med. Sci., S. 50
- Kumar, S. (2004). Muscle strenght. Boca Raton: CRC-Press.
- Murray, W. M., Delp, S. L., Buchanan, T. S. (1995) Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. In: J. Biomechanics, Vol 28, No 5. S. 513-525
- Mühlstedt, J. (2012) Entwicklung eines Modells dynamisch-muskulärer Arbeitsbeanspruchung auf Basis digitaler Menschmodelle. Chemnitz: Universitätsverlag.
- REFA Bundesverband e. V. (2002). REFA-Sonderdruck Methodenteil 2002. Darmstadt : Beltz Druckp.
- Rohmert, W. (1960). Ermittlung von Erholungspausen für Statische Arbeit des Menschen. In: I. Zeitschrift für Angewandte Physiologie Einschliesslich Arbeitphysiologie 18, 123–164.
- Singh, M. und P.V. Karpovich. (1968) Strength of forearm flexors and extensors in men and women. In: J. Appl. Physiol. 25:177-180.
- Stobbe, T. J., Plummer, R. W. (1984). A test-retest criterion for isometric strength testing. In: Human Factors and Ergonomics Society annual meeting proceedings 28.
- Schaefer, P., Rudolph, H., Schwarz, W. (1997). Variable Force Limits for Optional Target Populations. In: Proceedings o. t. 13th IEA Conference, Tampere, S. 533-535.
- Wakula, J., Berg, K., Schaub, K., Bruder, R. (2009). Der montagespezifische Kraftatlas (BGIA-Report, 3/2009). Sankt Augustin, Hannover: BGIA; Technische Informations- u. Universitätsbibliothek.
- Winters, J. M., Kleweno, D. G., (1993) Effect of initial upper-limb alignment on muscle contributions to isometric strength curves. In: J. Biomechanics, Vol 26, No 2. S. 143-153.