

Aus dem Institut für Biomedizinische Technologien
Institut für Angewandte Medizintechnik
Lehr- und Forschungsgebiet Rehabilitations- und Präventionstechnik
Leiterin Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Catherine Disselhorst-Klug

**Bedeutung des Zusammenspiels und der Wechselwirkung von
Biomechanik und muskulärer Koordination für die
muskuloskelettale Modellbildung**

Von der Medizinischen Fakultät der Rheinisch-Westfälischen Technischen
Hochschule Aachen zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors
der Theoretischen Medizin genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Tim Markus Kleiber, M.Sc.
aus Aachen

Berichter: Frau Universitätsprofessorin Dr. rer. nat. Catherine Disselhorst-Klug
Herr Universitätsprofessor Dr. med. Thomas Kraus

Tag der mündlichen Prüfung: 07. Juni 2016

Diese Dissertation ist auf den Internetseiten der Universitätsbibliothek online verfügbar

Gewidmet allen, die auf meinem Weg an mich geglaubt, mich gestärkt und unterstützt haben.

Inhaltsverzeichnis

Publikationsliste	6
1. Einleitung	7
1.1. Hintergrund	8
1.2. Funktionelle Anatomie der oberen Extremitäten	9
1.3. Muskulatur der oberen Extremitäten.....	10
1.4. Messtechnische Erfassung muskulärer Aktivität	12
1.5. Bewegungsanalyse	13
1.6. Muskuloskelettale Modellbildung.....	14
1.7. Zielsetzung	15
2. Originalarbeiten.....	17
2.1. Muscular coordination of biceps brachii and brachioradialis in elbow flexion with respect to hand position.....	17
2.2. A modeling approach to compute modification of net joint forces caused by coping movements in obstetric brachial plexus palsy.....	22
3. Diskussion	31
3.1. Bewegungssteuerung & Bewegungskoordination	31
3.1.1. Synergien und funktionelle Redundanzen	32
3.1.2. Bewegungsprogramme & Reflexe	34
3.1.3. Zusammenhang zwischen muskulärer Koordination und Muskelkraft	35
3.2. Ursachen und Auswirkungen pathologischer Bewegungsmuster	37
3.3. Bedeutung für die Modellbildung	39
4. Zusammenfassung.....	42
Abbildungsverzeichnis	43
Tabellenverzeichnis.....	43
Literaturverzeichnis.....	43
Danksagung.....	53
Erklärung zur Datenaufbewahrung	55
Erklärung zum Eigenanteil.....	57
Lebenslauf	58

Publikationsliste

Peer-reviewed Abstracts & Proceedings

- 1) Disselhorst-Klug C., Popovic N., **Kleiber T.**, Bahm J.: “Surface Electromyography, Muscle Force and Mechanical Output in Healthy and Pathological Upper Extremity Movements”, Supplement to Acta Orthopaedica Belgica, Vol. 76 (3), 2010, 4.-5. February 2011, Brussels Belgium
- 2) **Kleiber T.**, von Werder S., Rau G., Disselhorst-Klug C.: „An EMG-activated subject specific musculoskeletal model of elbow flexion”, Proceedings of the XXIII Conference of the International Society of Biomechanics, 3.-7. July 2011, Brussels, Belgium
- 3) **Kleiber T.**, von Werder S., Disselhorst-Klug C.: “Determination of individual subject specific sEMG-Force relationships”, Proceedings of the XIX Conference of the International Society of Electromyography and Kinesiology, 19.-21. July 2012, Brisbane, Australia
- 4) **Kleiber T.**, Meuresch M., Disselhorst-Klug C.: „A probabilistic approach to assess muscular activity during dynamic eccentric and concentric contractions”, Proceedings of the XXIV Conference of the International Society of Biomechanics, 4.-9. August 2013, Natal, Brazil
- 5) Disselhorst-Klug C., Meuresch M., **Kleiber T.**: „Assessing muscular activation in dynamic conditions: A probabilistic approach“, Proceedings of the XX Conference of the International Society of Electromyography and Kinesiology, 15.-18. July 2014, Rome, Italy

Peer-reviewed Full Paper

- 1) **Kleiber T.**, Popovic N., Bahm J. and Disselhorst-Klug C.: (2013): A modeling approach to compute modification of net joint forces caused by coping movements in obstetric brachial plexus palsy, Journal of Brachial Plexus and Periphal Nerve Injury 8:10, DOI: 10.1186/1749-7221-8-10
- 2) von Werder SCFA, **Kleiber T.** and Disselhorst-Klug C. (2015): A method for a categorized and probabilistic analysis of the surface electromyogram in dynamic contractions. Frontiers in Physiology 6:30. DOI: 10.3389/fphys.2015.00030
- 3) **Kleiber T.**, Kunz L. and Disselhorst-Klug C. (2015): Muscular coordination of biceps brachii and brachioradialis in elbow flexion with respect to hand position. Frontiers in Physiology 6:215. DOI:10.3389/fphys.2015.00215

1. Einleitung

Die Grundlage jeder menschlichen Bewegung stellt die Verzahnung der neuromuskulären Koordination der Skelettmuskulatur mit den biomechanischen Eigenschaften des menschlichen Bewegungsapparats dar.

Verglichen mit den kognitiven Fähigkeiten des Menschen wird die Ausführung einer Bewegung oft eher als eine selbstverständliche und automatisierte Leistung wahrgenommen. Betrachtet man jedoch die Entwicklung und Entstehung der ersten menschlichen Bewegungen im Säuglingsalter und vergleicht diese mit den perfekt abgestimmten Bewegungsabläufen eines Profisportlers erhält man ein Gespür für die Komplexität der jeweiligen physiologischen Prozessabläufe.

Das Resultat einer Bewegung, die finale Gelenkstellung, ist durch unendlich viele Kombinationen von Teilbewegungen zu erreichen. Die Entstehung jeder einzelnen Bewegung basiert dabei grundsätzlich auf demselben physiologischen Prozessablauf.

Die Bewegung wird jedoch während ihrer Ausführung zusätzlich durch zahlreiche verschiedene individuelle Gegebenheiten, innere sowie äußere, beeinflusst. So ist eine allgemeingültige Definition einer bestimmten Bewegung oder Bewegungsform nicht ausreichend, um eine spezifische Beschreibung eben dieser und der darunterliegenden physiologischen Mechanismen und deren Zusammenspiel zu geben.

Alle Abläufe und Teilbewegungen müssen in Abhängigkeit zueinander betrachtet werden, um das Resultat und den Weg dorthin sowie die vorherrschenden Wechselwirkungen richtig interpretieren zu können. So hat neben der personenspezifisch unterschiedlichen Anthropometrie und physiologischen Verfassung auch die interindividuell differierende Ausführung einer jeden Bewegung einen erheblichen Einfluss auf die Wechselwirkung der einzelnen funktionellen Bestandteile des menschlichen Bewegungsapparats. Zusätzlich darf nicht außer Acht gelassen werden, dass sich die einzelnen physiologischen und anatomischen Bausteine in ihrer Funktionalität dem kinematischen Kontext, in dem sie genutzt werden, anpassen, um die Bewegungsausführung möglichst optimal zu gestalten.

Die menschliche Bewegung und ihre Entstehung bedürfen somit einer besonderen individuellen, ganzheitlichen und hochspezifischen Betrachtung hinsichtlich der Zusammenhänge und Wechselwirkungen der zugrundeliegenden Mechanismen und Resultate.

1.1. Hintergrund

Am Lehr- und Forschungsgebiet Rehabilitations- und Präventionstechnik des Instituts für Angewandte Medizintechnik im Helmholtz Institut der RWTH Aachen steht die Erforschung menschlicher Bewegung und der zugrundeliegenden muskulären Koordination im Fokus. Neben Bewegungserfassung sowie kinetischer und kinematischer Betrachtung von Bewegung sind vor allem Methoden zur Erfassung von muskulärer Aktivität als Forschungsschwerpunkt ausgeschrieben. Hierzu werden moderne Messverfahren wie Bewegungsanalyse und Inertialsensorik genutzt, um Bewegungen zu erfassen und zu quantifizieren. Durch eine Verbindung von Kinematik und Kinetik mit der durch Elektromyographie ermöglichten Aufnahme von muskulärer Aktivität kann die resultierende Bewegung mit ihrem Ursprung in Verbindung gebracht werden.

Diese Erkenntnisse werden unter anderem in der Modellbildung genutzt, um physiologische Prozesse abbilden zu können und so anhand von Simulationen bessere Einblicke in das Zusammenspiel und die Wechselwirkung der einzelnen Komponenten des menschlichen Bewegungsapparats zu gewinnen. Diese erweiterte Einsicht in menschliche Bewegungsmuster und deren Ursprung dient dem besseren Verständnis der funktionellen Anatomie und Physiologie und kann so zu einer Verbesserung von Prävention, Therapieplanung und Rehabilitation von Pathologien des menschlichen Bewegungsapparats führen.

Ziel der Untersuchungen ist die Umsetzung der Methoden in klinisch relevante Anwendungen, um Ärzten bei der Interpretation der klinisch erhobenen Informationen zu unterstützen. Dies soll zur Verbesserung von Diagnostik und Therapie beitragen. Die Optimierung der Therapie führt ihrerseits zu einer besseren Qualitätssicherung und höheren Patientenzufriedenheit.

1.2. Funktionelle Anatomie der oberen Extremitäten

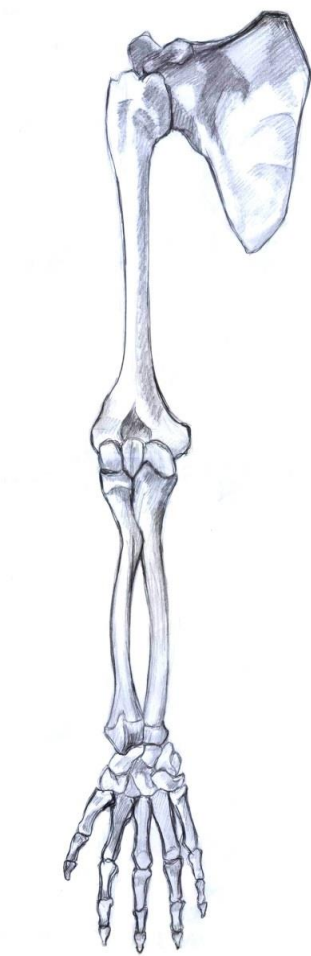


Abbildung 1: Gelenkkette der oberen Extremität

Die obere Extremität des Menschen entwickelte sich evolutionär vom reinen Stützorgan hin zum Greiforgan mit der primären Funktionalität der Manipulation von Objekten und Interaktion mit der Umgebung.

Dabei besteht die menschliche obere Extremität aus einer so genannten kinetischen Gelenkkette, d. h. aus mehreren starren Segmenten, verbunden durch verschiedenartige Gelenke (Abbildung 1). Betrachtet man die obere Extremität des Menschen ausgehend von ihrem Ursprung am Torso aus, ist das am weitesten proximal gelegene Gelenk das *Glenohumeral-* oder *Schultergelenk* (*Articulatio humeri*), welches durch die Verbindung von Oberarmkopf (*Caput humeri*) und der Schulterblattgelenkpfanne (*Cavitas glenoidalis*) des Schulterblatts (*Scapula*) gebildet wird. Es ist eines der komplexesten und gleichzeitig beweglichsten Gelenke des menschlichen Körpers. Dies beruht auf der Tatsache, dass das Schulterblatt den Oberarmkopf aufgrund der geringen Gelenkfläche nicht vollständig umschließt, wie z.B. beim Hüftgelenk, und so eine besonders hohe Beweglichkeit

des Oberarmknochens (*Humerus*) relativ zum Schulterblatt möglich ist. Des Weiteren ist auch das Schulterblatt relativ zum restlichen Körperrumpf beweglich, wodurch der Bewegungsspielraum der Schulter noch einmal vergrößert wird. Das Schultergelenk besitzt als Kugelgelenk drei Freiheitsgrade (Abduktion/Adduktion, Anteversion/Retroversion und Innen-/Außenrotation).

Das am nächsten distal gelegene Gelenk zum Schultergelenk ist das Ellbogengelenk (*Articulatio cubiti*), welches die Verbindung zwischen dem Oberarmknochen (*Humerus*) und dem Unterarmkomplex bestehend aus Elle (*Ulna*) und Speiche (*Radius*) bildet. Es besteht als zusammengesetztes Gelenk aus drei Teilgelenken, die in einer gemeinsamen Gelenkkapsel zusammengefasst sind. Das Ellenbogengelenk besitzt trotz seines komplexen Aufbaus durch das Zusammenspiel der drei Teilgelenke nur zwei Freiheitsgrade (Flexion/Extension und Pronation/Supination) (Amis & Miller 1982).

Als Verbindung zwischen Unterarm und proximaler Handwurzel, sowie zwischen proximalen und distalen Handwurzelknochen befindet sich das Handgelenk. Es ist es ähnlich dem Ellbogengelenk aus zwei Teilgelenken zusammengesetzt und besitzt ebenfalls zwei Freiheitsgrade (Radial-/Ulnarabduktion, Palmar-/Dorsalflexion). Die rotatorische Bewegung der Hand wird durch die Pronation und Supination im Ellbogengelenk ermöglicht, wobei nicht der gesamte Unterarmkomplex gedreht werden kann sondern eine Rotation im Unterarm durch das Überkreuzen von Elle und Speiche ermöglicht wird.

Durch das Zusammenspiel dieser Körpersegmente ergibt sich ein großer Bewegungsradius in der oberen Extremität, wobei eine ganzheitliche Bewegung immer in verschiedene Teilbewegungen innerhalb der Gelenkkette unterteilt werden kann. Die Struktur und die Freiheitsgrade eines jeden Gelenks in der Gelenkkette beeinflussen den letztendlichen Bewegungsumfang der gesamten Extremität elementar und erst das Zusammenspiel aller Gelenke lässt eine vollständige Dynamik und den maximalen Bewegungsumfang zu (Putz & Pabst 2001).

1.3. Muskulatur der oberen Extremitäten

Mit einem Anteil von durchschnittlich 40% am Gesamtkörpergewicht ist die quer gestreifte Skelettmuskulatur das schwerste Organ des menschlichen Körpers. Sie bildet zusammen mit dem passiven Bewegungsapparat eine funktionelle Einheit und ist die am schnellsten und kraftvollsten kontrahierende Muskulatur des menschlichen Körpers.

Schon die Anzahl der Skelettmuskeln in unserem Körper spricht für sich. Etwas mehr als 650 Skelettmuskeln sind insgesamt dafür zuständig, einen Menschen zu bewegen, allein 52 sind für Bewegungen jeder Seite der oberen Extremitäten verantwortlich, was die Komplexität der dort stattfindenden Bewegungen unterstreicht (Schünke 2000).

Die Form eines jeden Muskels ist an seinen physiologischen Verlauf und vor allem seine Funktionalität angepasst. Viele Skelettmuskeln verlaufen über mehrere Gelenke und haben daher Einfluss auf verschiedene Bewegungen in unterschiedlichen Gelenken. Sie interagieren abhängig vom genutzten Kontext unterschiedlich miteinander.

Grob wird die Skelettmuskulatur in ihrer Funktion anhand der jeweiligen Bewegungsrichtung klassifiziert und hierbei in Agonisten, Synergisten und Antagonisten unterteilt. Erst das Zusammenspiel der verschiedenen Funktionen der einzelnen Muskelgruppen macht eine willkürliche zielgerichtete Bewegung möglich.

In Tabelle 1 sind die für die Bewegung in Schulter- und Ellbogengelenk verantwortlichen Muskeln dargestellt. Die jeweiligen Anteile der Muskeln an der effektiv ausgeführten Bewegung variieren in Abhängigkeit von inneren und äußeren Einflüssen (Schünke 2000).

Tabelle 1: Beteiligte Muskeln an Bewegungen in Schulter- und Ellbogengelenk

Gelenk	Bewegung	Beteiligte Muskeln
Schultergelenk	Anteversion	M. deltoideus (pars acromialis & clavicularis) M. biceps brachii M. pectoralis major
	Retroversion	M. triceps brachii (caput longum) M. deltoideus (pars spinalis) M. latissimus dorsi M. pectoralis major (pars sternocostalis) M. teres major
	Abduktion	M. deltoideus M. biceps (caput longum) M. supraspinatus M. pectoralis major (pars clavicularis)
	Adduktion	M. triceps brachii (caput longum) M. biceps brachii (caput breve) M. latissimus dorsi M. pectoralis major (pars sternocostalis & clavicularis) M. teres major
	Innenrotation	M. deltoideus (pars clavicularis) M. biceps brachii M. pectoralis major M. latissimus dorsi M. subscapularis M. teres major
	Außenrotation	M. deltoideus (pars spinalis) M. teres minor M. infraspinatus
Ellbogengelenk	Flexion	M. brachioradialis M. biceps brachii M. brachialis
	Extension	M. triceps brachii M. anconeus
	Pronation	M. brachioradialis M. pronator quadratus M. pronator teres M. flexor carpi radialis M. anconeus
	Supination	M. brachioradialis M. biceps brachii M. supinator

1.4. Messtechnische Erfassung muskulärer Aktivität

Mit Hilfe der Elektromyographie lassen sich die elektrischen Potentialänderungen von Muskelzellen während einer Kontraktion messen, wodurch eine Aussage über die Aktivität des Muskels getroffen werden kann (Hug 2011, Rau et. al. 2004). Die hierfür verwendeten Elektroden werden entweder direkt invasiv in den zu untersuchenden Muskel eingeführt oder nichtinvasiv auf die Hautoberfläche aufgeklebt. Im ersten Fall werden Nadelelektroden verwendet, durch welche eine genaue Untersuchung tiefer gelegener Muskelfasern möglich ist. Da es sich allerdings um eine invasive Messmethode handelt, die gerade in der Dynamik keine Anwendung findet, ist diese nicht nur zeit- und kostenintensiver, sondern zusätzlich auch mit Schmerzen für den Probanden verbunden. Dadurch, dass die Elektroden bei der Oberflächen-Elektromyographie (sEMG) auf die Haut aufgeklebt werden, ist dieses Verfahren in seiner Anwendbarkeit einfacher und deutlich schonender für den Probanden. Grundsätzlich unterscheidet man bei der Anordnung der oberflächlichen Messelektroden zwischen monopolaren, bipolaren und multipolaren Elektrodenkonfigurationen. Dabei ist die bipolare Elektrodenkonfiguration die am häufigsten verwendete Anordnung zur Erfassung der myoelektrischen Signale auf der Hautoberfläche, da auftretenden Störsignale über einen Differenzverstärker eliminiert werden. Die Ableitelektroden sollten hierbei in Richtung des Muskelfaserverlaufs platziert werden, um die sich entlang diesen ausbreitenden elektrischen Potentialen abzunehmen.

Allerdings lassen sich durch diese Methode keine Signale einzelner Muskelfasern detektieren. Die auf der Haut befestigten Ableitelektroden registrieren nur die Summe aller Muskelaktionspotenziale der darunterliegenden Muskelfasern. Im Endsignal kommt es zu einer Superposition dieser Muskelaktionspotenziale. Abhängig von der räumlichen Entfernung der Muskelfasern zum Elektrodenpaar tragen diese Potenziale jedoch unterschiedlich stark zur Bildung des Endsignals bei.

Das sEMG-Signal repräsentiert außerdem die Rekrutierungs- und Frequenzeigenschaften der erfassten motorischen Einheiten bzw. Muskelfasern. Steigt beispielsweise während der Ausführung einer Bewegung der Amplitudenwert des sEMG-Signals, wurde entweder die Frequenz der in den α -Motoneuronen generierten Aktionspotenzialen erhöht und/oder mehr motorische Einheiten rekrutiert, was zu einer erhöhten Anzahl aktiver Muskelfasern führt (Farina et. al. 2004).

Anwendung findet das konventionelle Oberflächen-EMG (engl. Surface EMG – sEMG) im Bereich der Orthopädie und Sportbiomechanik sowie der Arbeitsergonomie. In der klinischen Routine ist das komplexe Verfahren extrem behaftet für fehlerhafte Interpretationen findet aber immer mehr Zuspruch in klinischen Fragestellungen vor allem in Kombination mit bewegungsanalytischen Messungen (De Luca 1993, Disselhorst-Klug et. al. 2009, Hogrel 2005).

1.5. Bewegungsanalyse

Mit Hilfe der Bewegungsanalyse (Motion-Capture-Verfahren) ist es möglich dreidimensionale Bewegungen in Echtzeit zu erfassen und aufzuzeichnen. Das gängigste Verfahren zur Bewegungserfassung ist das optische Tracking. Hierbei werden Marker verwendet, die entweder passiv Licht einer bestimmten Wellenlänge reflektieren oder aktiv ein Signal aussenden. Die Bewegungen dieser Marker werden durch spezielle Kameras aufgenommen, deren Position und Ausrichtung im Raum dem System bekannt sind. Über eine Triangulation kann dann die genaue Position der Marker im Raum berechnet werden. Für diese Art der Positionsbestimmung sind theoretisch zwei Kameras nötig. Da allerdings gerade bei der Aufnahme menschlicher Bewegungen Marker sehr häufig von anderen Körperteilen verdeckt werden, nutzen optische Systeme immer mehrere, um den ganzen Messraum verteilte Kameras. Aktive optische Marker haben den Vorteil, dass jeder Marker ein individuelles Signal aussenden kann, wodurch eine eindeutige automatische Zuordnung der einzelnen Marker zu den aufgenommenen Signalen möglich ist. Bei der Verwendung von passiven Markern hingegen müssen die Daten nach der Messung nachbearbeitet werden, indem jedem Marker ein bestimmtes Label, also eine feste Bezeichnung, zugeordnet wird.

Neben den optischen Verfahren gibt es noch Systeme, die elektromagnetische Felder oder Ultraschallwellen zur Triangulation verwenden und auch solche, bei denen die Bewegung über Beschleunigungssensoren registriert wird. Aufgrund der Bewegungsfreiheit durch die Verwendung passiver Marker kommen im Bereich der Bewegungsanalyse aber meistens optische Systeme zum Einsatz, so auch im klinischen Umfeld (Miltner et. al 2003, Kim et. al. 2014).

1.6. Muskuloskelettale Modellbildung

Als Modell wird allgemein eine abstrakte Abbildung einer realen Gegebenheit bezeichnet. Ausgangspunkt ist ein Problem beispielsweise ein physikalischer oder biologischer Zusammenhang, welcher in seinen Prozessen abgebildet werden soll. Oftmals ist jedoch eine komplette Abbildung aller relevanten Komponenten zu komplex und so wird durch eine Abstraktion der einzelnen Prozesse ein partieller Fokus gesetzt. Ein Modell soll nie komplizierter sein, als für die Beantwortung einer bestimmten Frage notwendig ist (Nigg & Herzog 1999). Durch diese Fokussierung auf die gewünschten Kenngrößen werden Modelle genutzt, um einen besseren Einblick in die zu beobachtenden Mechanismen zu gewinnen. Hierbei muss elementares Wissen über jedes einzelne modellierte Element vom makroskopischen bis zum mikroskopischen vorhanden sein, wobei jedoch nur ein Teil möglichst exakt abgebildet und alle weiteren Komponenten abstrahiert implementiert werden. So entstehen in jedem Modell Limitationen und Unschärfen. Trotzdem sind Modelle mächtige Werkzeuge, um Versuche durch Simulationen vorzubereiten oder zu ersetzen und so eine Reduktion von Kosten und Aufwand zu bewirken (Bungartz 2009).

Muskuloskelettale Modelle können als Basis betrachtet werden, um menschliche Bewegung und deren zugrundeliegenden physiologische Mechanismen abzubilden und somit Simulationen in verschiedenen Abstraktionsgraden mit unterschiedlichen Zielstellungen durchzuführen. In der Grundlagenforschung der Biomechanik erfüllen Modelle des Bewegungsapparats, unabhängig welcher Teil des muskuloskelettalen Apparats abgebildet wird, drei wichtige Aufgaben (Hatze 1974):

1. Sie verbessern das Verständnis für die Zusammenhänge, die zu einer bestimmten Bewegung führen. „Modelling ... is often used when the understanding of phenomena becomes difficult. A model seems to be a powerful tool to increase the understanding of mechanisms, and has been applied, therefore, quite frequently in many daily and/or research situations. The power of modelling is increasingly recognized in biomechanical research.” (Nigg & Herzog 1999, S. 423).
2. Sie ermöglichen es, Auswirkungen von Veränderungen der Eigenschaften einer Person oder von Veränderungen der äußeren Bedingungen auf eine bestimmte Bewegung vorherzusagen.

3. Sie ermöglichen eine Approximation von nicht messbaren Größen und so von teilweise unbekannten physiologischen aber auch pathologischen Zusammenhängen während einer Bewegungsausführung.

Diese Eigenschaften machen sich zahlreiche Forschungseinrichtung weltweit zum Nutzen, um Modelle zielgerichtet einzusetzen. So entstand in den letzten Jahrzehnten ein Hype und es wurden Modelle von unterschiedlichsten physiologischen Komponenten des muskuloskelettalen Bewegungsapparats entwickelt. Unterstützt wurde diese rasche Entwicklung vor allem durch die immer leistungstärkeren Computersysteme, welche teilweise parallelisiert immer komplexere Lösungsansätze in immer kürzerer Zeit berechnen konnten. Die Nutzbarkeit und Güte dieser Modelle variierte in der frühen Entwicklungszeit stark (Pandy 2001).

1.7. Zielsetzung

Der Einblick in menschliche Bewegungsabläufe und der zugrundeliegenden physiologischen Mechanismen rückt neben der Sportwissenschaft auch immer weiter in das Interesse der klinischen Forschung. In diesem Zusammenhang geht es primär darum ein besseres Verständnis der Funktionsweisen und des Zusammenspiels der einzelnen Komponenten des menschlichen muskuloskelettalen Bewegungsapparats und der zugrundeliegenden neuromuskulären Steuerung zu erlangen. Diese Zusammenhänge werden beispielsweise genutzt um pathologisch veränderte Bewegungsmuster und die Verbindung zu deren Ursachen besser beschreiben und quantifizieren zu können.

Um die wechselseitigen Einflüsse von Biomechanik und muskulärer Koordination während einer Bewegungsausführung zu verstehen ist eine ganzheitliche Analyse beider Komponenten notwendig, wobei vor allem die kontextbezogene Betrachtung für eine korrekte Interpretation relevant ist.

Basierend auf diesem Ansatz wird im Bereich der Bewegungswissenschaften, Biomechanik und Elektrophysiologie geforscht, um tiefere Einblicke in die Zusammenhänge und Wechselwirkungen während einer Bewegung und ihrer Ursache zu gewinnen.

In allen drei benannten Forschungsgebieten wurden in den letzten Jahrzehnten immer wieder Durchbrüche erzielt, die es uns ermöglicht haben, ein besseres Verständnis für die menschliche Bewegung und deren Entstehung zu erlangen. Hierbei wurden die

elektrophysiologischen Messmethoden immer präziser, so dass sich bis auf die Ebene der einzelnen motorischen Einheiten eine muskuläre Aktivität nachweisen lässt. Ohne Kenntnis der korrespondierenden Bewegung lassen sich jedoch die von unterschiedlichen Muskeln zeitgleich abgeleiteten Elektromyogramme und ihr Einfluss auf die Bewegung nur in wenigen Fällen korrekt interpretieren.

Hierfür konnte die messtechnische Erfassung der Bewegungskinematik fortlaufend weiterentwickelt und eine quantitative Messbarkeit von Bewegung ermöglicht werden. Eine Kombination beider Messmethoden ermöglicht eine ganzheitliche Betrachtung und Analyse von Entstehung und effektiv ausgeführter Bewegung sowie der verknüpften Regelungsprinzipien. Für eine objektive und aussagekräftige Darstellung muss zusätzlich die Bewegungsfähigkeit in ihrem kinematischen Kontext berücksichtigt werden, da in der Regel funktionelle Einschränkungen oder individuelle Bewegungsmuster genau dann bedeutsam werden. Rückkopplungsmechanismen und Wechselwirkungen haben hierbei einen erheblichen Einfluss auf beide Anteile. Dies spiegelt sich vor allem während pathologisch veränderter Bewegungen wieder.

Als Ergänzung zu den angewandten Messmethoden können durch die fortschreitende Technisierung Modellansätze eingesetzt werden, um Approximation und Prädiktionen von nicht messbaren Parametern nutzbar zu machen und so die oben beschriebenen Messgrößen zu ergänzen und zu erklären. Hierbei ist vor allem eine passende Konfiguration der Modellparameter von großer Bedeutung, denn eine Simulation durch ein Modell ist von der Güte der Eingangsdaten abhängig. Will man ein Modell eines physiologischen Prozesses oder einer Bewegung entwerfen sind vor allem die Definition der Eingangsparameter und deren Abhängigkeiten relevant.

Die in Kapitel 2.1. und 2.2. vorgestellten Originalarbeiten setzen auf diese innovativen Forschungsansätzen auf und behandeln inhaltlich die physiologischen und pathologischen Zusammenhänge zwischen Biomechanik und neuromuskulärer Koordination am Beispiel von Bewegungen in Schulter- und Ellbogengelenk (vgl. Kapitel 1.2. und 1.3.) unter besonderer Berücksichtigung der gegenseitigen Einflüsse und Wechselwirkungen. In Kapitel 3 werden die aktuellen Kenntnisse in den Forschungsgebieten der Bewegungssteuerung und Bewegungskoordination unter physiologischen und pathologischen Umständen sowie die Bedeutung für die Modellbildung zu den in Kapitel 2 vorgestellten Originalarbeiten erläutert.

2. Originalarbeiten

2.1. Muscular coordination of biceps brachii and brachioradialis in elbow flexion with respect to hand position



ORIGINAL RESEARCH
published: 06 August 2015
doi: 10.3389/fphys.2015.00215

Muscular coordination of biceps brachii and brachioradialis in elbow flexion with respect to hand position

Tim Kleiber^{1,2*}, Leo Kunz¹ and Catherine Disselhorst-Klug¹

¹ Department of Rehabilitation and Prevention Engineering, Institute of Applied Medical Engineering, RWTH Aachen University, Aachen, Germany, ² German Research School for Simulation Sciences, Joint Graduate School of RWTH Aachen University and Forschungszentrum Jülich, Jülich, Germany

OPEN ACCESS

Edited by:

Lorenzo Masia,
Nanyang Technological University,
Singapore

Reviewed by:

Aaron Camp,
University of Sydney, Australia
Dragomir N. Serban,
Grigore T. Popa University of Medicine
and Pharmacy, Romania

*Correspondence:

Tim Kleiber,
Department of Rehabilitation and
Prevention Engineering, Institute of
Applied Medical Engineering, RWTH
Aachen University, Pauwelsstr. 20,
52074 Aachen, Germany
tim.kleiber@rwth-aachen.de

Specialty section:

This article was submitted to
Integrative Physiology,
a section of the journal
Frontiers in Physiology

Received: 28 February 2015

Accepted: 17 July 2015

Published: 06 August 2015

Citation:

Kleiber T, Kunz L and Disselhorst-Klug C (2015) Muscular coordination of biceps brachii and brachioradialis in elbow flexion with respect to hand position. *Front. Physiol.* 6:215. doi: 10.3389/fphys.2015.00215

Contribution of synergistic muscles toward specific movements over multi joint systems may change with varying position of distal or proximal joints. Purpose of this study is to reveal the relationship of muscular coordination of brachioradialis and biceps brachii during elbow flexion with respect to hand position and biomechanical advantages and disadvantages of biceps brachii. A group of 16 healthy subjects has been advised to perform 20 repetitions of single elbow flexion movements in different hand positions (pronated, neutral, and supinated). With a speed of 20°/s, simultaneously sEMG of biceps brachii and brachioradialis and kinematics of the movement were recorded in a motion analysis laboratory. Normalized to MVC the sEMG amplitudes of both muscles contributing to elbow flexion movements were compared in pronated, supinated, and neutral hand position over elbow joint angle. Significant differences in the contribution of brachioradialis were found in pronated hand position compared to supinated and neutral hand position while the muscular activity of biceps brachii shows no significant changes in any hand position. In conclusion, a statistical significant dependency of the inter-muscular coordination between biceps brachii and brachioradialis during elbow flexion with respect to hand position has been observed depending on a biomechanical disadvantage of biceps brachii.

Keywords: pronation, supination, sEMG, muscular activation, elbow flexor, inter-muscular coordination

Introduction

Inter-muscular coordination of synergistic and antagonistic muscles can be regarded as the basis to explain the generation of voluntary and target-oriented movement. Biomechanics and muscular features contributing to human movement patterns are thereby combined to control inter-muscular coordination and optimally recruit the responsible muscles. Moreover, insights into neural commands and a better understanding of motor control and muscular coordination can contribute to improve diagnosis and treatment of both, neuromuscular dysfunction and resulting orthopedic conditions, or vice versa.

The elbow joint is a highly complex joint assembled by three different single joints (Amis and Miller, 1982). As a connection between upper arm and forearm a special focus has to be set on the forearm complex which consists of two bony parts, radius and ulna. This joint complex offers the possibility to move in two degrees of freedom, flexion and extension as well as pronation and supination. During elbow flexion the forearm is moved toward the

upper arm rotating around the elbow joint center. Pronation and supination are performed by radius and ulna crossing each other and so rotating forearm and hand to a maximum of 90° from neutral hand position. There are different muscles involved in elbow flexion which are superficially biceps brachii and brachioradialis as well as deeper brachialis. Both superficial flexors are also involved in other functions and movements of connecting joints e.g., biceps brachii is also supinator and shoulder flexor, brachioradialis is responsible for both, supination as well as pronation to move the forearm back in neutral position (Deetjen and Speckmann, 1999).

The function of brachioradialis and its contribution to elbow flexion as well as pronation and supination has been and is still discussed with diverging results (Jackson, 1925; Sullivan et al., 1950; de Sousa et al., 1961; Pauly et al., 1967; An et al., 1981; Funk et al., 1987; van Bolhuis and Gielen, 1997; Naito, 2004; Boland et al., 2008). One hypothesis of Jackson is, that brachioradialis changes its contribution to elbow flexion with hand position which has been proved through experiments (Jackson, 1925; Praagman et al., 2010). Boland et al. published no differences in contribution of brachioradialis during elbow flexion in different hand position and varying external forces and so concluded that it is mainly stabilizing the elbow joint, which directly stands in contrast to earlier studies (Stokes and Gardner-Morse, 2000; Boland et al., 2008). Nakazawa et al. investigated the contribution of brachioradialis during concentric and eccentric elbow flexion resulting in significant differences of the muscular activation pattern to finally consider brachioradialis primary as an elbow flexor especially in lower joint angles supporting the point of view of Jackson and Boland (Howard et al., 1986; Nakazawa et al., 1993). Additionally, a speed dependent activation of brachioradialis with higher contribution in elbow flexion in higher velocity is stated (de Sousa et al., 1961).

Purpose of this study is to reveal the relationship of inter-muscular coordination of biceps brachii and brachioradialis during elbow flexion movements with respect to hand position. A special focus is set on biomechanical advantages and disadvantages of biceps brachii influencing an optimized recruitment strategy of both muscles. Based on the results of Boland et al. there are no changes in the contribution of brachioradialis in elbow flexion depending on hand position. But there may be a reasonable explanation of an occurring difference due to the biomechanical disadvantage of biceps brachii in pronated hand position.

Material and Methods

Subjects

A sample of data of 16 healthy subjects [4 female and 12 male, age 24.8 (± 9.2) years; height 179.4 (± 9.9) cm; body mass 79.1 (± 8.8) kg] took part in the study. No subject had any known symptoms of neuromuscular disorders or orthopedic surgery or affections in the upper extremity. Subjects avoided strenuous exercises in the day prior to the measurement. 14 out of 16 subjects were right handed and all subjects were in a comparable training state. The study was performed according to the Declaration of Helsinki and approved by the RWTH Aachen University ethic committee. All subjects were informed about the experimental protocol and

the potential risks of the study and gave written consent before their participation.

Study Protocol

The measurements took place as non-clinical basic science study in a motion analysis laboratory. Single trials of dynamic elbow flexion movements were performed fluently in a constant speed of 20°/s guided by a visual feedback of the joint angle. The elbow flexion movement was repeated 20 times for each hand position separately in single trials from full extension (approx. 0°) to maximal flexion (approx. 130°). There was a resting time of 120 s after each trial to avoid fatigue. Subjects were measured in standing position with shoulder neither flexed nor abducted. The different hand positions were measured in neutral and each subject's maximum of pronation and supination.

Kinematics and sEMG Data Acquisition

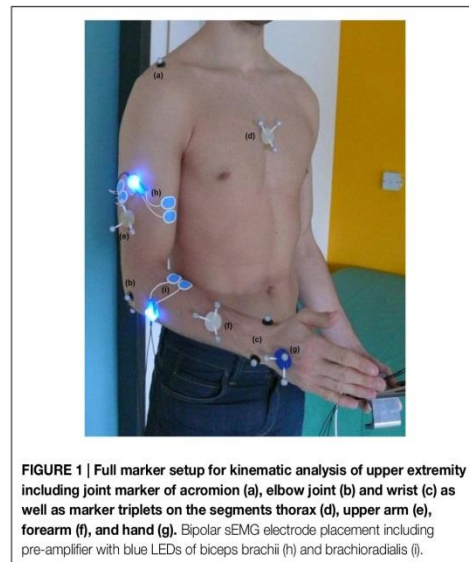
A specific marker setup presented in Schmidt et al. (1999) was used to record kinematics during movement via VICON® MX motion analysis system. Elbow joint angles were determined by a biomechanical model using the marker setup described above (Williams et al., 2006). Infrared light reflecting markers (9 mm diameter) were placed on six anatomical landmarks of the upper extremity (acromion, olecranon, radial styloid process, ulnar styloid process, epicondyle lateral, epicondyle medial). Markers were attached using double-sided adhesive tape. Joint centers of elbow and wrist are estimated as the midpoint between both epicondyles and styloid processes, respectively. Three rigid linked markers, called triplets, were placed on the upper body segments (thorax, upper arm, forearm, hand). Through the exact position of recorded segment marker triplets relative to computed elbow joint center, determined on static calibration trials, all joint angle positions are synchronously measured to the sEMG recordings of biceps brachii and brachioradialis (Rau et al., 2000). Through the recording of the whole kinematic chain compensatory movements in the shoulder joint and wrist which may also influence the sEMG amplitude (e.g., shoulder flexion, changes in hand position) can be excluded (Schmidt et al., 1999; Williams et al., 2006).

Bipolar sEMG signals of biceps brachii and brachioradialis muscle are recorded and processed according to standard protocols developed with the SENIAM recommendations (Hermens et al., 2000). Single-use Ambu® Blue Sensor N electrodes (effective electrode diameter of 3 mm) were placed in a distance of 2 cm on the muscle belly directly connected to a pre-amplifier (blue LED). The full marker setup and electrode placement is shown in **Figure 1**.

Processing steps of the recorded sEMG signals after 3 kHz sampling include pre-filtering (lower cut-off frequency 2 Hz, upper 500 Hz), full-wave rectification and smoothing (Root Mean Square, window length 100 ms).

Normalization via MVC

For a proper comparison of activation levels of both muscles intra-individually special focus must be set on the standardization of the sEMG signals (Burden, 2010). To put the activation levels of both muscles in relation to each other, reference values of both flexors were recorded during 5 s



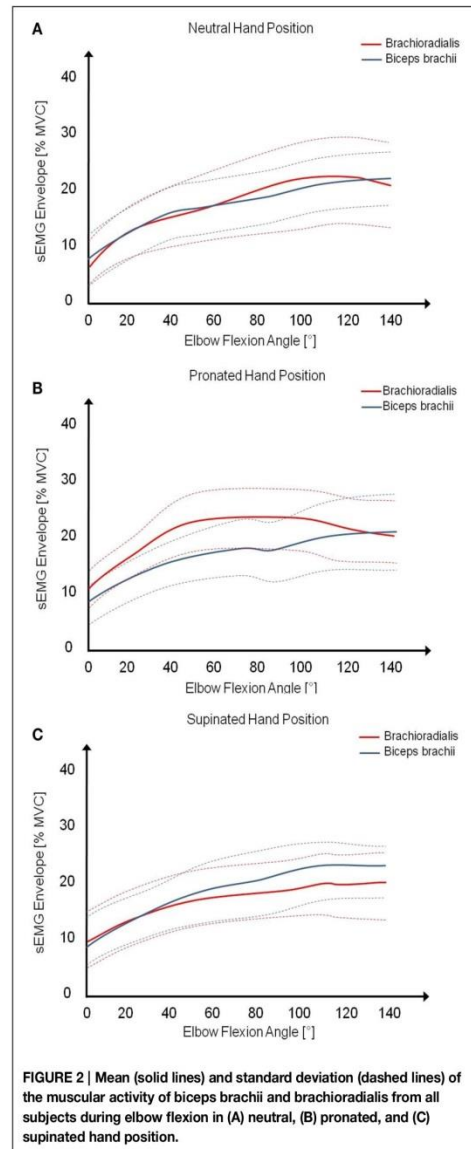
maximum voluntary isometric contraction measurements. Since sEMG amplitudes vary for different elbow angles, sEMG signals are standardized with the maximal amplitude in 90 degrees elbow flexion. Out of five MVC trials the mean of the best three with a minimum standard deviation and no significant differences in the maximal amplitude were chosen. MVC was determined separately for every hand position and all signals were normalized to the according maximal value to account the contribution of muscle to hand position.

Statistical Analyses

Statistical significance was determined by One-Way analysis of variance (ANOVA) with a significance level of $p < 0.05$. Main effects for each independent variable were investigated, and test statements were used to specify error terms. A Tukey HSD *Post-hoc* and Students *t*-Test were additionally used to specify the results. Statistical results were interpreted relative to biomechanical and biological significance.

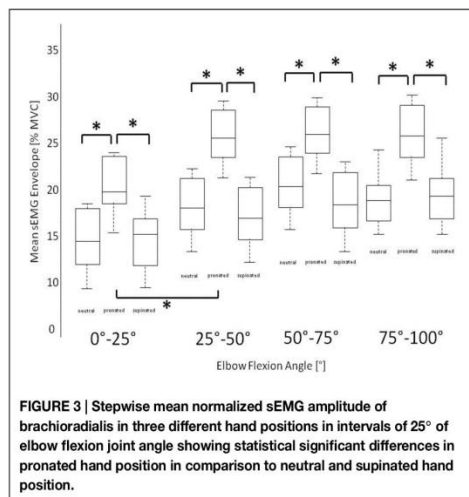
Results

The acquired and processed sEMG data of biceps brachii and brachioradialis were assigned over measured elbow joint angles and analyzed in the range between 0 and 120° during concentric elbow flexion. The mean (solid lines) and standard deviation (dashed lines) of all subjects were calculated for both muscles in different hand positions, shown in **Figure 2**. Examining the muscular activity normalized to MVC, there are obvious differences in muscular coordination pattern during pronated elbow flexion in comparison to supinated and neutral hand position. As in pronated, the muscular activity of brachioradialis is constantly higher than in supinated and neutral hand position



whereas the percentage activity of biceps brachii is nearly the same in all hand positions. The muscular activity of both muscles is constantly on the same level and slightly increasing with elbow joint angle in supinated and neutral hand position.

Statistical analysis shows significant differences (*) in muscular activation pattern of brachioradialis during elbow flexion with respect to hand position ($p < 0.05$). The *Post-hoc*



Tukey Test shows not only a general difference between the activation patterns of both elbow flexors with respect to hand position but additionally a significantly higher difference in pronated than in supinated and neutral hand position while the activity of biceps brachii remains constant. Between supinated and neutral hand position there were no significant differences in muscular coordination pattern of both muscles (biceps $p = 0.75$, brachioradialis $p = 0.67$). In biceps brachii there are no significant differences ($p = 0.63$) in any hand position. **Figure 3** shows the mean value of the activation level of brachioradialis in steps of 25° of elbow joint angle in all three different hand positions. Significant differences are found in pronated in comparison to supinated and neutral hand position in all considered intervals.

Discussion

Purpose of this study was the investigation of differing muscular contribution of biceps brachii and brachioradialis during elbow flexion with respect to hand position finding a reasonable explanation in a biomechanical disadvantaged role of biceps brachii as an elbow flexor in pronated hand position. The function of brachioradialis has been discussed in literature with diverging results (de Sousa et al., 1961; Nakazawa et al., 1993; Boland et al., 2008). The presented results agree with most of the authors in the fact that brachioradialis is an active flexor of the elbow with increasing contribution in pronated hand position (Jackson, 1925; de Sousa et al., 1961; Howard et al., 1986; Nakazawa et al., 1993; Praagman et al., 2010). Hereby it is important to consider that there may be an influence in brachioradialis' recruitment strategy depending on the biomechanical disadvantaged role of biceps brachii in pronation. Therefore only an observation of the muscular activity of both muscles may lead to a useful interpretation.

The results show clearly the function of brachioradialis as elbow flexor with a significant increased contribution in pronated hand position. This can be concluded from the presented sEMG measurement in pronated hand position compared to neutral and supinated hand position, whereas the activation level of biceps brachii remains constant in all three hand position. From a biomechanical view brachioradialis has a longer anatomical lever arm than biceps brachii. Consequently less muscular force than in biceps brachii is required to hold an external weight. However because of the longer lever arm brachioradialis demands a stronger contraction to flex the elbow and so a biomechanical disadvantage takes place. So brachioradialis function is mainly lifting or holding an external weight, including the weight of the forearm like stated in Frisch (2000) and de Sousa et al. (1961). But in pronated hand position the biceps tendon is wrapped by its insertion in tuberosity radii (Howard et al., 1986; Deetjen and Speckmann, 1999). Considering this fact, there is a biomechanical disadvantage of biceps brachii in pronated hand position to flex the elbow and the biomechanically advantaged brachioradialis takes over a higher contribution in elbow flexion because less muscle force can be generated by biceps brachii due to the disadvantaged lever arm at a constant activity. These circumstances result in a significantly higher activity of brachioradialis to compensate the lower torque produced by biceps brachii although the activation level of biceps brachii is the same like in supinated and neutral hand position.

It should also be considered that there is neural inhabitation of biceps brachii and brachioradialis as stated in Naito et al. (1996). This may explain the similar activation level of both muscles in supinated and neutral hand position.

The often discussed contribution of brachioradialis to pronation and supination cannot be proved by this study. It should be mentioned that because of the normalization of the sEMG amplitudes to the specific MVC in every hand position, the contribution of biceps brachii and brachioradialis to pronation and supination movements are canceled in the processed normalized signals. So neither biceps as a supinator nor brachioradialis as a pronator/supinator can be examined here.

Conclusion

There is a strong influence of hand position on the inter-muscular coordination of biceps brachii and brachioradialis in elbow flexion. This has been shown by a significant increased muscular activity of brachioradialis during elbow flexion in pronated compared to supinated and neutral hand position whereas activity of biceps brachii remains constant. This change in contribution of brachioradialis can be reasonable explained by the biomechanical disadvantaged role of biceps brachii in pronation resulting in brachioradialis taking a higher contribution in elbow flexion.

Acknowledgments

This work is financially supported by the German Research School for Simulation Sciences, Jülich, Germany.

References

- Amis, A. A., and Miller, J. H. (1982). The elbow. *Clin. Rheum. Dis.* 8, 571–593.
- An, K. N., Hui, F. C., Morrey, B. F., Linscheid, R. L., and Chao, E. Y. (1981). Muscles across the elbow joint: a biomechanical analysis. *J. Biomech.* 14, 659–669. doi: 10.1016/0021-9290(81)90048-8
- Boland, M. R., Spigelman, T., and Uhl, T. L. (2008). The function of brachioradialis. *J. Hand Surg. Am.* 33, 1853–1859. doi: 10.1016/j.jhsa.2008.07.019
- Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy subjects? What we have learned from over 25 years of research. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 6, 1023–1035. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.07.004
- Deetjen, P., and Speckmann, E. (1999). *Physiologie*. Munich: Urban and Fischer Verlag.
- de Sousa, O., de Moares, J., and Viera, F. L. (1961). Electromyographic study of the brachioradialis muscle. *Anat. Rec.* 139, 125–131. doi: 10.1002/ar.1091390204
- Frisch, H. (2000). *Programmierte Therapie am Bewegungsapparat*. Berlin; Heidelberg; New York: Springer Verlag.
- Funk, D. A., An, K. N., Morrey, B. F., and Daube, J. R. (1987). Electromyographic analysis of muscles across the elbow joint. *J. Orthop. Res.* 5, 529–538. doi: 10.1002/jor.1100050408
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., and Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 10, 361–374. doi: 10.1016/S1050-6411(00)00027-4
- Howard, J. D., Hoit, J. D., Enoka, R. M., and Hasan, Z. (1986). Relative activation of two human elbow flexors under isometric conditions: a cautionary note concerning flexor equivalence. *Exp. Brain Res.* 62, 199–202. doi: 10.1007/BF00237416
- Jackson, C. M. (1925). *Human anatomy*. Philadelphia, PA: P. Blakiston's Son and Company.
- Naito, A. (2004). Electrophysiological studies of muscles in the human upper limb: the biceps brachii. *Anat. Sci. Int.* 79, 11–20. doi: 10.1111/j.1447-073x.2004.00064.x
- Naito, A., Shindo, M., Miyasaka, T., Sun, Y. J., and Morita, H. (1996). Inhibitory projection from brachioradialis to biceps brachii motoneurons in human. *Exp. Brain Res.* 111, 483–486. doi: 10.1007/BF00228739
- Nakazawa, K., Kawakami, Y., Fukunaga, T., Yano, H., and Miyashita, M. (1993). Differences in activation patterns in elbow flexor muscles during isometric, concentric and eccentric contractions. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 66, 214–220. doi: 10.1007/BF00235096
- Pauly, J. E., Rushing, J. L., and Scheving, L. E. (1967). An electromyographic study of some muscles crossing the elbow joint. *Anat. Rec.* 159, 47–53. doi: 10.1002/ar.1091590108
- Praagman, M., Chadwick, E. K., van der Helm, F. C., and Veeger, H. E. (2010). The effect of elbow angle and external moment on load sharing of elbow muscles. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 20, 912–922. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.04.003
- Rau, G., Disselhorst-Klug, C., and Schmid, R. (2000). Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm. *J. Biomech.* 33, 1207–1216. doi: 10.1016/S0021-9290(00)00062-2
- Schmidt, R., Disselhorst-Klug, C., Silny, J., and Rau, G. (1999). A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions. *J. Biomech.* 32, 615–621. doi: 10.1016/S0021-9290(99)00036-6
- Stokes, I. A., and Gardner-Morse, M. G. (2000). Strategies used to stabilize the elbow joint challenged by inverted pendulum loading. *J. Biomech.* 33, 737–743. doi: 10.1016/S0021-9290(00)00016-6
- Sullivan, W. E., Mortenson, O. A., Miles, M., and Greene, L. S. (1950). Electromyographic studies of m. biceps brachii during normal voluntary movement at the elbow. *Anat. Rec.* 107, 243–251. doi: 10.1002/ar.1091070304
- van Bolhuis, B. M., and Gielen, C. C. (1997). The relative activation of elbow-flexor muscles in isometric flexion and in flexion/extension movements. *J. Biomech.* 30, 803–811. doi: 10.1016/S0021-9290(97)00027-4
- Williams, S., Schmidt, R., Disselhorst-Klug, C., and Rau, G. (2006). An upper body model for the kinematical analysis of the joint chain of the human arm. *J. Biomech.* 39, 2419–2429. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.07.023

Conflict of Interest Statement: The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Copyright © 2015 Kleiber, Kunz and Disselhorst-Klug. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) or licensor are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

2.2. A modeling approach to compute modification of net joint forces caused by coping movements in obstetric brachial plexus palsy

Kleiber et al. *Journal of Brachial Plexus and Peripheral Nerve Injury* 2013, **8**:10
<http://www.jbppni.com/content/8/1/10>



JOURNAL OF BRACHIAL PLEXUS AND
PERIPHERAL NERVE INJURY

METHODOLOGY

Open Access

A modeling approach to compute modification of net joint forces caused by coping movements in obstetric brachial plexus palsy

Tim Kleiber^{1,2*}, Nikica Popovic¹, Jörg Bahm³ and Catherine Disselhorst-Klug¹

Abstract

Background: Many disorders of the musculoskeletal system are caused by modified net joint forces resulting from individual coping movement strategies of patients suffering from neuromuscular diseases. Purpose of this work is to introduce a personalized biomechanical model which allows the calculation of individual net joint forces via inverse dynamics based on anthropometry and kinematics of the upper extremity measured by 3D optoelectronic motion analysis.

Methods: The determined resulting net joint forces in the anatomical axis of movement may be used to explain the reason for possible malfunction of the musculoskeletal system, especially joint malformation. For example the resulting net joint forces in the humerothoracic joint from simulations are compared to a sample of children presenting obstetric brachial plexus palsy showing an internal shoulder rotation position and a sample of healthy children.

Results: The results presented from the simulation show that an increased internal shoulder rotation position leads to increased net joint forces in the humerothoracic joint. A similar behavior is presented for the subjects suffering from brachial plexus palsy with an internal shoulder rotation position.

Conclusions: The increased net joint forces are a possible reason for joint malformation in the humerothoracic joint caused by coping movements resulting from neuromuscular dysfunction as stated in literature.

Keywords: Biomechanics, Kinematics, Kinetics, Internal shoulder rotation, Inverse dynamic, Joint malformation

Background

Based on the increasing number of people affected by orthopedic disorders, maximum support in early diagnosis is necessary to guarantee fast intervention and recovery. Neuromuscular dysfunction may lead to muscular imbalance where the missing antagonistic muscle force caused by a palsy may force a patient to perform pathological coping movements. These coping movements may have a large impact on movement strategies and consequently on the magnitude and direction of the acting net joint forces which may increase the risk of joint malformation [1,2]. To calculate and minimize this risk, the individual movement strategies of every patient and

their specific dysfunction must be analyzed and taken into account for therapy planning.

Apart from visual observation by clinicians, 3D motion analysis is a useful technique and an established tool for the diagnosis of movement disorders and the quantitative evaluation of human movement. Today the standardized measurement of motion analysis is common in clinical gait analysis [3,4]. In the last years the development of rigid body models for the upper extremity were also established, but the investigation of captured motion is limited by the availability of suitable biomechanical models [5-7].

For the kinetic description of motion it is necessary to measure the forces acting on the body during movement. In gait analysis these external loadings are easily acquired using force plates which detect the ground reaction forces and moments [8]. Gait parameters in

* Correspondence: Tim.Kleiber@rwth-aachen.de

¹Department of Rehabilitation and Prevention Engineering, Institute of Applied Medical Engineering, RWTH Aachen University, Aachen, Germany

²German Research School for Simulation Sciences, Jülich, Germany

Full list of author information is available at the end of the article



© 2013 Kleiber et al.; licensee BioMed Central Ltd. This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (<http://creativecommons.org/licenses/by/2.0>), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

healthy subjects are cyclic and easy to reconstruct, in the upper extremity it is more difficult because of the complexity and the degrees of freedom in arm movements. Upper extremity movements are inter-individually different, unconstrained and non-cyclic. Standardizing upper extremity movements is extremely complex in contrast to gait. One approach to solve these problems is an end-effector based force/torque sensor installed on a robot arm to standardize predefined movements and record the external forces synchronously [9].

In addition the acquired kinematics of movement can be used in conjunction with anthropometric data as input to determine net joint forces of the whole joint chain by inverse dynamics [9]. This individual mechanical joint loading during movement is considered to have the main impact on joint malformation in upper extremity resulting from subject specific coping movements [1,2,10].

The purpose of this study is to show a possible impact of increased net joint forces resulting from coping movements on malformation in the musculoskeletal system. This is shown by the application of a personalized biomechanical inverse dynamic model. As an example, we focus on joint malformation of the humerothoracic joint as it relates to an internal shoulder rotation position during shoulder flexion and extension movements. This malformation finds its origin by the presence of increased pathological net joint forces during shoulder flexion and extension movements, resulting from an internal shoulder rotation position presented in a specific patient group suffering from obstetric brachial plexus palsy.

Methods

Subjects

Subjects suffering from obstetric brachial plexus palsy are often using coping movements in everyday situations when they are restricted in their standard movements through muscular imbalance. In literature especially in these patients a malposition in the humerothoracic joint has been reported. Most common malposition that occurs within brachial plexus palsy is a shortening of the internal rotators due to the palsy of the antagonistic muscle group in the shoulder and so a resulting internal shoulder rotation position [1,2,11,12].

For this study, as an example, a group of four children presenting obstetric brachial plexus palsy with an internal shoulder rotation position was investigated and compared to a sample of healthy children. The affected children are all male, in the age between 8 and 11 years and all suffering from obstetric brachial plexus palsy. They are all affected by an internal rotation position of the shoulder joint reaching from 20° to 40° in standing position. They all have a similar, non-restricted range of motion in shoulder flexion and did not have any surgical

intervention before. The control group consists of four male children in a similar age and motor development.

All actions during the measurement procedure were performed according to the Declaration of Helsinki and all subjects and/or their parents/guardians/next of kin were informed about the experimental protocol and the potential risks of the study and gave written informed consent for the publication of this paper and pictures taken during measurements before their participation.

Determination of body segment parameters

To personalize a biomechanical model the subject's anthropometric data is required in order to determine body segment parameters such as segment mass, segment's center of mass and segment's moment of inertia. Using the linear regression equations of Zastiorsky and Seluyanov [13], all body segment parameters can be estimated and scaled by the subject's weight and height as well as the segments length. These body segment parameters are used as input in conjunction with the kinematics of movement to calculate the net joint forces of the whole joint chain.

Determination of kinematics

The Vicon 3D motion analysis system records trajectories of passive reflective markers using infra-red cameras. Based on biomechanical models the markers are placed on the limbs of the subject, shown in Figure 1 on the left side [6,14]. The rigid body model of the upper extremity contains nine rigid segments: thorax, the clavicles, the upper arms, forearms and hands, as well as seven joints: the sternoclavicular joint, humerothoracic joints, elbow joints and wrist joints. Segments are spatially defined by a minimum of three non-collinear markers rigidly mounted on a frame to limit inter-marker movement. Joint markers are used only for calculation of the joint centers during static calibration measurements. They are removed afterwards to reduce errors resulting from the movement of underlying bony structures [7,14].

The possibility is thus offered to determine the characteristic movement strategies of a healthy person in comparison to patients using coping movements. Due coordinate systems are transformed into anatomical axis of movement (body coordinate system – BCS), shown in Figure 1 on the right side, the joint angles for the complete joint chain of the arm can be calculated. Consequently the description of the later calculated net joint forces may be arranged in anatomical axis of movement too, which simplifies to describe their direction and the stress on the anatomical structures.

Determination of external forces acting during movement

In order to solve the problem of standardization and to reduce the complexity of movement of the upper extremity, a six Degrees of Freedom (DoF) robot arm is

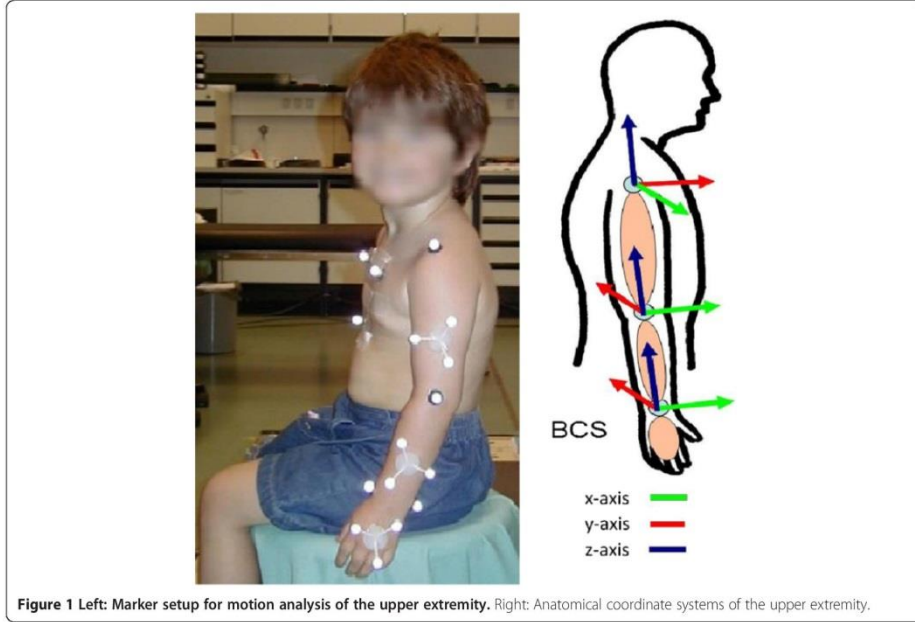


Figure 1 Left: Marker setup for motion analysis of the upper extremity. Right: Anatomical coordinate systems of the upper extremity.

used to predefine the motion. In this way movement can be tracked easily and the subject may follow the predefined curves the robot is presenting, see Figure 2. Additionally the external forces may be recorded by a six DoF force/torque sensor located at the end-effector of the robot arm. The combination of body segment parameters, motion analysis, which makes calculation of joint angles possible, and the measurement of external forces can be used for the calculation of net joint forces by means of inverse dynamics.

Calculation of net joint forces

The first step in the inverse dynamics method is to calculate the net joint force in the most distal joint – the wrist – to later get information about the whole joint chain. For the calculation the body segment parameters of the hand as well as the external forces are required.

$$\vec{F}_{wcs,w} = \begin{pmatrix} -1 \\ -1 \\ 1 \end{pmatrix} \cdot \vec{F}_{ext} + m_h \cdot \vec{g} - m_h \cdot \vec{a}_h$$

$\vec{F}_{wcs,w}$: Net joint force in the wrist joint

$\vec{F}_{ext}$: External forces acting on the end effector

m_h : Segment mass of the hand

a_h : Acceleration of the hand's center of mass

$\vec{g}$: Gravity

In order to show the results in anatomical axis of movement, the rotational matrix was used to transform the results from world coordinate (WCS) to body coordinate system (BCS).

$$R^{*}_{Joint} = R_{X_Joint} \cdot R_{Y_Joint} \cdot R_{Z_Joint}$$

R_{X_Joint} : Rotation matrix about x axis

$$R_{X_Joint}(\phi_X) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\phi_X & -\sin\phi_X \\ 0 & \sin\phi_X & \cos\phi_X \end{pmatrix}$$

R_{Y_Joint} : Rotation matrix about y axis

$$R_{Y_Joint}(\phi_Y) = \begin{pmatrix} \cos\phi_Y & 0 & -\sin\phi_Y \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\phi_Y & 0 & \cos\phi_Y \end{pmatrix}$$

R_{Z_Joint} : Rotation matrix about z axis

$$R_{Z_Joint}(\phi_Z) = \begin{pmatrix} \cos\phi_Z & -\sin\phi_Z & 0 \\ \sin\phi_Z & \cos\phi_Z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$



Figure 2 Child guided by the robot to follow the robots movement.

The rotation matrix for the shoulder coordinate system is

$$R_S = R_S^*$$

The rotation of the elbow joint depends on the shoulder rotation. Additionally a rotation of 90° about the z axis is necessary to rotate shoulder to elbow joint coordinate system:

$$R_E = R_S^* \cdot R_{z90} \cdot R_E^*$$

The rotation matrix of the wrist joint depends on the rotation of the elbow joint:

$$R_W = R_E \cdot R_W^*$$

This allows the calculation of the net joint forces in body coordinate system:

$$\vec{F}_{Body-H} = R_W^T \cdot \begin{pmatrix} -1 \\ -1 \\ 1 \end{pmatrix} \vec{F}_{ext} + m_h \cdot (R_W^T \cdot \vec{g}) - m_h \cdot (R_W^T \cdot \vec{a}_h)$$

Analogous to the calculation of the forces in the wrist joint, forces in elbow and humerothoracic joint can be determined.

Within these transformations it is possible to calculate the net joint forces in wrist, elbow and humerothoracic joint in all three anatomical axes of movement – flexion/extension, abduction/adduction and rotational axis – to get a better understanding and use of the direction of the acting net joint forces. The net joint moments are also calculated but not further discussed in this work, because they generate a rotational movement and in absence of

pathological muscular co-activation no additional translatory net joint forces.

Simulation and measurement

The feasibility of the biomechanical inverse dynamics model is realized by simulation and later in a specific patient group of children suffering from obstetric brachial plexus palsy.

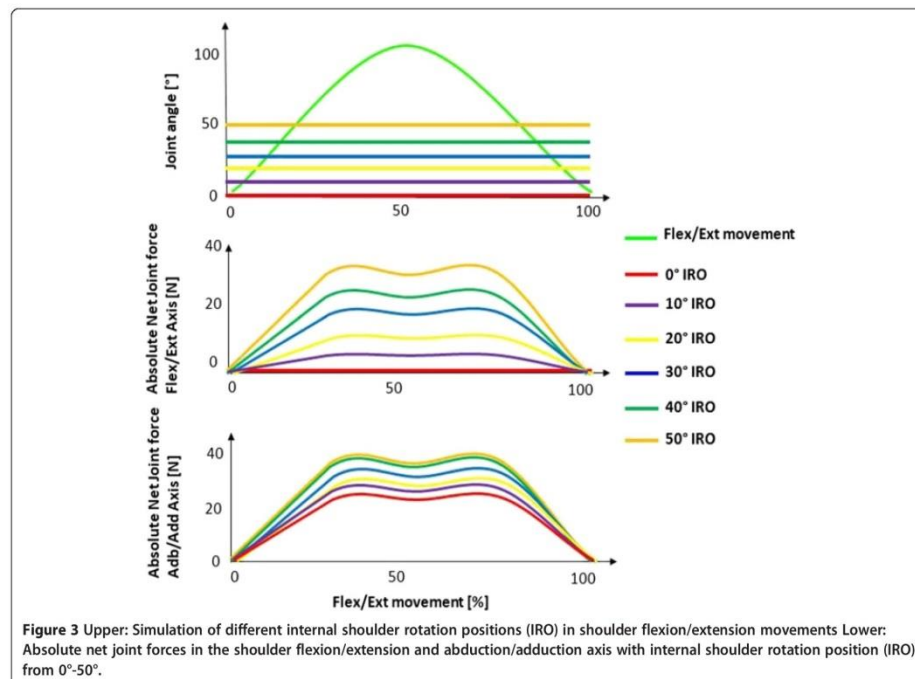
To analyze the effect of an internal rotated shoulder position on the acting net joint forces. In a first step artificial isolated flexion and extension movements were used as input for the inverse dynamics model, where the impact of different internal rotation degrees (0° to 50°) of the shoulder were investigated.

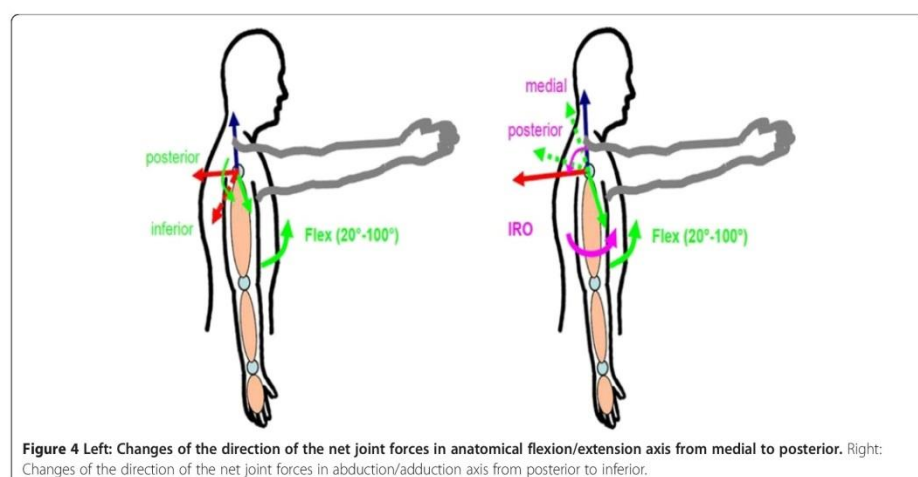
In a second step four healthy children and four children with obstetric brachial plexus palsy were instructed to perform standard movement tasks guided by the robot. For validation and comparison with the simulation, only flexion and extension movements in the shoulder are used, where movements were performed with straightened forearm and hand. The choice fell on the flexion and extension movement because it is an isolated easy to perform movement which can be guided by the robot properly. Also the flexion/extension movement

in the shoulder is not directly affected by the palsy itself. It can be performed by all affected subjects with no or minor restrictions and so allows a comparison to the healthy ones. In each trial 3 repetitions of maximum shoulder flexion and extension were performed starting in full extension in a seated position in front of the robot.

Results

The net joint forces acting in the anatomical flexion/extension axis of the humerothoracic joint are increased with increasing internal shoulder rotation. The joint angles of the simulation for an artificial isolated single flexion and extension movement of the humerothoracic joint with increasing internal shoulder rotation position (IRO) from 0 to 50° are shown in the upper part of Figure 3. The resulting absolute net joint forces in the anatomical flexion/extension axis as well as abduction/adduction axis of the shoulder joint during this movement with increasing internal rotation position from 0 to 50° are shown in the lower diagram of Figure 3. In Figure 4 on the left the influence of the internal rotation position of the shoulder on the direction of the net joint forces is shown. Here it can be observed that with





increasing internal shoulder rotation the direction of net joint force in the anatomical abduction/adduction axis is changing from posterior (red arrow) to inferior. The stabilization function of this force in the humerothoracic joint is reduced by this change of direction. On the right of Figure 4 the change of the net joint forces in the anatomical flexion/extension axis is shown, where the direction of the net joint forces is changing from medial (green arrow) to posterior with increasing internal shoulder rotation. The sum and the increased magnitudes of these net joint forces all lead to an increased coaptation of the humerus.

In comparison to the simulated movement, the same increasing net joint forces in the anatomical axis of movement with increasing internal rotation position of the shoulder during flexion/extension movements can be observed in the measurements of the children suffering from obstetric brachial plexus palsy. The net joint forces during the flexion and extension movements of the shoulder with both, healthy and affected children, are shown exemplarily in two healthy subjects in Figure 5 and two affected subjects in Figure 6. In Figure 5 the movement's path describes a movement from full extension to the subject's maximum flexion of the shoulder and back (green curve). The blue curves represent the degree of shoulder rotation, where in Figure 5 can be observed a nearly constant value of a maximum of 10° internal shoulder rotation in the healthy subjects. The net joint forces shown in the lower diagrams show a minimal stress in the shoulder flexion/extension axis. In Figure 6 the affected children are performing the same movement but in a pathological internal shoulder rotation position of around 40°. In the lower diagrams it can

be observed that there is a strong increase of the net joint force in the flexion/extension axis of the humerothoracic joint, whereas the other net joint forces are similar to the ones of the healthy children.

Discussion

From the results of the simulated flexion and extension movement in the shoulder joint it can be observed that the net joint forces in the flexion/extension axis are increasing with increasing internal rotation position of the shoulder. Furthermore, the measurements of children with brachial plexus palsy have shown a similar behavior like the results from the simulation; again increasing net joint forces and a change of direction in the anatomical axis, flexion/extension as well as abduction/adduction, of the shoulder with increasing internal shoulder rotation can be observed.

The most common reported malformations in the shoulder joint in patients suffering from brachial plexus palsy are scapular rotation and elevation as well as the medial rotation and posterior subluxation of the humerus head [1,2,12].

To investigate the impact of the simulated and measured net joint forces in the shoulder the anatomical orientation of the humerus during shoulder flexion must be taken into account. Positive forces acting in the anatomical flexion/extension axis of the shoulder are resulting in a coaptation of the humerus moving medial-posterior. These are exactly the anatomical structures stressed by the increased net joint forces presented in simulation and measurement. The result is a growth of bone and cartilage in the humerothoracic joint in order to

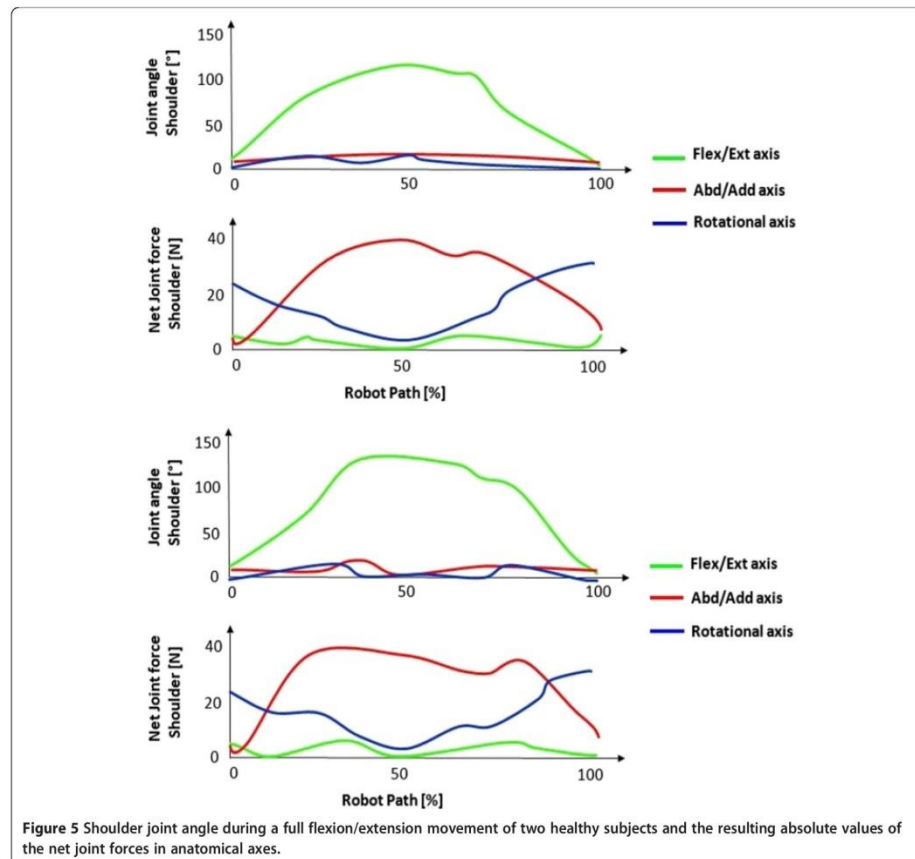


Figure 5 Shoulder joint angle during a full flexion/extension movement of two healthy subjects and the resulting absolute values of the net joint forces in anatomical axes.

compensate these forces. This osseous malformation may lead to pain during movement and a reduction of the range of motion, which is also reported in literature and has been proven in image guided studies [1,2].

This presented pathological coping movement appears within subjects having a partial plexus brachialis palsy resulting in an internal rotation position of the shoulder. Patients with a full palsy often do not show this coping movement due to the full palsy both, internal and external rotators are affected. Only in absence of the antagonistic muscle group do the internal rotators shorten with no additional muscular activation and this leads to the presence of the coping movement.

The application of the inverse dynamic model based on anthropometric data combined with kinetics and kinematics appears to be a good framework for further analysis and shows a proper procedure to objectively

investigate the impact of modified net joint forces on joint malformation. But there are some limitations of the model which should be mentioned and improved. The contribution of soft tissue and muscular components is not included in the biomechanical model. It is restricted to mechanically induced net joint forces, in this case coping movements resulting from muscular dysbalance. The origin of the coping movements, the muscular dysfunction, should be investigated separately in sEMG studies. The regression presented by Zatsiorsky et. al. is based on adult values and was scaled in this paper to children's anthropometry. For upcoming measurements there should be a step by step increase of the internal rotation of the shoulder to validate the model in an extended patient group where statistics are representative. Finally there should be investigations of patient groups with different joint malpositions and coping movements

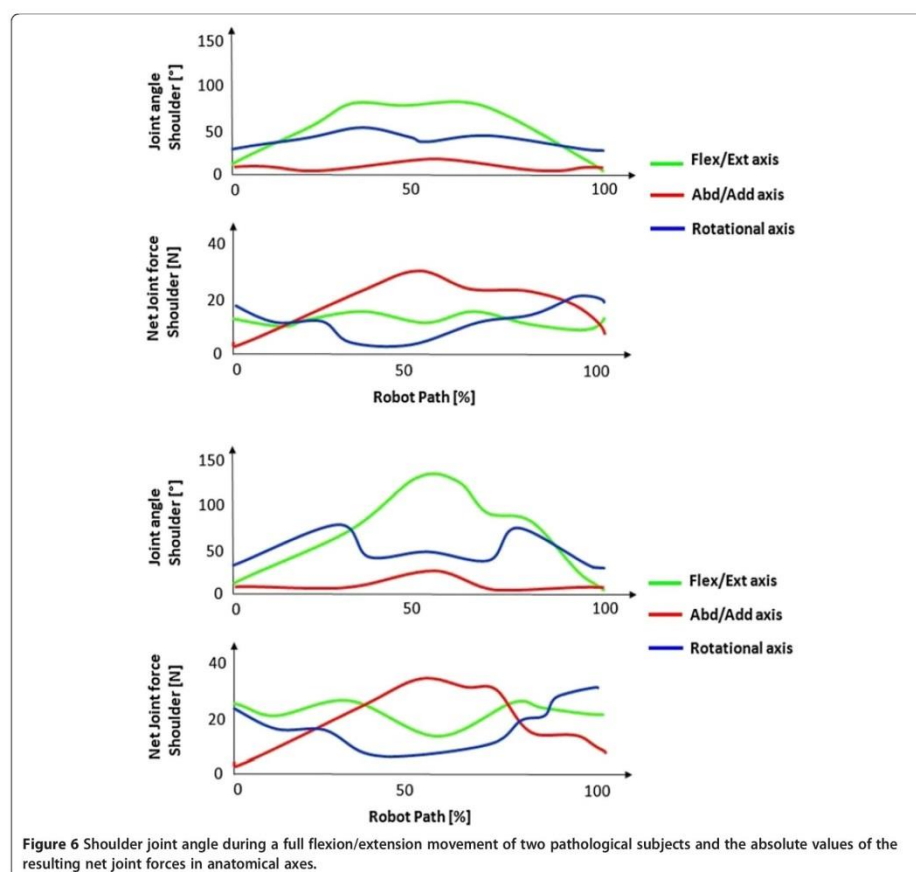


Figure 6 Shoulder joint angle during a full flexion/extension movement of two pathological subjects and the absolute values of the resulting net joint forces in anatomical axes.

to get further insight into the impact of pathological movements and joint malposition on net joint forces.

Conclusions

This work presents an approach to calculate net joint forces in anatomical axes of movement via a biomechanical inverse dynamics model. The simulated net joint forces show the same behavior as the results of the measurements with a patient group of children suffering from obstetric brachial plexus palsy. Concluding: Pathological coping movements resulting from neuromuscular dysfunctions have a strong impact on net joint forces during movements and are a possible reason for osseous joint malformation.

Competing interests

All authors declare that they have no competing interests.

Authors' contributions

TK drafted the manuscript, worked out the simulations, acquired and processed the patient data and analyzed and interpreted the results. NP designed the biomechanical model, worked out the simulations and helped to draft the manuscript. JB designed the study and chose the patients. CDK revised the manuscript critically and supported in interpretation. All authors have read and approved the manuscript.

Acknowledgements

This work was supported by the German Research School for Simulation Sciences, Jülich, Germany and the German Research Council (DFG) (DI 596/4-1; DI 596/4-2).

Author details

¹Department of Rehabilitation and Prevention Engineering, Institute of Applied Medical Engineering, RWTH Aachen University, Aachen, Germany.
²German Research School for Simulation Sciences, Jülich, Germany.
³Department of Reconstructive Surgery, Franziskus Hospital, Aachen, Germany.

Received: 6 February 2013 Accepted: 16 October 2013
Published: 21 October 2013

References

1. Bahm J, Wein B, Alhares G, Dogan C, Rademacher K, Schuind F: **Assessment and treatment of glenohumeral joint deformities in children suffering from upper obstetric brachial plexus palsy.** *J Pediatr Orthop B* 2007, **16**(4):243–51.
2. Hogendoorn S, van Overvest K, Watt I, Duijsens A, Nelissen R: **Structural changes in muscle and glenohumeral joint deformity in neonatal brachial plexus palsy.** *Bone Joint Surg Am* 2010, **92**(4):935–942.
3. Chambers HG, Sutherland DH: **A practical guide to gait analysis.** *J Am Acad Orthopaed Surg* 2002, **10**(3):222–231.
4. Whittle MW: *Gait analysis: an introduction.* Oxford: Butterworth-Heinemann; 1991.
5. Rau G, Disselhorst-Klug C, Schmidt R: **Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm.** *J Biomech* 2000, **33**:1207–1216.
6. Schmidt R, Disselhorst-Klug C, Silny J, Rau G: **A measurement procedure for the quantitative analysis of the free upper-extremity movements.** In *Proceedings Fifth International Symposium on the 3-D Analysis of Human Movement*. Edited by Whittle M. Chattanooga, TN; 1998:47–54.
7. Schmidt R, Disselhorst-Klug C, Silny J, Rau G: **A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions.** *J Biomech* 1999, **32**(6):615–621.
8. Bresler B, Franke JP: **The forces and moments of the leg during level walking.** *Trans Am Soc Mech Eng* 1996, **72**:27–36.
9. Popovic N, Williams S, Schmitz-Rode T, Rau G, Disselhorst-Klug C: **Robot-based methodology for a kinematic and kinetic analysis of unconstrained, but reproducible upper extremity movement.** *J Biomech* 2009, **42**(10):1570–1573.
10. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wooten ME, Stein JL: **Lower extremity joint moments and ground reaction torque in adult gait.** *Biomech Normal Prosthet Gait, Am Soc Mech Eng* 1987, **4**(7):87–92.
11. Moukoko D, Ezaki M, Wilkes D, Carter P: **Posterior shoulder dislocation in infants with neonatal brachialis plexus palsy.** *J Bone Joint Surg* 2004, **86**:787–793.
12. Bahm J, Ocampo-Pavez C, Disselhorst-Klug C, Sellhaus B, Weis J: **Obstetric brachial plexus palsy: current treatment strategy, long-term results, and prognosis.** *Dtsch Arztebl Int* 2009, **106**(6):83–90. 10.3238/arztebl.2009.0083.
13. Zatsiorsky VM, Seluyanov VM: *The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body.* Biomechanics VIII-B: Human Kinetics Publishers, Champaign, IL; 1983:1152–1159.
14. Williams S, Schmidt R, Disselhorst-Klug C, Rau G: **An upper body model for the kinematical analysis of the joint chain of the human arm.** *J Biomech* 2005, **39**(13):2419–2429.

doi:10.1186/1749-7221-8-10

Cite this article as: Kleiber et al.: A modeling approach to compute modification of net joint forces caused by coping movements in obstetric brachial plexus palsy. *Journal of Brachial Plexus and Peripheral Nerve Injury* 2013 **8**:10.

Submit your next manuscript to BioMed Central and take full advantage of:

- Convenient online submission
- Thorough peer review
- No space constraints or color figure charges
- Immediate publication on acceptance
- Inclusion in PubMed, CAS, Scopus and Google Scholar
- Research which is freely available for redistribution

Submit your manuscript at
www.biomedcentral.com/submit



3. Diskussion

3.1. Bewegungssteuerung & Bewegungskoordination

Der im englischen genutzte Ausdruck „motor control“ lässt sich grob mit „Bewegungssteuerung“ übersetzen und beschreibt den Prozessablauf zwischen der neuromuskulären Steuerung einer Bewegung und deren Ausführung (Latash 1996). Oftmals wird in diesem Zusammenhang auch der Ausdruck „motor coordination“ genutzt, welcher den in dieser Arbeit behandelten Thematik des Zusammenspiels zwischen muskulären und biomechanischen Anteilen des menschlichen Bewegungsapparats besser trifft, da inhaltlich nicht die neuronale Steuerung sondern die entstehende Bewegung als gleichzeitige oder geordnete Folge von Muskelkontraktionen im Fokus steht (Bernstein 1967). Beide Themen verbinden inhaltlich zahlreiche Forschungsgebiete welche sich von der Psychologie über die Bewegungswissenschaften, speziell der Biomechanik und der Elektrophysiologie, bis hin zu den Neurowissenschaften erstrecken (Loeb & Davoodi 2005).

Im Bereich der Bewegungskoordination wird das Thema der Abstimmung der einzelnen für eine Bewegungsausführung relevanten muskulären und biomechanischen Komponenten behandelt. Der menschliche Bewegungsapparat ist hochkomplex und das Zusammenspiel der einzelnen verantwortlichen Bausteine ist auf verschiedenen Ebenen notwendig, um eine zielgerichtete Bewegung durchführen zu können. Diese Ebenen erstrecken sich von der neuronalen Steuerung durch das zentrale Nervensystem über die muskuläre Innervation und anschließende Kontraktion der Skelettmuskulatur bis hin zur Erzeugung und Koordination von Muskelkräften und deren Übertragung auf das skelettale System. Eine typische Eigenschaft der physiologischen Bewegungskoordination ist, dass sich die Bewegungsausführung der Anforderung der inneren und äußeren Umstände anpasst (Bruhn 2003). Hierbei gibt es zwei unterschiedliche Definitionen von Bewegungskoordination, die zum einen die Koordination und Einflüsse von unterschiedlichen Körperteilen miteinander zu einer effektiven zielgerichteten Bewegung beschreibt („inter-limb“), zum anderen die intermuskuläre Koordination innerhalb eines Körperteils („intra-limb“) (Tseng et. al. 2009).

- Bewegungskoordination kann als sinnvolles Zusammenspiel der Bewegungsanteile verschiedener Körperteile an einer resultierenden Bewegung verstanden werden.
- Bewegungskoordination kann im physiologischen Sinne ein gelungenes Wechselspiel von Agonisten, Synergisten und Antagonisten in einer Bewegung bedeuten.

Beide Aspekte können durch die in Kapitel 2.1. dargestellten Originalarbeit aufgegriffen und hinterlegt werden. So ist die intermuskuläre Koordination von *M. biceps brachii* und *M. brachioradialis* für die Ellbogenflexion aufgrund der sich ändernden biomechanischen Einflüsse je nach distaler Gelenkposition des Handgelenks unterschiedlich.

Die Relevanz bei der Erforschung der Bewegungskontrolle und -koordination nimmt zu, weil ihre Bedeutung eine immer größere Rolle spielt, zum Beispiel für die Konstruktion und Steuerung künstlicher Gliedmaßen. Dabei ist vor allem relevant, wie die menschliche Bewegungskoordination organisiert ist. Da die Natur während der Evolution die Bewegungen lebender Organismen so organisiert hat, dass sie optimal und damit in vorbildlicher Weise anpassungs- und lernfähig sind und sich durch eine hohe Effizienz auszeichnen (Dayan et. al. 2012). Dies algorithmisch abzubilden ist und bleibt eine der größten Herausforderungen in diesem Forschungsfeld und ist nur möglich, wenn alle Zusammenhänge und Wechselwirkungen verstanden wurden (vgl. Kapitel 3.3.). Eine vollständige algorithmische Abbildung aller Zusammenhänge ist bisher nur für hochspezifische isolierte Anteile einer Bewegung möglich gewesen (Pandy 2001). Dies wird durch den lediglich rudimentären Stand der aktuellen Robotik, speziell ganzheitlichen humanoiden Robotern, unterstrichen.

3.1.1. Synergien und funktionelle Redundanzen

Synergistische Muskelkontraktionen basieren auf Funktionsredundanzen von Muskeln in unserer Anatomie. Eine Bewegungssynergie bzw. synergistische Kontraktion wird hierbei als Organisation von redundanten Funktionsträgern bezeichnet, die dafür verantwortlich ist, die jeweiligen Anteile eines synergistischen Muskelpaars oder Muskelgruppe an der Bewegungsausführung zu bestimmen und so eine optimierte Bewegungsdurchführung zu garantieren (Alnajjar et. al. 2013, Dayan et. al. 2012, Hof

2003). Im Gegensatz zu Reflexen (siehe unten) sind synergistische Kontraktionen neuronal nicht fest verknüpft und an den Bewegungskontext oder inneren und äußeren Einflüssen angepasst (Neptune et. al. 2000).

Die einflussnehmenden Faktoren für die Verteilung der anteiligen Funktion der beteiligten Muskeln/Muskelgruppen an einer Bewegung sind hierbei vielfältig und reichen von verschiedenen Anteilen von slow und fast twitch Muskelfasern in den beteiligten Muskeln über die Bewegungsgeschwindigkeit oder zu tragende Last bis hin zu externen Einflüssen abhängig von der Gelenkposition von proximalen und distalen Gelenken und deren Einfluss auf den Verlauf der jeweiligen Muskeln (Lovering & Russ 2008 , Katz 1939, Wakeling et. al. 2012, Kleiber et. al. 2015, Oliveira et. al. 2009).

Ein Muskel kann an unterschiedlichen Bewegungen oder Bewegungsformen beteiligt sein, wobei seine Aktivierungsmuster abhängig von seinen Synergisten und Antagonisten sowie des genutzten kinematischen Kontext sind (von Werder et. al. 2015). Aber ein Muskel muss nicht zwangsweise nur in einer Funktion an einer Bewegungsform beteiligt sein, er kann mit unterschiedlichen Anteilen auf unterschiedliche Bewegungsformen wirken (vgl. exemplarisch für die obere Extremität Tabelle 1). Die hierdurch erzeugten Funktionsredundanzen können zum einen ermöglichen, dass aus mehreren möglichen Rekrutierungsstrategien die optimale ausgewählt wird, aber auch, dass bei Funktionsverlust durch redundanten Funktionsträger eine Substitution bzw. Kompensation stattfinden kann (Tiidus 2008).

Grundsätzlich hat der menschliche Körper für seine Bewegung viel mehr Freiheitsgrade zur Verfügung als er eigentlich benötigen würde, um die relevanten zielführenden Bewegungen auszuführen. Dies wurde im „Degrees of Freedom Problem“ beschrieben, welches sich mit verschiedenen Hypothesen beschäftigt, die die Eigenschaften des zentralen Nervensystems, situationsgerecht eine optimale Rekrutierung zu gewährleisten, zu erklären versucht (Bernstein 1967, Todorov 2004).

Ursprünglich war die Überlegung, dass die synergistische Wirkung von Muskeln dazu diene die redundante Steuerung von unterschiedlichen Freiheitsgraden zu begrenzen. Bernstein, als Pionier in diesem Forschungsfeld, forschte primär an der Fragestellung wie die muskuläre Koordination für spezifische Bewegung zustande kommt. Seine bis heute wichtigsten Beiträge zur Bewegungskontrolle sind seine Aussagen über die Redundanz der durch die Anatomie des Körpers gegebenen Bewegungsmöglichkeiten, die einerseits eine hohe Variabilität der möglichen Bewegungen zulässt, die aber andererseits den Organismus zwingen, die hohe Zahl der Freiheitsgrade einer Bewegung so zu

reduzieren und zu kontrollieren, dass eine koordinierte Bewegung möglich wird (Bernstein 1967).

Neuerdings wird eher der Erklärungsansatz gewählt, dass durch die synergistische Wirkung, eine funktionsabhängige Aufteilung der erforderlichen Muskelkraft ist, um eine optimale Bewegungsausführung zu garantieren. Synergien vereinfachen die Berechnungsschwierigkeiten der Bewegungssteuerung („Uncontrolled Manifold Hypothesis“) (Scholz & Schöner 1999). Dieser Ansatz deckt sich auch mit der energetischen Betrachtung und der biomechanisch bedingt angepassten Rekrutierungsstrategien aus Kapitel 2.1. und gibt erneut die Fragestellung einer optimierten Rekrutierungsstrategie auf, die grade hinsichtlich einer algorithmischen Abbildung bisher nicht möglich war (vgl. auch Kapitel 3.3.) (Bizzi & Cheung 2000; d'Avella & Lacquaniti 2013, Berniker et al., 2009).

3.1.2. Bewegungsprogramme & Reflexe

Während synergistische und redundante Prozesse die Koordination vom peripheren Zusammenspiel der Bewegungskomponenten darstellt sind Bewegungsprogramme spezifische vorbesetzte Aktivierungsmuster die durch das zentrale Nervensystem abgerufen werden können (Schmidt 1975). Die Bewegungsprogramme werden abhängig vom aktuellen Status des Körpers abgerufen und haben ein definiertes Ziel. Einmal abgerufen wird ein Bewegungsprogramm ohne Abweichung durch äußere Einflüsse ausgeführt und kann nicht durch sensomotorische Einflüsse unterbrochen werden.

Der Beweis für die Existenz von Bewegungsprogrammen ist in einer frühen Studie verankert, die Unterbrechungen bei schnellen Bewegungsausführungen untersucht hat (Wadman et. al.1979). Beispielsweise schnelles Armkreisen kann auf ein „Stop“ Signal nur sehr schwer sofort unterbrochen werden nachdem einmal das Programm initiiert wurde. Erstaunlicherweise tritt dies auch ein, wenn nach dem Start des Programms noch vor Bewegungsstart das „Stop“ Signal erfolgt. Es wird beispielsweise dasselbe Aktivierungsmuster abgerufen, wenn eine schnelle Armbewegung durchgeführt werden soll die Arme jedoch fixiert sind, dies betrifft sogar die entsprechenden Stabilisierungsmechanismen. Dies zeigt auch den verfolgten Ansatz, dass ein einmal initiiertes Bewegungsprogramm erst abgearbeitet werden muss bevor ein neues gestartet werden kann.

Bewegungsprogramme sind auch dafür verantwortlich, Bewegungsstrategien laufend an die inneren und äußeren Einflüsse auf den Körper anzupassen. So werden beispielsweise die in Kapitel 2.2. erzeugten Kompensations- und Ausweichbewegungen aufgrund der pathologischen Gegebenheiten erlernt, auch wenn diese nicht den ursprünglichen optimalen Rekrutierungsstrategien entsprechen.

Ergänzend zu den Bewegungsprogrammen sind Reflexe ebenfalls fest im neuronalen System hinterlegte Prozessabläufe. Sie können schneller ausgeführt werden als willkürliche Bewegungen und erfolgen oft unbewusst. Hierbei sind nicht nur Abwehrreflexe gemeint sondern auch für uns selbstverständliche Abläufe wie die Körperbalance und das automatisierte Stabilisieren von Gelenken oder Körperteilen während einer Bewegung. Diese Prozesse spielen in der aktuellen Betrachtung eine eher untergeordnete Rolle, da sie nicht willkürlich ablaufen, sie sind dennoch relevant, da unbewusst auf willkürlich induzierte Bewegung reagiert wird (beispielweise durch Ausweichbewegungen oder Substitution von fehlenden Funktionen durch andere Muskeln).

3.1.3. Zusammenhang zwischen muskulärer Koordination und Muskelkraft

Es gibt zahlreiche Ansätze durch welche die muskuläre Aktivität zur Beurteilung der Muskelkraft und einer resultierenden Bewegung herangezogen wird. Jedoch können nur die muskuläre Aktivität durch die Methode der Elektromyographie und die resultierende Bewegung anhand von bewegungsanalytischen Daten als Größen direkt gemessen werden. Die wirkenden Muskelkräfte und resultierende Drehmomente können lediglich über approximative Ansätze angenähert werden (Herzog 1987, Buchanan et. al 2005, Erdemir et. al 2007). Aus keiner der Methoden kann jedoch ein verallgemeinerter Zusammenhang zwischen den einzelnen Kenngrößen gefolgert werden (Davoodi & Loeb 2012).

In diversen Untersuchungen wurden für unterschiedliche Muskelgruppen sowohl lineare als auch nichtlineare Beziehungen zwischen sEMG-Signalen und Muskelkräften präsentiert (Milner-Brown & Stein 1975, Woods & Bigland-Ritchie 1983, Hof 1997, Basmajian & De Luca 1985, Farina et. al. 2004). Bei statisch-isometrischen Kontraktionen kann eine starke individuelle, muskelspezifische Beziehung des sEMG-Signals zur Muskelkraft angenommen werden (Laursen et. al. 1998, Doheny et. al 2008,

Rantalainen et. al. 2012). Bei dynamischen Kontraktionen sind dagegen mehrere Muskeln um ein Gelenk aktiv, wodurch die Herstellung eines Zusammenhangs zusätzlich erschwert wird und eine standardisierte Betrachtung unbedingt notwendig ist, um eine Vergleichbarkeit herzustellen (Buchanan et. al 2005, Erdemir et. al. 2007, Manal & Buchanan 2003). Nicht nur die Störsignale des sEMG-Signals sondern auch das Rekrutierungs- und Frequenzverhalten der motorischen Einheiten, die Änderung der Muskellänge oder Muskelermüdung sowie das Elektroden-setup üben erheblichen Einfluss auf das sEMG-Signal aus ändern jedoch die Muskelkraft nicht (van Dieen 2010, Disselhorst-Klu2009). So entstehen viele Faktoren, die eine nichtlineare Beziehung von sEMG und Muskelkraft verursachen. Dadurch wird es schwer, zwischen verschiedenen Individuen, oder sogar bei derselben Versuchsperson an verschiedenen Tagen die approximierten Muskelkräfte und gemessenen sEMG-Signale zu vergleichen. Am Beispiel des in Kapitel 2.1. verfolgten Ansatz bzgl. des Einfluss der Handstellung auf die intermuskuläre Koordination kann auch dieser Ansatz mit in die Begründung für unterschiedliche Koordinationsmuster einbezogen werden. So ist bei diesem konkreten Beispiel aufgrund der veränderten Gelenkstellung eine Veränderung der biomechanischen Gegebenheiten vorliegend.

Die pronierte und supinierte Position wird dadurch erreicht, dass sich *Radius* und *Ulna* übereinander kreuzen. Da sowohl *M. biceps brachii* als auch *M. brachioradialis* über das Ellbogengelenk verlaufen und ihren Ansatz am Unterarmkomplex besitzen, ändern sich durch das Überkreuzen von Elle und Speiche der physiologische Verlauf der Muskeln und so auch ihr Hebelarm, vor allem der des *M. biceps brachii* (vgl. Abbildung 2).

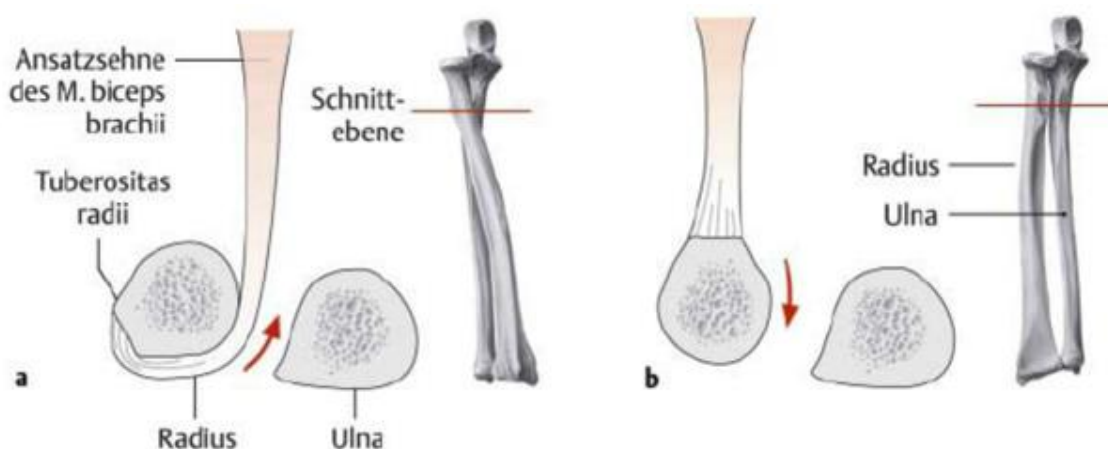


Abbildung 2: Änderung des Sehnenverlaufs des *M. biceps brachii* in (a) pronierter und (b) neutraler Handposition

Dies hat einen Einfluss auf die anteilige Krafterzeugung der Muskeln und so auch auf das optimierte System von redundant nutzbaren Funktionsträgern der intermuskulären Koordination des Menschen. Diese konkrete Änderung des Kontraktionsmusters wurde in der Literatur kontrovers diskutiert, die Ergebnisse in dieser Arbeit decken sich mit denen von de Sousa und Jackson (Boland 2008, de Sousa 1961, Jackson 1925) erweitern die ursprünglichen Thesen aber durch die Betrachtung der biomechanischen Einflüsse auf die intermuskuläre Koordination und die entsprechenden Rekrutierungsstrategien (Murray et. al. 1995, Murray et. al. 2002).

3.2. Ursachen und Auswirkungen pathologischer Bewegungsmuster

Die muskuläre Koordination stellt die Grundlage einer jeden aktiv ausgeführten Bewegung dar. Wird das normale muskuläre Koordinationsmuster, welches zur Durchführung einer bestimmten Bewegungsaufgabe notwendig ist, durch Pathologien gestört, so wird die resultierende, ausgeführte Bewegung von der Norm abweichen und unter energetischen Gesichtspunkten ineffizient (Swanik et. al 2011). Dies kann zum einen muskuläre zum anderen aber auch biomechanische Gründe haben. Jedoch beeinflussen beide Ursachen sich gegenseitig und sind so Ursache aber ebenfalls Resultat der Beeinträchtigung des jeweils anderen.

Muskuläre Dysbalancen oder Kontrakturen führen häufig zu Kompensations- und Ausweichbewegungen, die ein Kräfteungleichgewicht erzeugen können. Weitere mögliche Gründe für eine fehlerhafte muskuläre Koordination sind spastische oder schlaffe Paresen oder Muskelverkürzungen und –schwächen (Lenhart 2001). Die daraus resultierenden individuellen Bewegungs- und Rekrutierungsstrategien führen zwar zu einem oftmals korrekten Ergebnis des Bewegungsziels bringen jedoch im inneren System des Bewegungsapparats erhebliche Probleme mit sich, da auf eine minimale Abweichung eine Anpassung einer gesamten Gelenkkette als Folge der jeweiligen Einschränkung folgen kann.

Betrachtet man wiederum die Biomechanik als Ursache, erzeugen skelettale Fehlstellungen Kräfteungleichgewichte, die durch zusätzliche Muskelkontraktionen kompensiert werden müssen, um eine schmerzfreie und zielgerichtete Bewegung durchführen zu können. Die Bedeutung der Muskelkräfte für die Belastung und Beanspruchung des Knochens wurde von Pauwels systematisch beschrieben (Pauwels 1951). Pauwels zeigte, dass unphysiologische Belastung zu einer erhöhten

Beanspruchung des skelettalen Gerüsts führt und ein erhöhtes Risiko für Deformationen und pathologischen Veränderungen der Gelenke mit sich bringt.

Die Auswirkung einer solchen muskulären Dysbalance/Kraftreduktion auf die Gelenkkräfte und –drehmomente wurde in Kapitel 2.2. weitergehend untersucht. Als Folge der geburtstraumatischen Plexus brachialis Parese kommt es häufig zu einer Innenrotationskontraktur der Schultermuskulatur (Bahm 2004). Die resultierenden Kompensationsbewegungen und Bewegungseinschränkungen führen zu einer fortlaufenden Deformation des Schultergelenks, d. h. einer muskulären Fehlfunktion folgt eine langfristige biomechanische Einschränkung bzw. Schädigung.

Im betrachteten Beispiel ist die Beanspruchung jedoch nicht nur von der Last, sondern auch von der Gelenkstellung, hier der Innenrotation der Schulter, abhängig. Je nach Stellung der Gelenke zueinander kann die Beanspruchung bei gleicher Last unterschiedlich groß sein (Cutlip et. al. 2015). Auch hier trägt erneut und angepasstes Kontraktionsmuster, begründet durch die Pathologie, abweichend von der Norm, die resultierenden biomechanischen Beeinträchtigungen.

Als Lösung der Fehlstellungen oder muskulären Dysbalance können beispielsweise Sehnentransfers vorgenommen werden, um die fehlende oder eingeschränkte Muskulatur zu substituieren. Dies kann auch im vorliegenden Beispiel praktiziert, um die teilweise fehlende Fähigkeit zur Ellbogenflexion bei Kindern und Jugendlichen mit einer Parese des Plexus brachialis wiederherzustellen. Hierbei können nach dem operativen Eingriff die in Kapitel 3.1.3 vorgestellten Bewegungsprogramme durch das zentrale Nervensystem angepasst werden und so eine verlorene Funktionalität neu erlernt und im zentralen Nervensystem hinterlegt werden (Fridén, 2005, Swanik 2011).

Neben den in Kapitel 2.2. beschriebenen kinematischen und elektrophysiologischen Messungen mit betroffenen Patienten zur Erlangung eines besseren Verständnis der Ursache und Auswirkung der Pathologie, werden in der Forschung auch Messungen mit gesunden Probanden durchgeführt. Diese dienen zum einen der Vergleichbarkeit der Messungen mit denen der betroffenen Patienten, jedoch wird auch ein Ansatz verfolgt, in dem die gesunden Probanden so einzuschränken oder zu stören sind, dass das entwickelte Ausweichverhalten untersucht werden kann. So können die Kompensationsmechanismen, die der menschliche Körper entwickelt direkt in ihrem Ursprung untersucht werden. Zusätzlich können ebenfalls analog zu Kapitel 2.2. die akquirierten Messergebnisse als Eingangsdaten für Modelle genutzt werden, um durch Simulationen die Auswirkungen von Abweichungen zur Normbewegung untersuchen zu können.

3.3. Bedeutung für die Modellbildung

Betrachtet man lediglich die Abbildung des skelettalen Grundgerüsts wird oftmals von der Gruppe der biomechanischen Modelle gesprochen. In diesem Ansatz werden physikalische Modelle zur Abbildung des Bewegungsapparats gewählt, um das Zusammenspiel von Segmenten und Gelenken näher zu betrachten. Hierbei wird der Einfluss von Weichteilen wie z. B. der Muskeln nicht oder kaum berücksichtigt. Im Fokus des Interesses bei diesen Modellen steht zum einen die Simulation der Bewegungsausführung (Kinematik) und den dabei wirkenden Kräfte (Kinetik). Die Abbildung von Bewegung ist vor allem in der Sportbiomechanik von Interesse und wird in diesem Zusammenhang zur Optimierung von Bewegungsabläufen von Hochleistungssportlern genutzt (Bartlett 1997). Klinisch gesehen werden solche kinematischen Untersuchungen vor allem zur Detektion von Bewegungsmustern und dadurch zur Diagnostik von Bewegungsstörungen genutzt (Kim et. al 2014) wohingegen die kinetische Betrachtung primär der Bestimmung des Einfluss der ausgeführten Bewegungsmuster auf die wirkenden Muskel- und Gelenkskräfte dient (Popovic 2012).

Die rein biomechanischen Modelle basieren in den meisten Fällen auf einem inversen Ansatz und berechnen so ausgehend von einer erfassten Bewegung und den extern wirkenden experimentell erfassten Kräften die zugrundeliegenden Gelenks- und/oder Muskelkräfte (vgl. Kapitel 2.2.). In der Ganganalyse sind solche Berechnung seit vielen Jahren als Standard etabliert (GCMAS 2014), wohingegen Modelle der oberen Extremitäten, vor allem durch Schwierigkeiten bei der standardisierten Erfassung der externen Kräfte, noch in der Entwicklungsphase sind (Williams et. al. 2006, Popovic et. al. 2009).

Eine der größten Einschränkungen der biomechanischen Modelle ist die Reduktion um Weichteile wie Muskeln, Bändern, Kapseln und Schwabbelmassen. Die Einflüsse dieser Strukturen, beispielweise auf die Steifigkeit der Gelenke, werden bei den Kraftberechnungen nicht oder nicht ausreichend berücksichtigt. Winters zeigt in seinen Untersuchungen welchen Einfluss Muskeln haben und wie präzise diese modelliert werden sollten um ein möglichst valides Modell aufzubauen (Winters 2005).

Die Entwicklung von ganzheitlichen muskuloskelettalen Modellen verfolgt im Gegensatz zu inversen Modellen einen vorwärts-dynamischen Ansatz mit direktem Löser und es steht die Steuerung der Skelettmuskulatur als Eingangsgröße und die resultierende Bewegung als Ausgangsgröße zur Verfügung. Hierbei findet sich vor

allem die Fragestellung des „load sharings“ im Fokus, die in Kapitel 3.1.2. beschriebenen synergistischen und redundanten Funktionsträger behandelt (Praagman et. al. 2010, Lloyd & Buchanan 1996).

Es gibt zahlreiche unterschiedliche algorithmische Ansätze, die versuchen die optimale Rekrutierungsstrategie des zentralen Nervensystems mit allen ihren Wechselwirkungen abzubilden. Diese erstrecken sich regulären Kostenfunktionen und fest zugeordneten Rekrutierungsvorschriften über statische und dynamische Optimierungsansätze bis hin zu lernenden neuronalen Netzen, die versuchen die Adaptionsfähigkeit des zentralen Nervensystems abzubilden. Alle Ansätze verfolgen dasselbe Ziel, eine Abbildung einer optimalen Rekrutierungsstrategie unter Berücksichtigung möglichst vieler innerer und äußerer Einflüsse. Gerade hinsichtlich der Mehrgelenkigkeit der Muskeln ergeben sich hieraus elementare Probleme für die Modellbildung. So sind beispielsweise die oftmals als Eingangsdaten genutzten sEMG-Signale nicht eindeutig einer Muskelfunktion zuzuordnen und eine gemessene Aktivität lässt sich als Eingangsgröße für eine anteilige Kraftberechnung nur sehr eingeschränkt bei der Betrachtung isolierter einachsiger Bewegungen nutzen (Naik 2012, Koo & Mak 2005, Lloyd & Besier 2003, Anderson & Fuglevand 2008).

Zusätzlich müssen unterschiedlichen Koordinationsmuster bzw. Wechselwirkungen und Vorschriften hinterlegt werden, um einen korrekten Simulationslauf durchführen zu können. Hierbei müssen die inneren und äußeren Einflüsse in jeder Bewegung individuell betrachtet, interpretiert und implementiert werden. Erst mit einer Berücksichtigung des gesamten kinematischen sowie biomechanischen Kontexts lassen sich ein valides Modell und somit auch eine sinnvolle Simulation durchführen.

Aus diesem Grund beschäftigen sich die ganzheitlichen muskuloskelettalen Modelle zumeist mit einem klar definierten anatomischen Teil des menschlichen Körpers und einer isolierten Betrachtung einer Bewegungsform (Chadwik 2009). Durch die rasante Entwicklung im Bereich der Ganganalyse wurden Modelle der unteren Extremität entwickelt, welche neben der Abbildung des Gangs vor allem im Bereich von Sprungbewegungen in verschiedenen Disziplinen und Fragestellungen eingebunden wurden. So rückten vor allem Sportverletzungen durch erhöhte Krafteinwirkungen im Interessenfokus. Mittlerweile wurden auch die Untersuchungen und somit die Abbildung der oberen Extremität forciert (Garner & Pandy 2001), wobei auch hier wieder in Modelle von einzelnen Gelenken und Teilgelenken unterschieden werden kann (z. B. Schulter: Prinold et. al. 2013, Ellbogen: Manal et. al. 2002, Hand: van Dierop et. al. 2008). Auch Torso und Nacken (Lee & Terzopoulos 2006) sind in den

letzten Jahren immer wieder in den Forschungsfokus vor allem von ergonomisch ausgerichteten Forschungsgruppen gerutscht.

Während die Modelle aus Forschungseinrichtungen zumeist hochspezifisch für eine bestimmte Fragestellung entwickelt wurden, gibt es auch kommerzielle Modelle, die ohne hohen Entwicklungsaufwand eine einfache Simulation von Bewegung ermöglichen. Die meisten dieser Modelle sind reine Simulationsmodelle, welche, einmal implementiert allgemeingültig genutzt und mit fiktiven Größen gesteuert werden. Hier birgt sich die größte Limitation, da personen- und kontextspezifische Einflüsse auf die Modellkomponenten nicht berücksichtigt werden können und so die Applikation und deren Zuverlässigkeit sehr eingeschränkt sind (Garner & Pandy 2004).

Eine Individualisierung und dadurch personenspezifische Anpassung ist also weder im forschungs- noch im kommerziellen Bereich vorgesehen, was vor allem die Anwendbarkeit in der medizinischen Forschung zur Untersuchung von Pathologien einschränkt (Feng et. al. 1999, Thelen et. al. 2003). Aus diesem Grund wurden Modelle selten in einem klinischen Kontext etabliert. Dies gilt für die ganzheitlichen vorwärts-dynamischen Modelle aber auch für die inversen Modelle und begründet sich auch in den mangelnden Möglichkeit berechneten Gelenks- und Muskelkräfte der Modelle zu validieren, da es keine experimentelle Methode gibt, diese effektiv zu messen.

Ob ein rein biomechanischer inverser Ansatz oder ein ganzheitlicher muskuloskelettaler Ansatz mit direktem Löser für eine Implementation zielführend ist muss basierend auf der jeweiligen Fragestellung auf ihren Nutzen überprüft werden. Unabhängig davon bedarf es aber einer korrekten Berücksichtigung aller inneren und äußeren einflussnehmenden Faktoren und Wechselwirkungen, um ein valides Ergebnis zu erhalten.

4. Zusammenfassung

Als Inhalt und Diskussionsgrundlage der vorliegenden Dissertation wurde die Bedeutung des Zusammenspiels und der Wechselwirkung zwischen biomechanischen und neuromuskulären Anteilen bei der Bewegungsausführung für die Modellbildung gewählt. Basierend auf zwei Originalarbeiten, welche sich mit physiologischen und pathologischen Bewegungen in Schulter- und Ellbogengelenk auseinandersetzen und unterschiedliche Aspekte der oben genannten Wechselwirkungen betrachten, wurde eine Einordnung in den aktuellen Stand der Wissenschaft im Bereich der Bewegungskoordination und muskuloskelettaler Modellbildung vorgenommen.

Aufgrund der Synergien und Funktionsredundanzen der menschlichen Muskulatur und des resultierenden überbestimmten “Degrees of Freedom Problem” gibt es keine allgemeingültigen optimalen Rekrutierungsmechanismen für definierte Bewegungen. Es muss bei jeder Bewegungsausführung und der Interpretation der zugrundeliegenden Mechanismen eine Berücksichtigung der inneren und äußeren einflussnehmenden Faktoren, biomechanisch sowie muskulär, vorgenommen werden. Dies erledigt für die menschliche Bewegung das zentrale Nervensystem anhand von Reflexen, Bewegungsprogrammen und adaptiven intermuskulären Koordinationsmustern. So ist es dem menschlichen Körper sogar möglich seine Bewegungskoordination in pathologischen Umständen durch Ausweich- und Kompensationsstrategien anzupassen und trotz Einschränkung eine zielgerichtete willkürliche Bewegung zu ermöglichen.

Vor allem bezüglich der modelltechnischen Abbildung von physiologischen und pathologischen Bewegungen sind die erzielten Erkenntnisse hinsichtlich der zu berücksichtigenden Wechselwirkungen hochrelevant.

Aufgrund der bisher durch keine wissenschaftliche Disziplin erreichten vollständigen Erkenntnis über die Funktionsweisen und Rekrutierungsstrategien des zentralen Nervensystems verbleibt im Rahmen der muskuloskelettalen Modellbildung zur Erreichung einer validen Abbildung eine konsequente Überprüfung aller möglichen Einflüsse auf eine Bewegung. Eine allgemeingültige Abbildung einer Bewegung durch ein Modell ist nicht möglich und vor allem hinsichtlich der Abbildung von pathologischen Bewegungsmustern nicht zielführend.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Gelenkkette der oberen Extremität	9
Abbildung 2: Änderung des Sehnenverlaufs des <i>M. biceps brachii</i> in (a) pronierter und (b) neutraler Handposition	36

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Beteiligte Muskeln an Bewegungen in Schulter- und Ellbogengelenk.....	11
--	----

Literaturverzeichnis

Alnajjar, F.; Wojtara, T.; Kimura, H.; Shimoda, S. (2013). Muscle synergy space: learning model to create an optimal muscle synergy. *Frontiers in Computer Neuroscience* 7: 136

Amis A.A. & Miller J.H. (1982): The elbow. *Clinics in Rheumatic Diseases* 8(3):571-593

Anderson C.V. & Fuglevand A.J. (2008): Probability-Based Prediction of Activity in Multiple Arm Muscles Implications for Functional Electrical Stimulation. *Journal of Neurophysiology* 100(1):482-494

Anderson F. C. & Pandy M. G. (2001): Dynamic optimization of human walking. *Journal of Biomechanics* 123:381-390

Bahm J (2004): Die kindliche Armplexusparese – eine aktuelle Übersicht über sekundärer Operationsverfahren, *Secondary procedures in obstetric brachial plexus lesions, Handchirurgie, Mikrochirurgie, Plastische Chirurgie* 36:37-46

Bartlett, R. (1997): *Introduction to sports biomechanics*. Routledge, New York

Basmajian J. & De Luca C. (1985): *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. Lippincott Williams & Wilkins

Berniker M., Jarc A., Bizzi E., Tresch M. C. (2009). Simplified and effective motor control based on muscle synergies to exploit musculoskeletal dynamics. Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A. 106

Bernstein N. (1967). The Coordination and Regulation of Movements. Pergamon Press. New York

Bizzi E. & Cheung V. C. K. (2013): The neural origin of muscle synergies, ont Comput Neurosci. 2013; 7: 51.

Boland M.R., Spigelman T., Uhl T.L. (2008): The function of brachioradialis. American Journal of Hand Surgery 33(10):1853-1859

Bruhn Sven, Sensomotorisches Training und Bewegungskoordination, Habilitationsschrift, Institut für Sport und Sportwissenschaften , Universität Freiburg, 2003

Buchanan T.S., Lloyd D.G., Manal K., Besier T.F. (2005): Estimation of muscle forces and joint moments using a forward-inverse dynamics model.. Medical Science in Sports Exercises 37(11):1911-1916

Buchanan T.S., Almdale D.P.J., Lewis J.L., Rymer W.Z. (1986): Characteristics of synergic relations during isometric contractions of human elbow muscles. Journal of Neurophysiology 5:1225–1241

Bungartz H.J. (2009): *Modellbildung und Simulation: Eine Anwendungsorientierte Einführung*, Springer Verlag

Chadwick (2009) A Real-time, 3D Musculoskeletal Model for Dynamic Simulation of Arm Movements. IEEE Transactions of Biomedical Engineering 56(4):941–948

Cutlip, K., Nimbarte, A.D., Chowdhury, S.K., Jaridi, M. (2015): Evaluation of Shoulder Stability During Forceful Arm Exertions, Industrial and Systems Engineering Review 3(1)

- Dayan, E.; Casile, A.; Levit-Binnun, N.; Giese, MA.; Hendler, T.; Flash, T. (2007). Neural representations of kinematic laws of motion: evidence for action-perception coupling. *Proc Natl Acad Sci U S A* **104** (51): 20582–7
- d.Avella A. & Layquaniti F. (2013): Control of reaching movements by muscle synergy combinations, *Front Comput Neurosci.* 2013; 7: 42
- Davoodi, R. & Loeb, G. E. (2012). Real-time animation software for customized training to use motor prosthetic systems. *IEEE Transactions of Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 20(2):134-142.
- de Luca C.J. (1993): The use of surface electromyography in biomechanics, *Journal of Applied Biomechanics*. NeuroMuscular Research Center, Boston University
- de Sousa O., de Moares J., Viera F.L. (1961): Electromyographic study of the brachioradialis muscle. *The Anatomical Record* 139:125-131
- Disselhorst-Klug C., Schmitz-Rode T., Rau G. (2009): Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 24(3):225-235
- Doheny E.P., Lowery M.M., FitzPatrick D.P. O'Malley M.J. (2008): Effect of elbow joint angle on force–EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18:760–770
- Erdemir A., McLean S., Herzog W., van den Bogert A.J. (2007): Model-based estimation of muscle forces exerted during movements, *Clinical Biomechanics* 22:131–154, 2007
- Farina D., Merletti R., Stegemann D. (2004): *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*, Wiley Interscience
- Feng C.J., Mak, A.F., Koo, T.K.K., (1999): A surface EMG driven musculoskeletal model of the elbow flexion-extension movement in normal subjects and in subjects with spasticity. *Journal of Musculoskeletal Research* 03:109-123

Friden J. (2005): Tendon Transfers in Reconstructive Hand Surgery, Informa Healthcare, Zug, Schweiz

Garner B.A. & Pandy M.G. (2001): Musculoskeletal model of the upper limb based on the visible human male dataset.. Computational Methods in Biomechanical and Biomedical Engineering 4(2):93-126.

GCMAS – Internetpräsenz www.gcmas.org

Hatze, H. (1974): The meaning of the term biomechanics. Journal of Biomechanics 7:189-190

Hatze H. (1977): A myocybernetic control model of skeletal muscle. Biological Cybernetics 25:103-119

Herzog W. (1987): Individual muscle force estimations using a non-linear optimal design. Journal of Neuroscience Methods, 21:167-179

Hof A.L. (1997): The relationship between electromyogram and muscle force. Sportverletzung Sportschaden 11(11):79-86

Hof A.L. (2003): Muscle mechanics and neuromuscular control. Journal of Biomechanics 36, 1131–1138

Hogrel J. Y (2005): Clinical applications of surface electromyography in neuromuscular disorders. Neurophysiology in Clinics 35(2-3):59-71

Hug F. (2011): Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? Journal of Electromyography and Kinesiology 21(1):1-12

Jackson C.M. (1925): *Human anatomy*. P. Blakistons Sons and Company

Katz B. (1939): The relation between force and speed in muscular contraction. The Journal of Physiology 96:45–64

Kim K., Song W. K., Lee J. Lee H. Y., Park D. S., Ko B. W., Kim J. (2014): Kinematic analysis of upper extremity movement during drinking in hemiplegic subjects. *Clinical Biomechanics* 29(3):248-246

Klinke R. & Silbernagl S. (2005): *Lehrbuch der Physiologie*, Georg Thieme Verlag, Stuttgart

Koo T.K.K. & Mak A.F.T. (2005): Feasibility of using EMG driven neuromusculoskeletal model for prediction of dynamic movement of the elbow. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15(1):12-26

Laursen B., Jensen B.R., Németh G., Sjøgaard, G. (1998): A model predicting individual shoulder muscle forces based on relationship between electromyographic and 3D external forces in static position. *Journal of Biomechanics* 31(8):731-739.

Latash M. (1996): *Progress in Motor Control I. Movement*. Kinetics Publishers, Champaign, Illinois

Latash M.L. & Anson J.G.. (2006). Synergies in health and disease: relations to adaptive changes in motor coordination. *Physical Therapy* 86 (8): 1151–60.

Latash M. L., Scholz, J. P; Schöner G. (2007): Toward a new theory of motor synergies". *Motor Control* 11 (2): 276–308

Lee S.H. & Terzopoulos D. (2006): Heads up! Biomechanical modeling and neuromuscular control of the neck. *ACM Transactions on Graphics* 25(3):1188–1198.

Lehnhart P & Seibert W (2001) Funktionelles Bewegungstraining, muskuläre Dysbalancen erkennen, beseitigen und vermeiden, Urban & Fischer Verlag

Lemay M.A. & Crago P.E. (1996):. A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm and wrist. *Journal of Biomechanics*, 29(10):1319–1330

Lloyd D.G. & Besier T.F. (2003): An EMG-driven musculoskeletal model for estimation of the human knee joint moments across varied tasks. *Journal of Biomechanics* 36:765–776

Lloyd D.G. & Buchanan T.S.(1996): A model of load sharing between muscles and soft tissues at the human knee during static tasks. *Journal of Biomechanical Engineering* 118:367–376

Loeb,G.E. & Davoodi,R. (2005): The functional reanimation of paralyzed limbs. *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, 24(5):45-51

Lovering R.& Russ D.W. (2008): Fiber Type Composition of Cadaveric Human Rotator Cuff Muscles, *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008 Nov; 38(11): 674–680.

Manal K. & Buchanan T.S. (2003): Modeling the non-linear relationship between EMG and muscle activation. *Journal of Biomechanics* 36:1197–1202.

Manal K. & Buchanan T.S. (2003a): A one-parameter neural activation to muscle activation model: estimating isometric joint moments from electromyograms. *Journal of Biomechanics* 36(8):1197-1202

Manal K., Gonzalez R.V., Lloyd D.G., Buchanan T.S..(2002): A real-time EMG driven virtual arm. *Computers in Biology and Medicine* 32:25–36

Milner-Brown H.S. & Stein R.B. (1975): The relation between the surface electromyogram and muscular force. *Journal of Physiology* 246(3):549-569

Miltner O., Williams S., Disselhorst-Klug C. (2003): Dreidimensionale Bewegungsanalyse der oberen Extremitäten- eine klinische Anwendung. *Orthopädische Praxis* 39 (4):272- 276

Murray W.M., Delp S.L., Buchanan T.S. (1995): Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. *Journal of Biomechanics* 28(5):513:525

Murray W.M., Buchanan T.S., Delp S.L. (2002): Scaling of peak moment arms of elbow muscles with upper extremity bone dimensions. *Journal of Biomechanics* 35:18–22

Naik, G. R. (2012): Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges. In Tech Open Access Books, ISBN 978-953-51-0805-4

Neptune R. R, Kautz S.A., Zajac F.E.(2000): Muscle contributions to specific biomechanical functions do not change in forward versus backward pedaling. *Journal of Biomechanics* 33:155–64

Nigg B.M. & Herzog W. (1999): *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*, Wiley Chichester.

Oliveira, L. F.; Matta, T. T.; Alves, D. S.; Garcia M.; Vieira T. (2009): Effect of the shoulder position on the biceps brachii EMG in different dumbbell curls. *Journal of Sports Science and Medicine*. 8:24-29

Pandy M.G. (1999): Moment Arm of a Muscle Force. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 27

Pandy M.G. (2001): Computer modeling and simulation of human movement. *Annual Revision of Biomedical Engineering* 3:245-273.

Pandy M.G.; Barr R.E. Myer K. (2009) *Biomedical Engineering and Design Handbook – Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Band. 1. 2. Auflage. Mcgraw Hill Book Co

Pauwels F 1951, Über die Bedeutung der Bauprinzipien des Stütz und Bewegungsapparates für die Beanspruchung des Röhrenknochens, *Acta Anatomica* 12, 207-227

Praagman M., Chadwick E.K.J., van der Helm F.C.T., Veeger H.E.J. (2010): The effect of elbow angle and external moment on load sharing of elbow muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20(5):912-922

Prinold J.A., Masjedi M., Johnson G.R., Bull A.M. (2013): Musculoskeletal shoulder models: A technical review and proposals for research foci. *Proc Inst Mech Eng H*. 227(10):1041-57

Popovic, N., Williams, S., Schmitz-Rode, T., Rau, G. and Disselhorst-Klug, C. (2009): Robot-based methodology for a kinematic and kinetic analysis of unconstrained, but reproducible upper extremity movement. *Journal of Biomechanics*, 42 (10), 1570-1573.

Popovic N. (2012): Modellbasierte Erfassung dreidimensionaler Kinetik der Bewegung der oberen Extremitäten, Dissertation, Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik, RWTH Aachen

Putz R. & Pabst R. (2001): *Sobotta - Atlas of Human Anatomy. Volume 1: Head, Neck, Upper Limb*. Lippincott Williams & Wilkins, 13th English Edition

Rantalainen T., Klodowski A., Piitulainen H. (2012). Effect of innervation zones in estimating biceps brachii force-EMG relationship during isometric contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 22:80-87

Rau G., Disselhorst-Klug C., Schmid R. (2000): Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm. *Journal of Biomechanics* 33(10): 1207-1216

Rau G., Schulte E., Disselhorst-Klug C. (2004): From cell to movement: to what answers does EMG really contribute? *Journal of Electromyography and Kinesiology* 14(5):611-617

Roche Lexikon Medizin T.M. (2003): *Roche Lexikon Medizin*. Urban & Fischer Verlag, München, Jena

Schmidt, Lang (2007): *Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie*, 30. Auflage, Springer Medizin Verlag, Heidelberg

Schmidt R. A. (1975): *A Schema Theory of discrete Motor Skill Learning*. In: *Psychological Review*. 82: 225–260.

Scholz J. P. & Schöner G. (1999): The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task, *Experimental Brain Research* **126** (3): 289–306.

Schünke M. (2000): *Funktionelle Anatomie-Topographie und Funktion des Bewegungssystems*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart

Silbernagl S. & Despopoulos A. (2007): *Taschenatlas der Physiologie*, 7. Auflage, THIEME Verlag, Stuttgart-New York

Swanik K. A., Huxel Bliven K., Swanik C. B. (2011): Rotator-cuff muscle-recruitment strategies during shoulder rehabilitation exercises, *J Sport Rehabil*. 2011 Nov;20(4):471-86.

Thelen D.G., Anderson F.C., Delp S.L. (2003): Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *Journal of Biomechanics* 36, 321–328

Tiidus P. M. (2008): *Skeletal muscle damage and repair: Mechanisms & Intervention*, Human Kinetics; 1st edition , Champaign , Illinois

Todorov E. (2004): Optimality principles in sensorimotor control". *Nature Neuroscience* 7 (9): 907–915

Tseng Y. W., Scholz J. P., Galloway J. C. (2009): The organization of intralimb and interlimb synergies in response to different joint dynamics, *Experimental Brain Research* 193:239-254

van Dieën J.H. (2010): Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation - A tutorial and review. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20:375-387

Van Dierop O. A., Van der Helm A. O., Verbeeke K. J., Jajadiningrat T. J. (2008): A natural human hand model. *The Visual Computer* 24(1):31–44

Wadman, W. J.; Denier van der Gon, J. J.; Geuze, R. H.; Mol, C. R. (1979): Control of Fast Goal-Directed Arm Movements, *Journal of Human Movement Studies* 5: 3–17.

Wakeling J. M., Blake O. M., Wong I., Rana M., Lee S. M. (2011): Movement mechanics as a determinate of muscle structure, recruitment and coordination, *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci.* 366(1570): 1554–1564.

Wakeling J. M., Lee S. M., Arnold A. S., de Boef-Miara M., Biewener A. A. (2012): Muscle's Force Depends on the Recruitment Patterns of Its Fibers, *Annals of Biomedical Engineering.* 40(8) 1708–1720.

Williams S., Schmidt R., Disselhorst-Klug C., Rau G. (2006): An upper body model for the kinematical analysis of the joint chain of the human arm. *Journal of Biomechanics* 39(13):2419-2429

Winters J. M. (1995): How detailed should muscle models be to understand multi-joint movement coordination, *Human Movement Science* 14 (1995) 401-442

Woods J.J. & Bigland-Ritchie B. (1983): Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles. An anatomical/functional argument for the existence of both. *American Journal of Physical Medicine* 62:287–299

Danksagung

Diese Arbeit entstand während meiner Zeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehr- und Forschungsgebiet Rehabilitations- und Präventionstechnik des Instituts für Angewandte Medizintechnik im Helmholtz Institut der RWTH Aachen.

Mein Dank gilt Frau Universitätsprofessorin Dr. rer. nat. C. Disselhorst-Klug, der Leiterin des Lehr- und Forschungsgebiets Rehabilitations- und Präventionstechnik, für die Einblicke in ein für mich neues Forschungsgebiet und die Möglichkeit der Durchführung meiner wissenschaftlichen Arbeit. Für die freundliche Übernahme des Koreferats bedanke ich mich bei Herrn Universitätsprofessor Dr. med. T. Kraus, dem Direktor der Instituts für Arbeits- und Sozialmedizin des Universitätsklinikums der RWTH Aachen. Ferner gilt mein Dank Herrn Universitätsprofessor Dr. med. Dr. med. dent. Dr. phil D. Groß, dem Direktor des Instituts für Geschichte, Theorie und Ethik der Medizin des Universitätsklinikums der RWTH Aachen, für die freundliche Übernahme des Vorsitzes.

Ebenso möchte ich Herrn Universitätsprofessor Dr. rer. nat. G. Rau und Herrn Dr. med. J. Bahm für die Unterstützung und die zahlreichen konstruktiven Gespräche, Diskussionen und Einblicke danken.

Ich bedanke mich stellvertretend bei Frau Dr. rer. nat. Vera Kleber von der German Research School for Simulation Sciences für das Vertrauen in meine Fähigkeiten und die damit verbundene finanzielle Unterstützung.

Mein Dank geht außerdem an meine Kollegen am Lehr- und Forschungsgebiet Rehabilitations- und Präventionstechnik Dr. Ing. Nikica Popovic, Dr.-Ing. Michael Hennes, Daniel Pollig, Jorge Gooding, Kathrin Koch, Dr. rer. medic. Ronald Dangel und Ferdinand Bergamo für die angenehme Zeit und die fachlichen und auch weniger fachlichen Gespräche. Ebenso möchte ich Herrn Elmar Junker für die technische Unterstützung in den für mich unendlichen Weiten der Elektrotechnik danken. Mein besonderer Dank gilt Sylvie von Werder die mir als meine erste Studentin vertraute und als Kollegin immer zur Seite stand. Ebenso danke ich Linda Hackmann die mein strenges Regime als Ausbilder ertragen hat.

Stellvertretend für die vielen Studierenden möchte ich besonders Melanie Meuresch danken, die über die ganze Zeit treu an meiner Seite gestanden hat. Außerdem danke ich Stefan Bommers, Leo Kunz, Moritz Höhfeld, Christian Hammer und Agnes Illbruck für die Unterstützung in Durchführung und Auswertung zahlreicher Messreihen.

Für die Teilnahme an diesen Messreihen geht mein Dank an alle Patienten und Probanden, die geduldig und präzise den Anforderungen Folge geleistet haben.

Mein ganz persönlicher Dank gilt meiner Familie und meiner Freundin, die mich auf meinem Weg zur Promotion unterstützt und vor allem auch in den nicht immer einfachen Phasen begleitet und ermutigt haben.

Erklärung § 5 Abs. 1 zur Datenaufbewahrung

Hiermit erkläre ich, dass die dieser Dissertation zu Grunde liegenden Originaldaten bei meiner Betreuerin, Frau *Univ.-Prof. Dr. rer. nat. C. Disselhorst-Klug*, der Leiterin des Lehr- und Forschungsgebiets Rehabilitations- und Präventionstechnik am Institut für Angewandte Medizintechnik im Helmholtz Institut der RWTH-Aachen hinterlegt sind.

Erklärung gemäß § 5 Abs. (1) und (2), und § 11 Abs. (3) 12. der Promotionsordnung

Hiermit erkläre ich, Tim Markus Kleiber, an Eides statt, dass ich den wesentlichen Anteil an der Publikation:

Kleiber T., Kunz L. and Disselhorst-Klug C. (2015): “Muscular coordination of biceps brachii and brachioradialis in elbow flexion with respect to hand position“, Frontiers in Physiology 6:215.DOI:10.3389/fphys.2015.00215

geleistet habe.

Die Anteile an der Arbeit waren wie folgt:

T. Kleiber: Aufstellung der Hypothese, Studiendesign, Durchführung von Probandenmessungen (50%), statistische Auswertung der Messergebnisse, Interpretation der Ergebnisse, Verfassen des Manuskripts

L. Kunz: Durchführung von Probandenmessungen (50%) sowie Unterstützung bei der statistischen Auswertung

C. Disselhorst-Klug: wissenschaftliche Hilfestellung und kritische Durchsicht des Manuskripts

Aus diesem wesentlichen Anteil ergibt sich selbstverständlich die Stellung als Erstautor.

Tim Markus Kleiber

Als Doktormutter und korrespondierende Autorin bestätige ich die Angaben von Herrn Tim Markus Kleiber

Univ.-Prof. Dr. rer. nat. C. Disselhorst-Klug

Ich schließe mich der Erklärung von Frau Univ.-Prof. Dr. rer. nat. C. Disselhorst-Klug als Koautor an

L. Kunz

Erklärung gemäß § 5 Abs. (1) und (2), und § 11 Abs. (3) 12. der Promotionsordnung

Hiermit erkläre ich, Tim Markus Kleiber, an Eides statt, dass ich den wesentlichen Anteil an der Publikation:

Kleiber T., Popovic N., Bahm J. and Disselhorst-Klug C.: (2013): “A modeling approach to compute modification of net joint forces caused by coping movements in obstetric brachial plexus palsy“, Journal of Brachial Plexus and Periphal Nerve Injury 8:10, DOI: 10.1186/1749-7221-8-10

geleistet habe.

Die Anteile an der Arbeit waren wie folgt:

T. Kleiber: Durchführung der Patienten- und Probandenmessungen, Verarbeitung und Auswertung der Messdaten, Durchführung der Simulationen, Interpretation der Ergebnisse, Verfassen des Manuskripts

N. Popovic: Implementation des biomechanischen Modells, Hilfestellung bei der Durchführung der Simulationen und der Interpretation der Ergebnisse, kritische Durchsicht des Manuskripts

J. Bahm: Auswahl der Patientengruppe, wissenschaftliche Hilfestellung und kritische Durchsicht des Manuskripts

C. Disselhorst-Klug: wissenschaftliche Hilfestellung und kritische Durchsicht des Manuskripts

Aus diesem wesentlichen Anteil ergibt sich selbstverständlich die Stellung als Erstautor.

Tim Markus Kleiber

Als Doktormutter und korrespondierende Autorin bestätige ich die Angaben von Herrn Tim Markus Kleiber

Univ.-Prof. Dr. rer. nat. C. Disselhorst-Klug

Ich schließe mich der Erklärung von Frau Univ.-Prof. Dr. rer. nat. C. Disselhorst-Klug als Koautor/Koautorin an

Dr.-Ing. N. Popovic

Dr. med. J. Bahm

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Tim Markus Kleiber
Geburtsdatum: 10.10.1984
Geburtsort: Aachen
Staatsangehörigkeit: deutsch

Schulbildung

1991 – 1995 Grundschole Am Höfling, Aachen
1995 – 2004 Einhard Gymnasium, Aachen

Ausbildung & Studium

2004-2007 Ausbildung zum Mathematisch Technischen Assistenten (IHK)
2004-2007 Bachelorstudium Scientific Programming (B.Sc.)
FH Aachen Campus Jülich
2007-2009 Masterstudium Technomathematik (M.Sc.)
FH Aachen Campus Jülich
2009-2013 Doctoral Candidate
German Research School for Simulation Sciences
RWTH Aachen & FZ Jülich

Berufserfahrung

2007-2008 wissenschaftliche Hilfskraft
Rechen- und Kommunikationszentrum, RWTH Aachen
2008-2009 wissenschaftlicher Hilfskraft
Institut für medizinische Informatik, FH Aachen Campus Jülich
2009-2013 wissenschaftlicher Mitarbeiter
Lehr- und Forschungsgebiet Rehabilitations- und
Präventionstechnik, RWTH Aachen
2013-2015 Management Trainee, Asklepios Kliniken
2015-2016 Klinikmanager, Asklepios Klinik Bad Oldesloe
2016-heute Klinikmanager, salvea Schwertbad Aachen

Zusatzqualifikation

Qualifikation als Prüfarzt (Basismodul ICH GCP), Universitätsklinikum Aachen, 2013
Ausbilder für IT-Berufe (AEVO), IHK Aachen, 2011