

Aus dem Physiologischen Institut  
(Geschäftsführender Vorstand: Prof. Dr. M. Bleich)  
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**DER ARMSCHWUNG BEIM GEHEN UND LAUFEN: ELEKTROMYOGRAPHISCHE  
UNTERSUCHUNG VON PROBANDEN**

Inauguraldissertation  
zur  
Erlangung der Doktorwürde  
der Medizinischen Fakultät  
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von  
**BO JING**  
aus Peking / VR. China

Kiel 2012

1. Berichterstatter: Prof. Dr. J. P. Kutzt - Buschbeck

2. Berichterstatter: Prof. Dr. G. Deuschl

Tag der mündlichen Prüfung: 20. Februar 2012

Zum Druck genehmigt, Kiel, den 20. Februar 2012

gez. Prof. Dr. T. Baukrowitz ( Prüfungsvorsitzender )

# Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG .....	1
2. MATERIAL UND METHODEN.....	6
2.1. Übersicht über den Versuchsaufbau.....	6
2.2. Probanden .....	7
2.2.1. Bestimmung der Körpermaße .....	8
2.2.2. Händigkeitstest.....	8
2.3. Material und Vorversuche zur technischen Optimierung.....	9
2.3.1. Laufband .....	9
2.3.2. Elektromyographie .....	10
2.3.3. Elektroden und Fußschalter .....	13
2.3.4. Videokamera .....	17
2.4. Versuchsdurchführung.....	17
2.5. Datenauswertung.....	20
3. ERGEBNISSE .....	22
3.1. Resultate eines Probanden.....	22
3.1.1. Originaldaten (EMG - Rohsignale) und deren Verarbeitung .....	22
3.1.2. Normaler Gang: Gemittelte EMG-Signale zahlreicher Schrittzyklen.....	24
3.1.3. EMG-Signale bei verschiedenen Gangarten .....	27
3.2. Gesamtkollektiv der Probanden.....	29
3.2.1. Normales Gehen .....	29
3.2.2. Unterdrückung des Armschwungs.....	33
3.2.3. Passgang .....	35
3.2.4. Immobilisation des rechten Arms durch Tragen einer Schiene.....	37
3.2.5. Einfluss der Gehgeschwindigkeit.....	41

3.2.6. Direkte Gegenüberstellung der verschiedenen Gangarten .....	41
3.2.7. Joggen .....	45
4. DISKUSSION .....	48
4.1. Übersicht .....	48
4.2. Normales Gehen.....	49
4.3. Unterdrückung des Armschwungs .....	54
4.4. Passgang.....	55
4.5. Gehen mit immobilisierten Armen .....	56
4.6. Joggen .....	57
4.7. Methodenkritik .....	58
4.8. Klinische Aspekte.....	59
5. ZUSAMMENFASSUNG .....	60
6. LITERATURVERZEICHNIS .....	62
7. ANHANG .....	65
7.1. Allgemeine Messdaten und Messdaten der unteren Extremitäten.....	65
7.2. Längen- und Umfangsmessdaten der oberen Extremitäten der Probanden...	66
8. DANKSAGUNG .....	68
9. LEBENS LAUF .....	69

## 1. EINLEITUNG

Das Gehen ist eine der wichtigsten Aktivitäten des Menschen. Der aufrechte Gang unterscheidet den Menschen von anderen Lebewesen (Herder 1785) und ermöglicht es ihm, die oberen Extremitäten für die unterschiedlichsten Tätigkeiten zu nutzen (z.B. Tragen von Gegenständen, Gestikulieren, Werkzeuggebrauch). Der menschliche Gang kann sowohl qualitativ beschrieben als auch quantitativ vermessen werden. Ganganalysen liefern Informationen über den genauen physiologischen Ablauf des Gehens und Laufens von Mensch und Tier (Kuhtz-Buschbeck et al. 1994, Boczek-Funcke et al. 1996). Außerdem werden sie im klinischen Bereich verwendet, um verschiedene Gangstörungen zu beurteilen und in ihrem Verlauf zu verfolgen (Kuhtz-Buschbeck et al. 2003, Stolze et al. 2005).

Während die beobachtende Ganganalyse auf dem Wahrnehmungsvermögen des Untersuchers basiert, werden objektive Verfahren mit Hilfe computergestützter Messgeräte eingesetzt, um bestimmte Aspekte des Gehens in Maß und Zahl zu erfassen (Götz-Neumann 2006). Zu den üblichen Verfahren gehören kinematische und kinetische Analysen und die Elektromyographie. Kinematische Daten beschreiben die Bewegungsabläufe des Körpers und / oder ausgewählter Körperteile im Raum (z.B. dreidimensionale Bewegungsanalyse mittels Infrarotlichtkameras, Messung der Gelenkwinkel durch Elektrogoniometer). Kinetische Messgeräte (z.B. Bodenreaktionskraftmessplatten) erfassen die auf den Körper einwirkenden Kräfte und ihre Effekte. Die Elektromyographie misst die während der Muskelkontraktion in oder an der Muskulatur auftretenden elektrischen Potentiale (Illert 2005).

Die ersten kinematischen Ganganalysen wurden bereits 1872 von Edward Muybridge durchgeführt, der Fotoserien von Bewegungsabläufen erstellte und auswertete (siehe Pearson 1976). Seitdem wurden kinematische und kinetische Messverfahren durch den Fortschritt der Technologie weiterentwickelt und verfeinert. Während die Bewegungsabläufe von Menschen meist durch Vermessung der Koordinaten externer, auf der Haut angebrachter Markierungspunkte beschrieben werden, wird die sehr präzise röntgenkinematographische Analyse der Gelenkbewegungen bei Tieren angewendet (Kuhtz-Buschbeck et al. 1994, 1996, Boczek-Funcke et al. 1996).

Zur Charakterisierung des menschlichen Gangs werden verschiedene Parameter verwendet. Dazu gehören die räumlich-zeitlichen Messwerte der Schrittlänge und Schrittfrequenz (Kadenz) und die Gehgeschwindigkeit, die sich als Produkt dieser beiden Werte ergibt (Götz-Neumann 2006). Je höher die Kadenz ist, desto kürzer dauert der Schrittzklus, der das Zeitintervall vom Auftreten eines Fußes bis zum nächsten Aufsetzen desselben Fußes bezeichnet. Der Schrittzklus wird sowohl beim Laufen als auch beim Gehen in eine Stand- und eine Schwungphase eingeteilt (Weil und Weil 1966, Brockmann 2010). In der Standphase wird beim Gehen zunächst die Ferse aufgesetzt, dann folgt mit dem Abrollen des Fußes eine Bewegung des Körpers über das Standbein nach vorn. In der Schwungphase berührt der Fuß den Boden nicht; dieses Intervall lässt sich in eine Beschleunigungs- und eine Abbremsphase unterteilen (Brockmann 2010). Beim Gehen überschneiden sich die Standphasen des linken und rechten Beins während der so genannten Doppelstandphase für einen kurzen Zeitraum. In diesem Zeitabschnitt, der beim Laufen fehlt, haben beide Füße Kontakt mit dem Boden.

Die Fortbewegung der Tiere (Lokomotion) und das menschliche Gehen erfordern, wie andere regelmäßige Bewegungsabläufe, rhythmische Kontraktionen der Skelettmuskeln. Diese werden durch Motoneurone des Rückenmarks innerviert (motorische Einheiten), welche ihrerseits von Afferenzen, spinalen Interneuronen, und deszendierenden Bahnen beeinflusst werden. Letztere stammen vor allem aus dem Kortex, dem Mesencephalon und Metencephalon (Illert 2005). Das Gehen erfordert stets die koordinierte Aktion mehrerer Muskeln, wobei eine alternierende Aktivierung von Flexor- und Extensormuskeln das Grundmuster bildet. Die muskulären Synergien sind in verschiedenen neuronalen Systemen des Rückenmarks repräsentiert, beispielsweise in den Verschaltungen der reziproken Inhibition und der Afferenzen des Flexorreflexes. Durch experimentelle Querschnittsläsionen in Tierversuchen wurde nachgewiesen, dass das Grundmuster der Lokomotion auf Ebene des Rückenmarks im neuronalen System der spinalen Lokomotionsgeneratoren organisiert ist (Grillner 1981). Ein solcher Generator besteht aus Gruppen spinaler Interneurone, die über die betreffenden Motoneurone jeweils Extension und Flexion einer Extremität steuern und sich über inhibitorische Zwischenneurone wechselseitig hemmen. Bei vierbeinigen Tieren (z.B. Katzen) hat jede Extremität vermutlich ihren eigenen Lokomotionsgenerator, wobei die vier

Generatoren über propriospinale Bahnen des Rückenmarks miteinander verkoppelt sind, um koordinierte Laufbewegungen der Vorder- und Hinterextremitäten zu gewährleisten.

Beobachtungen an querschnittgelähmten Patienten lassen vermuten, dass auch im Rückenmark des Menschen spinale Lokomotionsgeneratoren existieren, die über propriospinale Bahnen miteinander verkoppelt sind (Dietz et al. 1997, Dietz 2002). Dies würde bedeuten, dass Gangbewegungen der Beine mit rhythmischer Aktivität propriospinaler Bahnen einhergehen, die zu Depolarisationen der Motoneurone führt, welche die Arm- und Schultermuskeln innervieren. Aussagekräftige Daten zur Aktivität der Arm- und Schultermuskeln beim Gehen und Laufen fehlen allerdings bislang weitgehend, und auch kinematische Daten zur Pendelbewegung der Arme sind relativ spärlich vorhanden (Jackson et al. 1983, Kutz-Buschbeck et al. 2008, Lewek et al. 2010). Dies steht im Gegensatz zu den zahlreichen Analysen der Bewegungen und Muskelkontraktionen der Beine beim Gehen.

Der Armschwung ist ein wesentlicher Teil des gesamten harmonischen Bewegungsablaufs des Gehens und Laufens, der sich bei jedem Menschen mit jeweils individuellen Charakteristika zeigt (Pontzer et al. 2009). Bereits Elftman (1939) hat beschrieben, dass die Bewegungen der Arme und Schultern entgegengesetzt zu den Bewegungen der Beine und des Beckens ablaufen. Wenn das rechte Bein zum Auftreten nach vorne schwingt, dreht sich die rechte Seite des Beckens ebenfalls um eine vertikale Achse etwas nach vorne. Dieser Rotation wirkt die gleichzeitig nach hinten gerichtete Pendelbewegung des rechten Arms entgegen, mit der zusammen sich auch die rechte Schulter nach hinten bewegt, so dass Schulter- und Beckengürtel gegenläufig in der Horizontalebene rotieren. Für die linke Seite gilt Entsprechendes. Elftman vermutete, dass der physiologische Armschwung keine rein passive Pendelbewegung sei, sondern aus Kontraktionen der Schultermuskulatur resultiert (Elftman 1939). Diese Überlegung wurde durch die Forschung von Ballesteros und Mitarbeitern gestützt, die das Elektromyogramm (EMG) verschiedener Schulter- und Nackenmuskeln des Menschen mittels Nadelelektroden registrierten (Ballesteros et al. 1965). Auch sie kamen zu dem Schluss, dass der normale Armschwung keine rein passive Pendelbewegung ist, sondern Teil eines aktiv gesteuerten Bewegungsmusters darstellt, das der Rotation des Oberkörpers beim Gehen entgegenwirkt.

Aktuelle Forschungsarbeiten vertreten jedoch eine andere Hypothese. Pontzer und Mitarbeiter (2009) sind der Meinung, dass der Armschwung ein passives Geschehen sei, wobei etwaige Muskelkontraktionen nur zur Abbremsung einer passiv ausgelösten Bewegung dienen sollen. Zur Demonstration des passiven Charakters der Bewegung haben Collins et al. (2009) ein Joch mit zwei seitlich angehängten Seilen über die Schultern der Probanden gelegt. Die Seile zeigten aus rein mechanischen Gründen eine Pendelbewegung, die dem Armschwung ähnlich war. Die Autoren entwickelten ein entsprechendes biomechanisches Modell des menschlichen Körpers und konnten zeigen, dass der Energie- und Sauerstoffverbrauch beim normalen Gehen mit frei pendelnden Armen geringer ist als beim Gehen mit Unterbindung oder willkürlicher Unterdrückung des Armschwungs (Collins et al. 2009). Auch das Gehen im Passgang, mit gleichläufigen Bewegungen der ipsilateralen Beine und Arme, erforderte signifikant mehr Energie als der Gang mit natürlichem Armschwung. Allerdings fehlen in ihrer Publikation elektromyographische Daten, so dass eine Tätigkeit der Arm- und Schultermuskeln bei den verschiedenen Gangarten nicht direkt nachgewiesen wurde.

Insgesamt sind die bislang publizierten elektromyographischen Daten zum physiologischen Armschwung spärlich. Die Arbeit von Ballesteros et al. (1965) zeigt nur ausgewählte Ausschnitte von Originalregistrierungen einzelner Personen. Eine Mittelung der Daten über viele Schrittzyklen und eine Bildung von Durchschnittswerten der gesamten Probandengruppe fanden nicht statt und waren aus technischen Gründen zu damaliger Zeit auch nicht machbar. Die gleiche Einschränkung gilt für drei spätere Untersuchungen des EMG (Hogue 1969, Hinrichs 1990, Weiss und St Pierre 1983). Ferner gibt es Widersprüche zwischen diesen früheren Resultaten und einer kürzlich publizierten Studie von Pontzer et al. (2009) bezüglich der Beteiligung verschiedener Muskeln am Armschwung. Während Ballesteros und Mitarbeiter behaupten, dass der anteriore Teil des Musculus deltoideus beim Laufen gar nicht aktiv sei, fanden Pontzer und Mitarbeiter das Gegenteil, belegen dies allerdings auch nur an Hand von Einzelbeispielen.

Der Ansatz der vorliegenden Arbeit ist daher, die Aktivität von Arm- und Schultermuskeln während des Gehens und Laufens auf einem Laufband bei Probanden mittels Elektromyographie nicht-invasiv, mit auf der Haut angebrachten Elektroden, genauer zu erfassen. Eine detaillierte EMG-Untersuchung der Arm- und



Schultermuskeln beim Gehen unter verschiedenen Bedingungen fehlt bislang. Zwar werden die Ergebnisse von Ballesteros et al. (1965) heutzutage häufig zitiert; sie sind bei genauer Betrachtung jedoch methodisch veraltet (siehe oben). Die Fragen, ob die relevanten Muskeln überhaupt tätig sind, und ob sie gegebenenfalls exzentrisch (d.h. passives Pendeln abbremmend) oder konzentrisch (d.h. die Pendelbewegung fördernd) kontrahieren, sind bislang nicht geklärt. Auch ist nicht hinreichend bekannt, ob auch dann noch eine rhythmische Muskelaktivität auftritt, wenn das Pendeln der Arme beim Gehen unterdrückt oder unterbunden wird. Wäre dies der Fall, spräche dies für eine Koppelung der Lokomotionsgeneratoren der Beine und Arme über propriospinale Bahnen (Dietz et al. 1997, Dietz 2002). Zur Muskelaktivität beim Passgang gibt es ebenfalls keine Daten.

In der vorliegenden Arbeit wurden daher mit zeitgemäßer Untersuchungsmethodik Elektromyogramme von 20 gesunden Probanden beim Gehen auf einem Laufband gemessen und ausgewertet. Folgende Fragestellungen wurden bearbeitet:

- 1) Welche Arm- und Schultermuskeln sind beim Gehen und Laufen rhythmisch aktiv? In welcher zeitlichen Beziehung steht die Muskelaktivität zur Phase des Gangzyklus?
- 2) Kontrahieren diese Muskeln exzentrisch oder konzentrisch, also das Pendeln des Armes antreibend oder das Pendeln abbremmend?
- 3) Welchen Einfluss hat die Gehgeschwindigkeit auf die Stärke und das zeitliche Muster der Muskelaktivität?
- 4) Ändert ein Wechsel der Gangart (unterdrückter Armschwung, Passgang, unterbundener Armschwung, Joggen) die Aktivität der Schulter- und Armmuskeln?
- 5) Sind auch dann noch elektromyographische Signale nachweisbar, wenn das Schwingen eines Armes beim Gehen durch eine Schiene unterbunden wird?

## **2. MATERIAL UND METHODEN**

### **2.1. Übersicht über den Versuchsaufbau**

Bei insgesamt 21 männlichen gesunden Probanden wurde das Elektromyogramm (EMG) ausgewählter Arm- und Schultermuskeln während des Gehens auf einem Laufband abgeleitet. Die Probanden meldeten sich freiwillig auf entsprechende Aushänge und Anzeigen hin. Die Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel hatte der Studie zugestimmt (AZ: D418/10). Die Probanden willigten schriftlich und mündlich ein und konnten die Untersuchungen jederzeit und ohne Angabe von Gründen abbrechen. Zu Beginn wurden die Experimente durch den Versuchsleiter sorgfältig erläutert, und es wurde eine kurze Anamnese erhoben, um etwaige Gangstörungen auszuschließen. Anschließend wurden Händigkeitstests durchgeführt und die Extremitäten nach orthopädischen Richtlinien vermessen. Dann übten die Probanden das langsame und schnelle Gehen (4 und 6 km/h) in den verschiedenen Gangarten auf einem Laufband (natürliches Gehen, Unterdrückung des Armschwungs, Passgang), bis die Bewegungsabläufe flüssig und sicher waren (siehe 2.4.). Eine Schiene zur Immobilisation des rechten Arms wurde angepasst und das Gehen bei Tragen dieser Schiene ebenfalls geübt. Danach wurde die Haut über den verschiedenen Schulter- und Armmuskeln sorgfältig gereinigt. Die EMG-Elektroden wurden auf die Haut geklebt und durch Kabel mit dem Messverstärker und Computer verbunden. Die Probanden trugen Sportkleidung und Sportschuhe (siehe Abb.1). Auf der Unterseite einer Einlegesohle, die in den rechten Schuh eingelegt wurde, wurden zwei Kontaktschalter (Drucksensoren) mit Klebeband befestigt. Diese registrierten das Auftreten und Abheben des rechten Fußes und dienten der Mittelung der EMG-Signale über mehrere Schrittzyklen. Die Bewegungsabläufe wurden parallel zum EMG mit einer Videokamera dokumentiert, um Gangzyklus und Muskelaktivität bei verschiedenen Geschwindigkeiten synchron zu erfassen. Während der eigentlichen Messungen gingen die Versuchspersonen zunächst mit 4 und 6 km/h vorwärts. Es folgten das Gehen mit unterdrücktem Armschwung, der Passgang sowie das Gehen mit Immobilisation des rechten Arms. Schließlich wurde bei 16 Probanden auch noch das langsame Laufen untersucht (Joggen, 12 km/h). In jeder Gangart wurden Daten kontinuierlich über eine Zeit von etwa zwei Minuten registriert. Die gesamte

Versuchsdauer betrug für jeden Probanden etwa zwei Stunden. Die Daten wurden später off-line ausgewertet. Die Muskelaktivität zahlreicher (50-100) Schrittzyklen wurde mit spezieller Software gemittelt; die Ergebnisse wurden graphisch dargestellt und statistisch ausgewertet.



**Abb. 1:** Proband mit verkabelten EMG-Elektroden, die über Schulter- und Armmuskeln der rechten Seite befestigt sind.

## 2.2. Probanden

Wegen technischer Fehler (Ausfall eines EMG-Kanals) mussten Daten einer Versuchsperson verworfen werden. Das verbleibende Probandenkollektiv bestand aus 20 gesunden Männern im Alter zwischen 20 und 49 Jahren ( $29 \pm 8$  Jahre, Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung), die aus dem Kreis der Mitarbeiter und Bekannten des Versuchsleiters und der Studenten der Universität zu Kiel stammten. Keine Versuchsperson wies internistische oder neurologische Erkrankungen, orthopädische Verletzungen oder andere Gangunsicherheiten auf. In keinem Fall musste ein Versuch wegen Erschöpfung oder aus anderen Gründen abgebrochen werden. Alle Probanden erhielten ausreichend Eingewöhnungszeit (etwas 15 Minuten), um sich an das Gehen auf dem Laufband zu gewöhnen.

### 2.2.1. Bestimmung der Körpermaße

Das durchschnittliche Körpergewicht der 20 Probanden betrug  $79,6 \pm 11,6$  kg (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung). Die mittlere Körpergröße lag bei  $183,9 \pm 6,9$  cm. Die Daten der einzelnen Probanden sind im Anhang (Seite 65) tabellarisch aufgelistet. Die oberen und unteren Extremitäten wurden seitengetreunt mit einem Maßband nach orthopädischen Richtlinien vermessen (Wessinghage 1983). Die gesamte Länge der oberen Extremität wurde am stehenden Probanden mit hängendem Arm zwischen Akromion und den Processus styloideus radii bestimmt. Der Umfang des Oberarms wurde 15 cm proximal der Olekranonspitze ermittelt. Der maximale Umfang des Unterarms wurde 10 cm distal des Epicondylus lateralis humeri, der minimale Umfang direkt proximal des Caput ulnae gemessen (Brockmann 2010). Der Umfang der Mittelhand wurde in Höhe der Mittelhandköpfchen II-V bestimmt. Außerdem wurde die Länge der unteren Extremität zwischen der Spina iliaca anterior superior des Beckens und dem Malleolus lateralis des Fußes gemessen. Alle Daten der Extremitäten sind im Anhang (Seiten 65-67) tabellarisch angegeben.

### 2.2.2. Händigkeitstest

Um die Händigkeit der Probanden festzustellen, wurde ein Testfragebogen von Annett (1970) verwendet, der verschiedene Tätigkeiten auswertet (siehe Tabelle 1). Die Fragen wurden gemäß der Selbsteinschätzung und Erfahrung beantwortet und mit Punkten bewertet. Wenn eine Tätigkeit immer mit einer bestimmten Hand durchgeführt wurde, entsprach dies zwei Punkten; bei nur überwiegender Nutzung einer Vorzugshand einem Punkt. Das Ergebnis des Tests wurde gemäß Annett (1970) und Oldfield (1971) ausgewertet. Probanden, welche die ersten sechs Fragen ausschließlich mit „rechts“ oder „links“ beantworten, wurden als Rechts- oder Linkshänder eingestuft. Falls diese Fragen unterschiedlich beantwortet wurden, wurde eine Indexberechnung nach Oldfield (1971) durchgeführt:

$$I = (R-L) / (R+L) * 100$$

L entspricht der Punktzahl der linken, R derjenigen der rechten Hand. Der Index I wird in Prozent angegeben. Nach den Testergebnissen waren alle zwanzig Probanden eindeutig Rechtshänder.

Frage: Zeige mir, wie Du.....	<u>durchgeführt</u> immer mit rechts: 2 Punkte meistens mit rechts: 1 Punkt	<u>durchgeführt</u> immer mit links: 2 Punkte meistens mit links: 1 Punkt
1. schreibst		
2. den Ball wirfst		
3. den Schläger beim Tennisspielen hältst		
4. den Hammer hältst, wenn Du hämmerst		
5. das Streichholz hältst, wenn Du es anzündest		
6. die Zahnbürste beim Zähne putzen hältst		
7. das Glas hältst, wenn Du trinkst		
8. die Schere hältst, wenn Du etwas schneidest		
9. zeichnest		
10. die Flasche auf- und zudreht (führende Hand)		
11. den Faden hältst beim Einfädeln in eine Nadel (führende Hand)		
12. das Messer hältst, wenn Du schneidest		
13. den Krug hältst, wenn Du eingießt		
14. das Staubtuch hältst, wenn Du Staub wischst		
15. das Messer hältst beim Kartoffel schälen		
16. Auf welchem Fuß stehst Du lieber?		
17. Mit welchem Fuß schießt Du den Ball?		
18. Mit welchem Fuß trittst Du auf eine Knallerbse?		
19. Mit welchem Auge guckst Du durch die Rolle?		
20. Mit welchem Auge zielst Du?		
Anzahl	für rechts:	für links:

**Tabelle 1:** Die Testfragebogen der Händigkeit von Annett

## 2.3. Material und Vorversuche zur technischen Optimierung

### 2.3.1. Laufband

Für die Experimente wurde ein Lamellenlaufband mit Seitengeländern verwendet (Modell PPS 43med, Firma Woodway, Weil am Rhein, Deutschland). Die Lauffläche war 43 cm breit, 162 cm lang, und befand sich 34 cm hoch über dem Fußboden des Labors. Zu dem Laufband gehören auch ein Not-Ausschalter und ein Magnetschalter, der über ein dünnes Seil mit dem Probanden verbunden wird, so dass bei einem etwaigen Sturz das Laufband sofort anhält. Ferner gehören eine Uhr, Einstellknöpfe sowie eine Digitalanzeige der Geschwindigkeit (in km/h oder m/s) zur Ausstattung des Laufbandes. Höhe und Abstand der verstellbaren Seitengeländer wurden für jeden Probanden so eingestellt, dass ein freies Pendeln der Arme ungehindert möglich war (siehe Abb. 2). Das Laufband konnte jederzeit sowohl durch den

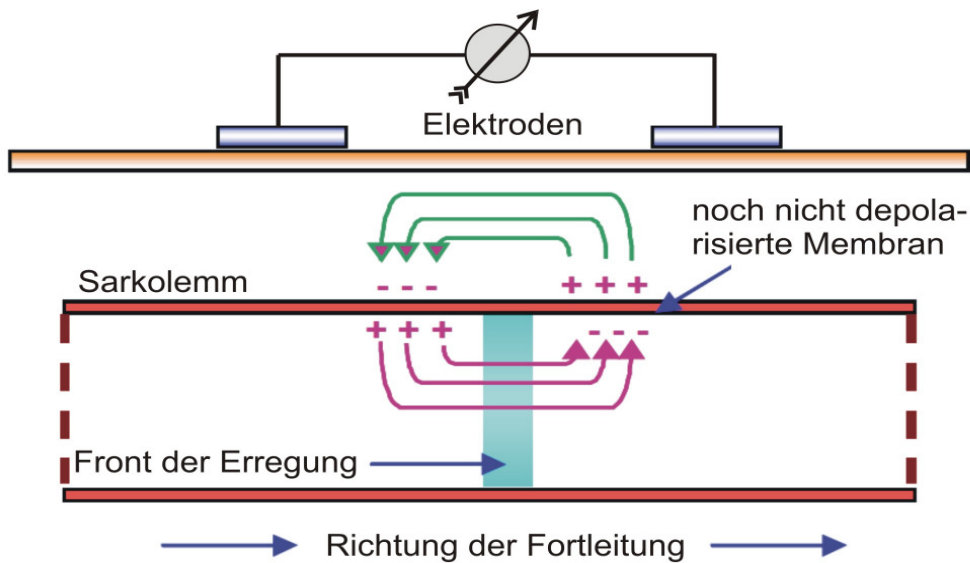
Versuchsleiter als auch die Versuchsperson abgebremst und gestoppt werden. Zur zusätzlichen Absicherung stand eine Hilfsperson während der Messungen hinter dem Laufband.



**Abb. 2:** Proband nach der Verkabelung auf dem Laufband. Abstand und Höhe der Geländerholme lassen ein freies Schwingen der Arme zu. Die blaue Decke über dem im Foto rechten Holm diente als Bildhintergrund für die Videoaufnahmen.

### 2.3.2. Elektromyographie

Die Elektromyographie widmet sich der Entstehung, Aufzeichnung und Analyse myoelektrischer Signale. Diese Signale entstehen durch die Aktionspotenziale der Zellmembran (Sarkolemm) der Muskelfasern mit dem zugrundeliegenden Ablauf der Depolarisation und Repolarisation. Nach ihrer Entstehung an der neuromuskulären Endplatte breiten sich Aktionspotenziale mit einer Geschwindigkeit von 2 bis 6 m/s über die Muskelfaser aus und passieren dabei die Ableitelektroden (siehe Abb. 3). Die Breite der Depolarisationszone beträgt etwa 1 bis 3 mm (Winter 1990).



**Abb. 3:** Bipolare EMG-Ableitung. Ein Aktionspotenzial breitet sich von links nach rechts über das Sarkolemm einer Muskelzelle aus. Die Zone der Depolarisation (blau) passiert die EMG-Elektroden, die auf die Haut oberhalb des Muskels geklebt sind. Der Potenzialunterschied zwischen Innen- und Außenseite der Zellmembran wechselt sein Vorzeichen (Depolarisation z.B. von  $-80$  mV auf  $+20$  mV). Dadurch entsteht eine Spannungsdifferenz zwischen den beiden Ableitelektroden, die gemessen, verstärkt (Pfeilsymbol) und ausgewertet wird (Abbildung modifiziert nach Konrad, 2005).

Für diese Studie wurden die EMG-Messungen mit bipolaren Oberflächen Elektroden und der Hardware Myosystem 1400 L (Vorverstärker, Verstärker, AD-Wandlung) sowie der Software MyoResearch XP Master Edition der Firma Noraxon (Scottsdale, Arizona, USA) durchgeführt (siehe Abb. 4). Als Rohsignale bezeichnet man die ungefilterten und unverarbeiteten EMG-Signale. Diese wurden nahe der Ableitelektroden vorverstärkt und dann über Kabel an die Aufnahmemodule und den Computer weitergeleitet, dargestellt und gespeichert. Die EMG-Signale werden durch unterschiedliche externe Faktoren beeinflusst:

- Gewebeeigenschaften.
- Physiologischer „Cross Talk“, d.h. benachbarte Muskeln können mit ihren Aktionspotenzialen zum Messsignal beitragen. Am Thorax und an der Schulter können EKG-Zacken das EMG überlagern. Solche EKG-Einstreuungen sind

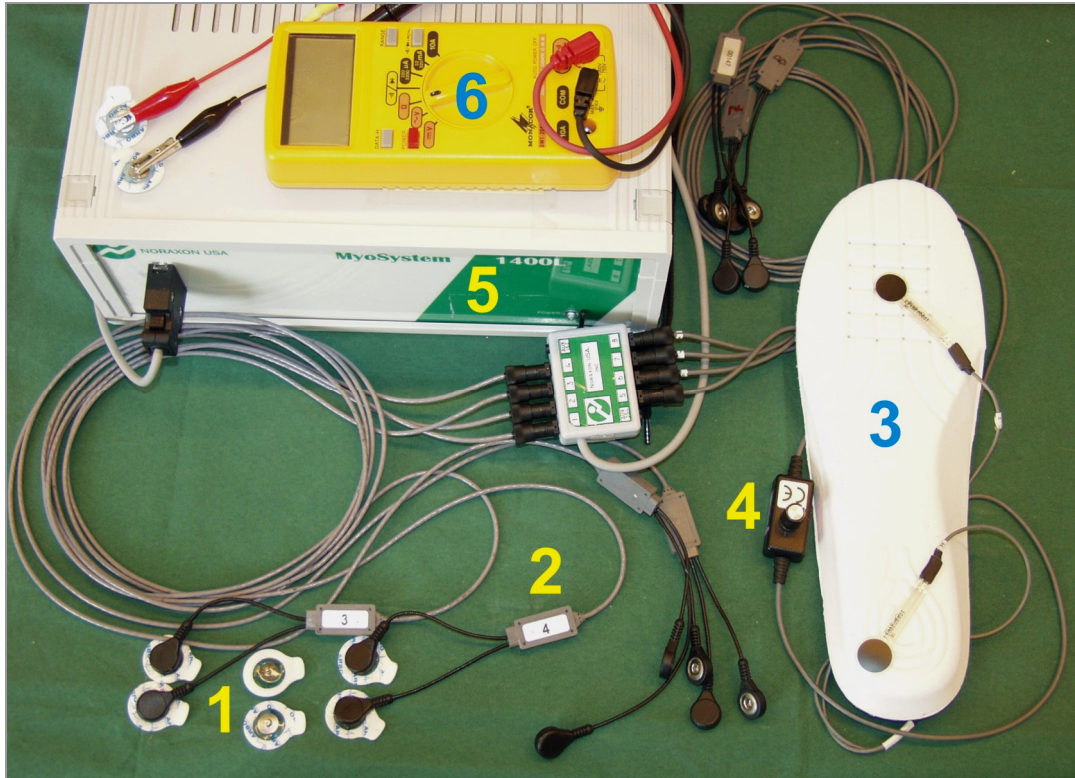
nicht schwer zu erkennen und können bei der Signalverarbeitung eliminiert werden.

- Distanzänderungen zwischen Muskeln und Elektroden.
- Externe Störspannungen. Störungen durch externe Spannungsquellen (z.B. Stromleitungen und schlecht geerdete externe Geräte) können durch sorgfältige Erdung behoben werden. Laufband und Probanden wurden deswegen geerdet.
- Elektroden und Verstärker. Jeder EMG-Verstärker hat sein eigenes Grundrauschen. Das interne Verstärkerrauschen sollte weniger als 5 VRMS (Effektivwert der Spannung, volt root mean square) sein. Die Störungen können durch akkurate Vorbereitung und Kontrolle der gegebenen Laborbedingungen minimiert werden. In dieser Studie wurden EMG-Vorverstärker benutzt, welche sich in die Messkabel integriert direkt an den Ableitelektroden befanden (siehe oben). Die Messsignale wurden dadurch möglichst früh um den Faktor 500 verstärkt (Konrad 2005).

Der menschliche Körper hat unterschiedliche elektrische Leitfähigkeiten. Diese sind abhängig von Temperatur, Gewebetyp und –dicke sowie von physiologischen Gewebeänderungen. Auch der Übergangswiderstand zwischen Elektrode und Haut variiert von Messort zu Messort und von Person zu Person. Deshalb sind die unverarbeiteten EMG-Signale verschiedener Probanden nicht direkt vergleichbar und für die quantitative Auswertung kaum geeignet. Eine Möglichkeit, die ableitbedingte Variabilität zu eliminieren, ist die Normalisierung des Amplitudenwerts zu einem Referenzwert, nämlich zu dem während einer maximalen Willkürkontraktion (MVC, Maximum Voluntary Contraction) abgeleiteten EMG-Signal. Daher führte jeder Proband initial maximale Kontraktionen jedes gemessenen Muskels gegen statischen Widerstand durch. Das jeweils gemessene EMG-Signal wurde einem Wert von 100% gleich gesetzt und bildete den Referenzwert für die Auswertung der EMG-Signale beim Armschwung jedes einzelnen Probanden. Der Vorteil der MVC-Normalisierung ist die Reskalierung der Daten zu einer einheitlichen und für alle Probanden validen Referenz (Konrad 2005). Sie eliminiert die variierenden Einflüsse der lokalen Ableitbedingungen und erlaubt den direkten quantitativen Vergleich der EMG-Werte verschiedener Personen. So können Gruppenwerte und normative Daten bestimmt



und statistisch ausgewertet werden. Die Angabe der EMG-Signalamplituden erfolgt nach der MVC-Normalisierung in Prozent (bezogen auf die maximale Willkürkontraktion) und nicht mehr in der Einheit Mikrovolt.



**Abb. 4:** das EMG-Gerät und sämtliche Messinstrumente

1. Elektroden 2. EMG-Vorverstärker 3. Fußsohle und Fußschalter 4. Einstellungsschalter der Fußschalter 5. Verstärker und AD-Wandler (1000 HZ Abtastrate), Myosystem 1400L 6. Voltmeter / Ohmmeter

### 2.3.3. Elektroden und Fußschalter

Um optimale Bedingungen für eine EMG-Messung zu gewährleisten, sind Hautvorbereitung und Elektrodenapplikation sorgfältig durchzuführen. In dieser Studie wurde die Haut über den abzuleitenden Muskeln nach den Leitlinien der Fachgesellschaft SENIAM sorgfältig vorbereitet (SENIAM=Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles, siehe <http://www.seniam.org>). Das Ziel der Hautvorbereitung ist, einen stabilen Elektrodenkontakt und einen geringen Hautleitwiderstand (Impedanz) zu erreichen. Dazu wurden die betreffenden Hautflächen zuerst rasiert. Dann wurden die oberen Hautschichten mit Alkohol entfettet und anschließend mit einer abrasiven Paste (enthält Bimssteinpulver)

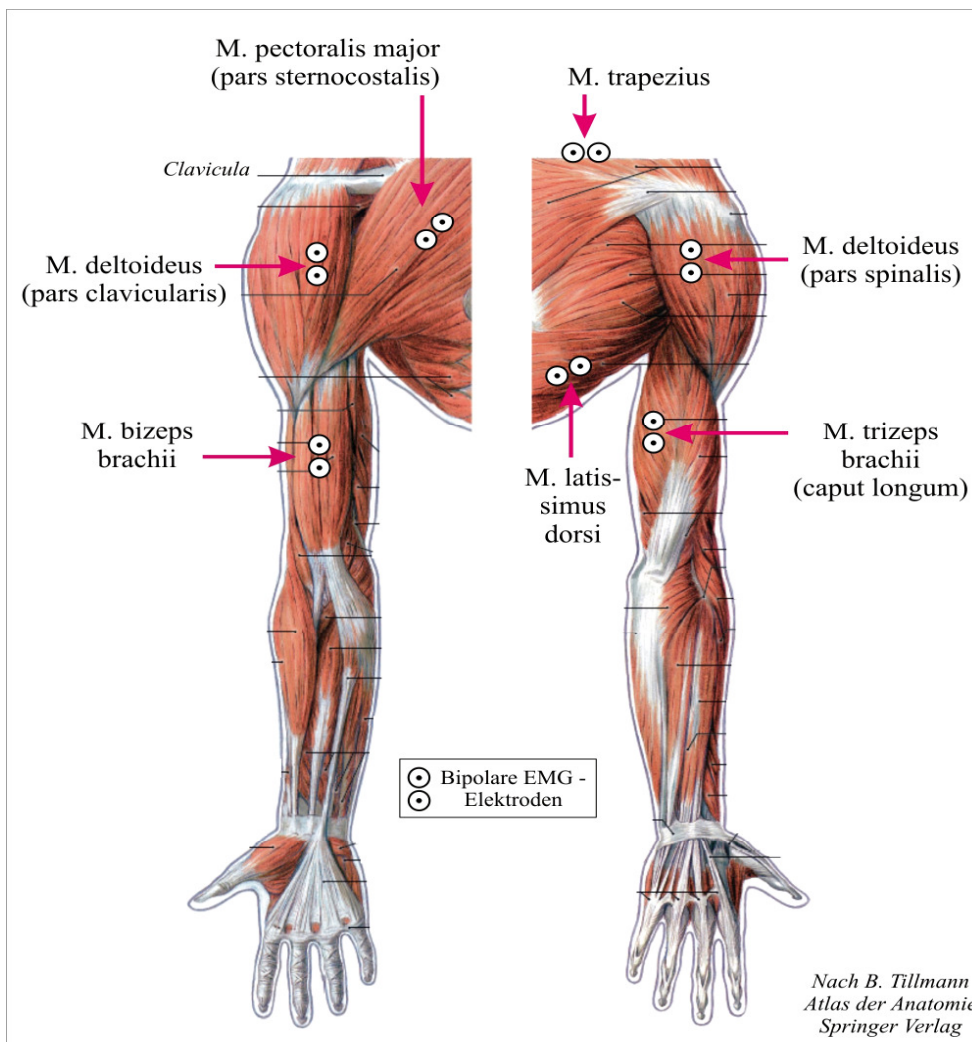
gerieben, um den Elektrodenwiderstand zu vermindern. Danach wurden je zwei Einmalelektroden mit Kontaktgel (Ag/AgCl Sensoren der Firma Arbo; Durchmesser 23 mm) nach den Empfehlungen für Elektrodenpositionierungen (SENIAM) im Abstand von etwa 2 cm parallel zum Faserverlauf auf den Muskelbauch des betreffenden Muskels geklebt. Eine Referenzelektrode wurde auf einer elektrisch neutralen Stelle angebracht, meist dem Knochenvorsprung des Akromions. Zur Vermeidung statischer Aufladungen wurde eine Erdungselektrode auf das Manubrium sterni (Brustbein) geklebt, so dass Proband und Laufband geerdet waren. Die Elektrodenpositionierung basierte auf einem Vermessungssystem, das sich an anatomisch definierten oder leicht palpierbaren Bezugspunkten orientierte. Folgende Ableitorte wurden gewählt, um die Aktivität von sieben Muskeln des rechten Arms bzw. der rechten Schulter zu messen (siehe Abb. 5):

1. *Musculus deltoideus, pars clavicularis (anterior)*: auf der Verbindungslinie zwischen Akromion und Daumen; ca. ein Fingerbreit Entfernung distal und anterior des Akromions. Dieser Muskelanteil verursacht eine Anteversion im Schultergelenk.
2. *M. deltoideus, pars spinalis (posterior)*: auf der Verbindungslinie zwischen Akromion und kleinem Finger; zwei Fingerbreiten hinter dem Akromion. Kontraktion dieses Muskelanteils führt im Schultergelenk zu einer Retroversion.
3. *M. biceps brachii*: unteres Drittel der Verbindungslinie zwischen Akromion und Fossa cubiti. Dieser zweigelenkige Muskel beugt den Ellenbogen, seine beiden Köpfe wirken im Schultergelenk bei der Anteversion mit.
4. *M. trizeps brachii, caput longum*: zwei Fingerbreiten medial zu der Mitte der Verbindungslinie zwischen Akromion und Olekranon. Dieser Muskelanteil streckt das Ellbogengelenk und wirkt im Schultergelenk bei der Retroversion und Adduktion des Arms mit.
5. *M. pectoralis major, pars sternocostalis*: Mitte des prominenten Muskels, entlang der Verbindungslinie zwischen Crista tuberculi majoris und den Knorpeln der 2.-6. Rippe. Der erhobene Arm wird durch Kontraktion des *M. pectoralis major* kräftig und schnell gesenkt, außerdem adduziert und nach innen rotiert.

6. M. trapezius, pars descendens: Mitte der Verbindungslinie zwischen Akromion und Dornfortsatz C7. Dieser Muskel hält die Scapula und fixiert so den Schultergürtel. Seine Pars descendens ermöglicht eine geringe Hebung der Schulter.

7. M. latissimus dorsi: zwei Fingerbreiten unterhalb des Angulus inferior scapulae auf Scapularlinie. Zusammen mit dem M. teres major führt dieser Muskel zur Retroversion des Arms bei gleichzeitiger Adduktion und Innenrotation.

Abbildung 5 zeigt schematisch die Lokalisation der EMG-Elektroden auf den sieben Muskeln des rechten Arms bzw. der rechten Schulter.



**Abb. 5:** Positionen der Elektrodenpaare. Vorderansicht und Rückansicht des rechten Arms. Für die bipolare EMG-Ableitung wurden jeweils zwei Elektroden im Abstand von ca. 2 cm auf die Haut über den dargestellten Muskeln geklebt.

Nachdem die Elektroden auf der Haut angebracht waren, wurde der Ohm'sche Widerstand zwischen den beiden Elektroden jedes Paares gemessen, um die korrekte Hautvorbereitung zu überprüfen. In der Regel lag der Messwert unter 10 Kiloohm (siehe Tabelle 2). Bei höheren Messwerten wurden die Elektroden entfernt, und nach erneuter Hautvorbereitung ausgewechselt. Anschließend wurden sämtliche EMG-Elektroden, Kabel und Miniaturvorverstärker mit hautfreundlichem Klebeband (Leukosilk) an der Haut und Kleidung des Probanden fixiert. Die Bewegungen der Arme durften dadurch nicht behindert werden. Die sorgfältige Hautvorbereitung, das Anbringen und Testen der Elektroden und die Verlegung der Kabel dauerten etwa 45 Minuten. Die Impedanz der Elektroden wurde nach Ende der Messungen nochmals kontrolliert und dokumentiert.

Impedanzbereich (k $\Omega$ )	Empfehlung
1 – 5	– sehr gute Bedingungen
5 – 10	– gut und empfohlen wenn immer machbar
10 – 30	– akzeptierbar für einfache Messbedingungen
30 – 50	– weniger gut, Vorsicht ist von Nöten
> 50	– sollte vermieden werden, verlangt erneute Vorbereitung

**Tabelle 2:** Messbedingungen bei verschiedenen Impedanzwerten

Um die Stand- und Schwungphasen des rechten Beins zu registrieren, wurden Fußschalter (Inline Footswitch, Firma Noraxon) verwendet. Sie bestehen aus zwei Messplättchen mit Drucksensoren und einem Einstellungsschalter, über den die Empfindlichkeit der Sensoren individuell für jeden Probanden geregelt wurde. Sie wurden auf der Unterseite einer an den jeweiligen Schuh angepassten Einlegesohle platziert und mit Papierklebestreifen fixiert. Gemäß den Empfehlungen der Firma Noraxon befanden sich die Drucksensoren unter dem lateralen Rand der Ferse und unterhalb der distalen Enden der I. und II. Metatarsalknochen. Die Fußschalter wurden in der Standphase aktiviert, in der Schwungphase deaktiviert, so dass eine Rechteckkurve entstand. Über Kabel wurden sie mit dem EMG-Gerät verbunden.

### **2.3.4. Videokamera**

Durch eine professionelle Digitalvideokamera (Canon XL2) wurden die Versuche aufgezeichnet. Ein kombiniertes Sucher/Displaysystem, drei 800.000 Pixel-CCDs und ein moderner Signalprozessor sorgten für ausgezeichnete Bildqualität. Die Kamera war rechts seitlich vom Laufband positioniert und filmte den gehenden Probanden in Seitenansicht (Arme, Rumpf, Beine, Füße). Über ein Firewire-Kabel wurde die Kamera mit dem EMG-System verbunden. Das Gangbild wurde auf diese Weise synchron zum EMG am Bildschirm dargestellt, und als komprimierte Videodatei nach jeder Messung auf der Festplatte gespeichert. Durch den Einsatz der Kamera konnte man das Aufsetzen und Abheben der Füße sowie andere Bewegungen parallel zu EMG und Fußschaltersignalen in Echtzeit beobachten und nach dem Experiment in Zeitlupe betrachten. So ließen sich etwaige Fehlmessungen des Fußschalters und andere Störfaktoren erkennen. Alle Schritte, in denen es zu Fehlfunktionen der Schalter, zum Schwanken des Probanden oder zu anderen Unregelmäßigkeiten im Gangbild (z.B. beim Passgang) kam, wurden aus der Wertung genommen. Dies betraf weniger als 5% aller erfassten Schritte.

## **2.4. Versuchsdurchführung**

Initial übten die Probanden auf dem Laufband die verschiedenen Gangarten insgesamt etwa 15 Minuten lang, bis sie sich sicher fühlten. Danach wurde die Elektroden und Fußschalter angebracht und getestet, was etwa 45 bis 60 Minuten in Anspruch nahm. Dann folgten nacheinander EMG-Messungen bei elf Aufgaben:

1. Maximale Willkürkontraktionen der relevanten Muskeln (MVC)
2. Pendeln der Arme im Stehen (Imitation des Armschwungs)
3. Normales Gehen mit 4 km/h
4. Normales Gehen mit 6 km/h
5. Gehen mit willkürlicher Unterdrückung des Armschwungs, 4 km/h
6. Gehen mit willkürlicher Unterdrückung des Armschwungs, 6 km/h
7. Gehen im Passgang, 4 km/h

8. Gehen im Passgang, 6 km/h
9. Gehen mit Immobilisation des rechten Arms, 4 km/h
10. Gehen mit Immobilisation des rechten Arms, 6 km/h
11. Laufen mit 12 km/h (Joggen) bei frei beweglichen Armen

Am Beginn stand die MVC-Messung mit maximalen Willkürkontraktionen jedes Muskels, die der Normalisierung diente (siehe 2.3.2.). Danach wurde die Armpendelbewegung im Stehen als Imitation des Armschwungs untersucht, und zwar sowohl ohne Belastung als auch mit Hanteln (jeweils 2,5 kg) in der linken und rechten Hand. Beim darauf folgenden Gehen wurde stets mit der Geschwindigkeit 4 km/h begonnen, danach folgte 6 km/h. Die Reihenfolge der Gangarten war natürliches Gehen, Gehen mit Unterdrückung (Vermeidung) der Armbewegung, Passgang, und Gehen mit der Unterbindung des Armschwungs (Immobilisation). Unter der Unterdrückung der Armbewegung versteht man, dass der Proband die Arme gemäß ihrer eigenen Schwerkraft auch beim Gehen möglichst ruhig und unbewegt senkrecht nach unten hängen lässt (Aufgaben 5, 6). Kokontraktionen mit Versteifungen der Arme sollten jedoch unterlassen werden. Die herabhängenden Hände wiesen auf zwei imaginäre stationäre Punkte, die sich in Verlängerung der Arme auf dem Laufband befanden. Beim Passgang (Aufgaben 7, 8) führten die Probanden, entgegen dem natürlichen Bewegungsablauf, ipsilateralen Fuß und Arm gleichzeitig nach vorne, so dass z.B. linker Arm und linker Fuß gemeinsam nach vorne schwangen. Eine solche Gangart mit gleichsinnigen Bewegungen der Vorder- und Hinterbeine findet man bei manchen Pferderassen. Für die Aufgaben 9 und 10 wurde zur Ruhigstellung des rechten Arms eine Schulterimmobilisationsbandage (medi Arm fix, medi GmbH&Co) verwendet, die den Arm in angewinkelter Stellung ruhig und ohne Belastung am Rumpf des Probanden fixierte (Abb. 6). Zusätzlich wurde der Unterarm durch ein Dreiecktuch an den Rumpf fixiert. Während des Gehens hielten die Probanden auch den linken Arm ruhig, indem sie die linke Hand in die Hosentasche steckten. Im Fall eines drohenden Sturzes hätten sie jedoch mit der Linken den Not-Ausschalter betätigen können, um das Laufband zu stoppen. Wenn sich die Probanden sicher und ausgeruht genug fühlten, liefen sie abschließend zusätzlich mit einer Geschwindigkeit von 12 km/h (Joggen) 90



Sekunden lang, wobei beide Arme frei schwangen (Aufgabe 11). Dies war bei 16 Versuchspersonen der Fall.

Zwischen den elf Einzelmessungen lagen jeweils Pausen von ca. 1 bis 2 Minuten Dauer. Die Probanden sollten während der Messungen nicht zur Seite blicken, um das Gehen nicht zu verfälschen und Unsicherheiten zu vermeiden. Auch den Computerbildschirm mit den EMG-Signalen konnten sie nicht sehen. Sie blickten stattdessen auf ein Plakat, das sich etwa in Augenhöhe an der Wand vor dem Laufband befand. Es war jedoch gestattet, beim Gehen kurzzeitig in einen vor dem Laufband platzierten Spiegel zu blicken und so die eigenen Füße zu betrachten, um seitliche Gangabweichungen zu erkennen und Fehltritte (neben die Laufbandfläche) zu vermeiden.



**Abb. 6:** Darstellung der Ruhigstellung des rechten Arms mit einer Schulterimmobilisationsbandage. Während der Messung wurde der rechte Unterarm zusätzlich mit einem Dreiecktuch am Rumpf fixiert. Die linke Hand wird in die Hosentasche gesteckt.

## 2.5. Datenauswertung

Die Auswertung der Elektromyogramme wurde mit der Software MyoResearch XP der Firma Noraxon (USA) durchgeführt und umfasste folgende Arbeitsschritte: Zuerst wurden die EMG-Signale während der maximalen Willkürkontraktionen bestimmt (größte Signalamplitude, gemittelt über ein Intervall von einer Sekunde), die für die spätere MVC-Normalisierung benötigt wurden. Zur Beseitigung von EKG-Einstreuungen wurde ein einzelner QRS-Komplex manuell markiert, und die Funktion "EKG-Reduktion" erkannte und löschte dann weitere QRS-Komplexe. Solche EKG-Einstreuungen traten insbesondere in den Ableitungen des M. pectoralis major auf. Dann wurden die EMG-Signale mit einem Bandpassfilter (20 - 250 Hz) digital gefiltert und anschließend rektifiziert, d.h. alle negativen Signalamplituden wurden durch mathematische Betragsbildung positiviert (Vollgleichrichtung). Dieses Vorgehen verbessert und erleichtert die Ausmessung der Amplituden. Um die signalimmanente Variabilität zu minimieren, wurde ein digitales Glättungsverfahren eingesetzt, das die kurzen, nicht repräsentativen Spitzenamplituden der EMGs beseitigt. Benutzt wurde der von De Luca (1992) empfohlene Glättungsalgorithmus RMS (Root Mean Square) mit einem Zeitfenster von 50 ms. Schließlich wurden die EMG-Amplituden auf den Referenzwert des individuellen Maximalsignals (MVC) normalisiert, um die Variabilität zwischen den Personen, die aufgrund verschiedener Ableitbedingungen entsteht, zu reduzieren und einen einheitlichen Bezugsrahmen zu erhalten (siehe 2.3.2.).

Im Anschluss wurden EMGs von 50 bis 100 Schrittzyklen pro Messung zur weiteren Auswertung ausgewählt (Softwarefunktion: unilaterale Ganganalyse). Wenn bei einzelnen Schritten Störungen der Fußschalter oder andere Artefakte auftraten, wurden diese von der Auswertung ausgeschlossen. Die parallelen Videoaufnahmen halfen bei der betreffenden Auswahl. Dann wurden die Daten in einen einheitlichen Zeitrahmen (0 bis 100%) gebracht und so gemittelt, dass durchschnittliche Hüllkurven der Elektromyogramme entstanden. Der Zeitrahmen entsprach der Dauer des Schrittzklus, wobei 0 den ersten Fersenkontakt des rechten Fußes angibt (Beginn der Standphase), und 100% den darauf folgenden nächsten Fersenkontakt (Ende der Schwungphase). Die Hüllkurven der Schulter- und Armmuskeln jedes Probanden wurden als intra-individuelle Mittelwertsprofile mit Standardabweichungen berechnet und gespeichert. Schließlich wurden Durchschnittswerte aus den Mittelwertskurven aller 20 einzelnen Probanden errechnet. Diese Kurven bilden also



den Gruppenmittelwert und die inter-individuelle Standardabweichung (auf 20 Werten basierend) im Zeitverlauf ab (siehe Abb. 10, 11, 12, 13 im Ergebnisteil).

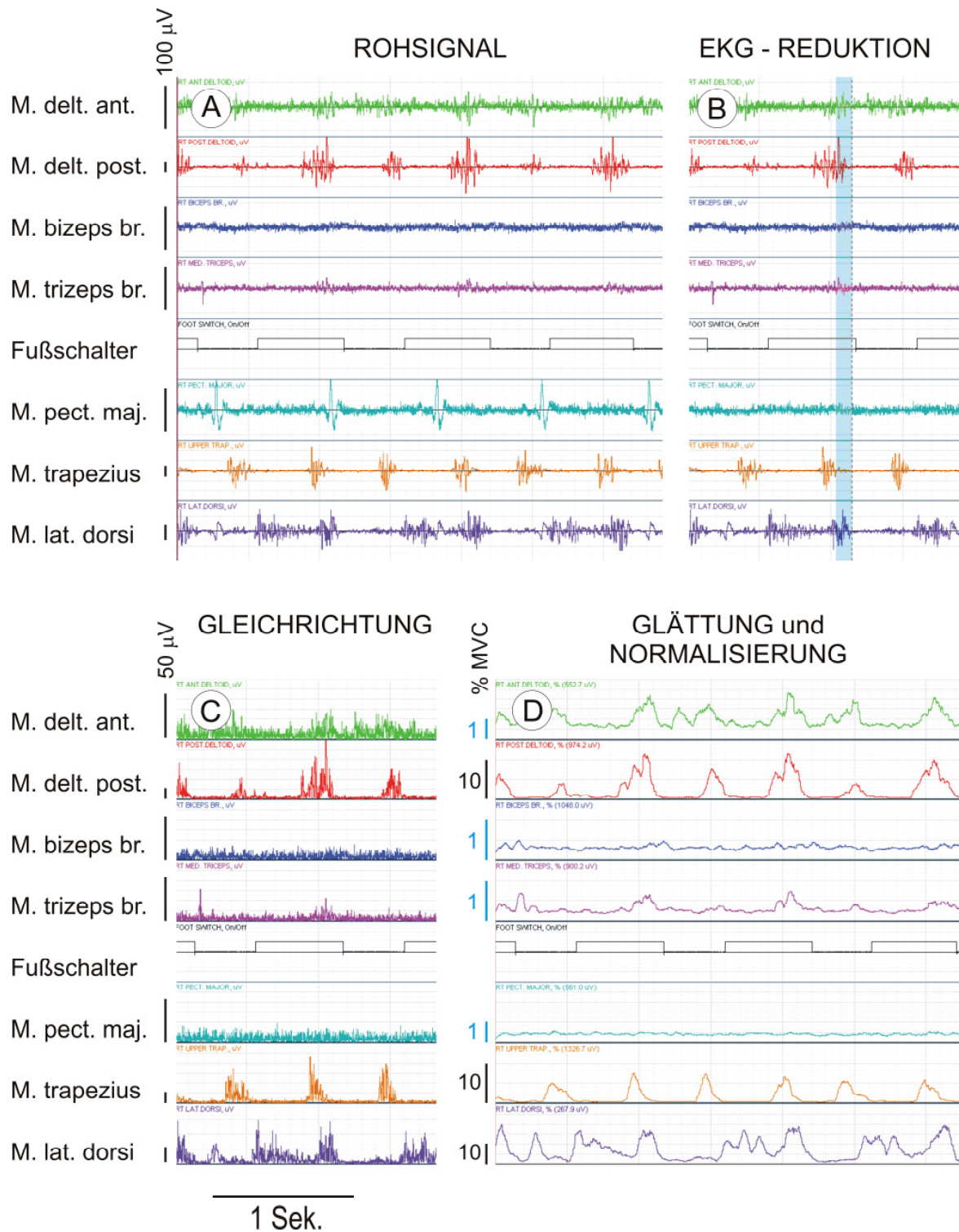
Zum statistischen Vergleich der Muskelaktivitäten bei verschiedenen Gangarten wurde für jeden Probanden und jede Gangart die durchschnittliche EMG-Aktivität jedes Muskels über die Dauer der erfassten Schrittzyklen errechnet. Diese Daten der mittleren Aktivität wurden durch Varianzanalysen, gefolgt von t-Tests für paarige Stichproben, statistisch ausgewertet. Dies erlaubt z.B. die Aussage, dass der *Musculus trizeps brachii* bei Unterdrückung des Armschwungs signifikant stärker tätig ist als beim normalen Gehen mit frei pendelnden Armen. Statistische Auswertungen wurden mit dem Statistikprogramm SPSS für Windows (Statistical Package for the Social Sciences, SPSS Inc.) durchgeführt. Zur Erstellung von Zahlentabellen diente das Programm Excel (Microsoft); Grafiken wurden mit der Software Xact und CorelDraw am PC gestaltet.

## **3. ERGEBNISSE**

### **3.1. Resultate eines Probanden**

#### **3.1.1. Originaldaten (EMG - Rohsignale) und deren Verarbeitung**

Ausgehend von den Rohsignalen des EMG eines Probanden beim schnellen Gehen auf dem Laufband (6 km/h) werden exemplarisch die weiteren Schritte der Datenverarbeitung dargestellt (Abb. 7 A bis D). Abbildung 7A zeigt die EMG-Rohsignale der sieben Muskeln während drei normaler Gangzyklen bei freiem natürlichen Armschwung. Die Skalierung der Amplituden wurde den jeweiligen Signalstärken angepasst, wie am Eichmaßstab (100  $\mu$ V) erkennbar ist. Die Rechteckkurve der Fußschalter zeigt Standphasen (Signalplateaus) und Schwungphasen (Nulllinie). Bei der Gehgeschwindigkeit von 6 km/h waren die Standphasen länger als die Schwungphasen. EKG-Einstreuungen sind besonders in der Ableitung des M. pectoralis major zu erkennen (Abb. 7A). Zur Reduktion dieser störenden Signale wurde ein einzelner QRS-Komplex manuell markiert und anschließend die gesamte Registrierung mit der Softwarefunktion „EKG-Reduktion“ bereinigt (Abb. 7B). Die Markierung des QRS-Komplexes ist in Abb. 7B noch als Streifen zu erkennen. Anschließend wurden die bereinigten EMG-Signale zur Beseitigung von durch Kabelbewegungen entstandenen Spannungsschwankungen gefiltert (Bandbreite 20-250 Hz) und rektifiziert (gleichgerichtet), d.h. alle negativen Signalamplituden wurden positiviert (Abb. 7C). Danach wurde das EMG noch geglättet (Root-Mean-Square Algorithmus mit Zeitfenster von 50 ms) und die Amplitude auf den Referenzwert des individuellen MVC-Signals normalisiert (Abb. 7D). MVC bezieht sich auf durchschnittliche Amplituden während einer Sekunde maximaler Muskelanspannung. Die normalisierten EMG-Amplituden sind als Prozent von MVC angegeben, wie die Maßstäbe von Abb. 7D zeigen (hellblau = 1% MVC, schwarz = 10% MVC). Die Daten aller 20 Probanden wurden gemäß den oben genannten Schritten verarbeitet.



**Abb. 7:** Originaldaten eines Probanden beim natürlichen Gehen mit 6 km/h. Darstellung der einzelnen Schritte der EMG-Signalverarbeitung.

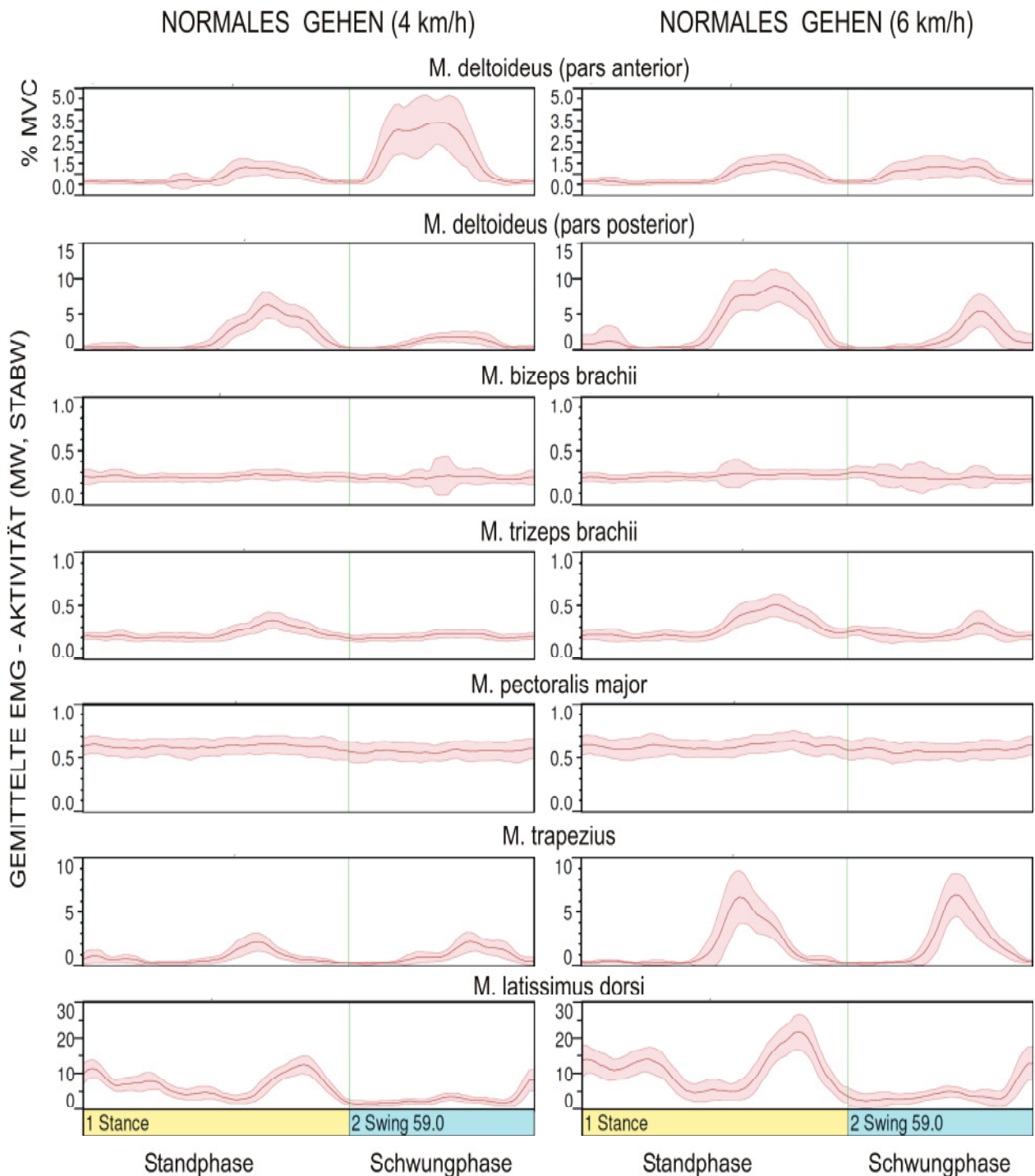
A: Rohsignal B: EKG-Reduktion C: Gleichrichtung D: Glättung und Normalisierung

### 3.1.2. Normaler Gang: Gemittelte EMG-Signale zahlreicher Schrittzyklen

Die weitere Verarbeitung erfolgte mit der Softwarefunktion "Unilaterale Ganganalyse" mit dem Ziel, durch Mittelung der Daten zahlreicher Schrittzyklen (50 bis 100) ein repräsentatives Profil der Aktivität der Arm- und Schultermuskeln zu erhalten (siehe 2.5.). Das Ergebnis zeigt die durchschnittliche EMG-Aktivität der Schulter- und Armmuskeln als Mittelwertskurve und Standardabweichung. Abbildung 8 zeigt beispielhaft Resultate eines Probanden beim normalen Gehen mit schneller (6 km/h) und langsamer (4 km/h) Geschwindigkeit. Die X-Achse (Zeitachse) bezeichnet Stand- und Schwungphase des ipsilateralen rechten Beins, die Y-Achse die normalisierten EMG-Amplituden (in % MVC). Tabelle 3 listet die über den gesamten Schrittzklus gemittelten EMG-Amplituden der sieben Muskeln bei Gehgeschwindigkeiten von 4 km/h und 6 km/h auf. In Tabelle 4 werden diese Werte nochmals separat für die Stand- und Schwungphase angegeben.

Bei Betrachtung von Abbildung 8 sowie aus den Tabellen 3 und 4 wird deutlich, dass die Signalamplituden der Pars posterior des M. deltoideus (Pars spinalis), M. trapezius und M. latissimus dorsi mit zunehmender Gehgeschwindigkeit größer wurden. Dies gilt sowohl für den gesamten Schrittzklus (Tabelle 3) als auch für die getrennte Analyse der Stand- und Schwungphasen (Tabelle 4). Etwa gleich blieben die EMG-Amplituden des M. biceps und des M. pectoralis major. Eine Ausnahme bildete die Pars anterior des M. deltoideus (Pars clavicularis), welcher beim langsamen Gang in der Schwungphase aktiver war. Es handelte sich hierbei um eine Besonderheit bei dieser Versuchsperson; die Aktivität dieses Muskels zeigte erhebliche Unterschiede von Proband zu Proband.

Ferner fallen die geringen relativen EMG-Amplituden auf. Die stärkste mittlere Aktivität (ca. 10% MVC) zeigte der M. latissimus dorsi, gefolgt von Pars posterior des M. deltoideus und M. trapezius (um 2% MVC), während die mittleren EMG-Amplituden aller anderen Muskeln kleiner waren. Trotz der schwachen Aktivität waren rhythmische EMG-Signale jedoch klar und reproduzierbar nachweisbar. Dies verdeutlichen die geringen Breiten der Hüllkurven in Abbildung 8; die Standardabweichungen zeigen die recht geringe Variabilität von Schritt zu Schritt. Die Zeitpunkte der Maxima waren bei beiden Gehgeschwindigkeiten ähnlich.



**Abb. 8:** Gemittelte Daten eines Probanden beim Gehen mit 4 km/h (links) und 6 km/h (rechts). Durchschnittswerte von jeweils ca. 70 Schritten. Darstellung der normalisierten EMG-Aktivität der Arm- und Schultermuskeln in Form von Mittelwertkurven mit Standardabweichungen (Hüllkurven). Die X-Achse zeigt Stand- und Schwungphase des ipsilateralen (rechten) Beins.

Muskeln	4 km/h	6 km/h
M. deltoideus pars anterior	1,25	0,94
M. deltoideus pars posterior	1,60	2,68
M. biceps brachii	0,26	0,26
M. trizeps brachii	0,23	0,27
M. pectoralis major	0,59	0,59
M. trapezius	0,82	1,76
M. latissimus dorsi	5,11	8,22

**Tabelle 3:** Mittlere normalisierte EMG-Aktivität (%MVC) während des gesamten Schrittzklus beim normalen Gehen mit 4 km/h und 6 km/h. Daten eines Probanden.

Muskeln	Standphase		Schwungphase	
	4 km/h	6 km/h	4 km/h	6 km/h
M. deltoideus pars anterior	0,79	0,88	1,92	1,01
M. deltoideus pars posterior	2	3,36	1,01	1,71
M. biceps brachii	0,26	0,27	0,25	0,26
M. trizeps brachii	0,24	0,30	0,21	0,24
M. pectoralis major	0,60	0,60	0,56	0,57
M. trapezius	0,75	1,56	0,92	2,05
M. latissimus dorsi	6,87	11,1	2,58	4,15

**Tabelle 4:** Mittlere normalisierte EMG-Aktivität (%MVC) während der Stand- und Schwungphasen beim normalen Gehen mit 4 km/h und 6 km/h. Daten eines Probanden.

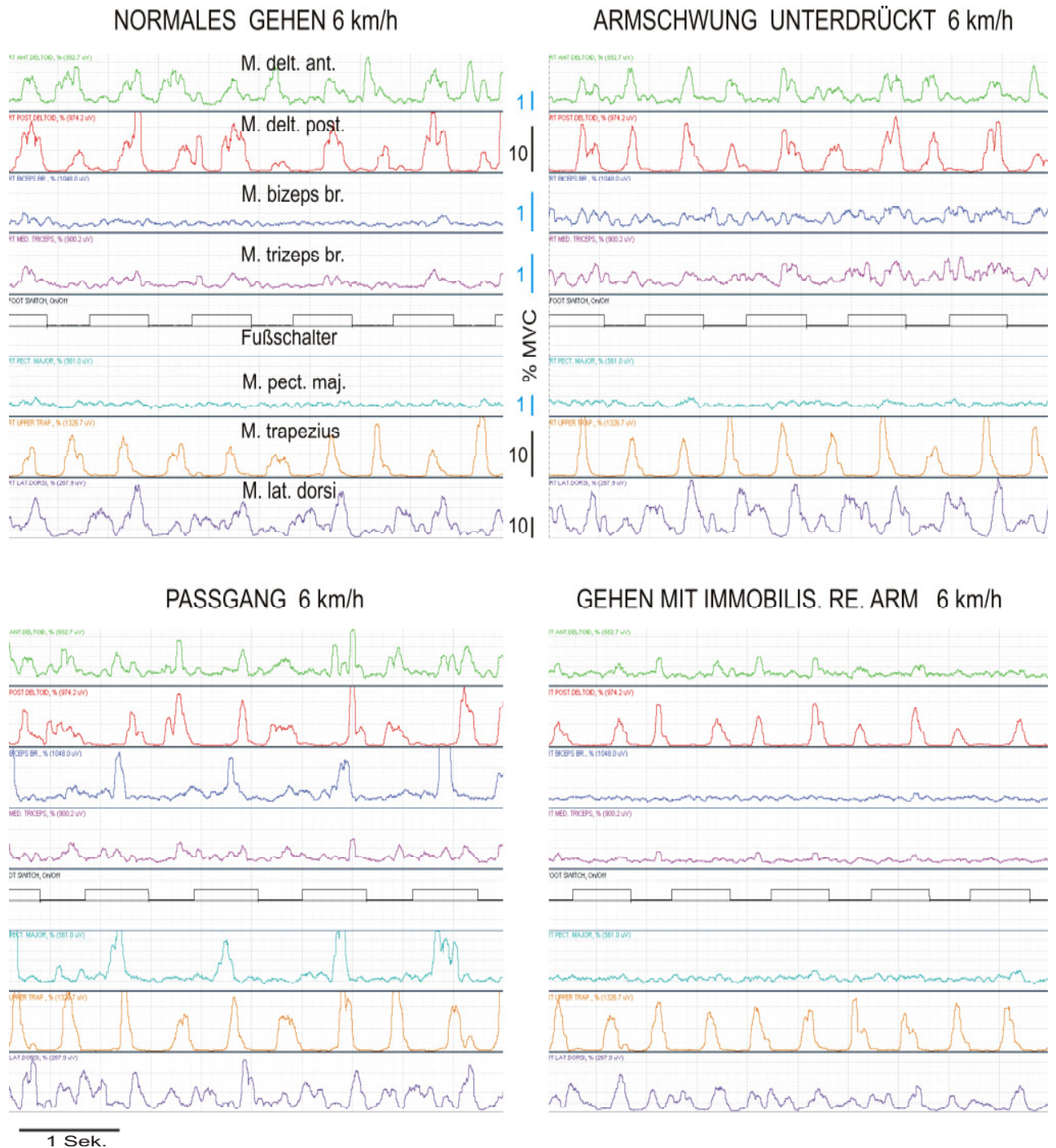
### 3.1.3. EMG-Signale bei verschiedenen Gangarten

Abbildung 9 stellt exemplarisch Ausschnitte aus Originalregistrierungen eines Probanden während der vier verschiedenen Gangarten dar. Es handelt sich um geglättete, rektifizierte und normalisierte EMG-Signale (siehe Abb. 7D). Die Laufbandgeschwindigkeit betrug stets 6 km/h. Auffällig ist, dass bei allen Gangarten rhythmische EMG-Aktivität zumindest einiger Muskeln stattfand. Dies zeigt sich deutlich am rechten M. deltoideus (Pars anterior und posterior), M. trapezius und M. latissimus dorsi, deren Signale sich auch bei unterdrücktem Armschwung und sogar bei Immobilisation des rechten Arms klar zeigen. Beim Passgang fallen ferner kurze rhythmische Signalanstiege des M. pectoralis major und des M. biceps auf.

Tabelle 5 listet die mittlere normalisierte EMG-Aktivität (% MVC) der Muskeln dieses Probanden für die verschiedenen Bedingungen auf. Es wurden jeweils etwa 70 Schritte gemittelt. Die Pars anterior des M. deltoideus war beim normalen Gehen, Passgang und bei unterdrücktem Armschwung ähnlich stark aktiv (0,9% bis 0,95%). Bei Unterbindung des Armschwungs war die Aktivität geringer (0,70%). Die Pars posterior des M. deltoideus hatte bei den vier Gangarten deutliche Aktivität, die zwischen 1 und 3% lag. Die Werte nahmen nach der Reihenfolge der in Tabelle 5 aufgelisteten Gangarten ab, von 2,7% beim normalen Gehen bis 1,6% beim unterbundenen Armschwung. M. biceps und M. trizeps zeigten geringe Aktivität mit Werten unter 0,5%. Der M. pectoralis major war beim normalen Gehen am wenigsten aktiv (0,59%), beim Passgang am stärksten (0,97%). Bei den beiden anderen Gangarten lagen die Werte dazwischen und ähnelten sich. Die Rückenmuskeln (M. trapezius und M. latissimus dorsi) zeigten deutliche Aktivität bei allen Gangarten. Der M. latissimus dorsi war bei Unterdrückung des Armschwungs am meisten (9,34%), und bei Immobilisation des rechten Arms am wenigsten tätig (5,5%). Normales Gehen und Passgang ergaben ähnliche Werte (8 bis 9%). Die mittlere Aktivität des M. trapezius schließlich schwankte zwischen 1 und 3%, mit dem kleinsten Wert beim normalen Gehen (1,76%) und dem größten Wert beim Passgang (2,87%).

Zusammenfassend fand sich bei dieser Versuchsperson bei allen vier untersuchten Gangarten rhythmische Tätigkeit der Arm- und Schultermuskeln, die hinsichtlich ihrer Stärke aber variierte.





**Abb. 9:** EMG-Aktivität von Arm- und Schultermuskeln der rechten Seite während der verschiedenen Gangarten bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 6 km/h. Beispiel eines Einzelprobanden.



Muskeln	Gangarten (6 km/h)			
	Normal	Unterdrückung	Passgang	Unterbunden
M. deltoideus pars anterior	0,94	0,90	0,95	0,70
M. deltoideus pars posterior	2,68	2,44	1,86	1,64
M. biceps brachii	0,26	0,39	0,46	0,25
M. trizeps brachii	0,27	0,45	0,32	0,22
M. pectoralis major	0,59	0,63	0,97	0,66
M. trapezius	1,76	2,34	2,87	2,52
M. latissimus dorsi	8,22	9,34	8,71	5,5

**Tabelle 5:** Mittlere normalisierte EMG-Aktivität (%MVC) während des gesamten Schrittzklus bei den vier untersuchten Gangarten (Laufbandgeschwindigkeit stets 6 km/h). Daten eines Probanden.

## 3.2. Gesamtkollektiv der Probanden

Um Gemeinsamkeiten und interindividuelle Unterschiede der Muskelaktivität aufzuweisen, sind im Folgenden sowohl Mittelwertskurven aller Probanden ("Gruppenmittel") gezeigt, als auch individuelle EMG-Profile einzelner Probanden (jedes auf 50-100 Schritten bei 6 km/h basierend) überlagert dargestellt. Tabelle 6 (Seite 40) zeigt die mittleren EMG-Aktivitäten der untersuchten Muskeln.

### 3.2.1. Normales Gehen

Abbildung 10 zeigt EMG-Aktivität der Muskeln des rechten Arms (bzw. der Schulter) beim normalen Gehen mit Laufbandgeschwindigkeiten von 4 km/h (hellblaue Kurven) und 6 km/h (dunkelblaue Kurven). Die X-Achse bezeichnet einen zeitnormalisierten Schrittzklus des rechten Fußes. Dieser ist in 100 gleiche Zeitintervalle geteilt (Zeitpunkte 0 bis 100%)

Die ersten 60% des Zyklus entfallen auf die Standphase, die folgenden 40% auf die Schwungphase. Um den Zeitpunkt 0 beginnt die Standphase mit dem Auftreten der rechten Ferse. Danach folgt die Doppelstandphase, welche die ersten 10% des Schrittzklus einnimmt, und in der das Körpergewicht auf den rechten Fuß verlagert

wird (Stoßdämpfungsphase), während der linke Fuß noch Bodenkontakt hat. Etwa zum Zeitpunkt 10% endet die Doppelstandphase mit dem Abheben des linken Fußes. Ungefähr zum Zeitpunkt 15% beginnt die mittlere Standphase mit voller Belastung der rechten Sohle und Vorwärtsbewegung des Körpers über den feststehenden Fuß. Die rechte Hand pendelt nach vorne und zieht etwa zum Zeitpunkt 20% am Standbein vorbei. Zwischen 25% und 50% des Schrittzklus schwingt der rechte Arm weiter vorwärts und aufwärts. Zur Mitte des Schrittzklus (Zeitpunkt 50%) erreicht die Hand den vorderen Wendepunkt ihrer Pendelbewegung. Der Schultergürtel ist dabei um eine vertikale Achse rotiert, die rechte Schulter nach vorne, die linke Schulter nach hinten gedreht. Das Becken ist gegenläufig rotiert (linke Beckenhälfte vorne). Der linke Fuß setzt mit der Ferse auf, während der rechte Fuß abrollt.

Den Zeitraum von 50% bis 60% der Schrittzklusdauer nimmt die Doppelstandphase ein, das Körpergewicht wird auf den linken Fuß verlagert. Danach folgt die Schwungphase des rechten Fußes. Nach Götz-Neumann (2006) teilt sich diese in die initiale (60% bis 75%), mittlere (75% bis 87%) und terminale Schwungphase (Zeitraum 87% bis 100%). Der Gangzyklus ist mit dem Aufsetzen des rechten Fußes zum Zeitpunkt 100% einmal komplett durchlaufen.

Die mittlere Muskelaktivität ("Gruppenmittel") beim normalen schnellen Gehen (6 km/h) wird gemäß der Abfolge von Stand- und Schwungphase beschrieben:

Standphase (0 bis 60% des Schrittzklus)

0 - 10%: Leichte Aktivität (ca. 2% MVC) des posterioren Teils des M. deltoideus begleitet die Bewegungsumkehr des rechten Arms von Retroversion zu Anteversion. M. trapezius und M. latissimus dorsi zeigen ebenfalls leichte Aktivität.

11% - 20%: Der M. latissimus dorsi erreicht etwa zum Zeitpunkt 13% das erste kleinere (5,3% MVC) Maximum seiner Aktivität. Dieses fällt in die Phase des frühen Einbeinstandes mit voller Belastung der rechten Sohle. Die Aktivität des M. trapezius sinkt seit Standphasenbeginn fortlaufend ab und erreicht etwa zum Zeitpunkt 18% ihr Minimum (2,1% MVC).

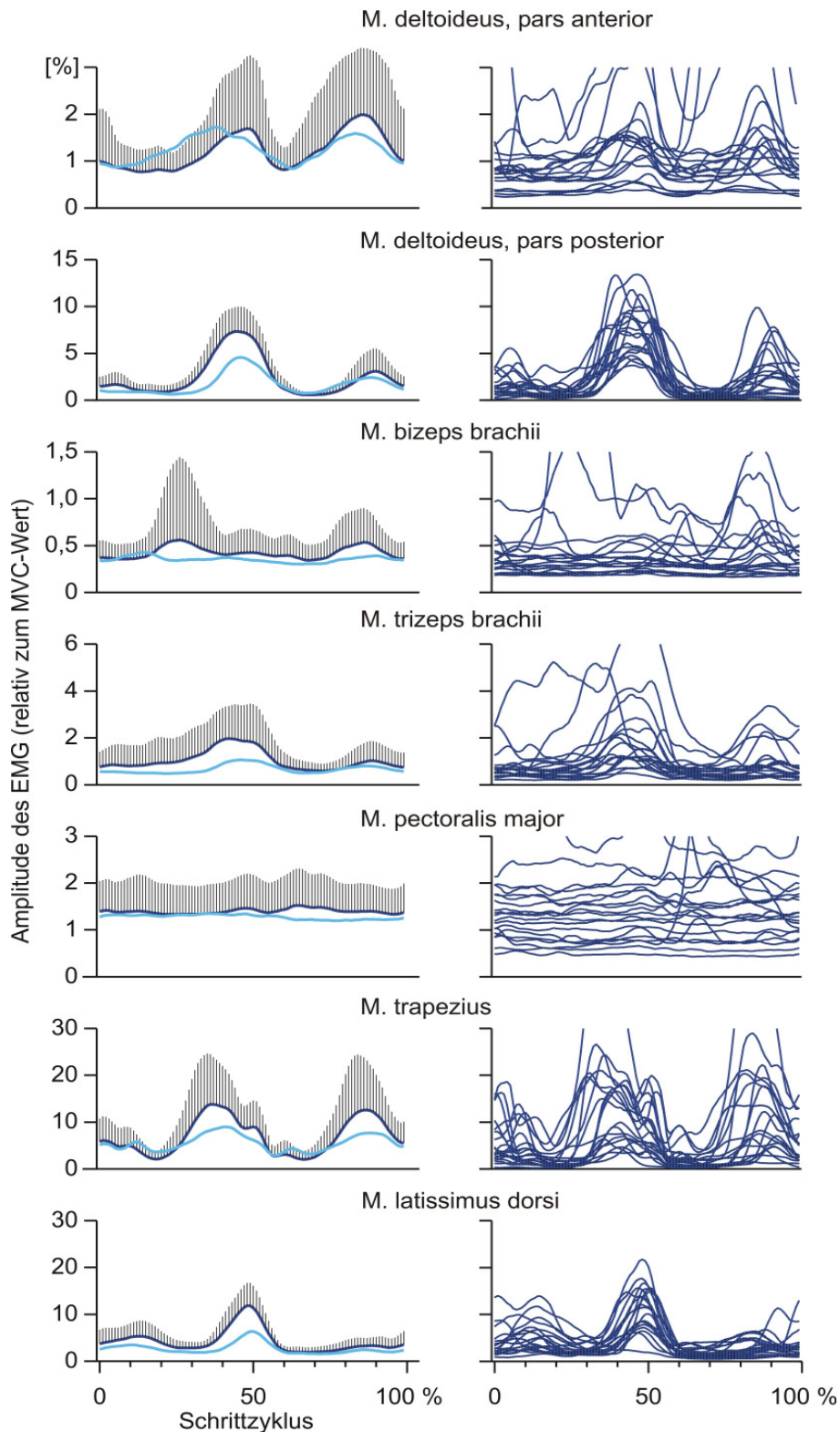
21% - 30%: Der M. biceps zeigt um den Zeitpunkt 25% vorübergehende Aktivität, die allerdings nur bei einigen Probanden nachweisbar ist (große Standardabweichung, siehe Abb. 10).

31% - 60%: Etwa ab der Mitte der Standphase (Zeitpunkt 30%) nimmt die Aktivität zahlreicher Muskeln deutlich und kontinuierlich zu. Die jeweiligen Maxima der durchschnittlichen EMG-Aktivität werden kurz nacheinander: M. trapezius 13,8% MVC (Zeitpunkt 37%), M. trizeps 2,0% MVC (Zeitpunkt 42%), M. deltoideus posterior 7,3% MVC (Zeitpunkt 44%), M. deltoideus anterior 1,7% MVC (Zeitpunkt 48%), und schließlich M. latissimus dorsi 11,8% MVC (Zeitpunkt 48%). Nach dem Bodenkontakt des linken Fußes sinkt die Aktivität rasch wieder ab.

Schwungphase (61% - 100% des Schrittzklus)

61% - 100%: In der frühen Schwungphase des rechten Beins (60% bis 70% des Schrittzklus) pendelt die ipsilaterale Hand bei zunächst minimaler Muskelaktivität nach hinten unten. Im Zeitraum 70% bis 100% setzt wieder Aktivität zahlreicher Muskeln ein. Die Pars posterior des M. deltoideus erreicht maximale Aktivität (3,09% MVC) zum Zeitpunkt 90% zusammen mit geringerer Aktivität des M. trizeps (Maximum 1,02% MVC zum Zeitpunkt 88%). Ihre Kontraktionen unterstützen die Retroversion im Schultergelenk und Ellbogenstreckung. Dem wirken exzentrisch kontrahierend die Pars anterior des M. deltoideus mit 1,99% MVC und der M. bizeps mit 0,54% MVC (beide Maxima bei 86%) entgegen. Im Vergleich der Signalstärken des EMG ist die konzentrisch kontrahierende Pars posterior des M. deltoideus dominierend (ca. 3% MVC), wohingegen die Aktivitäten der antagonistisch wirkenden Pars anterior dieses Muskels (< 2% MVC) und der anderen Muskeln geringer sind. Der M. trapezius zeigt in der späten Schwungphase eine ausgeprägte Aktivität (Maximum von 12,6% MVC zu Zeitpunkt 87%), welche die Schulter bei ihrer Rückwärtsdrehung stabilisiert. Die EMG-Signale des M. latissimus dorsi nehmen schließlich im letzten Teil der Schwungphase langsam zu, erreichen ihr Maximum allerdings erst während der folgenden Standphase.

Beim langsamen Gehen (4 km/h) waren die EMG-Amplituden geringer, die Kurvenformen aber ähnlich dem schnellen Gehen (Abb. 10 links, hellblaue Kurven).



**Abb.10:** Darstellung der EMG-Aktivität aller 20 Probanden beim normalen Gehen mit freiem natürlichem Armschwung.

Links: Inter-individuelle Mittelwertskurven des langsamen Gehens (4 km/h, hellblau) und des schnellen Gehens (6 km/h, dunkelblau, mit interindividueller Standardabweichung für  $n=20$ ).

Rechts: Individuelle EMG-Profile (bei 6 km/h) der 20 Probanden überlagert dargestellt. Skalierung wie links. Jedem Profil liegen 50 bis 100 Schritte zu Grunde.

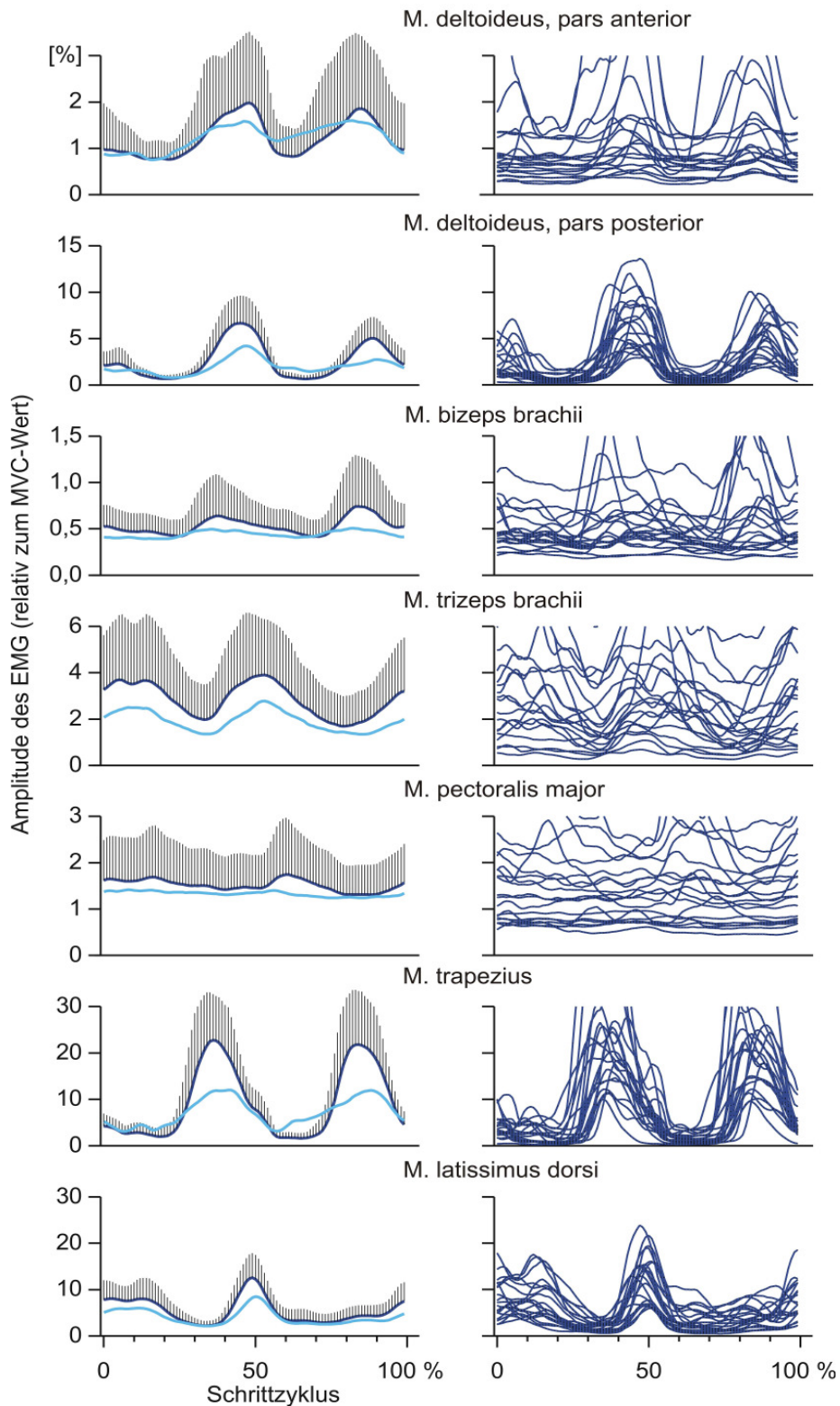
### 3.2.2. Unterdrückung des Armschwungs

Die Aufgabe bestand darin, das Pendeln beider Arme möglichst zu vermeiden und sie stattdessen nach unten locker gestreckt etwa parallel zum Rumpf zu halten, also senkrecht zur Laufbandfläche. Versteifung und Verkrampfung (Kokontraktionen) der Arme sollten vermieden werden. Die Zeiteinteilung des Schrittzklus mit Stand- und Schwungphase entspricht der des normalen Gehens. Die Aktivitätsverläufe vieler Muskeln (Abb. 11) entsprechen nahezu denen des normalen Gehens (siehe Abb. 10).

Beide Anteile des M. deltoideus zeigen EMG-Kurven und mittlere Aktivitäten (1,2% MVC, 2,6% MVC bei 6 km/h, siehe Tabelle 6), die dem Gehen mit frei pendelnden Armen ähnlich sind. Die Aktivität des M. biceps ist etwas höher (0,5% MVC, siehe Tab. 6) als beim normalen Gehen, bleibt aber deutlich unter 1% MVC.

Die Aktivitätsgipfel des M. latissimus dorsi in der Mitte des Schrittzklus sind unter beiden Bedingungen nahezu deckungsgleich. Dieser Rückenmuskel ist aber in später Schwung- und früher Standphase (Zeitabschnitte 80% -100% und 0-20%) bei unterdrücktem Armschwung vermehrt aktiv. Insgesamt resultiert eine signifikant stärkere Durchschnittsaktivität (5,4% MVC) als beim normalen Gehen mit frei pendelnden Armen (4,3% MVC), siehe Tabelle 6. Auch die Aktivität des M. trapezius ist bei unterdrücktem Armschwung (9,2% MVC) signifikant höher als beim freien Pendeln (6,9% MVC), wobei die Zeitpunkte der Maxima unter beiden Bedingungen aber gut übereinstimmen. Der M. pectoralis major ist bei unterdrücktem Armschwung wenig aktiv (1,5% MVC), ähnlich wie beim normalen Gang (1,4% MVC).

Der Hauptunterschied zeigt sich am M. trizeps brachii. Dieser zweigelenkige Muskel musste zur Unterdrückung des Armschwungs stärker als beim normalen Gang angespannt werden. Die beiden Maxima seiner Aktivität liegen in der frühen Standphase (etwa am Zeitpunkt 5% mit 3,7% MVC), und am Ende der Standphase (im Intervall 50% bis 60%, Amplitude 3,9% MVC). Insgesamt unterscheiden sich trotz der unterschiedlichen Aufgabenstellung die Aktivitätsverläufe vieler Muskeln bei willkürlicher Unterdrückung des Armschwungs nur wenig von denen des normalen Gehens. Diese Übereinstimmung gilt für beide untersuchten Gehgeschwindigkeiten (siehe Tabelle 6).



**Abb.11:** EMG-Aktivität aller 20 Probanden bei willkürlicher Unterdrückung des Schwingens beider Arme.

Links: Inter-individuelle Mittelwertskurven des langsamen Gehens (4 km/h, hellblau) und des schnellen Gehens (6 km/h, dunkelblau, mit interindividueller Standardabweichung für  $n=20$ ).

Rechts: Individuelle EMG-Profile (bei 6 km/h) der 20 Probanden sind überlagert dargestellt. Skalierung wie links. Jedem Profil liegen 50 bis 100 Schritte zu Grunde.

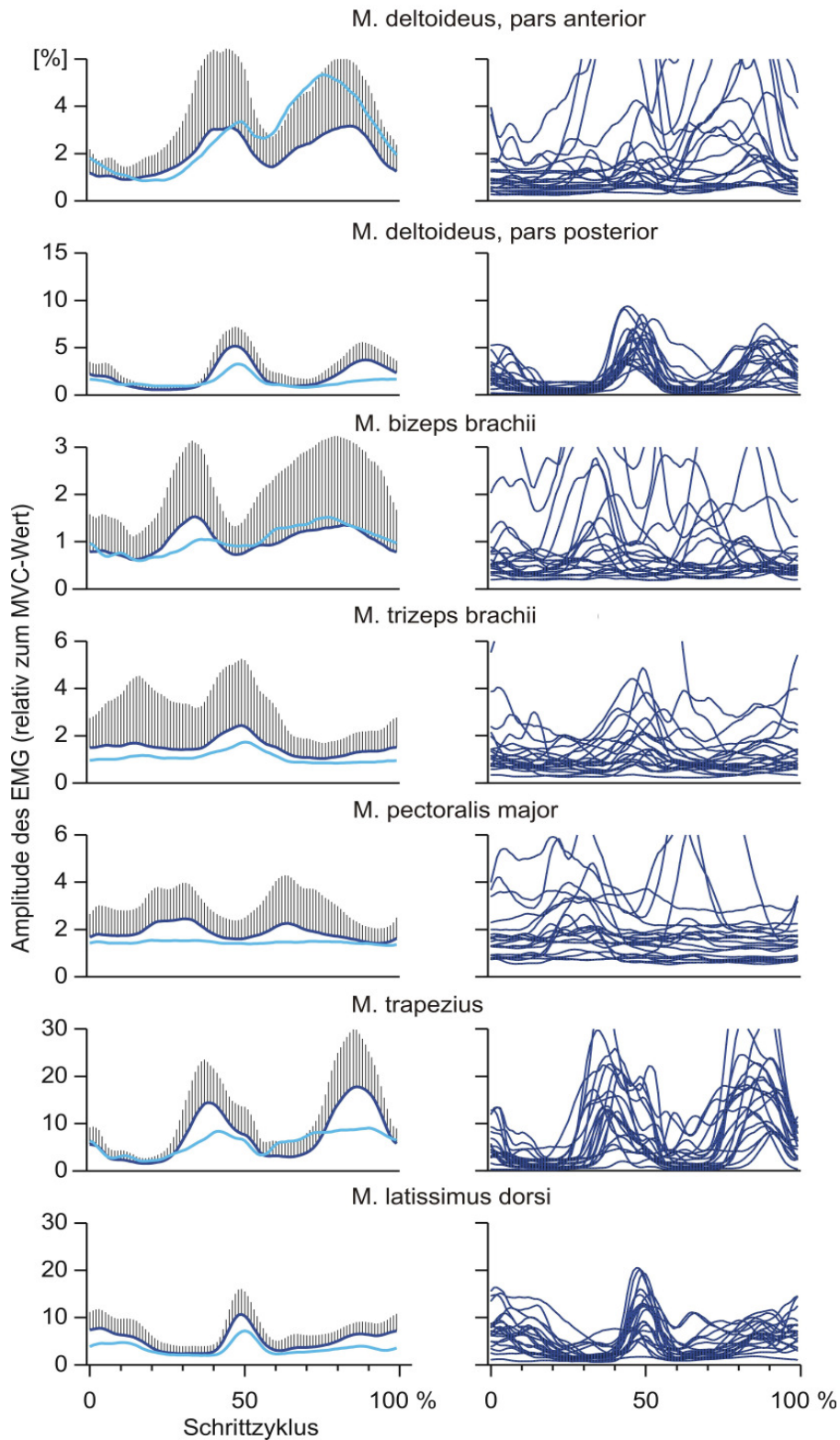
### 3.2.3. Passgang

Diese ungewöhnliche Gangart erforderte Konzentration und Einübung. Der rechte Arm musste gleichläufig mit dem rechten Bein in der Standphase nach hinten, und in der Schwungphase nach vorne geführt werden. Abbildung 12 zeigt die EMG-Kurven. Die Pars anterior des M. deltoideus wird in der Schwungphase des Passgangs stärker eingesetzt als beim normalen Gehen (Maximum von 3,2% MVC bei 6 km/h). Bei 4 km/h ist der vermehrte Einsatz dieses Muskelanteils besonders deutlich. Zur Anteversion und Ellbogenflexion wird er durch den M. biceps (1,4% MVC) und, bei einigen Probanden, durch den M. pectoralis major (2,3% MVC) unterstützt. Die genannten drei Muskeln waren auch in der Standphase etwa bei der Hälfte der Probanden aktiv, dadurch dass sie das Absenken des Arms exzentrisch kontrahierend kontrollierten, wobei die rechte Hand gleichzeitig mit dem rechten Fuß nach hinten geführt wurde. Auch die mittlere Aktivität der drei Muskeln ist im Passgang gegenüber dem normalen Gehen signifikant gesteigert (Tabelle 6).

Die Pars posterior des M. deltoideus zeigt, wie auch beim normalen Gang, maximale Aktivität in der Mitte des Schrittzklus (Zeitpunkt 47%) kurz vor dem Aufsetzen des linken Fußes. Ihre mittlere Belastung (2,0% MVC bei 6 km/h) ist etwas kleiner als unter Normalbedingungen (2,5% MVC). Der M. trizeps unterstützt die Retroversion und Extension des Arms im Passgang. Seine EMG-Signale erreichen ihr Maximum gleichzeitig mit dem hinteren Teil des Deltamuskels in der Mitte des Schrittzklus, d.h. am Ende der Standphase. Die durchschnittliche Aktivität des M. trizeps ist im Passgang (1,5% MVC) stärker als beim normalen Gang (1,0% MVC). Die Aktivitätskurven des M. trapezius und M. latissimus dorsi haben im Passgang ähnliche Formen wie beim normalen Gehen. Seitens ihrer Signalspitzen und EMG-Mittelwerte (7,4% MVC bzw. 5,2% MVC bei 6 km/h, siehe Tab. 6) zeigt sich aber eine Mehrbelastung, wie schon bei der Unterdrückung des Armschwungs, insbesondere im letzten Viertel des Schrittzklus.

Insgesamt werden alle untersuchten Muskeln mit Ausnahme der Pars posterior des M. deltoideus beim Passgang stärker beansprucht als beim normalen Gehen. Für den M. trapezius zeigt sich dies als Tendenz, und bei den andern Muskeln sind die Differenzen signifikant (Tabelle 6).





**Abb.12:** EMG-Aktivität aller 20 Probanden beim Gehen im Passgang.

Links: Inter-individuelle Mittelwertskurven des langsamen Gehens (4 km/h, hellblau) und des schnellen Gehens (6 km/h, dunkelblau, mit interindividueller Standardabweichung für n=20).

Rechts: Individuelle EMG-Profile (bei 6 km/h) der 20 Probanden sind überlagert dargestellt. Skalierung wie links. Jedem Profil liegen 50 bis 100 Schritte zu Grunde.



### 3.2.4. Immobilisation des rechten Arms durch Tragen einer Schiene

In dieser Gehbedingung wird der rechte Arm im Schultergelenk leicht antevertiert und im Ellbogen rechtwinklig gebeugt von einer Bandage gehalten (siehe Abb. 6). Trotz dieser Immobilisation des rechten Arms weisen sechs der sieben abgeleiteten Muskeln zumindest bei einigen Probanden rhythmische EMG-Aktivität auf. Dies zeigt Abbildung 13.

Die Pars anterior des M. deltoideus wird durch das Tragen der Schiene entlastet und zeigt dementsprechend geringere mittlere EMG-Aktivität (0,7% MVC) als beim normalen Gehen (1,2% MVC, siehe Tabelle 6). Trotzdem zeigt sich bei einigen Probanden bei 6 km/h immer noch eine leichte rhythmische Modulation der EMG-Signale mit Maxima in der jeweils mittleren Stand- und Schwungphase (Abb. 13 rechts oben). Deutlichere rhythmische Aktivität zeigt die Pars posterior dieses Muskels. Beim schnellen Gehen erkennt man eine regelmäßige dreigipfelige Modulation der EMG-Signale, deren Verlauf recht gut mit dem des normalen Gehens übereinstimmt (Abb. 13). Lediglich der mittlere Gipfel tritt bei Immobilisation etwas später (Zeitpunkt 50%) auf als beim normalen schnellen Gehen (Zeitpunkt 44%). Insgesamt ist aber auch dieser Anteil des Deltamuskels durch das Tragen der Schiene gegenüber Normalbedingungen entlastet, und zwar bei beiden Gehgeschwindigkeiten (Tabelle 6).

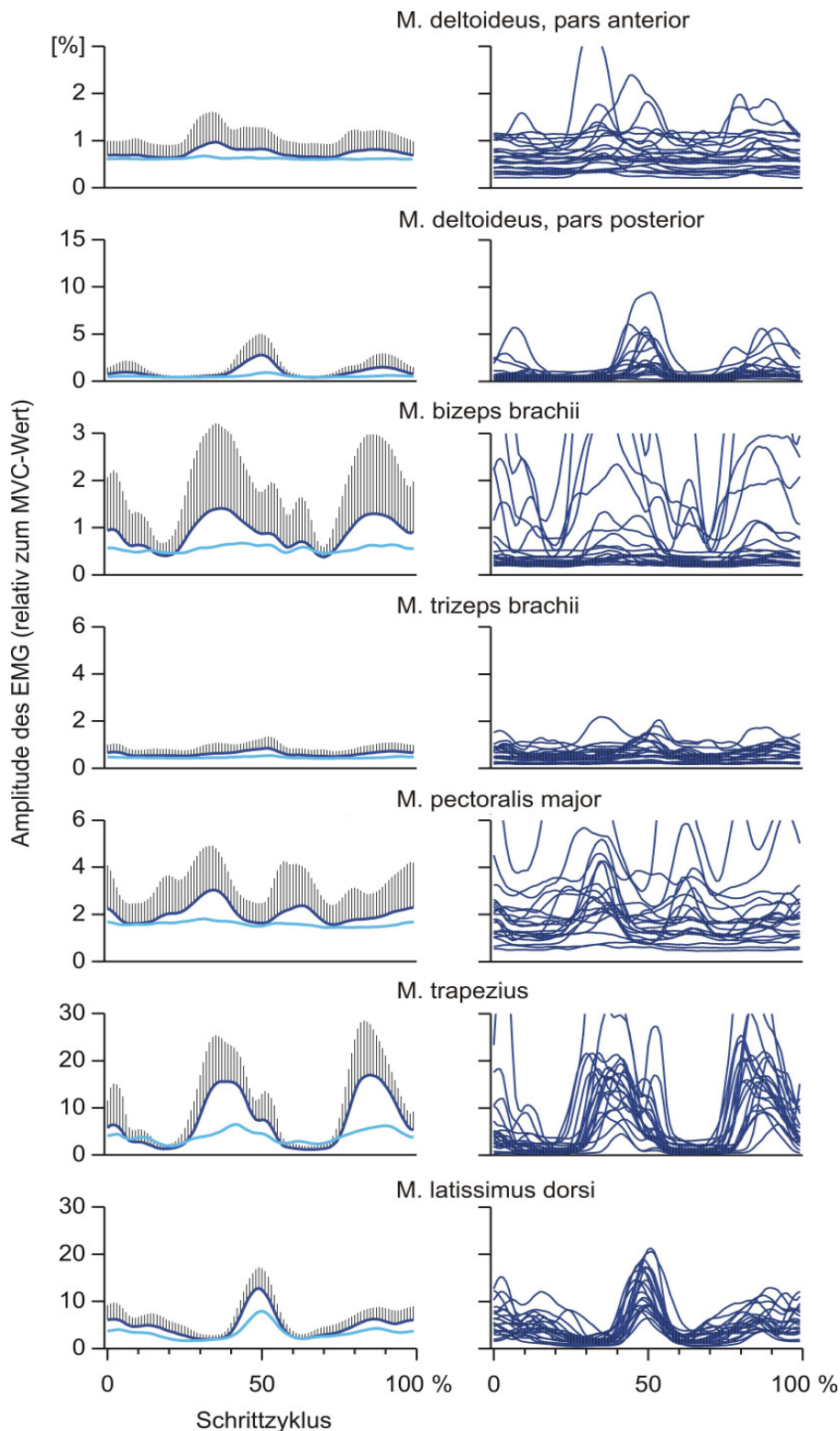
Große interindividuelle Unterschiede bestehen beim M. biceps. Bei zwölf der Probanden ist dieser Muskel nicht aktiv, während sich bei acht Personen deutliche zweigipfelige EMG-Aktivität zeigt, deren Maxima in den zweiten Hälften der Stand- und Schwungphasen liegen. Die durchschnittliche Aktivität während des gesamten Schrittzklus beträgt bei Immobilisation ca. 0,9% MVC (bei 6 km/h). Der M. trizeps wird durch das Tragen der Schiene deutlich entlastet und zeigt nur sehr geringe EMG-Aktivität (0,6% MVC bei 6 km/h).

Der rechte M. pectoralis major zeigt beim Gehen mit der Schiene (2,0% MVC bei 6 km/h) stärkere Aktivität als beim freien Pendeln der Arme (1,4% MVC). Ein EMG-Maximum liegt etwa in der Mitte der Standphase (Zeitraum 30% bis 35%). Das zweite Maximum liegt in der frühen Schwungphase und begleitet das Abheben des rechten Fußes. Diese Kontraktionen sind jedoch, ähnlich wie die des M. biceps,

interindividuell recht variabel, was sich an den Standardabweichungen der Mittelwertskurve zeigt (Abbildung 13).

Die Rückenmuskeln (M. trapezius und M. latissimus dorsi) zeigen bei Immobilisation des rechten Arms und schneller Gehgeschwindigkeit (6 km/h) in der späten Schwungphase (Zeitintervall 80% bis 100%) sogar stärkere EMG-Signalspitzen (17,0% MVC, 6,2% MVC) als beim normalen Gehen mit 6 km/h (12,6% MVC, 3,2% MVC), sind also in diesem Intervall vermehrt belastet. Gegenüber dem natürlichen schnellen Gehen sind die EMG-Kurven dieser Muskeln während der ersten vier Fünftel des Schrittzklus (0 bis 80%) aber nahezu unverändert (siehe Abb. 10 und 13). Daher unterschieden sich die mittleren EMG-Amplituden des M. trapezius (7,1% MVC bei 6 km/h) und des M. latissimus dorsi (4,9% MVC bei 6 km/h) beim schnellen Gehen nicht bedeutsam von der Aktivität unter Normalbedingungen (siehe Tabelle 6b). Beim langsamen Gehen (4 km/h) scheint der M. trapezius durch die Schiene insgesamt etwas entlastet zu sein (Tabelle 6a).

Zur Kontrolle wurden einige Probanden auf die rhythmische EMG-Aktivität beim Tragen der Schiene explizit hingewiesen und der Versuch wurde wiederholt. Dennoch zeigte sich trotz des vorhergehenden Hinweises immer noch eine Modulation der Muskelsignale im Takt der Schritte. Schließlich sollten sich die Probanden in still stehender Position Gehbewegungen im Takt eines Metronoms intensiv vorstellen, ohne Arme und Beine zu bewegen. Hierbei war keine Muskelaktivität mehr nachweisbar. Dies zeigt, dass die EMG-Signale beim Tragen der Schiene wahrscheinlich nicht auf eine Imagination von Armbewegungen mit leichten begleitenden Muskelanspannungen zurück zu führen sind.



**Abb.13:** Muskelaktivität aller 20 Probanden beim Gehen mit Immobilisation des rechten Arms durch eine Schiene.

Links: Inter-individuelle Mittelwertskurven des langsamen Gehens (4 km/h, hellblau) und des schnellen Gehens (6 km/h, dunkelblau, mit interindividueller Standardabweichung für  $n=20$ ).

Rechts: Individuelle EMG-Profile (bei 6 km/h) der 20 Probanden sind überlagert dargestellt. Skalierung wie links. Jedem Profil liegen 50 bis 100 Schritte zu Grunde.

Muskeln	Gangarten (Geschwindigkeit 4km/h)			
	Normal	Unterdrückung	Passgang	Unterbunden
M. deltoideus pars anterior	1,25 ± 0,94	1,23 ± 1,23	2,74 ± 2,44**	0,64 ± 0,26**
M. deltoideus pars posterior	1,70 ± 0,68	2,01 ± 0,91*	1,40 ± 0,87*	0,53 ± 0,30**
M. biceps brachii	0,35 ± 0,18	0,44 ± 0,22*	1,03 ± 1,17**	0,55 ± 0,53
M. trizeps brachii	0,66 ± 0,36	1,92 ± 1,58**	1,09 ± 1,15	0,46 ± 0,20**
M. pectoralis major	1,28 ± 0,62	1,33 ± 0,67	1,45 ± 0,69**	1,59 ± 0,89*
M. trapezius	5,55 ± 4,35	7,19 ± 5,31*	5,84 ± 4,27	3,98 ± 3,48**
M. latissimus dorsi	2,69 ± 1,23	4,06 ± 1,54**	3,45 ± 1,37**	3,35 ± 1,56

Tabelle 6 a)

Muskeln	Gangarten (Geschwindigkeit 6km/h)			
	Normal	Unterdrückung	Passgang	Unterbunden
M. deltoideus pars anterior	1,21 ± 0,98	1,22 ± 1,18	2,00 ± 1,77**	0,74 ± 0,35*
M. deltoideus pars posterior	2,46 ± 1,01	2,59 ± 1,21	2,02 ± 0,76*	0,98 ± 0,69**
M. biceps brachii	0,43 ± 0,25	0,53 ± 0,25*	1,02 ± 1,14**	0,87 ± 1,01*
M. trizeps brachii	1,04 ± 0,80	2,83 ± 2,04**	1,52 ± 1,52*	0,62 ± 0,30*
M. pectoralis major	1,40 ± 0,62	1,52 ± 0,81	1,87 ± 1,04**	2,03 ± 1,27**
M. trapezius	6,89 ± 5,00	9,18 ± 5,24**	7,41 ± 3,95	7,07 ± 4,33
M. latissimus dorsi	4,26 ± 1,78	5,42 ± 2,38**	5,15 ± 2,12**	4,86 ± 1,79

**Tabelle 6 b)** Mittlere normalisierte EMG-Amplituden (in %MVC) während des gesamten Schrittzklus bei verschiedenen Gangarten. Oben (Tab. 6a): Gehgeschwindigkeit 4 km/h. Unten (Tab. 6b): 6 km/h. Mittelwerte aller Probanden (n=20) mit inter-individuellen Standardabweichungen.

Signifikante Unterschiede gegenüber dem normalen Gehen mit natürlichem Armschwung sind markiert. \*\* p< 0,01; \* p< 0,05 (t-Tests für verbundene Stichproben).

### 3.2.5. Einfluss der Gehgeschwindigkeit

Die Gehgeschwindigkeit ist ein grundlegender Faktor des Gehens und auch ein Schlüsselindikator für die Gehfähigkeit einer Person (Götz-Neumann 2006). In den vorhergehenden Abschnitten wurden die gemittelten EMG-Kurven der Muskelaktivität bei den beiden Gehgeschwindigkeiten übereinander projiziert dargestellt, und zwar separat für die vier Gangarten (Abb. 10 bis 13). Langsames Gehen (4 km/h) ist jeweils mit hellblauen und schnelles Gehen (6 km/h) mit dunkelblauen Kurven dargestellt. Die gemeinsame Betrachtung lässt erkennen, dass beim langsamen Gehen keine grundsätzlich anderen Aktivitätsmuster als beim schnellen Gehen vorliegen. In Tabelle 6 (a, b) sind die Unterschiede der mittleren EMG-Aktivität ablesbar. Die EMG-Signale sind bei langsamer Gehgeschwindigkeit bis auf eine Ausnahme (Pars anterior des M. deltoideus beim normalen Gang, Unterdrückung und Passgang) kleiner als beim schnellen Gehen bzw. einmal gleich (M. biceps im Passgang). Generell treten die Gipfel der EMG-Signale bei der höheren Geschwindigkeit stärker und deutlicher hervor als bei der langsamen Geschwindigkeit (Abb. 10 bis 13). Ferner stimmen die Aktivitätsmodulationen und die Zeiten der Maxima, die bei beiden Geschwindigkeiten erkennbar sind, zeitlich gut überein; die Abweichungen der Gipfelzeiten voneinander betragen in der Regel weniger als 10% der Schrittzklusdauer. Eine Ausnahme bildet auch wieder die Pars anterior des M. deltoideus. Ihre EMG-Signale sind beim langsamen Passgang deutlich größer als beim schnellen Passgang (Abb. 12), und während des normalen Gehens steigt die Aktivität in der Standphase bei 4 km/h Laufbandgeschwindigkeit früher an als bei 6 km/h (siehe Abb. 10).

### 3.2.6. Direkte Gegenüberstellung der verschiedenen Gangarten

In der Abbildung 14 sind die gemittelten Aktivitätskurven aller Probanden ("Gruppenmittel"), welche die vier Gangarten (bei 6 km/h) repräsentieren, zum direkten Vergleich in gleichem Maßstab übereinander projiziert dargestellt. Abbildung 15 gibt die durchschnittlichen EMG-Aktivitäten jedes Muskels als Bänder von Grauwerten an, und zwar separat für langsames und schnelles Gehen. Die vier verschiedenen Gangarten erscheinen dabei untereinander in der Reihenfolge normaler Gang, Unterdrückung des Armschwungs, Passgang, Immobilisation des rechten Arms. Eine gemeinsame, von der Gangart unabhängige zeitliche Modulation

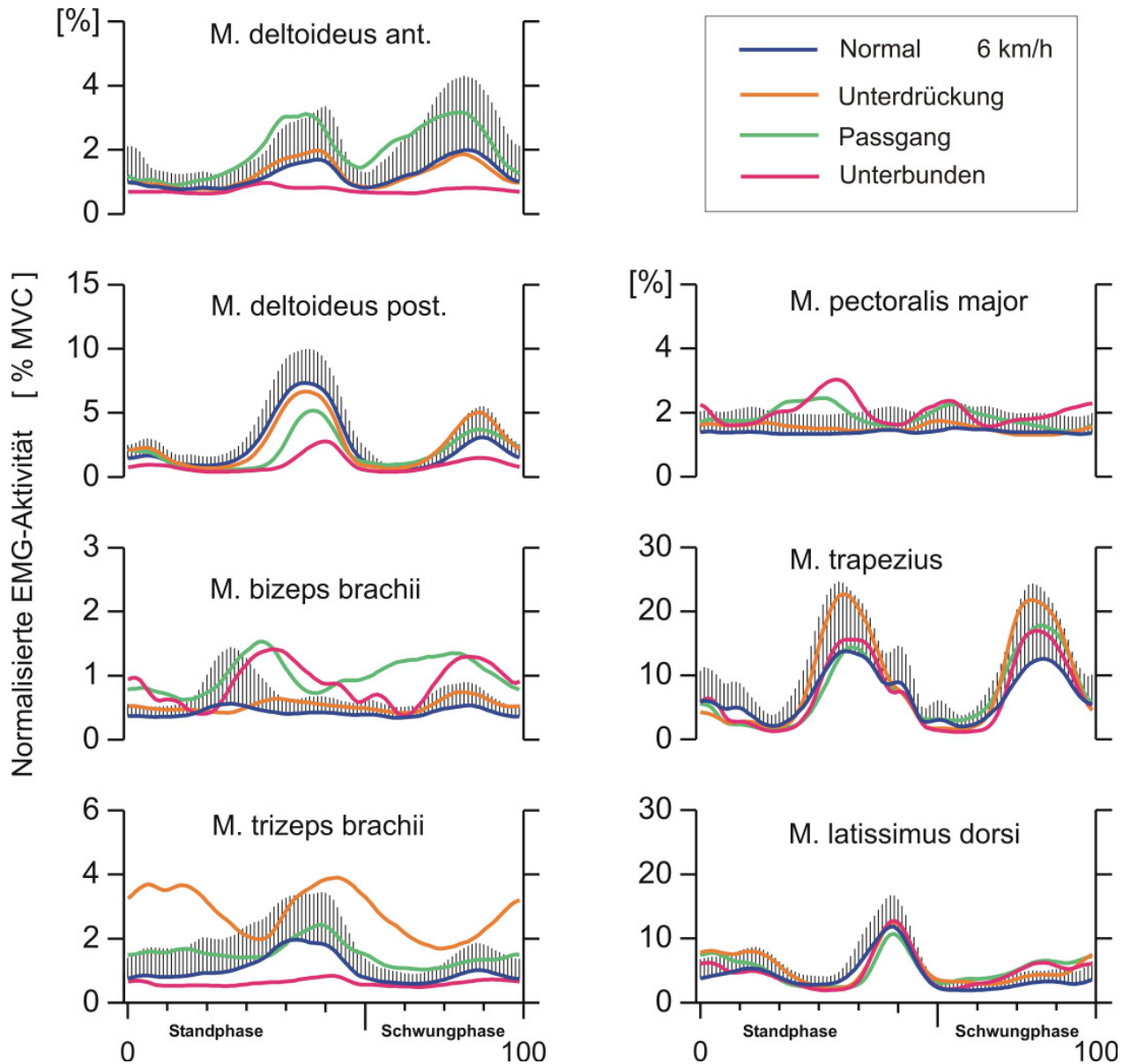
der Muskelaktivität im Laufe des Schrittzklus lässt sich aus parallelen Änderungen der Grauwerte ablesen.

Die Aktivität der Pars anterior des M. deltoideus, die allerdings bei Immobilisation des Arms gänzlich fehlt, zeigt bei den anderen drei Gangarten typischerweise zwei Maxima, und zwar in der zweiten Standphasenhälfte (30% bis 60% des Schrittzklus) und der zweiten Schwungphasenhälfte (80% bis 100%). Besonders deutlich ist die Tätigkeit dieses Muskels beim Passgang in der Schwungphase. Die Pars posterior des M. deltoideus zeigt in allen Gangarten stets typische Aktivität in der Standphase zwischen 40 und 60 % des Schrittzklus, die kurz vor Auftreten des kontralateralen (linken) Fußes maximal ist. Der vorherige Aktivitätsanstieg setzt beim Passgang und beim unterbundenen Armschwung (Immobilisation) etwas später ein als bei den anderen Gangarten. Ein weiteres EMG-Maximum dieses Muskels zeigt sich in allen Gangarten am Ende der Schwungphase (ca. Zeitpunkt 90%).

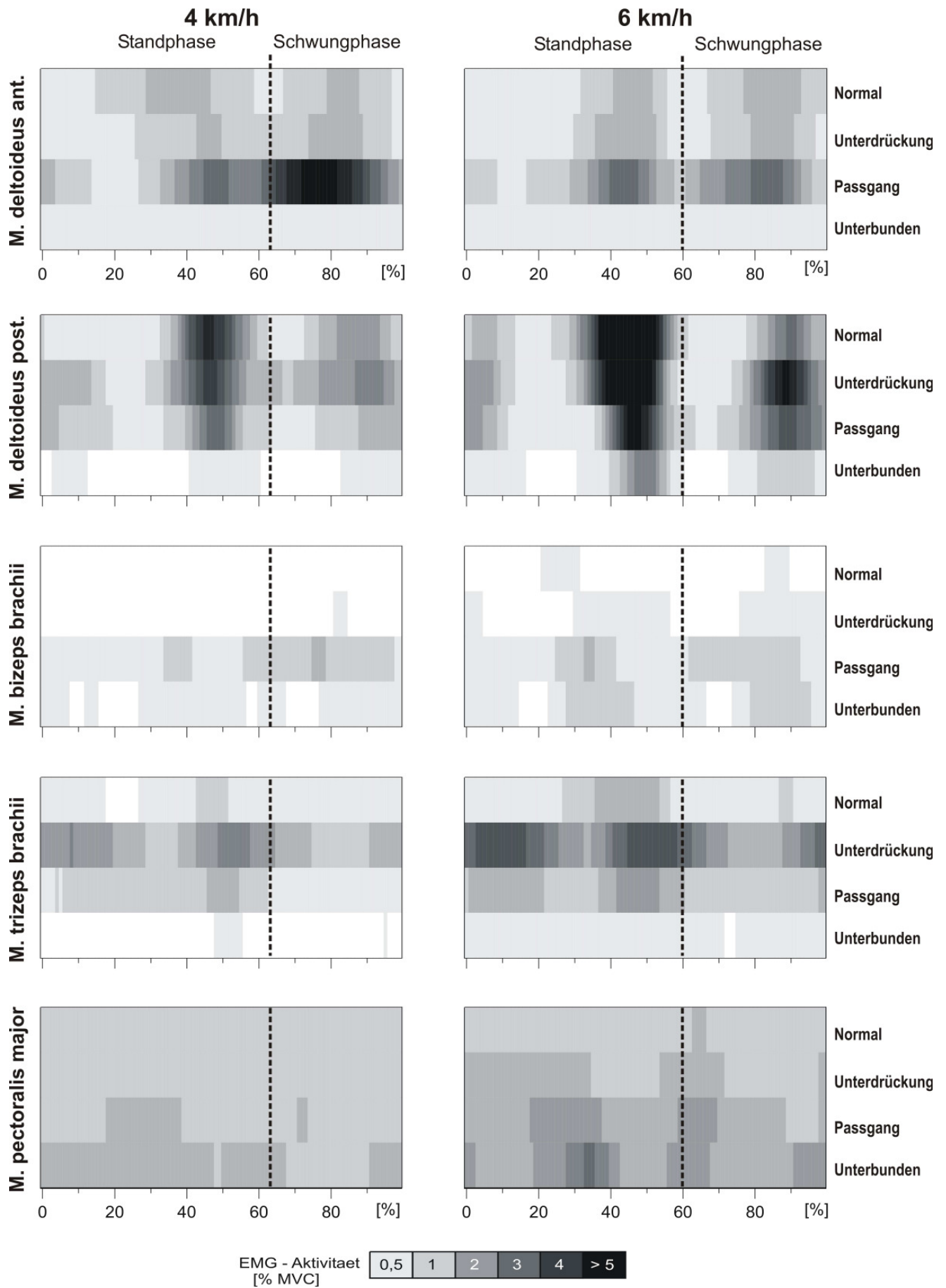
Der M. biceps zeigt nur im Passgang und bei 6 km/h mit unterbundenem Armschwung Signalanstiege in der Stand- und Schwungphase. Beim schnellen Gehen finden diese bei beiden Gangarten annähernd parallel jeweils in der zweiten Hälfte der Stand- und Schwungphasen statt. Beim langsamen Gehen ist aber (außer im Passgang) keine reguläre Aktivität dieses Armbeugers erkennbar. Der M. trizeps weist schwache Aktivitätsmaxima zur Mitte des Schrittzklus hin auf (um Zeitpunkt 50% herum), die etwa zeitgleich mit der Hauptaktivität der Pars posterior des M. deltoideus stattfinden. Bei Unterdrückung des Armschwungs zeigt sich ein zweiter Gipfel der sehr deutlichen Trizepsaktivität in der frühen Standphase. Wird der Armschwung unterbunden, bleibt dieser Streckmuskel jedoch während des gesamten Schrittzklus inaktiv. Der M. pectoralis major ist nur bei schneller Gehgeschwindigkeit im Passgang und beim Tragen der Schiene gegen Mitte und Ende der Standphase zeitweilig aktiv. Ansonsten bleiben seine EMG-Signale sporadisch und irregulär.

Das zeitliche Muster der EMG-Aktivität der Rückenmuskeln ist in allen Bedingungen nahezu gleich. Der M. trapezius hat stets zwei Aktivitätsgipfel, einen in der zweiten Standphasenhälfte (etwa zum Zeitpunkt 40%), und einen weiteren in der zweiten Hälfte der Schwungphase (im Zeitraum von 80% bis 100% des Schrittzklus). Das Maximum des EMG-Signals des M. latissimus dorsi in der Mitte des Schrittzklus ist bei allen Gangarten und beiden Gehgeschwindigkeiten deutlich erkennbar.

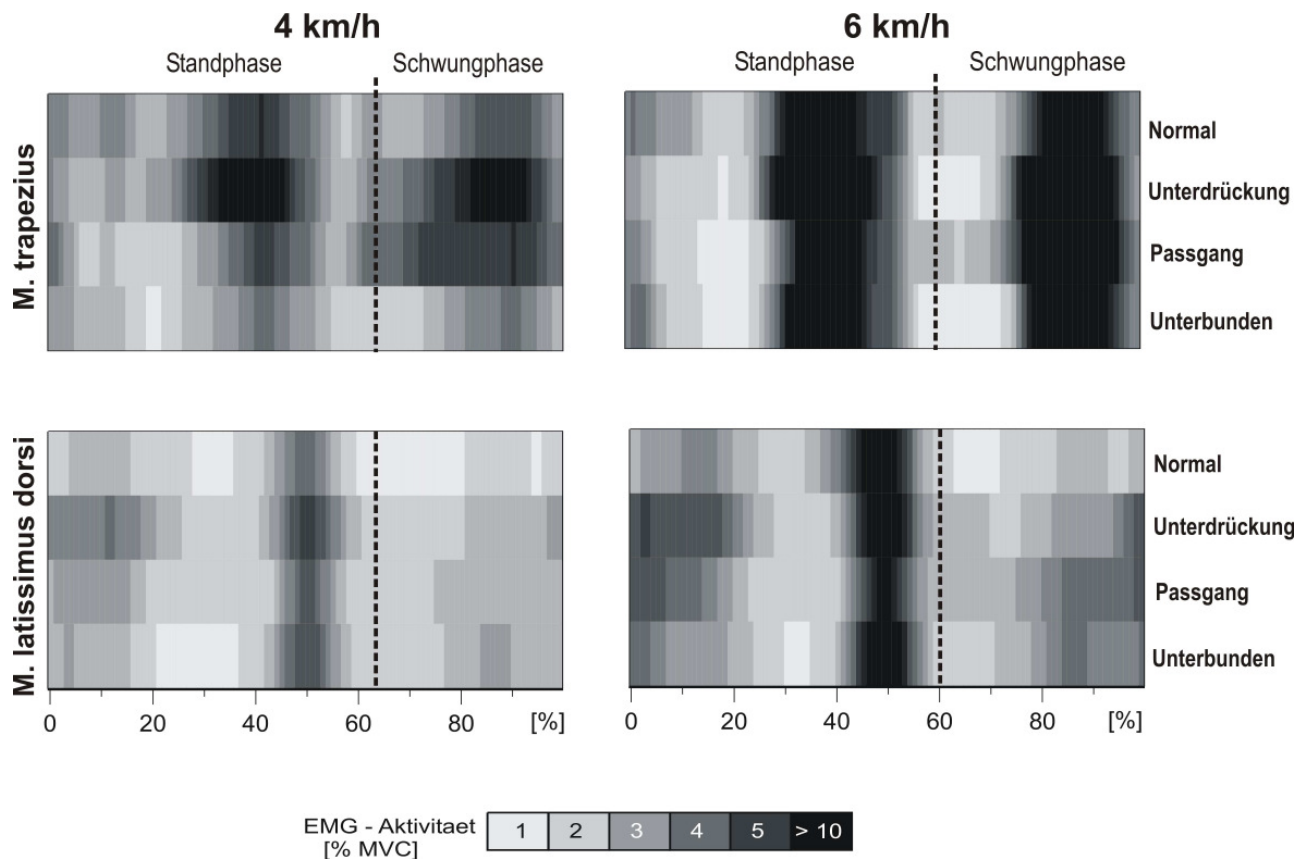
Gesteigerte Aktivität dieses Muskels am Übergang der Schwung- zur Standphase zeigt sich im Passgang und bei Unterdrückung des Armschwungs.



**Abb. 14:** Vergleich der Gangarten im gleichen Maßstab. Gemeinsame Darstellung der interindividuellen Mittelwertskurven der Aktivität aller Muskeln bei den verschiedenen Gangarten. Die Laufbandgeschwindigkeit betrug stets 6 km/h. Die Standardabweichungen sind nur für den Normalgang angegeben.







**Abb. 15:** Vergleich der Muskelaktivität in den verschiedenen Gangarten bei 4 km/h (links) und 6 km/h (rechts). Der Verlauf der EMG-Aktivität jedes Muskels ist als Band von Grauwerten dargestellt. Dunkleres Grau bedeutet stärkere Aktivität. Die Werte sind aus den Daten aller 20 Probanden gemittelt worden.

### 3.2.7. Joggen

Abbildung 16 zeigt die EMG-Mittelwertskurve und die einzeln übereinander gelegten individuellen EMG-Kurven von 16 Probanden beim Laufen mit 12 km/h. Der Vergleich mit Abbildung 10 macht den großen Unterschied zwischen dem normalen Gehen (6 km/h) und dem Laufen (12 km/h) deutlich. Die EMG-Muster sind beim Joggen völlig verändert. Die Amplituden der Signale sind praktisch im gesamten Gangzyklus deutlich vergrößert; daher sind Abbildungen 10 und 16 unterschiedlich skaliert. Außerdem ist zu beachten, dass die Standphase beim Laufen kürzer wird (ca. 40% des Schrittzklus) als die Schwungphase (ca. 60%), so dass Doppelstandphasen fehlen. Die Muskelaktivität der Arm- und Schultermuskeln während des Joggens verläuft folgendermaßen:

Die Pars anterior des M. deltoideus zeigt ein dreigipfeliges Muster mit einem EMG-Maximum (5% MVC) gegen 50 Prozent des Gangzyklus. Die beiden anderen

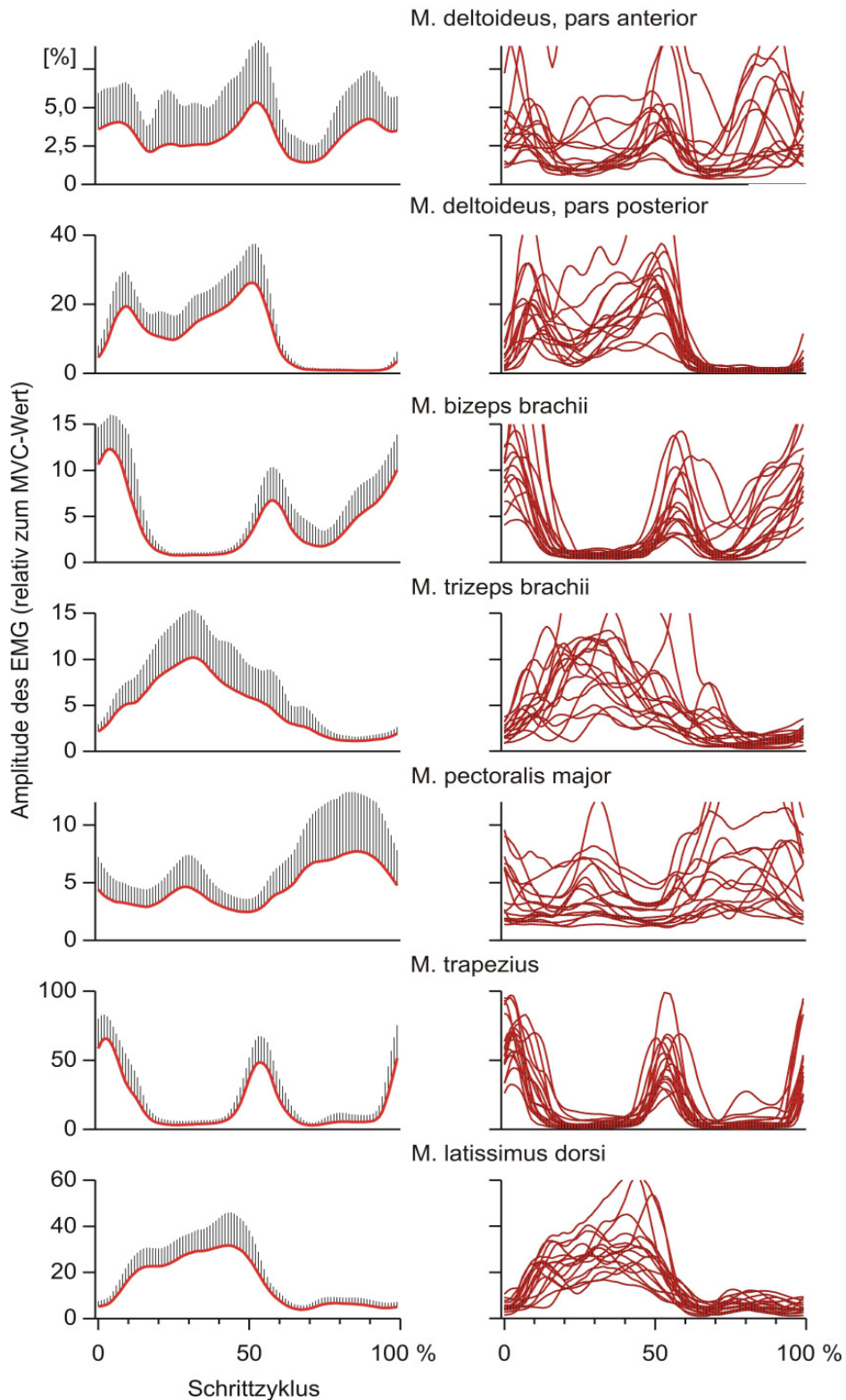
Aktivitätsgipfel liegen am Standphasenbeginn (nach ca. 10% des Schrittzklus) und am Schwungphasenende (ca. 90%).

Die Pars posterior des M. deltoideus hat ihr Aktivitätsmaximum (25% MVC) in der Mitte des Zyklus. Sie ist während der gesamten Standphase aktiv, mit einem kleineren Gipfel des EMG-Signals (20% MVC) nach dem Auftreten, bei ca. 10% des Schrittzklus.

Der M. biceps zeigt ein ganz anderes Kurvenmuster als beim normalen Gehen und ist beim Joggen insgesamt erheblich stärker tätig. Die maximale Aktivität mit 13% MVC findet in der frühen Standphase statt (kurz vor 10% des Zyklus). Danach sinkt die Kurve rapide ab bis etwa zum Zeitpunkt 40%. Daraufhin steigt die EMG-Kurve wieder an und erreicht ihren zweiten hohen Gipfel (ca. 7% MVC) in der Schwungphase, etwa nach 60% des Schrittzklus. Dann durchläuft die Aktivität ein Tal (um Zeitpunkt 70%), steigt in der späten Schwungphase wieder an, und setzt sich in die Standphase fort. Der M. trizeps zeigt eine eingipfelige EMG-Kurve mit maximaler Aktivität von 10% MVC in der Standphase, etwa zum Zeitpunkt 30% des Schrittzklus. Ab dann nimmt die Muskelaktivität bis zum Minimum in der Schwungphase (Zeitpunkt 90%) ab.

Der M. pectoralis major hat eine ungewöhnliche EMG-Kurve mit kontinuierlicher Aktivität, die zwei Gipfel aufweist. Der erste hohe Wert tritt wie beim M. trizeps nach ca. 30% des Schrittzklus auf. Das flachere zweite Maximum (Höhepunkt 8% MVC) liegt zwischen 70% und 90% des Zyklus in der Schwungphase.

Das zweigipfelige EMG-Muster des M. trapezius ähnelt dem des M. biceps sehr. Der erste Scheitelpunkt liegt nach dem Auftreten bei etwa 10% des Schrittzklus. Der zweite Gipfel befindet sich zwischen 50% und 60% des Zyklus und erreicht den Wert halbmaximaler Kraft (50% MVC). Der M. latissimus dorsi ist beim Laufen im Unterschied zum Gehen während fast der gesamten Standphase aktiv. Seine EMG-Kurve erreicht ihren Höhepunkt beim Abstoßen des ipsilateralen Fußes vom Boden (ca. Zeitpunkt 40%), nachdem die Kurve schon ab der frühen Standphase kontinuierlich angestiegen ist. Nach Ablauf von 45% des Schrittzklus sinkt die Aktivität dieses Rückenmuskels wieder rasant ab.



**Abb.16:** Muskelaktivität von 16 Probanden beim Joggen auf dem Laufband (12 km/h).

Links: Mittelwertskurve aller Probanden (rot); die Fehlerbalken zeigen die interindividuelle Standardabweichung an (für n=16 Personen).

Rechts: Die individuellen EMG-Profile der 16 Probanden sind überlagert dargestellt. Skalierung wie links. Jedem Profil liegen 50 bis 100 Schritte zu Grunde.

## 4. DISKUSSION

### 4.1. Übersicht

Der Körper des gehenden Menschen lässt sich in zwei Funktionseinheiten unterteilen, und zwar den Passagier, bestehend aus Kopf, Nacken, Rumpf, Armen, und den Lokomotor (d.h. den Antrieb), bestehend aus den Beinen (Götz-Neumann 2006). Das Becken als Verbindungsglied wird beiden Funktionseinheiten zugeordnet (Perry 1992). Neben der Fortbewegung als der wichtigsten Funktion des Lokomotors muss dieser auch Stabilität, Stoßdämpfung und ein möglichst energiesparendes Gehen gewährleisten. Die Muskelaktivität beim Gehen unterscheidet sich naturgemäß zwischen Lokomotor und Passagier.

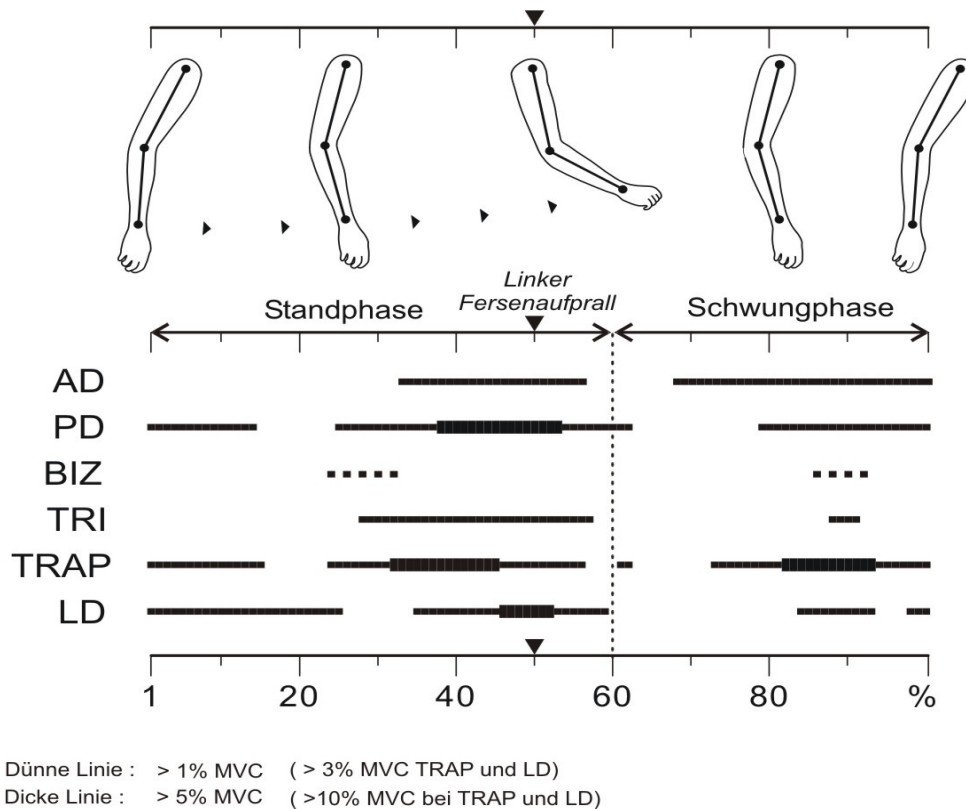
Während die Beinmuskeln im Dienste der Fortbewegung stärker beansprucht werden, sind die Muskeln der oberen Extremitäten nur wenig gefordert. Die Arme können unabhängig vom Gehrrhythmus individuelle Bewegungen ausführen, z.B. beim Gestikulieren. Schon bei Kleinkindern im Alter von etwa einem Jahr wurde beobachtet, dass Armbewegungen beim Gehen nicht zwangsläufig mit den Beinbewegungen gekoppelt sind. Arme und Hände können zur Stabilisierung der Haltung (Balancieren) und zur Manipulation von Objekten während des Gehens genutzt werden (Higgins und Higgins 1995); sie werden zum Tragen von Taschen, Halten von Tablets, zum Zeigen während des Gehens usw. eingesetzt. Die oberen Extremitäten können aber auch, etwa beim Gang mit in die Manteltaschen gesteckten Händen, ruhig gehalten werden. Gerade beim raschen Gehen und Laufen sind aber rhythmische Armschwungbewegungen ein wesentlicher Aspekt des gesamten Bewegungsmusters. Wenn die Arme dabei unbehindert pendeln können, schwingen sie automatisch gegenläufig zu den Bewegungen der ipsilateralen unteren Extremitäten. Die begleitende Muskelaktivität wurde in dieser Arbeit untersucht, mit der Frage, ob es sich beim Armschwung um eine aktive oder passive Bewegung handelt. Neuere Untersuchungen an biomechanischen Modellen zeigen nämlich, dass auch ein rein passives Pendeln denkbar ist (Collins et al. 2009, Pontzer et al. 2009). Neben dem natürlichen Armschwung beim langsamen (4km/h) und schnellen (6km/h) Gehen und beim Joggen wurde die Aktivität der Arm- und Schultermuskeln bei drei weiteren unphysiologischen Gangarten untersucht.

## 4.2. Normales Gehen

Betrachtet sei die Bewegung des rechten Arms beim schnellen Gehen (6 km/h) während eines Schrittzklus, der aus Stand- und Schwungphase besteht. Abbildung 17 zeigt die schematische Zuordnung der Armbewegung zum Schrittzklus, der dem Zeitintervall von 0 bis 100% entspricht. Gangphasen und Armbewegungen sind genau abgestimmt. Im Schultergelenk bezeichnet die Anteversion den Vorwärtsschwung, die Retroversion den Rückwärtsschwung. Für das Ellbogengelenk werden die Begriffe Flexion und Extension verwendet, um die Beugung und Streckung zu beschreiben. Die Aktivitätsperioden der beteiligten Muskeln sind in Abb. 17 als horizontale Balken dargestellt.

Zu Beginn der Standphase ist der Arm in der Schulter retrovertiert und im Ellbogen nahezu gestreckt, die rechte Schulter um die vertikale Achse des Körpers nach hinten gedreht. Die rechte Hand erreicht den hinteren Wendepunkt ihrer Pendelbewegung. Nach dem Bodenkontakt der rechten Ferse beginnt eine Anteversionsbewegung im Schultergelenk. Etwa zum Zeitpunkt 20% pendelt die Hand am Standbein vorbei nach vorne. Dabei passiert sie beim Durchqueren der Frontalebene den tiefsten Punkt ihrer Pendelkurve. In der weiteren Standphase (Zeitintervall 25% bis 50%) bewegt sich der Körper über das stützende rechte Bein hinaus nach vorne. Während die linke Schulter retrovertiert, antevertiert die rechte Schulter weiter und rotiert nach vorne. Dies wird von einer leichten Beugung des Ellenbogens begleitet. Es kommt zu einer gegenläufigen Rotation von Schultergürtel und Beckengürtel um die vertikale Achse.

Kurz vor Ende der Standphase ist die maximale Anteversion im rechten Schultergelenk erreicht, und die Hand gelangt zum vorderen Wendepunkt ihres Pendelausschlags. Diese Stellung wird kurzfristig gehalten. Beim Auftreten der kontralateralen linken Ferse (Zeitpunkt 50 %) kehren Schulter und Ellenbogen ihre Bewegungsrichtung um und beginnen zu retrovertieren bzw. zu extendieren. Diese Retroversion setzt sich durch die ganze Schwungphase fort. Das Ellbogengelenk erreicht am Ende dieser Phase seine maximale Streckung (Kuhtz-Buschbeck et al. 2008). Bei Beginn der neuen Standphase erreicht das Schultergelenk seine maximale Retroversion (Perry 1992).



**Abb.17:** Muskelaktivität und Armschwung während eines typischen Schrittes beim Gehen auf dem Laufband (6 km/h). Schwarze horizontale Linien stellen die Perioden der Muskelaktivität dar (basierend auf den gemittelten EMG-Daten aller Probanden).

Der natürliche Armschwung beim Gehen kann mit der Bewegung eines Pendels verglichen werden, das teils passiv durch die Bewegungen der Aufhängepunkte (Schultergelenke) ins Schwingen gerät, teils aktiv durch die Kontraktionen der Schultermuskulatur bewegt wird (Webb et al. 1994). Nach ihrer anatomischen Funktion werden die Schultergürtelmuskeln in zwei Gruppen geteilt. Die Beugemuskeln, Pars anterior des M. deltoideus, M. biceps und M. pectoralis major, verursachen eine Anteversion des Arms; die Streckmuskeln, Pars posterior des M. deltoideus, M. trizeps und M. latissimus dorsi, führen zur Retroversion des Arms (Platzer 1999).

Gemäß der beim Gehen erhobenen EMG-Daten (siehe Abb. 17) kontrahiert die Pars anterior des M. deltoideus in der Standphase des ipsilateralen Beins konzentrisch und unterstützt so die Anteversion des Arms im Schultergelenk. Vor dem Auftreten des kontralateralen Fußes ("Fersenaufprall") wird die Anteversion des Arms durch gleichzeitige exzentrische Kontraktion der Pars posterior des M. deltoideus und des

zweigelenkigen Caput longum des M. trizeps abgebremst. Die Schulter wird danach in die Umkehrung von Anteversion zur Retroversion geleitet. Zudem wirkt der M. trizeps mit seinen drei Anteilen, Caput longum, Caput mediale und Caput laterale im Ellenbogengelenk als Strecker. Dadurch wird die Beugung des Ellenbogens am Ende des Vorwärtsschwungs beschränkt. Während der Retroversion des Arms in der Schwungphase zeigt sich eine konzentrische Kontraktionen des hinteren Teils des M. deltoideus, bei gleichzeitiger exzentrischer Kontraktion des antagonistischen vorderen Teils dieses Muskels. Die Streckung des Ellenbogens wird durch eine geringe Aktivität des M. biceps begrenzt (Abb. 17). Insgesamt ist die Aktivität der Streckmuskeln, nämlich der Pars posterior des M. deltoideus und des M. trizeps, stärker und interindividuell gleichförmiger als die Tätigkeit der Beugemuskeln (Pars anterior des M. deltoideus und M. biceps). Das Abbremsen eines passiv induzierten Vorwärtsschwungs erscheint wichtiger als die aktive Anteversion durch Muskelkontraktion.

Dieses Ergebnis stimmt teilweise mit früheren EMG-Studien überein (Ballesteros et al. 1965). Ballesteros hat festgestellt, dass die Pars spinalis und Pars acromialis des M. deltoideus beim Rückwärtsschwung des Arms kontinuierlich aktiv waren. So wurde vermutet, dass die Retroversion des Arms durch konzentrische Aktivität der Streckmuskeln verursacht wird, während die Anteversion primär eine passive Bewegung sein könnte. Dies wurde mit einem Kind auf einer Schaukel verglichen, das immer wieder nur in einer Richtung angeschoben wird, während das Zurückschwingen passiv erfolgt (Hinrichs 1990). Die meisten früheren EMG-Studien (Ballesteros et al. 1965, Hogue 1969, Hinrichs 1990) beschrieben keine Aktivität der Beugemuskeln (Pars anterior des M. deltoideus und M. biceps) beim normalen Gehen. Durch Mittelung zahlreicher Einzelschritte ließ sich in dieser Arbeit jedoch schwache EMG-Aktivität dieser Muskeln nachweisen.

Kokontraktionen der Pars anterior und posterior des M. deltoideus wirken stabilisierend im Schultergelenk. Dies wurde kürzlich auch von Pontzer et al. (2009) beschrieben. Sie erklärten den Armschwung beim Gehen als eine passive Folge der Bewegungen des Lokomotors ("passive model"). Über das Becken werden die Drehmomente, die durch die Bewegungen der unteren Extremitäten zustande kommen, mit zeitlicher Verzögerung über den Rumpf zum Schultergürtel übertragen. Die Arme werden passiv durch die Bewegungen ihrer "Aufhängepunkte" am

Schultergürtel ins Schwingen versetzt. Beide Anteile des *M. deltoideus* arbeiten demnach wie Federelemente, deren Dehnung die passiv induzierte Pendelbewegung dämpft. Teils wurden Kokontraktionen gefunden (siehe Abb. 5B in Pontzer et al. 2009), teils aber auch alternierende Aktivität beider Anteile des *M. deltoideus* beschrieben. Auch in dieser Studie wurden unterschiedliche Muster gefunden, mit Kokontraktionen bei 16 und alternierender Aktivität bei 4 der 20 Probanden. Dies zeigt, dass verschiedene Koordinationsmuster des *M. deltoideus* vorkommen.

In der vorliegenden Arbeit zeigt der *M. latissimus dorsi* eine ähnliche Aktivitätskurve wie in der Arbeit von Ballesteros et al. (1965). Im Unterschied zu jener Studie haben die Kurven des *M. latissimus dorsi* und der Pars posterior des *M. deltoideus* in der vorliegenden Arbeit aber bei allen Gangarten ähnliche Zeitverläufe. Zum besseren Verständnis seien die anatomische Lage und Funktion der Muskeln erläutert: Der *M. latissimus dorsi* ist ein breiter, flächenhafter Muskel. Er besteht aus vier Anteilen, die funktionell verschiedene Aufgaben haben. Entwicklungsgeschichtlich hat er mit dem *M. teres major* eine gemeinsame Entstehung und einen gemeinsamen Ansatz an der *Crista tuberculi minoris* (Platzer 1999). Seine konzentrische Kontraktion während der Schwungphase des ipsilateralen Beines bewirkt eine Retroversion des Arms im Schultergelenk, die durch die gleichzeitige Aktivität der Pars posterior des *M. deltoideus* unterstützt wird. Auch wird der Arm durch den *M. latissimus dorsi* im Schultergelenk etwas nach innen rotiert. Wegen seiner thoracoiliocostalen Muskelursprünge kontrahiert dieser Muskel außerdem gemeinsam mit dem ipsilateralen *M. erector spinae*.

Am Ende der Standphase begleiten Kontraktionen des *M. latissimus dorsi* die Gewichtsverlagerung vom rechten abrollenden Fuß auf den linken auftretenden Fuß. In einer Arbeit von Ceccato und Mitarbeitern (2009) wurde die Rolle des Rumpfs beim Gehen mit kinematischer und elektromyographischer Methodik eingehend untersucht. Schultergürtel und Becken rotieren beim normalen Gehen in der Horizontalebene gegenläufig um eine vertikale Achse. Die Vorwärtsdrehung der Schulter von hinten nach vorne beginnt kurz vor dem ipsilateralen initialen Fersenaufprall. Sie setzt sich während der Standphase fort und erreicht ihr Maximum kurz vor dem kontralateralen Fersenaufprall bei etwa 45% des Gangzyklus. Fast gleichzeitig zeigt der *M. erector spinae* seine EMG-Aktivität, die von kranial nach kaudal fortschreitend die unterschiedlichen Anteile dieses Muskels erfasst (Ceccato



et al. 2009). Die simultane Aktivität des M. latissimus dorsi und der Pars posterior des M. deltoideus bremst die Verdrehung der Schulter nach vorne und leitet den Rückwärtsschwung ein.

Danach, während der Schwungphase des ipsilateralen Beins, dreht sich die Schulter in der Horizontalebene von vorne nach hinten, und die Hand pendelt nach hinten. Zum Ende der Schwungphase folgt eine weitere Aktivität des M. latissimus dorsi und der Pars posterior des M. deltoideus. Dadurch wird der Arm aktiv zu seinem hinteren Wendepunkt geführt und die Rückwärtsdrehung der Schulter komplettiert. Die Tätigkeit beider Muskeln setzt sich bis in die frühe Standphase des ipsilateralen Beins fort und begleitet damit den Übergang von der Pendelbewegung des Arms nach hinten zum erneuten Armschwung nach vorne. Dieser Übergang findet in proximal-distaler Abfolge statt, beginnend mit der Vorwärtsdrehung der Schulter, während die Vorwärtsbewegung der Hand etwas später folgt, wie an kinematischen Daten erkennbar ist (Kuhz-Buschbeck et al. 2008).

Der M. trapezius stabilisiert die Scapula und fixiert damit den Schultergürtel (Platzer 1999). Es wurde früher beschrieben, dass die Pars descendens des M. trapezius während des Gangzyklus fast kontinuierlich gleichmäßig aktiv sei, mit Ausnahme kurzer Intervalle um 0 und 50% des Gangzyklus, an denen der Arm die Bewegungsrichtung umkehrt (Ballesteros et al. 1965). Die Ergebnisse in der vorliegenden Arbeit stimmen jedoch nicht mit diesen publizierten Daten überein. Der M. trapezius zeigt Aktivität mit Ausnahmen von zwei Zeitfenstern des Gangzyklus, nämlich 20% - 30% und 60% - 70%. Darüber hinaus gibt es zwei Abschnitte des Schrittzklus, in denen das Signal des M. trapezius besonders stark hervortritt. Dies sind die jeweils zweiten Hälften der Standphase (30% - 60%) und der Schwungphase (70% - 100%). Zu diesen Zeiten erreicht die Schulter ihre maximale Anteversion bzw. Retroversion. Die Aktivität des M. trapezius lässt sich erstens durch seine stabilisierende Funktion erklären. Zweitens ist der M. trapezius während der Anteversion zusammen mit der Pars anterior des M. deltoideus aktiv und unterstützt letztere beim Heben des Arms. Besonders deutlich fühlbar wird eine solche Koaktivierung, wenn man mit gestrecktem Arm ein Gewicht anhebt. Drittens unterstützt der M. trapezius die Pars acromialis des M. deltoideus (hier nicht vom EMG erfasst) bei der Abduktion des Arms und sorgt so dafür, dass dieser am Rumpf vorbei pendelt, ohne ihn zu berühren. Die fehlende Aktivität zu den beiden

obengenannten Zeitfenstern ist vermutlich durch eine relativ stabile neutrale Lage der Scapula in der Schulter bedingt.

Eine bedeutsame rhythmische Aktivität des *M. pectoralis major* beim Gehen war in der vorliegenden Arbeit nicht zu erkennen. Dieser Befund stimmt mit früheren EMG-Studien überein (Ballesteros et al. 1965, Hogue 1969, Hinrichs 1990). Zusammenfassend zeigten sich in der vorliegenden Arbeit teils konzentrische, teils aber auch exzentrische Kontraktionen der Arm- und Schultermuskeln beim natürlichen Gang, so dass der Armschwung am ehesten eine kombinierte aktiv-passive Bewegung darstellt.

### **4.3. Unterdrückung des Armschwungs**

Das Pendeln der Arme unterstützt die Rotation des Schultergürtels, die der gegenläufigen Beckendrehung entgegen wirkt. Eine kinetische Studie zeigte, dass der Armschwung dabei hilft, die Drehmomente des gesamten Körpers einschließlich der Standfläche des Fußes um eine vertikale Achse zu minimieren (Li et al. 2001). Bei Unterdrückung des Armschwungs kommt es in der Standphase zu einer verstärkten Drehung des Fußes auf der Standfläche zur Außenrotationsrichtung. Das normale flüssige Gehen wird durch solche Drehmomente gestört.

Nur eine einzige Vorstudie hat die Unterdrückung des Armschwungs beim Gehen elektromyographisch näher untersucht (Ballesteros et al. 1965). Diese Forscher fanden keine Aktivität von Arm- und Schultermuskeln, wenn die Arme während des Gehens ruhig seitlich parallel zum Rumpf gehalten wurden, zeigen dazu aber keine Originaldaten. Die vorliegende Arbeit kommt zu einem ganz anderen Ergebnis. Es ergab sich auch unter dieser Bedingung starke rhythmische Muskelaktivität des *M. trizeps*, *M. latissimus dorsi* und *M. trapezius*. Besonders der *M. trizeps* war, um die Zeitpunkte 10% und 60% des Gangzyklus herum, stark aktiv, und zwar noch mehr als bei den anderen Gangarten. Dies beweist, dass eine erhöhte Muskelaktivität der Streckmuskeln erforderlich ist, um eine wahrscheinlich passiv bedingte Anteversion des Arms zu verhindern. Das abweichende frühere Resultat von Ballesteros hat eventuell methodische Gründe, da die Probanden in ihrer Studie sehr langsam gingen (genaue Angaben dazu fehlen jedoch).

Der Befund einer verstärkten Muskelaktivität bei Unterdrückung des Armschwungs wird durch zwei weitere Studien gestützt (Ortega et al. 2008, Collins et al. 2009). In diesen wurde der Energieumsatz von Probanden bei verschiedenen Gangarten untersucht und festgestellt, dass der Energieverbrauch beim Gehen mit Vermeidung des Armschwungs höher ist als beim Gang mit frei pendelnden Armen. Eine Erklärung für diesen Mehrverbrauch ist, dass die Vermeidung des Armschwungs zusätzliche Aktivität des M. trizeps, aber auch des M. latissimus dorsi sowie des M. trapezius erfordert (siehe Tabelle 6, Seite 40). Zweitens sind Reibungsverluste zwischen Standfuß und Standfläche verstärkt (Collins et al. 2009). Drittens müssen Bein- und Rückenmuskeln zur Kompensation zusätzlicher Drehmomente eingesetzt werden (Callaghan et al. 1999). Diese Autoren beschrieben, verglichen zum normalen Gehen, eine Mehrbelastung des M. latissimus dorsi und des M. erector spinae bei Unterdrückung des Armschwungs. Dies stimmt mit den hier erhobenen Daten gut überein.

#### **4.4. Passgang**

Elektromyographische Daten zum Passgang fehlen bislang völlig. Allerdings gibt es Ergebnisse zum Energieverbrauch und zur Kinetik dieser unphysiologischen Gangart. So haben Collins und Mitarbeiter (2009) den menschlichen Gang unter vier Bedingungen kinematisch und kinetisch analysiert, und zwar beim normalen Gehen, beim Gehen mit Unterdrückung des Armschwungs, beim Passgang und beim Gehen mit am Rumpf fixierten Armen. Auch der Energieumsatz wurde jeweils gemessen. Drei Parameter, nämlich Drehmoment, Drehimpuls und Energieumsatz zeigten signifikante Unterschiede zwischen den Gangarten. Im Vergleich zum normalen Gehen waren diese Messgrößen bei den anderen Gangarten erhöht, und zwar am deutlichsten beim Passgang. Nur das normale Gehen mit natürlichem Armschwung gewährleistet eine optimale Balance von Energieverbrauch und –gewinn. Leichte Kontraktionen der für den Armschwung zuständigen Schultermuskeln erfordern zwar Energie; zum großen Teil entsteht das Armpendeln nach Meinung von Collins et al. aber passiv durch die Nutzung der natürlichen Dynamik. Insgesamt entsteht durch den natürlichen Armschwung ein Energiegewinn, da "energieverschleißende" Drehmomente beim Gehen minimiert werden. Dieser indirekte Energiegewinn ergibt sich aus der Reduktion von Drehmomenten (free vertical moment) zwischen Standfuß und Standfläche und aus einem geringeren Einsatz der Beinmuskeln. Wenn

die Arme normal schwingen können, werden die Beine und Füße deutlich weniger beansprucht als beim Passgang (Collins et al. 2009). In einer anderen Studie wurde festgestellt, dass dieses Drehmoment zwischen Standfuß und Standfläche beim normalen Gehen geringer ist als beim Gehen mit fixiertem Arm (Li et al. 2001). Im Passgang ist das Drehmoment stark erhöht, deswegen sinkt der indirekte Energiegewinn, ergo steigt der Energieumsatz.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen eine vermehrte Muskelaktivität des M. biceps, M. pectoralis major, M. latissimus dorsi und M. deltoideus anterior in der Stand- und Schwungphase des Passgangs. Außerdem zeigen die beiden Teile des M. deltoideus vermehrt Kokontraktionen. Diese Zusatzaktivität bestärkt das Resultat von Collins et al. (2009) und trägt zum erhöhten Energieumsatz des Körpers bei. Leider fehlen in der Publikation von Collins und Kollegen Elektromyogramme von Arm- oder Beinmuskeln. Ihre Aussagen zur passiven Induktion des natürlichen Armschwungs, die an biomechanischen Modellen nachgewiesen wurde, schließen aber begleitende Muskelkontraktionen nicht aus. Der Passgang ist ferner schwieriger einzuüben und erfordert mehr Konzentration als andere Gangarten (de Sèze et al. 2008). Dadurch ist er störungsanfällig.

#### **4.5. Gehen mit immobilisierten Armen**

In der Studie von Ballesteros und Kollegen (1965) wurden bei fünf Probanden die Unterarme lose am Rumpf fixiert, und eine EMG-Messung wurde durchgeführt. Die Forscher stellten Muskelaktivität des M. latissimus dorsi und des M. teres major fest. Weniger Aktivität fanden sie beim M. deltoideus posterior. Über EMG-Signale des M. deltoideus anterior, M. biceps und M. trizeps, M. pectoralis major und M. trapezius wurde nicht berichtet. Auch beschrieben sie Muskelaktivität unabhängig von der Armfixation dann, wenn die Probanden im Stehen den Rumpf drehten (Ballesteros et al. 1965).

In Kongruenz mit der einzigen Vorstudie (Ballesteros et al. 1965) wurde auch in dieser Arbeit rhythmische EMG-Aktivität beim Gehen mit immobilisiertem Arm gefunden. Aus Sicherheitsgründen wurde nur der dominante Arm mit einer Schiene am Körper fixiert, die andere Hand wurde in die Hosentasche gesteckt. Trotz der Immobilisation des rechten Arms zeigte sich rhythmische Aktivität des Deltamuskels, besonders seines hinteren Teils. Dies impliziert, dass neuronale Befehle an diesen

Muskel als Teil eines zentral festgelegten motorischen Programms stattfinden (Dietz 2002). Es ist möglich, dass rhythmische Aktivität im Rückenmark generiert wird, ähnlich wie bei vierbeinigen Tieren (Zehr und Duysens 2004, Barthelemy und Nielsen 2010). Sobald die Beine laufen, wird begleitende Aktivität der Armmuskeln über propriospinale Verbindungen (Binnenverbindungen des Rückenmarks) ausgelöst, auch wenn keine tatsächliche Armbewegung möglich ist. Der M. trapezius und der M. latissimus dorsi zeigten ebenfalls annähernd normale rhythmische Aktivitätsverläufe. Dies kann allerdings auch an Rumpfbewegungen liegen, die durch die Fixierung des Arms nicht eingeschränkt waren und weiter stattfanden.

Der rechte M. biceps und M. pectoralis major wurden bei Immobilisierung des rechten Arms vermehrt beansprucht. Dadurch, dass der Arm fixiert ist, versuchten manche Probanden unbewusst den fehlenden Armschwung durch eine intermittierende leichte Vorwärtsbewegung der rechten Schulter zu kompensieren. Von den Probanden unbemerkt kam es so zu zusätzlichen Kontraktionen, die interindividuell aber stark variierten. In der Studie von Collins et al. (2009) wurde der Energieverbrauch von Probanden auch beim Gehen mit am Körper fixierten Armen gemessen. Es wurde angenommen, dass keine Muskelkontraktionen der Armmuskeln stattfanden (direkter Energieverbrauch gleich Null). Dies stimmt aber nicht mit den EMG-Daten dieser Studie überein, die fortdauernde Aktivität trotz Immobilisation ergaben.

#### **4.6. Joggen**

Die Gehgeschwindigkeit beeinflusst zahlreiche Gangparameter (Murray et al. 1967). Es ist bekannt, dass Schrittlänge, Schritthöhe und Kadenz mit zunehmender Gehgeschwindigkeit ansteigen, während sich Stand- und Schwungphasendauer verkürzen (Kuhtz-Buschbeck et al. 2008, Brockmann 2010). Die doppelseitige Standbeinbelastung fehlt beim Laufen komplett, so dass zu keinem Zeitpunkt beide Beine den Boden berühren (Götz-Neumann 2006). Dies stimmt mit den Daten der vorliegenden Arbeit zum Gangzyklus überein (siehe 3.2.7. Joggen).

Auch die Kinematik des Armschwungs wird wesentlich von der Gehgeschwindigkeit beeinflusst (Kuhtz-Buschbeck et al. 2008, Brockmann 2010). Das Pendeln des Arms wird mit zunehmender Gehgeschwindigkeit von 2 auf 6 km/h zunächst stetig stärker,

sowohl bei der Anteversion als auch bei der Retroversion. Beim Übergang vom Gehen (6 km/h) zum Joggen (8 km/h) nimmt die Retroversion des Schultergelenks deutlich zu, die Anteversion hingegen ab; die Arme werden angewinkelt. Entsprechend ist das Ellenbogengelenk beim Joggen mit 8 km/h insgesamt stärker flektiert als beim Gehen, so dass die Winkel der Flexion und der Extension dieses Gelenks wesentlich kleiner sind (Kultz-Buschbeck et al. 2008, Brockmann 2010). Die EMG-Daten der vorliegenden Arbeit ergänzen die früheren Beobachtungen. Die Aktivität der Arm- und Schultermuskeln steigt bei Zunahme der Gehgeschwindigkeit von 4 auf 6 km/h an. Beim Übergang zum Joggen nehmen die Aktivitäten aller Muskeln nochmals zu (vergleiche Skalierungen von Abb. 10 und 16), und besonders die Aktivitätskurven des Deltamuskels, des Trizeps und Bizeps sowie des M. pectoralis major werden dem neuen Bewegungsablauf angepasst. Passend zu den vorliegenden Daten fand Hinrichs (1990) deutliche Zunahmen der EMG-Signale des Bizeps, Trizeps, M. deltoideus, M. latissimus dorsi, M. pectoralis major und M. brachioradialis beim Übergang vom Gehen zum Laufen.

Mit Zunahme der Gehgeschwindigkeit nimmt die Verdrehung des Schultergürtels aus der Frontalebene um eine senkrechte Achse etwas ab (Hinrichs 1990, Kultz-Buschbeck et al. 2008). Auch Kubo et al. (2006) beschrieben eine Zunahme der Steifheit und Stabilität des Rumpfes mit zunehmender Geschwindigkeit. Dies passt zu den EMG-Daten der vorliegenden Arbeit. Beim Joggen wurden verschiedene Schultermuskeln, wie der M. pectoralis major, M. trapezius und M. latissimus dorsi, vermehrt eingesetzt. Durch ihre Wirkung auf den Rumpf könnten axiale Thoraxbewegungen vermindert und der Rumpf insgesamt stabilisiert werden. Dies wiederum hat gemäß Kubo et al. (2006) einen positiven Effekt auf die Kopfstabilität (z.B. Blickrichtung) und ermöglicht einen besseren elastischen Rückstoß zwischen den Rumpfsegmenten.

#### **4.7. Methodenkritik**

Aufgrund technischer Einschränkungen und methodischer Überlegungen wurden keine quantitativen kinematischen Daten (Bewegungen von Markierungspunkten, Gelenkwinkel usw.) parallel zum EMG erfasst. Dies hätte die Untersuchungsdauer deutlich verlängert und die natürlichen Bewegungen der Probanden möglicherweise behindert. Markierungspunkte können von EMG-Kabeln verdeckt werden oder sich in

diesen verfangen, was die Aufnahme gestört hätte. Um die Bewegungen zu beurteilen, wurden stattdessen Videobilder in Zeitlupe analysiert. So wurde sicher gestellt, dass die Gangbedingungen eingehalten worden waren. Zukünftige Studien könnten das EMG mit geeigneten kinematischen und kinetischen Messungen kombinieren, um eine vollständige Analyse des Armschwungs beim Gehen unter unterschiedlichen Bedingungen durchzuführen. Weiterhin könnte es interessant sein, die Aktivität der Beinmuskeln unter den verschiedenen Bedingungen zu bewerten.

#### **4.8. Klinische Aspekte**

In der vorliegenden Arbeit wurde der Armschwung bei gesunden Probanden untersucht. Gangstörungen sind jedoch häufig und nehmen altersabhängig zu (Stolze et al. 2004). Bei über 70-jährigen wird ihre Prävalenz in epidemiologischen Studien mit ca. 35 Prozent angegeben (Verghese et al. 2006). Menschen mit einer Gangstörung sind hinsichtlich ihrer Aktivität und Teilhabe am Alltagsleben erheblich eingeschränkt. Deswegen ist es wichtig, solche Störungen zu erkennen und zu behandeln. Ganganalysen im klinischen Bereich helfen den Ärzten bei dem Entscheidungsprozess von der Diagnose zur Therapie, lassen Fortschritte nach medizinischen Eingriffen erkennen, und werden zur Beurteilung der Effektivität verschiedener Behandlungsmethoden herangezogen (Kutzt-Buschbeck et al. 2003, Stolze et al. 2005).

Beispielsweise machen wiederholte Ganganalysen nach einer operativen Entlastung des Rückenmarks bei zervikaler Myelopathie die postoperativen Fortschritte der Bewegungskontrolle deutlich (Kutzt-Buschbeck et al. 1999). Vermessungen des Gangmusters ermöglichen eine bessere Differenzierung zwischen den von ihrem Erscheinungsbild her ähnlichen hypokinetischen Bewegungsstörungen, die bei Normaldruckhydrozephalus und bei Morbus Parkinson auftreten (Stolze et al. 2000, 2001). Eine aktuelle Studie von Lewek et al. (2010) berichtet, dass eine ausgeprägte Asymmetrie des Armschwungs beim Gehen ein sehr frühes Symptom der Parkinson'schen Erkrankung sei. Hierzu wurden kinematische Resultate publiziert. Interessant wäre es, ergänzende elektromyographische Daten an Patienten mit dieser Erkrankung zu gewinnen, um die Genese der Bewegungsasymmetrie besser zu verstehen. Daten zur physiologischen Aktivität der Arm- und Schultermuskeln beim Gehen, welche die vorliegende Arbeit liefert, könnten zum Vergleich dienen.

## 5. ZUSAMMENFASSUNG

Ganganalysen dienen der genauen Beschreibung der physiologischen Bewegungsabläufe des Gehens und Laufens sowie der Erfassung von Gangstörungen bei Patienten. Zum Armschwung beim Gehen liegen bislang kaum Daten vor. In dieser Studie wurde die Aktivität von sieben Arm- und Schultermuskeln bei zwanzig männlichen Probanden während des Gehens und Laufens mittels Elektromyographie (EMG) nicht-invasiv erfasst. Untersucht wurden der M. deltoideus, pars anterior und posterior, M. biceps brachii, M. trizeps, M. trapezius, M. pectoralis major und der M. latissimus dorsi der rechten Seite. Die Stand- und Schwungphasen der Füße wurden mit Drucksensoren registriert und die Bewegungen gefilmt.

Jeder Proband lief nach Einübung in vier unterschiedlichen Gangarten (A-D) jeweils langsam (4 km/h) und schnell (6 km/h) auf einem Laufband:

- A) Normales Gehen mit unbeschränktem natürlichem Armschwung.
- B) Gehen mit Unterdrückung des Armschwungs, d.h. die Arme hingen beim Gehen möglichst ruhig und unbewegt senkrecht nach unten.
- C) Gehen mit immobilisierten Armen: Der rechte Arm wurde mit einer Immobilisationsbandage ruhig gestellt, die linke Hand in die Hosentasche gesteckt.
- D) Passgang: Entgegen der natürlichen Koordination wurden die Arme parallel zu den ipsilateralen Beinen (gleichläufig) nach vorne und hinten bewegt.

Sechzehn der Probanden wurden zusätzlich beim Joggen mit 12 km/h untersucht.

Rhythmische EMG-Aktivität zeigte sich bei allen Gangarten. (A) Beim normalen Gehen waren alle untersuchten Muskeln mit Ausnahme des M. pectoralis major periodisch aktiv. Sowohl konzentrische, das Pendeln des Arms antreibende, als auch exzentrische, d.h. das Pendeln abbremsende Kontraktionen kamen vor. Mithin handelt es sich beim natürlichen Armschwung um einen kombiniert aktiv-passiven Bewegungsablauf. Besonders deutlich waren Signale des M. deltoideus (pars posterior) und des M. latissimus dorsi in der Mitte des Schrittzklus, sowie zweigipfelige EMG-Aktivitätskurven des M. trapezius. Die Aktivität der Strecker überwog insgesamt die Aktivität der Beuger.



Die EMG-Signale waren beim Gehen mit 6 km/h deutlicher als bei 4 km/h, wobei der Zeitverlauf der Aktivitätskurven aber ähnlich blieb. Generell blieb die mittlere EMG-Aktivität der Arm- und Schultermuskeln beim Gehen unter 10% der EMG-Signale bei maximalen Willkürkontraktionen. Stärkere Muskelaktivität mit anderen zeitlichen Mustern trat beim Joggen auf (12 km/h).

(B) Willkürliche Unterdrückung des Armschwungs ging mit klarer EMG-Aktivität des M. trizeps einher, die stärker war als beim normalen Gehen. Diese Muskelaktivität war notwendig, um ein passives, durch die Rumpfbewegung beim Gehen induziertes Pendeln der Arme zu vermeiden.

(C) Auch beim Gehen mit immobilisierten Armen fanden sich rhythmische EMG-Signale des M. deltoideus posterior, M. trapezius und M. latissimus dorsi. Ein zentraler Rhythmusgenerator könnte diese Muskelaktivität anstoßen, sobald die Beine laufen, auch wenn keine tatsächliche Armbewegung stattfinden kann. Bei Vierbeinern (z.B. Katze) sind entsprechende neuronale Verschaltungen des Rückenmarks bekannt.

(D) Der Passgang erforderte eine unnatürliche Koordination und ging mit vermehrter Aktivität des M. deltoideus anterior, M. biceps, M. pectoralis major und M. latissimus dorsi einher, die signifikant höher war als beim normalen Gehen. Dies dürfte auch den Energieumsatz steigern.

Die erhobenen elektromyographischen Daten zur physiologischen Aktivität von Arm- und Schultermuskeln beim Gehen liefern Aufschluss über die Genese der Armschwungbewegung und können als Referenzwerte bei der Beurteilung von Gangstörungen herangezogen werden.

## 6. LITERATURVERZEICHNIS

Annett M. A classification of hand preference by association analysis. *Br J Psychol* 1970; 61(3): 303-321.

Ballesteros M, Buchthal F, Rosenfalck P. The pattern of muscular activity during arm swing of natural walking. *Acta Physiol Scand* 1965; 63: 296-310.

Barthelemy D, Nielsen JB. Corticospinal contribution to arm muscle activity during human walking. *J Physiol* 2010; 588(Pt 6): 967-979.

Boczek-Funcke A, Kuhtz-Buschbeck JP, Illert M. Kinematic analysis of the shoulder girdle during treadmill locomotion: an X-ray study. *Eur J Neurosci* 1996; 8(2): 261-272.

Brockmann K. Der Armschwung beim Gehen. Medizinische Fakultät der Christian-Albrechts-Universität, Med. Dissertation, Kiel, 2010.

Callaghan JP, Patla AE, McGill SM. Low back three - dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1999; 14(3): 203-216.

Ceccato JC, de Sèze M, Azevedo C, Cazalets JR. Comparison of trunk activity during gait initiation and walking in humans. *PLoS ONE* 2009; 4(12): e8193

Collins SH, Adamczyk PG, Kuo AD. Dynamic arm swinging in human walking. *Proc Biol Sci* 2009; 276(1673): 3679-3688.

De Luca CJ, Knaflitz M. Surface Electromyography. What's new ? CLUT Publishers, Turin, Italien, 1992.

de Sèze, Falgairolle M, Viel S, Assaiante C, Cazalets JR. Sequential activation of axial muscles during different forms of rhythmic behaviour in man. *Exp Brain Res* 2008; 185(2): 237-247.

Dietz V, Wirz M, Jensen L. Locomotion in patients with spinal cord injuries. *Phys Ther* 1997; 77(5): 508-516.

Dietz V. Do human bipeds use quadrupedal coordination? *Trends Neurosci* 2002; 25(9): 462-467.

Eftman H. The function of the arms in walking. *Human Biology* 1939; 11: 529-536.

Götz-Neumann K. Ganganalyse in der Physiotherapie - Gehen verstehen. Thieme Verlag, Stuttgart, 2006.

Grillner S. Control of locomotion in bipeds, tetrapods, and fish. In: Brooks V (Hrsg.) Handbook of Physiology - The Nervous System II. Waverly Press, Baltimore, 1981: 1179-1236.

Herder J. Ideen zur Philosophie der Geschichte der Menschheit. Hartknoch, Leipzig, 1785.

- Higgins S, Higgins JR. *The Acquisition of Locomotor Skill*. Mosby, St.Louis, 1995.
- Hinrichs RN. Whole Body Movement: Coordination of Arms and Legs in Walking and Running. In: Winters JM, Woo SLY (Hrsg.) *Multiple Muscle Systems; Biomechanics and Movement Organization*. Springer, New York, 1990: 694-705.
- Hogue RE. Upper-extremity muscular activity at different cadences and inclines during normal gait. *Phys Ther* 1969; 49(9): 963-972.
- Illert M. Motorisches System. In: Deetjen P, Speckmann EJ, Hescheler J (Hrsg.) *Physiologie*, 4. Auflage. Urban und Fischer, München, 2005: 187-280.
- Jackson KM, Joseph J, Wyard SJ. The upper limbs during human walking. Part 2: Function. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1983; 23(6): 435-446.
- Konrad P. *EMG-Fibel*, Noraxon, European Service Center, Köln, 2005.
- Kubo M, Holt KG, Saltzman E, Wagenaar RC. Changes in axial stiffness of the trunk as a function of walking speed. *J Biomech* 2006; 39(4): 750-757.
- Kuhtz-Buschbeck JP, Boczek-Funcke A, Illert M, Weinhardt C. X-ray study of the cat hindlimb during treadmill locomotion. *Eur J Neurosci* 1994; 6(7): 1187-1198.
- Kuhtz-Buschbeck JP, Boczek-Funcke A, Mautes A, Nacimiento W, Weinhardt C. Recovery of locomotion after spinal cord hemisection: an X-ray study of the cat hindlimb. *Exp Neurol* 1996; 137(2): 212-224.
- Kuhtz-Buschbeck JP, Jöhnk K, Mäder S, Stolze H, Mehdorn M. Analysis of gait in cervical myelopathy. *Gait Posture* 1999; 9(3): 184-189.
- Kuhtz-Buschbeck JP, Hoppe B, Gölge M, Dreesmann M, Damm-Stünitz U, Ritz A. Sensorimotor recovery in children after traumatic brain injury: analyses of gait, gross motor, and fine motor skills. *Dev Med Child Neurol* 2003; 45(12): 821-828.
- Kuhtz-Buschbeck JP, Brockmann K, Gilster R, Koch A, Stolze H. Asymmetry of arm-swing not related to handedness. *Gait Posture* 2008; 27(3): 447-454.
- Lewek MD, Poole R, Johnson J, Halawa O, Huang X. Arm swing magnitude and asymmetry during gait in the early stages of Parkinson's disease. *Gait Posture* 2010; 31(2): 256-260.
- Li Y, Wang W, Crompton RH, Gunther MM. Free vertical moments and transverse forces in human walking and their role in relation to arm-swing. *J Exp Biol* 2001; 204(Pt 1): 47-58.
- Murray MP, Sepic SB, Barnard EJ. Patterns of sagittal rotation of the upper limbs in walking. *Phys Ther* 1967; 47(4): 272-284.
- Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia* 1971; 9(1): 97-113.
- Ortega JD, Fehlman LA, Farley CT. Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. *J Biomech* 2008; 41(16): 3303-3308.

- Pearson K. The control of walking. *Sci Am* 1976; 235(6): 72-86.
- Perry J. Gait analysis - normal and pathological function. New York, Slack, 1992.
- Platzer W. Taschenatlas der Anatomie in drei Bänden, 1. Band: Bewegungsapparat, 9. Auflage. Thieme Verlag, Stuttgart, 1999.
- Pontzer H, Holloway JH, Raichlen DA, Lieberman DE. Control and function of arm swing in human walking and running. *J Exp Biol* 2009; 212(Pt 4): 523-534.
- Stolze H, Kuhtz-Buschbeck JP, Drücke H, Jöhnk K, Diercks C, Palmié S, Mehdorn HM, Illert M, Deuschl G. Gait analysis in idiopathic normal pressure hydrocephalus--which parameters respond to the CSF tap test? *Clin Neurophysiol* 2000; 111(9): 1678-1686.
- Stolze H, Kuhtz-Buschbeck JP, Drücke H, Jöhnk K, Illert M, Deuschl G. Comparative analysis of the gait disorder of normal pressure hydrocephalus and Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2001; 70(3): 289-297.
- Stolze H, Klebe S, Zechlin C, Baecker C, Friege L, Deuschl G. Falls in frequent neurological diseases--prevalence, risk factors and aetiology. *J Neurol* 2004; 251(1): 79-84.
- Stolze H, Klebe S, Baecker C, Zechlin C, Friege L, Pohle S, Deuschl G. The prevalence of gait disorders in hospitalized neurological patients. *Mov Disord* 2005; 20(1): 89-94.
- Verghese J, LeValley A, Hall CB, Katz MJ, Ambrose AF, Lipton RB. Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults. *J Am Geriatr Soc* 2006; 54(2): 255-261.
- Webb D, Tuttle RH, Baksh M. Pendular activity of human upper limbs during slow and normal walking. *Am J Phys Anthropol* 1994; 93(4): 477-489.
- Weil S, Weil U. Mechanik des Gehens. Thieme Verlag, Stuttgart, 1966.
- Weiss PL, St Pierre D. Upper and lower extremity EMG correlations during normal human gait. *Arch Phys Med Rehabil* 1983; 64(1): 11-15.
- Wessinghage D. Messen mit Messband und Winkelmesser. CIBA-GEIGY GmbH, Wehr, 1983.
- Winter DH. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. John Wiley & Sons, New York, 1990.
- Zehr EP, Duysens J. Regulation of arm and leg movement during human locomotion. *Neuroscientist* 2004; 10(4): 347-361.

## 7. ANHANG

### 7.1. Allgemeine Messdaten und Messdaten der unteren Extremitäten

ID	Alter	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Gesamtlänge untere Extremität (cm)	
				Links	Rechts
1	49	182,00	80,00	101,00	102,00
2	42	182,00	86,00	102,00	101,00
3	22	196,00	83,00	105,00	104,00
4	28	182,00	100,00	95,00	95,00
5	41	191,00	101,00	103,00	103,00
6	22	198,00	85,00	111,00	110,00
7	35	186,00	94,00	101,00	101,00
8	31	181,00	63,00	94,00	92,00
9	27	170,00	67,00	92,00	91,00
10	23	178,00	75,00	93,00	92,00
11	30	187,00	77,00	100,00	100,00
12	20	184,00	66,00	100,00	100,00
13	26	185,00	84,50	98,00	97,00
14	21	188,00	93,00	102,00	99,00
15	23	181,00	72,00	99,00	99,00
16	25	189,00	80,00	102,00	102,00
17	23	188,00	81,00	104,00	104,00
18	35	181,00	75,00	99,00	99,00
19	25	178,00	68,00	97,00	97,00
20	28	172,00	62,00	91,00	91,00
Mittelwert	29	183,95	79,63	99,45	98,95
Std. Abw.	8	6,92	11,56	4,86	4,95
Anzahl	20	20	20	20	20

## 7.2. Längen- und Umfangsdaten der oberen Extremitäten der Probanden (nach Seiten getrennt)

	<b>LINKS</b>	15 cm oberhalb Olekranon	10 cm unterhalb Epi. lat. humeri	Direkt prox. Caput ulnae	Mittelhand- köpfchen II-V
ID	Gesamt-länge des Arms	Umfang obere Extremität	Umfang Unterarm	Minimaler Unterarmumfang	Mittelhand
1	60,00	30,50	27,00	16,50	21,00
2	64,00	33,00	27,50	18,00	22,00
3	63,00	30,00	25,00	17,00	21,50
4	58,00	32,50	28,50	22,00	22,50
5	63,00	36,50	31,00	21,00	23,00
6	66,00	27,50	27,50	18,00	21,00
7	63,00	34,00	28,00	19,50	22,00
8	59,00	25,00	23,50	17,00	21,50
9	54,00	29,00	23,00	16,00	19,00
10	59,00	32,00	27,50	19,50	22,00
11	62,00	29,50	26,50	18,50	21,50
12	63,00	24,50	24,00	16,00	20,00
13	62,00	29,00	28,00	18,00	21,50
14	62,00	32,00	31,00	20,00	22,00
15	62,00	29,00	27,00	18,00	21,00
16	63,00	31,00	25,00	17,00	21,00
17	62,00	32,00	27,50	18,00	21,50
18	59,00	27,50	26,00	17,50	21,00
19	60,00	28,50	23,00	16,00	20,00
20	58,00	29,00	25,00	17,00	20,00
Mittelwert	61,10	30,10	26,58	18,03	21,25
Std. Abw	2,71	2,91	2,30	1,66	0,95
Anzahl	20	20	20	20	20

	<b>RECHTS</b>	15 cm oberhalb Olekranon	10 cm unterhalb Epi. lat. humeri	Direkt prox. Caput ulnae	Mittelhand- köpfchen II-V
ID	Gesamt-länge des Arms	Umfang obere Extremität	Umfang Unterarm	Minimaler Unterarmumfang	Mittelhand
	60,00	30,50	28,00	16,50	21,00
2	64,00	33,00	29,00	18,50	21,50
3	62,50	30,00	26,00	17,00	21,50
4	58,00	33,00	31,00	22,00	22,50
5	63,00	37,00	32,00	21,00	23,50
6	66,00	27,50	26,00	18,00	21,00
7	63,00	34,00	30,50	19,50	22,00
8	59,00	25,00	23,00	18,00	22,00
9	54,00	29,00	25,00	16,00	20,00
10	59,00	32,00	29,00	20,00	23,00
11	62,00	30,00	27,50	19,00	22,00
12	63,00	26,50	25,00	17,50	20,50
13	62,00	31,00	28,00	19,50	22,50
14	62,00	32,50	31,50	20,00	22,00
15	62,00	30,00	27,00	18,50	21,00
16	63,00	31,50	27,00	17,00	22,00
17	62,00	33,00	28,00	19,00	22,50
18	59,00	30,00	28,00	19,50	22,00
19	60,00	30,00	24,00	16,00	20,00
20	58,00	31,00	25,50	18,50	21,00
Mittelwert	61,08	30,83	27,55	18,55	21,68
Std. Abw	2,70	2,69	2,48	1,61	0,94
Anzahl	20	20	20	20	20

## 8. DANKSAGUNG

Vor einem Jahr bekam ich durch die Empfehlung meiner guten Freunde Dr. Wiebke Andresen und Stephan Göbel dieses interessante Promotionsthema von meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Johann P. Kutzt-Buschbeck zur Verfügung gestellt. An ihn konnte ich mich jederzeit wenden, um sowohl fachliche als auch private Probleme zu besprechen. Durch sein geduldiges Zuhören und seine gutmütige Beratung wurden diese Probleme jedes Mal erfolgreich gelöst. Für die hervorragende Betreuung während der gesamten Dissertation möchte ich mich ganz herzlich bei ihm bedanken.

Außerdem danke ich Herrn Prof. Dr. med. Markus Bleich, dem geschäftsführenden Vorstand des Physiologischen Instituts der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel für die Möglichkeit der Durchführung dieser Dissertation am Physiologischen Institut.

Frau Ria Neumann danke ich sowohl für die Hilfe bei der Durchführung der Versuche, als auch für die Hilfe bei der Erstellung des Literaturverzeichnisses und dem Korrekturlesen. Für die Unterstützung bei der Vorbereitung der Versuche gebührt mein Dank Herrn Diplom-Physiker Stephan Wolff und Herrn Gäde vom Sänitätshaus Assmann, Kiel. Weiterhin danke ich Herrn Dr. Henner Sandmann für das Korrekturlesen und die stilistische Beratung.

Des Weiteren gilt mein Dank allen Probanden und allen Kollegen des Physiologischen Instituts, die sich für diese Studie zur Verfügung gestellt haben.

Nicht zuletzt möchte ich mich hiermit noch herzlich bei meinen großzügigen und selbstlosen Eltern in China für die Unterstützung des langwierigen Studiums bedanken. Als ihr einziges Kind konnte ich sie während des Studiums leider nur selten besuchen. Darüber haben sie sich nicht beschwert. Ohne sie hätte ich es nicht ermöglichen können, mein Medizinstudium und meine Dissertation in Deutschland abzuschließen. Diese Doktorarbeit gehört auch meinen lieben Eltern.



## 9. LEBENS LAUF

### Persönliche Angaben

Geburtsdatum und -ort: 5. 3.1978 in Peking / VR. China  
 Staatsangehörigkeit: deutsch  
 Familienstand: ledig  
 Eltern: Vater Jing, Yongsen ( 3.10.1948), in Peking / VR. China  
 Mutter Zhang, Guiying (31.10.1951), in Peking / VR. China

### Ausbildung

01/2010 bis jetzt           Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Physiologischen Institut  
   der Christian-Albrechts-Universität  
 04/2010                        Approbation als Arzt  
 11/2009                        Ärztliche Prüfung  
 03/2005                        Ärztliche Vorprüfung  
 10/2002 – 10/2009         Studium der Humanmedizin an der Christian-Albrechts-  
   Universität zu Kiel

### Publikationen

- “Activity of upper limb muscles during different conditions of human walking”
- “Arm movements during human gait: active or passive phenomenon?”

In: Acta Physiologica, März 2011, Volume 201, Supplement 682: P 157, S 56

- “Activity of upper limb muscles during human walking”

In: Journal of Electromyography and Kinesiology 22 (2012) : 199 - 206