

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

## **DER ARMSCHWUNG BEIM GEHEN**

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

vorgelegt von  
**KATJA BROCKMANN**  
aus Hamburg

Kiel 2010

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

2. Berichterstatter: Prof. Dr. B. Weisser

Tag der mündlichen Prüfung: 08. April 2010

Zum Druck genehmigt, Kiel den 08. April 2010

gez. Prof.Dr. H. Terlau

(Vorsitzender der Prüfungskommission)

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung.....</b>	<b>1</b>
<b>2. Methoden.....</b>	<b>6</b>
2.1. Probanden.....	6
2.1.1. Bestimmung der Körpermaße.....	7
2.2. Ermittlung der natürlichen Gehgeschwindigkeit.....	8
2.3. Händigkeitstests.....	8
2.3.1. Selbsteinschätzung nach Annett.....	8
2.3.2. Purdue-Pegboard.....	9
2.3.3. Papertest.....	10
2.4. Laufband.....	11
2.5. Optoelektronische Bewegungsanalyse.....	12
2.6. Datenaufnahme .....	13
2.7. Positionen der Markierungspunkte.....	15
2.8. Datenauswertung und Berechnung von Gelenkwinkeln.....	15
2.8.1. Obere Extremität.....	16
2.8.2. Untere Extremität.....	18
2.9. Statistische Auswertung .....	20
<b>3. Ergebnisse.....</b>	<b>21</b>
3.1. Einfluss der Gehgeschwindigkeit.....	21
3.1.1. Gehgeschwindigkeit und Armschwung.....	21
3.1.2. Gehgeschwindigkeit und Beinbewegungen.....	25
3.2. Vergleich von Vorwärtsgehen und Rückwärtsgehen.....	31
3.3. Händigkeitstests.....	37
3.4. Asymmetrie des Armschwungs beim Gehen.....	38
<b>4. Diskussion.....</b>	<b>43</b>
<b>5. Zusammenfassung.....</b>	<b>51</b>
<b>6. Literaturverzeichnis.....</b>	<b>53</b>
<b>7. Anhang.....</b>	<b>57</b>
7.1 Händigkeitstest.....	57
7.2. Längen- und Umfangsmessdaten der einzelnen Probanden getrennt nach oberer und unterer Extremität.....	59
<b>8. Danksagung.....</b>	<b>61</b>
<b>9. Lebenslauf.....</b>	<b>62</b>

## 1. Einleitung

Zu Beginn des 20. Jahrhunderts untersuchten die englischen Physiologen C.S. Sherrington und T. Graham Brown erstmals die neurophysiologischen Grundlagen der Lokomotion, der Fortbewegung (Brown und Sherrington 1912). Sie fanden heraus, dass Tiere wie Ratten und Katzen auch noch nach einer vollständigen Durchtrennung des Rückenmarks dem Laufen ähnliche Beinbewegungen zeigen, sobald das initiale Stadium des spinalen Schocks überwunden ist (Brown und Sherrington 1911). Wenn der Rumpf stabilisiert wird, können diese spinalen Tiere sogar aktiv auf einem Laufband laufen (Orlovski 1972, Grillner 1981). Diese Beobachtung beweist, dass das Grundmuster der Lokomotion, nämlich die alternierende Aktivierung von Flexor- und Extensormuskeln, bereits auf der Ebene des Rückenmarks im neuronalen System der spinalen Lokomotionsgeneratoren organisiert ist (Grillner 1981). Man ging zunächst von einer Kette nacheinander ablaufender Reflexe aus, die durch zentrale Einflüsse modifiziert wird. Da die Motoneurone des Rückenmarks aber auch nach vollständiger Durchtrennung der Hinterwurzeln, also ohne jeden afferenten Zustrom, rhythmische neuronale Entladungen zeigen, die dem Muster der Lokomotion sehr ähnlich sind, kann es sich nicht um eine reine Reflexkette handeln (Grillner 1981). Der Grundrhythmus der Motoneurone entsteht vielmehr eigenständig durch Nervenzellen mit regelmäßig oszillierendem Membranpotential, so genannte Schrittmacherzellen. Polysynaptische Verschaltungen dieser Zellen mit Interneuronen und Motoneuronen bilden spinale Lokomotionsgeneratoren, welche aus so genannten Halbzentren bestehen, die jeweils Extension und Flexion der Extremität steuern und sich über Zwischenneurone wechselseitig hemmen. Wahrscheinlich hat jede Extremität ihren eigenen Lokomotionsgenerator, wobei die vier Generatoren über propriospinale Bahnen miteinander verkoppelt sind, um koordinierte Laufbewegungen der Vorder- und Hinterextremitäten zu gewährleisten. Beobachtungen an querschnittgelähmten Patienten legen nahe, dass das neuronale Verschaltungsprinzip beim Menschen ähnlich ist, obwohl im Gegensatz zu vielen Tieren ein „spinales Laufen“ nach vollständiger Durchtrennung des Rückenmarks nicht möglich ist (Dietz et al. 1997).

Russische Neurophysiologen entdeckten durch Stimulationsexperimente an Katzen, dass der Erregungszustand der spinalen Zentren über deszendierende Bahnen von pontinen und mesencephalen lokomotorischen Regionen moduliert wird (Orlovski 1972, Grillner 1981). Stärkere Reizung der mesencephalen Region führt zum Wechsel der Gangart vom Schritt zum Trab und Galopp, und dieser Wechsel findet auch ohne Beteiligung des Endhirns beim dezerebrierten Tier statt. Höhere kortikale senso-motorische Areale, das visuelle System und der Vestibularapparat ermöglichen den willkürlichen Einsatz der Lokomotion zum Erreichen eines Zieles, passen den Gang z.B. beim Umgehen von Hindernissen an Störeinflüsse an, und kontrollieren Muskeltonus und Gleichgewicht (Illert 2005).

Aus der neurophysiologischen Grundlagenforschung zur Lokomotion wurden therapeutische Ansätze entwickelt, wie etwa das Laufbandtraining zur Rehabilitation partiell querschnittgelähmter Patienten (Wernig et al. 1995). Die neurophysiologischen Forschungen verfolgen vier Ansätze: Erstens wird die Funktion spinaler Zentren untersucht, deren Aktivität das Grundmuster der Fortbewegung darstellt. Zweitens dienen sie der Erforschung der Rolle des afferenten Zustroms, und drittens wird die Funktion höherer Zentren bei der Steuerung und Anpassung der Lokomotion charakterisiert. Viertens werden die Bewegungen und die Muskelaktivität bei der Fortbewegung durch Ganganalysen möglichst genau beschrieben.

Die ersten kinematischen Ganganalysen wurden 1872 von Edward Muybridge durchgeführt, der für Fotoserien von Bewegungsabläufen mehrere elektrisch verbundene Fotoapparate benutzte (siehe Pearson 1976). Neben dem menschlichen Gang untersuchte er auch das Laufen vieler Tiere, unter anderem den Trab der Pferde. Die seit langem offene Frage, ob es einen Zeitpunkt gibt, zu dem sich beim trabenden Pferd alle vier Hufe in der Luft befinden, konnte Muybridge positiv beantworten (siehe Pearson 1976). Zur Analyse und quantitativen Beschreibung des menschlichen Ganges werden verschiedene Parameter verwendet. Als räumliche Messwerte dienen die Schrittlänge, die Breite der Gangspur (Schrittbreite) und die Rotation der Fußlängsachse gegenüber der Sagittalebene beim Auftreten (Fußwinkel). Eine einfache Methode zum Erfassen dieser Werte ist die Fußspuranalyse (Brinckmann 1981), bei der die Fußabdrücke aufgezeichnet und

vermessen werden. Wesentlich sind auch die Gehgeschwindigkeit und die Schrittfrequenz (Kadenz). Je höher die Kadenz ist, desto kürzer dauert der Schrittzzyklus, der das Zeitintervall vom Auftreten eines Fußes bis zum nächsten Aufsetzen desselben Fußes bezeichnet. Der Schrittzzyklus wird sowohl beim Laufen als auch beim Gehen in Stand- und Schwungphase eingeteilt (Weil und Weil 1966). In der Standphase wird beim Gehen zunächst die Ferse aufgesetzt und dann folgt mit dem Abrollen des Fußes eine Bewegung des Körpers über das Standbein nach vorn. In der Schwungphase, die wiederum in Beschleunigungs- und Abbremsphase unterteilbar ist, berührt der Fuß den Boden nicht.

Genauen Aufschluss über die Bewegungsabläufe der Extremitäten während der Lokomotion geben Messungen der Gelenkwinkeländerungen. Die sehr präzise röntgenkinematographische Analyse der Gelenkbewegungen findet ihre Anwendung vor allem im Tierexperiment (Kutzt-Buschbeck et al. 1994). Ein anderes, für den Menschen besser geeignetes Verfahren ist die optoelektronische Bewegungsanalyse mit Hilfe von Kameras und auf die Haut geklebten Markierungspunkten. In dieser Studie wurden Infrarotkameras und reflektierende Markierungen benutzt, um Arm- und Beinbewegungen von Probanden beim Gehen auf einem Laufband zu erfassen. Die Abhängigkeit verschiedener Bewegungsparameter von der Gehgeschwindigkeit und Asymmetrien der Armbewegungen werden dargestellt.

Besonderes Augenmerk liegt hierbei auf den balancekorrelierten Messwerten, nämlich der Schrittbreite und den Fußwinkeln. Klinisch-wissenschaftliche Ganganalysen haben gezeigt, dass diese Werte bei verschiedenen Krankheitsbildern verändert sind. Dazu gehören hypokinetische Gangstörungen wie Morbus Parkinson und Normaldruckhydrozephalus, aber auch spinal bedingte Gangstörungen wie die zervikale Myelopathie (Kutzt-Buschbeck et al. 1999, Stolze et al. 2001). Eine verbreiterte Gangspur findet sich auch bei Störungen der Körperbalance nach Schädel-Hirn-Trauma (Kutzt-Buschbeck et al. 2003). Ob sich aber balancekorrelierte Parameter auch bei gesunden Probanden in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit ändern, ob also die Gangspur z.B. beim langsamen Gehen verbreitert ist, wurde bislang nicht systematisch untersucht.

Ein zweiter Ansatz dieser Arbeit ist die seitengetrennte Vermessung des Armschwungs beim Gehen. Der Armschwung ist keine rein passive Pendelbewegung, sondern Teil eines aktiv gesteuerten Bewegungsmusters, das der Rotation des Rumpfes beim Gehen entgegenwirkt (Ballesteros et al. 1965). Wenn beispielsweise 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 gleichzeitige nach hinten gerichtete Pendelbewegung des rechten Armes entgegen, infolge derer sich auch die rechte Schulter nach hinten bewegt, so dass Schulter- und Beckengürtel entgegengesetzt rotieren. Für die linke Seite gilt Entsprechendes. Da die Armschwungbewegung mit aktiv generierten Muskelkontraktionen einhergeht, ist rhythmische elektromyographische Aktivität der Schultermuskeln selbst dann noch nachzuweisen, wenn die Pendelbewegung des Armes beim Gehen durch Fixation der Extremität am Rumpf künstlich unterbunden wird (Ballesteros et al. 1965).

Asymmetrien des Armschwungs und der Schrittlänge sind typische Charakteristika des hemiparetischen Gangbildes nach Schlaganfall (Ochi et al. 1999). Auch bei Kindern und Jugendlichen mit hemiplegischer Zerebralparese pendelt der betroffene Arm vermindert (Gage 1991). Der Ellbogen ist gebeugt, das Handgelenk ist ebenfalls flektiert und weicht nach ulnar ab, die Hand ist zur Faust geballt. Eine verminderte Pendelbewegung des Armes der stärker betroffenen Seite ist ferner als frühes Symptom des Morbus Parkinson beschrieben worden, da diese Erkrankung oft seitenbetont und nicht bilateral symmetrisch beginnt (Rubino 2002). In Abgrenzung zu solchen krankheitsbedingten Bewegungsasymmetrien ist es interessant zu wissen, ob und in welchem Ausmaß auch eine physiologische Asymmetrie des Armschwungs beim Gehen auftritt. Dies wurde bislang nicht systematisch untersucht. Die Kenntnis der Physiologie ist Voraussetzung für die Beschreibung pathologischer Abweichungen.

Es wurde bislang vermutet, man könne die dominante Hand gesunder Personen aufgrund der geringeren Amplitude ihres Pendelausschlages beim Gehen erkennen (Riley et al. 1977). Diese Annahme mag nahe liegen, da ja die Händigkeit, also die asymmetrische Bevorzugung einer Seite, ein wesentliches Merkmal der

menschlichen Motorik ist. Ob sich aber durch die Dominanz einer Hand tatsächlich eine physiologische Asymmetrie des Armschwungs ergibt, ist bislang nicht bekannt. Quantitative Angaben dazu fehlen ebenso wie systematische Vermessungen der Pendelbewegung der Arme bei verschiedenen Gehgeschwindigkeiten und beim Rückwärtsgehen. In der vorliegenden Arbeit wurde daher die Händigkeit von Normalprobanden mit Hilfe von geeigneten Tests bestimmt und anschließend das Gangbild einschließlich der Pendelbewegungen beider Arme aufgezeichnet und danach vermessen und ausgewertet. Es wurden sowohl Rechts- als auch Linkshänder einbezogen.

Durch kinematische Analysen wurden die Arm- und Beinbewegungen beim Gehen, langsamen Laufen (Joggen), und Rückwärtsgehen normaler Versuchspersonen auf einem Laufband quantitativ beschrieben. Dabei sollen folgende Fragen beantwortet werden:

- 1) Wie verändert sich die Pendelbewegung der Arme in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit beim Gehen und langsamen Laufen (Joggen) auf einem Laufband?
- 2) Wie werden balancekorrelierte Gangparameter und andere Variablen (z.B. die Schrittlänge) von der Geschwindigkeit des Laufbandes beeinflusst ?
- 3) Welche Gangparameter unterscheiden sich im Vergleich des Vorwärtsgehens mit dem Rückwärtsgehen bei identischer Geschwindigkeit ?
- 4) Gibt es eine physiologische Asymmetrie des Armschwunges, d.h. signifikante Seitendifferenzen der Pendelbewegungen beider Arme ?
- 5) Kann man die Dominanz einer Hand am Armschwung beim Gehen erkennen?

## **2. Methoden**

Vor der Beschreibung methodischer Details sei zunächst ein kurzer Überblick über den Versuchsablauf gegeben. Sechzehn gesunde Freiwillige nahmen an den Versuchen teil. Zu Beginn wurde ihre natürliche, selbst gewählte Gehgeschwindigkeit ermittelt. Anschließend wurden Händigkeitstests durchgeführt und die Extremitäten nach orthopädischen Richtlinien vermessen. Dann gewöhnten sich die Probanden an das Gehen mit frei schwingenden Armen auf einem Laufband. An den Extremitäten wurden Markierungspunkte ("Marker") befestigt, um das Gangbild bei verschiedenen Geschwindigkeiten mit einem optoelektronischen System zu erfassen und zu vermessen. Dazu gingen die Versuchspersonen mit 2, 4, 6 km/h und mit natürlicher Gehgeschwindigkeit vorwärts und liefen mit 8 km/h (Joggen). Die Reihenfolge der Geschwindigkeitsstufen war randomisiert. Zum Schluss wurde das Rückwärtsgehen bei 4 km/h registriert. Die Versuchsdauer betrug für jeden Probanden etwa 90 Minuten. Jeder Lauf wurde später einzeln ausgewertet und ein Datensatz mit den Raumkoordinaten der Marker erstellt. Aus diesen Daten wurden mit spezieller Software Gangparameter und Gelenkwinkel berechnet und die Ergebnisse wurden statistisch ausgewertet.

### **2.1. Probanden**

Die Messungen erfolgten an 16 gesunden Probanden im Alter zwischen 21 und 28 Jahren, die aus dem Kreis der Mitstudenten und Bekannten der Versuchsleiterin stammten. Es wurden acht Linkshänder und acht Rechtshänder untersucht, je vier weibliche und vier männliche. Keine Versuchsperson wies orthopädische Verletzungen, Gangunsicherheiten oder internistische Erkrankungen auf. In keinem Fall musste ein Versuch wegen Erschöpfung oder aus anderen Gründen abgebrochen werden. Da allerdings 13 der 16 Probanden entweder sehr selten oder noch nie auf einem Laufband gegangen waren, erhielten alle etwa 15 Minuten Eingewöhnungszeit. Mit Hilfe von Klettband und doppelseitigem Klebeband wurden an den Schultern, Ellenbogen, am Handgelenk, an den Oberschenkeln, Knien, Knöcheln sowie im Bereich der Ferse und der Kleinzehe reflektierende Marker angebracht (Abb. 1). Um etwaige Verfälschungen zu vermeiden, wurden die

Probanden erst nach den Experimenten über die Fragestellung informiert. Schon eine auf die Pendelbewegung der Arme beim Gehen gelenkte Aufmerksamkeit hätte die Probanden veranlassen können, verschiedene symmetrische und asymmetrische Bewegungsmuster "durchzuspielen", was nicht erwünscht war. Eine Genehmigung der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Universität Kiel für die Experimente lag vor (AZ A29/95, A111/04). Es kamen ausschließlich nicht-invasive Verfahren zum Einsatz.



**Abb. 1:**

Probandin mit Markierungspunkten an Armen und Beinen auf dem Laufband. Die Marker an den Füßen wurden im Bereich der Ferse und der Kleinzehe auf den Schuhen befestigt. Der Armschwung des rechten Armes erscheint in dieser Pose etwas demonstrativ gesteigert. Die Marker der linken Körperseite sind auf dem Bild nicht zu sehen.

### 2.1.1. Bestimmung der Körpermaße

Das durchschnittliche Körpergewicht der Versuchspersonen betrug  $71,4 \pm 14,4$  kg (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung), während sich die Körpergröße auf  $176,1 \pm 9,2$  cm belief. Die Daten der einzelnen Probanden sind im Anhang aufgelistet (Seiten 59 und 60). Vermessungen der oberen und unteren Extremität erfolgten getrennt für die linke und rechte Seite nach orthopädischen Richtlinien mit einem Maßband (Wessinghage und Zacher 1983). Am stehenden Probanden mit hängendem Arm

wurde die Gesamtlänge der oberen Extremität zwischen Akromion und den Processus styloideus radii gemessen. Der Umfang des Oberarms wurde an einem Punkt, der 15 cm proximal der Olekranonspitze liegt, ermittelt. Der maximale Umfang des Unterarms wurde etwa 10 cm distal des Epicondylus lateralis humeri, der minimale Umfang direkt proximal des Caput ulnae gemessen. Als Maß für die Mittelhand diente der Umfang in Höhe der Mittelhandköpfchen II-V. Die dominante Hand hatte mit einen  $20,2 \pm 1,7$  cm einen etwas größeren Umfang als die nicht-dominante Hand mit  $19,8 \pm 1,5$  cm. Mit Ausnahme dieser leichten, aber signifikanten Seitendifferenz der Handumfänge (t-Test für paarige Stichproben,  $p < 0,05$ ) waren die Daten beider Arme ähnlich. Die Gesamtlänge der unteren Extremität entsprach dem Abstand zwischen der Spina iliaca anterior superior der Hüfte und dem Malleolus lateralis des Fußes. Der maximale Umfang der Wade wurde ebenfalls dokumentiert. Diese Daten finden sich im Anhang (Seite 60).

## **2.2. Ermittlung der natürlichen Gehgeschwindigkeit**

Auf einem etwa 30 m langen Flur des Physiologischen Instituts waren zwei höhenverstellbare Lichtschranken im Abstand von 5,07 m angebracht. Die Probanden wurden aufgefordert, diese Strecke in einem von ihnen als normal empfundenen Tempo zurückzulegen. Die Geschwindigkeit sollte angenehm, weder betont schnell, noch bewusst langsam sein. Um ein möglichst gleichmäßiges Tempo zwischen den Lichtschranken zu erreichen, wurde ein ausreichender Vor- und Nachlauf von jeweils etwa 5 m gewährt. Beim Passieren der Lichtschranken wurde eine elektronisch gesteuerte Stoppuhr gestartet bzw. gestoppt. Nach viermaliger Wiederholung wurde die mittlere Geschwindigkeit errechnet und als natürliche Gehgeschwindigkeit angenommen.

## **2.3. Händigkeitstests**

### **2.3.1. Selbsteinschätzung nach Annett**

Erstens wurde ein von Annett (1970) beschriebener Testfragebogen verwendet (siehe Seite 57 im Anhang), der verschiedene Tätigkeiten auswertet (z.B. mit welcher Hand wird ein Ball geworfen?). In der Originalfassung für Kinder und Jugendliche sollen 20 Aufgaben mit Hilfe von bereitgelegten Gegenständen durchgeführt werden.

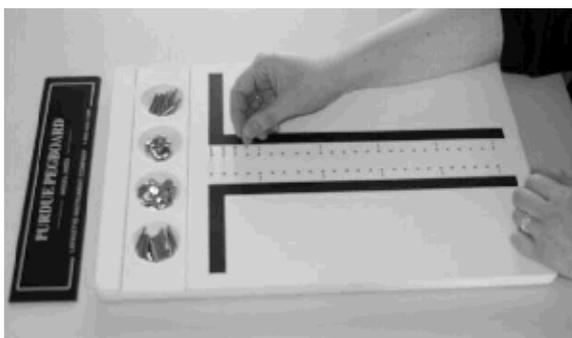
Die Probanden dieser Studie beantworteten die Fragen aus ihrer Erfahrung heraus entweder mit 2 Punkten, wenn sie die Tätigkeit immer mit einer bestimmten Hand durchführen, oder mit einem Punkt bei nur überwiegender Nutzung einer Vorzugshand. Die Fragen 16-20 waren für die Händigkeit nicht erheblich und wurden deshalb weggelassen. Die Auswertung des Tests erfolgte gemäß Annett (1970) und Oldfield (1971). Nach Annett werden solche Probanden, die die ersten sechs Fragen ausschließlich mit rechts oder links beantworteten, entsprechend als Rechts- oder Linkshänder eingestuft. Werden diese Fragen unterschiedlich beantwortet, so erfolgt die Auswertung nach Oldfield (1971) mit Hilfe einer Indexberechnung:

$$I = (R-L) / (R+L) \cdot 100.$$

R entspricht der Punktzahl der rechten, L derjenigen der linken Hand. Der Index I wird in Prozent angegeben (siehe Seite 58).

### 2.3.2. Purdue-Pegboard

Das Purdue-Pegboard (Tiffin und Asher 1948) diente als zweite Methode zur Bewertung der Händigkeit. Es wurde ursprünglich zur Ermittlung der Fingerfertigkeit von Arbeitern in der feinmechanischen Industrie eingesetzt. Wie aus Abbildung 2 ersichtlich, befinden sich im oberen Bereich des Pegboards vier Mulden, in denen von links nach rechts 25 Metallstäbchen, 40 Unterlegscheiben, 20 Metallhülsen und wieder 25 Metallstäbchen liegen. Darunter befinden sich 2 Lochreihen.



**Abb. 2:**

#### **Purdue - Pegboard**

Mit Hilfe des Steckbrett-Tests prüft man die feinmotorische Geschicklichkeit. Erkennbar sind die Lochreihen für die Stäbchen und die Mulden mit Testmaterial.

Die Probanden erhielten 30 Sekunden Zeit, um möglichst viele Stäbchen in die vorhandenen Löcher zu stecken. Sie durften immer nur eines zur Zeit aus der darüber liegenden Mulde entnehmen. Wurde ein Stäbchen fallen gelassen, so konnte dieses entweder durch ein neues ersetzt oder aufgehoben werden. Es musste nicht zwangsläufig verworfen werden. Die Aufgabe begann mit einer Übungsphase. Eine

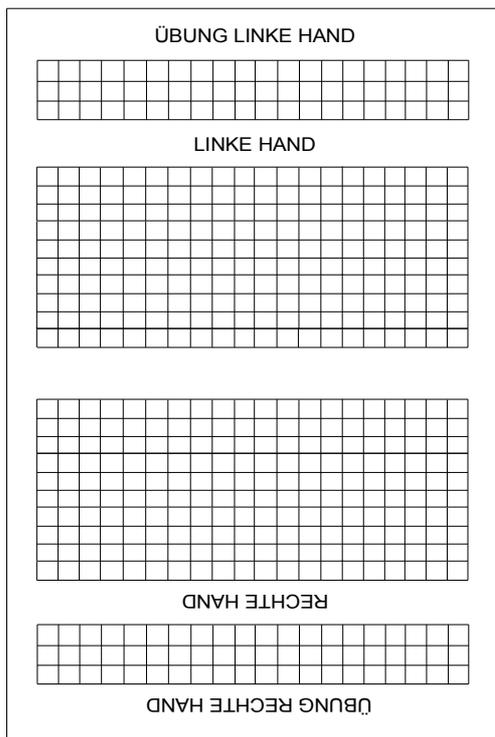
pro Hand dreimalige Wiederholung von Testdurchgängen schloss sich an. Die Stäbchen wurden jeweils nach Ablauf der Zeit gezählt und die Anzahl vermerkt. Begonnen wurde grundsätzlich mit der dominanten Hand. Aus den drei Werten wurden Mittelwerte für die rechte und linke Hand errechnet. Der Index der Händigkeit wurde gemäß der in Abschnitt 2.3.1 angegebenen Formel berechnet (siehe oben). Nach publizierten Normwerten (Tiffin und Asher 1948) erreichen rechtshändige Männer mit der linken Hand im Durchschnitt 15,5 und mit der rechten Hand 16,2 Stäbchen. Frauen brachten mit der linken Hand im Mittel 16,2 und mit der rechten 17,7 Stifte in die Löcher ein, so dass sich die Händigkeit gemäß dieser Publikation an den Ergebnissen des Steckbrett-Testes zeigte.

### **2.3.3. Papertest**

Drittens wurde die „square marking“ - Aufgabe nach Annett (1992) verwendet, die Unterschiede der Geschicklichkeit beider Hände besonders deutlich macht. Auf einem Testbogen sind vier Blöcke von Quadraten (6 mm Kantenlänge) abgebildet (Abb. 3). Der Proband sollte mit einem Bleistift möglichst schnell möglichst viele Quadrate mit einem erkennbaren Kreuz versehen. Zwei der Blöcke, bestehend aus 3 Reihen mit je 20 Quadraten, dienten zur Übung für 10 Sekunden. Im Anschluss erfolgte der eigentliche Test, für den die Versuchsperson pro Hand dreimal 30 Sekunden Zeit hatte, um Kästchen mit Kreuzen zu füllen. Die angekreuzten Quadrate wurden gezählt und ein Index der Händigkeit „I“ berechnet:

$$I = (NR - NL) / (NR + NL) \cdot 100$$

„NR“ gibt das Ergebnis der rechten, „NL“ das der linken Hand wieder. Aus diesem Index (Angabe in Prozent) ergab sich die Ausprägung der Händigkeit für schreibähnliche Bewegungen. Die Resultate sind auf Seite 38 angegeben und bestätigen, dass die eine Hälfte der Probanden Rechtshänder waren, die andere Hälfte Linkshänder.



**Abb. 3:** Paper-Test Arbeitsbogen. Die Größe der Quadrate beträgt im Original 6 x 6 mm. Man soll mit dem Stift in 30 Sekunden möglichst viele der Quadrate mit jeweils einem Kreuz versehen.

## 2.4. Laufband

Für die Ganganalyse wurde ein Lamellenlaufband verwendet (Modell PPS 43med, Firma Woodway, Weil am Rhein, Deutschland). Es verfügte über ein Geländer mit Notstop-Magnet-Seilzug, eine Uhr, Einstellknöpfe sowie eine Digitalanzeige mit der Geschwindigkeit (in km/h oder m/s). Da die Einstellung der Geschwindigkeit in m/s genauer möglich war, wurde diese Einheit bevorzugt. Die Laufläche war 43 cm breit und 162 cm lang. Sie befand sich in einer Höhe von 34 cm über dem Fußboden des Labors. Für die Experimente mussten einige bauliche Veränderungen am Laufband getroffen werden. Die vier Begrenzungspfosten wurden soweit verschoben, dass alle an den Probanden fixierten Marker aus der Perspektive der Kameras des Bewegungsanalysesystems frei sichtbar waren. Die hölzernen Geländerholme befanden sich parallel zueinander in einem Abstand von etwa 85 cm, was ein freies Schwingen der Arme zuließ. Die Geländerhöhe wurde individuell an die Größe der Probanden angepasst; die Holme befanden sich im Mittel 84 cm über dem Niveau der Laufbandfläche (siehe Abb. 1 auf Seite 7).

In Vorversuchen wurde geprüft, ob die Einstellung der Laufbandgeschwindigkeit richtig funktionierte. Hierzu wurde nach Wahl bestimmter Geschwindigkeiten jeweils

ein reflektierender Markierungspunkt auf das bewegte Laufband gelegt und gefilmt. Anhand der vom optoelektronischen Bewegungsanalysesystem erfassten Koordinaten konnte die tatsächliche Geschwindigkeit des Markers ermittelt werden. Die am Laufband eingestellten Geschwindigkeiten betragen 0,56 bis 2,22 m/s, entsprechend 2 bis 8 km/h. Die aus den Markerbewegungen errechneten Werte stimmten hinreichend genau mit diesen Geschwindigkeiten überein (Tabelle 1), so dass von einer korrekten Funktion des Woodway - Laufbandes auszugehen war.

Voreinstellung der Geschwindigkeit des Laufbandes laut Digitalanzeige	Aus der Markerbewegung errechnete Kontrollwerte
0,56 m / s ( $\approx$ 2 km / h )	0,57 m / s
1,11 m / s ( $\approx$ 4 km / h )	1,13 m / s
1,67 m / s ( $\approx$ 6 km / h )	1,70 m / s
2,22 m / s ( $\approx$ 8 km / h )	2,22 m / s

**Tabelle 1.** Vorversuche zur Kontrolle der Laufbandgeschwindigkeit. Die am Display des Laufbandes eingestellten Werte stimmten recht gut mit den Kontrollwerten überein, die anhand der Bewegung eines durch die Kameras erfassten Markers berechnet wurden.

## 2.5. Optoelektronische Bewegungsanalyse

Zur Registrierung des Gehens, einschließlich der Pendelbewegungen der Arme, wurde das optoelektronische MacReflex-System verwendet (Firma Qualisys, Göteborg, Schweden), das mit einer zeitlichen Auflösung von 20 ms arbeitet (Bildfrequenz 50 Hertz). Es berechnet die dreidimensionalen Raumkoordinaten reflektierender Marker, die am Körper angebracht wurden. Eine Verkabelung der Probanden ist nicht nötig. Das System besteht aus folgenden Komponenten:

A) Vier Kameras zur Bildaufnahme der Marker, vier Videoprozessoren zur Verstärkerkontrolle und Koordinatenberechnung, ein Kalibrierrahmen, ein Monitor zur Feinjustierung und ein MacIntosh-Computer (Performa). Ist das System richtig justiert, so sind auf dem Monitor nur die Marker als helle runde Punkte zu erkennen.

B) Software zur Datenaufnahme, Hardwarekontrolle und Koordinatenberechnung. Die Daten können gespeichert, exportiert und am Windows-PC weiter verarbeitet werden.

Zwei Kamerapaare waren im Abstand von etwa 6 m jeweils an den Wänden des Labors links und rechts des Laufbandes an stabilen Haltern angebracht. Die vier Kameras sendeten mit einer Frequenz von 50 Hertz kurze Infrarotlichtblitze aus. Um auch schnelle Bewegungen ohne Verwischung aufzeichnen zu können, betrug die Belichtungszeit nur 0,25 ms. Das Licht wurde von den Markern reflektiert und von den Kameras über ein Linsensystem (Version NP, Qualisys, Schweden) erfasst. Blendenweite und Entfernung waren manuell einstellbar. Der in jeder Kamera enthaltene hoch auflösende CCD-Chip funktioniert wie ein lichtempfindlicher Film, der 50 Bilder pro Sekunde aufzeichnet. Störreflexe werden mit einem optischen Filter unterdrückt. Weitere Mechanismen sind ein mit den Infrarotblitzen synchronisierter elektronischer Verschluss (0,25 ms Verschlusszeit) und eine automatische Verstärkungsregelung, welche sich an die Bildhelligkeit angepasst. Trotzdem war es bei den Aufnahmen nötig, glänzende Metallflächen abzudecken, um die Entstehung störender Lichtreflexe zu unterbinden.

Jede der vier Kameras übermittelte ihre Daten an einen zugehörigen Videoprozessor, der die Mittelpunkte der Marker zur Koordinatenberechnung ermittelte. Die Reflexe der Marker stellten sich als helle Lichtpunkte im Bild dar, welches in Echtzeit entstand. Dieses Bild wurde von oben nach unten und von links nach rechts gescannt und anschließend in vertikale Zeilen zerlegt, um Helligkeitsveränderungen festzustellen. Der Videoprozessor errechnete daraus die Schwerpunkte der Marker und verwendete dabei auch die Graustufeninformation um die Marker, um die Auflösung zu erhöhen. Die vier Prozessoren gaben ihre Daten an den Macintosh-Computer weiter. Am Rechner erfolgten später interaktiv die Zuordnung der Marker zu bestimmten Körperteilen (das „Tracken“) und die Berechnung der dreidimensionalen Raumkoordinaten der Marker.

## **2.6. Datenaufnahme**

Vor jeder Aufnahme musste eine Kalibrierung zur Festlegung eines definierten räumlichen Koordinatensystems erfolgen. Als Referenzstruktur diente ein Kalibrierungsrahmen, der sieben reflektierende Kugeln von je 5 cm Durchmesser an bekannten Positionen trug und auf das Laufband gestellt wurde. Damit jede der vier Kameras alle Kugeln erfassen konnte, befand sich der Rahmen in Sichtfeldmitte. Die

Kameras wurden nacheinander geeicht und durften danach ihre Position nicht mehr verändern. Der Nullpunkt des Koordinatensystems lag auf der Lauffläche des Laufbandes. Die x-Achse lag genau quer zur Gehrichtung des Probanden in der Bodenebene, die Werte waren von links nach rechts steigend. In Gehrichtung in der Bodenebene lag die y-Achse, deren Werte von hinten nach vorn anstiegen. Senkrecht zur Lauffläche stand die z-Achse, deren Werte mit zunehmender Höhe anstiegen.

Nach der Kalibrierung erfolgte eine Probeaufnahme, um festzustellen, ob sich außer den gewünschten Markern andere störende reflektierende Objekte im Sichtfeld befanden. Eine Schwierigkeit entstand dadurch, dass sich die beiden Kamerapaare direkt einander gegenüber an den Wänden links und rechts des Laufbandes befanden. Damit sich die Kamerapaare nicht durch ihre stroboskopisch ausgesendeten Lichtblitze gegenseitig stören und blenden konnten, wurden die Blitze der beiden Paare um 2 ms zeitlich versetzt.

Um einen guten Aufnahme Kontrast zu erreichen, trugen die Probanden dunkle eng am Körper anliegende Kleidung, bestehend aus ärmellosem T-Shirt, kurzer Hose, bequemen und gut eingelaufenen Halbschuhen mit flachen Absätzen (siehe Abb. 1, Seite 7). So war ein möglichst sicherer, natürlicher Gang mit frei schwingenden Armen gewährleistet. Nachdem die Probanden einen etwa 15 Minuten andauernden Übungslauf hinter sich hatten, wurden 16 Marker an vorgegebenen Körperstellen befestigt (siehe Abschnitt 2.7). Es folgten mehrere Probeaufnahmen, um eventuelle Störeffekte von vornherein auszuschließen. Die eigentliche Datenaufnahme erfasste 20 Sekunden pro Geschwindigkeitsstufe des Laufbandes. Die Aufnahmesequenzen wurden mehrfach kontrolliert und bei Gangunsicherheiten oder unerwünschten Bewegungen der Arme (z.B. Kratzen am Kopf, Gestikulieren) wiederholt. Die Abfolge der einzelnen Geschwindigkeiten ging im zufälligen Wechsel vonstatten. Es wurden Aufnahmen bei 2 km/h (Schlendern), 4 km/h (ruhiges Gehen), natürlicher Gehgeschwindigkeit, 6 km/h (schnelles Gehen) und 8 km/h (Joggen) angefertigt. Die Reihenfolge der Geschwindigkeitsstufen wurde randomisiert, um systematische Effekte einer festen Abfolge zu vermeiden. Die Aufnahme des Rückwärtsgehens bei 4 km/h erfolgte allerdings stets am Schluss. Um einen aufrechten und möglichst

natürlichen Gang zu gewährleisten, wurden die Probanden gebeten, ihre Aufmerksamkeit auf ein Bild zu lenken, das vor ihnen in Augenhöhe an der Wand befestigt war.

## **2.7. Positionen der Markierungspunkte**

Insgesamt wurden 16 Marker am Körper befestigt, je acht auf der rechten und der linken Körperseite (siehe Abb. 1, Seite 7). Es handelte sich um 20 mm große silberne, reflektierende Kugeln. Die Arme waren mit je drei Markern versehen, die auf der Schulter über dem Akromion, am Epicondylus lateralis des Ellenbogens und am Processus styloideus ulnae des Handgelenks angebracht waren. An der unteren Extremität wurden die Marker lateral in der Mitte des Oberschenkels, lateral am Kniegelenkspalt und am Malleolus lateralis befestigt. Der Zehenmarker bezeichnete das Grundgelenk der kleinen Zehe und wurde ebenso wie der Fersenmarker, welcher in Höhe des Kalkaneus platziert wurde, auf den Schuh geklebt. Da eine über dem Trochanter major befestigte Kugel zur Markierung des Hüftgelenkes das freie Schwingen der Arme beeinträchtigt hätte, wurde auf einen solchen Marker verzichtet. Das Kamerapaar links des Laufbandes sollte nur die Marker der linken Körperseite registrieren (rechts vice versa), weil sonst die Datenauswertung sehr erschwert gewesen wäre. Dies ließ sich mit Hilfe von kleinen Papierschirmchen erreichen. Der richtige Sitz der Marker wurde durch Probeaufnahmen geprüft und die Geländerholme wurden so eingestellt, dass sie keine Markierungen verdeckten.

## **2.8. Datenauswertung und Berechnung von Gelenkwinkeln**

Das optoelektronische Mac-Reflex-System stellte Zeitserien der dreidimensionalen Koordinaten aller 16 Marker zur Verfügung, nachdem der Benutzer interaktiv diese Punkte den richtigen Körperteilen zugeordnet hatte. Aus jeder Aufnahme von 20 Sekunden Dauer (pro Lauf) entstand so ein Datensatz von 1000 Zeilen Länge (50 Koordinaten pro Sekunde), der vom Macintosh-Computer zur Weiterverarbeitung am Windows-PC exportiert wurde. Für die Auswertungen dieser Studie wurde das Programm „Gaitlab“ verwendet, das am Physiologischen Institut entwickelt worden war und der Berechnung von Gangparametern und Gelenkwinkeln dient. Man begann mit der Erstellung des Probandendatenblattes, welches folgende Angaben

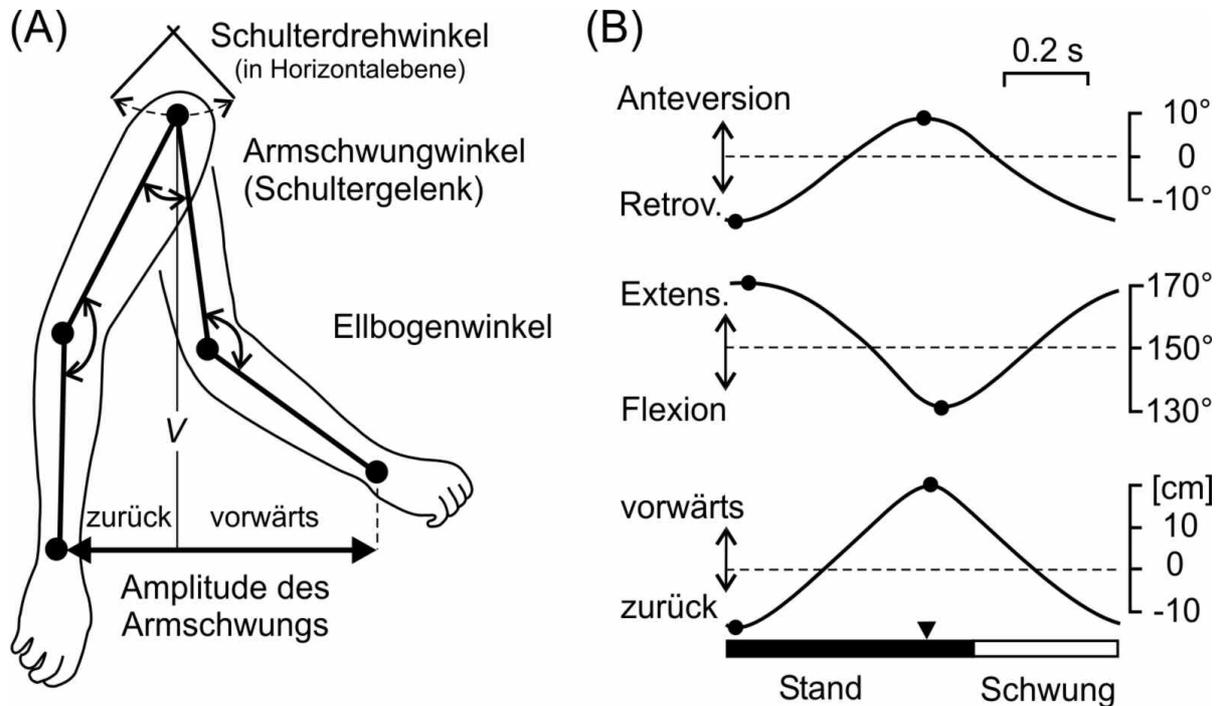
enthielt: Name, Alter, Geschlecht, Untersuchungsdatum und -art, Körpergröße, Gewicht, Händigkeit, Arm- und Beinlänge des Probanden sowie die Schuhabsatzbreite. Dann wurden die Positionsänderungen aller Marker grafisch dargestellt und der Lauf wurde in einzelne Schrittzyklen mit Stand- und Schwungphasen unterteilt. Diese Unterteilung erfolgte durch die Auswertung der Bewegungen der Fersen- und Zehenmarker in Laufrichtung (y-Richtung). Der vordere Wendepunkt der Bewegung (Fersenmarker) wurde als Beginn der Standphase, der hintere Umkehrpunkt (Zehenmarker) als Beginn der Schwungphase angesehen. Die Gelenkwinkel und Gangparameter aller vollständig erfassten Schrittzyklen der Versuchsperson wurden berechnet. Man erhielt sowohl die Einzelwerte der Schrittzyklen als auch Mittelwerte für den jeweiligen Lauf.

### **2.8.1. Obere Extremität**

Die Pendelbewegung und Gelenkwinkel der oberen Extremität sind in Abb. 4 dargestellt. Eine durch das Akromion gezogene vertikale Linie (V in Abb. 4) bezeichnete die Nullstellung. Um die Pendelbewegung des Armes zu erfassen, wurden die Vorwärts- und Rückwärtsbewegungen des Handgelenkes in y-Richtung (Laufrichtung) gemessen. Das Akromion diente hierbei als Referenzpunkt, damit nicht Verschiebungen des gesamten Körpers auf dem Laufband als Pendelbewegung fehlinterpretiert werden konnten. Befand sich das Handgelenk vor einer durch das Akromion gezogenen Vertikalen (Armschwung vorwärts), wurden positive Vorzeichen verwendet; befand es sich dahinter (Armschwung zurück), erhielt die Pendelbewegung ein negatives Vorzeichen. Die Summe der Beträge beider Bewegungen (Armschwung vorwärts plus Armschwung zurück) stellte die gesamte Amplitude des Armschwunges entlang der y-Achse dar.

Der Oberarm und die durch das Akromion (Marker auf der Schulter) gezogene Vertikale (Linie V in Abb. 4) schlossen den Armschwungswinkel ein, der mit Hilfe der Schulter- und Ellenbogenmarker berechnet wurde. Bei einer Bewegung des Armes vor die Frontalebene (Anteversion) erhielt der Armschwungswinkel ein positives Vorzeichen. Der Ellenbogenmarker befand sich dann in Laufrichtung vor der Schulter. Bei einer Bewegung des Oberarmes hinter die Frontalebene (Retroversion) befand sich der Ellenbogen hinter der durch das Akromion gezogenen Vertikalen.

Das Vorzeichen des Armschwungwinkels war in diesem Fall negativ. Die maximale Anteversion wurde am vorderen, die maximale Retroversion am hinteren Wendepunkt der Pendelbewegung erreicht (Abb. 4).



**Abb. 4:** Armschwung

(A) Der rechte Arm ist zweimal dargestellt, und zwar am vorderen und am hinteren Wendepunkt seiner Pendelbewegung (Marker an Akromion, Ellbogen, Handgelenk). V bezeichnet eine durch das Akromion gezogene vertikale Referenzlinie.

(B) Die Kurven rechts im Bild zeigen Beispieldaten eines Schrittzklus; von oben nach unten: Armschwungswinkel, Ellbogenwinkel, Armschwungamplitude. Ganz unten sind die Stand- und Schwungphase des rechten, ipsilateralen Beines als Balken dargestellt. Das umgekehrte Dreieck markiert den Zeitpunkt des Auftretens des kontralateralen, linken Beines.

Der Ellenbogenwinkel ergab sich aus den Markierungen an Ellenbogen, Schulter und Handgelenk und dem Winkel, den diese einschlossen. Bei Beugung des Ellbogens wird dieser Winkel kleiner. Schließlich wurde eine Gerade zwischen dem rechten und linken Schultermarker gezogen. Diese bildete mit der quer von links nach rechts verlaufenden x-Achse einen Winkel, welcher als Schulterdrehwinkel bezeichnet

wurde. Drehungen des Oberkörpers um eine vertikale Achse (wie z.B. Fechterstellung, Boxerstellung) führten zu Änderungen dieses Winkels.

Die Kurven rechts in Abbildung 4 zeigen beispielhaft, dass sich der rechte Arm während der Standphase des rechten Beines zunächst vom hinteren Wendepunkt seiner Pendelbewegung aus nach vorne bewegt. Der vordere Wendepunkt des Pendelns (mit Anteversion, Flexion des Ellbogens, Armschwung vorwärts) wird nach Ablauf einer halben Schrittzklusdauer erreicht, zu dem Zeitpunkt, wenn das linke Bein auftritt. Unmittelbar danach kehrt sich die Pendelbewegung des rechten Armes um.

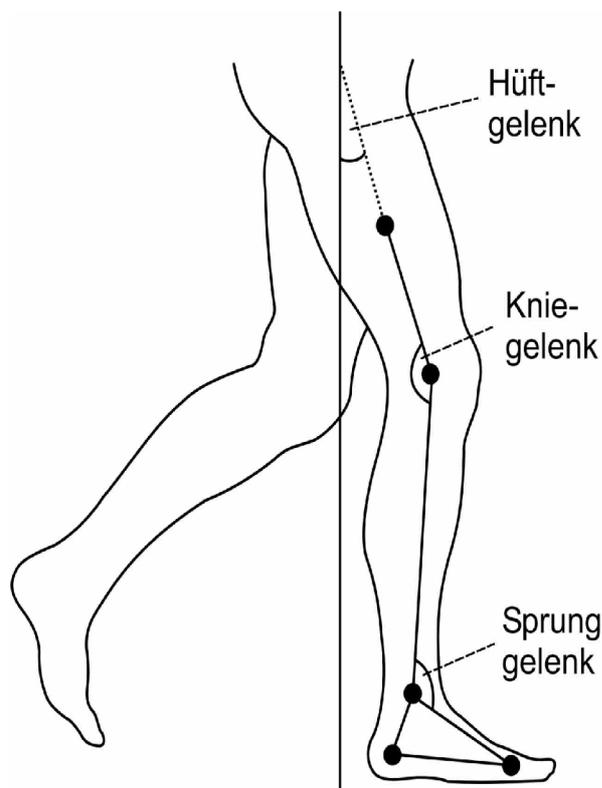
### **2.8.2. Untere Extremität**

Folgende Parameter wurden zur Beschreibung des Gehens verwendet: Die Doppelschrittlänge war der Abstand zweier Fußabdrücke desselben Fußes, gemessen in Laufrichtung. Sie setzte sich aus der linken Teilschrittlänge (Entfernung vom Aufsetzpunkt des rechten Fußes zum Aufsetzpunkt des linken Fußes) und der rechten Teilschrittlänge zusammen (Entfernung vom Aufsetzpunkt des linken Fußes zum Aufsetzpunkt des rechten Fußes). Die Anzahl der Teilschritte pro Minute, also die Frequenz des Auftretens, war die Kadenz.

Die Schrittbreite bezeichnet die Breite der Fußspur. Sie wird üblicherweise als Abstand der Fersenabdrücke quer zur Gehrichtung gemessen (Brinckmann 1981). Zur Berechnung beim Gehen auf dem Laufband nutzten wir die x-Achse, die quer zur Laufrichtung verlief. Die seitlich am Schuhabsatz angebrachten „Fersenmarker“ hatten stets einen gewissen Abstand in x-Richtung. Dieser wurde während der Doppelstandphase, in der beide Füße gleichzeitig den Boden berühren, ermittelt. Man erhielt einen Wert, von dem die einfache Absatzbreite subtrahiert wurde, um den Abstand der Fersenmitten zueinander, die Schrittbreite, näherungsweise zu berechnen. Um den Fußwinkel zu bestimmen, wurde die y-Achse benötigt; diese beschrieb eine Gerade in Laufrichtung. Die zweite Komponente des Winkels bildete die Gerade zwischen den Markern an Zehen und Ferse. Damit die Werte über den gesamten Lauf vergleichbar waren, wurde der Winkel immer zum Zeitpunkt des Aufsetzens des Fußes gemessen. Positive Fußwinkel bezeichnen eine

Außenrotation des Fußes beim Auftreten. Die Schritthöhe beschreibt das Anheben der Füße während der Schwungphase, gemessen als größter vertikaler Abstand zwischen der Laufbandfläche und dem „Fersenmarker“ des schwingenden Fußes.

Abbildung 5 verdeutlicht die Gelenkwinkel der Beine. Der Oberschenkel, bezeichnet durch Marker an Knie und seitlichem Oberschenkel, und die Frontalebene schlossen den Hüftgelenkwinkel ein. Bei Hüftextension, z.B. am Ende der Standphase, nahm dieser negative Werte an. Der Kniegelenkwinkel wurde mit Hilfe der Markierungen an Oberschenkel, Knie und Außenknöchel berechnet. Besonders kleine Werte ergaben sich bei der Kniebeugung in der Schwungphase. Das leichte einfedernde Beugen des Knies nach dem Auftreten ist der „Yield“, dessen Amplitude separat berechnet wurde. Die Plantarflexion und Dorsalextension des Sprunggelenks wurden über den Winkel bestimmt, welchen die Marker am Außenrist (Kleinzehe), Malleolus lateralis und am Kniegelenk einschlossen. Eine Plantarflexion, z.B. beim Abrollen des Fußes, vergrößert den Sprunggelenkwinkel.



**Abb. 5:** Die Gelenkwinkel der unteren Extremität. Markierungspunkte befanden sich seitlich am Oberschenkel, über dem lateralen Kniegelenkspalt, am Außenknöchel, sowie auf dem Schuh in Höhe der Ferse und über dem Grundgelenk der kleinen Zehe (Außenrist vorne).

## 2.9. Statistische Auswertung

Für jeden der 16 Probanden wurden Daten bei 6 unterschiedlichen Bedingungen erhoben (5 verschiedene Geschwindigkeiten vorwärts sowie Rückwärtsgehen mit 4 km/h). Somit ergaben sich  $16 \times 6 = 96$  Läufe („trials“). Pro Lauf wurde jeweils ein Intervall von 20 Sekunden Dauer ausgewertet und die Einzelwerte aller Schrittzyklen wurden ausgegeben. Mittelwerte und Standardabweichungen der Gangparameter und Gelenkwinkel wurden für jeden Lauf berechnet. Dies geschah sowohl getrennt nach linker und rechter Körperseite, als auch kombiniert für beide Seiten. Die Daten wurden ausgedruckt und als Tabellen zur weiteren statistischen Bearbeitung verwendet. Diese erfolgte mit dem Programmpaket SPSS 10.0 (Statistical Package for the Social Sciences, SPSS Inc.).

Um signifikante Effekte der Körperseite (dominante, nicht-dominante Seite) und der Gehgeschwindigkeit ("within-subject-factors") auf die erhobenen Variablen zu erkennen, wurden Varianzanalysen berechnet (ANOVA). Hierbei berücksichtigten wir die vier unterschiedlichen Geschwindigkeiten des Vorwärtsgehens (2, 4, 6 km/h und natürliche Geschwindigkeit) als vier Stufen des Faktors Gehgeschwindigkeit (Messwiederholung unter verschiedenen Bedingungen). Die Daten des Laufens (Joggen, 8 km/h) und des Rückwärtsgehens wurden separat ausgewertet, da es sich hierbei um andere Gangarten handelt. Die Körperseite bildete den zweiten Faktor, so dass sich eine Varianzanalyse für Messwiederholungen mit  $2 \times 4$  (Seite  $\times$  Geschwindigkeit) Faktorstufen ergab.

Mögliche Seitendifferenzen der Amplitude des Armschwungs wurden ferner separat für jeden der 96 Läufe bewertet. Hierzu wurden jeweils die Pendelbewegungen des linken und rechten Armes mit t-Tests für unabhängige Stichproben statistisch verglichen. Das Signifikanzniveau wurde auf  $p < 0,05$  festgesetzt.

Die Grafiken wurden mit der Software Xact und CorelDraw am PC angefertigt. Inter-individuelle ( $n=16$ ) Mittelwerte und Standardabweichungen (Fehlerbalken) wurden dargestellt. Die Tabellen wurden mit Excel (Microsoft), die Pendelkurven zum Vergleich des Rückwärts- und Vorwärtsgehens mit dem Programm „Gaitlab“ erstellt.

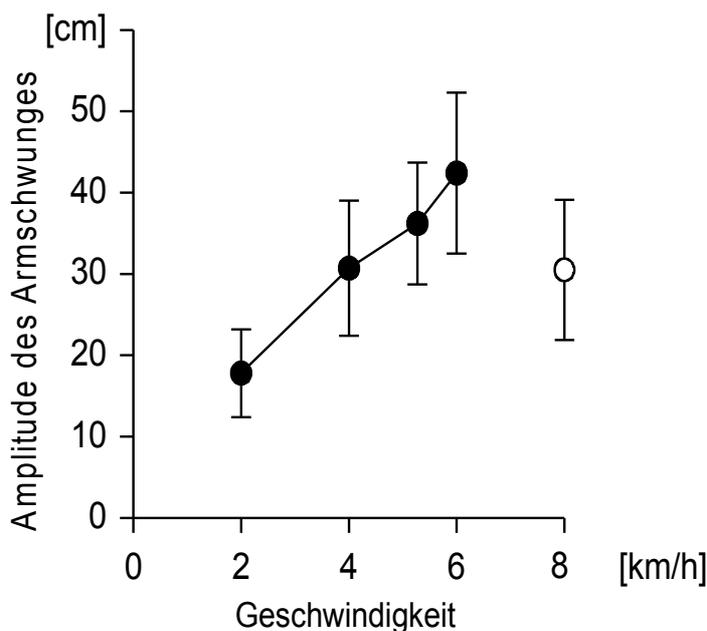
### 3. Ergebnisse

#### 3.1. Einfluss der Gehgeschwindigkeit

Die mittels der Lichtschranken beim Gehen auf dem Flur berechnete, selbst gewählte, natürliche Gehgeschwindigkeit der 16 Probanden betrug durchschnittlich  $5,3 \pm 0,5$  km/h (Mittelwert, Standardabweichung), mit einer Spannweite von 4,4 bis 6,1 km/h. Die folgenden Diagramme stellen den Einfluss der Geschwindigkeit des Laufbandes (2 bis 6 km/h, schwarze Kreise; Joggen mit 8 km/h, weiße Kreise) auf die verschiedenen Variablen dar. Sie zeigen die Messgrößen als Mittelwerte aller 16 Probanden und sind nicht nach der Händigkeit getrennt. Die Fehlerbalken zeigen die inter-individuelle (n=16) Standardabweichung.

##### 3.1.1. Gehgeschwindigkeit und Armschwung

Alle Parameter des Armschwungs änderten sich bei steigender Gehgeschwindigkeit signifikant (ANOVA,  $p < 0,05$ ), wohingegen sich keine bedeutsamen Unterschiede zwischen dem dominanten und nicht-dominanten Arm nachweisen ließen. Die dominante Hand ließ sich also nicht an ihrer Pendelbewegung erkennen. Daher werden Daten beider Seiten kombiniert dargestellt.



**Abb. 6:**  
Amplitude des Armschwunges in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit (schwarze Kreise=Gehen, weißer Kreis=Joggen). Mittelwerte und Standardabweichungen, n=16. Kombinierte Daten beider Seiten.

Abbildung 6 zeigt, dass die Armschwungamplitude mit zunehmender Geschwindigkeit des Gehens kontinuierlich anstieg und bei 6 km/h einen Maximalwert von 42,4 cm erreichte. Beim Übergang vom Gehen zum Joggen, entsprechend einer Geschwindigkeit von 8 km/h, nahm die Amplitude wieder ab. Die Amplitude des Armschwungs setzte sich aus einer Pendelbewegung nach vorne (vor die Frontalebene) und einer Pendelbewegung nach hinten (zurück) zusammen, die beide in Abbildung 7 gezeigt sind. Ein positiver Wert bedeutet, dass der Arm vor die Frontalebene schwingt, ein negativer Wert bezeichnet die Bewegung hinter diese Ebene. Man sieht deutlich, dass das Pendeln mit zunehmender Geschwindigkeit bis zum Wert von 6 km/h stetig stärker wurde, sowohl bei der Bewegung nach hinten als auch nach vorn. Die Laufbandgeschwindigkeit von 8 km/h ist gesondert zu betrachten, denn beim Laufen (Joggen) werden die Arme im Ellenbogengelenk flektiert. Daraus resultierte eine Abnahme des Armschwungs (Abb. 6), welche besonders die Pendelbewegung hinter die Frontalebene betraf (Abb. 7).

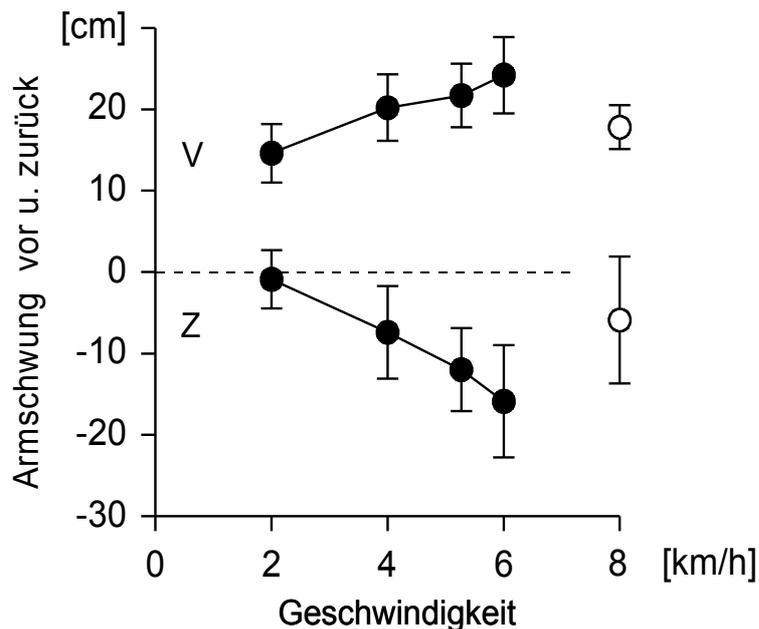
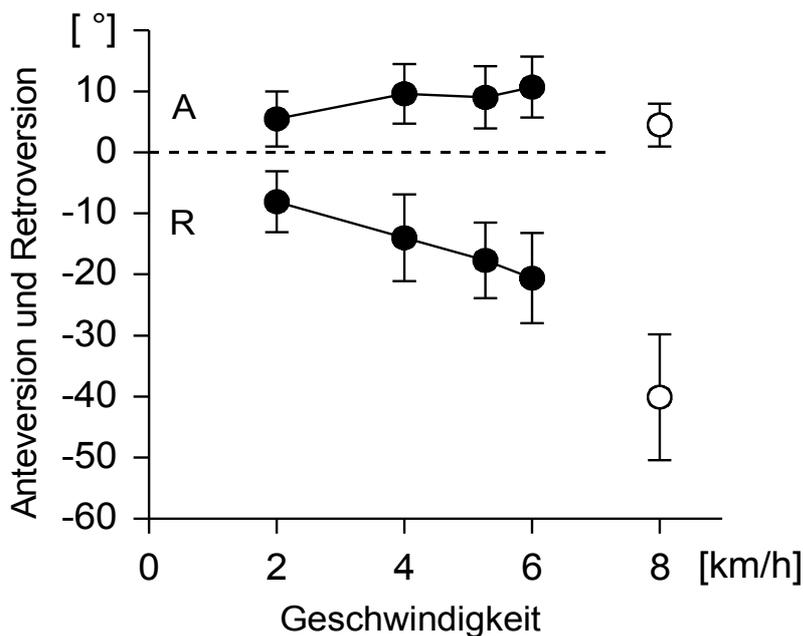


Abb. 7:  
Armschwung vorwärts und zurück in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit. V=vor, Z=zurück. Mittelwerte und Standardabweichungen ( $n=16$ ); kombinierte Daten beider Seiten. Ein Wert von Null besagt, dass sich das Handgelenk in der Frontalebene, senkrecht unterhalb des Akromions, befindet (siehe auch Abb. 4).

Die Abbildung 8 zeigt den Winkel des Schultergelenkes, welchen der Oberarm mit der Frontalebene einschließt. Ein positives Vorzeichen steht für die Anteversion (Ellbogen vor der Frontalebene), ein negatives für die Retroversion (Ellbogen hinter der Frontalebene). Die Maxima der Anteversion und der Retroversion des linken und rechten Armes, entsprechend den jeweiligen Wendepunkten der Pendelbewegung,

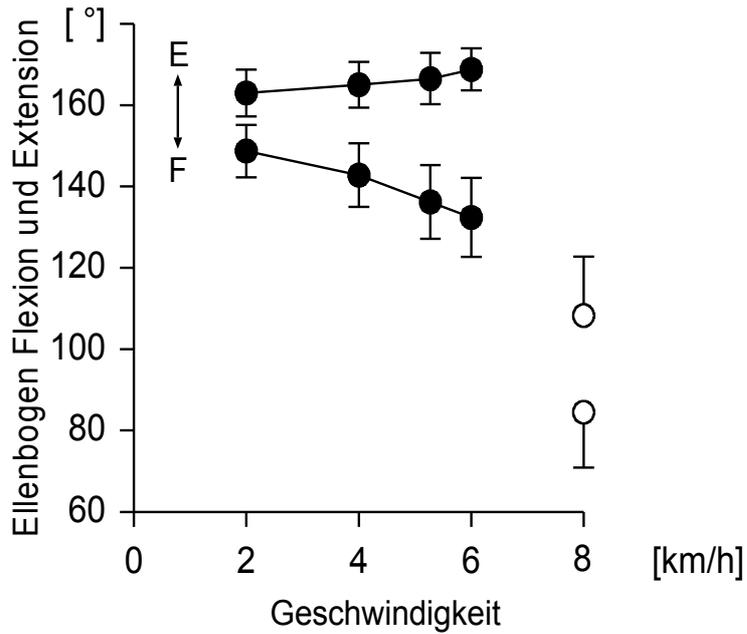
sind kombiniert dargestellt. Man erkennt in der Abb. 7 deutliche Geschwindigkeitseffekte, vor allem bei der Retroversion. Diese erreichte bei 2 km/h Werte von ca.  $-8^\circ$ , und bei 6 km/h etwa  $-20^\circ$ . Auch eine leichte Zunahme der Anteversion zwischen 2 km/h und 6 km/h ist zu sehen. Deutliche Änderungen fanden beim Übergang vom Gehen (6 km/h) zum Laufen (8 km/h) statt. Beim Joggen nahm der Winkel der Anteversion einen kleinen Wert an, während die Retroversion sehr stark ausgeprägt war, so dass Winkel von ungefähr  $-40^\circ$  erreicht wurden.



**Abb. 8:** Armschwungwinkel mit Anteversion und Retroversion der Schultergelenke bei verschiedenen Geschwindigkeiten. A = Anteversion, R = Retroversion. Mittelwerte und Standardabweichungen,  $n=16$ . Schwarze Symbole = Gehen, offene Symbole = Laufen.

Zur Beschreibung der Exkursionen des Ellenbogengelenkes wurden die während der Pendelbewegung erreichten Minimal- und Maximalwerte der Flexion und Extension herangezogen. Der Flexionswinkel wurde mit höherer Gehgeschwindigkeit von 2 bis 6 km/h kontinuierlich kleiner, während der Extensionswinkel stetig zunahm (Abb. 9). Der Ellbogen wurde also zunehmend stärker gebeugt und gestreckt. Beim Laufen mit 8 km/h blieb der Ellbogen allerdings stets insgesamt stärker angewinkelt, so dass die Winkel der Flexion (ca.  $85^\circ$ ) und der Extension (ca.  $108^\circ$ ) beide wesentlich kleiner waren als beim Gehen.

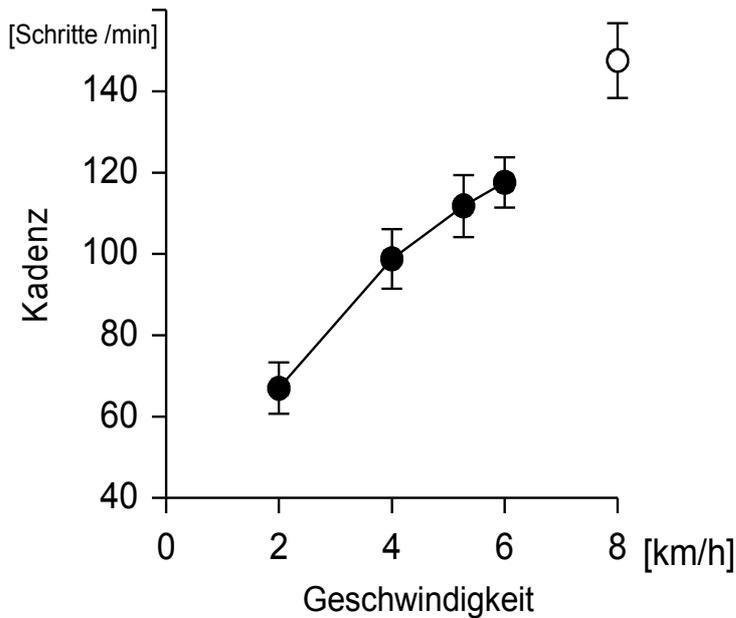
Die Amplitude der Verdrehung des Schultergürtels gegenüber der Frontalebene (Schulterdrehwinkel, siehe Abb. 4, S. 17) sank bei Anstieg der Gehgeschwindigkeit von 2 km/h auf 6 km/h leicht ab, und zwar von 11° auf ca. 9°. Der Oberkörper blieb also trotz der höheren Geschwindigkeit annähernd stabil in der Frontalebene. Beim Übergang zum Laufen nahm der Schulterdrehwinkel jedoch deutlich zu (auf ca. 25°).



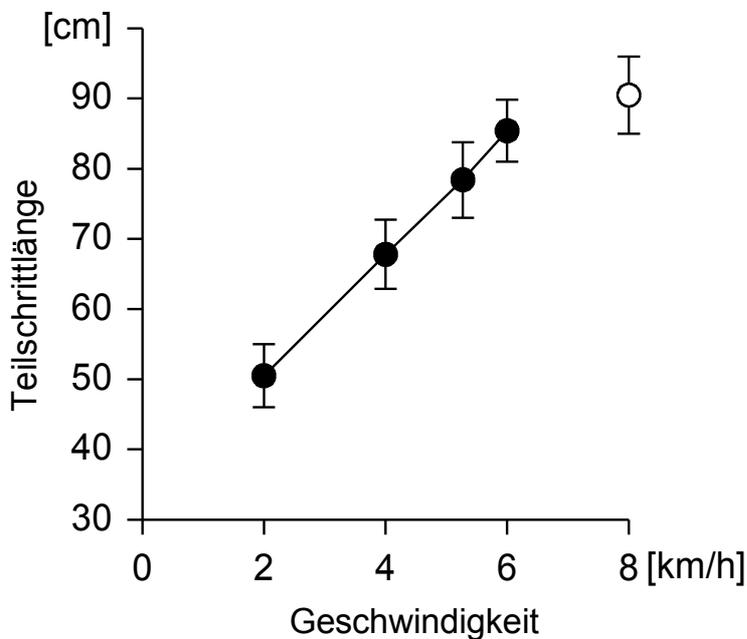
**Abb. 9:** Ellenbogenwinkel mit Flexion und Extension bei verschiedenen Geschwindigkeiten des Laufbandes. E = Extension, F = Flexion. Mittelwerte und Standardabweichungen, n=16. Schwarze Symbole bezeichnen das Gehen, offene Symbole das Laufen.

### 3.1.2. Gehgeschwindigkeit und Beinbewegungen

Die Kadenz (Schrittfrequenz) stieg mit zunehmender Geschwindigkeit deutlich an, von 67 Schritten pro Minute beim Gehen mit 2 km/h auf 148 Schritte pro Minute beim Laufen mit 8 km/h. Diese Zunahme ist in Abbildung 10 deutlich erkennbar.



**Abb. 10:** Die Kadenz bei verschiedenen Geschwindigkeiten des Laufbandes. Mittelwerte und Standardabweichungen, n=16.

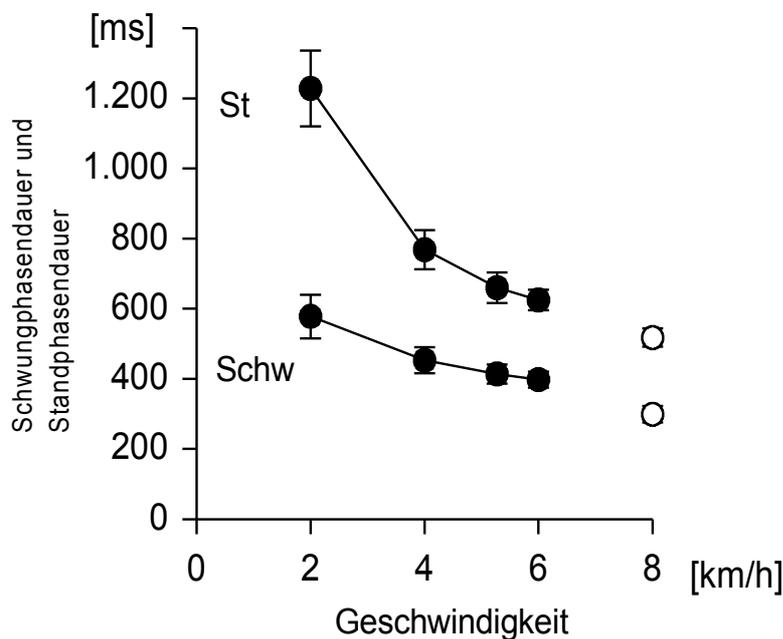


**Abb. 11:** Teilschrittlängen bei verschiedenen Geschwindigkeiten des Laufbandes. Mittelwerte und Standardabweichungen, n=16.

Die Teilschrittlänge nahm bei Steigerung der Gehgeschwindigkeit von 2 auf 6 km/h kontinuierlich und nahezu linear zu, und stieg auch beim Übergang zum Laufen (8 km/h) noch etwas an (Abb. 11). Höhere Geschwindigkeiten der Fortbewegung

wurden mithin sowohl durch Steigerung der Kadenz als auch durch größere Schrittlängen erreicht. Beim Übergang vom Gehen zum Laufen (Steigerung von 6 auf 8 km/h) stieg die Kadenz deutlicher als die Schrittlänge an, entsprechend einer schnellen Schrittfolge beim Joggen (vergleiche Abb. 10 und 11, schwarze und offene Symbole).

Auf Grund der höheren Kadenz verkürzte sich zwangsläufig auch der Schrittzklus mit zunehmender Gehgeschwindigkeit. Besonders die Standphasendauer nahm deutlich ab (Abb. 12). Am stärksten veränderte sie sich zwischen 2 km/h (Standphasendauer 1228 ms) und 4 km/h (Standphasendauer 768 ms), um auf Minimalwerte von 518 ms bei 8 km/h zurückzugehen (Abb. 12). Die Schwungphasendauer verkürzte sich ebenfalls, wenn auch weniger stark als die Standphasendauer. Sie sank von 578 ms bei 2 km/h auf 299 ms bei 8 km/h. Die Auswirkungen der Gehgeschwindigkeit auf die Schrittlänge, die Kadenz und die Stand- und Schwungphasendauer waren statistisch signifikant (ANOVA,  $p < 0,01$ ).

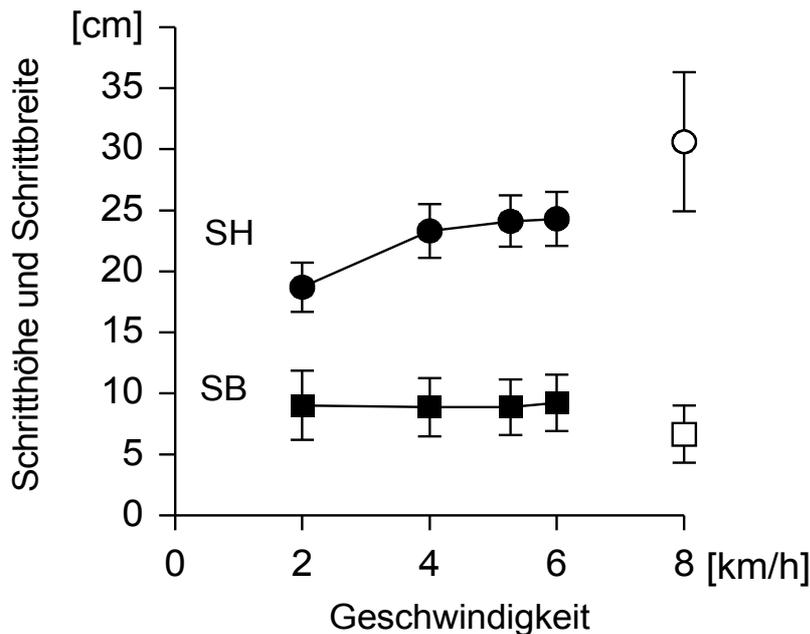


**Abb. 12:** Standphasendauer (St) und Schwungphasendauer (Schw) in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit des Laufbandes. Mittelwerte und Standardabweichungen,  $n=16$ .

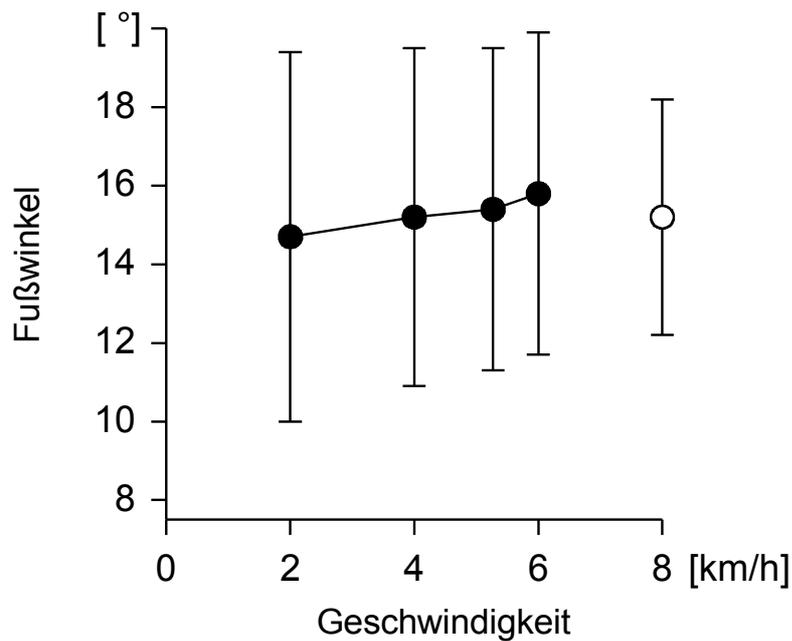
Interessant war die Frage, ob auch Schrittbreite und Fußwinkel als balancekorrelierte Schrittparameter signifikant durch die Gehgeschwindigkeit beeinflusst werden. Dies war aber nicht der Fall. Die Breite der Gangspur blieb zwischen 2 km/h und 6 km/h annähernd konstant bei etwa 9 cm (Abb. 13). Beim Laufen schien die Schrittbreite etwas abzunehmen (auf ca. 7 cm), jedoch sind diese Messwerte ungenau, da bei 8

km/h eine Doppelstandphase mit gleichzeitiger Bodenberührung beider Füße meistens fehlte, zur genauen Messung der Schrittbreite jedoch notwendig gewesen wäre (siehe Methode, Seite 18). Die Schritthöhe stieg mit zunehmender Laufbandgeschwindigkeit erwartungsgemäß an (Abb. 13). Sie betrug bei 2 km/h etwa 19 cm, bei 6 km/h rund 24 cm und bei 8 km/h etwa 31 cm. Wenn man schneller geht oder läuft, werden die Füße im Vorwärtsschwingen automatisch stärker angehoben.

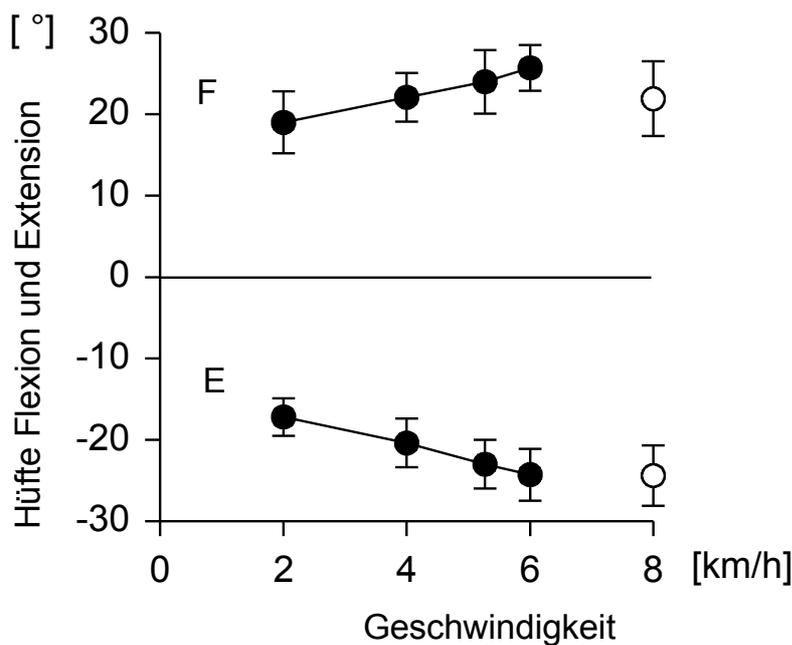
Die Füße wurden leicht außenrotiert aufgesetzt (Abb. 14). Diese Außenrotation nahm mit steigender Laufbandgeschwindigkeit tendenziell etwas zu, da der Fußwinkel bei 2 km/h im Mittel  $14,7^\circ$  und  $15,8^\circ$  bei 6 km/h betrug. Diese geschwindigkeitsabhängigen Änderungen waren jedoch statistisch nicht bedeutsam, was auch an der starken Streuung der Messwerte liegen mag (siehe Fehlerbalken, Abb. 14). Beim Joggen war der Fußwinkel tendenziell etwas kleiner als beim Gehen mit 6 km/h.



**Abb. 13:** Schritthöhe und Schrittbreite in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit (SH=Schritthöhe, SB=Schrittbreite). Mittelwerte und Standardabweichungen,  $n=16$ . Schwarze Symbole bezeichnen das Gehen, offene Symbole das Laufen. Beim Laufen mit 8 km/h ließ sich die Schrittbreite nicht genau messen, da eine Doppelstandphase fehlte.



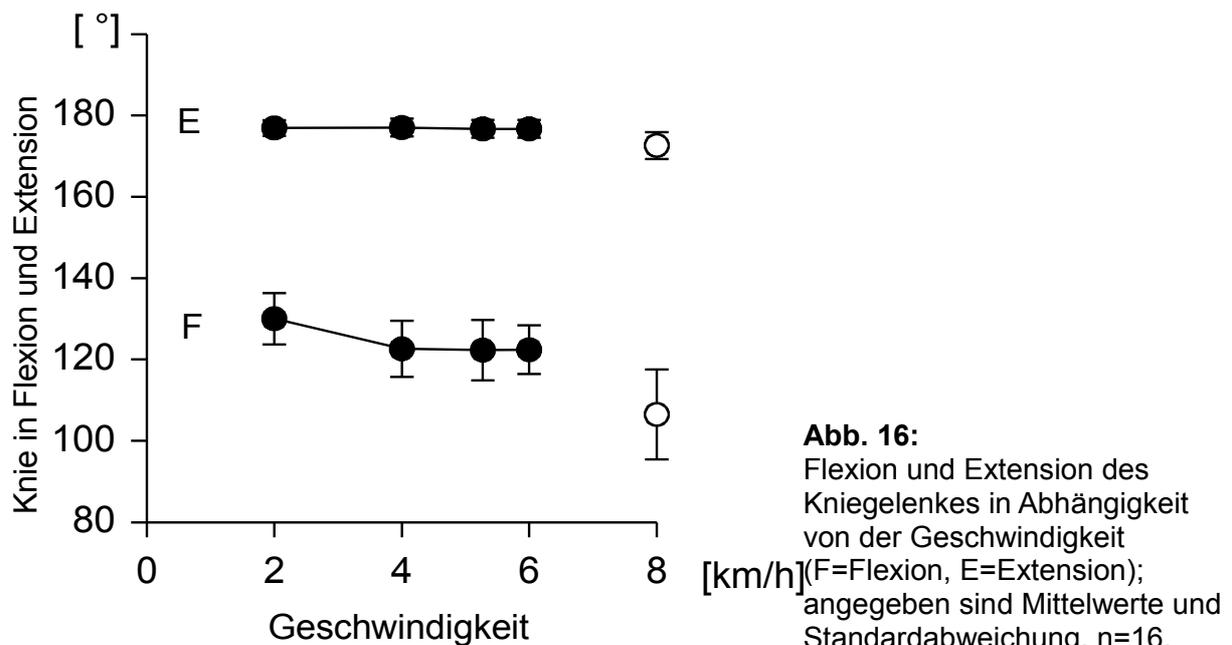
**Abb. 14:** Fußwinkel in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit. Positive Fußwinkel bedeuten, dass die Fußlängsachse beim Auftreten gegenüber der Sagittalen außenrotiert ist. Mittelwerte und Standardabweichungen, n=16.

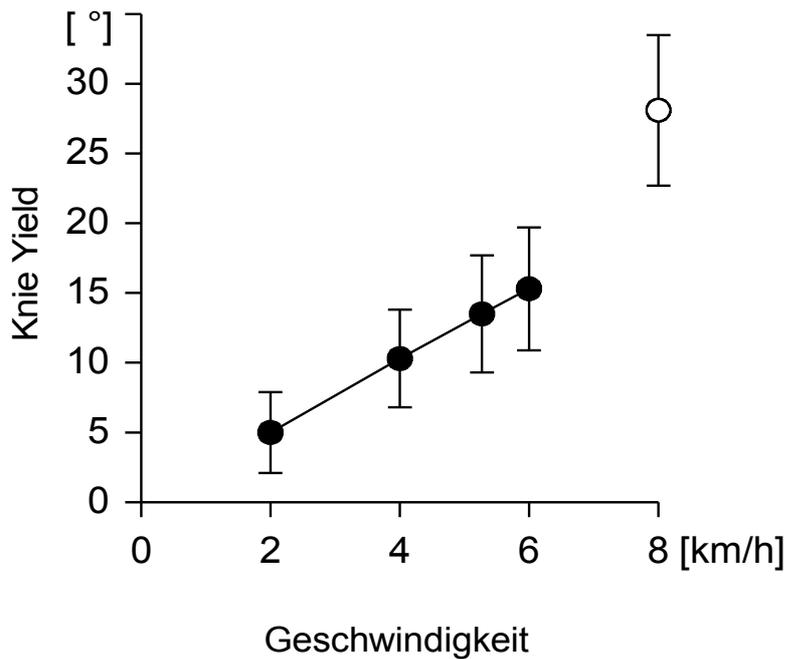


**Abb. 15:** Flexion und Extension des Hüftgelenkes in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit (F=Flexion, E=Extension); angegeben sind Mittelwerte und Standardabweichungen, n=16.

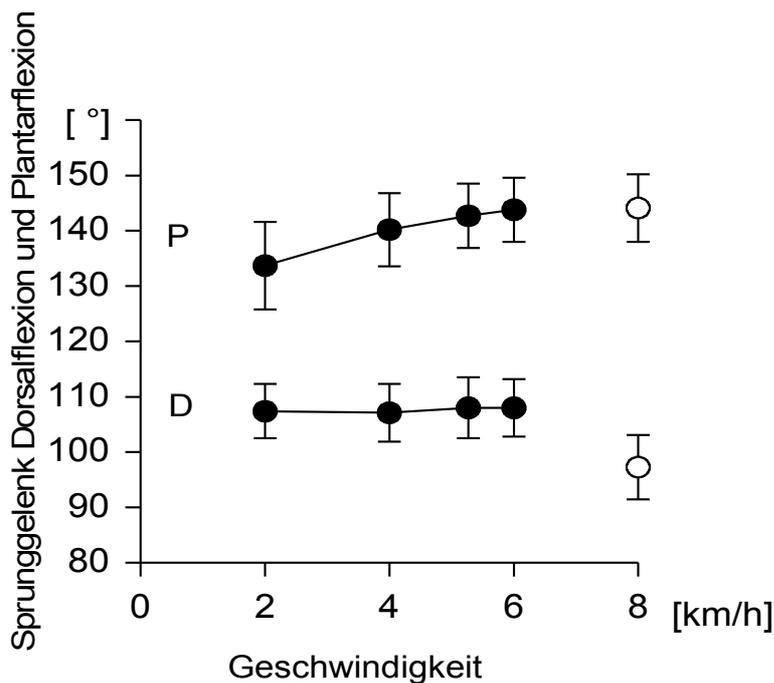
Die Gelenkwinkelsexkursionen der Hüft-, Knie- und Sprunggelenke nahmen mit steigender Gehgeschwindigkeit signifikant zu (ANOVA,  $p < 0,05$ ). Das Hüftgelenk wurde beim schnelleren Gehen kontinuierlich stärker flektiert und extendiert (Abb. 15), was wesentlich zur Vergrößerung der Schrittlänge beitrug (Abb. 11). Bei 6 km/h wurde in der Schwungphase eine Flexion mit einem Winkel von ca.  $26^\circ$  erreicht, während die Extension in der Standphase etwa  $-23^\circ$  erreichte.

Der Extensionswinkel des Kniegelenkes blieb zwischen 2 km/h und 6 km/h nahezu konstant bei knapp 180°, das Bein wurde also stets gestreckt aufgesetzt (Abb. 16). Beim Laufen war die Streckung allerdings nicht vollständig (Winkel ca. 172°). Die Flexion der Kniegelenke fiel bei 2 km/h geringer aus als bei höheren Gehgeschwindigkeiten. Während des Joggens mit 8 km/h wurden die Kniegelenke des vorwärts schwingenden Beines stärker gebeugt als beim Gehen; hier lag der Winkel der Flexion bei 107° (Abb. 16). Eine ausgeprägte Abhängigkeit von der Geschwindigkeit zeigte der „Yield“, das kurze "Einfedern" (Beugen) des Knies nach dem Aufsetzen des Fußes unter der Einwirkung der Schwerkraft (Abb. 17). Die Amplitude dieser passiven Flexion zu Beginn der Standphase stieg bei Zunahme der Gehgeschwindigkeit von 2 auf 6 km/h fast linear von rund 5° auf 15° an und war beim Joggen (Yield von 28°) besonders deutlich ausgeprägt.





**Abb. 17:**  
Der Yield des Kniegelenkes bezeichnet die passive Beugung zu Beginn der Standphase ("Einfedern"), deren Amplitude gemessen wurde. Mit zunehmender Geschwindigkeit wird der Yield stärker. Mittelwerte und Standardabweichungen, n=16.



**Abb. 18:**  
Plantarflexion und Dorsalextension des Sprunggelenkes in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit des Laufbandes. P=Plantarflexion, D=Dorsalextension. Angegeben sind Mittelwerte und Standardabweichungen, n=16.

Die Winkelexkursionen des Sprunggelenkes sind in Abbildung 18 dargestellt. Die Plantarflexion dieses Gelenkes nahm mit höherer Gehgeschwindigkeit um etwa 10 Grad zu, und zwar von 134° bei 2 km/h auf 144° bei 6 km/h. Die maximale Plantarflexion wurde am Ende der Standphase erreicht, wenn der Fuß vom Boden abrollte („abstieß“) und dabei den Körper vorwärts bewegte. In Bezug auf die

Dorsalextension des Sprunggelenkes ist kein Trend erkennbar, der Winkel lag bei allen Gehgeschwindigkeiten zwischen  $107^\circ$  und  $108^\circ$ . Eine Ausnahme besteht beim Laufen, hier verkleinerte sich der Dorsalextensionswinkel auf ca.  $97^\circ$ .

### **3.2. Vergleich von Vorwärtsgehen und Rückwärtsgehen**

Die nachfolgenden Tabellen 2 bis 4 verdeutlichen die Unterschiede zwischen dem Rückwärts- und dem Vorwärtsgehen anhand der Mittelwerte und Standardabweichungen der einzelnen Gangparameter. Zur Vergleichbarkeit beider Gangarten wurde stets die Geschwindigkeit von 4 km/h gewählt, bei der ein Rückwärtsgehen auf dem Laufband mit frei schwingenden Armen noch bequem möglich ist. Tabelle 2 listet Variablen auf, die den Armschwung bei beiden Gangarten beschreiben.

Im Vergleich zum Vorwärtsgehen bei 4 km/h war die Armschwungamplitude beim Rückwärtsgehen vermindert. Dies beruhte vor allem auf einer deutlich verkürzten Bewegung des Armes nach vorn (d.h. vor den Oberkörper); die Pendelbewegung hinter die Frontalebene (Armschwung rückwärts) war nahezu unverändert, genauso wie die Retroversion. Deutliche Unterschiede sieht man vor allem in der Anteversion des Schultergelenkes, deren Mittelwert beim Vorwärtsgehen etwa  $10^\circ$ , beim Rückwärtsgehen jedoch nur rund  $2^\circ$  betrug. Flexions- und Extensionswinkel des Ellenbogens waren bei beiden Gangarten nahezu identisch. Die sonstigen Unterschiede der Bewegungsparameter zeigen jedoch, dass das Rückwärtsgehen nicht einfach eine „Umkehrung“ des Vorwärtsgehens ist; würde man einen Film mit einem rückwärts gehenden Menschen in „verkehrter“ Richtung abspielen, sähen die Bewegungen anders aus als beim Vorwärtsgehen. Dies gilt für den Armschwung (Tabelle 2) genauso wie für die Schrittparameter und die Gelenkwinkel der Beine (Tabellen 3 und 4).

Armschwung - Parameter	Gangart	
	Vorwärts 4 km/h	Rückwärts 4 km/h
Armschw. - Amplitude [cm]	27,6 ± 8,3	22,4 ± 10,2
Armschwung vorwärts [cm]	20,2 ± 4,1	14,0 ± 5,3
Armschwung rückwärts [cm]	7,4 ± 5,7	8,3 ± 7,2
Anteversion [°]	9,6 ± 4,9	2,2 ± 6,0
Retroversion [°]	-14,0 ± 7,1	-16,1 ± 7,5
Ellbogen – Flexion [°]	142,8 ± 7,8	142,7 ± 11,6
Ellbogen – Extension [°]	165,0 ± 5,6	162,5 ± 5,8

**Tabelle 2.** Mittelwerte und Standardabweichungen der Bewegungsparameter der oberen Extremität beim Vorwärtsgen und Rückwärtsgen mit einer Geschwindigkeit von 4 km/h. Daten aller 16 Versuchspersonen ohne Trennung nach der Händigkeit.

Beim Rückwärtsgen war die Kadenz deutlich höher (116 Schritte pro Minute) als beim Vorwärtsgen mit 4 km/h (99 Schritte pro Minute). Dementsprechend waren beim Rückwärtsgen auch Schrittlänge, Standphasen- und Schwungphasendauer verkürzt (Tabelle 3). Die Breite der Gangspur war beim Rückwärtsgen etwa 4 cm größer als beim Vorwärtsgen, während die Schritthöhe um 9 cm vermindert und die Fußwinkel um rund 5° kleiner waren. Somit wurden auch balancekorrelierte Messwerte von der Gangart beeinflusst.

Parameter	Gangart	
	Vorwärts 4 km/h	Rückwärts 4 km/h
Kadenz [Schritte / min]	98,8 ± 7,3	116,5 ± 11,4
Standphasendauer [ms]	768 ± 56	647 ± 55
Schwungphasendauer [ms]	453 ± 37	391 ± 44
Doppelschrittlänge [cm]	135,7 ± 9,8	115,3 ± 11,0
Teilschrittlänge [cm]	67,8 ± 4,9	57,6 ± 5,6
Schritthöhe [cm]	23,3 ± 2,2	14,6 ± 2,3
Schrittbreite [cm]	8,9 ± 2,4	13,0 ± 2,2
Fußwinkel [°]	15,2 ± 4,3	9,7 ± 3,4

**Tabelle 3.** Mittelwerte und Standardabweichungen einfacher Gangparameter beim Vorwärtsgen und Rückwärtsgen mit einer Geschwindigkeit von 4 km/h. Daten aller 16 Versuchspersonen.

Auch die Gelenkwinkel der Beine zeigten systematische Unterschiede je nach Gangart (Tabelle 4). Im Vergleich zum Vorwärtsgen war beim Rückwärtsgen mit 4 km/h die Extension der Hüfte vermindert, das Knie wurde während der hinter den Körper gerichteten Schwungphase des Beines vermehrt gebeugt und setzte auch weniger stark durchgestreckt auf. Die Plantarflexion des Sprunggelenkes war beim

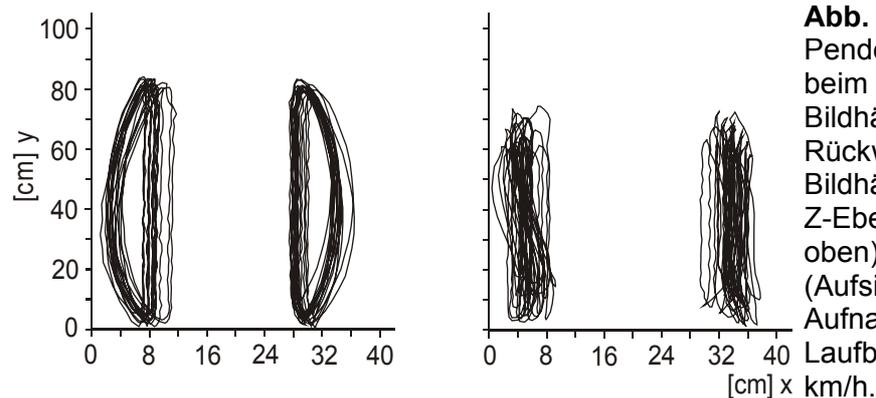
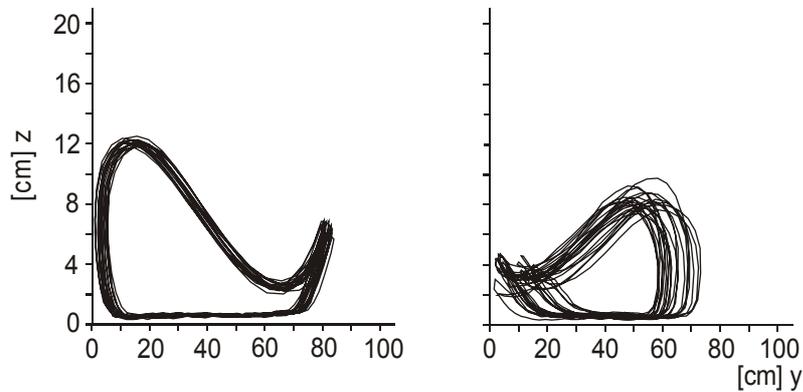
Rückwärtsgehen reduziert, da hier kein Abrollen des Fußes mit „Abdrücken“ des Körpers vom Boden stattfand. Besonders auffällig ist die Veränderung im Yield des Kniegelenkes, welcher sich von ca.  $10^\circ$  beim Vorwärtsgehen auf etwa  $3,5^\circ$  beim Rückwärtsgehen verminderte.

Gelenkwinkel der Beine	Gangart	
	Vorwärts 4 km/h	Rückwärts 4 km/h
Hüfte – Flexion [°]	22,1 ± 3,0	26,8 ± 5,3
Hüfte – Extension [°]	-20,4 ± 3,0	-11,4 ± 4,1
Knie – Flexion [°]	122,6 ± 6,9	129,0 ± 7,3
Knie – Extension [°]	177,0 ± 2,2	173,0 ± 4,0
Knie; beim Auftreten [°]	176,0 ± 3,0	163,1 ± 8,5
Knie; Yield [°]	10,3 ± 3,5	3,5 ± 2,4
Sprunggk.- Dorsalext. [°]	107,1 ± 5,2	101,0 ± 6,0
Sprunggk.- Plantarflx. [°]	140,2 ± 6,6	125,6 ± 4,7

**Tabelle 4.** Mittelwerte und Standardabweichungen der Gelenkwinkel der Beine beim Vorwärtsgehen und Rückwärtsgehen mit einer Geschwindigkeit von 4 km/h. Daten aller 16 Versuchspersonen.

Die Abbildung 19 zeigt Pendelkurven des oberhalb des Grundgelenkes der kleinen Zehe am Schuh befestigten Reflektors (Zehenmarkers) beim Vorwärts- und beim Rückwärtsgehen auf dem Laufband. Diese Pendelkurven sind in der Seitenansicht (Abb. 19 oben; y-Achse versus z-Achse) und in der Aufsicht (Abb. 19 unten; x-Achse versus y-Achse) dargestellt und gleichen „Leuchtsuren“ der Bewegungen im Raum. In der Seitenansicht werden sie im Uhrzeigersinn durchlaufen. Gewählt wurden Kurven einer Probandin, deren Daten die Unterschiede deutlich darstellen. Beim Vorwärtsgehen beschrieb der Zehenmarker in der Schwungphase einen Weg von etwa 80 cm in y-Richtung nach vorn (Abb. 19 oben links). Dann wurde der Fuß mit der Hacke zuerst aufgesetzt. Die Zehen waren währenddessen noch um ca. 8 cm angehoben, wodurch beim Auftreten eine Krümmung der Pendelkurve in Form einer „Skispitze“ entstand. In der Standphase trat eine Rückwärtsbewegung ein (abnehmende y-Werte). Nach dem Abrollen wurde der Fuß erst im bogenförmigen Bewegungsverlauf zum Scheitelpunkt angehoben, um dann in leicht abwärts gerichtetem Schwung wieder nach vorne zu pendeln. Beim Rückwärtsgehen hatten die Pendelkurven eine größere Variabilität (Abb. 20 rechts). Schrittlänge und Schritthöhe waren kleiner, die Schrittweite größer als beim Vorwärtsgehen. Der Fuß wurde bei etwa 70 cm (y-Wert) zuerst mit den Zehen aufgesetzt, bewegte sich dann

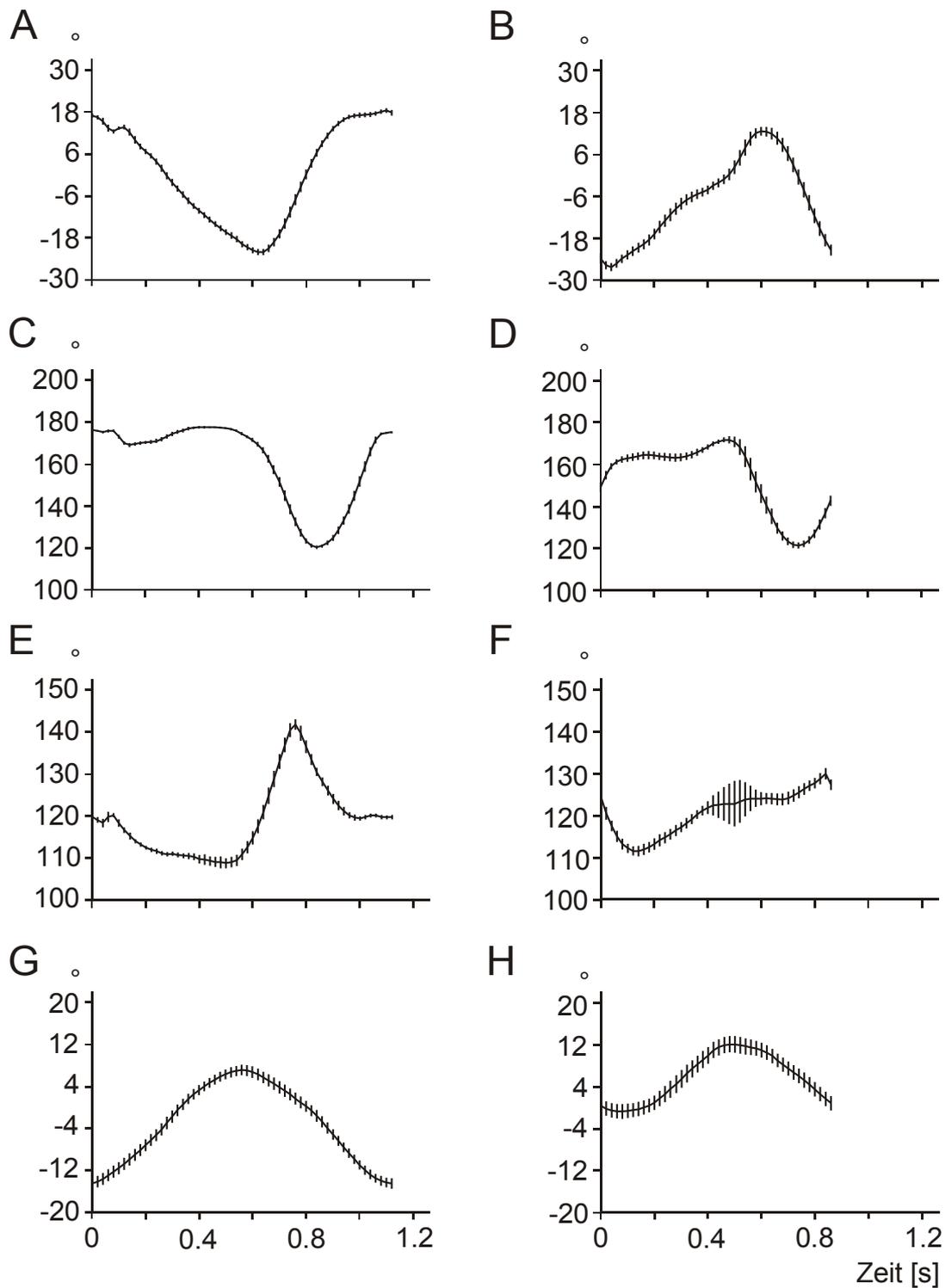
in der Standphase nach hinten, um bei ca. 10 cm wieder abgehoben zu werden. Die „Skispitze“ der Pendelkurve beim Abheben des Fußes im Rückwärtsgehen trat weniger hervor als die Spitze beim Auftreten im Vorwärtsgehen.



**Abb. 19:**  
Pendelkurven der Zehenmarker beim Vorwärtsgehen (linke Bildhälfte) und beim Rückwärtsgehen (rechte Bildhälfte). Darstellungen der Y-Z-Ebene (Seitenansichten, oben) und der X-Y-Ebene (Aufsicht, unten). Alle Aufnahmen erfolgten bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 4 km/h.

Die Abbildung 20 kontrastiert die Gelenkwinkeländerungen beim Vorwärtsgehen (Abb. 20 links) mit denen des Rückwärtsgehens (Abb. 20 rechts). Auch hier handelt es sich um exemplarische Daten einer Probandin. Die Kurven beginnen jeweils mit dem Auftreten zu Beginn der Standphase. Diagramme A und B zeigen die Hüftgelenksbewegungen. In der Standphase wurde die Hüfte beim Vorwärtsgehen extendiert (Winkel nahm ab), beim Rückwärtsgehen hingegen flektiert (Winkel stieg), so dass die Verläufe in A und B etwa spiegelbildlich sind. Die Diagramme C und D zeigen Kniegelenkswinkel. Beim Vorwärtsgehen (C) erfolgte zu Beginn der Standphase erst eine leichte Flexion (Yield), an die sich eine Extension anschloss. Beim Rückwärtsgehen (D) war der Yield nur minimal vorhanden, so dass das Knie während der Standphase zunehmend gestreckt wurde. Bei beiden Gangarten wurde die stärkste Beugung des Knies in der Schwungphase erreicht. Die Exkursionen des

Sprunggelenks unterschieden sich je nach Gangart (Abb. 20, E,F) ebenfalls. Während beim Vorwärtsgang (E) die starke Plantarflexion beim Abrollen des Fußes mit einem Maximum von ca.  $140^\circ$  etwa 0,8 Sekunden nach dem Auftreten auffiel, fehlte diese beim Rückwärtsgang (F). Hier wurde das Sprunggelenk nach dem Auftreten (bei etwa 0,15 s) zunächst stark dorsal flektiert, gefolgt von einer langsamen Plantarflexion.

**Abb. 20:**

Gelenkwinkel beim Vorwärtsgen (linke Bildhälfte) und Rückwärtsgen (rechte Bildhälfte). Hüftgelenkwinkel (A,B), Kniegelenkwinkel (C,D), Sprunggelenkwinkel (E,F) und Armschwungwinkel (G,H) sind vergleichend gezeigt. Die Gehgeschwindigkeit war 4 km/h. Exemplarische Daten einer Probandin. Die Winkel sind in Abb. 5 (Seite 19) erklärt.

Die Armschwungwinkel des Schultergelenkes beim Vor- und Rückwärtsgehen sind in den Diagrammen G und H der Abbildung 20 dargestellt. Beim Vorwärtsgehen (G) pendelte der Arm am Körper vorbei, so dass der Winkel etwa zwischen  $-14^\circ$  (Retroversion) und  $+8^\circ$  (Anteversion) variierte. Das Rückwärtsgehen (H) wies im Vergleich zum Vorwärtsgehen eine verminderte Amplitude der Winkeländerungen auf. Außerdem war die Kurve in Richtung positiverer Werte verschoben.

### **3.3. Händigkeitstests**

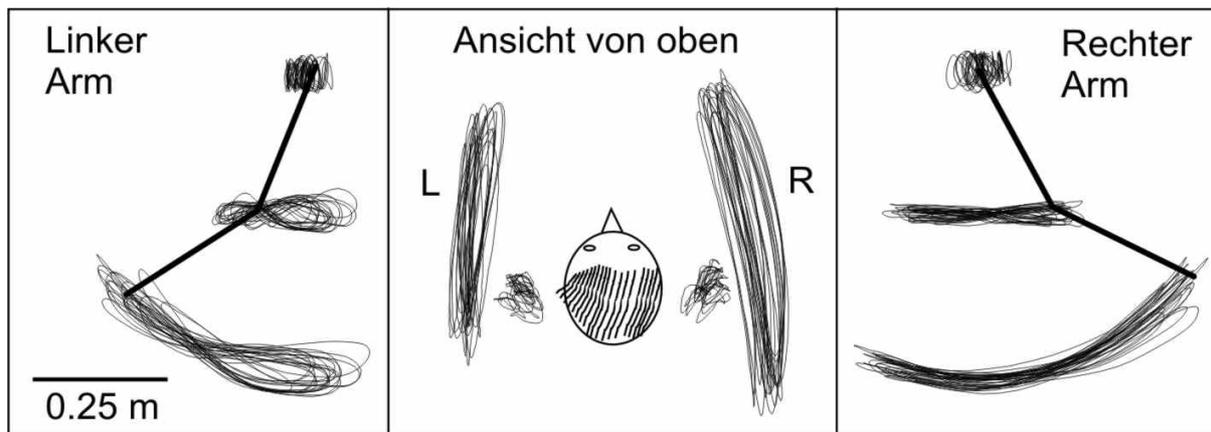
Die Tests und Berechnungen der Indizes der Händigkeit sind bereits im Methodenteil beschrieben worden (Seiten 8-11). Negative Indizes lassen auf linkshändige Probanden schließen. Die Tabelle 5 zeigt die einzelnen Werte. Der Pegboard-Test ergab nur geringe Seitenunterschiede, während der Square-Marking-Test die Händigkeit der Versuchspersonen deutlich belegte (8 Linkshänder, 8 Rechtshänder) und mit der Selbsteinschätzung gemäß des Testfragebogens übereinstimmte.

ID	Händigkeit	Geschlecht	Fragebogen [%]	Paper-Test [%]	Pegboard [%]
1	Rechts	Weiblich	100	13,6	2,1
2	Rechts	Männlich	100	13,5	8,7
7	Rechts	Männlich	100	16,9	3,9
9	Rechts	Weiblich	100	13,7	2,3
12	Rechts	Männlich	100	21,0	7,7
14	Rechts	Weiblich	100	29,6	2,1
15	Rechts	Weiblich	79,3	23,3	-2,9
16	Rechts	Männlich	100	20,8	0,1
3	Links	Weiblich	-85,2	-19,9	-3,2
4	Links	Männlich	-100	-24,0	-8,5
5	Links	Männlich	-80	-29,2	-6,5
6	Links	Weiblich	-100	-27,9	-2,8
8	Links	Männlich	-86	-27,7	3,6
10	Links	Weiblich	-44	-26,0	6,7
11	Links	Weiblich	-63	-17,3	-2,8
13	Links	Männlich	-69	-1,4	-7,3

**Tabelle 5.** Resultate der Händigkeitstests zur Einteilung der 16 Probanden in Links- und Rechtshänder. Ergebnisse des Testfragebogens (Selbsteinschätzung), des Paper-Tests (square marking), und des Pegboard-Tests. Indizes der Händigkeit werden in % angegeben (siehe Seiten 8-11).

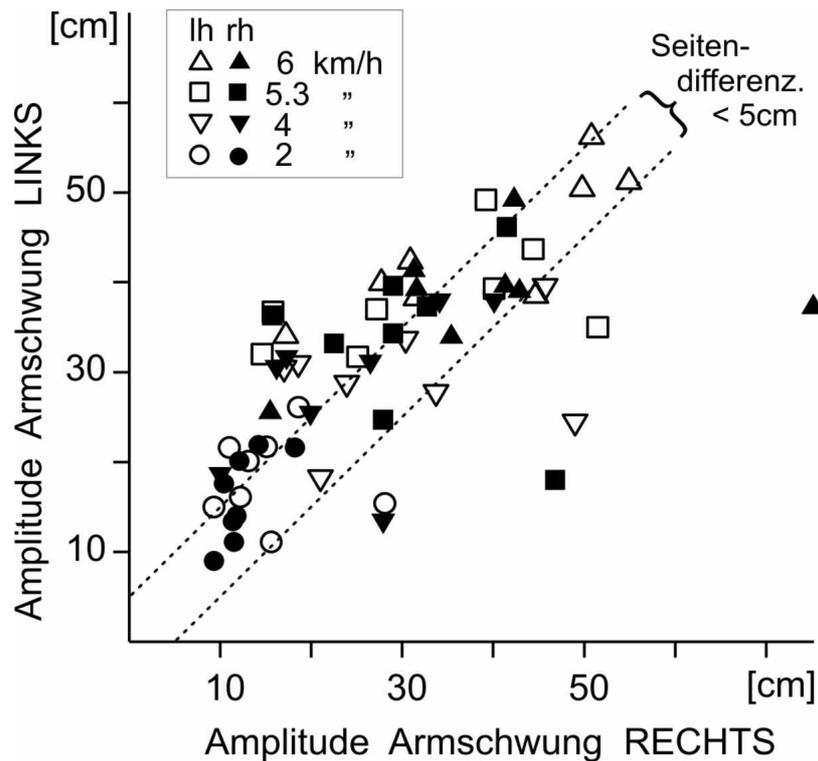
### 3.4. Asymmetrie des Armschwungs beim Gehen

Wie bereits in Abschnitt 3.1.1. (Seiten 21-24) erwähnt, unterschieden sich die Pendelbewegungen des dominanten und des nicht-dominanten Armes nicht signifikant voneinander. Die Händigkeit ließ sich also nicht am Armschwung beim Gehen auf dem Laufband erkennen. Dennoch waren die Pendelausschläge beider Hände häufig asymmetrisch. Die Abbildung 21 demonstriert dies am Beispiel eines linkshändigen Probanden, dessen rechte Hand beim Vorwärtsgehen eine deutlich verstärkte Pendelbewegung zeigte.

**Abb. 21:**

Asymmetrischer Armschwung bei einem linkshändigen Probanden. Pendelkurven von Handgelenk, Ellenbogen und Schulter (= „Leuchtspuren“ der Bewegungen) sind für den linken und rechten Arm jeweils in Seitenansicht dargestellt. In der Aufsicht (Mitte) wurden die Kurven der Ellenbogen-Marker aus Gründen der Übersichtlichkeit weggelassen, so dass nur Schulter- und Handbewegungen sichtbar sind. Die Gehgeschwindigkeit betrug 5,2 km/h.

Um solche Asymmetrien für das gesamte Kollektiv zu bewerten, zeigt die Abbildung 22 die Amplituden des Pendelns der linken und der rechten Hände aller 16 Probanden, aufgeschlüsselt nach Linkshändern (offene Symbole) und Rechtshändern (gefüllte Symbole). Jeder Datenpunkt stellt die Ergebnisse eines Laufes dar, so dass sich aus den vier Gehgeschwindigkeiten des Vorwärtsgehens und der Probandenzahl insgesamt  $4 \times 16 = 64$  Punkte ergeben. Die Armschwungamplitude der linken Hand ist jeweils an der Ordinate in cm ablesbar, die der rechten Hand (in demselben Lauf) an der Abszisse. Wenn die Datenpunkte zwischen den gestrichelten diagonalen Linien liegen (Abb. 22), betrug die Seitendifferenz zwischen den Pendelamplituden der rechten und linken Hand weniger als 5 cm. Bei nahezu zwei Dritteln der Läufe (41 von 64) war die Seitendifferenz größer als 5 cm. Im Durchschnitt betrug der Seitenunterschied  $8,6 \pm 4,8$  cm. Die Linke pendelte häufig stärker als die Rechte, ohne dass jedoch ein systematischer Zusammenhang mit der Händigkeit bestand.



**Abb. 22:**

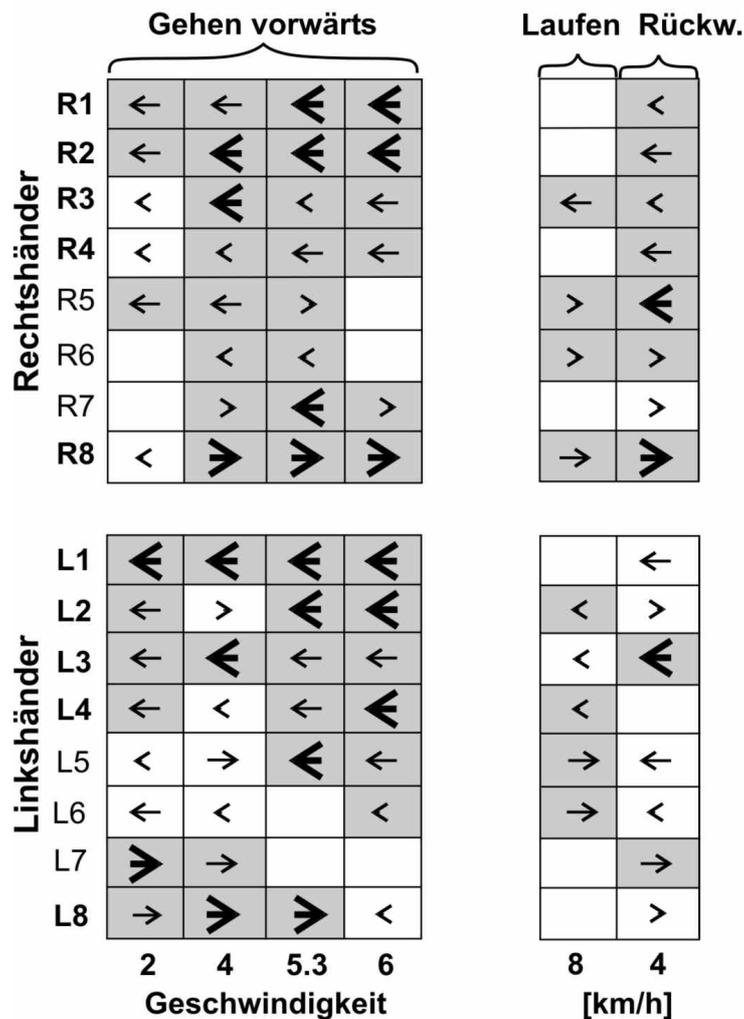
Amplituden der Pendelbewegungen der linken und rechten Hand beim Vorwärtsgen. Für jeden Lauf wurden beide Messwerte gegeneinander aufgetragen. Bei 16 Probanden und vier Laufbandgeschwindigkeiten ergeben sich so 64 Datenpunkte. Diese sind nach der Händigkeit (Linkshänder weiß, Rechtshänder schwarz) und der Gehgeschwindigkeit (siehe grafische Legende) aufgeschlüsselt. Im Bereich zwischen den gestrichelten Diagonalen ist die Seitendifferenz des Pendelns < 5 cm.

Schließlich wurden alle Läufe (einschließlich des Joggens und Rückwärtsgehens) einzeln ausgewertet (Abb. 23), indem die jeweiligen Armschwungamplituden der linken und rechten Seiten unter Einbeziehung aller pro Lauf erfassten Schritte mit t-Tests verglichen wurden. Die Abbildung 23 zeigt die Ergebnisse aller 96 Läufe, die sich aus 16 Probanden bei 6 unterschiedlichen Bedingungen zusammensetzen (Geschwindigkeiten beim Vorwärtsgen 2,0; 4,0; 5,3; 6,0 km/h; Joggen mit 8 km/h; Rückwärtsgen mit 4 km/h). Jede Zeile entspricht den Daten einer Versuchsperson. Seitendifferenzen sind als Pfeile dargestellt, welche zur Seite des jeweils größeren Pendelausschlags weisen. Signifikante Asymmetrien des Armschwungs ergaben sich überzufällig häufig (t-Tests,  $p < 0,05$ ), nämlich bei 64 der 96 Läufe (graue Felder in Abb. 23). Die Richtung der Asymmetrie (Pfeilrichtung) blieb bei zehn Versuchspersonen (R1-R4, R8, L1-L4, L8) trotz der Änderungen der Gangart und Laufbandgeschwindigkeit recht konstant, variierte also nicht wahllos. Dies spricht für

das Vorliegen individuell festgelegter Bewegungsmuster, die aber nicht mit der Händigkeit korrelierten. Über alle Probanden gerechnet, zeigte die dominante Hand bei 31, die nicht-dominante bei 33 Läufen eine signifikant größere Amplitude.

### Seitendifferenzen des Armschwungs

<	2.0 - 4.9 cm	>
←	5.0 - 9.9 cm	→
⬅	mehr als 10 cm	➤



**Abb. 23:**

Seitendifferenzen der Amplitude des Armschwungs, aufgeschlüsselt nach den einzelnen Läufen. Jede Zeile zeigt Daten einer Versuchsperson (R1-R8, Rechtshänder; L1-L8, Linkshänder). Jede Spalte entspricht einer Gehgeschwindigkeit bzw. Gangart; jedes Kästchen einem Lauf. Grau unterlegte Kästchen zeigen die 64 signifikanten Seitenunterschiede an (t-Tests,  $p < 0,05$ ). Nach Bonferroni-Korrektur des statistischen Fehlers, der bei multiplen Vergleichen entsteht, ergaben noch 47 Seitenvergleiche signifikante Unterschiede. Die Pfeile geben die Richtung der Seitendifferenzen an. Dick gedruckte Pfeile symbolisieren die größten Unterschiede (siehe grafische Legende oben).

## 4. Diskussion

Die Beurteilung des Gangbildes ist Bestandteil jeder ausführlichen neurologischen und orthopädischen Untersuchung. Manche Erkrankungen gehen mit typischen Veränderungen des Gehens einher. So ist ein ataktischer und breitbasiger Gang typisch für Läsionen des Kleinhirns (insbesondere des Vermis cerebelli), während der Gang bei Morbus Parkinson bei gebeugter Haltung und vermindertem Armschwung kleinschrittig und verlangsamt ist (Stolze et al. 2001). Ein asymmetrisches Gangbild findet man bei hemiparetischen Patienten. Die Ganganalyse erlaubt es, Veränderungen des Bewegungsablaufes in Maß und Zahl zu erfassen und so Änderungen im Zeitverlauf zu dokumentieren, zum Beispiel die während der Rehabilitation nach Schädel-Hirn-Trauma erzielten Verbesserungen oder die Änderungen des Gangbildes nach operativer Entlastung des Rückenmarks bei zervikaler Myelopathie (Kutzt-Buschbeck et al. 1999, 2003). Voraussetzung für die quantitative Beurteilung pathologischer Gangabweichungen ist die Kenntnis der normalen Bewegungsabläufe.

Ziel dieser Arbeit war es, die physiologischen Bewegungen gesunder links- und rechtshändiger Probanden beim Gehen und Laufen auf einem Laufband zu vermessen und zu beschreiben. Das Augenmerk lag hierbei insbesondere auf dem Pendeln der Arme und Hände, also dem Armschwung, da hierzu bislang nur wenige kinematische Daten bekannt sind (Murray et al. 1967, Jackson et al. 1983, Gutnik et al. 2005). Es handelt sich beim Armschwung nicht um einen rein passiven Bewegungsvorgang, den etwa eine am Rumpf befestigte Armprothese genauso vollführen würde. Dies stellten zuerst Ballesteros und Mitarbeiter (1965) fest, die an Probanden das Elektromyogramm (EMG) der Schultermuskeln beim Gehen ableiteten. Auch wenn die Arme am Rumpf fixiert wurden und deswegen gar nicht pendeln konnten, zeigten sich rhythmische EMG-Signale. Dies deutet auf eine aktive Bewegung durch zentrale Innervation hin. Andererseits beeinflussen auch andere Größen wie Gravitation, elastische Kräfte und die in einer bewegten Gliederkette auftretenden Drehmomente den Armschwung (Ballesteros et al. 1965). Auch in einer neueren Studie (Gutnik et al. 2005) wurde die Frage untersucht, inwieweit der Armschwung einer einfachen Pendelbewegung gleicht. 25 Probanden wurden mit

Hilfe von Videoaufnahmen untersucht; gemessen wurden die unterschiedlichen Winkel zwischen Ober- und Unterarm. Der Winkel war bei den meisten Probanden größer als der eines Pendels, theoretisch berechnet mit gleichem Längenmaß und gleicher Masse. Demnach spielen noch andere, aktive Faktoren während der Armbewegung beim Gehen eine Rolle; es ist kein rein passives Pendeln.

Nach Dietz (2002) ist die aktive Bewegungskomponente Ausdruck eines zentral determinierten neuronalen Musters. Bei Vierbeinern werden die Bewegungen der Vorder- und Hinterbeine beim Laufen durch Rhythmusgeneratoren im Bereich des zervikalen und lumbalen Rückenmarks gesteuert, die über propriospinale Bahnen miteinander verkoppelt sind, um eine koordinierte Lokomotion zu ermöglichen (Dietz 2002). Bei den Menschen ist die Koordination der Arme und Beine beim Laufen zwar sehr viel flexibler und willkürlich gut zu beeinflussen (z.B. Gestikulieren während des Gehens), aber dennoch besteht eine grundsätzliche Koordination. Das Ausschreiten eines Beines nach vorne ist üblicherweise mit einer gegenläufigen Schwungbewegung des ipsilateralen Armes nach hinten gekoppelt. Becken- und Schultergürtel verdrehen sich dabei gegenläufig. Es fällt schwer, diese Koordination willkürlich zu durchbrechen, um z.B. im „Passgang“ mit gleichläufigen ipsilateralen Arm- und Beinbewegungen zu gehen (Eke-Okoro et al. 1997). Das normale Grundmuster könnte auch beim Menschen durch gekoppelte neuronale Oszillatoren des Rückenmarks bedingt sein (Dietz 2002, Zehr und Duysens 2004).

Der Armschwung wurde nach den Messergebnissen dieser Studie wesentlich von der Gehgeschwindigkeit beeinflusst. Eine Erhöhung der Laufbandgeschwindigkeit von 2 auf 6 km/h vergrößerte die Armschwungamplitude auf mehr als das Doppelte. Diese wurde durch Bewegungen des Schultergelenks (Anteversion und Retroversion) und des Ellenbogengelenks verursacht. Erstere steuerten bei Gehgeschwindigkeiten vom „Schlendern“ bis zum schnellen Gehen deutlich mehr zur Pendelbewegung der Hände bei als die Flexion und Extension des Ellbogengelenks. Übereinstimmend mit den Daten von Murray (1967) nahm insbesondere die Retroversion des Schultergelenkes geschwindigkeitsabhängig zu, während sich die Anteversion und der Ellbogenwinkel weniger stark änderten (siehe Abb. 8, 9). Als weitere Bewegung wurde die Verdrehung des Schultergürtels aus der Frontalebene

heraus um eine senkrechte Achse gemessen. Die Amplitude dieser rhythmischen Drehbewegung sank bei zunehmender Geschwindigkeit. In dieser Situation scheint insbesondere der stärkere Armschwung der Beckenbewegung entgegenzuwirken, während die Rotation des Schultergürtels an Bedeutung verliert (Jackson et al. 1983). In einer anderen Studie zeigte sich, dass die Steifheit des Rumpfes mit zunehmender Geschwindigkeit zunimmt (Kubo et al. 2006). Es wurde angenommen, dass die Unterdrückung der axialen Bewegungen des Thorax einen positiven Einfluss auf die Kopfstabilität hat und einen Rückstoß der Rumpfsegmente erlaubt.

Nicht nur der Armschwung, sondern auch zahlreiche weitere Gangparameter werden von der Gehgeschwindigkeit beeinflusst (Murray 1967). In der vorliegenden Arbeit wurden folgende Werte bestimmt: Fußwinkel, Hüfte und Knie in Flexion und Extension, Yield, Schritthöhe und –breite, Sprunggelenksdorsalextension und –plantarflexion, Schwungphasen- und Standphasendauer sowie die Teilschrittlänge und Kadenz. Mit zunehmender Gehgeschwindigkeit nahmen erwartungsgemäß Schrittlänge, Schritthöhe und Kadenz signifikant zu, während Stand- und Schwungphasendauer sanken. Flexion und Extension des Hüftgelenkes, der Yield des Kniegelenkes beim Auftreten und die Plantarflexion des Sprunggelenkes nahmen deutlich zu. Schrittbreite und Fußwinkel als balancekorrelierte Parameter wurden hingegen nicht wesentlich von der Geschwindigkeit beeinflusst. Ein schnelleres Gehen auf dem Laufband bedingt also keine Verbreiterung der Gangspur, die als Zeichen einer zunehmenden Gangunsicherheit gewertet werden könnte. Die leichte Abnahme der Schrittbreite beim Joggen (8 km/h) gegenüber dem Gehen (Abb. 13, S. 27) ist möglicherweise Ausdruck einer Messungenauigkeit, da sich hier der Messzeitpunkt (d.h. die Doppelstandphase) nicht genau definieren ließ.

Alle Daten wurden beim Gehen auf einem Laufband gewonnen, wie es sich bei Einsatz eines stationären Kamerasystems anbietet. Die Probanden erhielten zuvor eine lange Eingewöhnzeit, um sicheres Gehen auf dem Band zu gewährleisten. Ein freies, unbehindertes Schwingen der Arme war durch bauliche Veränderungen am Laufband (Geländerabstand) problemlos möglich. Obwohl den Probanden das Gehen auf dem Laufband keine Probleme bereitete, besteht doch die Frage, ob es systematische Unterschiede gegenüber dem freien Gehen über Grund gibt. Dies

wurde in einer früheren Studie (Stolze et al. 1997) untersucht. Bei identischer Gehgeschwindigkeit war die Kadenz auf dem Laufband etwas erhöht, während die Schrittlänge kürzer als beim freien Gang über Grund ausfiel. Schrittbreite und Fußwinkel waren auf dem Laufband leicht vergrößert (Stolze et al. 1997). Diese Unterschiede erklären sich dadurch, dass das Laufband dem Probanden die Einhaltung einer festen Geschwindigkeit aufzwingt, wobei das vom freien Gang her gewohnte optische Flussmuster aber wegfällt (Prokop et al. 1997). Der propriozeptive afferente „Input“ aus Muskeln und Gelenken bleibt hingegen vorhanden. Trotz dieser Differenzen ist anzunehmen, dass die geschwindigkeitsabhängigen Veränderungen des Bewegungsablaufes, die sich in dieser Arbeit beim Gehen auf dem Laufband zeigten, prinzipiell auch beim freien Gehen über Grund auftreten.

Neben dem Vorwärtsgang und Joggen wurde auch der Rückwärtsgang bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 4 km/h untersucht. Hierbei war gegenüber dem Vorwärtsgang die Kadenz erhöht, die Schrittlänge verkürzt und die Breite der Gangspur vergrößert. Der Fuß wird beim Rückwärtsgang mit der Zehenspitze aufgesetzt und ist dabei im Sprunggelenk etwas stärker nach plantar flektiert als beim Vorwärtsgang. In der Standphase fehlt die Plantarflexion beim Abrollen des Fußes vom Boden weitgehend. Auch die Bewegungsspuren der Füße unterschieden sich deutlich vom Vorwärtsgang. Der Armschwung war vor allem in der Bewegung vor den Oberkörper verkürzt, die Bewegung hinter den Oberkörper war dagegen nahezu unverändert. Auch bedingte die Umkehr der Gehrichtung einen Wechsel der Koordination der Hüft- und Kniegelenksbewegungen. Während in der frühen Schwungphase beim Vorwärtsgang das Kniegelenk zeitgleich mit dem Hüftgelenk flektiert wird, erfolgt beim Rückwärtsgang in dieser Phase des Schrittzklus eine Hüftextension bei gleichzeitiger Knieflexion (siehe Abb. 20). Das Rückwärtsgang ist aus diesen Gründen nicht einfach eine Umkehrung der Vorwärtsbewegung, sondern ein eigenständiger Bewegungsablauf.

Geht man davon aus, dass das Grundmuster des Gehens durch neuronale Zentren des Rückenmarks, die Lokomotionsgeneratoren, erzeugt wird, so muss diese Steuerung flexibel sein, um einen Wechsel der Koordination verschiedener Gelenke

einer Extremität zu ermöglichen. Möglicherweise hat nicht nur jede Extremität einen Lokomotionsgenerator, sondern es wird auch jedes einzelne Gelenk einer Extremität durch ein eigenes spinale Bewegungsprogramm gesteuert (Grillner 1981). Eine flexible Koppelung dieser Programme untereinander erlaubt unterschiedliche Koordinationsmuster. Durch zentrale Kommandos wird entschieden, ob man vorwärts oder rückwärts laufen, mit einem oder beiden Beinen agieren möchte, und die entsprechenden Kopplungsmuster werden gewählt.

Ein weiteres wesentliches Ziel dieser Arbeit war es, Asymmetrien des Armschwungs beim Gehen zu erfassen und mögliche Bezüge zur Händigkeit festzustellen. Frühere Ganganalysen erwähnten Asymmetrien zwar beiläufig, werteten sie aber nicht quantitativ aus (Murray et al. 1967, Jackson et al. 1983). In einer weiteren Studie wurde vermutet, man könne die Händigkeit am Armschwung beim Gehen erkennen (Riley et al. 1977). Aus Videoaufnahmen wurde abgeleitet, dass der Pendelausschlag auf der dominanten Seite geringer sei. Genaue Auswertungen mit statistischen Vergleichen der dominanten und nicht-dominanten Seite fehlen allerdings bislang.

Um mögliche Einflüsse der Händigkeit auf den Armschwung zu erfassen, wurden in dieser Studie sowohl Rechts- als auch Linkshänder untersucht. Wir verwendeten zur Feststellung der Händigkeit verschiedene bekannte Testverfahren. Dazu gehörten die Tests nach Annett (1970, 1992) und Oldfield (1971). Letzterer befragte 1000 Studenten nach verschiedenen Tätigkeiten, die sie mit der linken, rechten oder mit beiden Händen ausführten. Er bewertete die Ergebnisse mit Hilfe des Lateralitätsquotienten, der von -100 für extreme Linkshändigkeit bis +100 für extreme Rechtshändigkeit reichte. Ferner prüften wir die Geschicklichkeit beider Hände mit einem Steckbrett-Test. Anschließend war eine Einteilung in Links- und Rechtshänder problemlos möglich. Die Armschwungbewegungen beider Seiten wurden danach vermessen und verglichen. Bei der anschließenden Auswertung konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen der dominanten und der nicht-dominanten Seite aufgezeigt werden. Im Gegensatz zur Vermutung von Riley et al. (1977) gehen wir daher nicht davon aus, dass die dominante Hand während des Gehens weniger schwingt als die andere Hand.

Folgendes bedarf jedoch einer gesonderten Betrachtung: Unabhängig von der Händigkeit zeigte sich dennoch häufig eine Asymmetrie des Armschwungs. Bei fast zwei Dritteln aller 64 untersuchten Läufe (16 Probanden, 4 Geschwindigkeiten) war der Seitenunterschied der Pendelamplituden beim Vorwärtsgen größer als 5 cm (siehe Abb. 22). Die Mehrheit der Probanden (10 von 16) schwangen stärker mit einem bestimmten Arm, dieser Unterschied hatte auch bei verschiedenen Gehgeschwindigkeiten Bestand. Unabhängig von der Händigkeit pendelte die linke Hand häufiger stärker als die rechte Hand als umgekehrt. Einschränkend ist zu bemerken, dass die Pendelamplituden nur in der Sagittalebene gemessen werden konnten. Der sich hieraus ergebende Fehler ist jedoch gering, da das Pendeln vorwiegend parallel zu dieser Ebene stattfindet und mediolaterale Abweichungen klein sind (siehe Abb. 21). Es ist also davon auszugehen, dass eine gewisse Asymmetrie der Armschwungbewegung physiologisch ist.

Auf welche Faktoren könnte man eine solche Asymmetrie zurückführen? Denkbar ist eine Beeinflussung durch die Bewegungen der unteren Extremität. Eine leichte Asymmetrie der Schrittlängen und Beinbewegungen ist physiologisch (Herzog et al. 1989, Sadeghi et al. 1997, 2000). In der hier gezeigten Studie waren die Seitendifferenzen der Schrittlängen jedoch klein und interessanterweise auch nicht mit der Asymmetrie des Armschwungs korreliert. Allerdings könnten auch diskretere Asymmetrien der Beinbewegung beim Gehen Einfluss ausüben. Lokale Asymmetrien von Muskelkontraktionen, welche sich an verschiedenen Gelenken auswirken, können in ihrer Summe zu seitengleichen Schrittlängen und damit globaler Symmetrie führen, wenn man den Bewegungsablauf der unteren Extremität im Gesamten betrachtet (Sadeghi et al. 2003). Eine frühere Studie konnte keine Bezüge zwischen asymmetrischen Bewegungen der unteren Extremität und der Händigkeit nachweisen (Maupas et al. 2002). Insgesamt kann die in unserer Studie nachgewiesene Armschwungasymmetrie nicht eindeutig als Begleitphänomen von asymmetrischen Beinbewegungen erklärt werden. Es war auch kein Zusammenhang mit asymmetrischen Körpermaßen nachweisbar. Künftige Untersuchungen mit elektromyographischen Ableitungen und Bewegungsanalysen einschließlich Berechnungen der Drehmomente könnten die Zusammenhänge zwischen Armschwung und Beinbewegung noch genauer aufklären.

Seitendifferente Signale der spinalen Zentren und/oder der willkürlichen Kontrollmechanismen könnten ebenfalls zur Asymmetrie des Armschwungs beitragen. Ob die Tendenz, mit dem linken Arm stärker als mit dem rechten zu schwingen, von der linkshemisphärischen Dominanz für nicht motorische Funktionen abhängt, wie z.B. der Sprache, bleibt eine Spekulation. Unterschiede des Muskeltonus und der Stärke beider Arme können ebenfalls eine Rolle spielen, wurden aber nicht systematisch erfasst. Schließlich stellt sich auch die Frage, ob es einen Arm gibt, der näher am Körper getragen wird, um im Notfall rasch reagieren oder den Körper abfangen zu können. Auf der rechten Seite des Laufbandes befand sich der Notausschalter zur Beendigung der Laufbandbewegung. Die Probanden könnten daher versucht gewesen sein, die rechte Hand zur Sicherheit in der Nähe des Schalters zu halten. Die Möglichkeit der Irritation durch das Aufnahmepersonal, welches sich in 3 m Entfernung links vom Laufband befand, kann ebenfalls nicht ausgeschlossen werden. Um diese Störfaktoren möglichst gering zu halten, wurde während der Messungen darauf geachtet, dass die Probanden geradeaus blickten, und jegliche Ablenkung wurde fern gehalten. Interessant war, dass sich bei den Probanden, die beim Vorwärtsgen mit einer Hand (z.B. der Rechten) weniger pendelten, typischerweise beim Rückwärtsgen auch ein geringeres Pendeln derselben Hand zeigte, obwohl sich nun der Notausschalter links und das Personal rechts vom Probanden befand. Dies spricht gegen systematische Störeinflüsse der Umgebung.

Möglicherweise resultiert eine Asymmetrie des Armschwungs aus Gewohnheit im Tagtäglichen eines Menschen. Da manche Einrichtungen eher für Rechtshänder ausgelegt sind, könnte dies asymmetrische Bewegungsmuster begünstigen, die sich unbewusst auch auf den Armschwung beim Gehen auswirken. So ist der Schaltknüppel im Auto rechts vom Fahrer angebracht und Knöpfe zur Öffnung von Schiebetüren sind üblicherweise rechts von der Tür platziert. Eine genaue Aufklärung der Ursachen der Armschwungasymmetrie ist mit den vorliegenden Daten nicht möglich.

In Zusammenhang mit klinisch-wissenschaftlichen Ganganalysen ist es allerdings interessant zu wissen, dass überhaupt eine gewisse Asymmetrie des Armschwungs

physiologisch ist. Asymmetrien sind nämlich bislang vor allem in Zusammenhang mit neurologischen Erkrankungen beschrieben worden. Der Morbus Parkinson beginnt oft seitenbetont. Im Anfangsstadium dieser Erkrankung weisen die Patienten häufig eine verminderte Pendelbewegung der oberen Extremität während des Gehens auf; die einseitig deutlicher ausgeprägt ist, so dass der Armschwung asymmetrisch verkleinert ist (Bloem und Bhatia 2004, Lee et al. 2004). Auch Wood und Mitarbeiter fanden heraus, dass sowohl einseitige als auch beidseitige Reduktion des Armschwungs als frühe Zeichen von Morbus Parkinson mit einem höheren Risiko für Stürze einhergehen (Wood et al. 2002). Selbst gut medikamentös eingestellte Patienten zeigten eine Verminderung des Armschwungs. Wood und Mitarbeiter hielten daher eine genauere Dokumentation dieses Phänomens für wünschenswert. Dazu werden auf jeden Fall Kontrolldaten benötigt und es ist wichtig zu wissen, welche Bewegungsamplituden und welche Asymmetrie noch physiologisch sind. Asymmetrische Gangmuster wurden auch bei hemiparetischen Patienten dokumentiert (Chen et al. 2005). Eine deutliche Verbesserung der Symmetrie ergab sich im Laufe eines intensiven Laufbandtrainings dieser Patienten unter Gewichtsentlastung. Eine Reduktion der hemiparetischen Spastik dürfte auch die Bewegungssymmetrie der oberen Extremität verbessern. Um dies zu beurteilen, sind Kontrolldaten gesunder Probanden ebenfalls nützlich. Damit sind die Daten der vorliegenden Arbeit nicht nur unter physiologischen Gesichtspunkten, sondern auch vom klinisch-wissenschaftlichen Standpunkt her dienlich.

Insgesamt kann die in unserer Studie nachgewiesene Armschwungasymmetrie nicht eindeutig als Begleitphänomen von Asymmetrien der unteren Extremität erklärt werden. Es war auch kein Zusammenhang mit asymmetrischen Körpermaßen nachweisbar.

## 5. Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es, die Armschwungbewegung von Probanden beim Gehen und Laufen auf einem Laufband zu vermessen. Dabei wurden Seitendifferenzen (Asymmetrien) ausgewertet und die Effekte der Gehgeschwindigkeit auf die Arm- und Beinbewegungen dargestellt. Ferner wurden Vorwärtslaufen und Rückwärtslaufen hinsichtlich der Bewegungsabläufe miteinander verglichen.

Es wurden 16 gesunde Freiwillige (8 Rechtshänder, 8 Linkshänder) untersucht, welche nach einer Eingewöhnungszeit mit Geschwindigkeiten von 2 bis 8 km/h auf einem Laufband gingen bzw. liefen. Über alle Probanden gerechnet ergaben sich 96 Läufe, da jeder Proband mit fünf verschiedenen Geschwindigkeiten vorwärts und mit 4 km/h rückwärts ging. Die Arm- und Beinbewegungen wurden mit einem optoelektronischen Kamerasystem gefilmt und Bewegungsparameter der oberen und unteren Extremität berechnet.

Mit zunehmender Gehgeschwindigkeit wurde die Pendelbewegung der Arme zunächst stärker. Dazu trugen Bewegungen im Ellenbogen- und Schultergelenk bei. Besonders letztere waren beim schnellen Gehen (6 km/h) im Vergleich zum Schlendern (2 km/h) deutlich vergrößert. Beim Übergang zum langsamen Laufen (8 km/h; Joggen) nahm die Amplitude der Pendelbewegung hingegen wieder ab, da der Ellenbogen jetzt stärker angewinkelt wurde.

Verschiedene Gangparameter der unteren Extremität wurden deutlich von der Geschwindigkeit des Laufbandes beeinflusst. Schrittlänge, Schritthöhe und Kadenz nahmen mit steigender Geschwindigkeit zu, während Stand- und Schwungphasendauer abnahmen. Die Extension und Flexion im Hüftgelenk, das Einfedern des Kniegelenkes (Yield) und die Plantarflexion des Sprunggelenks nahmen geschwindigkeitsabhängig zu. Allerdings wurden Schrittbreite und Fußwinkel als balancekorrelierte Parameter nicht wesentlich von der Gehgeschwindigkeit beeinflusst. Weder betont langsames noch forciert schnelles Gehen auf dem Laufband führten zu einer Verbreiterung der Gangspur.

Im Vergleich zum Vorwärtsgehen waren beim Rückwärtsgehen mit identischer Geschwindigkeit (4 km/h) die Kadenz erhöht, die Schrittlänge verkürzt und die Gangspur verbreitert. Durch die Umkehr der Gehrichtung erfolgte ein Wechsel der Koordination der Hüft- und Kniegelenksbewegungen (Hüftextension, Knieflexion in der frühen Schwungphase). Der Winkel der Plantarflexion war kleiner, da das Abrollen des Fußes fehlte. Der Armschwung war vor allem in der Bewegung nach vorn verkürzt. Es handelt sich folglich beim Rückwärtsgehen nicht um eine einfache Umkehrung der Vorwärtsbewegung, sondern um einen eigenen Bewegungsablauf.

Asymmetrien des Armschwungs waren durch Seitendifferenzen der Pendelausschläge der Hände von mehr als 5 cm gekennzeichnet. Eine solche Asymmetrie war bei nahezu allen Probanden nachweisbar. Die Seitendifferenzen waren bei fast der Hälfte der analysierten 96 Läufe statistisch signifikant. Die meisten Probanden wiesen eine bevorzugte Seite auf, schwangen also unabhängig von Gehgeschwindigkeit und Gangart (Gehen, Joggen, Rückwärtsgehen) mit einer Hand stärker. Es fand sich jedoch keine Korrelation mit der Händigkeit. Ein Rückschluss von der Dominanz einer Hand auf das Ausmaß des Armschwungs ließ sich demnach nicht führen.

Eine gewisse Asymmetrie des Armschwungs ist physiologisch. Dies sollte bei der Analyse von Bewegungsstörungen berücksichtigt werden, zum Beispiel des asymmetrischen Gangbildes beim beginnenden Morbus Parkinson.

## 6. Literaturverzeichnis

Annett M (1970)

A classification of hand preference by association analysis.  
Br J Psychol, 61: 303-321

Annett M (1992)

Five tests of hand skill.  
Cortex, 28: 583-600

Ballesteros MI, Buchthal F, Rosenfalck P (1965)

The pattern of muscular activity during arm swing of natural walking.  
Acta Physiol Scand, 63: 296-310

Bloem BR, Bhatia KP (2004)

Gait and balance in basal ganglia disorders.  
In: Bornstein AM, Brandt T, Nutt JG, Woollacott MH (Hrsg.)  
Clinical disorders of balance, posture and gait.  
London: Arnold, S. 173-206

Brinckmann P (1981)

Die Richtung der Fußlängsachse beim Gehen.  
Z Orthopäd Ihre Grenzgeb, 119: 445-448

Brown TG, Sherrington CS (1911)

Observations on the localisation in the motor cortex of the baboon (*Papio anubis*).  
J Physiol, 43: 209-218

Brown TG, Sherrington CS (1912)

The rule of reflex response in the limb reflexes of the mammal and its exceptions.  
J Physiol, 44: 125-130

Chen G, Patten C, Kothari DH, Zajac FE (2005)

Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds.  
Gait Posture, 22: 51-56

Dietz V, Wirz M, Jensen L (1997)

Locomotion in patients with spinal cord injuries.  
Phys Ther, 77: 508-516

Dietz V (2002)

Do human bipeds use quadrupedal coordination ?  
Trends Neurosci, 25: 462-467

Eke-Okoro ST, Gregoric M, Larsson LE (1997)

Alterations in gait resulting from deliberate changes of arm swing amplitude and phase.  
Clin Biomech (Bristol, Avon), 12: 516-521

- Gage JR (1991)  
Gait analysis in cerebral palsy.  
Clinics in Developmental Medicine 121  
London: Mc Keith Press
- Grillner S (1981)  
Control of locomotion in bipeds, tetrapods, and fish.  
In: Brooks V (Hrsg.) Handbook of Physiology-The Nervous System II.  
Baltimore: Waverly Press, S. 1179-1236
- Gutnik B, Mackie H, Hudson G, Standen C (2005)  
How close to a pendulum is a human upper limb movement during walking ?  
Homo, 56: 35-49
- Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olsson E (1989)  
Asymmetries in ground reaction force in normal human gait.  
Med Sci Sports Exerc, 21:110-114.
- Illert M (2005)  
Motorisches System  
In: Deetjen P, Speckmann EJ, Hescheler J (Hrsg.)  
Physiologie (4. Auflage)  
München: Urban und Fischer, S. 187-280
- Jackson KM, Joseph J, Wyard SJ (1983)  
The upper limbs during human walking. Part 2. Function.  
Electromyogr Clin Neurophysiol, 23: 435-446
- Kubo M, Holt KG, Salzmann E, Wagenaar RC (2006)  
Changes in axial stiffness of the trunk as a function of walking speed.  
J Biomech, 39: 750-757
- Kuhtz-Buschbeck JP, Boczek-Funcke A, Illert M, Weinhardt C (1994)  
X-ray study of the cat hindlimb during treadmill locomotion.  
Eur J Neurosci, 6: 1187-1198
- Kuhtz-Buschbeck JP, Jöhnk K, Mäder S, Stolze H, Mehdorn M (1999)  
Analysis of gait in cervical myelopathy.  
Gait Posture, 9: 184-189
- Kuhtz-Buschbeck JP, Hoppe B, Gölge M, Dreesmann M, Damm-Stünitz U, Ritz A (2003)  
Sensorimotor recovery in children after traumatic brain injury: analyses of gait,  
gross motor, and fine motor skills.  
Dev Med Child Neurol, 45: 821-828
- Lee PH, Joo US, Yong SW, Huh K (2004)  
Asymmetric freezing of gait in hemiparkinsonism-hemiathrophy.  
Neurology, 63: E7

- Maupas E, Paysant J, Datie AM, Martinet N, Andre JM (2002)  
Functional asymmetries of the lower limbs. A comparison between clinical assessment of laterality, isokinetic evaluation and electrogoniometric monitoring of knees during walking.  
Gait Posture, 16: 304-312
- Murray MP, Sepic SB, Barnard EJ (1967)  
Patterns of sagittal rotation of the upper limbs in walking.  
Phys Ther, 47: 272-284
- Ochi F, Esquenazi A, Hirai B, Talaty M (1999)  
Temporal - spatial features of gait after traumatic brain injury.  
J Head Trauma Rehabil, 14: 105-115
- Oldfield RC (1971)  
The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh inventory.  
Neuropsychologia, 9: 97-113
- Orlovski GN (1972)  
The effect of different descending systems on flexor and extensor activity during locomotion.  
Brain Res, 40: 359-371
- Pearson K (1976)  
The control of walking.  
Sci Am, 235: 72-87
- Prokop T, Schubert M, Berger W (1997)  
Visual influence on human locomotion. Modulation to changes in optic flow.  
Exp Brain Res, 114: 63-70
- Riley TL, Ray WF, Massey EW (1977)  
Gait mechanisms: asymmetry of arm motion in normal subjects.  
Mil Med, 142: 467-468
- Rubino FA (2002)  
Gait disorders.  
Neurologist, 8: 254-262
- Sadeghi H, Allard P, Duhaime M (1997)  
Functional gait asymmetry in able-bodied subjects.  
Hum Mov Sci, 16: 243-258
- Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H (2000)  
Symmetry and limb dominance in able bodied gait: a review.  
Gait Posture, 12: 34-45
- Sadeghi H (2003)  
Local or global asymmetry in gait of people without impairments.  
Gait Posture, 17: 197-204

- Stolze H, Kutzt-Buschbeck JP, Mondwurf C, Boczek-Funcke A, Jöhnk K, Deuschl G, Illert M (1997)  
Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults.  
Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 105: 490-497
- Stolze H, Kutzt-Buschbeck JP, Drücke H, Jöhnk K, Illert M, Deuschl G (2001)  
Comparative analysis of the gait disorder of normal pressure hydrocephalus and Parkinson's disease.  
J Neurol Neurosurg Psychiatry, 70: 289-297
- Tiffin J, Asher EJ (1948)  
The Purdue pegboard: Norms and studies of reliability and validity.  
J Appl Psychol, 32: 234-247
- Weil S, Weil U (1966)  
Mechanik des Gehens  
1. Auflage  
Stuttgart: Thieme Verlag
- Wernig A, Müller S, Nanassy A, Cagol E (1995)  
Laufband therapy based on 'rules of spinal locomotion' is effective in spinal cord injured persons.  
Eur J Neurosci, 7: 823-829
- Wessinghage D, Zacher J (1983)  
Messen mit Maßband und Winkelmesser  
1. Auflage  
Wehr: CIBA-GEIGY GmbH
- Wood BH, Bilclough JA, Bowron A, Walker RW (2002)  
Incidence and prediction of falls in Parkinson's disease: a prospective multidisciplinary study.  
J Neurol Neurosurg Psychiatry, 72: 721-725
- Zehr EP, Duysens J (2004)  
Regulation of arm and leg movement during human locomotion  
Neuroscientist, 10: 347-361

## 7. Anhang

### 7.1 Händigkeitstest

Lateral preference (Händigkeitstest nach Marian Annett)
<p><b>Händigkeit prä Trauma (anamnestisch erfragt)</b></p> <p>1 Rechtshänder 2 Ambidexter (Beidhänder) 3 Linkshänder</p> <p><b>Händigkeit post Trauma</b></p> <p>1 Rechtshänder 2 Ambidexter (Beidhänder) 3 Linkshänder</p>

(Die ersten sechs Items nach Annett sollen immer durchgeführt werden, die restlichen Items bei ausreichender Mitarbeit.)

Frage: Zeige mir, wie Du.....	durchgeführt immer mit rechts: 2 Punkte meistens mit rechts: 1 Punkt	durchgeführt 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 zudrehst (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: (R)	für links: (L)

**Bewertung nach Annett:**

die ersten sechs Aufgaben mit rechts  
 die ersten sechs Aufgaben mit links  
 die ersten sechs Aufgaben mit rechts oder links

**Rechtshänder**  
**Linkshänder**  
**weitere Zuordnung nach Oldfield**

**Bewertung nach Oldfield:**

**Indexberechnung:**  $(R - L) / (R + L) * 100$

<b>Index:</b>	<b>von 100 bis 1</b>	<b>Rechtshänder</b>
	<b>0</b>	<b>Beidhänder</b>
	<b>von -1 bis -100</b>	<b>Linkshänder</b>

## 7.2. Längen- und Umfangsmessdaten der einzelnen Probanden getrennt nach oberer und unterer Extremität

**Tabelle 6**

	LINKS Acromion - Proc. styl. radii	15 cm unterhalb Olekranon	10 cm unterhalb Epi. lat. humeri	Direkt prox. Caput ulnae	Mittelhand- köpfchen II-V	RECHTS Acromion - Proc. styl. radii	15 cm unterhalb Olekranon	10 cm unterhalb Epi. lat. humeri	Direkt prox. Caput ulnae	Mittelhand- köpfchen II-V
ID	Gesamt- länge des Armes	Umfang obere Extremität	Umfang Unterarm	Minimaler Unterarm- umfang	Mittelhand	Gesamt- länge des Armes	Umfang obere Extremität	Umfang Unterarm	Minimaler Unterarm- umfang	Mittelhand
1	55,7	27,5	20,1	14,6	18,2	56,0	24,5	19	15	18,5
2*	58,4	25,5	20,7	16,0	20,0	59,0	25,5	24,9	17,5	20,8
3	56,0	26,5	22,5	16,1	20,2	55,5	26,3	22,1	15,8	20,1
4*	60,5	28,1	24,7	16,8	20,3	60,7	28,3	25,1	17,6	20,5
5*	58,5	32,5	26,2	18,2	22,7	59,0	34,5	26,1	17,4	22,6
6	60,3	26,5	22,4	15,2	18,7	61,1	26,4	21,7	16,0	18,2
7*	67,0	33,5	29,7	19,7	23,0	66,0	32,7	29,0	19,5	24,2
8*	62,4	33,4	27,5	18,1	21,9	62,0	33,1	28,8	18,0	19,9
9	56,0	25,7	22,0	15,8	19,1	56,9	25,3	20,2	15,3	18,9
10	63,2	27,4	25,2	16,1	19,0	63,9	26,5	24,9	16,4	18,7
11	59,5	25,8	22,3	15,2	17,9	61,3	25,4	21,2	15,3	17,5
12*	66,4	29,1	25,7	17,1	20,2	67,1	29,8	25,8	17,4	20,3
13*	57,6	31,5	27,3	17,2	21,2	57,4	31,5	27,6	17	20,2
14	56,4	25,6	22,3	15,1	18,7	57,5	27	23	15,7	18,7
15	55,5	24,1	19,7	15,2	18,5	57	25,8	22,1	15,7	18,9
16*	56,7	30,7	24,7	18,2	20,7	55,1	29,6	23,2	18,1	20,3

\* männliche Probanden

**Tabelle 6.** ID gibt die Zuordnung zu den Probanden 1-16 an. Die mit dem Sternchen versehenen Ziffern geben männliche Probanden an. Für jeden Probanden erfolgte die Ermittlung von 5 Messwerten getrennt nach linker und rechter Seite für die obere Extremität (Tabelle 6) und untere Extremität (Tabelle 7) in cm. Die Messorte stehen in der ersten Zeile.

**Tabelle 7**

ID	Gesamtlänge untere Extremität	Umfang der Wade	Größe	Gewicht	Schuhabsatz- breite	Schuhabsatzhöhe
1	87	36	159,3	55	6,7	2
2	91	34,5	177	64	8,5	3
3	89,9	35,5	170	62	7	2
4	93	34,5	182	70	8,6	2,7
5	97	42	172,5	85	9,5	3
6	103,8	37,5	181	77,5	7	1,2
7	104	43	193	107	8,1	2,0
8	99,5	39	179	84	9,7	2,9
9	84,5	35,4	164	56	7,3	1,7
10	95,5	34	172	62	7,5	1,9
11	97,5	37,2	177	61	7,9	1,8
12	110,5	37,6	193	81	9,5	2,8
13	94,3	39,0	177,5	83	8,3	2,4
14	88,8	36,6	166	59	6,8	2,4
15	96	37	173,5	58	7,7	1,7
16	99,7	38,5	180	78,5	8,4	3,1

**Tabelle 7.** Messdaten für die untere Extremität, Erläuterung s.o.

## **8. Danksagung**

Ein ganz besonderer Dank gebührt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. J.P. Kutz-Buschbeck für die Überlassung des Themas zu dieser Doktorarbeit, die vielen Ratschläge, die gute Betreuung und Anleitung bei der Durchführung der Untersuchungen und beim Schreiben der Arbeit.

Für die Unterstützung beim Entstehen der Arbeit danke ich außerdem Prof. Dr. med. Michael Illert, dem ehemaligen Leiter des Physiologischen Instituts der CAU, Frau Dr. med. Birgit Hoppe, Herrn PD Dr. med. Henning Stolze sowie den beteiligten Probanden.

Des Weiteren danke ich meiner Familie und vor allem Frank für ihre immer währende Motivation und Unterstützung.

## 9. Lebenslauf

### Persönliche Information

**Familienstand:** verheiratet  
**Geboren:** 06.07.1978  
**Geburtsort:** Hamburg  
**Eltern:** Hans-Heinrich Brockmann,  
Karin Brockmann  
**Geschwister:** Tim Brockmann  
**Ehemann:** Marcel Brockmann  
**Kinder:** Mia Karina; geb. am 16.10.2004  
Frieda Marie; geb. am 24.7.2009

### Schulbildung

**1985 – 1989:** Grundschule Aukrug  
**1989 – 1998:** Immanuel-Kant-Gymnasium Neumünster  
**1998:** Abitur

### Berufsausbildung

**1998 – 2001:** Ausbildung zur medizinisch-technischen Radiologieassistentin  
am Westküstenklinikum Heide  
**2001:** Staatsexamen

### Studium und Ausbildung

**2001:** Beginn des Studiums der Humanmedizin an der Christian-  
Albrechts-Universität zu Kiel  
**2003:** 1. Abschnitt der ärztlichen Prüfung  
**Dezember 2007:** 2. Abschnitt der ärztlichen Prüfung  
**seit Januar 2008:** Assistenzärztin für Innere Medizin im Städtischen Krankenhaus  
Kiel