



Barbara Suppé/ Matthias Bongartz FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics praktisch angewandt Band 3



zum Bestellen [hier klicken](#)

by naturmed Fachbuchvertrieb

Aidenbachstr. 78, 81379 München

Tel.: + 49 89 7499-156, Fax: + 49 89 7499-157

Email: info@naturmed.de, Web: <http://www.naturmed.de>

Barbara Suppé
Matthias Bongartz
(Hrsg.)

FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics praktisch angewandt

Gehen – Analyse und Intervention

Mit 200 Abbildungen

Herausgeber
Barbara Suppé
Dannstadt-Schauernheim, Deutschland

Matthias Bongartz
Heidelberg, Deutschland

ISBN 978-3-642-22075-3 ISBN 978-3-642-22076-0 (eBook)
DOI 10.1007/978-3-642-22076-0

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

Springer Medizin

© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2013

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt. Die dadurch begründeten Rechte, insbesondere die der Übersetzung, des Nachdrucks, des Vortrags, der Entnahme von Abbildungen und Tabellen, der Funksendung, der Mikroverfilmung oder der Vervielfältigung auf anderen Wegen und der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen, bleiben, auch bei nur auszugsweiser Verwertung, vorbehalten. Eine Vervielfältigung dieses Werkes oder von Teilen dieses Werkes ist auch im Einzelfall nur in den Grenzen der gesetzlichen Bestimmungen des Urheberrechtsgesetzes der Bundesrepublik Deutschland vom 9. September 1965 in der jeweils geltenden Fassung zulässig. Sie ist grundsätzlich vergütungspflichtig. Zuwiderhandlungen unterliegen den Strafbestimmungen des Urheberrechtsgesetzes.

Produkthaftung: Für Angaben über Dosierungsanweisungen und Applikationsformen kann vom Verlag keine Gewähr übernommen werden. Derartige Angaben müssen vom jeweiligen Anwender im Einzelfall anhand anderer Literaturstellen auf ihre Richtigkeit überprüft werden.

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutzgesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürfen.

Planung: Marga Botsch, Heidelberg
Projektmanagement: Birgit Wucher, Heidelberg
Lektorat: Stephanie Kaiser-Dauer, Heidelberg
Projektkoordination: Michael Barton, Heidelberg
Umschlaggestaltung: deblik Berlin
Fotonachweis Umschlag: © deblik Berlin
Fotos: Max Mönnich, Berlin
Zeichnungen: Christine Goerigk, Ludwigshafen
Herstellung: le-tex publishing services GmbH, Leipzig

Gedruckt auf säurefreiem und chlorfrei gebleichtem Papier.

Springer Medizin ist Teil der Fachverlagsgruppe Springer Science+Business Media
www.springer.com

Vorwort

Viele Jahre hat es gedauert, bis wir uns endlich entschlossen haben, ein Buch über das Gehen zu schreiben. Das hatte vor allem damit zu tun, dass die Bewegungsanalysen der modernen Ganglabore mit „Beweisen“ aufwarten, die durch die beobachtende Ganganalyse nicht erbracht werden können. Aber trotz der Perfektion dieser wissenschaftlichen Studien sahen wir Lücken, die man nicht einfach ignorieren kann, wenn man über die Fortbewegung des Menschen spricht. Soll es beim Gehen nur um das Bewegungsverhalten der Beine und des Beckens gehen – oder ist nicht doch der ganze Körper in dieses komplexe Geschehen involviert? Und soll man die älteste Methode zur Ganganalyse, die visuelle Beobachtung, nur deshalb zur Nebensache erklären, weil wir Bodenreaktionskräfte und ähnliche messbare Phänomene nicht beobachten können?

Wir möchten mit der in diesem Buch beschriebenen Ganganalyse Therapeuten und Ärzten ein Hilfsmittel an die Hand geben, das in seiner Einfachheit und universellen Einsetzbarkeit einen festen Platz im klinischen Alltag bekommen kann. Mit Hilfe der von Susanne Klein-Vogelbach im Jahr 1995 beschriebenen 8 Beobachtungskriterien kann das komplexe Geschehen des menschlichen Ganges systematisch sowohl quantitativ als auch qualitativ analysiert werden, denn bei aller Individualität des äußeren Erscheinungsbildes sind alle menschlichen Körper nach dem gleichen Plan gebaut und den gleichen Kräften ausgesetzt. Die Folge davon ist, dass Haltung und Bewegung gemeinsame Merkmale aufweisen. Daher kann es dem Therapeuten gelingen, in jeder Phase der physiotherapeutischen Intervention die notwendigen Voraussetzungen für ein ökonomisches Gangbild zu erarbeiten.

Der Aufbau des Gangbuchs gestaltet sich folgendermaßen: Jedes Kapitel widmet sich einem Beobachtungskriterium, in dem zuerst die hypothetische Norm für das Gehen beschrieben wird. Es schließen sich typische Abweichungen sowie Methoden und Techniken zur therapeutischen Intervention an. Mit Hilfe klinischer funktioneller Tests, die in ► [Kap. 10](#) beschrieben sind, können Aussagen über die Bewegungsqualität und die Bewegungskontrolle gemacht werden, da die Körperabschnitte während ihrer Aufgaben im normalen Bewegungsverhalten beim Gehen, Stehen und Treppensteigen untersucht werden.

Mit Hilfe des von uns entwickelten Assessmentbogens können Gangstörungen differenziert beschrieben und dokumentiert werden, um in der anschließenden Analyse Rückschlüsse auf deren Entstehung ziehen zu können.

Das Kapitel über instrumentelle Ganganalyse soll dazu anregen, die mit freiem Auge beobachteten und dokumentierten Bewegungsmerkmale durch Verwendung einfacher Instrumente wie Foto- und Videokameras zu ergänzen (► [Kap. 12](#)). Anhand eines Patientenbeispiels werden Daten und Dokumente aus einem Bewegungslabor sowie mögliche Therapieansätze vorgestellt und diskutiert. Zusätzlich wird auf die mögliche Bedeutung der Verwendung von mediengestützten Dokumenten als Biofeedbackmethode hingewiesen.

Typische Hinkmechanismen, wie sie bei bestimmten Pathologien bestehen, werden in ► [Kap. 13](#) beschrieben. Den Abschluss bildet ► [Kap. 14](#) über das Gehen mit veränderten Parametern.

Ich möchte mich bei allen bedanken, die mich dabei unterstützt haben, dieses Buch zu schreiben. Zuerst möchte ich Barbara Gödl-Purrer nennen. Ihr neugieriger Blick auf das Thema und ihr wissenschaftlicher Input haben diese Arbeit bereichert. Viele Fotos veranschaulichen in Momentaufnahmen einzelne Elemente des Gehens. Daher gilt mein besonderer Dank dem Fotografen, Herrn Moennich, der mit heiterer Gelassenheit nicht nur schöne Fotos gemacht, sondern zudem für eine gute Arbeitsatmosphäre gesorgt hat. Ein herzliches Dankeschön möchte ich den Modellen Beatrix Merck und Muriel Wandel sagen, die geduldig jeden Bewegungsauftrag umgesetzt haben. Meine Schülerinnen und Schüler haben mit Kritik und Diskussionen auch dazu beigetragen, dass ich Klarheit in meine Gedanken gebracht habe.

Zu guter Letzt gilt mein Dank allen Beteiligten im Springer Verlag, die dieses Buch ermöglicht haben. Zuerst Marga Botsch, mit der ich das Buch geplant habe, Birgit Wucher, die meine letzten Schritte bis zur Veröffentlichung begleitet hat, und Stephanie Kaiser-Dauer, die dem Text den letzten Schliff gegeben hat.

Barbara Suppé

Heidelberg, im Herbst 2013

Über die Autoren



Barbara Suppé

hat ihre Ausbildung zur Instruktorin FBL bei Susanne Klein-Vogelbach in Deutschland, Österreich und der Schweiz gemacht. Sie war mehrere Jahre Präsidentin der Internationalen Arbeitsgemeinschaft der Instruktoren und auch viele Jahre verantwortlich für die Ausbildung der Instruktoren. Seit 1995 leitet Barbara Suppé die Physiotherapieschule an der Universitätsklinik Heidelberg und unterrichtet dort im Schwerpunkt Funktionelle Bewegungslehre. 2010 schloss sie ihr Studium zur Diplom-Physiotherapeutin (FH) in Deutschland ab. Ein weiteres Spezialgebiet ist die Untersuchung und Behandlung von Musikern, insbesondere von Sängern.



Matthias Bongartz

ist seit 1986 Physiotherapeut und hat seitdem Berufserfahrung v. a. im Bereich Bewegungssystem. Er hat das Therapeutische Klettern auf der Grundlage der FBL Functional Kinetics entwickelt und bietet im In- und Ausland auch zu diesen Themen Fortbildungen an. Er arbeitet seit 1992 als Schulleiter bzw. Lehrer an verschiedenen Schulen im Rhein-Neckar-Kreis und ist seit 2009 Diplom-Physiotherapeut (FH). In dieser Funktion hat er den Bachelor-Studiengang Physiotherapie an der BA Nordhessen konzipiert und etabliert. Heute ist er neben seiner Tätigkeit als Dozent für Bewegungslehre an der FH Joanneum Graz Passagement Consultant und arbeitet als Coach und Unternehmensentwickler im Bereich Gesundheitsförderung.



Barbara Gödl-Purrer

hat 1979 als Physiotherapeutin diplomiert. Im beruflichen Werdegang steht die Auseinandersetzung mit Bewegungsanalyse und aktiver Bewegungstherapie in unterschiedlichen klinischen Anwendungsbereichen im Vordergrund. In diesem Bereich wurde Frau Gödl-Purrer grundlegend geprägt durch die postgraduellen Zusatzausbildung zur Instruktorin FBL Functional Kinetics bei Frau Dr h.c. Susanne Frau Klein-Vogelbach. Sie hat sich im Rahmen der praktischen Arbeit am Patienten und im Rahmen der Lehrtätigkeit im Studiengang BSc Physiotherapie an der FH JOANNEUM, mit den Fachthemen motorisches Lernen und Bewegungstherapie vertiefend befasst und außerdem intensiv mit unterschiedlichen Feedbacksystemen zur Diagnose und Therapie von Funktionsdefiziten beschäftigt.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
	<i>Barbara Suppé</i>	
1.1	Die Ganganalyse nach Klein-Vogelbach	2
1.2	Die 8 Kriterien zur Beobachtung des normalen Gangs	3
	Literatur	6
2	Vorwärtstransport des Körpers	7
	<i>Barbara Suppé</i>	
2.1	Abweichungen und Hinkmechanismen	11
2.2	Intervention und therapeutische Übungen	13
2.2.1	Start	13
2.2.2	Eckensteher	15
	Literatur	16
3	Schrittfrequenz	17
	<i>Barbara Suppé</i>	
3.1	Gehgeschwindigkeit	18
3.2	Abweichungen und Hinkmechanismen	18
3.3	Intervention	19
	Literatur	19
4	Körperlängsachse	21
	<i>Barbara Suppé</i>	
4.1	Abweichungen und Hinkmechanismen	22
4.2	Intervention und therapeutische Übungen	25
4.2.1	Türmchenbauer	25
4.2.2	Cowboy	28
4.2.3	Stehaufmännchen	30
4.2.4	Mobilisation der Wirbelsäule	30
	Literatur	33
5	Spurbreite	35
	<i>Barbara Suppé</i>	
5.1	Abweichungen und Hinkmechanismen	36
5.2	Intervention und therapeutische Übungen	38
5.2.1	Geishagang	39
5.2.2	Rosinchen	40
5.2.3	Mobilisierende Massage der Adduktoren des Hüftgelenks	41
5.2.4	Mobilisierende Massage der Abduktoren des Hüftgelenks	43
	Literatur	43
6	Schrittlänge	45
	<i>Barbara Suppé</i>	
6.1	Abweichungen und Hinkmechanismen	46
6.2	Intervention und therapeutische Übungen	46
6.2.1	Widerlagernde Mobilisation des Hüftgelenks bei eingeschränkter Extension/Innenrotation	46
6.2.2	Hubarme Mobilisation des Hüftgelenks in Extension und Innenrotation	47
6.2.3	Auf und zu	48
	Literatur	50

7	Beinachsen und Abrollen des Fußes	51
	<i>Barbara Suppé</i>	
7.1	Untersuchung der virtuellen Bein- und Fußachsen	52
7.1.1	Längs- und Querwölbung der Füße	52
7.1.2	Funktionelle Fußlängsachse	54
7.1.3	Einstellung der Flexions-Extensions-Achsen	54
7.1.4	Antetorsion	54
7.1.5	Tibiatorsion	56
7.2	Abweichungen und Hinkmechanismen	56
7.2.1	Abweichungen der Fußachsen	57
7.2.2	Abweichungen der Antetorsion und Tibiatorsion	57
7.2.3	Mangelnde Stützfunktion	60
7.3	Intervention und therapeutische Übungen	60
7.3.1	Behandlungstechniken	60
7.3.2	Gewölbebauer	62
7.3.3	Fußtraining	63
7.3.4	Fersenschaukel	64
7.3.5	Waage	67
7.3.6	Cocktailparty	67
7.3.7	Pinguin	69
7.3.8	Delphin	70
	Literatur	72
8	Gehbewegungen der Körperabschnitte Becken und Beine	73
	<i>Barbara Suppé</i>	
8.1	Analyse der weiterlaufenden Bewegung und Muskelaktivitäten des Standbeins	74
8.1.1	Oberes Sprunggelenk	74
8.1.2	Unteres Sprunggelenk und Zehengelenke	77
8.1.3	Kniegelenk	77
8.1.4	Hüftgelenk	79
8.2	Analyse der weiterlaufenden Bewegung und Muskelaktivitäten des Spielbeins	80
8.2.1	Oberes Sprunggelenk	81
8.2.2	Kniegelenk	81
8.2.3	Hüftgelenk	81
8.3	Abweichungen und Hinkmechanismen	82
8.4	Intervention und therapeutische Übungen	84
8.4.1	Statisches Beinachsentraining	84
8.4.2	Dynamisches Beinachsentraining	86
8.4.3	Manipulierte Schrittauslösung	88
8.4.4	Eckensteher	88
8.4.5	Am-Ort-Steher	89
8.4.6	Quadrizepstraining	89
8.4.7	Federball	91
	Literatur	92
9	Armbewegungen	93
	<i>Barbara Suppé</i>	
9.1	Typische Abweichungen	96
9.2	Interventionen und therapeutische Übungen	97
9.2.1	Reaktives Armpendel	97
9.2.2	Twist	100
	Literatur	102

10	Klinische funktionelle Tests	105
	<i>Barbara Suppé</i>	
10.1	Kleiner Gangtest	106
10.2	Am-Ort-Steher	106
10.3	Am-Ort-Geher	106
10.4	Treppe gehen	107
10.5	Springen	107
11	Standardisiertes Assessment zur Durchführung der Ganganalyse nach FBL	
	Functional Kinetics	109
	<i>Barbara Suppé</i>	
11.1	Vorgehensweise	113
11.2	Beurteilung des Gehens von hinten und von vorn	114
11.3	Beurteilung des Gehens von der Seite	114
12	Instrumentelle Ganganalyse	117
	<i>Barbara Goedl-Purrer</i>	
12.1	Instrumentelle Ganganalyse in der physiotherapeutischen Praxis	118
12.2	Biomechanische Analysen und ihre Bedeutung für die Untersuchung und Behandlung funktioneller Gangstörungen	118
12.2.1	Das funktionelle Gangproblem: Bewegungsanalyse der Aktivität Gehen	118
12.2.2	Der physiotherapeutische Untersuchungsprozess in der Analyse von Gangstörungen	120
12.3	Gehen als motorische Handlung – instrumentelle Ganganalyse als Biofeedback	121
12.4	Verwendung der Daten aus der instrumentellen Ganganalyse zur Untersuchung und Behandlung abweichender Gehbewegungen	122
12.4.1	Video- und Fotoanalyse	122
12.4.2	Standardisierung von Aufnahmen	122
12.4.3	Bewegungsdiagramme, Kraft- und Druckmessungen in der Ganganalyse	124
12.5	Patientenbeispiel	127
12.5.1	Patientendaten und Zuweisungsdiagnose	127
12.5.2	Ergebnisse der physiotherapeutischen Untersuchung	127
12.5.3	Dokumentation	131
12.5.4	Instrumentell unterstützte Analyse	135
12.5.5	Planung der physiotherapeutischen Intervention	136
12.6	Zusammenfassung	136
	Literatur	136
13	Gangstörungen und typische Hinkmechanismen	137
	<i>Barbara Suppé</i>	
13.1	Schmerzhinken	139
13.2	Insuffizienzhinken	139
13.3	Gangstörungen bei Morbus Parkinson	140
13.4	Gangstörungen nach Schlaganfall	140
13.5	Gangstörungen nach Peroneusparese	140
13.6	Depressiver Gang	140
	Literatur	140
14	Gehen mit veränderten Parametern	141
	<i>Matthias Bongartz</i>	
14.1	Treppensteigen	142
14.1.1	Bewegungsablauf	142
14.1.2	Typische Probleme und Ausweichbewegungen	142
14.1.3	Therapeutische Intervention	143

14.2	Bergauf-/Bergabgehen	144
14.3	Laufen	144
14.3.1	Bewegungsablauf	144
14.3.2	Intervention und therapeutische Übungen	148
	Literatur	153
	Serviceteil	155
	Stichwortverzeichnis	156

Einleitung

Barbara Suppé

- 1.1 Die Ganganalyse nach Klein-Vogelbach – 2
- 1.2 Die 8 Kriterien zur Beobachtung des normalen Gangs – 3
- Literatur – 6

1.1 Die Ganganalyse nach Klein-Vogelbach

Die Ganganalyse nach Klein-Vogelbach geht von der Praxis aus und ist für die Praxis konzipiert. Sie ist dementsprechend eine Betrachtungsweise, die ohne aufwändige Hilfsmittel eingesetzt werden kann. Hilfen sind ausschließlich das Auge, Video- und Fotoaufnahmen. Der Patient kann dabei in seinen Bewegungen uneingeschränkt möglichst nahe an seinem Alltag agieren.

Die in der FBL Functional Kinetics angewandten Beobachtungsverfahren sind praxisrelevant und schließen die Fähigkeit ein, räumliche und zeitliche Qualitäten der Bewegung intuitiv zu erfassen sowie statische und dynamische Bedingungen zu analysieren. Anhand definierter Beobachtungskriterien können Aussagen über die Bewegungsqualität und die motorische Steuerung gemacht werden. Diese sind sichtbar an einer harmonischen und koordinierten Bewegung, dem Rhythmus und dem Ausmaß der Bewegung. Dadurch werden die Bewegungsanalyse und das Lehren von Bewegung systematisiert.

Die Gangbeobachtung nach Klein-Vogelbach zerlegt den Bewegungsablauf in direkt wahrnehmbare Merkmale der äußeren Form oder Gestalt (Morphologie) und analysiert deren Beziehungen. Es wird nur der äußerlich sichtbare Teil einer Bewegung betrachtet. Nicht sichtbare Teile wie auftretende Kräfte, physikalische Gesetze oder innere Steuerungsprozesse können nicht unmittelbar beobachtet werden. Neben der Beobachtung bieten sich Methoden an, welche die Bewegungen zum Teil objektivieren, wie Video und Bild (► Kap. 12).

Die Bewegungsanalyse nach Klein-Vogelbach weist als Besonderheit auf, dass sie nicht nur die Details einer Bewegung beschreibt, sondern darin merkt erkennt als nur Einzelkomponenten. Diese **ganzheitliche Betrachtungsweise**, die ihren Blick auf das Wesentliche richtet, beschäftigt sich konkret mit dem, was für den Lernenden zur Bewegungsverbesserung relevant ist. Ein großer Vorteil ist die Praxisnähe, durch die es nicht nur möglich wird, einen „Fehler“ zu erkennen, sondern diesen sofort in eine therapeutische Intervention zu übersetzen. Dies liegt hauptsächlich daran, dass die Ergebnisse unmittelbar vorliegen und die Bewegungskorrektur sofort wirksam werden kann.

Die Nähe zur Praxis wird weiter unterstützt, indem diese pädagogische Betrachtungsweise mit sehr geringem (materiellem) Aufwand verbunden ist. Die Ganganalyse nach Klein-Vogelbach ist ohne finanziellen Aufwand überall und von jedem anwendbar.

Ein weiterer Vorteil ist, dass das Beobachten keine apparative Rückwirkung auf den Patienten hat, wodurch die Bewegung in ihrem natürlichen Ablauf analysiert werden kann. Der Patient wird nicht von am Körper angebrachten Messapparaten eingeschränkt und seine Bewegungen

werden nicht verfälscht. Dementsprechend kann die Bewegungsanalyse bei jeglicher Alltagsaktivität und auch bei jedem Spitzensportler angewendet werden. Den künstlerischen Ausdruck, also die B-Note zu ermitteln, kann keine andere bewegungswissenschaftliche Methode leisten. Bewegungsbeobachtung ist somit eine sehr ökonomische Betrachtungsweise, bei der das Verhältnis zwischen Aufwand und Ergebnis stimmt.

Kann nun die reine Bewegungsbeobachtung als wissenschaftlich angesehen werden? Für eine wissenschaftliche Untersuchung müssen die drei Hauptgütekriterien Objektivität, Reliabilität und Validität erfüllt werden.

- **Objektivität** beinhaltet die Standardisierung des Tests, also in welchem Maß Testergebnisse vom Untersucher unabhängig sind. Voraussetzung ist, dass ein Soll-Wert bekannt ist. Um ein Ergebnis tatsächlich werten zu können, muss ein verbindlicher Maßstab definiert werden, was in der FBL Functional Kinetics durch die Definierung der hypothetischen Norm erfolgt ist. Eine weitere Standardisierung ist durch die Standardisierung des Beobachtungsprozesses erfolgt (► Kap. 11).
- Die **Reliabilität** ist die Zuverlässigkeit einer Messung. Sie bezieht sich auf die Genauigkeit des Messinstruments. Für die meisten kinematischen Aspekte der Ganganalyse ist die Blickmotorik ausreichend schnell. Der Therapeut ist damit rein körperlich in der Lage, der Reliabilität gerecht zu werden. Falls es an Übung mangelt, bei 120 Schritten pro Minute z. B. den Moment der Fernsichtablösung zu beobachten, können Videoaufnahmen die Beobachtung unterstützen.
- Die **Validität** gibt an, wie genau ein Test das misst, was er zu messen vorgibt.

Der limitierende Faktor in der FBL Functional Kinetics ist das Fehlen eines Goldstandards. Der Goldstandard „Durchschnittswerte“, wie bei den instrumentellen Ganganalysen beschrieben, beinhaltet unseres Erachtens bereits Abweichungen. Der Nachweis, ob die von Klein-Vogelbach beschriebene „hypothetische Norm“ als Goldstandard für das Gehen dienen kann, ist noch nicht erbracht.

Die **Gangschulung** nach Klein-Vogelbach ist eine therapeutisch/pädagogisch ausgerichtete Behandlungsform, die auf der Bewegungsanalyse basiert. Sie ist vor allem für die praktische Arbeit von Bedeutung. Anhand der reinen Beobachtung ist es möglich, dem Patienten eine zeitnahe Rückmeldung über seine Bewegung zu geben. Damit werden die subjektive Erlebbarkeit und die Wahrnehmung des Patienten gefördert. Somit entsteht aus der Interaktion die therapeutische Wirkung.

Ausgehend von einer ganzheitlichen Betrachtung des Gehens werden Rückschlüsse auf pathomechanische und neurophysiologische Auswirkungen getroffen. Diese ge-

Vorwärtstransport des Körpers

Barbara Suppé

- 2.1 Abweichungen und Hinkmechanismen – 11
- 2.2 Intervention und therapeutische Übungen – 13
- Literatur – 16

Unter normalen Umständen startet der Mensch zum Gehen spontan und ohne darüber nachzudenken – er hat ein **Bewegungsziel**, und dieses gilt es zu erreichen. Beim normalen Gehen eines erwachsenen Menschen erfolgt die Primärbewegung für das Gehen durch die Vorwärtsverlagerung des Körperschwerpunktes (KSP oder „center of mass“ = COM) in die Fortbewegungsrichtung (Abb. 2.1).

Perry (2003) und Götz-Neumann (2011) bezeichnen Kopf, Rumpf und Arme als die „Passagiereinheit“, die beim Gehen durch die Bewegungen der unteren Extremität eher „mitgenommen“ wird, als dass sie direkt zu diesem Vorgang beiträgt.

Im Gegensatz dazu führt für Klein-Vogelbach (1995) der Wunsch nach einem Ortswechsel, also die „Zielsehn-sucht“ dazu, dass Körpergewichte nach vorn verlagert werden. Diese Initialbewegung entsteht nicht durch die Beine, sondern im Körperabschnitt Brustkorb, der als primär aktiviertes Gewicht die Verlagerung des Druckschwerpunktes (DSP oder „center of pressure“ = COP) an der Unterstützungsfläche einleitet. Dabei ist die Erhaltung der vertikalen Ausdehnung der Körperlängsachse eine zwingende Voraussetzung für die ungestörte und effiziente Gewichtsverlagerung nach vorn. Zur Antriebs-einheit zählen für Perry und Götz-Neumann das Becken und die untere Extremität, während Klein-Vogelbach diese Körperabschnitte der „Reactio“ zuordnet.

Die Zielsehn-sucht leitet die „Actio“ des Gehens im Sinne der Vorverlagerung des Brustkorbs ein. Die Bewegungen der Beine erfolgen als „Reactio“ auf die Gewichtsverlagerung.

Jeder funktionelle Körperabschnitt hat mehrere Bewegungsniveaus, die als funktionelle Einheit charakterisiert werden können. Die Aufgaben bestimmen die Struktur des jeweiligen Körperabschnitts – und durch ihre vorgegebene Struktur eignen sie sich wiederum für bestimmte Aufgaben. Die Bewegungsanalyse auf die untere Extremität zu beschränken, reduziert das Gehen in einer Weise, die dem komplexen Geschehen nicht gerecht wird. Ohne das Zusammenspiel aller 5 Körperabschnitte ist ein ökonomisches Gehen überhaupt nicht möglich.

Während der Körperabschnitt Becken als Bereich der Verdauung und Fortpflanzung betrachtet werden kann, obliegen dem Körperabschnitt Beine der Stand und die **Fortbewegung**. Funktionell kann man den Körperabschnitt Becken den unteren Extremitäten zuordnen, da er die voneinander abhängigen antagonistischen Beinbewegungen auf die Wirbelsäule überträgt.

Der Körperabschnitt Becken liegt zwischen den Körperabschnitten Brustkorb und Beine und muss zwischen den beiden, mit sehr unterschiedlichen funktionellen Aufgaben, die Balance halten. Die hauptsächlich der Fortbe-

wegung dienenden alternierenden Aktivitäten der Beine müssen im Körperabschnitt Becken „gebündelt“ und koordiniert auf die Wirbelsäule übertragen werden. So kann das stabilisierende Zentrum des Körperabschnitts Brustkorb dem Körperabschnitt Kopf und den Armen das nötige dynamische Widerlager bieten. Die muskulären Aktivitäten erfordern in den Hüft- und Lendenwirbelsäulengelenken eine ständige minimale Anpassung, die als **potenzielle Beweglichkeit** beschrieben wird. Das bedeutet, dass sich der Körperabschnitt Becken in einem Zustand der Balance befindet. Bei vielen Alltagsbewegungen wie Gehen, Bücken, Springen oder im Einbeinstand muss das Becken **dynamisch stabilisiert** werden. Das heißt, dass das Becken am Standbein verankert werden kann, trotz einwirkender beschleunigender Kräfte oder Bewegungen angrenzender Körperabschnitte. In den Gelenken der Lendenwirbelsäule erfolgen dabei keine oder nur minimale Stellungsänderungen.

Die Hauptaufgabe der Beine ist das Gehen und die Variabilität in der Stützfunktion unter unterschiedlicher Belastung. Bedeutsam ist dabei eine gute Stabilität mittels **Rotationssynergie**, um die tragenden Gelenke effektiv zu belasten. Diese Rotationssynergie sorgt dafür, dass die Gelenke in der Dynamik immer zentriert bleiben. Dadurch werden Spitzenbelastungen im Gelenk vermieden – der Druck wird gleichmäßiger verteilt. Das beobachtet man z. B. bei Gleichgewichtsreaktionen wie Veränderung der Unterstützungsfläche und Einsetzen von Gegengewichten, aber auch bei den Equilibriumsreaktionen (Veränderung des Drucks innerhalb der Unterstützungsfläche der Füße).

Die Beine tragen den Körper und dienen der Fortbewegung. Das Körpergewicht wird über die Füße auf die Unterlage übertragen. Die Längs- und Querwölbung des Fußes sowie die große Mobilität der tarsalen Gelenke dienen der Anpassung an unebene Unterlagen und bieten dem Körper somit eine sichere Unterstützungsfläche. In der Spielfunktion müssen die Beine sowohl eine hohe selektive Mobilität als auch eine hohe Reaktionsbereitschaft zeigen.

Die selektive Mobilität ist erforderlich, wenn das Bein in der Spielfunktion am Becken verankert wird, um den Anforderungen des alltäglichen Lebens wie Treppe steigen, Hose, Schuhe und Strümpfe anziehen oder Hindernisse übersteigen zu genügen.

Die hohe Reaktionsbereitschaft zeigt sich, wenn die Beine dazu dienen, die Unterstützungsfläche in unterschiedlichen Bewegungsabläufen zu verändern (Schritte zur Seite machen, laufen, springen, Hindernisse umgehen etc.). Beim Gehen wird die Unterstützungsfläche immer so verändert, dass der Körperschwerpunkt über ihr liegt (Abb. 2.2). Die antizipatorische Vorbereitung auf jede Gewichtsübernahme ist essenziell (z. B. am Ende der Spielbeinphase). Gelegentlich wird das Spielbein auch als

Schrittfrequenz

Barbara Suppé

- 3.1 Gehgeschwindigkeit – 18
- 3.2 Abweichungen und Hinkmechanismen – 18
- 3.3 Intervention – 19
- Literatur – 19

Die Anzahl der Schrittfrequenz beträgt im Mittel bei Erwachsenen 113 Schritte pro Minute. Frauen haben eine größere Schrittzahl (117 Schritte pro Minute) als Männer (111 Schritte pro Minute) (Perry 2003; Whittle 1996; Inman et al. 1981). Damit kompensieren Frauen annähernd ihre geringere Schrittlänge. Bei Kindern verringert sich die Schrittzahl mit steigendem Alter, während die normale Gehgeschwindigkeit ab dem 65. Lebensjahr um jährlich ca. 1 % abnimmt.

Für ökonomisches Gehen liegt die Schrittfrequenz nach Klein-Vogelbach (1995) zwischen 108 und 120 Schritten pro Minute, unabhängig von Alter, Geschlecht, Beinlänge und emotionalem Zustand. Nur dann erfolgen die Schritte reaktiv. Nur in diesem Tempo kann „Gehen“ in seiner optimalen Form in Erscheinung treten und unterscheidet sich vom „Schlendern“, „Laufen“, „Sprinten“, „Wandeln“, „Prominieren“, „Trippeln“, „Latschen“, „Schreiten“, „Stelzen“, „Rennen“ oder „Spurten“.

Dieser Antrieb, auch „drive“ genannt, hält den Gehmechanismus aufrecht. Bei geringerer und bei höherer Schrittfrequenz als 110–120 Schritte pro Minute ändert sich das Gangbild, und die Schritte erfolgen nicht mehr reaktiv.

Um die Schritte pro Minute zu bestimmen, muss der Patient mindestens 10 Sekunden gehen. Dann multipliziert man die gezählten Schritte mit 60 und dividiert das Ergebnis durch die gestoppte Zeit in Sekunden. Wenn ein Patient z. B. in 10 Sekunden 12 Schritte gemacht hat, ergeben sich 72 Schritte pro Minute:

$$(12 \text{ Schritte} \times 60) : 10 \text{ s} = 72 \text{ Schritte/min}$$

Die Abweichung, die sich eventuell ergibt, kann als unbedeutend angesehen werden (Whittle 2001).

3.1 Gehgeschwindigkeit

Das Gehtempo oder die Gehgeschwindigkeit gibt Auskunft über die zurückgelegte Wegstrecke pro Zeit. Diese weist große Unterschiede auf. Bei einer Schrittfrequenz von 100–120 Schritten pro Minute werden in der Regel etwa 82 Meter pro Minute zurückgelegt (Murray et al. 1964). Für die Berechnung der Gehgeschwindigkeit des Patienten wird die zurückgelegte Strecke in Metern und die dafür benötigte Zeit in Sekunden gemessen, wobei die Sekundenmeter in Minutenmeter umgerechnet werden.

Daraus ergibt sich:

Weg (m) dividiert durch Zeit (s) = Geschwindigkeit (m/s)
mal 60 = Gehgeschwindigkeit in Metern pro Minute.

Bei einer Gehstrecke von 10 Metern und einer dafür benötigten Zeit von 20 Sekunden bedeutet das 30 Meter pro Minute:

$$(10 \text{ m} : 20 \text{ s}) \times 60 = 30 \text{ m/min}$$

Die Dauer der Stand- und Spielbeinphase variiert mit der Gehgeschwindigkeit. Bei ca. 80 Metern pro Minute entfallen auf die Standbeinphase ca. 60 % und auf die Spielbeinphase ca. 40 % des Gangzyklus. Mit zunehmendem Tempo verkürzen sich Stand- und Spielbeinphase und die Doppelbelastungsphase, während sie beim langsamen Gehen länger dauern.

Bei hoher Gehgeschwindigkeit werden die abbremsenden Muskelaktivitäten stärker gefordert, und umgekehrt kann man die Muskelaktivitäten verringern, indem man langsamer geht. Der „drive“, also der antreibende Impuls, bleibt jedoch nur bei ausreichender Gehgeschwindigkeit erhalten.

3.2 Abweichungen und Hinkmechanismen

Die Ursachen einer niedrigeren Schrittfrequenz können Bewegungseinschränkungen und Muskelschwächen der unteren Extremität sein. Ebenfalls ursächlich in Frage kommen Dysfunktionen in der Wahrnehmung, der Propriozeption und/oder der motorischen Kontrolle. Bei psychoemotionaler Antriebsschwäche wie z. B. depressiven Verstimmungen ist eine niedrige Schrittfrequenz typisch. Der Verlust an Bewegungskontrolle als Teil des klinischen Musters wie z. B. bei einer Hemiparese oder nach Implantierung einer Totalendoprothese führt ebenfalls zu einer Verringerung der Schrittfrequenz.

Bei höherer Schrittfrequenz verlieren die Schritte an Reaktivität und Ökonomie. Die Schritte werden kürzer, und die Ermüdung tritt früher ein. Auf Dauer wird die zurückgelegte Wegstrecke geringer als bei normaler Schrittfrequenz (Perry 2003). Für eine hohe Schrittfrequenz müssen aktive Schritte gemacht werden.

Bei niedrigerer Schrittfrequenz wird der Automatismus des Gehens aufgehoben, da jeder Schritt neu angesetzt werden muss. Die Verlangsamung beim Gehen führt dazu, dass die Standbeinphase verlängert ist. Das kann beim Patienten zu einem subjektiven Gefühl von Unsicherheit führen. Oftmals wird der Schritt der „erkrankten Extremität“ besonders beobachtet und aktiv geführt, was die Ökonomie der Bewegung beeinträchtigt. Häufig wird der Schmerz antizipiert, der unter Umständen bereits zentral gespeichert wurde. Dadurch entsteht „Angst“ vor jedem Schritt. Die reaktiven Armbewegungen sind eingeschränkt oder gar nicht vorhanden.

Die meisten Patienten tendieren zur Verlangsamung der Schrittfrequenz. Sinkt die Schrittzahl auf 100 oder weniger Schritte pro Minute, wird das Gangbild erheblich verändert. Beim langsameren Gehen kommt es zu mehr Rechts-links-Verschiebungen des Körpers beim Gehen,

Körperlängsachse

Barbara Suppé

- 4.1 Abweichungen und Hinkmechanismen – 22
- 4.2 Intervention und therapeutische Übungen – 25
- Literatur – 33

Zu einer ökonomisch weiterlaufenden Bewegung, wie sie durch die Gehbewegungen des Beckens und der Beine ausgelöst wird, gehört die proximale Stabilisierung. „Die für die zielgerichtete Bewegung notwendige proximale Stabilisation wird über Bewegungs- und Haltungsprogramme subkortikal gesteuert. Das heißt, dass der unbewusste Teil des Gehirns die Bewegung vorbereitet, bevor wir uns des Gedankens an die Bewegung bewusst sind“ (Bader-Johansson 2000). Während zielorientierter Handlungen werden proximale Muskeln präaktiv rekrutiert (Spirgi-Gantert u. Sappé 2007). Das Timing von Bewegung und die Widerlagerung der weiterlaufenden Bewegungen erfordern eine optimale **posturale Kontrolle**. Dabei muss sich die Aufmerksamkeit des Patienten auf das Ziel der Aufgabe richten und nicht auf einzelne Komponenten der Bewegung (externer Aufmerksamkeitsfokus) (Mulder 2006).

Die vertikale Ausdehnung der virtuellen **Körperlängsachse** und ihre Stabilisation sind unabdingbare Voraussetzungen für den normalen Gang. Erst dann können die Körperabschnitte Becken, Brustkorb und Kopf ihre Aufgaben im normalen Bewegungsverhalten erfüllen. Der Brustkorb trägt die Körperabschnitte Kopf und Arme und sorgt durch seine dynamische Stabilisation dafür, dass sich der Kopf ungestört und frei bewegen kann.

Bei einer vertikal ausgerichteten Körperlängsachse sind die Gewichte in Bezug auf die Flexions-Extensions-Achsen der Lenden- und Halswirbelsäule demnach so verteilt, dass dort keine überwiegende fallverhindernde Muskelaktivität entsteht. Damit ist die Voraussetzung für die **potenzielle Beweglichkeit** der Körperabschnitte Becken und Kopf und für die **dynamische Stabilisation** des Körperabschnitts Brustkorb gegeben. Erst eine ungestörte rotatorische Beweglichkeit des Kopfes ermöglicht eine freie Orientierung im Raum, und eine ungestörte Beweglichkeit des Beckens in Rotation ermöglicht den Weggewinn beim Gehen.

Nur bei vertikal stehender Körperlängsachse kann sich die beschleunigende Wirkung der durch das Gehen in Bewegung versetzten Masse der Körperabschnitte Brustkorb und Kopf auswirken. Die Inertie (Gesetz der Trägheit der Masse) schafft Vorlastigkeit, und diese hält den Schrittmechanismus in Gang. Dem widerspricht nicht, dass das Gangbild bei angewöhnten Fehlhaltungen oder Skoliosen der Wirbelsäule nicht unbedingt Hinkmechanismen zeigen muss. Es kann sein, dass sich die Gewichte der Körperabschnitte Brustkorb und Kopf in Bezug auf vorn/hinten, rechts/links neu verteilt haben. Sobald jedoch die virtuelle Körperlängsachse durch die räumliche Lage des Körperabschnitts Becken zerstört wird, ist ein Hinkmechanismus unvermeidlich. Die räumliche Lage des Beckens beim Gehen ist „normal“, wenn die notwendigen Bewegungstoleranzen des Oberschenkels in Extension vorhanden sind und wenn die Innenrotation des Beckens im Stand-

beinhüftgelenk mühelos gelingt und eindeutig nach vorn gerichtet ist.

4.1 Abweichungen und Hinkmechanismen

Jede Abweichung der Vertikalstellung der Körperlängsachse verändert die Gleichgewichtssituation für den Körper und beeinflusst damit auch dessen muskuläre Situation.

- 5 Die Bewegungsanalyse auf die untere Extremität zu beschränken reduziert das Gehen in einer Weise, die dem komplexen Geschehen nicht gerecht wird. Ohne das Zusammenspiel aller 5 Körperabschnitte ist ein ökonomisches Gehen überhaupt nicht möglich.

Der Therapeut beobachtet:

- Bleibt die Körperlängsachse beim Gehen vertikal?
- Sind während des Gehens die Längsachsen der Körperabschnitte Becken, Brustkorb und Kopf in eine gemeinsame Längsachse eingeordnet?

Die Zerstörung der virtuellen Körperlängsachse kann auf verschiedene Weise stattfinden. Alle drei Körperabschnitte Becken, Brustkorb und Kopf können nach vorn, hinten, rechts oder links abweichen. Jede dieser Abweichungen wird von einer Gleichgewichtsreaktion begleitet, die entweder ein Gegengewicht und/oder eine Druckverschiebung innerhalb der Unterstützungsläche hervorruft.

Aber auch die gesamte Körperlängsachse kann aus ihrer vertikalen Richtung abweichen. Jegliche Neigung aus der Vertikalen wirkt sich ungünstig beschleunigend oder bremsend auf das Gehen aus. Erst wenn die Gangart ins Laufen übergeht, ist eine Vorlage angezeigt. Wenn in der Luftphase kein Fuß mehr Bodenkontakt hat, erleichtert die Vorlage die Vorwärtsbewegung. Beim Gehen garantiert das Abrollen über die funktionelle Fußlängsachse die Reaktivität der Schritte.

Häufig beobachtet man Menschen, die beim Gehen eine **Vorneigung der Körperlängsachse** zeigen – man nennt das einen „propulsiven Gang“. Diese Vorneigung ist eine häufige Folge einer **Beugekontraktur** des Hüftgelenks. Sie hilft zwar dabei, den Körperschwerpunkt nach vorne zu bringen, verhindert aber gleichzeitig die potenzielle Beweglichkeit der Körperabschnitte Becken und Kopf. Die Stabilisation fokussiert auf die extensorische Muskelarbeit an der gesamten Wirbelsäule. Vor allem in der Lendenwirbelsäule führt das in der Folge zur Unterdrückung spontaner rotatorischer Gegenbewegungen zwischen Becken und Brustkorb. Der Gang wirkt rigide und schwerfällig und verliert an „Leichtigkeit“ in der äußeren und inneren

Spurbreite

Barbara Suppé

- 5.1 Abweichungen und Hinkmechanismen – 36
- 5.2 Intervention und therapeutische Übungen – 38
- Literatur – 43

Die optimale Spurbreite ist jene, die eine möglichst konstante Vorwärtsverlagerung des Körperschwerpunkts ermöglicht, da jede seitliche Verlagerung unökonomisch ist und die geradlinige Vorwärtsbewegung des Körpergewichts behindert.

Will man die normale Gangspur darstellen, projiziert man die Fortbewegungsrichtung als gerade Linie auf den Boden. Dann legt man im Abstand normaler Schrittlänge die Fußabdrücke mit den funktionellen Fußlängsachsen parallel dazu so auf den Boden, dass jeweils der mediale Teil der Ferse die Symmetrieebene tangiert (Abb. 5.1).

Die **Spurbreite beim Gehen** ist schmaler als die Spurbreite beim Stehen (Davies 2002; Schünke et al. 2007), da sich in der Fortbewegung das Becken in den Hüftgelenken und in der Wirbelsäule dreht und damit der auf den Boden projizierte Hüftgelenkabstand ebenfalls verkleinert wird. Zur Beobachtung der Spurbreite beurteilt man von hinten den Überholvorgang des Spielbeins. Im Unterschied zu Murray et al. (1964), der von einer durchschnittlichen Spurbreite von 8 cm ausgeht, vermeidet Klein-Vogelbach (1995) ein absolutes Maß und schreibt folgendermaßen: „Die Spurbreite ist die engstmögliche Spur, die dem schwingenden Fuß noch erlaubt, an dem Gewicht tragenden Bein vorbeizuschwingen, ohne durch dies behindert zu werden. Im Vorbeischwingen streift die Innenseite der Ferse beinahe den Innenknöchel des Standbeins.“ Damit lässt ihre Definition individuelle Unterschiede zu. Diese schmale Spur ist ein wichtiger Faktor – wären die Beinachsen parallel, müsste ständig eine übermäßige und unökonomische seitliche Schwerpunkterverlagerung stattfinden, um das Gewicht jeweils über das Standbein zu bringen (Davies 2002; Klein-Vogelbach 1984, 1995; Saunders et al. 1953).

Nahezu alle Patienten gehen mit großer Spurbreite. Gründe dafür können ein schlechtes Gleichgewicht oder ein langsames Gehtempo sein. Eine größere Spurbreite erhöht jedoch nicht die Stabilität, da das Gewicht nicht nur nach vorn, sondern auch zur Seite von einem Fuß auf den anderen verlagert werden muss. Da bei geringerer Schrittfrequenz jedoch sehr viel mehr selektive Kontrolle der Muskulatur erforderlich ist, sollten Therapeuten darauf achten, dass das normale Tempo von 110–120 Schritten pro Minute eingehalten wird. Dann kann sich auch die Spurbreite normalisieren.

Der Patient kann selbst darauf achten, dass der Fuß, der das Standbein überholt, mit dem inneren Teil der Ferse den Knöchel des Standfußes beinahe berührt. Das kann der Patient leicht wahrnehmen, und er verbessert damit sein Gangbild spontan. Außerdem bewirkt die Korrektur, dass die Ferse des Spielbeins automatisch mit ihrer lateralen Seite auf den Boden trifft. Damit ist eine wichtige Voraussetzung für ein normales Abrollen des Fußes am Boden über die funktionelle Fußlängsachse erfüllt (Abb. 5.2).

Die optimale Spurbreite beim Gehen ist durch den Abstand der funktionellen Fußlängsachsen definiert. Sie ist eine Konstante und so groß, dass das überholende Spielbein sich ohne Behinderung am Standbein vorbei bewegen kann. Diese schmale Spur ermöglicht es, das Gewicht der Körperabschnitte Brustkorb und Kopf geradlinig nach vorn zu verlagern. Jede seitliche Verlagerung des Körperschwerpunkts verhindert diese geradlinige Vorwärtsbewegung des Körpergewichts und ist unökonomisch in Bezug auf die Zielerreichung.

Zur Untersuchung der Spurbreite beobachtet der Therapeut den Patienten von hinten. In der hypothetischen Norm tangiert die Ferse des Spielbeins beim Überholen beinahe den medialen Malleolus des Standbeins.

5.1 Abweichungen und Hinkmechanismen

Jede Gewichtsübertragung von einem Fuß auf den anderen hat beim **Breitspurgang** neben der Richtungskomponente nach vorne auch eine zur Seite. Der Körper wird also auf Kosten der Vorwärtsbewegung nach rechts und links transportiert. Das verkürzt die Schrittlänge entsprechend. Die Längsachse des Standbeins ist in der Belastung nach innen geneigt, was dazu führt, dass bei jedem Schritt Rutschendenzen entstehen, die durch die muskulär durch die Adduktoren verhindert werden müssen. Ein Breitspurgang kann aber auch die Folge von Gleichgewichtsschwierigkeiten sein (Abb. 5.3).

Der Verlust an physiologischer Gangspur zeigt in der Folge eine Duchenne-Form des Hinkens. Zur Erhaltung des Gleichgewichts neigt sich die Körperlängsachse nach lateral, abduktorisches im Standhüftgelenk, oder die Körperabschnitte Brustkorb und Kopf bewegen sich lateraltransitorisches zur Standbeinseite. Die Schrittfrequenz verringert sich, und die Gangart ähnelt dem „Seemannsgang auf einem schwankenden Schiff“. Der Patient empfindet dieses Schwanken zur Seite als mühselig, da die laterale Schwerpunktsverschiebung mit einem erhöhten Energieaufwand und einer Verlangsamung einhergeht.

Bei Gangunsicherheit verbreitert sich die Spurbreite ebenfalls deutlich und ist damit ein wichtiger Parameter zur Beurteilung **koordinativer Fähigkeiten**.

Als mögliche Ursache auf **struktureller Ebene** kommt z. B. eine aktive Insuffizienz der Abduktoren des Hüftgelenks in Frage, was eine häufige Folge vorangegangener Immobilisation ist. Ein anderer beitragender Faktor für die Entstehung einer vergrößerten Spurbreite ist eine Einschränkung der Hüftgelenkbeweglichkeit v. a. in Adduktion und Innenrotation. Diese Einschränkung kann

Schrittlänge

Barbara Suppé

- 6.1 Abweichungen und Hinkmechanismen – 46
- 6.2 Intervention und therapeutische Übungen – 46
- Literatur – 50

Der Ausdruck „Schritt“ bezieht sich auf den **Überholvorgang** eines Beins. Wir sprechen von Rechts- und Linksritten in Anlehnung an die Nomenklatur von **Inman et al. (1981)**. Beim normalen Gang sind diese Rechts- und Linksritte gleich lang. Jeder Schritt bewirkt einen gleich großen Vorwärtstransport des Körpers und bringt den Gehenden um gleich viel näher zum Ziel. **Klein-Vogelbach (1995)** spricht in diesem Zusammenhang von „**Weggewinn**“.

Die Schrittlänge wird vom Fersenkontakt eines Fußes zum Fersenkontakt des anderen Fußes gemessen und beträgt durchschnittlich 2,5–4 Fußlängen, was einer effektiven Schrittlänge zwischen ± 60 cm und ± 96 cm entspricht. Jeder Mensch hat jedoch seine persönliche Schrittlänge. Sie ist abhängig von

- der Fuß- und Beinlänge,
- dem Hüftgelenksabstand,
- den extensorischen und rotatorischen Bewegungstoleranzen in den Hüftgelenken,
- den rotatorischen Bewegungstoleranzen in der unteren Brustwirbelsäule.

Kürzere oder längere Schritte haben eine Auswirkung auf den Weggewinn und auf die Gehbewegungen von Becken und Beine. Damit die Schrittlänge vergleichbar beobachtet werden kann, muss man eine Schrittfrequenz von 110–120 Schritten pro Minute zugrunde legen, da sich die Schrittlänge mit unterschiedlicher Frequenz ebenfalls verändert.

Bei der Beurteilung der Schrittlänge kommt es nicht darauf an, wie groß die Schritte tatsächlich sind, sondern ob die Rechts-links-Schritte im Vergleich gleich lang sind (Abb. 6.1).

Da man die Schrittlänge (von Fersenkontakt bis Fersenkontakt bzw. von Zehenablösung bis Zehenablösung) nicht beobachten kann, misst man während der Doppelbelastungsphase die Entfernung zwischen den Zehen des hinteren Beins und der Ferse des vorderen Beins. Dieser Abstand zuzüglich einer Fußlänge ist die Schrittlänge (Abb. 6.2).

6.1 Abweichungen und Hinkmechanismen

Der Therapeut beobachtet, ob die ermittelten Abstände rechts und links gleich groß sind.

Wenn ungleich große Überholvorgänge bei den Rechts-links-Schritten beobachtet werden, kann in der Regel das betroffene Bein die Abrollung über die funktionelle Fußlängsachse nicht bewerkstelligen. Das „gesunde“ Bein wird am Überholen des „kranken“ Beins gehindert.

Während das betroffene, unbelastete Bein zu einem Schritt ausholen und einen Weggewinn erzielen kann, kann das belastete, gesunde Standbein unbeschwert abrollen. Ist der Überholvorgang komplett gestört, kommt es zu einem „Nachstellschritt“.

Vor allem extensorische und/oder innenrotatorische Bewegungseinschränkungen im Standbeinhüftgelenk verhindern den Überholvorgang. Auch Schmerzen bei Belastung verkürzen die Dauer der Standbeinphase, weshalb der Überholvorgang des Spielbeins schneller und zumeist auch weniger weit erfolgt (Abb. 6.3).

6.2 Intervention und therapeutische Übungen

Eine Intervention bei ungleicher Schrittlänge zielt darauf ab, bei evtl. vorhandenen Bewegungseinschränkungen das Hüftgelenk extensorisch und/oder innenrotatorisch zu mobilisieren. Das kann z. B. mithilfe der widerlagernden Mobilisation erfolgen.

Sind Schmerzen die Ursache für den verkürzten Schritt, kann die betroffene Struktur durch Unterarmgestützen entlastet werden. Ansonsten kommt jede andere Behandlungsmaßnahme, die auf Schmerzlinderung abzielt, infrage. Aus der FBL eignet sich dazu z. B. die „hubfreie Mobilisation der Gelenke“ (Sprig-Gantert u. Suppe 2006).

• Eine Schrittverkürzung ist oft die beste Art, einen Hinkmechanismus zu vermeiden.

6.2.1 Widerlagernde Mobilisation des Hüftgelenks bei eingeschränkter Extension/Innenrotation

Ausgangsstellung Seitelage, oben liegendes Bein in 30° Hüft- und Knieflexion auf einem Block in Ab-/Adduktionsnullstellung unterlagert.

Zur gleichzeitigen Mobilisation in Innenrotation ist das Becken (oder die gesamte Körperlängsachse) in der Ausgangsstellung nach vorn gedreht, außenrotatorisch im Hüftgelenk. Die Bewegungen des Beckens und des Beins werden nacheinander geübt und dann zusammengesetzt.

Becken Das Becken bewegt sich extensorisch/innenrotatorisch im Hüftgelenk.

Instruktion Unterbauch kurz machen/Steißbein zwischen die Beine ziehen etc.

Beinachsen und Abrollen des Fußes

Barbara Suppé

- 7.1 Untersuchung der virtuellen Bein- und Fußachsen – 52
- 7.2 Abweichungen und Hinkmechanismen – 56
- 7.3 Intervention und therapeutische Übungen – 60
- Literatur – 72

Beim Stehen und Gehen trägt der Fuß die gesamte Körperlast. Diese Belastung verteilt sich nicht gleichmäßig auf die ganze Fußsohle, sondern wird neben der Beschaffenheit des Fußes auch durch die Fußhaltung bestimmt (Debrunner u. Jacob 1998). Ein **Podogramm** (Fußabdruck) kann die Belastungsflächen der Fußsohle sichtbar machen (Abb. 7.1). Dabei zeigt sich, dass der Gewölbobogen an der medialen Seite höher ist als lateral. Er verläuft vom Tuber calcanei über Talus, Naviculara, die 3 Cuneiformia zu den Köpfen der Mittelfußknochen I–III. An der Außenseite verläuft der Gewölbobogen vom Tuber calcanei über das Cuboid zu den Köpfen der Mittelfußknochen IV und V. Die Längswölbung wird durch die plantaren Fußbänder und die Plantaraponeurose und die Fußsohlenmuskulatur gesichert. Die Richtung und Ausbreitung der Bodenreaktionskräfte beim Gehen verlaufen vom Calcaneus über den medialen Fußrand über den Kopf des Metatarsale II und anschließend zum Kopf des Metatarsale I bis zur Großzehe.

Der menschliche Fuß besteht aus über 30 Knochen, die gelenkig miteinander verbunden sind und eine federnde Gewölbekonstruktion ermöglichen. Erst durch die federnde Konstruktion kann die Druckverteilung optimal erfolgen und sich der Fuß jedem Untergrund anpassen. In-vitro- (Inman et al. 1991) und In-vivo-Studien (Siegler 1988) haben gezeigt, dass Bewegungen des oberen und unteren Sprunggelenks und Bewegungen zwischen Fuß und Unterschenkel nicht voneinander getrennt werden können. Der Talus ist das Bindeglied zwischen oberem und unterem Sprunggelenk. Dort inseriert kein Muskel – er wird bei Bewegungen weiterlaufend mitgenommen. Da er hinten schmaler ist als vorne, nimmt die knöcherne Führung in der Malleolengabel mit zunehmender Plantarflexion ab. In dieser Stelle ist er gelockert und wird nur noch ligamentär geschützt.

Die lateralen und medialen Bänder spielen eine wichtige Rolle in der Stabilisation der Sprunggelenke und des Talus in der Malleolengabel und in der Bewegungsübertragung des Unterschenkels auf die Sprunggelenke (Cass 1984; Larsen 1986; Nigg 1991; Hintermann et al. 1994). Wie der Fuß zur Fortbewegungsrichtung positioniert ist, entscheidet letztlich darüber, welche Muskulatur beansprucht wird und ob die Gelenke optimal belastet werden.

- ➊ Die Beurteilung der Bein- und Fußachsen wird vor der Ganganalyse durchgeführt. Es wird dann entschieden, ob die Füße mit geeigneten Schuhen oder Einlagen versehen werden müssen.

Die Fuß- und Beinachsen, deren Stellung im Raum darüber entscheidet, welche fallverhindernden Muskelaktivitäten für das Beibehalten der jeweiligen Stellung benötigt werden, sind nur im Fall der Ober- und Unterschenkelängs-

achsen unveränderliche knöcherne Achsen. Alle anderen sind virtuelle Achsen. Sie sind veränderbar, weil sie aus in sich beweglichen Teilen hergestellt werden müssen und nur in einer bestimmten Anordnung der Einzelteile für die Funktion optimal verlaufen. Das betrifft die Bewegungsachsen der Pro- und Supination, der In- und Eversion sowie die anatomische und funktionelle Fußlängsachse.

7.1 Untersuchung der virtuellen Bein- und Fußachsen

Um den Körperabschnitt Beine in seiner Funktion zu beurteilen, müssen zuerst die Bewegungstoleranzen der einzelnen Gelenke untersucht werden und anschließend die muskuläre Sicherung in der Standbeinphase untersucht werden (Suppe et al. 2011).

Checkliste

- ➊ Können die Ober- und Unterschenkelängsachsen im Stand übereinander eingestellt werden und auch unter Belastung gehalten werden?
- ➋ Ist die effiziente Belastung der tragenden Gelenke durch Rotationsverschraubung gewährleistet?
- ➌ Sind die Fußgelenke so beweglich, dass die Längswölbung der Füße hergestellt und bei Belastung gehalten werden kann?
- ➍ Lassen sich die Beuge-Streck-Achsen von Großzehengrundgelenken, Kniegelenken und Hüftgelenken parallel zueinander einstellen,
 - damit ein Abrollen über die funktionelle Fußlängsachse möglich ist?
 - damit eine axiale Belastung der Gelenke in der Stützfunktion möglich ist?
- ➎ Genügen die Bewegungstoleranzen dieser Gelenke für den Überholvorgang des Spielbeins beim Gehen?

7.1.1 Längs- und Querswölbung der Füße

Die **Längswölbung** der Füße entsteht dadurch, dass der Vorfuß in Pronation und der Rückfuß in Inversion gegeneinander verschraubt sind. Die höchste Stelle dieses verschraubten Fußgewölbes ist bei den 3 Keilbeinen, die den Fuß unter Belastung zusätzlich stabilisieren. Diese Konstruktion ermöglicht eine optimale Druckverteilung auf der Kontaktstelle Fuß/Boden (Abb. 7.2).

Während in der hypothetischen Norm der Calcaneus vertikal steht, dreht sich der Vorfuß pronatorisch dagegen,

Gehbewegungen der Körperabschnitte Becken und Beine

Barbara Suppé

- 8.1 Analyse der weiterlaufenden Bewegung und Muskelaktivitäten des Standbeins – 74
 - 8.2 Analyse der weiterlaufenden Bewegung und Muskelaktivitäten des Spielbeins – 80
 - 8.3 Abweichungen und Hinkmechanismen – 82
 - 8.4 Intervention und therapeutische Übungen – 84
- Literatur – 92

Die Gehbewegungen der Beine sind eine Reaktion auf die konstante Verlagerung des Körperschwerpunkts in die Fortbewegungsrichtung. Sie finden in einem rhythmischen Wechsel von Be- und Entlastung statt, wobei die Belastungsphase im zeitlichen Ablauf dominiert. Bei jedem Schritt kommt es zu bestimmten Bewegungsmustern in den Gelenken der Beine und des Beckens, um den unterschiedlichen funktionellen Anforderungen beim Gehen gerecht zu werden. Die zentralen Drehpunkte für die Gehbewegungen der Beine sind die Hüftgelenke.

Während das Standbein Kräfte erzeugen muss, die den Vorwärtstransport aufrecht erhalten, also den „drive“, muss der Körper stabil und aufrecht bleiben. Zum reaktiven Schritt kommt es durch die Vorlastigkeit, die durch die nach vorn schwingenden Gewichte des Spielbeins und des Arms der Gegenseite unterhalten werden.

Die Vorfußabblösung vom Boden macht das betreffende Bein zum Spielbein und damit zum bewegten Hebel oder Zeiger. Als erstes überholt das Spielknie das Standknie (Abb. 8.1). Das Spielbein hängt am Becken, während es sich flexorisch/adduktorisch/außenrotatorisch im Spielbeinhüftgelenk nach vorn bewegt. Ohne die außenrotatorische Komponente im Hüftgelenk würde sich das Spielbein nicht nach vorn, sondern nach vorn/medial bewegen. Nur so kann die laterale Seite der Spielbeinferse am richtigen Ort auf dem Boden landen. Durch das Vorschwingen des Beins wird das Becken mit transportiert. Es bewegt sich als kranialer Gelenkpartner innenrotatorisch im Standbeinhüftgelenk und als kaudaler Gelenkpartner rotatorisch im lumbothorakalen Übergang. Die weiterlaufende Bewegung erfasst ebenfalls den Oberschenkel des Standbeins. Die Femurkondylen drehen nach lateral, außenrotatorisch im Standbeinkniegelenk. Damit wird die Flexions-/Extensionsachse des Standbeinkniegelenks im Idealfall in eine frontotransversale Position in Bezug auf den eigenen Körper gebracht und räumlich in eine Rechtwinkelstellung zur Fortbewegungsrichtung eingestellt.

Diese beschriebenen weiterlaufenden Bewegungen folgen immer dem Weg des geringsten Widerstandes. Wo zu viel Widerstand ist, womit die potenzielle Beweglichkeit des Körperabschnitts herabgesetzt ist, setzen weiterlaufende Bewegungen zu früh ein. Die Qualität einer weiterlaufenden Bewegung erkennt man am idealen äußeren Erscheinungsbild und an der situationsangepassten Aktivierung der Muskulatur. Eine gute Funktion des Kontrollsystems zeigt sich also an einer ökonomisch weiterlaufenden Bewegung. Eine schlechte Bewegungsqualität kann als verminderte neuromuskuläre Kontrolle interpretiert werden (Suppé et al. 2011).

Nur wenn der **Fersenkontakt** am richtigen Ort am Boden und am Fuß stattgefunden hat, die Richtung nach vorn strikt eingehalten wird und die Fallverhinderung gut funktioniert, kann die Abrollung optimal stattfinden.

Während der Abrollung extendiert der Oberschenkel im Standbeinhüftgelenk.

Sobald sich die Ferse des Standbeins vom Boden löst, werden der M. triceps surae fallverhindernd im oberen Sprunggelenk und die Pronatoren fallverhindernd im Chopart- und Lisfranc-Gelenk aktiviert, ohne eine Plantarflexion im oberen Sprunggelenk zu bewirken. Die nach proximal weiterlaufende Bewegung des Standfußes wirkt auf den Unterschenkel innenrotatorisch im Standkniegelenk. Damit wird die weiterlaufende Bewegung, die von proximal durch den Oberschenkel erfolgt, aktiv widerlagert.

8.1 Analyse der weiterlaufenden Bewegung und Muskelaktivitäten des Standbeins

Um aus dem Zweibeinstand zum Gehen zu starten, muss zuerst das Körpergewicht auf das zukünftige Standbein verlagert werden. Durch die Verlagerung des Körperschwerpunkts nach vorn wird der Schritt des Spielbeins ausgelöst. Voraussetzung für eine physiologische Nutzung der Beinachse in der Standbeinphase ist die Fähigkeit, in der Stützfunktion dynamisch stabil zu sein.

Die Belastungsphase eines Beins beginnt mit dem Aufsetzen der Ferse am Boden und endet mit der Zehenablösung. Beim Gehen bewegt sich nun der Körper über den Fuß hinweg und verändert seine Auflagefläche von der Ferse über die Sohle bis zum Vorfuß (Abb. 8.2). Das Abrollen über die Ferse sorgt für eine ununterbrochene Vorwärtsbewegung des Fußes und hat bestimmte Auswirkungen auf die Gelenke des Fußes sowie auf das Hüft- und Kniegelenk.

Die in den Gelenken des Fußes stattfindenden Bewegungsausschläge sind äußerst klein und können oft nur mit technischen Hilfsmitteln beobachtet und nachgewiesen werden.

Effiziente Bewegung ist abhängig von der adäquaten Antwort auf die Hubbelastung. Sie verlangt eine koordinierte Muskelaktivierung, sodass zu jeder Zeit Stabilität gewährleistet ist, während spezifische Bewegungen kontrolliert zugelassen und andere widerlagert werden. Dabei geht es um das Timing der Muskelrekrutierung während der Muskelaktivität. Die Haltungs- und Bewegungskontrolle zeigt sich u. a. an einer ökonomisch weiterlaufenden Bewegung. Eine schlechte Bewegungsqualität kann als verminderte neuromuskuläre Kontrolle interpretiert werden.

8.1.1 Oberes Sprunggelenk

Der Bewegungsumfang des oberen Sprunggelenks ist für die Foetbewegung und die Stoßdämpfung in der Stand-

Armbewegungen

Barbara Suppé

- 9.1 **Typische Abweichungen – 96**
- 9.2 **Interventionen und therapeutische Übungen – 97**
- Literatur – 103**

Der optimale Einsatz der Arme beim Wechsel von Stand- und Spielbein sichert die Balance des Körpers beim Gehen. Wenn der Schultergürtel gut auf dem Brustkorb abgelegt ist und die Arme frei hängen, sind die Arme reaktionsbereite Gewichte, die sich koordinativ am Gehen beteiligen. Der Körperabschnitt Arme kann das Gehen sinnvoll unterstützen, aber auch völlig andere funktionelle Aufgaben erfüllen, wie z. B. das Tragen von Gegenständen. Schon bei Kleinkindern kann beobachtet werden, dass die Armbewegungen nicht mit denen der Beine verbunden sind. Die Arme des Kindes dienen ihm zur posturalen Stabilität und der Manipulation von Objekten (Higgins u. Higgins 1995).

- ➊ Die Bewegungsanalyse auf die untere Extremität zu beschränken reduziert das Gehen in einer Weise, die dem komplexen Geschehen nicht gerecht wird. Ohne das Zusammenspiel aller 5 Körperabschnitte ist ein ökonomisches Gehen überhaupt nicht möglich.

Gangtypisch bewegt sich ein Arm zusammen mit dem Gegenbein. So, wie vom Stand- und Spielbein die Rede ist, hat es sich bewährt, von **Stand- und Spielarm** zu reden, da sich Spielbein und Spielarm gleichzeitig nach vorn bewegen und ihre Längsachsen in die gleiche Richtung zeigen. Wenn der Körper über das Standbein nach vorn transportiert wird, ist auch der Standarm räumlich konstant, und die Längsachsen von Standarm und -bein sind gleich weit geneigt. Am Spielbein und Spielarm legen jeweils Fuß und Hand den größten räumlichen Weg zurück. Standbein und Standarm bleiben mit Fuß und Hand im Raum am Ort stehen. Sie werden vom Türmchen überholt, während dieses nach vorn transportiert wird. Am Standbein und -arm legen die proximalen Distanzpunkte, Trochanter und Akromion, den größten Weg zurück.

Beim Gehen schwingen die verschiedenen Körperteile aufeinander abgestimmt miteinander bzw. gegeneinander. In dieser kinematischen Kette kommt es zu weiterlaufenden Bewegungen auf die Wirbelsäule, die dort durch die Armbewegungen aktiv widerlagert werden. Das Bewegungsverhalten der einzelnen Teile ist für den harmonischen Ablauf des Gehens als energiesparende Bewegung wichtig (Suppé und Bongartz 2011).

Zum besseren Verständnis der Armbewegungen werden diese analog zu den Beinbewegungen als **Stand- und Spielarm** bezeichnet. Diese Begriffe werden notwendig, weil es üblich ist, beim Gehen vom „Armpendel“ zu sprechen. Dazu muss die Pendelbewegung zunächst differenzierter betrachtet werden.

Im aufrechten Stand hängen die Arme (in der hypothetischen Norm) am Schultergürtel. Bei **standortkonstanten Bewegungsabläufen** reagieren sie wie hängende Pendel, indem sie hin- und herschwingen. Wird z. B. im Stand das

Beckengewicht nach vorn und hinten bewegt, schwingen die Arme symmetrisch nach vorn und hinten (Abb. 9.1).

Gehen ist jedoch ein **standortverändernder Bewegungsablauf**. Die Arme schwingen nicht mehr nach hinten, entgegen der Fortbewegungsrichtung. Das wäre auch unökonomisch und kontraproduktiv für das Ziel, nach vorn zu kommen. Wenn man den einzelnen Arm betrachtet, wird er einmal von proximal und einmal von distal in Fortbewegungsrichtung bewegt. Die Bewegung beider Arme erfolgt simultan. Während der Spielarm mit dem Spielbein der Gegenseite gemeinsam nach vorn schwingt, bleibt die Hand des anderen Arms simultan mit dem Standbein Fuß annähernd standortkonstant (wie bei einem stehenden Pendel, z. B. einem Metronom). Diese gangtypischen reaktiven Bewegungen des Körperabschnitts Arme treten auf ebener Unterlage, bei normaler Spurbreite, optimaler Schrittlänge und normalem Gangtempo von 110–120 Schritten pro Minute am deutlichsten in Erscheinung. Der optimale Einsatz der Bewegungen des Körperabschnitts Arme sichert die Balance des Körpers beim Gehen (Abb. 9.2).

Die Schrittlänge entscheidet über das Ausmaß der Armbewegungen, während die Schrittfrequenz maßgebend für die gangtypischen Bewegungen ist. Bei weniger als 80 Schritten pro Minute werden die Armbewegungen symmetrisch. Da beim langsamen Gehen der „drive“ fehlt, da bei jedem Fersenkontakt die Beschleunigung nach vorn unterbrochen wird, schwingen die Arme als träge Masse gemeinsam nach vorn und wieder zurück.

- ➋ Die Armbewegungen erfolgen als Reaktion auf die Becken-Bein-Bewegungen. Die hängenden Gewichte stellen ein potenziell reaktionsbereites Gewicht dar, das beim Gehen durch die Becken-Bein-Bewegungen in Schwung versetzt wird.

Reaktionsbereit ist der Körperabschnitt Arme dann, wenn der Schultergürtel in den Sternoklavikular-, Akromioklavikular- und Humeruskapulgelenken potenziell beweglich ist und die Bewegungstoleranzen ihrer Gelenke im Sinne weiterlaufender Bewegung frei geben.

Die unterschiedlichen Reaktionen der Arme kann man gut beobachten, wenn sich die Richtung der Spielbeinbewegung ändert. Wenn sich das Becken im Stehen im Gangtempo nach rechts und links dreht, bleiben die Körperabschnitte Brustkorb und Kopf als räumliche Fixpunkte am Ort, und die Arme geraten in eine reaktive Gegenpendelbewegung. Umgekehrt würden Pendelbewegungen der Arme nach vorn/hinten das Becken reaktiv zur Gegengerichtung bringen. Lässt man die Beine ebenfalls in Bewegung kommen, machen die Knie reaktiv alternierende Vor- und Rückbewegungen (Abb. 9.3a).

Folgen die Beine der Beckendrehung und bewegen sich, wie beim Twisten, diagonal (Knie abwechselnd nach

Klinische funktionelle Tests

Barbara Suppé

- 10.1 Kleiner Gangtest – 106
- 10.2 Am-Ort-Steher – 106
- 10.3 Am-Ort-Geher – 106
- 10.4 Treppe gehen – 107
- 10.5 Springen – 107

Die folgenden klinischen funktionellen Tests dienen der Beurteilung der Bewegungsqualität und der Bewegungskontrolle. Wir testen die Körperabschnitte während ihrer Aufgaben im normalen Bewegungsverhalten beim Gehen, Stehen und Treppensteigen.

10.1 Kleiner Gangtest

Steht dem Beobachter keine geeignete Gehstrecke zur Verfügung, kann er mithilfe des sog. „kleinen Gangtests“ während eines standortkonstanten Bewegungsablaufs, dem Auf-der-Stelle-Gehen, verschiedene wichtige Parameter erfassen.

- Die **Gewichtsverschiebung nach rechts und links** ist gering und abhängig von der Konstitution. Ein kleiner Hüftgelenksabstand und ein breites Becken lassen nur geringe seitliche Gewichtsverschiebungen zu. Der Therapeut beobachtet, ob sich der Trochanterpunkt nur nach lateral verschiebt. Typische Abweichung:
 - Der Trochanterpunkt auf der Spielbeinseite wird nach hinten gedreht.
- Der **Tonus der lumbalen Rückenmuskulatur** erhöht sich auf der Spielbeinseite fallverhindernd und senkt sich auf der Standbeinseite. Der Therapeut palpirt paravertebral die lumbalen Rückenstrecker. Typische Abweichung:
 - Der Tonus der Muskulatur persistiert auch in der Belastungsphase.
- **Abduktorisches Verankerung des Beckens am Standbeinhüftgelenk.** Der Therapeut beobachtet, ob die Verbindungslinie der Spinae horizontal bleibt. Typische Abweichung:
 - Die Verbindungslinie der Spinae hebt oder senkt sich zur Spielbeinseite hin.
- Die **Beinachsen** sind in der Standbeinphase optimal stabilisiert. Der Therapeut beobachtet, ob die Beuge-Streck-Achsen von Hüft-, Knie- und Großzehengrundgelenk frontotransversal und im rechten Winkel zur funktionellen Fußlängsachse stehen. Typische Abweichung:
 - medialer Kollaps.
- Die **Längswölbung** des Fußes wird unter Belastung gehalten. Der Therapeut beobachtet, ob unter Belastung der Rückfuß inversorisch stabilisiert wird. Typische Abweichung:
 - Absinken der Längswölbung.

Im Idealfall erreicht der Patient 5 Punkte (1 Punkt für jedes Kriterium).

10.2 Am-Ort-Steher

Der Patient steht in Schrittstellung in der idealen Gangspurweite. Der vordere Fuß steht auf der Ferse. Das Kniegelenk ist deblockiert. Das hintere Bein steht auf dem Vorfuß. Das Kniegelenk ist ca. 30° flektiert.

Es wird nun ein rascher Belastungswechsel von Ferse und Vorfuß verlangt. Dabei soll es keine Bewegungen in den Bein- und Fußgelenken geben. Die Körperlängsachse bleibt vertikal und räumlich am Ort.

Folgende Kriterien zeigen, ob die Muskulatur eine gute Koordinationsfähigkeit besitzt:

- Das Becken bleibt am Ort und verschiebt sich nicht translatorisch zur Seite.
- Das Becken bleibt horizontal (es gibt kein adduktorisches Absinken im Standbeinhüftgelenk).
- Die Rotationssynergie der Beinachsen bleibt erhalten (kein medialer Kollaps).
- Die Kniegelenke sind in leichter Flexion stabilisiert (keine Hyperextension).
- Fersen- und Vorfußkontakt bleiben erhalten (kein plantarflexorisches Absinken des vorderen Fußes und kein Absinken der Ferse des hinteren Beins).

Im Idealfall erreicht der Patient 5 Punkte (1 Punkt für jedes Kriterium).

10.3 Am-Ort-Geher

Mithilfe des „Am-Ort-Geher“ wird die Fähigkeit der Beine zur dynamischen Stabilisation untersucht. Diese Fähigkeit wird benötigt, um weiterlaufende Bewegungen anderer Körperabschnitte auf das Bein zu begrenzen. Die dynamische Stabilisation der Beinachse ist ein typisches Merkmal der Standbeinphase. Das Bein muss gleichzeitig die Bodenreaktionskräfte auffangen und die weiterlaufenden Bewegungen des Spielbeins koordinieren.

Bei dem Test wird der Schrittzzyklus eines Beins durchgeführt, während das Standbein standortkonstant von der Ferse auf den Vorfuß abrollt. Eine verminderte Koordinationsfähigkeit der Muskulatur zeigt sich typischerweise darin, dass die Bewegungen nicht gleichzeitig, sondern nur nacheinander oder überhaupt nicht kontrolliert durchgeführt werden können.

Während des Bewegungsablaufs gibt es verschiedene Kriterien, die der Therapeut beurteilt:

- Die Körperlängsachse bleibt vertikal.
- Das Spielbein bewegt sich geradlinig nach vorn.
- Das Becken dreht sich innenrotatorisch im Standbeinhüftgelenk.

Die folgenden klinischen funktionellen Tests dienen der Beurteilung der Bewegungsqualität und der Bewegungskontrolle. Wir testen die Körperabschnitte während ihrer Aufgaben im normalen Bewegungsverhalten beim Gehen, Stehen und Treppensteigen.

10.1 Kleiner Gangtest

Steht dem Beobachter keine geeignete Gehstrecke zur Verfügung, kann er mithilfe des sog. „kleinen Gangtests“ während eines standortkonstanten Bewegungsablaufs, dem Auf-der-Stelle-Gehen, verschiedene wichtige Parameter erfassen.

- Die **Gewichtsverschiebung nach rechts und links** ist gering und abhängig von der Konstitution. Ein kleiner Hüftgelenksabstand und ein breites Becken lassen nur geringe seitliche Gewichtsverschiebungen zu. Der Therapeut beobachtet, ob sich der Trochanterpunkt nur nach lateral verschiebt. Typische Abweichung:
 - Der Trochanterpunkt auf der Spielbeinseite wird nach hinten gedreht.
- Der **Tonus der lumbalen Rückenmuskulatur** erhöht sich auf der Spielbeinseite fallverhindernd und senkt sich auf der Standbeinseite. Der Therapeut palpirt paravertebral die lumbalen Rückenstrecker. Typische Abweichung:
 - Der Tonus der Muskulatur persistiert auch in der Belastungsphase.
- **Abduktorisches Verankerung des Beckens am Standbeinhüftgelenk.** Der Therapeut beobachtet, ob die Verbindungslinie der Spinae horizontal bleibt. Typische Abweichung:
 - Die Verbindungslinie der Spinae hebt oder senkt sich zur Spielbeinseite hin.
- Die **Beinachsen** sind in der Standbeinphase optimal stabilisiert. Der Therapeut beobachtet, ob die Beuge-Streck-Achsen von Hüft-, Knie- und Großzehengrundgelenk frontotransversal und im rechten Winkel zur funktionellen Fußlängsachse stehen. Typische Abweichung:
 - medialer Kollaps.
- Die **Längswölbung** des Fußes wird unter Belastung gehalten. Der Therapeut beobachtet, ob unter Belastung der Rückfuß inversorisch stabilisiert wird. Typische Abweichung:
 - Absinken der Längswölbung.

Im Idealfall erreicht der Patient 5 Punkte (1 Punkt für jedes Kriterium).

10.2 Am-Ort-Steher

Der Patient steht in Schrittstellung in der idealen Gangspurweite. Der vordere Fuß steht auf der Ferse. Das Kniegelenk ist deblockiert. Das hintere Bein steht auf dem Vorfuß. Das Kniegelenk ist ca. 30° flektiert.

Es wird nun ein rascher Belastungswechsel von Ferse und Vorfuß verlangt. Dabei soll es keine Bewegungen in den Bein- und Fußgelenken geben. Die Körperlängsachse bleibt vertikal und räumlich am Ort.

Folgende Kriterien zeigen, ob die Muskulatur eine gute Koordinationsfähigkeit besitzt:

- Das Becken bleibt am Ort und verschiebt sich nicht translatorisch zur Seite.
- Das Becken bleibt horizontal (es gibt kein adduktorisches Absinken im Standbeinhüftgelenk).
- Die Rotationssynergie der Beinachsen bleibt erhalten (kein medialer Kollaps).
- Die Kniegelenke sind in leichter Flexion stabilisiert (keine Hyperextension).
- Fersen- und Vorfußkontakt bleiben erhalten (kein plantarflexorisches Absinken des vorderen Fußes und kein Absinken der Ferse des hinteren Beins).

Im Idealfall erreicht der Patient 5 Punkte (1 Punkt für jedes Kriterium).

10.3 Am-Ort-Geher

Mithilfe des „Am-Ort-Geher“ wird die Fähigkeit der Beine zur dynamischen Stabilisation untersucht. Diese Fähigkeit wird benötigt, um weiterlaufende Bewegungen anderer Körperabschnitte auf das Bein zu begrenzen. Die dynamische Stabilisation der Beinachse ist ein typisches Merkmal der Standbeinphase. Das Bein muss gleichzeitig die Bodenreaktionskräfte auffangen und die weiterlaufenden Bewegungen des Spielbeins koordinieren.

Bei dem Test wird der Schrittzklus eines Beins durchgeführt, während das Standbein standortkonstant von der Ferse auf den Vorfuß abrollt. Eine verminderte Koordinationsfähigkeit der Muskulatur zeigt sich typischerweise darin, dass die Bewegungen nicht gleichzeitig, sondern nur nacheinander oder überhaupt nicht kontrolliert durchgeführt werden können.

Während des Bewegungsablaufs gibt es verschiedene Kriterien, die der Therapeut beurteilt:

- Die Körperlängsachse bleibt vertikal.
- Das Spielbein bewegt sich geradlinig nach vorn.
- Das Becken dreht sich innenrotatorisch im Standbeinhüftgelenk.

Standardisiertes Assessment zur Durchführung der Ganganalyse nach FBL Functional Kinetics

Barbara Suppé

- 11.1 Vorgehensweise – 113
- 11.2 Beurteilung des Gehens von hinten und von vorn – 114
- 11.3 Beurteilung des Gehens von der Seite – 114

Die älteste Methode zur Ganganalyse ist auch die am meisten praktizierte: die visuelle Beobachtung. In ihrer Einfachheit und universellen Einsetzbarkeit hat sie einen festen Platz im klinischen Alltag von Physiotherapeuten. In der Anwendung zeigt sich jedoch auch die Kompliziertheit der beobachtenden Bewegungsanalyse. Sie ist eine Momentaufnahme ohne permanente Aufzeichnung und im Wesentlichen abhängig von der Erfahrung und dem Wissen des Beobachters. Aus diesem Grund haben wir einen standardisierten Dokumentations- und Beurteilungsbogen („Assessmentbogen“, [Abb. 11.1](#)) entworfen, der bei der Durchführung und Auswertung der Ganganalyse Hilfestellung geben soll. Die Abkürzungen im Bogen verstehen sich wie folgt: **IC** „initial contact“, **LR** „loading response“, **TP** Trochanterpunkt, **KG** Kniegelenk, **HG** Hüftgelenk, **OSG** obere Sprunggelenke, **STB** Standbein.

Mithilfe dieses Assessments können Gangstörungen differenziert beschrieben und dokumentiert werden, um in der anschließenden Analyse Rückschlüsse auf deren Entstehung ziehen zu können. Der Therapeut entscheidet anhand der gesammelten Daten, ob die beobachteten Abweichungen pathologische Ursachen haben und wie sich diese gegebenenfalls durch therapeutische oder technische Maßnahmen wie z. B. Orthesen korrigieren lassen. Er entscheidet auch, ob der beobachtete Hinkmechanismus die optimale Kompensation zum Erreichen des Bewegungsziels darstellt oder ob durch die Bewegungsstörung bestimmte Bereiche des Körpers übermäßigen und unökonomischen Belastungen ausgesetzt sind. In letzterem Fall gehört es zu den Aufgaben des Physiotherapeuten, den optimalen Kompromiss zwischen Belastung und Bewegungsziel zu finden.

Die Bewegungsanalyse erfolgt nach einem bestimmten Schema:

- Die Idealmotorik wird anhand der hypothetischen Norm für den Beobachter klar definiert.
 - Da Gehen ein bestimmtes Tempo hat und nicht verlangsamt werden kann, ohne den Bewegungsablauf in seinem Wesen zu verändern, muss der Therapeut sich vor der Analyse im Klaren darüber sein, was er beobachten möchte.
 - Die Position des Beobachters oder der Videokamera muss, je nachdem, was beobachtet werden soll, ebenfalls bewusst gewählt werden. Allgemein gilt, dass der Beobachter ausreichend Abstand zum Patienten benötigt, um den Überblick über die Gesamtbewegung wahr zu können.
 - Eine erste Analyse motorischer Fertigkeiten erfolgt durch das Auge. Es können auch Hilfsmittel wie Videodokumentation und Fotografie zum Einsatz kommen. Videoanalysen ermöglichen die präzise Beobachtung von Bewegungen, die wiederholt und in Zeitlupe angeschaut werden können. Die Bewegung kann somit zergliedert und unter verschiedenen Gesichtspunkten untersucht werden. In der Videoanalyse kann die gesamte Bewegung in ihrer Komplexität betrachtet werden.
 - Der Therapeut vergleicht Ist- und Sollwert. Durch die entstehenden Differenzen werden Ursachen herauskristallisiert und Dysfunktionen identifiziert.
- 3** Für die Ganganalyse benötigt man eine horizontale, ebene Gehstrecke von mindestens 6 Metern und einen rutschsicheren Bodenbelag sowie Hautstifte, um bestimmte Punkte oder Linien am Körper zu markieren. Das erleichtert die Beobachtung der Kinematik.

• Hilfsmittel

Falls es nötig sein sollte, Schrittlänge, Spurbreite und Einstellung der funktionellen Fußlängsachse beim Abrollweg genauer sichtbar/messbar zu machen und zu dokumentieren, geht der Patient über ein ca. 2 Meter langes Stück Alufolie, das auf einem Handtuch liegt, damit sich der Fußabdruck auf der Folie abzeichnet. Die Einstellung der funktionellen Fußlängsachse kann man beobachtbar machen, indem man sie auf der Fußsohle (vom Calcaneus zum Großzehengrundgelenk) einzeichnet ([Abb. 11.2](#)). Im Idealfall steht sie am Ende der Standbeinphase in der Sagittalebene von Knie- und Hüftgelenk.

Instrumentelle Ganganalyse

Barbara Goedl-Purrer

- 12.1 Instrumentelle Ganganalyse
in der physiotherapeutischen Praxis – 118
- 12.2 Biomechanische Analysen und ihre Bedeutung
für die Untersuchung und Behandlung
funktioneller Gangstörungen – 118
- 12.3 Gehen als motorische Handlung – instrumentelle
Ganganalyse als Biofeedback – 121
- 12.4 Verwendung der Daten aus der instrumentellen
Ganganalyse zur Untersuchung und Behandlung
abweichender Gehbewegungen – 122
- 12.5 Patientenbeispiel – 127
- 12.6 Zusammenfassung – 136
Literatur – 136

Die instrumentelle Bewegungsanalyse wurde bereits zu Beginn des 20. Jahrhunderts eingesetzt (Richards 2008). Wissenswertes über die laborgestützte Ganganalyse kann in vielen Publikationen nachgelesen werden (Brinckmann et al. 2012; Inman et al. 1981; Morybridge 1901; Perry 1992; Richards 2008). Es ist daher nicht Ziel dieses Kapitels, derartige Inhalte zu wiederholen und so einen Schnellkurs in biomechanischer Analyse und instrumenteller Ganganalyse zu geben.

Physiotherapeuten sind dazu verpflichtet, ihre Untersuchungs- und Behandlungsprozesse zu dokumentieren. Für quantitativ fassbare Parameter ist dies einfacher als für qualitative Kriterien. Das komplexe Geschehen des menschlichen Gangs kann über die in diesem Buch dargestellten Beobachtungskriterien systematisch quantitativ und qualitativ analysiert werden. Dieses Kapitel soll dazu anregen, die mit freiem Auge beobachteten und dokumentierten Bewegungsmerkmale durch Verwendung einfacher Instrumente wie Foto- und Videokameras zu ergänzen. Anhand eines Patientenbeispiels werden derartige Daten und Dokumente aus einem Bewegungslabor vorgestellt. Der mögliche zusätzliche Nutzen für das Finden des Patientenproblems und die Gestaltung des Therapieprozesses wird exemplarisch dargestellt und diskutiert. Zusätzlich wird auf die mögliche Bedeutung der Verwendung von mediengestützten Dokumenten als Biofeedbackmethode hingewiesen.

Messgeräte wie Druck- und Kraftmessplatten, 2- und 3-dimensionale Bewegungsanalysemodelle oder EMG (Elektromyographie)-Ableitungen stehen nur in bewegungsanalytischen Labors zur Verfügung. Sie sind daher dem Therapeuten in der freien Praxis und im normalen klinischen Alltag nicht einfach zugänglich. Dieses Kapitel kann im besten Fall einen Beitrag dazu leisten, dass Physiotherapeuten derartige Laboreinrichtungen zunehmend aufsuchen und nutzen und so die am Patienten durchgeführten Analysen und Hypothesen, die als Grundlage für den Behandlungsprozess gebildet werden, objektiv überprüfen. Dies kann den Eintritt in eine kooperative Forschung mit Biomechanikern, Sportwissenschaftlern und Ärzten ermöglichen und das multidisziplinäre Team für physiotherapierelevante Fragestellungen öffnen.

12.1 Instrumentelle Ganganalyse in der physiotherapeutischen Praxis

Das Einbeziehen technikerunterstützter Datenerfassung findet derzeit in der alltäglichen Praxis der Physiotherapie wenig Anwendung. Im Zuge einer Wissenschaftsorientierung der Therapie ist es jedoch interessant, in der Praxis erprobte Algorithmen der Analyse über objektivierende Datenerhebungen zu überprüfen und so eine sinnhafte

Symbiose von subjektiv beschreibender und objektiver Datenerfassung zu erzielen.

Für die Ganganalyse gibt es eine Vielzahl an unterschiedlichen technischen Instrumentarien, die differenzierte biomechanische Analysen ermöglichen. **Abbildung 12.1a-e** zeigt, wie sich die Bewegungsabläufe des Körperabschnitts Beine und Becken mithilfe einer Messplatte in schematisierter Form abbilden lassen. Dabei wird das menschliche Modell auf eine Darstellung der knöchernen Hebel und Drehpunkte reduziert; zusätzlich werden die Bodenreaktionskräfte dargestellt. Die Bilder in **Abb. 12.1b** lassen die Spurbreite, Schrittlänge, Druckverhältnisse im Fuß-Boden-Kontakt und Verlauf des COP in den Standbeinphasen erkennen.

12.2 Biomechanische Analysen und ihre Bedeutung für die Untersuchung und Behandlung funktioneller Gangstörungen

Die Beobachtung des Gehens bildet die Grundlage der physiotherapie relevanten Bewegungsanalyse (**► Kap. 11**). Die systematische Observation und Bewegungsbeschreibung erlaubt Rückschlüsse auf biomechanische Faktoren der Gehbewegung und auf Aspekte der Bewegungsplanung und -durchführung.

12.2.1 Das funktionelle Gangproblem: Bewegungsanalyse der Aktivität Gehen

Ausgehend von den 8 Beobachtungskriterien der hypothetischen Norm (**► Abschn. 1.2**) kann aus dieser systematischen Betrachtung des individuellen Gangbildes auf folgende Bereiche rückgeschlossen werden:

- Belastung des aktiven und passiven Bewegungssystems (Kinematik und Kinetik),
- individuelle Bewegungsplanung und Umsetzung: Actio – Reactio,
- „Tauglichkeit“ für die individuelle Nutzung bei den Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL) (Aktivität/Partizipation).

Um das subjektive Problem des Patienten zu erfassen, wird eine Korrelation zwischen dem subjektiven Erleben von Dysfunktion und/oder Schmerz des Patienten und den Ableitungen aus der Bewegungsanalyse hergestellt. Entsprechend dem Vorgehen im Rahmen des Clinical-Reasoning-Prozesses (Higgs et al. 2008) werden Hypothesen gebildet, die auf den Funktionsebenen Struktur und Funktion, Aktivität und Partizipation Erklärungsmodelle liefern für

Gangstörungen und typische Hinkmechanismen

Barbara Suppé

- 13.1 Schmerzhinken – 139
- 13.2 Insuffizienzhinken – 139
- 13.3 Gangstörungen bei Morbus Parkinson – 140
- 13.4 Gangstörungen nach Schlaganfall – 140
- 13.5 Gangstörungen nach Peroneusparese – 140
- 13.6 Depressiver Gang – 140
- Literatur – 140

Bei aller Individualität des äußeren Erscheinungsbildes sind alle menschlichen Körper nach dem gleichen Plan gebaut und den gleichen Kräften ausgesetzt. Die Folge davon ist, dass Haltung und Bewegung gemeinsame Merkmale aufweisen. Das bedeutet aber auch, dass die Möglichkeiten der Anpassung an eine Störung ihre Grenzen haben. Daher sind unter bestimmten veränderten Bedingungen bei sehr verschiedenen Menschen vergleichbare Verhaltensweisen beobachtbar. Die klassischen Beispiele dafür sind die von Duchenne und Trendelenburg beschriebenen Hinkmechanismen.

Weicht das Gehverhalten vom unauffälligen Gangbild ab, spricht man in der Regel vom pathologischen Gang oder auch von Hinkmechanismen. Das Wort „hinken“ hat vielerlei Bedeutung und ist schwer zu definieren. Seiner Herkunft nach kommt es von „schief“, „krumm“ und bezieht sich auf die Beine. Der Begriff „**Hinkmechanismus**“ soll darauf hinweisen, dass eine Abweichung vom normalen Gang, also das „Hinken“, zur Gewohnheit geworden ist.

- 1 Hinken ist eine Abweichung vom normalen Gang, also eine ein- oder beidseitige räumliche und zeitliche Asymmetrie. Dabei ist der Wechsel zwischen Stand- und Spielbeinphase gestört. Die Gehfähigkeit ist zwar erhalten, aber eingeschränkt.**

Die Komplexität der menschlichen Fortbewegung zeigt sich besonders im pathologischen Gang, wobei die biomechanischen Prinzipien des gesunden Ganges oft nicht ausreichend sind, um die zu beobachtenden Phänomene zu beschreiben. Der pathologische Gang ist charakterisiert durch Asymmetrien, geringere Gehgeschwindigkeit, geringere Schrittlängen und längere Doppelstandphasen.

Hinkmechanismen führen im Laufe der Zeit zu einer inadäquaten Belastung von Strukturen. Deshalb gehört es zu den Aufgaben des Therapeuten, die Ausweichmechanismen zu erkennen und zu interpretieren. Er muss erkennen, ob eine strukturelle oder eine funktionelle Störung vorliegt, und entscheiden, ob und wie sie verhindert werden soll. Er muss jedoch auch berücksichtigen, dass das beobachtete Gangbild möglicherweise die für den Patienten bestmögliche oder einzige Fortbewegungsmöglichkeit darstellt. Unter bestimmten Umständen müssen Gangabweichungen zugelassen werden, wenn sie weder die Funktionsfähigkeit noch die Ökonomie im Hinblick auf die Zielerreichung stören. Eventuell liegt die Hauptaufgabe dann darin, den ökonomisch sinnvollsten Hinkmechanismus zu finden und ihn als Alternative zum bestehenden zu üben.

Mit der Gangstörung verbunden ist das **Sturzrisiko**, ein häufig auftretendes Problem in der klinischen Praxis (König 2008). Beim Stehen und Gehen muss der Körperschwerpunkt über der Unterstützungsfläche kontinuierlich

justiert werden. Zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichts ist deshalb die zentrale Verarbeitung von propriozeptiven, sensiblen, vestibulären und visuellen Reizen von großer Bedeutung. Da es im hohen Lebensalter zu einer Abnahme des Visus und zu einer Abnahme der Qualität der Informationen kommt, sind Stürze eine häufige Folge. Verbunden mit dem Sturz ist auch die Angst, erneut zu fallen, was sich in einem ängstlich-aufmerksamen Gehen zeigt (protektiver Gang). Als ursächliche Störungen werden Störungen der posturalen Kontrolle und der Haltungsregulation angenommen (Deuschl u. Reichmann 2006). Dieser vorsichtige Gang ist durch langsame, kurze Schritte und Drehungen „en bloc“ charakterisiert. Die Spurbreite ist deutlich größer, und die Körperlängsachse ist nach vorn geneigt. Der Armpendel erfolgt nicht mehr reaktiv, sondern die Arme werden im Ellenbogengelenk flektiert und im Schultergelenk abduziert gehalten (Nutt et al. 1993).

Beim Sturzrisiko unterscheidet man intrinsische und extrinsische Risiken (Falk u. Keuch 2007).

Zu den extrinsischen Sturzrisikofaktoren gehören:

- behindernde Kleidung,
- schlecht sitzende Schuhe,
- ungünstige Umgebungsbedingungen wie nasse Fußböden, umherliegende Kabel, schlecht erkennbare Stufen, schlechte Beleuchtung oder Bifokalbrillen,
- unangepasste Hilfsmittel oder deren unzureichende Anleitung.

Intrinsische Sturzrisikofaktoren sind:

- plötzliche Erkrankungen,
- Störungen des Gleichgewichts,
- Sehstörungen,
- Verwirrtheit,
- Benommenheit durch Medikamente

„Störungen des normalen Gangbildes sind ein erster Schritt zu einem Verlust der Mobilität und damit der Unabhängigkeit eines Menschen“ (Stolze et al. 2006). Voranschreitende Gangstörungen gehen mit einem erhöhten Mortalitätsrisiko bei älteren Menschen einher (Wilson et al. 2002). Es ist davon auszugehen, dass ca. 10–15 % aller Menschen, die älter als 60 Jahre sind, an einer Gangstörung leiden (Newmann et al. 1960), wobei Gangstörungen in der Neurologie eines der häufigsten Syndrome sind (Stolze et al. 2004). Gangstörungen basieren zumeist auf Kombinationen von neuralen, muskulären und skelettalen Beeinträchtigungen, und ältere Menschen haben ein deutlich erhöhtes Risiko für derartige Einschränkungen. Verminderte visuelle, vestibuläre und somatosensorische Funktionen sowie Störungen posturaler Reflexe finden sich aber schon im Normalfall bei älteren Menschen. Beim Gehen von Älteren verlängert sich die Doppelbelastungsphase, und die seitlichen Gewichtverschiebungen nehmen zu. Dabei

Gehen mit veränderten Parametern

Matthias Bongartz

- 14.1 Treppensteigen – 142
- 14.2 Bergauf-/Bergabgehen – 144
- 14.3 Laufen – 144
- Literatur – 153

Bisher haben wir das Gehen unter standardisierten Bedingungen betrachtet, wie z. B. auf ebener Unterlage. Im Alltag findet Gehen jedoch nicht unter standardisierten Bedingungen, sondern in unterschiedlichen Kontexten statt, die es in vorhersagbarer Weise verändern. Das bildet die Grundlage für die Analyse häufiger Veränderungen des Gehens im Alltag wie Treppensteigen, Bergauf-/Bergabgehen oder Laufen.

Im Folgenden werden diese Bewegungsabläufe mithilfe der Beobachtungskriterien des Gehens analysiert.

14.1 Treppensteigen

Beim Treppensteigen ist die Gewichtsverlagerung der Körperabschnitte Becken, Brustkorb und Kopf nicht mehr nur nach vorne gerichtet, sondern nach vorne/oben bzw. nach vorne/unten. Dadurch wird das Körpergewicht gegen die Schwerkraft konzentrisch angehoben oder mit der Schwerkraft exzentrisch abgelassen.

14.1.1 Bewegungsablauf

■ Ohne Handlauf

Beim Treppaufsteigen ohne Handlauf wird die Körperlängsachse nach vorne geneigt. Durch die Verschiebung des Körperschwerpunkts nach vorn reagiert das Spielbein im Sinne einer Veränderung der Unterstützungsfläche. Gleichzeitig muss das Körpergewicht gegen die Schwerkraft auf die jeweils nächsthöhere Stufe angehoben werden. Die Körperlängsachse wird dabei wieder annähernd vertikalisiert.

■ Mit Handlauf

Das Treppensteigen mit Geländer ist durch die Hängeaktivität des haltenden Armes gekennzeichnet, mit der der Patient seinen Körper nach oben zieht. Beim Treppaufgehen kommt der Arm in Stützfunktion, das Geländer wirkt dann wie eine Unterarmgehstütze gewichtsentlastend.

Beim Treppaufgehen zieht der Arm in Hängeaktivität simultan mit dem oberen Standbein das Körpergewicht nach vorne/oben. Dabei ist es sinnvoll, dass sich der Handlauf auf der Standarmseite befindet und das Treppensteigen im Sinne des Kreuzgangs stattfindet.

■ Gehbewegungen der Beine

Beim Treppaufgehen mit oder ohne Handlauf muss die Muskulatur positiven Hub leisten. Die Hubbelastung wird auf die Fuß-, Knie- und Hüftgelenke verteilt, und die Beinachse wird in Stützfunktion rotatorisch verschraubt.

Die Schrittlänge ist durch die Länge und Höhe der Stufen vorgegeben. Beim Treppaufgehen wird nur der Vorfuß des Spielbeines auf die obere Treppenstufe gestellt,

die Ferse bleibt frei. Dadurch wird die Aktivität der Plantarflexoren/Pronatoren und der Knieextensoren fasilitiert, um das Körpergewicht extensorisch in Hüft- und Kniegelenken und plantarflexorisch im oberen Sprunggelenk anzuheben. Gleichzeitig bedeutet das eine Vorwärtung für den nachfolgenden Schritt nach oben. Durch die Plantarflexion wird das Standbein so verlängert, dass der Spielfuß bei der Bewegung auf die nächste Stufe nicht mehr so weit flexorisch in Hüft- und Kniegelenk angehoben werden muss.

Beim Treppabgehen mit oder ohne Handlauf wird nur der Vorfuß des Spielbeines plantarflexorisch auf die untere Treppenstufe gesetzt. Das untere Standbein federt das nach unten „fallende“ Körpergewicht exzentrisch im oberen Sprunggelenk, Knie- und Hüftgelenk ab. Die Körperabschnitte Becken, Brustkorb und Kopf sind in die vertikal stehende Körperlängsachse eingeordnet. Eine Normstufe erfordert eine Flexionsfähigkeit von ca. 115° in Hüft- und Kniegelenken, weil der Fuß ohne nennenswerte Dorsalexension auf der oberen Stufe abrollt. Sowohl beim Treppauf- als auch beim Treppabgehen bleibt die rotatorische Verschraubung der Beinsachsen erhalten (Abb. 14.1).

Häufig wird die ganze Fußsohle auf die jeweils obere bzw. untere Stufe gestellt. Dadurch fehlen beim Treppabsteigen die exzentrische Gewichtsübernahme mit pronatorischer Verschraubung des Vorfußes und die Vorspannung der Plantarfazie durch die Extension der Zehen. Beim Treppaufgehen fehlt die Vorspannung der Plantarflexoren und Pronatoren, die für die Abdruckaktivität nach oben nötig ist. Dadurch ist die Dynamik der Gewichtsverlagerung nach vorne unterbrochen, und jeder Schritt muss aktiv neu ausgelöst werden.

14.1.2 Typische Probleme und Ausweichbewegungen

Nicht mehr Treppen steigen zu können stellt eine erhebliche Einschränkung der Partizipation dar, weil Treppen ein grundlegender Bestandteil unseres alltäglichen Lebens sind. Eine kleine Unterstützungsfläche im Zehenspitzenstand in Verbindung mit exzentrischer Muskelaktivität und die zu überwindende Höhe stellen eine hohe Anforderung dar.

Dabei ergeben sich typischerweise folgende Probleme oder Ausweichbewegungen:

- Die Körperlängsachse neigt sich beim Treppaufgehen nach vorne. Dadurch wird die Hubbelastung des M. quadriceps reduziert.
- Beim Treppabgehen wird die Körperlängsachse nach hinten geneigt oder der Brustkorb translatorisch nach hinten verschoben, häufig aus Angst vor dem Fallen. Dabei wächst allerdings die Rutschneigung nach vorne/unten auf dem belasteten Bein.

Serviceteil

Stichwortverzeichnis – 156



A

B

C

Stichwortverzeichnis

A

- Achsabweichungen, knöcherne 84
- Achsen
 - Abweichungen 53
 - Beinachsen 51
 - Flexions-Extensions-Achsen 54
 - Fußachse 52
 - Fußlängsachse, anatomische 52, 54, 55, 56
 - Fußlängsachse, funktionelle 37, 46, 52, 54, 55
 - Oberschenkel längsachsen 52
 - Unterschenkel längsachsen 52
 - Valgusbeinachse 55
 - Varusbeinachse 55
- Actio 8, 19, 82, 122
- Adaption 41
- Analyse, biomechanische 118
- Armbewegungen 94
- Armpendel 94
- Assessmentbogen 111, 112, 113
- Aufmerksamkeitsfokus, externer 22

B

- Becken
 - Extension 23
 - Flexion 23
- Beinachsentraining 84
 - dynamisches 86
 - statisches 84
- Belastungsphase 74
- Beobachterebenen 113
- Beobachtung, visuelle 110
- Bergabgehen 144
- Bergaufgehen 144
- Beweglichkeit, potenzielle 8, 22
- Bewegungsanalyse 2, 4, 110
- Bewegungsdiagramme 124
- Bewegungskontrolle 106
 - Verlust 37
- Bewegungskontrolle, autonome 121
- Bewegungslernen 3, 13, 25, 39
- Bewegungsqualität 106
- Bewegungsverständnis, physikalisches 13, 39
- Bewegungsziel 8
- Biofeedbacksysteme 121
- Biofeedback 121
- Breitspurgang 36
- Brustkorb
 - Lateralflexion 25
 - Translation 25
- Brustkorbdurchmesser, frontotransversaler 10, 11
- Brustwirbelsäule
 - Bewegungseinschränkungen 30

- Entlastungsstellung 30
- Flexion 23
- Kyphose 30

C

- Clinical-reasoning-Prozess 118

D

- Denkprozess, klinischer 5
- Divergenz 54, 61
- Doppelbelastungsphase 5, 18, 75
- drive 11, 18, 74, 79
- Druckmessungen 126
- Druckschwerpunkt 8
- Duchenne 5, 114, 144
- Duchenne-Hinken 25, 36, 139

E

- Echtzeit-Biofeedback 121
- EMG-Ableitungen 126
- Equilibriumsreaktionen 8

F

- Fersenablösung 75
 - späte 83
 - verzögerte 84
- Fersenkontakt 74
- Ferse, zu kleine 83
- Fotoanalyse 122
- Funktionsebenen
 - Aktivität 120
 - Funktion 120
 - Partizipation 120
 - Struktur 120
- Fuß 52
 - Fußgewölbe 55
 - Gewölbebogen 52
 - Längswölbung 52
 - Querwölbung 53
 - Rückfuß 52
 - Verschraubung 53
 - Vorfuß 52
- Fußabdruck 53
- Fußhaltung 52
- Fußlängsachsen, funktionelle 63

G

- Gang
 - depressiver 140
 - normaler 82
 - Beobachtungskriterien 4

- pathologischer 138
- propulsiver 22
- protektiver 138
- unsicherer 139

- Ganganalyse 2, 3, 110
 - instrumentell 118
 - kinematisch 124
- Gangbeobachtung 2
- Gangbild 57
- Gangproblem, funktionelles 119
- Gangschulung 2, 19
- Gangstörungen 137
 - bei Morbus Parkinson 140
 - nach Peroneusparese 140
 - nach Schlaganfall 140
- Gangzyklus 5
- Gehbewegungen 74
- Gehen 74
 - Bewegungsablauf 75
 - hypothetische Norm 3, 4
 - langsames Gehen 94
 - ökonomisches Gehen 18
 - Schritte pro Minute 18
- Gehgeschwindigkeit 18
- Genu valgum 59
- Gleichgewichtsschwierigkeiten 36

H

- Hallux
 - rigidus 57
 - valgus 57
- Hemiplegie 88
- Hinken 138
- Hinken, einseitiges 139
- Hinken, hyperaktives 83
- Hinkmechanismen 11, 18, 22, 36, 46, 56, 82, 138
- Hohlfuß 57
- Hüftgelenk
 - Abduktoren 25
 - Beugekontraktur 22, 23
- Hüftgelenkabstand, kleiner 40, 41
- Hypermobilität 30
- Hypomobilität 30

I

- Idealnorm (s. Gehen, hypothetische Norm) 23
- image motrice 14
- Inertie 11, 22
- Instabilität, mediale 85
- Insuffizienzinken 139

K

Keilbeine 52
 Knickfuß 53
 knowledge of performance, KP 121
 knowledge of result, KR 121
 Kontrolle
 – dynamische 79
 – posturale 22
 – verminderte neuromuskuläre 74
 Konvergenz 39, 54, 61
 Kopf, Ventraltranslation 25
 Körperlängsachse 9, 22
 Körperschwerpunkt 8
 Kraftmessplattformen 124
 Kreuzgang 38

L

Laufband 148
 Laufen 144
 – Abrolltechniken 145
 – Actio 148
 – auf ebener Strecke 148
 – Flugphase 145
 – Reactio 148
 – Schrittfrequenz 144
 – Schrittlänge 145
 – Spurbreite 144
 Läuferknie 146
 Laufgeschwindigkeit 144
 Lendenwirbelsäule
 – Entlastungsstellung 30
 – Lordose 30
 LWS-Syndrom 23

M

Malleolengabel 52
 Marker 122
 Medialisierung 83
 Mikulicz-Linie 55
 Mittelfußlauf 146
 Morphologie 2
 Muskelspannungsableitungen, s. EMG-Ableitungen 126

N

Nachlassfähigkeit, exzentrische 11
 Nachstellschritt 46
 Nackenkyphose 25
 Nullspurgang 38

O

Oberschenkel längsachse 11
 Objektivität 2

P

Pendeltheorie 3
 Plattfuß 53, 57
 Podogramm, s. Fußabdruck 52
 Primäraktivität 28
 Primärbewegung 28

R

Reactio 8, 19, 82
 Reaktion 74
 Reliabilität 2
 Rotationssynergie 8, 60, 78, 84
 Rückfußlauf 146
 Ruheatmung 32
 runner's knee 83
 Rutschtendenzen 37, 41

S

Schmerzhinken 139
 Schritt 46
 Schrittfrequenz 13, 18
 – höhere 18
 – niedrigere 18
 – Verlangsamung 37
 Schrittlänge 46
 Schrittverkürzung 46
 Schrittzahl 18
 Senkfuß 53
 Sitzläufer 146
 Skoliose 31
 Spielarm 94
 Spielbein 11, 36, 74
 Spielbeinphase 5, 18, 80
 Spreizfuß 54, 57
 Sprunggelenke 52
 Spurbreite
 – beim Gehen 36
 – große 36
 – optimale 36
 – vergrößerte, s. Breitspurgang 36
 Stabilisation 77
 – dynamische 22
 Stabilisierung, proximale 22
 Standarm 94
 Standbein 11, 74
 Standbeinphase 5, 18, 75
 Starthemmung 140
 Stauchungsimpuls 28
 Steppergang 140
 Sturzrisiko 138
 – extrinsische Faktoren 138
 – intrinsische Faktoren 138
 Supinationstrauma 57

T

Talus 52
 Täuschung, perspektivische 113

Teilsteiigkeiten 30
 Testen, ressourcenorientiertes 120
 Tests, klinische funktionelle 106
 Timing der Muskelrekrutierung 74
 Torsion
 – Antetorsion 55
 – Retrotorsion 59
 – Tibiatorsion 54, 56
 – Torsionswinkel 54, 57
 Trendelenburg 5, 114, 144
 Trendelenburg-Hinken 140
 Treppabgehen 142
 Treppaufgehen 142
 Treppensteigen 142
 – Ausweichbewegungen 142
 – mit Handlauf 142
 – ohne Handlauf 142
 Trochanterpunkt 48

U

Überholvorgang 46
 Unterstützungsfläche 8, 11

V

Validität 2
 Videoanalyse 110, 122
 Vorfußlauf 145
 Vorfußstrippeln 14
 Vorfußstrippler 41
 Vorwärtstransport 74

W

Weggewinn 11, 54, 55, 80
 – beim Laufen 144
 Wirbelsäule
 – differenzierte Koordination 31
 – dynamische Stabilisation 31
 – Feinbewegungen 31
 – Feinverformung 31
 – Mobilisation 30

Z

Zielsehnsucht 8, 11, 13