



Suppé · Bongartz

FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics **praktisch angewandt**

Gehen – Analyse und Intervention



Springer

FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics praktisch angewandt

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. Zu widerhandlungen 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 neugriger 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 Passagagement Consultant und arbeitet als Coach und Unternehmensentwickler im Bereich Gesundheitsförderung.



Barbara Gödl-Purrer

hat 1979 als Physiotherapeutin diplomierte. 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 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	Schrittänge	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
	Barbara Suppé	
10.1	Kleiner Gangtest	106
10.2	Am-Ort-Stehern	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
	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
12	Instrumentelle Ganganalyse	117
	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
12.2.1	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
	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 Peroneusparesen	140
13.6	Depressiver Gang	140
	Literatur	140
14	Gehen mit veränderten Parametern	141
	Matthias Bongartz	
14.1	Treppensteinen	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 mehr 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 Fersenablösung 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-

wonnenen Erkenntnisse dienen letztlich immer der Differenzierung der therapeutischen Intervention. Im Mittelpunkt stehen die Ziele, Dysfunktionen zu erkennen und Korrekturen zu geben, um somit die Bewegung zu optimieren.

„Bewegungslernen stellt eine faszinierende Möglichkeit dar, den individuellen Handlungsspielraum in zunehmendem Maße auch nach selbstbestimmten Gütekriterien zu erweitern und zu gestalten“ (Hotz 1986). „Beim Bewegungslernen geht es somit um die Wechselwirkung zwischen Umwelt- und Selbsterfahrung und zwischen Umwelt- und Selbstveränderung“ (Quinten 1994).

In beiden Zitaten ist Bewegung in ein Handlungskonzept integriert, und entsprechend wird der Begriff „**Bewegungslernen**“ in einem umfassenden Sinn gebraucht. Das physikalische Bewegungsverständnis dient dabei als Orientierungsrahmen. In der FBL Functional Kinetics ist Bewegungslernen nicht so eng definiert, dass es in der Therapie um die Normierung von Bewegungsabläufen ginge. Ziel ist vielmehr, den Patienten an seine individuelle Idealmotorik heranzuführen.

1.2 Die 8 Kriterien zur Beobachtung des normalen Gangs

Das Interesse am menschlichen Gang lässt sich bis in die Renaissance zurückverfolgen und ist mit vielen bekannten Namen wie Leonardo da Vinci, Galileo Galilei und Isaac Newton verbunden. Sie haben als erste eine systematische Analyse des menschlichen Gehens vorgenommen.

Borelli war der erste Autor, der in den Jahren 1680 und 1682 die Fundamente unseres heutigen Wissens schriftlich niederlegte. Er hat ein Konzept von Hebelarmen und Kräften durch Muskulatur in Relation zu Knochen und Gelenken beschrieben. Er hat auch einen ersten Versuch unternommen, Propriozeption zu erklären, und eine Korrelation zwischen Balance und Position des Fußes am Boden aufgestellt. Erst 150 Jahre später haben zwei deutsche Wissenschaftler, Weber u. Weber (1836), unser heutiges Konzept der verschiedenen Gangphasen mit Schwung- und Standphase beschrieben. Ausgangspunkt dieser naturwissenschaftlichen Auseinandersetzung mit dem Gehen ist die lange als verbindlich und unangefochten geltende Pendeltheorie (passives Vorschwingen der Beine) und deren experimentelle Untersuchung.

Klein-Vogelbach hat 1976 erste Manuskripte zum Thema Gehen angefertigt, wobei sie durch Beobachtung ohne technische Hilfsmittel nach Wegen suchte, für Patienten eine Gangschulung zu entwickeln, um sie wieder zum normalen Gehen zu bringen. Vor allem die Arbeit von Braune u. Fischer (1895) war für sie eine Offenbarung, da diese die räumlichen Koordinaten bei den Gehbewegun-

gen bestimmen konnten sowie die Koordinaten der Gelenkmittelpunkte, deren Bahnkurven sowie Drehungen und Deformationen des Rumpfes und der Hüfte mittels einer Chronofotografieplatte darstellen konnten. Braune u. Fischer beobachteten, dass die Bewegung der Beine eine Pendelbewegung ist, deren Geschwindigkeit von der Länge der Beine und der Schwerkraft abhängig ist. Diese Forscher haben Wesentliches über den menschlichen Gang herausgefunden, das bis heute allen neuen Erkenntnissen zugrunde liegt.

Mit der hoch technisierten Ganganalyse ist heute die Gehbewegung die mit am besten gemessene und untersuchte menschliche Bewegung. Zu ihren Standards gehören:

- die **kinematische** Analyse (detaillierte Beschreibung der Gelenkbewegung),
- die **kinesiologische** Analyse (elektromyographische Aufzeichnung der Muskelaktivitäten) und
- die **kinetische** Analyse (Kraftmessungen von Zug- und Druckverhältnissen in den Gelenken).

Das Gehen ist die typisch menschliche Art der Fortbewegung. Es ist jedoch, wie jeder Bewegungsablauf, individuell sehr unterschiedlich und wird z. B. von persönlichen Faktoren wie Konstitution, Beweglichkeit, Kraft und Koordinationsfähigkeit der beteiligten Muskeln oder der Stimmung beeinflusst. Auch Umweltfaktoren wie Bodenbeschaffenheit und Umgebung sowie das Bewegungsziel haben Einfluss auf das Gehen.

Gehen gilt als eine der wesentlichsten funktionellen Aktivitäten im Alltag und als bequemste Art, kurze Distanzen zurückzulegen. Viele Komponenten müssen zusammenarbeiten, um eine scheinbar mühelose Fortbewegung zu ermöglichen. Jede Abweichung einer der Komponenten verursacht Kompensationsmechanismen anderer Komponenten, was eine Verminderung der Effizienz des Gehens bedeutet. Der Erhalt der Funktion „Gehen“ steht in direktem Zusammenhang mit der Partizipation am beruflichen, gesellschaftlichen und kulturellen Leben und der damit empfundenen Lebensqualität. Der Verlust der Gehfähigkeit führt zu erheblichen Einschränkungen der Mobilität sowie einer Verringerung der Partizipation und Selbstständigkeit.

Dieses Buch basiert auf Beobachtungskriterien, die durch planmäßiges Betrachten des Gehens gesunder und kranker erwachsener Menschen entwickelt wurden. Als Bezugssystem für die von Klein-Vogelbach beschriebenen Beobachtungskriterien dient das Gehen auf ebener Unterlage. Diese Kriterien dienen dem Erkennen der Grundprinzipien der Ökonomie von Bewegung (maximale Leistung bei minimalem Kraftaufwand und Materialverbrauch) (Klein-Vogelbach 1995).

Für den Therapeuten spielt daher die **hypothetische Norm** des Gehens als Leitbild und Orientierungshilfe eine

zentrale Rolle für ein begründbares Vorgehen für die Analyse. Um dem Therapeuten die systematische Beobachtung und Beurteilung des gehenden Menschen wie auch die Identifikation von Abweichungen zu erleichtern, wurden die komplexen Vorgänge des Gehens gegliedert und die beobachtbaren Merkmale der einzelnen Ereignisse aufgelistet und dokumentiert.

Im Rahmen der „Norm“ stellt sich das Gehen in großer Vielfalt dar. Es ist geprägt von Alter, Geschlecht, persönlichen Lebensbedingungen und der seelischen Verfassung eines Menschen. Aber auch Anpassungen des sich fortbewegenden Körpers an Bodenbeschaffenheit sowie Steigung oder Gefälle sorgen für den Variationsreichtum des sog. normalen Gangbilds.

Mit dem Ziel, vor allem allgemeine Gesetzmäßigkeiten und Normen des menschlichen Gangs zu bestimmen bzw. Abweichungen von einer Norm aufzuweisen, muss die naturwissenschaftliche Ganganalyse zwangsläufig individuelle Besonderheiten und Abwandlungen vernachlässigen. So wird stets die Frage diskutiert, ob es sinnvoll ist, von Normen der Gehbewegung zu sprechen (Kietz 1948; Buytendijk 1972; Winter 1991; Inman, Ralston und Todd 1981).

Wie sich eine lokale Störung auf das Bewegungsverhalten auswirkt, nehmen wir mit dem Auge wahr. Da auch ein geschultes Auge kaum kleinere Abweichungen als 5° erkennen kann, gilt dieser Wert als Gradient. Um über das flüchtige, stets wechselnde komplexe Geschehen dynamischer Vorgänge sachdienliche Aussagen machen zu können, muss systematisch und wiederholt beobachtet werden. Die Merkmale des normalen Bewegungsverhaltens werden dabei zur Identifikation von Abweichungen genutzt.

Die Beobachtungskriterien sind als hypothetisches Ideal zu verstehen, quasi als Referenz oder Leitbild für die Untersuchung und Behandlung. Dabei ist zu beachten, dass der Begriff „normales Gehen“ sich nicht auf „normale Gehbewegungen“, sondern auf die hypothetische Norm bezieht und z. B. unabhängig von Geschlecht, Konstitutionen und Alter ist.

Eine ältere Frau wird demnach mit der gleichen „Brille“ betrachtet wie der sportliche junge Mann, zwischen denen unzweifelhaft große Unterschiede bestehen. Es ist wichtig, den Begriff „normal“ nicht so zu verstehen, dass jede Abweichung zwingend eine therapeutische Intervention benötigt und die „Norm“ angestrebt wird.

Viele Gangabweichungen dienen der Kompensation und sind deshalb hilfreich und für die Fortbewegung zielführend.

Der Therapeut steht vor der schwierigen Aufgabe, während eines dynamischen Vorgangs, der den ganzen Körper er-

fasst, diese Bewegungen differenziert zu beobachten. Außerdem hat er zu entscheiden, ob diese Bewegungen dem Idealbild entsprechen. Ohne das Gesamtbild des gehenden Menschen aus den Augen zu verlieren, ist es hilfreich, einzelne Körperabschnitte oder Teile davon gesondert zu betrachten. Dazu dienen die 8 Beobachtungskriterien des normalen Gangs, die die Beobachtung standardisieren und strukturieren.

Die folgenden 8 Beobachtungskriterien des normalen Gangs sind sichtbare Merkmale, die sich für das Beobachten des Gehens und die Interpretation von Hinkmechanismen bewährt haben. Zu beobachten sind körpereigene Punkte, Achsen und Linien, die sich beim Gehen eines jeden Menschen ähnlich verhalten.

Beobachtungskriterien des normalen Gangs

- Vorwärtstransport des Körpers
- Schritt frequenz
- Körperlängsachse
- Spurbreite
- Schritt länge
- Beinachsen und Abrollweg
- Körperabschnitte Becken und Beine
- Armbewegungen

Beobachtungskriterien dienen dazu, die Aufmerksamkeit von Therapeuten auf das Wesentliche der Bewegung zu lenken. Die Beobachtung stellt eine wichtige Art der Erfassung von Bewegungsabläufen dar.

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 (man sieht hauptsächlich nur das, was man kennt).
- Die Positionierung 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 wahren 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

Tab. 1.1 Klinischer Denkprozess in der FBL Functional Kinetics am Beispiel der Aktivität „Gehen“				
Aktivität: → Gehen	Ideal →	Interpretation →	Bewegungsdiagnose →	Behandlungsplanung →
Kontext				
Partizipation	8 Beobachtungskriterien	Hypothetische Norm - Actio – Reactio - Statik - Konstitution - Beweglichkeit - Kraft	Hinkmechanismus	Anpassungen

Aufgabe der Körperabschnitte im Bewegungsverhalten: Kopf und Becken: potenziell beweglich. Brustkorb: dynamisch stabilisiert. Beine: Stütz- und Spielfunktion. Arme: Hängeaktivität.

kann somit zergliedert und unter verschiedenen Gesichtspunkten untersucht werden. In der Videoanalyse kann die gesamte Bewegung in ihrer Komplexität betrachten werden.

- Der Therapeut vergleicht Ist- und Sollwert. Durch die entstehenden Differenzen werden Ursachen herauskristallisiert und Dysfunktionen identifiziert.

In **Tab. 1.1** ist der oben beschriebene klinische Denkprozess in der FBL Functional Kinetics bei der Untersuchung des Gehens dargestellt ([Suppé et al. 2011](#)).

Sind die Wesensmerkmale des normalen Gehens bekannt, gelingt es besser, in jeder Phase der physiotherapeutischen Intervention die notwendigen Voraussetzungen zu erarbeiten. 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. Es 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.

- ☞ **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.**

Beim Gehen werden in den klassischen Ganganalysen Stand- und Spielbeinphase unterschieden. Der Schwerpunkt liegt in der Beurteilung der Bein- und Beckenbewegungen. Klein-Vogelbach analysiert darüber hinaus die

Bewegungen der anderen Körperabschnitte sowie das Zustandekommen der Initialbewegung.

- In der **Spielbeinphase** hängt das Bein am Becken und ist distal frei beweglich. Sie beginnt mit der Zehenablösung und endet kurz vor dem initialen Bodenkontakt. Die Bewegungen des Spielbeins erfolgen als **Reaktion** auf die Bewegungen des Körperschwerpunkts nach vorn.
- In der **Standbeinphase** ist der Fuß ein relativer räumlicher Fixpunkt, und das Bein bewegt sich mit seinem kranialen Ende in Gangrichtung, um den Körper nach vorn zu transportieren. Die Standbeinphase setzt mit dem initialen Bodenkontakt ein und endet mit der Zehenablösung.

Dieses sich wiederholende Bewegungsmuster, bei dem ein Bein den Körper stützt, während das andere zum neuen Standort schwingt, wird als **Gangzyklus** (**Abb. 1.1**) bezeichnet. Innerhalb des Gangzyklus entfallen etwa 10 % der Standphase auf eine bipedale Standphase. Beide Beine haben Bodenkontakt (Doppelbelastungsphase) und tauschen zu diesem Zeitpunkt ihre Funktion.

Die Bewegungen können nicht auf einem Laufband beurteilt werden, weil der Impuls des Gehens nicht aus der Person, sondern aus dem Laufband entsteht. Das reaktive Gehen kann nur durch den Primärimpuls am Brustkorb in Gang gesetzt werden.

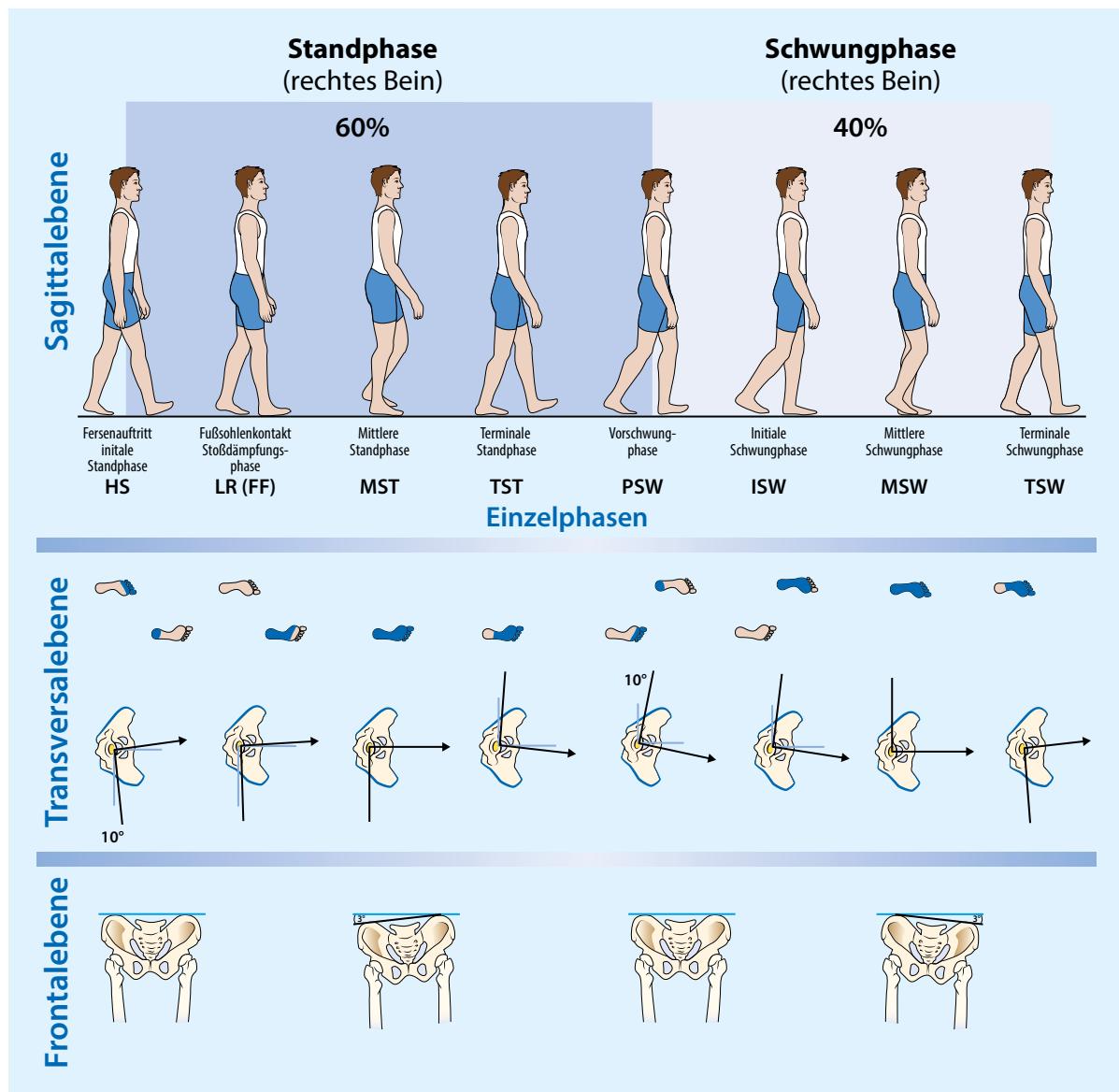


Abb. 1.1 Gangzyklus

Literatur

- Borelli GA (1682) De motu animalium. Lugduni in Batavis
- Braune W, Fischer O (1895) Der Gang des Menschen. Abhandlungen der mathematisch-physischen Klasse der Königl. Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften, Leipzig
- Buytendijk FJJ (1972) Allgemeine Theorie der menschlichen Haltung und Bewegung. Springer, Heidelberg
- Hotz A (1986) Qualitatives Bewegungslernen. SSV, Zumikon
- Inman VT, Ralston HJ, Todd F (1981) Human walking. Williams & Wilkins, Los Angeles
- Kietrys G (1948) Der Ausdrucksgehalt des menschlichen Ganges. Zeitschrift für angewandte Psychologie und Charakterkunde (2. Aufl), Beiheft 93
- Klein-Vogelbach S (1995) Gangschulung zur Funktionellen Bewegungslehre. Springer, Heidelberg

- Quinten S (1994) Das Bewegungsselbstkonzept und seine handlungsregulierenden Funktionen. bps, Köln
- Suppe B, Bacha S, Bongartz M (2011) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics praktisch angewandt. Becken und Beine untersuchen und behandeln. Springer, Heidelberg
- Weber W, Weber E (1836) Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge. Göttingen
- Winter DA (1990) Biomechanics and motor control of human movement. University of Waterloo Press, Ontario

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 „**Zielsehnsucht**“ 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 Antriebeinheit zählen für Perry und Götz-Neumann das Becken und die untere Extremität, während Klein-Vogelbach diese Körperabschnitte der „Reactio“ zuordnet.

- Die Zielsehnsucht 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 von einander 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 „gebändigt“ 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 beladen. 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 Equilibriumreaktionen (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

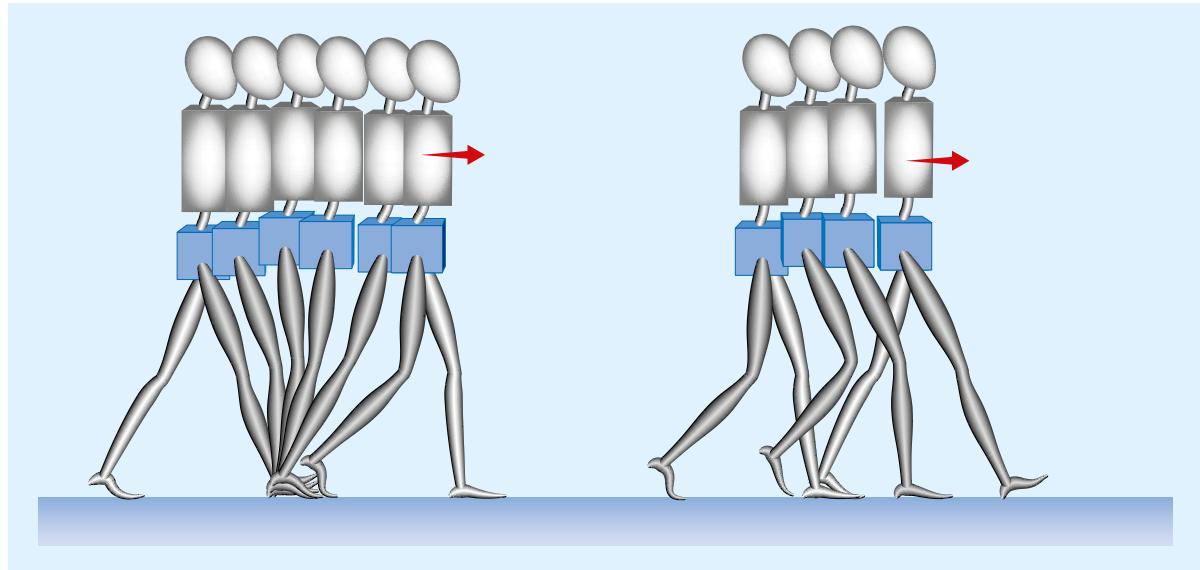


Abb. 2.1 Vorwärtsverlagerung des Körperschwerpunkts beim Gehen mit Auslösung der Gehbewegungen der Beine



Abb. 2.2a–c Verändern der Unterstützungsfläche. a Der Körperschwerpunkt ist genau über der Unterstützungsfläche. b Die „Zielsehnsucht“ veranlasst Gewichtsverschiebungen der Körperabschnitte Becken, Brustkorb und Kopf nach vorn. Der Körperschwerpunkt verschiebt sich vor die Unterstützungsfläche – als Gleichgewichtsreaktion wird das Spielbein nach vorn gebracht, c das rechte Bein ist so positioniert, dass der Körperschwerpunkt wieder innerhalb der Unterstützungsfläche liegt. (aus Suppé et al. 2011)

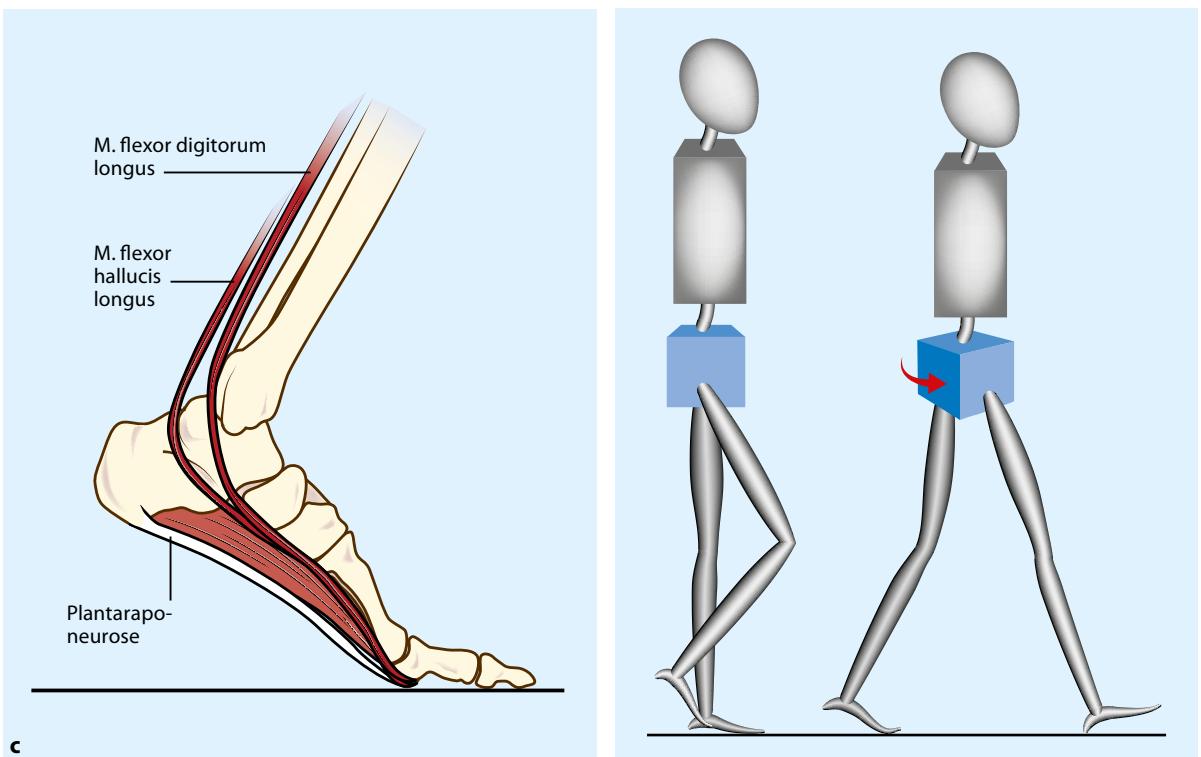
Gegengewicht eingesetzt, z. B. beim Bücken und Heben von leichteren Gewichten oder beim Greifen von Gegenständen, die etwas weiter vom Körper entfernt sind.

Die aufrechte Haltung mit vertikal stehender Körperlangsachse ist die typische und günstigste Haltung für Fortbewegung und manuelle Aktivitäten des Menschen. Die Erhaltung der virtuellen Körperlangsachse wird durch den komprimierenden Effekt der Schwerkraft auf die Wirbelsäule begünstigt. Beim normalen Gang finden innerhalb der Körperabschnitte Brustkorb und Kopf keine

Gelenkbewegungen statt, die Brustwirbelsäule ist dynamisch stabilisiert. Nur so ist es möglich, dass die Masse der symmetrisch und zentral im Körper angeordneten Körperabschnitte Brustkorb und Kopf durch ihre Inertie als permanent beschleunigendes Element wirksam werden. Dies ist die Voraussetzung für das Zustandekommen des reaktiven Gehautomatismus der Beine und Arme. Erst durch die vertikal stabilisierte Körperlangsachse können sich die Arme reaktiv auf die Beinbewegungen bewegen. Damit der Kopf weiterhin auf dem Brustkorb potenziell be-



■ Abb. 2.3a–b Vorverlagerung des Körperschwerpunkts. a Flexorisch im Kniegelenk, extensorisch im Großzehengrundgelenk, b exzentrische Arbeit der Zehenflexoren



■ Abb. 2.3c (Fortsetzung) Vorfuß unter Gewichtsbelastung. Das obere Sprunggelenk ist annähernd in Nullstellung, während die Zehenflexoren exzentrisch nachlassen

weglich sein kann, ist die Erhaltung der Körperlängssachse ebenfalls eine unabdingbare Voraussetzung. **Die Beine reagieren auf den Brustkorb und die Arme auf die Beine.**

➤ Für den normalen Gang ist es von wesentlicher Bedeutung, ob es gelingt, die Masse der Körperabschnitte Brustkorb und Kopf so nach vorn zu trans-

■ Abb. 2.4 Rotation des Beckens im Standbeinhüftgelenk

portieren, dass der Gehautomatismus optimal funktioniert. Damit keine Unwucht entsteht, müssen diese Körperabschnitte vertikal übereinander eingeordnet bleiben. Damit ist auch gewährleistet, dass der frontotransversale Brustkorbdurchmesser rechtwinklig zur Fortbewegungsrichtung steht.

Mit dem Wunsch, zu einem bestimmten Ziel zu kommen, entscheidet sich der Mensch automatisch für ein Stand-

und ein Spielbein. Der Körperschwerpunkt wird nach vorn verlagert. Dies geschieht, indem sich die Körperlängsachse und die Oberschenkellängsachse des Standbeins vertikal nach vorn bewegen, flexorisch im Kniegelenk durch den distalen Gelenkpartner. Das obere Sprunggelenk ist in Nullstellung stabilisiert, somit erfasst die nach kaudal weiterlaufende Bewegung das Großzehengrundgelenk extensorisch. Ausschlaggebend ist hierbei die **exzentrische Nachlassfähigkeit** der Zehenflexoren, die reaktiv die Vorlastigkeit erlauben (Abb. 2.3). Wenn der Körperschwerpunkt an den vorderen Rand der Unterstützungsfläche des Standbeins kommt, erfolgt der Schritt als Gleichgewichtsreaktion in Form von Veränderung der Unterstützungsfläche; das Spielbein schwingt reaktiv nach vorn und bewirkt eine weitere Vorlastigkeit. Dabei erweitert die Rotation des Beckens im Standbein die Schrittlänge und damit den **Weggewinn** (Abb. 2.4).

Im konstanten Gangtempo bleibt grundsätzlich diese Massenbeschleunigung als Impuls für das Gehen erhalten. Arme und Beine setzen zusätzlich beschleunigende Impulse, die sich teils widerlagern, jedoch niemals einen gegen die Fortbewegungsrichtung gehenden Bewegungs-impuls setzen.

Hinkmechanismen zeigen sich häufig darin, dass Bewegungen einzelner Körperabschnitte oder Körperteile nach hinten stattfinden. Das wirkt bremsend auf die Vorverlagerung des Körperschwerpunkts. Die Schritte und damit die Veränderung der Unterstützungsfläche nach vorn erfolgen dann nicht mehr reaktiv, sondern aktiv, da durch die Rückwärtsbewegung Gewichte zurückbleiben und nicht mehr der Beschleunigung dienen können.

Die geringe Intensität der ökonomischen Aktivität beim normalen Gang auf ebener Unterlage wird möglich durch:

- die Zielsehnsucht,
- die Inertie der geradlinigen Verlagerung der Masse der Körperabschnitte Brustkorb und Kopf,
- das permanente Überwiegen der vorderen Gewichte des Spielbeins mit dem Becken und des Spielarms.

Durch diese Faktoren entsteht der „drive“, der den Gehautomatismus aufrecht erhält.

2.1 Abweichungen und Hinkmechanismen

Der Therapeut beobachtet:

- ob die Masse der Körperabschnitte Brustkorb und Kopf in sich unverändert nach vorn transportiert wird und dadurch reaktive Schritte erfolgen. Dazu muss er den Patienten von der Seite beobachten und sich im Idealfall mit ihm nach vorn bewegen. Diese

Beobachtung kann nicht auf einem Laufband erfolgen, weil sich dabei „die Erde“ unter dem Patienten bewegt statt umgekehrt;

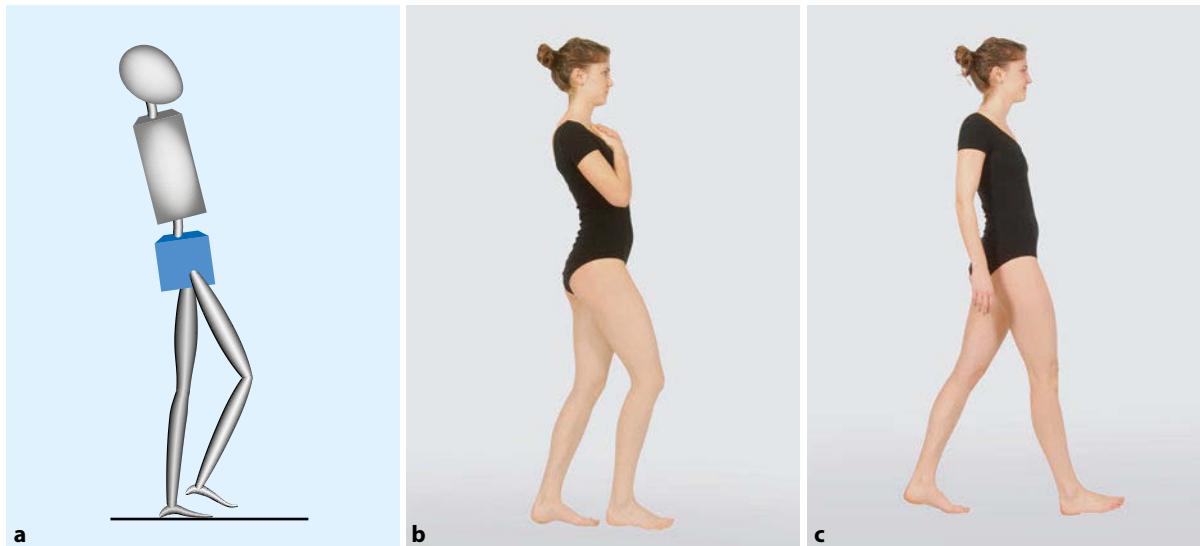
- von vorn, ob der frontotransversale Brustkorbdurchmesser horizontal bleibt und ob der frontotransversale Brustkorbdurchmesser rechtwinklig zur Fortbewegungsrichtung bleibt.

Der **Verlust der Actio** „Brustkorb bewegt sich nach vorne“ führt unweigerlich dazu, dass aktive Schritte gesetzt werden. Wenn das Spielbein angehoben wird, um damit den ersten Schritt zu machen, hängt es als ventrales Gewicht flexorisch am Spielbeinhüftgelenk. Darauf reagiert der Körper mit einem Gegengewicht – die Körperlängsachse neigt sich nach hinten (Abb. 2.5). Wenn man nach vorn gehen will, ist jedoch jedes Gewicht, das sich aus der Fortbewegungsrichtung nach hinten bewegt, kontraproduktiv für den Vorwärtstransport des Körperschwerpunkts. Die Actio aus den Beinen muss dann genügend Massenbeschleunigung aufbringen, um eine Vorwärtsverlagerung des Körperschwerpunktes zu bewirken. Meist führt dies zu exzessiven „Schleuderbewegungen“ des Unterschenkels im Kniegelenk in der Spielbeinphase und einem starken Fersenaufprall. Das wiederum erhöht den Rückstoß in die Beinachse des Standbeines beim Fersenkontakt und in der Belastungsantwort.

Viele Beschwerden beim Gehen, die die untere Extremität, den Beckenring und die Lendenwirbelsäule betreffen, unterhalten sich aus diesem Muster heraus. Die Betrachtung des menschlichen Gehens als reaktives Geschehen, das initial vom Brustkorb eingeleitet wird, hilft dabei, unökonomische Gangmuster in ihrer Komplexität zu verstehen.

Wenn der **frontotransversale Brustkorbdurchmesser nicht horizontal** bleibt, sondern sich zur Seite neigt, entstehen in der Hals- und Brustwirbelsäule Lateralflexionen. In der Regel gehen diese mit einer seitlichen Gewichtsverschiebung einher, was die potenzielle Beweglichkeit der Körperabschnitte Kopf und Becken verhindert und den geradlinigen Vorwärtstransport stört (Suppé 2007).

Steht der frontotransversale Brustkorbdurchmesser rechtwinklig zur Fortbewegungsrichtung, wird die Rotation in der unteren Brustwirbelsäule vom kaudalen Gelenkpartner „Becken“ ausgeführt. **Dreht sich jedoch der Brustkorb beim Gehen gegen das Becken**, vermindert sich die rotatorische Bewegungsfähigkeit des kaudalen Gelenkpartners in der unteren Brustwirbelsäule. Die weiterlaufende Bewegung wird widerlagert, da ein Teil oder die gesamte Rotationsbewegung von kranial erfolgt ist. Dies führt zu einer hohen rotatorischen Belastung und eventuell Schmerzen in der unteren Brustwirbelsäule und vermindert den Weggewinn (Abb. 2.6).



■ Abb. 2.5a–c Aktiver statt reaktivem Schritt. a Rückneigung des Körpers als Gegengewicht zum ventral angehängten Beingewicht, b der Körperschwerpunkt wird nicht genügend nach vorn verlagert und die Ferse des Standbeins ist nicht abgehoben, c das vordere Bein hat Bodenkontakt, der Körperschwerpunkt ist jedoch zu weit hinten



■ Abb. 2.6a–c Der Brustkorb dreht sich beim Gehen gegen das Becken und vermindert den Weggewinn. a Von vorn, b von hinten, c schematische Darstellung der Rotation des Brustkorbs gegen das Becken

Häufiger kann der Therapeut jedoch beobachten, dass sich der **Brustkorb mit dem Becken in die gleiche Richtung dreht**. Von vorn kann man sehen, dass sich das Sternum weiterlaufend mit dem Becken dreht und von hinten kann man beobachten, dass sich die Dornfortsätze in Höhe des frontotransversalen Brustkorbdurchmessers ebenfalls mit dem Becken in die gleiche Richtung drehen. Diese Abweichung von der hypothetischen Norm entsteht bei verminderter Rotationsbeweglichkeit in der unteren Brustwirbelsäule, da die weiterlaufende Bewegung des Beckens die darüber liegenden Wirbelkörper erfassst. Für

die Vergrößerung des Weggewinns ist dieser Ausweichmechanismus hilfreich (■ Abb. 2.7). Jedoch verlieren die Körperabschnitte Kopf und Schultergürtel durch die Rotation des Brustkorbs den stabilen Unterbau. Wenn sich der Brustkorb unter dem Kopf dreht, kann dieser nicht mehr leicht und frei bewegt werden, der Körperabschnitt Kopf verliert seine potenzielle Beweglichkeit. Damit die Arme frei schwingen können, ist ebenfalls ein dynamisch stabilisierter Körperabschnitt Brustkorb notwendig. Wenn er dreht, bewegen sich zwar die Arme auf dem Brustkorb im Sinne einer Lageveränderung mit.



■ Abb. 2.7a–c Der Brustkorb dreht sich beim Gehen mit dem Becken in die gleiche Richtung und vergrößert den Weggewinn. a Von vorn, b von hinten, c schematische Darstellung der Rotation des Brustkorbs gegen das Becken

Sie schwingen aber nicht reaktiv und es findet zwischen Brustkorb und Schultergürtel keine Änderung der Gelenkstellungen statt.

2.2 Intervention und therapeutische Übungen

Die Bewegungsanalyse nach Klein-Vogelbach weist als Besonderheit auf, dass sie nicht nur die Details einer Bewegung beschreibt, sondern darin mehr 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, „Fehler“ zu erkennen, sondern diese sofort in eine therapeutische Intervention zu übersetzen. Dies liegt hauptsächlich daran, dass die Ergebnisse unmittelbar vorliegen und die Bewegungskorrektur sofort wirksam werden kann.

Da Gehen normalerweise zielgeleitet ist, beginnt auch die Gangschulung in der FBL Functional Kinetics mit dem Einbetten des Gehens in ein Handlungskonzept. Gehen ist zielgerichtet, und um das Ziel zu erreichen, müssen die Körperabschnitte Becken und Beine auf die entstandene „**Zielsehnsucht**“ beim Patienten reagieren.

Der Start des Gehens wird dem Patienten bewusst gemacht. Dabei wird an seine Gefühle appelliert. „Der Wunsch des Patienten, sich selbst, sein Herz, seine Hände und seinen Kopf an einen anderen Ort zu bringen, wird geprägt“ (Klein-Vogelbach 1995). Es ist günstig, einen Ort

zu wählen, den der Patient sehend wahrnehmen kann. Dabei soll er sich vorstellen, was er an diesem Ort erledigen oder unternehmen möchte. Dann wird der Wunsch sich fortzubewegen mit dem räumlichen Weg, der zurückgelegt werden muss, koordiniert.

► **Das physikalische Bewegungsverständnis dient beim Bewegungslernen als Orientierungsrahmen. In der FBL Functional Kinetics ist Bewegungslernen nicht so eng definiert, dass es in der Therapie um die Normierung von Bewegungsabläufen geht. Ziel ist vielmehr, den Patienten an seine individuelle Idealmotorik heranzuführen.**

2.2.1 Start

Die therapeutische Übung „Start“ lehrt, wie man aus dem Stand zum Gehen wechselt (■ Abb. 2.8). Sie koordiniert das Streben der Körperabschnitte Brustkorb und Kopf nach vorn, das Stand- und Spielbeinverhalten sowie die Schrittfolge (Spirgi-Gantert u. Suppé 2006). Die Übung besteht aus 4 Phasen:

1. dem Vorfußtrippeln,
2. dem Aufbau der Zielsehnsucht,
3. der reaktiven Schrittauslösung und
4. dem Vorwärtstransport.

■ Lernziele

Der Patient soll lernen,

- die Schrittfolge von 108–120 Schritten pro Minute in leichter Vorlastigkeit zu reproduzieren,



■ Abb. 2.8a–d Start. a Ausgangsstellung, b Detailaufnahme, c Vorfußtrippeln – Endstellung auf einem Bein mit hoher Aktivität der Zehenflexoren, d Entspannen der Flexoren

- die Vorlastigkeit durch den Aufbau der „Zielsehnsuch“ zu realisieren,
- die Belastung auf einem Vorfuß kurz auszuhalten um einen reaktiven Schritt auszulösen und
- den Gehautomatismus der Beine und des Beckens mithilfe des Therapeuten wahrzunehmen.

■ 1. Phase: Vorfußtrippeln

In der Ausgangsstellung steht der Patient in geringer Spurbreite mit deblockierten Kniegelenken auf beiden Beinen. Die Fersen sind knapp vom Boden abgehoben, dabei sind die oberen Sprunggelenke gangtypisch annähernd in Nullstellung. Becken, Brustkorb und Kopf sind in die vertikal stehende Körperlängssachse eingeordnet. So erreicht man eine labile Gleichgewichtslage und die Aktivierung der gesamten Beinmuskulatur.

■ 2. Phase: Zielsehnsucht aufbauen

In dieser Phase der Übung soll sich der Patient vorstellen, wohin er gehen und warum er sich überhaupt fortbewegen möchte. „Der Wunsch, sich fortzubewegen, programmiert

die Lokomotion“ (Klein-Vogelbach 1995). Ein kleines Bild an der gegenüberliegenden Wand, das der Patient genauer betrachten möchte, kann z. B. diese Zielsehnsucht entstehen lassen.

■ 3. Phase: reaktive Schrittauslösung

Nach einer Serie von Trippelschritten soll der Patient auf einem Bein etwas länger verharren. So wird das motorische Verhalten des Standbeins geprägt („image motrice“). Der Patient nimmt wahr, dass die Zehen fest auf dem Boden drücken. Sie dienen dem Sichern des Körperschwerpunkts innerhalb der Unterstützungsfläche. Durch Extendieren und Spreizen der Zehen löst die bereits bestehende Vorlastigkeit den reaktiven Schritt des Spielbeins aus. Da die Zehen dann nicht mehr zur Unterstützungsfläche gehören, liegt der Körperschwerpunkt davor, und es muss eine Gleichgewichtsreaktion erfolgen.

■ 4. Phase: Vorwärtstransport

Wenn der Start nicht gut gelingt, kann als Hilfestellung für den Vorwärtstransport die 4. Phase der Übung dienen. Da-

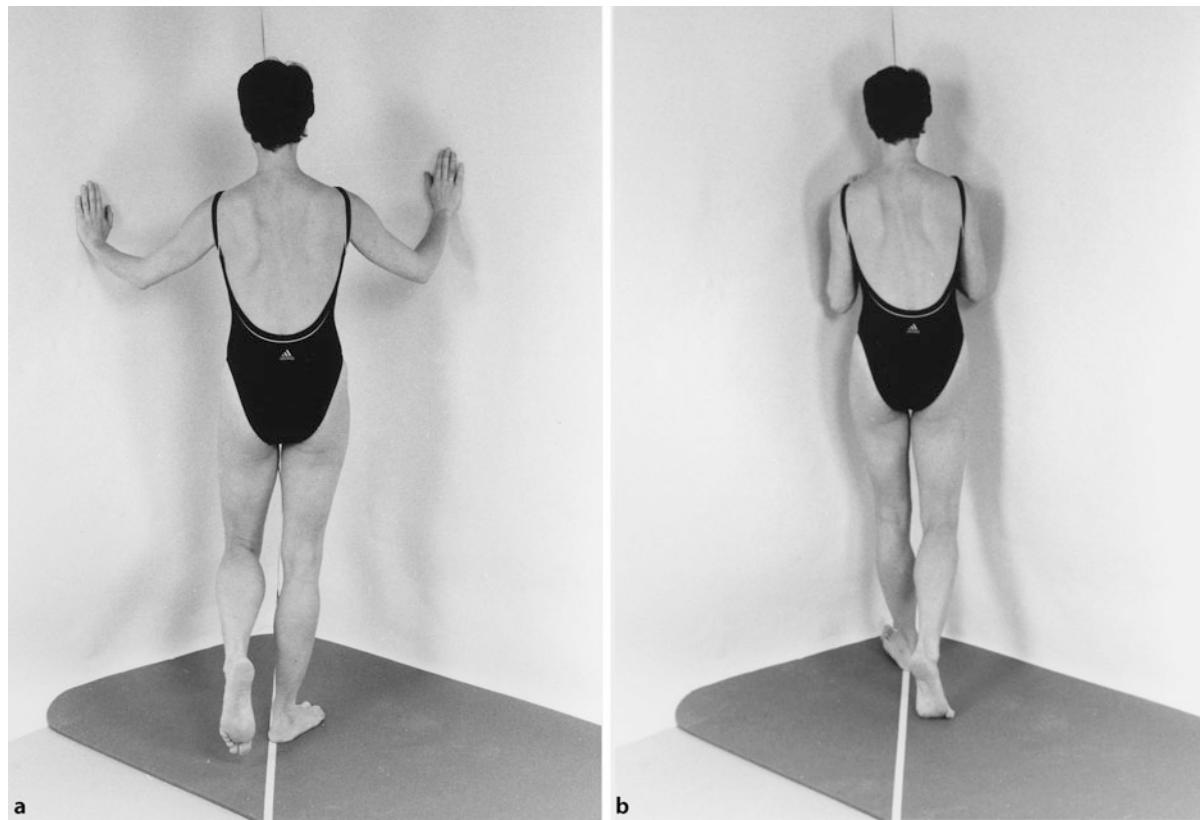


Abb. 2.9a,b Eckensteher. a Ausgangsstellung (von hinten und von der Seite), b reaktiver Schritt. (aus Spirgi-Gantert u. Suppé 2006)

bei fasst der Therapeut den Brustkorb des Patienten, hebt ihn etwas an und trägt ihn vorwärts. Dadurch startet er das Gehen. So werden die Beine zu automatischen Gehbewegungen gebracht.

2.2.2 Eckensteher

Damit der Patient die Gewichtsverschiebung über den Vorfuß hinaus ungefährdet üben kann, steht er mit dem Gesicht gegen die Ecken eines Raumes (Abb. 2.9). Die Übung besteht aus 2 Phasen.

Lernziele

Der Patient soll

- die Vorlastigkeit in der Standbeinphase in Zeitlupe wahrnehmen und üben können,
- einen reaktiven Schritt im selbst gewählten Augenblick auslösen.

In der **Ausgangsstellung** steht der Patient so weit von einer Ecke entfernt, dass seine Hände annähernd in Schulterhöhe die Wände bequem mit den Fingerspitzen erreichen können. Es soll genügend Platz für einen Schritt nach vorn vorhanden sein. Das Standbein steht in der Symmetrie-

ebene mit nach vorn gerichteter Fußlängsachse auf dem Vorfuß. Das Spielbein wird im Kniegelenk so weit flexorisch verkürzt, dass es im Hüftgelenk frei hängen und pendeln kann, ohne den Boden zu berühren.

1. Phase: Vorlastigkeit wahrnehmen und üben

Der Patient bringt sein Gewicht etwas nach vorn auf den Vorfuß des Standbeins. Dabei hebt sich die Ferse leicht vom Boden. Das obere Sprunggelenk bleibt in Nullstellung, der Unterschenkel ist im Kniegelenk flektiert. Körperlängsachse und Oberschenkellängsachse des Standbeins haben sich gemeinsam gleich weit nach vorn bewegt, somit bleibt das Hüftgelenk in Nullstellung. Die Gewichtsverschiebung spürt der Patient am zunehmenden Druck seiner Hände gegen die Wände, gegen die er sich nun etwas lehnt.

2. Phase: einen reaktiven Schritt auslösen

Die bestehende Vorlastigkeit kann nur durch die an der Wand stützenden Hände gehalten werden, da der Körperschwerpunkt schon vor der Unterstützungsfläche des Standbeinfußes liegt. Mit der Aufforderung, die Hände von den Wänden zu nehmen und z. B. zu klatschen, wird dem Körper die Abstützung genommen, und es muss ein reaktiver Schritt nach vorn in die Ecke erfolgen.

Die Übung gelingt nur, wenn das Spielbein im Hüftgelenk frei hängt und pendeln kann. Erst dann ist es reaktionsbereit für den Schritt. Wenn die Hände von der Wand entfernt werden, kann als unerwünschte Gleichgewichtsreaktion auch das Einsetzen von Gegengewichten erfolgen. Dabei werden entweder die Körperlängsachse, der Brustkorb oder das reaktive Spielbein nach hinten bewegt. Um sicherzustellen, dass die Gleichgewichtsreaktion „Verändern der Unterstützungsfläche“ erfolgt, erhält der Patient gleichzeitig mit dem Bewegungsauftrag die Bedingung, dass sich nichts nach hinten bewegen darf.

Wenn sich ein Patient nicht entschließen kann, seine Hände von den Wänden zu nehmen, oder Gegengewichte eingesetzt werden, die die korrekte Ausführung der Bewegung verhindern, kann die Ausgangsstellung verändert werden. Der Patient steht in Schrittstellung frei im Raum. Der Therapeut legt seine Hand auf das Sternum des Patienten und fordert ihn auf, etwas nach vorn zu kommen und sich dort leicht anzulehnen. Dadurch kommt der vordere Fuß in Vorfußbelastung, und der hintere wird entlastet. Nun nimmt der Therapeut die Hand weg und löst damit einen Schritt aus.

Literatur

- Götz-Neumann K (2011) Gehen Verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie. Thieme, Stuttgart
- Klein-Vogelbach S (1995) Gangschulung zur Funktionellen Bewegungslehre. Springer, Berlin Heidelberg
- Perry J (2003) Ganganalyse. Norm und Pathologie des Gehens. Urban & Fischer, München
- Spirgi-Gantert I, Suppé B (2006) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics. Therapeutische Übungen. Springer, Berlin Heidelberg
- Suppé B (2007) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics. Die Grundlagen. Springer, Berlin Heidelberg
- Suppé B, Bacha S, Bongartz M (2011) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics praktisch angewandt. Becken und Beine untersuchen und behandeln. Springer, Berlin Heidelberg

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 Schrittänge. 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 „Spuren“.

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 psychomotorischer Antriebschwäche 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,

daher ist die Anforderung an das Gleichgewicht höher. Bei weniger als 80 Schritten pro Minute beobachtet man ein symmetrisches Armpendeln. Da die Schritte nicht mehr reaktiv erfolgen, neigt sich die Körperlängsachse nach hinten, wenn das Bein ventral angehoben wird, um einen Schritt zu machen.

Geht man schneller als 130 Schritte pro Minute, wird der Gang hyperaktiv, und es wird mehr Kraft benötigt. Die höhere Schrittfrequenz hat nur dann eine Vorneigung der Körperlängsachse zur Folge, wenn gleichzeitig die Gehgeschwindigkeit zunimmt. Das Gehen mit hoher Schrittfrequenz, ohne dass man schneller zum Ziel kommt, wie z. B. bei Trippelschritten, verändert nur die Schrittlänge.

 **Änderungen der Schrittfrequenz verändern beim Gehen auch immer die Verteilung des Actio- und Reactio-Bereichs.**

3.3 Intervention

Es gibt Bewegungsabläufe, die man schnell, sehr schnell, langsam und sehr langsam machen kann. Die Intensität der ökonomischen Aktivität wird verschieden sein, und bestimmte Tempi liegen dem Einen mehr als dem Anderen. Es gibt jedoch auch Bewegungen, die an ein bestimmtes Metrum gebunden sind, weil sie ein beschleunigendes Moment aufweisen. Diese Bewegungen haben einen optimalen zeitlichen Ablauf, an den man sich halten muss. Dazu gehören das Gehen und auch die meisten anderen Gangarten. Hier ist die Anzahl der Schritte pro Minute ein Wesensmerkmal, und eine falsche Frequenz erzeugt Hinkmechanismen.

Das „normale“ Gangtempo macht darauf aufmerksam, dass es nicht gleichgültig ist, in welchem Zeitmaß die Schritte aufeinander folgen, sondern dass der menschliche Gang in einer bestimmten Frequenz stattfinden muss. Bei jeder Gangschulung muss das normale Gangtempo von Anfang an eingehalten werden, auch auf Kosten der Schrittlänge.

Man kann dem Patienten verschiedene Möglichkeiten anbieten, diese Schrittfrequenz auch ohne Gebrauch eines Metronoms zu finden. Das Zählen auf „ein-und-zwanzig, zwei-und-zwanzig, drei-und-zwanzig“ oder das Singen oder Summen eines Wanderlieds oder des Beatles-Klassikers „Yellow Submarine“ hilft dabei, eine optimale Frequenz von etwa 108–120 Schritten pro Minute zu halten. Das Reproduzieren dieser Frequenz ist in jeder beliebigen Ausgangsstellung möglich, und so rhythmisierte Bewegungsabläufe helfen dabei, das Metrum zu internalisieren.

-
- Inman VT, Ralston HJ, Todd F (1981) Human walking. Williams & Wilkins, Los Angeles
- Klein-Vogelbach S (1995) Gangschulung zur Funktionellen Bewegungslehre. Springer, Berlin Heidelberg
- Murray PM, Drought AB, Kory RC (1964) Walking patterns of normal men. J Bone Joint Surg Am 46:335–360
- Perry J (2003) Ganganalyse. Norm und Pathologie des Gehens. Urban & Fischer, München
- Whittle MW (1996) Gait analysis: an introduction. Butterworth-Heinemann, Oxford
- Whittle MW (2001) Gait analysis. Malta Association of Physiotherapy Students Newsletter

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 (Spirlig-Ganert u. Suppe 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 angewöhlten 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.

► **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 Unterstützungsfläche 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

Wahrnehmung. Becken und Brustkorb bewegen sich „en bloc“. Bei einer Vorlastigkeit tendieren die Gewichte der Körperabschnitte Becken, Brustkorb und Kopf nach unten, und die Schritte bekommen einen ausfallartigen Charakter mit permanentem Bremszwang.

Ist die Körperlängsachse flexorisch in den Hüftgelenken nach vorn geneigt, überwiegen demnach dorsale Muskelaktivitäten, und es resultiert der Verlust der potenziellen Beweglichkeit der Körperabschnitte Becken und Kopf (Abb. 4.1a). Durch die Vorneigung kann z. B. eine Schwäche des M. quadriceps femoris kompensiert werden, indem der Vektor vor das Knie verschoben wird (Abb. 4.1b). Die Reduktion der Quadrizepsaktivität schützt auf diese Weise das vordere Kreuzband. Wenn eine Beugekontraktur des Hüftgelenks besteht, bleibt er Trochanterpunkt zurück. Dadurch entsteht eine nach hinten gerichtete Bewegung, die für den Vorwärtstransport kontraproduktiv ist (Abb. 4.1c). Wenn beim Gehen das Kniegelenk den Fuß nicht überholt, kommt der M. quadriceps nicht in die fallverhindernde Aktivität. Das kann den Muskel entlasten (Abb. 4.1d).

Es ist daher ein Kriterium der hypothetischen Idealnorm, dass die Körperlängsachse beim Gehen vertikal eingestellt bleibt, und zur Erhaltung der rotatorischen Reaktionsfähigkeit die Körperlängsachse auch in Bezug auf die sagittalen und frontalen Bewegungen dynamisch stabilisiert werden kann.

Erfolgt die Zerstörung der virtuellen Körperlängsachse dadurch, dass die Körperabschnitte Becken, Brustkorb und Kopf nicht in eine gemeinsame Körperlängsachse eingeordnet bleiben, zeigen sich andere typische Gleichgewichtsreaktionen und Muskelaktivitäten.

■ Flexion des Beckens in den Hüftgelenken

Die Lendenwirbelsäule (LWS) wird funktionell dem Körperabschnitt Becken zugeordnet. In aufrechter ökonomischer Haltung soll sich das Becken in den Hüftgelenken und in der Lendenwirbelsäule im Aktivitätszustand der potenziellen Beweglichkeit befinden. Das gilt auch für das Gehen. Das heißt, dass der Wirbelsäulenabschnitt LWS einerseits für permanente Feinverformungen im Sinne von Flexion, Extension, und Lateralflexion bereit ist, im lumbothorakalen Übergang auch im Sinne von Rotation und Translation. Diese Verformungsbereitschaft hat andererseits zur Folge, dass auch ohne Bewegungsausschläge in den Gelenken die Muskulatur fallverhindernd ständigen Tonusschwankungen unterworfen ist. Ob nun beim Gehen effektive Verformungen der Lendenwirbelsäule stattfinden oder ob es sich nur um Tonusveränderungen der Muskulatur handelt, hängt von den konditionellen, konstitutionellen, bewegungstypischen und statischen Gegebenheiten jedes Einzelnen ab und selbstverständlich vom stattfindenden Bewegungsablauf. Die Lendenwirbelsäule

ist gegen statische Dauerbelastungen und unkontrollierte Rotationsbeanspruchungen besonders empfindlich. Diese treffen sie in besonderem Maße, weil außer Fremdgewichten, die den Körperschwerpunkt zentrifugal verschieben, auch die eigenen Körpermassen, die über und zumeist vor der Lendenwirbelsäule liegen, wie Brustkorb, Schultergürtel, Kopf, Arme und Bauch, diese stark belasten oder überlasten.

Belastungen flüchtiger Stellungsänderungen innerhalb eines Bewegungsablaufs hingegen werden ohne weiteres verkraftet. Darum wird das Gehen bei annähernd normaler Statik von Patienten mit LWS-Syndromen zumeist als entlastend empfunden. Wenn die Lagebeziehung der Lendenwirbelsäule zu den anderen Körperabschnitten und in Bezug auf die Schwerkraft aus pathologischen oder auch nur aus statischen Gründen schon bei aufrechter Haltung unökonomisch geworden ist, nehmen die Abnutzungsvorgänge rapide zu.

Ein häufig zu beobachtende Abweichung bei einer **Beugekontraktur im Hüftgelenk**, also einer Bewegung von proximal, die mit einer verstärkten LWS-Lordose oder der Vorneigung der Körperlängsachse einhergeht, ist die Kompenstation dieser Bewegungseinschränkung durch eine Flexion des Beckens in den Hüftgelenken. Beim Gehen findet im Hüftgelenk nur geringe oder keine Extension statt. Es entsteht ein Gangbild, bei dem die Beine dem Oberkörper nachlaufen. Für die Extensoren von Hüftgelenken und Lendenwirbelsäule bedeutet das eine vermehrte fallverhindernde Arbeit (Abb. 4.2a,b).

Häufig wird diese Abweichung durch eine Rückneigung oder Dorsaltranslation des Brustkorbs kompensiert, wobei die Verlagerung des Körperschwerpunkts hinter das Hüftgelenk schwache Hüftgelenksextensoren kompensiert. Durch die Rückneigung des Brustkorbs wird die Vorwärtbewegung des Beckens in der Standbeinphase erschwert.

■ Extension des Beckens in den Hüftgelenken

Eine Neigung des Beckens nach hinten, extensorisch in den Hüftgelenken, bringt die Lendenwirbelsäule vermehrt in Flexion, die kompensatorisch in die Brustwirbelsäule weiterlaufen kann. Die permanente Vorlastigkeit funktioniert nicht und bringt Koordinationsstörungen im Bezug auf „Actio“ und „Reactio“. Es entsteht ein Gangbild, bei dem die Beine dem Oberkörper davonlaufen.

■ Flexion der Brustwirbelsäule

Fehlt die extensorische dynamische Stabilität des Körperabschnitts Brustkorb, beobachtet der Therapeut beim jedem Schritt eine Flexion in der Brustwirbelsäule. Weiterlaufend kommt es im zerviothorakalen Übergang zur Extension und/oder Translation („Schleudertrauma auf Raten“). Gehen kann somit Schmerzen in diesem Bereich auslösen.

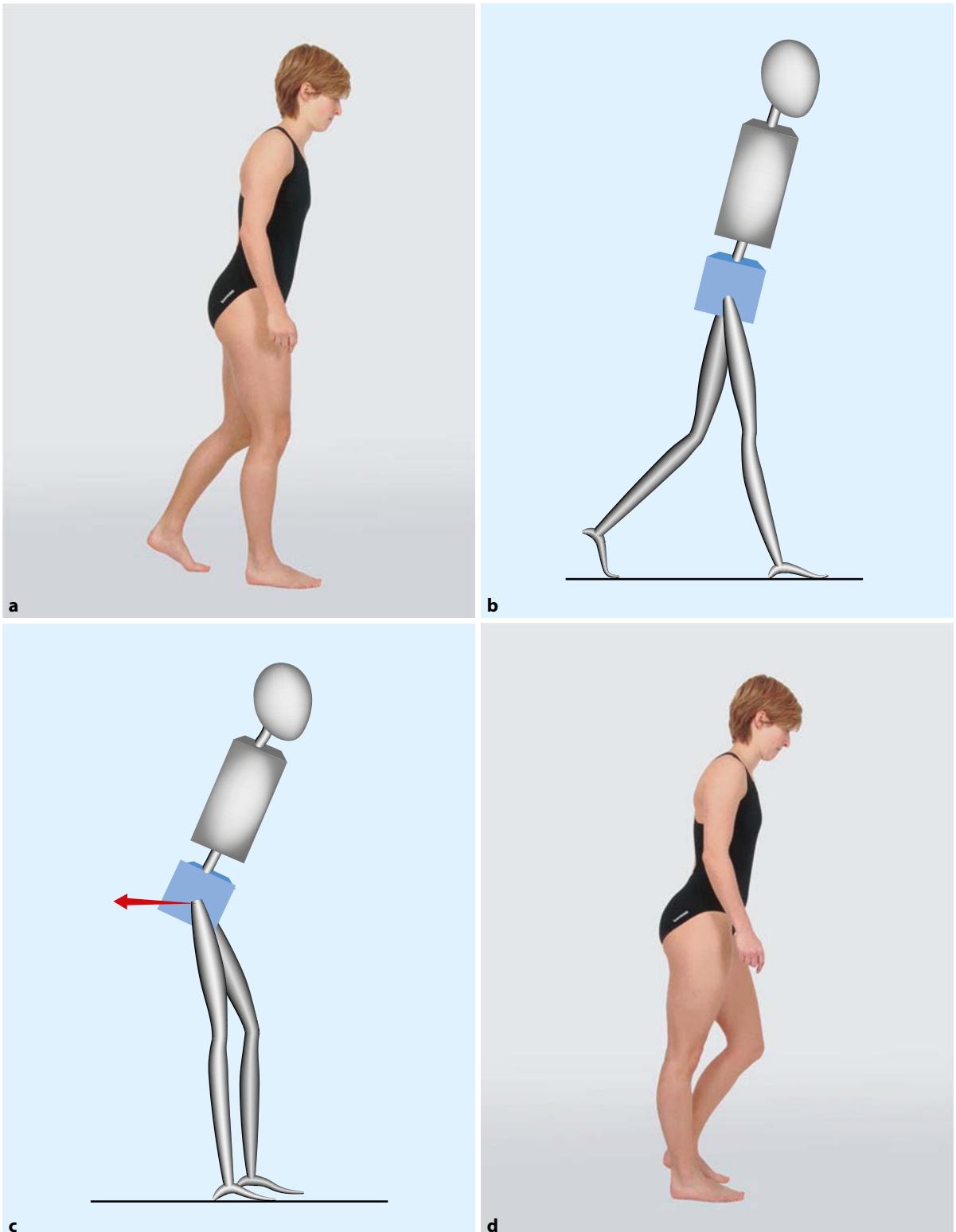


Abb. 4.1a–d Muskelaktivität bei Vorneigung der Körperlängsachse. **a** Die Extensoren der Wirbelsäule und des Hüftgelenks arbeiten ständig fallverhindernd, **b** die Vorneigung des Rumpfes kompensiert eine Schwäche des M. quadriceps femoris und schützt das vordere Kreuzband, **c** der Trochanterpunkt bewegt sich nicht mit nach vorn – eine häufige Folge einer Beugekontraktur im Hüftgelenk, **d** bei einer eingeschränkten Dorsalextension kann das Knie den Fuß nicht überholen. Die Körperlängsachse neigt sich kompensatorisch nach vorn

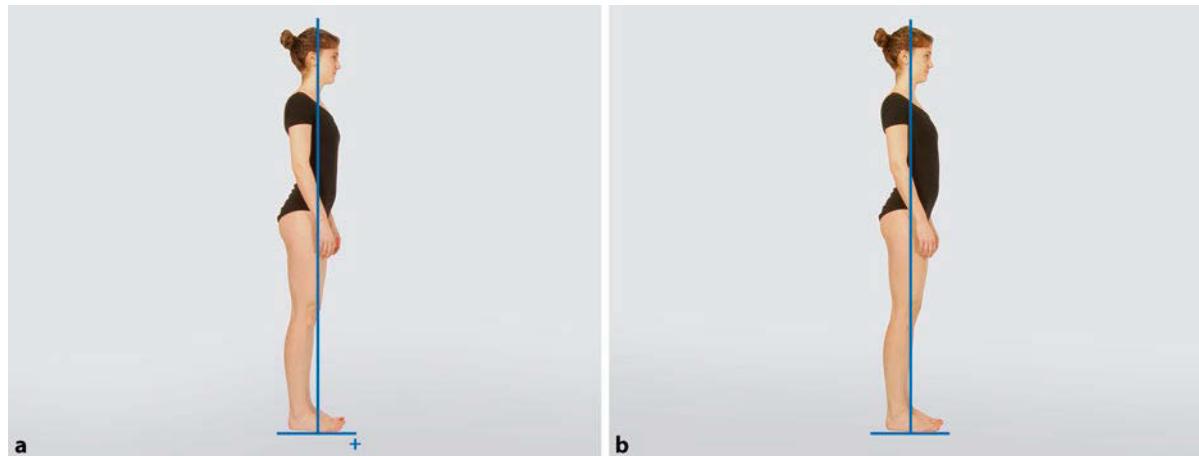


Abb. 4.2a,b Neigung des Beckens, flexorisch im Hüftgelenk. **a** + Lordose der Lendenwirbelsäule bei + Vorfußbelastung, **b** Rückneigung des Brustkorbs, um die Vorfußbelastung zu kompensieren

■ Lateralflexion und Translation des Brustkorbs

Wenn der frontotransversale Brustkorbdurchmesser nicht horizontal bleibt, sondern sich zur Seite neigt, entstehen in der Hals- und Brustwirbelsäule Lateralflexionen. In der Regel gehen diese Lateralflexionen mit einer seitlichen Gewichtsverschiebung einher, was die potenzielle Beweglichkeit der Körperabschnitte Kopf und Becken verhindert und den geradlinigen Vorwärtstransport stört. Die seitliche Verschiebung des Brustkorbs bringt den Körperschwerpunkt näher zum Standbein, wodurch schwache Hüftgelenksabduktoren entlastet werden, wie beim **Duchenne-Hinken**. Häufig kann man gleichzeitig ein Absinken des Beckens auf der Spielbeinseite beobachten. Die Neigung der gesamten Körperlängsachse zur Standbeinseite beobachtet man bei einer Kontraktur der Hüftgelenksabduktoren oder einer Verkürzung des Tractus iliotibialis (Abb. 4.3).

■ Ventraltranslation des Kopfs

Eine Ventraltranslation des Kopfs ist eine Abweichung, die häufig bereits in der Statik zu sehen ist. Sie entsteht häufig als Gleichgewichtsreaktion auf die Rückneigung des Brustkorbs oder durch extensorische Bewegungseinschränkungen im zervikothorakalen Übergang (Nackenkyphose). Der Vorwärts-Drive durch die beschleunigte Masse Brustkorb und Kopf ist in Frage gestellt – er kann, muss aber nicht erhalten sein. Wenn die Ventraltranslation aufgrund extensorischer Bewegungseinschränkungen im zervikothorakalen Übergang geschieht, muss die Abweichung in Kauf genommen werden, solange die verminderte Mobilität das Einordnen des Kopfs in die Körperlängsachse verhindert.

4.2 Intervention und therapeutische Übungen

Die therapeutische Intervention bei den in ► Abschn. 4.1 beschriebenen Abweichungen zielt darauf ab, die Körperlängsachse herstellen zu können, sodass die Wirbelsäule in eine Neutralstellung kommt. Diese Position soll dann auch beim Gehen gehalten werden. Verschiedene therapeutische Übungen können im Hinblick auf die jeweilige Abweichung einzelner Körperabschnitte oder der gesamten Körperlängsachse ausgewählt werden (Spirgi-Gantert u. Suppé 2006). Dazu zählen exemplarisch:

- **Türmchenbauer.** Dabei lernt der Patient, die drei Körperabschnitte Becken, Brustkorb und Kopf in eine gemeinsame Körperlängsachse einzurichten.
- **Cowboy.** Dabei lernt der Patient, durch Stauchungsimpulse die Wirbelsäule in ihrer Nullstellung zu stabilisieren.
- **Stehaufmännchen.** Die Übung dient dazu, Patienten mit Bewegungseinschränkungen in der Brustwirbelsäule die Aufrichtung der Wirbelsäule zu lehren.
- **Schlange.**

☞ **In der FBL Functional Kinetics ist Bewegungsleben nicht so eng definiert, dass es in der Therapie um die Normierung von Bewegungsabläufen geht. Ziel ist vielmehr, den Patienten an seine individuelle Idealmotorik heranzuführen. Das physikalische Bewegungsverständnis dient dabei als Orientierungsrahmen (Suppé 2007).**

4.2.1 Türmchenbauer

Bei dieser Übung lernt der Patient im Sitzen, die 3 Körperabschnitte Becken, Brustkorb und Kopf in ihren Bewe-

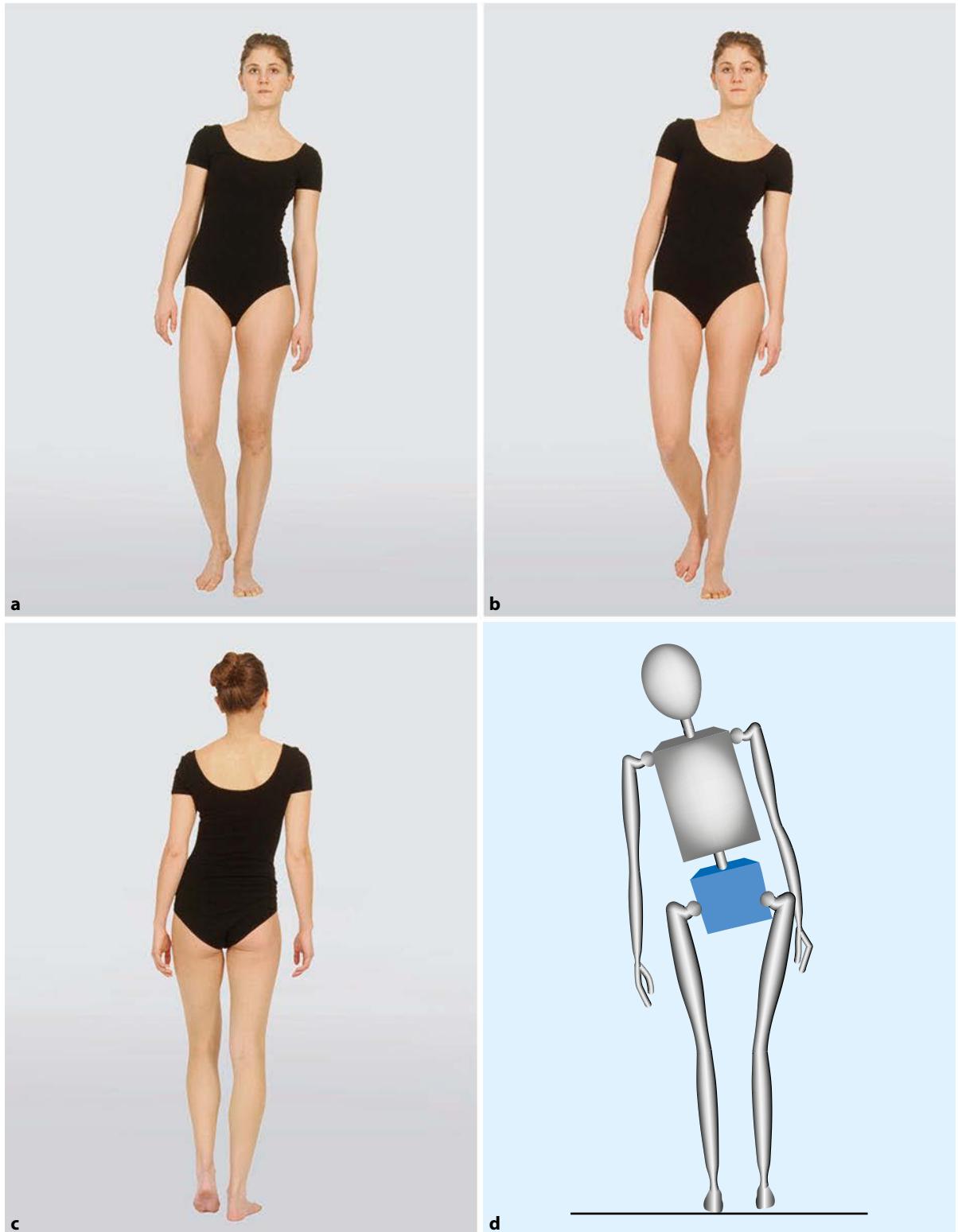


Abb. 4.3a–d Der frontotransversale Brustkorbdurchmesser bleibt nicht horizontal. a Lateralflexorische Neigung des Brustkorbs zur Standbeinseite, b Lateralflexion des Brustkorbs zur Standbeinseite und gleichzeitiges Absinken des Beckens auf der Spielbeinseite, c Translation des Brustkorbs beim Duchenne-Hinken, d Neigung der gesamten Körperlängsachse zur Standbeinseite z. B. bei Verkürzung der Abduktoren des Hüftgelenks

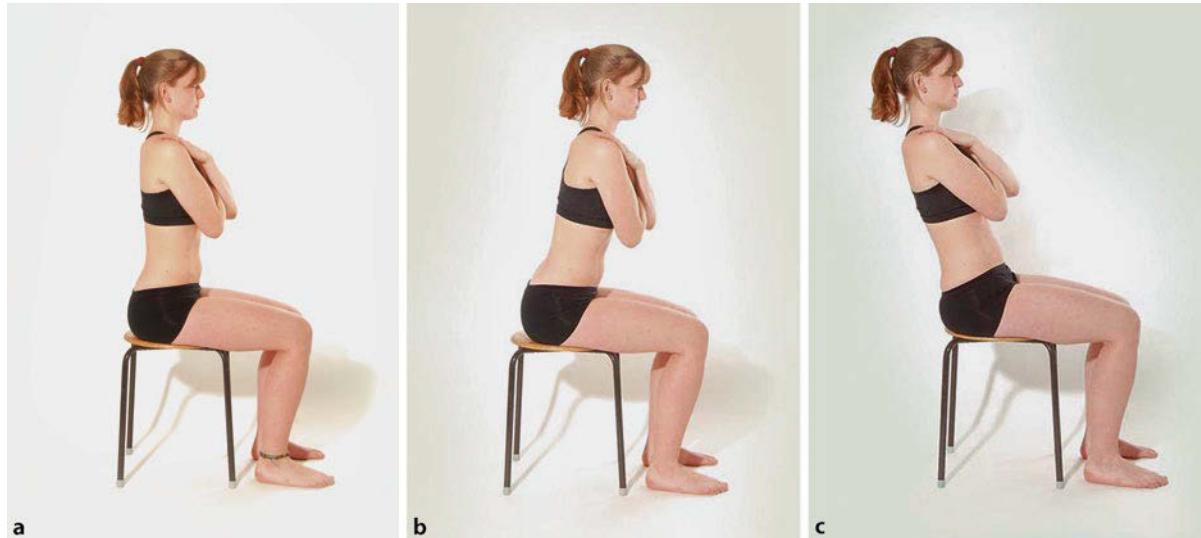


Abb. 4.4a–c Türmchenbauer

gungsmöglichkeiten wahrzunehmen und sie anschließend in eine gemeinsame Längsachse einzuordnen und dort zu halten (Abb. 4.4).

Um die **Wahrnehmung** für die 3 Körperabschnitte zu verbessern, werden Instruktionshilfen gewählt, die bildhaft sind, sich auf den Kontakt des Körpers auf der Unterlage beziehen und/oder Abstände am eigenen Körper betreffen.

■ Becken

Bei den Bewegungen des Beckens kann der Patient z. B. spüren, dass

- er über die Sitzknochen abrollt,
- sich das Steißbein nach innen einrollt,
- der Unterbauch abwechselnd kurz und lang wird,
- der Rücken rund wird und bei der Gegenbewegung ein „Hohlkreuz“ entsteht. Wenn der Patient dabei mit einer Hand die Dornfortsätze palpirt, kann er spüren, dass sich beim Nachhintenkippen des Beckens die Knochen deutlich gegen seine Finger bewegen, während sie verschwinden, wenn das Becken wieder nach vorne kippt.

Der Patient kann zur Unterstützung der Bewegungsvorstellung seine Hände auf die Beckenknochen legen, die Bewegung nachspüren und anschließend mit den Händen die Kippbewegung des Beckens imitieren. Das Becken kippt dabei nach vorn und hinten, wie beim „Jasagen“ oder beim „Nicken mit dem Kopf“. Vielleicht entstehen Bilder, welche die Bewegung unterstützen. Man kann z. B. das Becken mit einer Schale vergleichen, in der sich Flüssigkeit nach vorn und hinten bewegt.

■ Brustkorb

Die Bewegungen des Brustkorbs können mit der Vorstellung von verschiedenen Zeigern oder Achsen, die aus ihm herausragen, bildhaft beschrieben und umgesetzt werden.

- Ein Zeiger, der rechts und links aus dem Brustkorb ragt, kann wie beim Vorwärts- oder Rückwärtspaddeln bewegt werden.
- Der Brustkorb kann sich rotatorisch um sich selbst drehen, wie beim „Neinsagen“ oder „Kopfschütteln“.
- Die Vorstellung einer Taschenlampe, die am Brustbein befestigt ist, kann als Bild dienen, bestimmte Regionen des Raums zu „beleuchten“.
- Die Vorstellung eines Pinsels, der am Brustbein befestigt ist und nach vorn zeigt, hilft bei der Vorstellung, etwas in die Luft zu zeichnen. Das können Linien nach rechts/links, Kreise, eine liegende oder stehende 8 oder andere Phantasiegebilde sein. Zeigt dieser Pinsel nach unten, kommt es bei den gleichen Bildern zu anderen Bewegungsergebnissen in der Wirbelsäule.

Der Phantasie sind keine Grenzen gesetzt, und Patienten sind oft mit großer Freude dabei, die Bewegungsmöglichkeiten ihres Körpers zu entdecken und neue auszuprobieren. Eine gute Möglichkeit, Bewegungen des Brustkorbs und Beckens zu erlernen, ist es, mit dem Kopf als Vorbild Bewegungen einzuleiten. Wenn er sich z. B. rechts und links lateralflexorisch zur Seite neigen kann (wie beim „Vielleichtsagen“ oder „Abwägen“), wird anschließend dieses Bild benutzt, um von den Händen imitiert und dann auf den Brustkorb und das Becken übertragen zu werden.

■ Kopf

Die Bewegungsmöglichkeiten des Kopfs sind den Patienten in der Regel bekannt. Wenn man sie mit den bereits

beschriebenen Bildern durchführt, entstehen wesentlich differenziertere Bewegungen.

■ Einordnen in die Körperlängsachse

In einer idealen Position ist das Becken so weit nach vorn gekippt, dass man auf (oder etwas vor) den Sitzbeinknochen sitzt. Der Patient kann während der Bewegung des Beckens nachspüren, was gleichzeitig mit dem Brustkorb passiert. Dieser richtet sich im Sinne einer gegensinnig weiterlaufenden Bewegung extensorisch in der Brustwirbelsäule auf. Wenn das Becken seine optimale Position gefunden hat, wird der Brustkorb so weit angehoben, dass die Längsachse des Sternum nach vorn (etwas nach oben) zeigt und genau über dem Becken steht. Der Kopf hat sich mit dem Becken und Brustbein ebenfalls neu angeordnet. Wenn er zu weit nach ventral translatiert ist, muss überprüft werden, ob die Bewegungstoleranzen in der unteren Halswirbelsäule ausreichen, ihn in die Körperlängsachse einzuordnen. Falls das nicht möglich ist, lässt man ihn in der gewohnten Position, um keine zusätzlichen hohen Widerstände zu provozieren.

■ Vor-Rück-Neigen

Als Nächstes lernt der Patient, die in die Körperlängsachse eingeordneten Körperabschnitte auch bei Vor- und Rückneigung zu stabilisieren. Ein typischer Ausweichmechanismus ist das zu schnelle oder zu langsame Bewegen eines Körperabschnitts. Das führt zu unerwünschten flexorischen und extensorischen Bewegungen in der Wirbelsäule, die der Patient an der Abstandsveränderung zwischen Symphyse – Bauchnabel – Processus xyphoideus nachspüren und korrigieren kann. Häufig ist eine Bewegungsrichtung besonders von dem Ausweichmechanismus betroffen, daher wird zuerst das geübt, was dem Patienten bereits gelingt.

In der aufrechten, vertikalen Position der Körperlängsachse wird in den lordotischen Wirbelsäulenabschnitten keine fallverhindernde Muskelarbeit benötigt. Daher ist auch der sensorische Input über die Propriozeptoren geringer als z. B. bei starker Vorneigung. Das Vor- und Zurückbewegen in einer kleinen Amplitude, nur wenig aus der vertikalen Position der Körperlängsachse heraus, ist daher schwieriger, als z. B. aus der großen Vorneigung zurück zur Endstellung zu kommen. Auch bringt der Wechsel der Richtung ein zusätzlich beschleunigendes Element, was ebenfalls stabilisiert werden muss – je schneller die Frequenz, um so größer die Anforderung an die Stabilisationsfähigkeit.

Zu weiteren Übungen, mit denen das Vor- und Rückneigen der stabilisierten Körperlängsachse geübt werden kann, zählen z. B. „Waage“ oder „Albatros“ (Spirgi-Gantert u. Suppé 2012).

4.2.2 Cowboy

Mit dieser Übung kann der Patient lernen, durch Stauchungsimpulse eine ökonomische Haltung der Wirbelsäule im Sitzen einzunehmen und diese automatisiert zu üben.

In der Ausgangsstellung sitzt der Patient aufrecht auf dem Ball. Die 3 Körperabschnitte Becken, Brustkorb und Kopf sind in die vertikal stehende Körperlängsachse eingeordnet. Jedes Federn des Balls soll die Wirbelsäule in ihrer Längsachse treffen und als physiologischer Reiz die aufrechte Haltung fördern. Ausgelöst wird das Federn durch Druckverstärkung der Füße auf dem Boden. Durch ständiges Wiederholen beginnt der Körper auf dem Ball zu hopen, wobei der elastische Ball den Stauchungseffekt verzögert und mildert. Die vertikale Position der Körperlängsachse löst vor allem in der Brustwirbelsäule eine extensorische, gegen die Schwerkraft gerichtete Aktivität aus.

In der Ausgangsstellung kann der Therapeut am Kopf des Patienten leichten Druck in Verlängerung der Körperlängsachse geben, um die Aufrichtung zu stimulieren. Ein Griff seitlich am Brustkorb unterhalb des frontotransversalen Brustkorbdurchmessers, verbunden mit einer dezenten Traktion, hilft dabei, lumbale Hyperaktivitäten abzubauen. Dabei stellt sich die physiologische Ruheatmung meist automatisch ein.

Folgende taktile Hilfen verstärken den Stauchungsimpuls und können den Lernprozess begleiten und unterstützen (Abb. 4.5):

- Ein Stauchungsimpuls nach unten auf die beiden Beckenkämme im Bereich der mittleren Frontalebene (damit durch den Impuls keine Flexion oder Extension des Beckens in den Hüftgelenken entsteht).
- Ein Stauchungsimpuls nach unten mit einem ventralen und dorsalen Griff am Brustkorb. Durch diese Unterstützung kann gleichzeitig sichergestellt werden, dass der Brustkorb gut über dem Becken in die Körperlängsachse eingeordnet wird.
- Ein Stauchungsimpuls nach unten vom Scheitelpunkt des Patienten aus. Diese Manipulation verlangt eine gut stabilisierte Brustwirbelsäule und eine exakte Einordnung des Kopfs in die Körperlängsachse.
- Ein Anheben des Schultergürtels in Elevation und anschließendes Fallenlassen bringt den Ball zum Federn und erleichtert die Wahrnehmung der optimalen Positionierung des Schultergürtels auf dem Brustkorb. Dazu muss die Brustwirbelsäule in ihrer Nullstellung extensorisch dynamisch stabilisiert sein.

Die **Primäraktivität** und **Primärbewegung** ist nach oben/unten gerichtet und kann außer durch die Druckverstärkung der Füße auf dem Boden durch schnelle, kurze symmetrische Bewegungen beider Hände nach unten ausgelöst werden. Eine schnelle Bewegung der angehobenen Fersen

4.2 • Intervention und therapeutische Übungen



Abb. 4.5a–d Cowboy. a Seitlicher Griff, um lumbale Hyperaktivitäten abzubauen, b Stauchungsimpuls mit ventralem und dorsalem Griff am Brustkorb, c Stauchungsimpuls am Scheitelpunkt, wobei das Modell den Kopf nicht optimal in die Körperlängsachse eingeordnet hat, d Stauchungsimpuls am Becken. (aus Spiri-Gantert u. Suppé 2006)

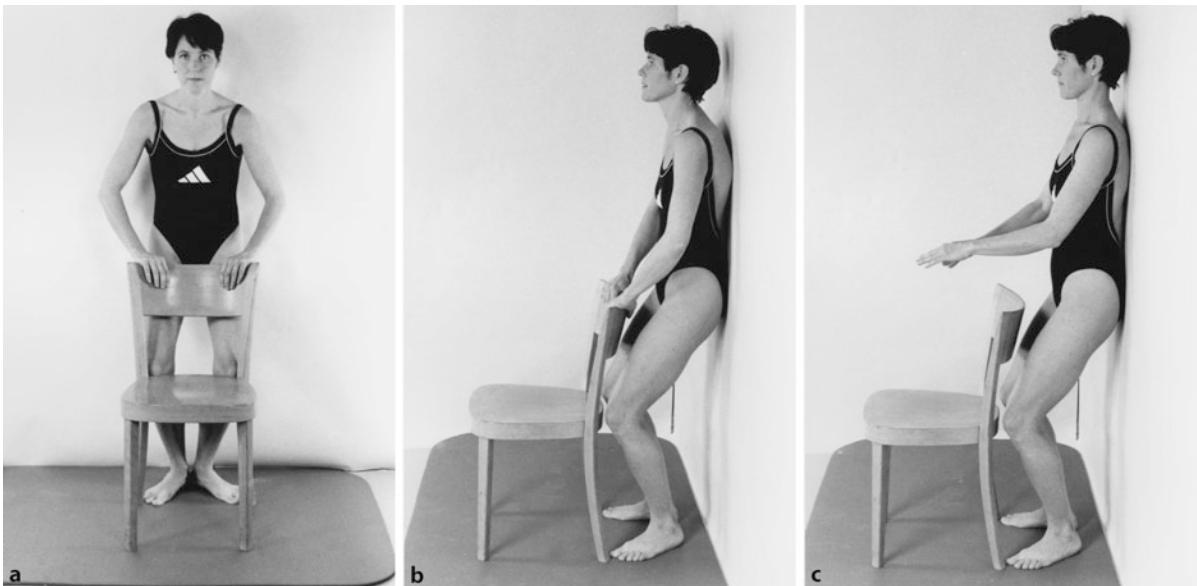


Abb. 4.6a–c Stehaufmännchen. **a** Ausgangsstellung, **b** in der Endstellung ist es durch die Druckaktivität der Arme zur Aufrichtung der Wirbelsäule gekommen, **c** dynamische Stabilisierungsaktivität der Wirbelsäule, wenn die Hände nicht mehr stützen. (aus Spirgi-Gantert u. Suppé 2006)

nach unten, ohne dass sie den Boden berühren dürfen, bringt den Ball ebenso zum Federn wie das Hochziehen und anschließende Fallenlassen des Schultergürtels. Der Anspruch an die Geschicklichkeit wird gesteigert, wenn die verschiedenen Impulse sich abwechseln und immer rhythmisch zum exakten Zeitpunkt erfolgen. Bei einer Frequenz von 120 Hopsern pro Minute ist der angestrebte Stabilisierungseffekt auf die Wirbelsäule optimal und entspricht der Stauchungsbelastung beim Gehen.

4.2.3 Stehaufmännchen

Die Übung dient dazu, Patienten mit Bewegungseinschränkungen in der Brustwirbelsäule die Aufrichtung der Wirbelsäule zu lehren. In der Ausgangsstellung steht der Patient mit leicht flektierten Kniegelenken mit dem Rücken an einer Wand. Becken und Lendenwirbelsäule haben Kontakt mit der Wand, während Brustkorb und Kopf flexorisch und translatorisch keinen Kontakt mit der Wand haben. Vor dem Patienten steht ein Stuhl, auf dessen Lehne er sich mit seinen Händen abstützen kann.

Durch Druckverstärkung mit den Händen wird weiterlaufend die Brustwirbelsäule von kranial her extensorisch aufgerichtet. Wenn das Becken den Kontakt mit der Wand nicht verliert, läuft diese extensorische Bewegung weiter bis in die Lendenwirbelsäule. Wenn sich die Hände von der Stuhllehne lösen, müssen die Extensoren der Wirbelsäule vermehrt fallverhindernd arbeiten – es erhöht sich die Intensität der extensorisch dynamischen Stabilität der Brustwirbelsäule (Abb. 4.6).

Um die Übung optimal durchführen zu können, muss die Stuhllehne zur Konstitution des Patienten passen. Die Lehne ist so hoch, dass in der Ausgangsstellung die Ellenbogengelenke flektiert sind. Während der Übung müssen Knie- und Hüftgelenke leicht flektiert sein. Sobald sich die Hände von der Stuhllehne lösen, bleiben die Abstände von Symphyse zu Bauchnabel und Bauchnabel zum Processus xyphoideus gleich. Die Übung wird sehr langsam durchgeführt, damit sie vom Patienten selbst in jeder Phase gut kontrolliert werden kann. Der Widerstand einer eher unbeweglichen Wirbelsäule wird somit leichter überwunden.

Die Übung eignet sich zudem als Entlastungsstellung für die Brust- und Lendenwirbelsäule, weil durch die Stützfunktion der Arme die muskuläre Belastung der Wirbelsäulenextensoren reduziert wird.

4.2.4 Mobilisation der Wirbelsäule

Abweichungen der physiologischen Krümmungen der Wirbelsäule gehen oft einher mit Hypo- und/oder Hypermobilitäten. Bei einer Verminderung der Lordose der Lendenwirbelsäule und Verminderung der Kyphose der Brustwirbelsäule beobachtet man häufig Hypermobilitäten und Verlust der Stabilisationsfähigkeit. Eine Verstärkung der Krümmungen, also vermehrte Lordose der Lendenwirbelsäule und Kyphose der Brustwirbelsäule, verursacht Hypermobilität und später Steifigkeit (Klein-Vogelbach 1992).

Bei Verschiebungen der physiologischen Krümmungen entstehen Teilsteifigkeiten von Bewegungssegmenten und inadäquate Beanspruchung der Haltungsmuskulatur.

Das ist der Fall bei Kyphosen im lordotischen, Lordosen im kyphotischen Bereich und bei Wirbelsäulenabschnitten übergreifenden Skoliosen.

Teilstiefigkeiten innerhalb der Wirbelsäule erlauben keine spontane Normalisierung der Haltung. Als Behandlungstechnik bietet sich neben der Mobilisation der Wirbelsäule die mobilisierende Massage an.

Mobilisation in Rotation

Durch die Mobilisation der Wirbelsäule soll mit einem Minimum an Belastung ein Maximum an **differenzierter Koordination** von Feinverformung und dynamischer Stabilisation der Wirbelsäule erreicht werden. Der Patient lernt dabei, Feinbewegungen im lumbothorakalen Übergang mit dynamischer Stabilisation der Brustwirbelsäule zu koordinieren, um die ökonomischen Gleichgewichtsreaktionen der Wirbelsäule wieder in Gang zu bringen. Gleichzeitig werden die trophischen Bedingungen aller Strukturen der beteiligten Wirbelsäulenabschnitte günstig beeinflusst. Durch die aktive Mobilisation wird die Aktivität der genuinen Rückenmuskulatur stimuliert und dadurch die Toleranz der Wirbelsäule gegen statische Belastungen gesteigert (Klein-Vogelbach 1992).

Um die rotatorischen Feinbewegungen und die dynamische Stabilisation der unteren Brustwirbelsäule durch die dominante Aktivität der genuinen Rückenmuskulatur in Gang zu bringen, müssen die Körperabschnitte Becken, Brustkorb und Kopf bestmöglich in die vertikale Körperlängsachse eingeordnet sein. So ist sichergestellt, dass ihre Gewichte weder unkontrolliert an der Wirbelsäule hängen, noch während des Bewegungsablaufs ungewollt an ihr wuchten können. In dieser Position befinden sich die gelenkigen Verbindungen der Wirbel annähernd in Nullstellung, und alle Bewegungskomponenten haben Bewegungstoleranzen.

Die aktive Bewegung kann vom kaudalen oder kranialen Körperabschnitt aus erfolgen.

In der Ausgangsstellung sitzt der Patient aufrecht auf einem Hocker und hat das Gewicht der Arme entweder auf dem Brustkorb parkiert oder neben dem Becken abgestützt. Während der alternierenden Vor- und Rückverschiebung des Beckens auf der Sitzfläche darf keine simultane Gewichtsverlagerung von rechts nach links stattfinden. Um die Rotationsachse stabil zu halten, wird das Becken simultan auf einer Seite nach vorn geschoben und auf der anderen Seite nach hinten gezogen. Dabei bleibt die Verbindungsgeraden der Spinae immer horizontal. Die Bewegung erfolgt transversalab- und -adduktorisch in den Hüftgelenken, flexorisch und extensorisch in den Kniegelenken sowie dorsalextensorisch und plantarflektorsch in den oberen Sprunggelenken. Die weiterlaufende Bewegung wird von kranial aus widerlagert, wenn der frontotransversale Brustkorbdurchmesser räumlich sta-



Abb. 4.7 Ausgangsstellung für die Rotation des Beckens gegen den Brustkorb (aus Spirgi-Gantert 2009)

bilisiert bleibt. Dadurch erfolgt in der unteren Brustwirbelsäule die gewünschte Rotation. Um für den Patienten die Wahrnehmung zu erleichtern, kann der Therapeut den Brustkorb rechts und links fassen und ihn nur ganz leicht räumlich fixieren. Die Beckenbewegung kann auch von den Beinen her eingeleitet werden, indem gleichzeitig ein Knie nach vorn und das andere nach hinten verschoben wird (Abb. 4.7).

Wird die Rotationsbewegung vom kranialen Körperabschnitt aus eingeleitet, bewegt sich der frontotransversale Brustkorbdurchmesser als Rotationszeiger alternierend nach ventral/medial und dorsal/medial, während die Beckenbewegung transversalab- und -adduktorisch aktiv widerlagert wird. Dabei dreht sich der Brustkorb rotatorisch in der unteren Brustwirbelsäule und im zervikothorakalen Übergang. Die Verbindungsgeraden der

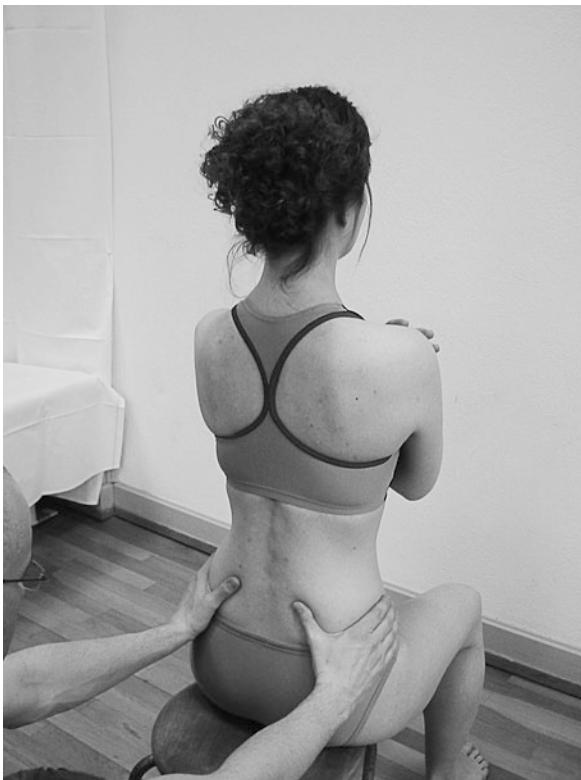


Abb. 4.8 Palpation des Beckens um zu überprüfen, ob bei Rotationen des Brustkorbs nach rechts und links der frontotransversale Durchmesser des Beckens horizontal bleibt (aus Spirgi-Gantert 2009)

Spinae, die Verbindungsline durch die Ohren und der frontotransversale Brustkorb durchmesser bleiben parallel (Abb. 4.8).

Um den Kopf in einer unveränderten Position halten zu können, fixiert der Patient mit den Augen einen Punkt im Raum, und der Therapeut gibt am Scheitelpunkt einen leichten Stauchungsimpuls in die Körperlängsachse. Die unerwünschte weiterlaufende Bewegung auf das Becken kann z. B. dadurch verhindert werden, dass die Knie vorn mit der Wand oder einem Stuhl Kontakt halten müssen, oder der Therapeut fixiert das Becken mit seinen Händen.

Hyperaktivitäten der dorsalen und ventralen Taillemuskulatur verhindern eine Rotation im richtigen Rotationsniveau (untere Brustwirbelsäule). Daher achtet der Therapeut von Beginn an auf eine gute Ruheatmung, die sich in leichter Vorwölbung des Bauchs zeigt.

Schlange

Mit dieser Übung kann der Patient seine gesamte Wirbelsäule in der Symmetrieebene von kaudal nach kranial weiterlaufend extensorisch und flexorisch mobilisieren und in der mittleren Frontalebene lateralflexorisch mobilisieren (Abb. 4.9).

In der Ausgangsstellung sitzt der Patient auf einem Hocker und soll sein Becken auf der Unterlage flexorisch und extensorisch in den Hüftgelenken nach vorn und hinten bewegen. Nach kranial weiterlaufend verformt der flexorische Bewegungsimpuls die Lendenwirbelsäule extensorisch, läuft weiter nach kranial, und bevor er die Halswirbelsäule erreicht, setzt der extensorische Impuls des Beckens in den Hüftgelenken etwas weniger stark ein und verformt die Wirbelsäule weiterlaufend flexorisch.

Das lateralflexorische Schlangeln beginnt mit einem innenrotatorischen Bewegungsimpuls des Beckens in einem Hüftgelenk und einer lateralflexorischen Verformung der Lendenwirbelsäule, die nach kranial weiterläuft. Bevor der Impuls die Halswirbelsäule erreicht, bewegt sich das Becken in die Gegenrichtung.

Die schlängelnde Bewegung mit ihren Impulsen ergibt ein ausgewogenes Spiel der Gewichte der Körperabschnitte Becken, Brustkorb, Kopf und Arme. Allerdings muss der Einsatz der Bewegungsimpulse zeitlich regelrecht koordiniert sein.

Literatur

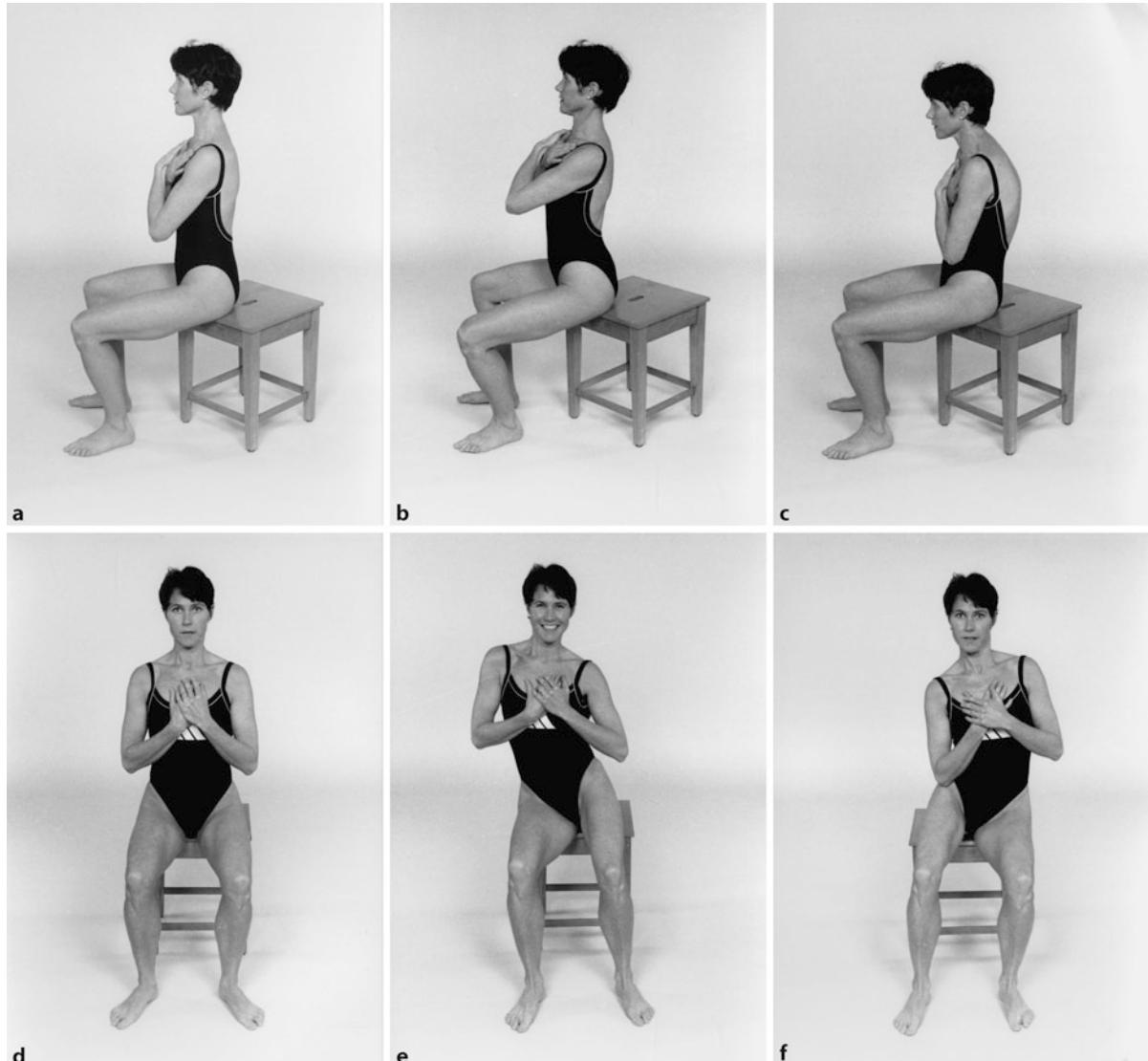


Abb. 4.9a-f Schlange. a Ausgangsstellung von der Seite, b,c sagittale Bewegungen, flexorisch und extensorisch in der Wirbelsäule, d Ausgangsstellung von vorn, e,f frontale Bewegungen, lateralflexorisch in der Wirbelsäule. (aus Spirgi-Gantert u. Suppé 2006)

Literatur

-
- Bader-Johansson C (2000) Motorik und Interaktion. Wie wir uns bewegen – was uns bewegt. Thieme, Stuttgart
- Klein-Vogelbach S (1992) Therapeutische Übungen zur Funktionellen Bewegungslehre. Analyse und Instruktion, 4. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg
- Mulder T (2006) Das adaptive Gehirn. Thieme, Stuttgart
- Spirgi-Gantert I, Suppé B (2006) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics. Therapeutische Übungen. Springer, Berlin Heidelberg
- Spirgi-Gantert I, Suppé B (2012) Therapeutische Übungen FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics, 6. Aufl., Springer, Heidelberg
- Suppé B (2007) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics. Die Grundlagen. Springer, Berlin Heidelberg

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 Schrittänge 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 schmäler 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 Schwerpunktverlagerung 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 langsameres 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 Schrittzahl 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 Schrittänge entsprechend. Die Längsachse des Standbeins ist in der Belastung nach innen geneigt, was dazu führt, dass bei jedem Schritt Rutschtdenzen 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, abduktorisch im Standhüftgelenk, oder die Körperabschnitte Brustkorb und Kopf bewegen sich lateraltranslatorisch zur Standbeinseite. Die Schrittzahl verringert sich, und die Gangart ähnelt dem „Seemannsgang auf einem schwankenden Schiff“. Der Patient empfindet dieses Schwanken zur Seite als mühselig, da die laterale Schwerpunktverschiebung 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 Adduktoren 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

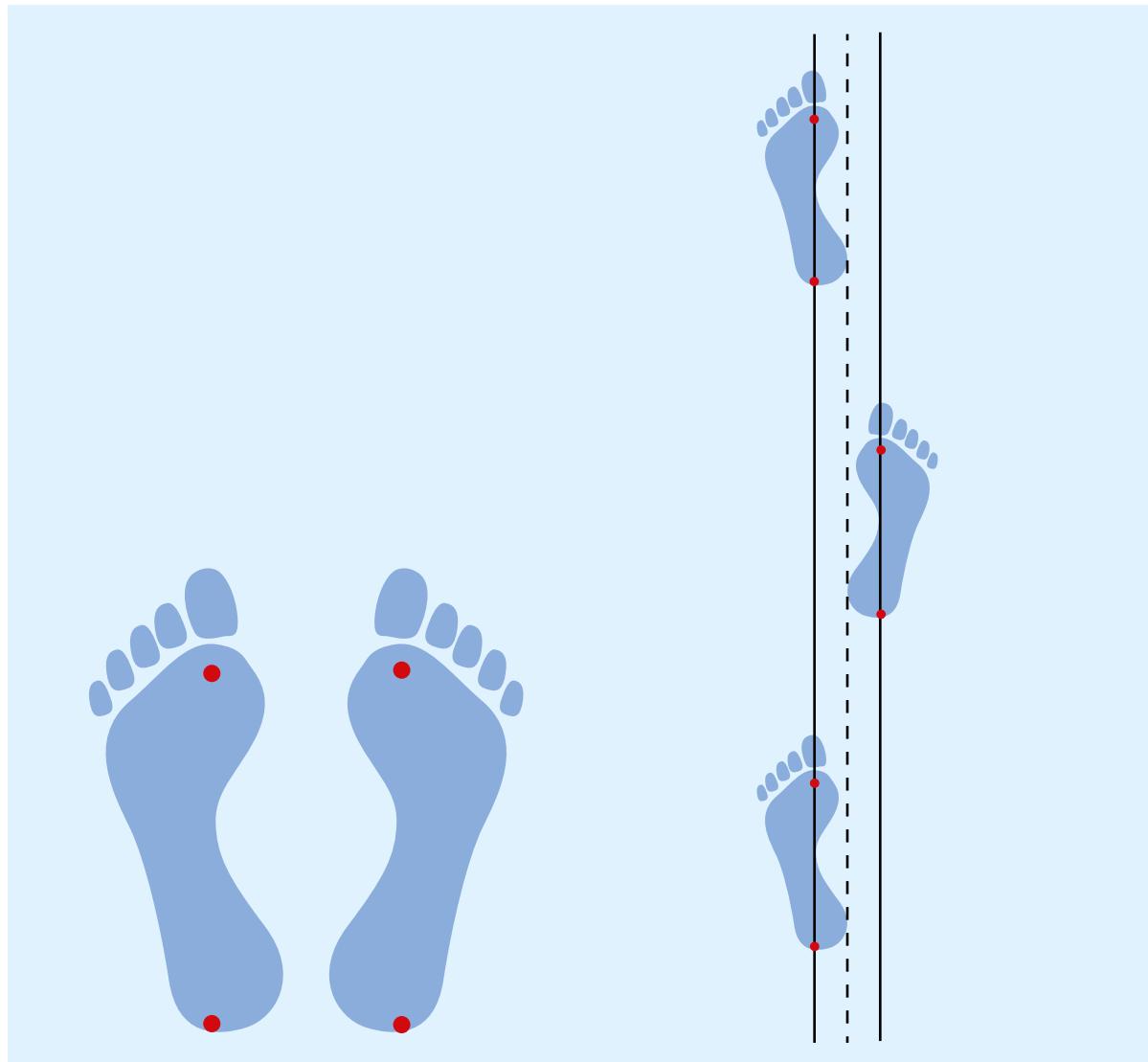


Abb. 5.1 Spurbreite im Stand und beim Gehen

in einer Verkürzung der Abduktoren und der Fascia latae oder in der gestörten exzentrischen Nachlassfähigkeit der Abduktoren liegen. Sobald beim Gehen das Körpermittel auf das Standbein verlagert wird, kann dann im Hüftgelenk keine Adduktion mehr stattfinden.

Ein konstitutionell bedingter kleiner Hüftgelenkabstand führt ebenfalls zu einer Abduktionsstellung der Beine in den Hüftgelenken. Die so entstehenden Rutschtendenzen müssen durch die Adduktoren verhindert werden. Die ständig hypertone Muskulatur wird durch die ständige Belastung hypertroph, was das Problem zusätzlich verstärkt, da die Hypertrophie das mediale Gewebe verstärkt, was wiederum die Nullstellung im Hüftgelenk unmöglich macht.

Gekoppelt ist die Vergrößerung der Spurbreite häufig mit einem **Verlust der Bewegungskontrolle**, die sich in

Balance und Gleichgewichtsproblemen zeigen, wobei es auch umgekehrt sein kann: Ein Gleichgewichtsproblem zeigt sich in einer vergrößerten Spurbreite. Durch einen breitspurigen Gang entsteht eine Verlangsamung der Schrittzahl.

Wenn die + Spurbreite dadurch entsteht, dass die Ferse weiter außen steht als die Fußspitze, konvergieren die funktionellen Fußlängssachsen (Abb. 5.4). Der Abrollweg des Fußes am Boden erfolgt dann über die Kleinzehenkante, und es besteht die Gefahr eines Übertretens in Supination. Zudem bedeutet der nach innen gerichtete Fuß immer ein Stolperrisiko für das überholende Bein. Der Spielbeinfuß kann durch das körpereigene Hindernis nicht mehr in minimalem Abstand über dem Boden nach vorn bewegt werden, sondern muss einen Umweg über lateral machen oder bei jedem Schritt über den Standbeinfuß steigen.



Abb. 5.2 Spurbreite beim Gehen. Idealer Abstand der Ferse des Spielbeinfußes beim Überholvorgang

Auch eine vermehrte Antetorsion des Femur kann zu einer Konvergenz der funktionellen Fußlängsachsen führen, wenn die Antetorsion nicht durch eine größere Tibiatoersion kompensiert wird. In der Folge entwickelt sich eine Reaktionsträgheit des M. triceps surae, insbesondere der Pars medialis, weil der Muskel die bei jeder normalen Abrollung des Fußens spontan einsetzende Fallverhinderung nicht leisten muss.

Beim Nullspurgang geht man auf einem Strich. Beim Versuch, mit nach vorn gerichteter funktioneller Fußlängsachse vorwärts zu gehen, steht das Standbein dem Spielbein im Weg. Die Gewichtsübertragung von einem Fuß auf den anderen hat zwar nur eine Richtungskomponente nach vorn, diese muss aber durch einen Umweg des Spielbeins realisiert werden. Die Schritte sind nicht mehr reaktiv, und die Gleichgewichtslage ist sehr labil. Gleichzeitig werden die Schritte kürzer, und die Schrittzahl nimmt ab.

Den sog. Kreuzgang kann man bei den internationalen Modenschauen beobachten. Die Richtungskomponente nach vorn hat ihre Dominanz zugunsten einer Komponente nach kontralateral verloren. Das Spielbein kreuzt die Symmetrieebene der Körperabschnitte Brustkorb und Kopf und damit auch die Fortbewegungsrichtung. In der Standbeinphase steht das Kniegelenk immer lateral vom medialen Fußrand, und der M. vastus medialis des M. quadriceps wird zwangsläufig fallverhindernd aktiviert. Für die Beinachsenbelastung ist das positiv und kann aus therapeutischen Zwecken genutzt werden. Der Hintergrund bei den Modenschauen ist jedoch der Schwung der Stoffe, der die Kleidung durch die deutliche Seitbewegung besonders vorteilhaft erscheinen lässt (Abb. 5.5).



Abb. 5.3 Deutlich vergrößerte Spurbreite beim Gehen als Ausdruck der Gleichgewichtsschwierigkeiten bei zerebellärer Symptomatik

5.2 Intervention und therapeutische Übungen

Durch Variieren der Gangspurbreiten lassen sich viele Übungsprogramme erstellen. Im Hinblick auf die ökonomische Aktivität und das Verhindern von chronischen Hinkmechanismen sollte jedoch die normale Spurbreite angestrebt werden. Viele Patienten gehen breitspurig – die vermeintliche Sicherheit ist jedoch bedenklich. Man toleriert einen Hinkmechanismus, in dessen Folge der Patient die muskuläre Kondition verliert, die er für normales Gehen benötigt. Zusätzlich kommt es zu unterschiedlich ausgeprägten konstitutionsabhängigen Überbelastungen der Fuß-, Knie-, Hüft- und LWS-Gelenke. Nur im Fall bestehender Schäden, die normales Gehen unmöglich machen, z. B. bei Paresen der Beinmuskulatur, wenn die notwendigen fallverhindernden muskulären Aktivitäten nicht mehr funktionieren, werden Hinkmechanismen zur vitalen Notwendigkeit.



Abb. 5.4a–d Einstellung der funktionellen Fußlängsachse. **a** Idealposition der funktionellen Fußlängsachse am Ende der Standbeinphase. Die funktionelle Fußlängsachse steht vertikal, **b** + Spurbreite und Konvergenz der funktionellen Fußlängsachse am Ende der Standbeinphase. Die Kleinzhenseite ist belastet, es besteht die Gefahr des Supinationstraumas, **c** Überholvorgang bei + Konvergenz

In der FBL Functional Kinetics ist Bewegungslernen nicht so eng definiert, dass es in der Therapie um die Normierung von Bewegungsabläufen geht. Ziel ist vielmehr, den Patienten an seine individuelle Idealmotorik heranzuführen. Das physikalische Bewegungsverständnis dient dabei als Orientierungsrahmen.

Um die optimale Spurbreite im Stehen vorzubereiten, muss der Patient lernen, seine Balance im Stand zu finden. Aus der Übertreibung der Minus- oder Plussspur kann der Patient seine optimale Spurbreite finden. Die therapeutische Übung „Geishagang“ bereitet das schmalspurige Gehen vor. Die mobilisierende Massage v. a. der Ab- und Adduktoren der Hüftgelenke kann dabei helfen, den Spannungszustand der Muskulatur herabzusetzen und die Durchblutung zu verbessern, wenn das mediale Gewebe am Oberschenkel oder eine Verkürzung der Abduktoren für den Breitspurgang verantwortlich sind (Spirgi-Gantert u. Suppé 2006).

5.2.1 Geishagang

Der Patient soll durch kleine Schritte auf den Vorfüßen den Körper ohne seitliche Gewichtsverschiebungen vorwärts transportieren. Der Geishagang ist eine standortverändernde Übung, bei der die Spurbreite der Gangspurbreite entspricht. Daher kommt es zu keinen seitlichen Gewichtsverschiebungen der Körperabschnitte Brustkorb und Kopf. Beide Kniegelenke in der Stand- und Spielbeinphase sind deblockiert, die Belastung ist nur auf den Vorfüßen und das obere Sprunggelenk bleibt annähernd in Nullstellung, am Kniegelenk. Der M. triceps surae am oberen Sprunggelenk und die Pronatoren an den Lisfranc- und Chopartgelenken müssen fallverhindernd arbeiten. Das entspricht der Koordination der fallverhindernden Muskelaktivitäten des Standbeins am Ende der Abrollung des Fußes am Boden über die funktionelle Fußlängsachse. Die fehlende Koordination dieser verschraubenden Stützfunktion des Standbeins ist das häufigste Manko beim Gehen.



Abb. 5.5 Kreuzgang

Nachdem der „Vorfußtrippler“ funktioniert, wird der Patient aufgefordert, mit kleinen Schritten vorwärts zu trippeln. Zu Beginn ist die Schrittfrequenz deutlich schneller als bei normalem Gehen. Unvermittelt soll der Patient dann wieder „normal“ gehen. Dieser Wechsel von Geishagang und normalem Gang verbessert die Abrollbewegung des Fußes auf dem Boden und den Überholvorgang des Beins (Abb. 5.6).

5.2.2 Rosinchen

Der Name der Übung „Rosinchen“ geht zurück auf die Geschichte einer jungen Mittelstreckenläuferin, die zur Verbesserung ihrer Leistungen ein Krafttraining der Beine absolvierte. Leider wurden ihre Leistungen aber schlechter. Sie kam als Patientin zu Susanne Klein-Vogelbach mit der Frage: „Hat die FBL unter ihren vielen Modellübungen kein ‚Rosinchen‘ für mein Problem?“ Bei der Untersuchung zeigte sich ein konstitutioneller kleiner Hüftgelenkabstand, der dem medialen Gewebe am Oberschenkel grundsätzlich wenig Platz lässt. Durch das Krafttraining hatte sich dieser Zustand verschlimmert. Das Überholmanöver des jeweiligen Spielbeins war erschwert. Die Patientin wurde erfolgreich behandelt – und die Übung bekam den Namen „Rosinchen“.

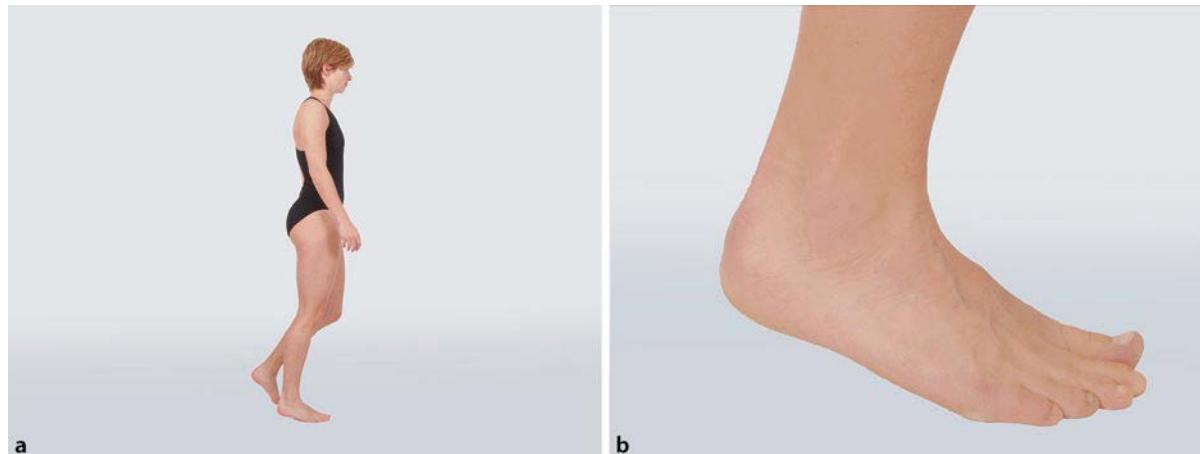
Beim „Rosinchen“ soll der Patient

- lernen, die Extensionstoleranzen der Hüftgelenke zu verbessern und
- ohne Abduktion der Hüftgelenke das automatische Überholmanöver der Beine flexorisch und extensorisch in den Hüftgelenken trainieren.

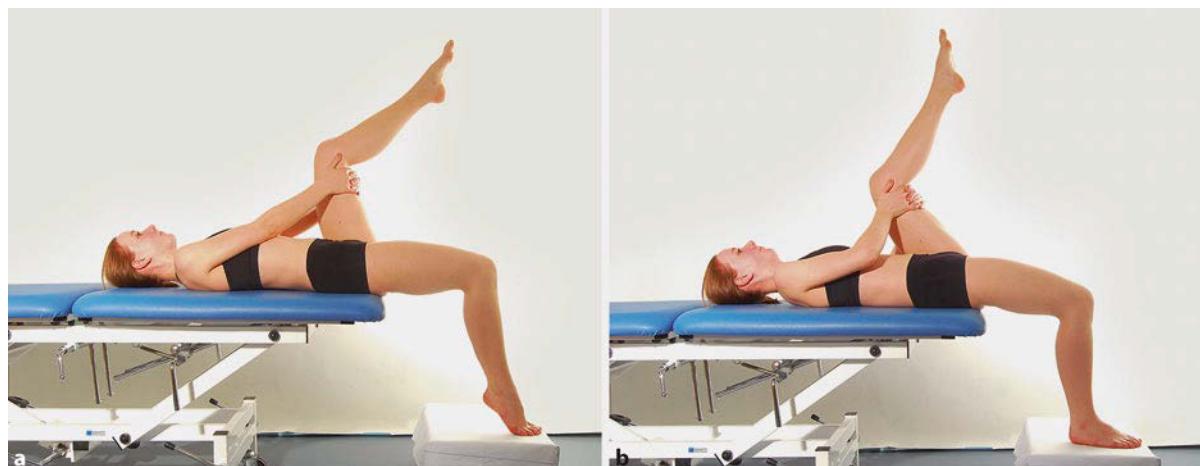
Um das Lernziel zu erfüllen und dem Patienten ein von ihm kontrollierbares Übungsprogramm anzubieten, liegt der Patient in der Ausgangsstellung auf dem Rücken am Ende einer Behandlungsbank, sodass der gesamte Oberschenkel frei ist. Ein Vorfuß steht in der Symmetrieebene auf dem Boden, sodass in dieser Position im Hüftgelenk noch Bewegungstoleranzen in Extension vorhanden sind. Gelingt dies nicht, muss die Bank etwas tiefer gestellt werden, um die Extensionstoleranzen in den Hüftgelenken zu vergrößern. Das andere Bein wird von den gefalteten Händen hinten am Oberschenkel in Hüftflexion gehalten. Das Kniegelenk steht in soviel Flexion, dass die Ischiokruralmuskulatur beinahe an die Grenze ihrer passiven Insuffizienz gerät. Dadurch wird die flexorische Bewegung des Beckens in der Lendenwirbelsäule unterstützt.

Die Verbesserung der Nachlassfähigkeit der Extensoren erfolgt durch zwei entgegengesetzte Primärbewegungen, die sich im Hüftgelenk auf der Standbeinseite im Sinne einer Widerlagerung treffen. Der Patient bewegt die Ferse auf der Standbeinseite zum Boden, und gleichzeitig zieht er das andere Bein im Hüftgelenk weiter Richtung Brustkorb, bis die Lendenwirbelsäule Kontakt mit der Unterlage bekommt. Damit hat sich das Becken weiterlaufend extensorisch im Standbeinhüftgelenk bewegt (Abb. 5.7).

Um die ideale Spurbreite zu üben, wechseln die Beine mehrmals hintereinander ihre Position. Dazu wird das im Hüftgelenk flektierte Bein weiter zum Brustkorb gezogen. In der Folge verliert das andere Bein den Bodenkontakt, weil die Extensionstoleranzen im Hüftgelenk ausgeschöpft sind. Das Bein kommt in Spielfunktion, und daher müssen die Hüftflexoren fallverhindernd arbeiten. Sobald das Bein durch die Dehnung des Iliopsoas flexorisch im Hüftgelenk in Bewegung geraten ist, wird es so weit angehoben, bis es von den Händen hinten am Oberschenkel gehalten werden kann. Während sich das eine Bein flexorisch nach oben bewegt hat, lässt das andere sich allmählich extensorisch im Hüftgelenk nach unten sinken. Es bewegt sich ganz dicht am anderen vorbei, bis der Vorfuß in der Symmetrieebene Bodenkontakt bekommt. So kann es einige Male hin- und hergehen. Der Therapeut achtet darauf, dass der Überholvorgang schmalspurig erfolgt. Bei Verkürzungen der Hüftabduktoren und v. a. des Tensor und der Fascia latae wird der Fuß Schwierigkeiten haben, die Symmetrieebene zu treffen und dort zu bleiben. In der ersten Phase des Bewegungsablaufs kann der Therapeut die Dehnung un-



■ Abb. 5.6a,b Wechsel vom Vorfußtrippler zum normalen Gang. a Ideale Einstellung des Standbeins links: flexorisch im Kniegelenk, extensorisch im Großzehengrundgelenk, b exzentrische Arbeit der Zehenflexoren, um mit kleinen Schritten nach vorn zu gehen



■ Abb. 5.7a,b Rosinchen. a Ausgangsstellung zur Verbesserung der Nachlassfähigkeit der Muskulatur, b Endstellung zur Mobilisation des rechten Hüftgelenks in Extension. (aus Suppé et al. 2011)

terstützen. Er muss vor allem darauf achten, dass durch die Adduktion im Hüftgelenk keine unerwünschte weiterlaufende Lateralflexion in der Wirbelsäule entsteht (■ Abb. 5.8).

Lumbale Schmerzen, die während oder nach der Übung auftreten, sind eine Kontraindikation für das eigenständige Üben, da sie zumeist ihre Ursache in der unkorrekteten Ausführung des Bewegungsablaufs haben. Während der Luftphase beider Beine wird die Lendenwirbelsäule in Extensionsstellung destabilisiert und erfährt eine massive Schubbelastung ihrer passiven Strukturen.

5.2.3 Mobilisierende Massage der Adduktoren des Hüftgelenks

Eine gestörte Nachlassfähigkeit der Muskulatur (Suppé 2011) ist ebenso wie ihre gestörte Kontraktionsfähigkeit eine Folge der **Adaption** an die Haltung. Menschen mit kleinem Hüftgelenkabstand neigen dazu, breitspuriger zu stehen und zu gehen, weil nicht genügend Platz für das mediale Gewebe am Oberschenkel vorhanden ist. Durch die vergrößerte Spurbreite stehen die Beinachsen nicht mehr vertikal, und die optimale Stützfunktion geht verloren. So entstehen durch die Neigung der Beinlängsachsen Abstützaktivitäten mit entsprechenden Rutschtendenzen an den Kontaktstellen der Füße mit dem Boden, die durch die Adduktoren verhindert werden. Hypertrophe Adduktoren verhindern jedoch, dass sich die Beine in optimaler

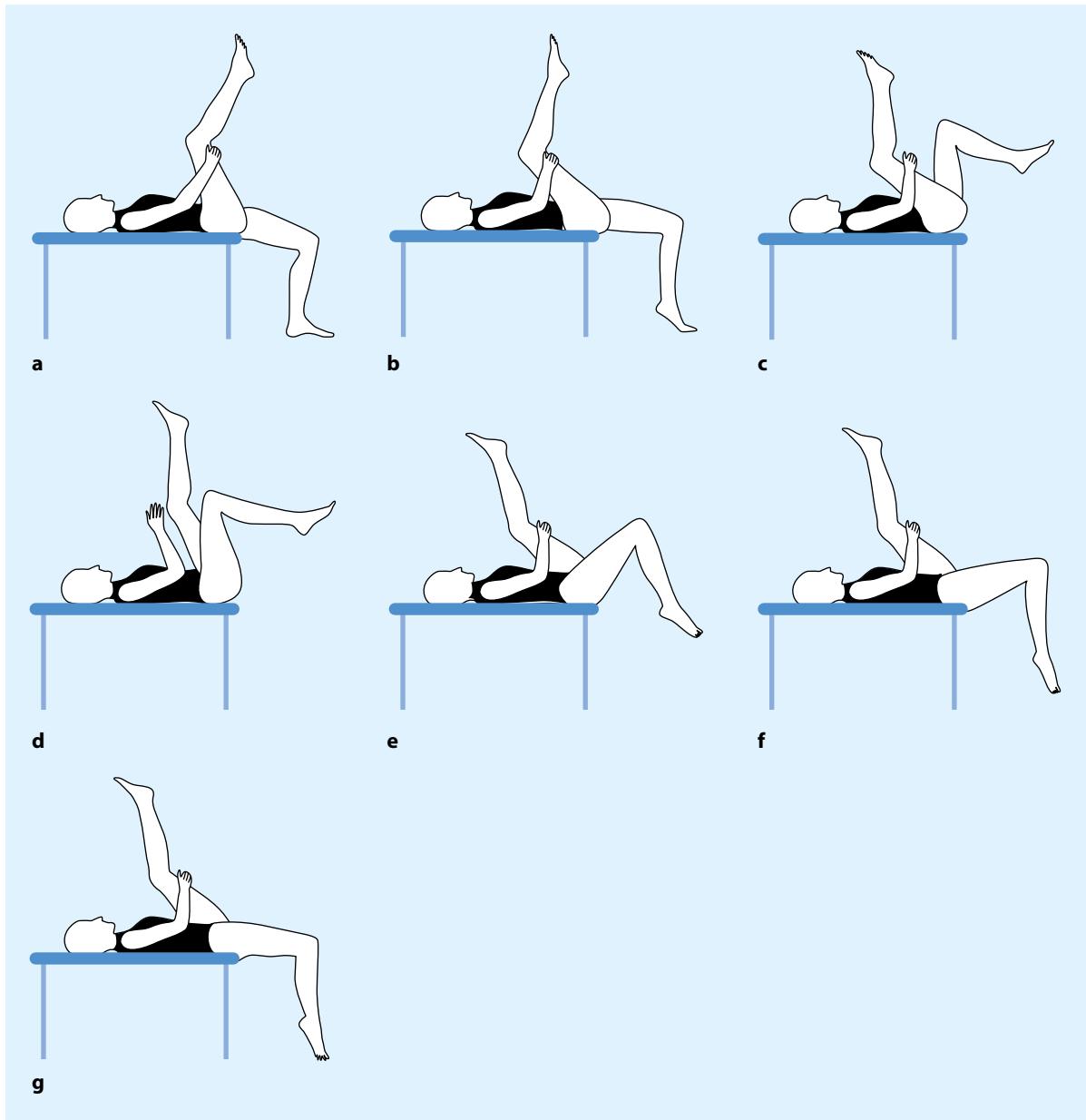


Abb. 5.8a–g Rosinchen zum Üben des Überholvergangs. **a** Ausgangsstellung, **b** linker Fuß kurz vor der Ablösung vom Boden, **c** linkes Bein in deutlicher Hüftflexion, **d** das linke Bein wird im nächsten Augenblick von den Händen „gefangen“, **e** das Bein wird weiter zum Brustkorb gezogen, während sich das andere allmählich extensorisch im Hüftgelenk zum Boden senkt, **f** das rechte Hüftgelenk hat die Nullstellung erreicht (die Lendenwirbelsäule hat Kontakt mit der Unterlage), **g** kurz vor der Landung der rechten Fußspitze auf dem Boden

Spurbreite beim Gehen aneinander vorbei bewegen. Eine mobilisierende Massage der Adduktoren soll den Spannungszustand der Muskulatur herabsetzen und die Durchblutung des Gewebes verbessern.

In der Ausgangsstellung liegt der Patient in Rückenlage auf der Behandlungsbank und wird aufgefordert, alternierend das rechte und linke Bein in Richtung Fußende zu schieben. Dadurch entstehen weiterlaufend Ab- und

Adduktion in den Hüftgelenken und eine Lateralflexion in der Lendenwirbelsäule. Der Patient kann die Bewegung am Becken des Patienten unterstützen. Mit Beginn der Massage wechselt eine Hand an die mediale Seite des Oberschenkels und zieht die Adduktoren in die Hohlhand. Während der Adduktion wird die Muskulatur durch leichtes Anheben quer zum Faserverlauf walkend bearbeitet. Auf dem Rückweg wird sie wieder heruntergedrückt.



Abb. 5.9a–c Mobilisierende Massage der Adduktoren des rechten Hüftgelenks. **a** Aus Nullstellung, **b** bei angestelltem Bein, **c** in Seitlage. (aus Stübermann 2009)



Abb. 5.10a–c Mobilisierende Massage der Abduktoren des Hüftgelenks. **a** Aus der Nullstellung, **b** aus Flexionsstellung im Hüftgelenk, **c** während der Feinmobilisation in transversale Abduktion. (aus Stübermann 2009)

Die Behandlungstechnik kann ebenso mit angestelltem Bein durchgeführt werden. Dann wird das Knie alternierend nach medial und lateral bewegt, adduktorisch/innenrotatorisch und abduktorisch/aussenrotatorisch im Hüftgelenk vom distalen Gelenkpartner aus. Dabei rollt der Fuß auf der Behandlungsbank von seiner medialen auf die laterale Seite. Der Therapeut massiert die Abduktoren im Rhythmus der Bewegung quer zum Faserverlauf während der Annäherung der Muskulatur.

Erfolgt die Massage in Seitlage, wird der Patient aufgefordert, das oben liegende Knie alternierend nach vorn und hinten zu schieben. Dabei bewegt sich das oben liegende Hüftgelenk transversalab- und -adduktorisch, das untere Hüftgelenk und die Wirbelsäule bewegen sich rotatorisch. Eine Hand des Therapeuten liegt auf der Glutäalmuskulatur und unterstützt die Bewegung des Beckens nach vorn und hinten. Die andere Hand umfasst den Oberschenkel von innen und zieht während der Rückwärtsbewegung des Beckens die Muskulatur nach ventral/lateral. Mit dieser Technik kann die gesamte Muskulatur medial am Oberschenkel massiert werden (Abb. 5.9).

5.2.4 Mobilisierende Massage der Abduktoren des Hüftgelenks

Besteht eine Verkürzung der Abduktoren des Hüftgelenks, muss deren Nachlassfähigkeit verbessert werden. Die mo-

bilisierende Massage wird dann nicht in der Annäherung der Muskulatur, sondern in ihrer Dehnung durchgeführt.

Ausgangsstellung und Position des Therapeuten bleiben gleich, nur liegen die Hände des Therapeuten kranial und kaudal vom Trochanter major an der lateralen Seite des Oberschenkels. Während der Adduktion des Beckens im Hüftgelenk wird das gesamte umliegende Gewebe wankend zusammengeschoben (Abb. 5.10).

Literatur

- Davies PM (2002) Hemiplegie. Springer, Berlin Heidelberg
- Klein-Vogelbach S (1984) Funktionelle Bewegungslehre. Springer, Berlin Heidelberg
- Klein-Vogelbach S (1995) Gangschulung zur Funktionellen Bewegungslehre. Springer, Berlin Heidelberg
- Murray PM, Drought AB, Kory RC (1964) Walking patterns of normal men. J Bone Joint Surg Am 46:335–360
- Saunders M et al. (1953) The major determinants in normal and pathological gait. J Bone Joint Surg 35: 543–558
- Schünke M et al. (2007) Prometheus: Lernatlas der Anatomie. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Thieme, Stuttgart
- Spirgi-Gantert I, Suppé B (2006) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics. Therapeutische Übungen. Springer, Berlin Heidelberg
- Stübermann R (2009) Mobilisierende Massage. In: Spirgi-Gantert I, Suppé B. (Hrsg) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics. Behandlungstechniken. Springer, Berlin Heidelberg, S 180–183
- Suppé B, Bacha S, Bongartz M (2011) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics praktisch angewandt. Becken und Beine untersuchen und behandeln. Springer, Berlin Heidelberg

Schrittänge

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 Linksschritten in Anlehnung an die Nomenklatur von Inman et al. (1981). Beim normalen Gang sind diese Rechts- und Linksschritte 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 Schrittänge wird vom Fersenkontakt eines Fußes zum Fersenkontakt des anderen Fußes gemessen und beträgt durchschnittlich 2,5–4 Fußlängen, was einer effektiven Schrittänge zwischen $+/- 60$ cm und $+/- 96$ cm entspricht. Jeder Mensch hat jedoch seine persönliche Schrittänge. 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 Schrittänge vergleichbar beobachtet werden kann, muss man eine Schrittfrequenz von 110–120 Schritten pro Minute zugrunde legen, da sich die Schrittänge mit unterschiedlicher Frequenz ebenfalls verändert.

Bei der Beurteilung der Schrittänge 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 Schrittänge (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 Schrittänge (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 Schrittänge 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 Unterarmgehstützen 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“ (Spirlgi-Gantert u. Suppé 2006).

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

6.2.1 Widerlagernde Mobilisation des Hüftgelenks bei eingeschränkter Extension/Innenrotation

Ausgangsstellung Seitlage, 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 zusammenge setzt.

Becken Das Becken bewegt sich extensorisch/innenrotatorisch im Hüftgelenk.

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

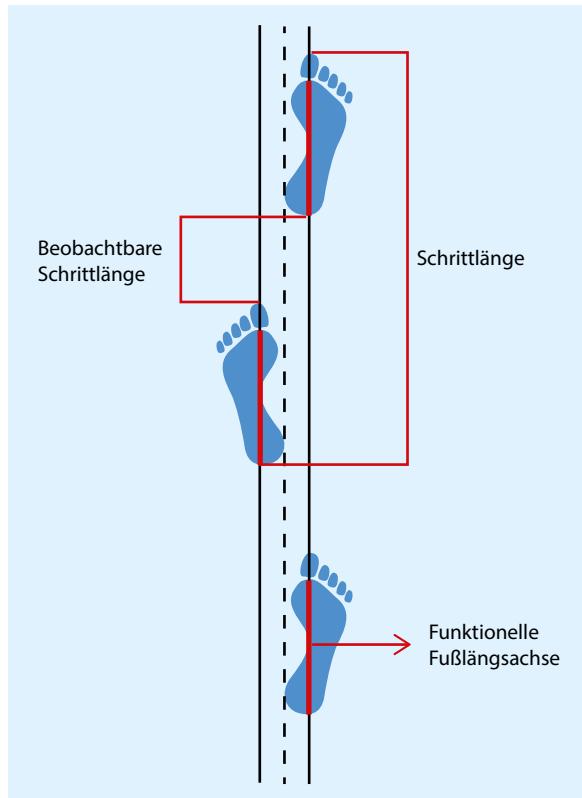


Abb. 6.1 Schrittänge

Dabei dreht sich das Becken nach hinten/... der Bauch bleibt kurz und zeigt zur Decke/... der Rücken wird rund und dreht etwas zur Unterlage.

Bein Das Bein bewegt sich extensorisch im Kniegelenk durch Drehpunktverschiebung, weiterlaufend extensorisch im Hüftgelenk. Dadurch werden auf die Lendenwirbelsäule weiterlaufende extensorische Aktivitäten vermieden, welche die Bewegungen des Beckens stören würden.

Instruktion Die Ferse schiebt geradlinig zum Fußende. Dabei zeigt das Knie immer nach vorn.

Der Therapeut kann den Lernweg durch gezielte Widerstände unterstützen:

- an der Ferse (Vorbereitung der Stützfunktion des Beins),
- am Becken (um die Extensoren und Innenrotatoren vom proximalen Gelenkpartner aus zu aktivieren),
- am Drehpunkt.

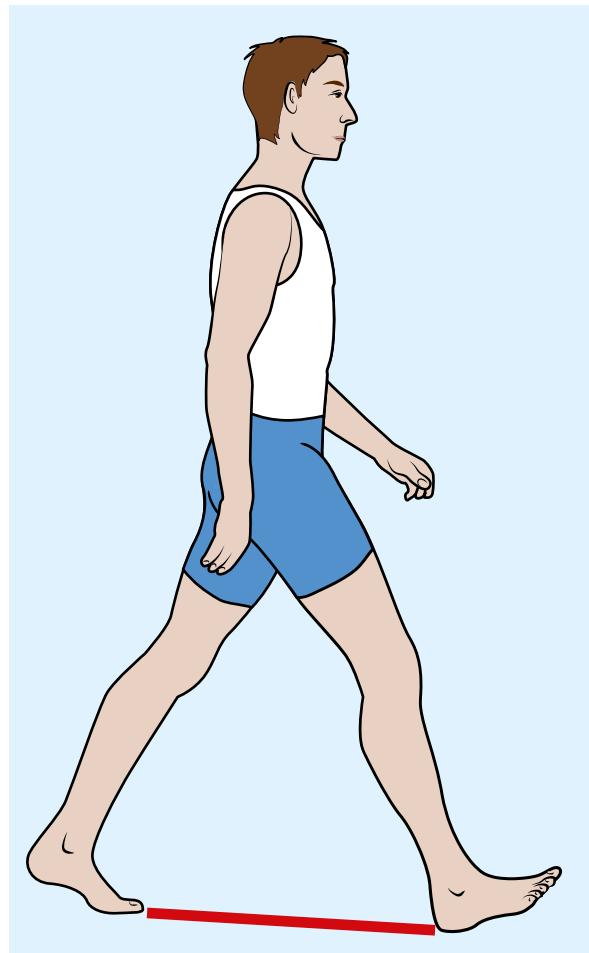


Abb. 6.2 Beobachtbare Schrittänge

6.2.2 Hubarme Mobilisation des Hüftgelenks in Extension und Innenrotation

Ausgangsstellung Stand auf dem zu mobilisierenden Bein, das andere Bein auf einer Kiste abgestellt (Abb. 6.4).

Bewegungsablauf Verlagerung des Körperschwerpunkts auf das vordere Bein. Das Knie wird nach vorn geschoben. Dabei bewegt sich das Becken extensorisch/innenrotatorisch im Standbeinhüftgelenk.

Instruktion Schieben Sie das Knie weit nach vorn und heben Sie die Ferse ab. Achten Sie darauf, dass bei dem anderen Bein

- die Ferse auf dem Boden stehen bleibt,
- das Knie immer nach vorn zeigt und
- das Türmchen vertikal bleibt.



Abb. 6.3a–d Schrittverkürzung rechts bei Bewegungseinschränkung im linken Hüftgelenk. **a** Der Trochanterpunkt dreht nach hinten, dadurch kann das rechte Bein nicht weiter überholen. **b** Durch eine Beugekontraktur im linken Hüftgelenk kann der Trochanterpunkt das Kniegelenk nicht überholen. Dadurch vermindert sich der Überholvorgang des rechten Beins. **c** Durch fehlende Fersenablösung bleibt das Kniegelenk zu weit hinten und verhindert damit den Vorwärtstransport des Körperschwerpunkts. Die Schrittänge rechts bleibt gering. **d** Schrittverkürzung rechts durch Kombination von fehlender Fersenablösung und Rückwärtsbewegung des Trochanterpunkts auf der Standbeinseite

Das gleichzeitige Abheben der Ferse auf dem vorderen Bein verstärkt die Flexion im Hüftgelenk. Das führt weiterlaufend zur Widerlagerung der Extension im Standbeinhüftgelenk durch Gegenbewegung.

6.2.3 Auf und zu

Mit dieser Übung lernt der Patient, seine Hüftgelenke aktiv extensorisch zu mobilisieren (**Abb. 6.5**).

Um die Hüftgelenke maximal zu extendieren, erfolgt die Bewegung von beiden Gelenkpartnern aus. Der Patient stellt sich vor die Behandlungsbank, sodass die Knie die Liege berühren. Er achtet darauf, dass der Druck unter den Füßen gleichmäßig verteilt ist und sich auch während der Bewegung nicht verändert. Die Bewegung beginnt, indem er die Hüftgelenke nach vorn/oben schiebt und simultan die Knie von der Bank entfernt.

Zum Erlernen der Übung, oder wenn die weiterlaufenden Bewegungen nicht in der Brustwirbelsäule extensorisch stabilisiert werden können, wählt man eine andere Ausgangsstellung.

Ausgangsstellung Stand mit dem Rücken an der Wand. Die Hüft- und Kniegelenke sind leicht flektiert, die Lendenwirbelsäule ist in vermehrter Extension.

Zuerst wird die Bewegung des Beckens geübt und dann mit den Beinbewegungen kombiniert.

Becken Das Becken bewegt sich extensorisch in den Hüftgelenken.

Instruktion Das Becken nach hinten kippen, bis die Lendenwirbelsäule Kontakt mit der Wand bekommt/Steißbein einziehen.../Unterbauch kurz machen... etc.



Abb. 6.4a,b Hubarme Mobilisation des linken Beins in Extension/Innenrotation. a Ausgangsstellung, b Endstellung. (aus [Spirgi-Gantert u. Suppé 2009](#))

Bedingung Der Therapeut achtet darauf, dass der zervikothorakale Übergang Kontakt mit der Wand behält bzw. der Oberbauch lang bleibt, um eine Flexion der Wirbelsäule vom kranialen Gelenkpartner zu vermeiden.

Beine Die Knie bewegen sich gleichzeitig so langsam nach hinten, dass der Rücken den Kontakt mit der Wand nicht verliert.

Bei + Gewicht am Gesäß oder starker Lordose kann die Lendenwirbelsäule möglicherweise keinen Kontakt mit der Wand herstellen. Wenn der Patient seine Hand zwischen Wand und LWS legt, kann er den Druck spüren, der durch die Beckenbewegung erfolgt. Bei den Bewegungen der Knie nach hinten muss die Intensität des Drucks unbedingt erhalten bleiben.

Um den Lernprozess zu unterstützen, kann der Therapeut in der Leiste und in den Kniegelenken leichte Widerstände geben, um die Bewegungsrichtung zu fazilitieren.

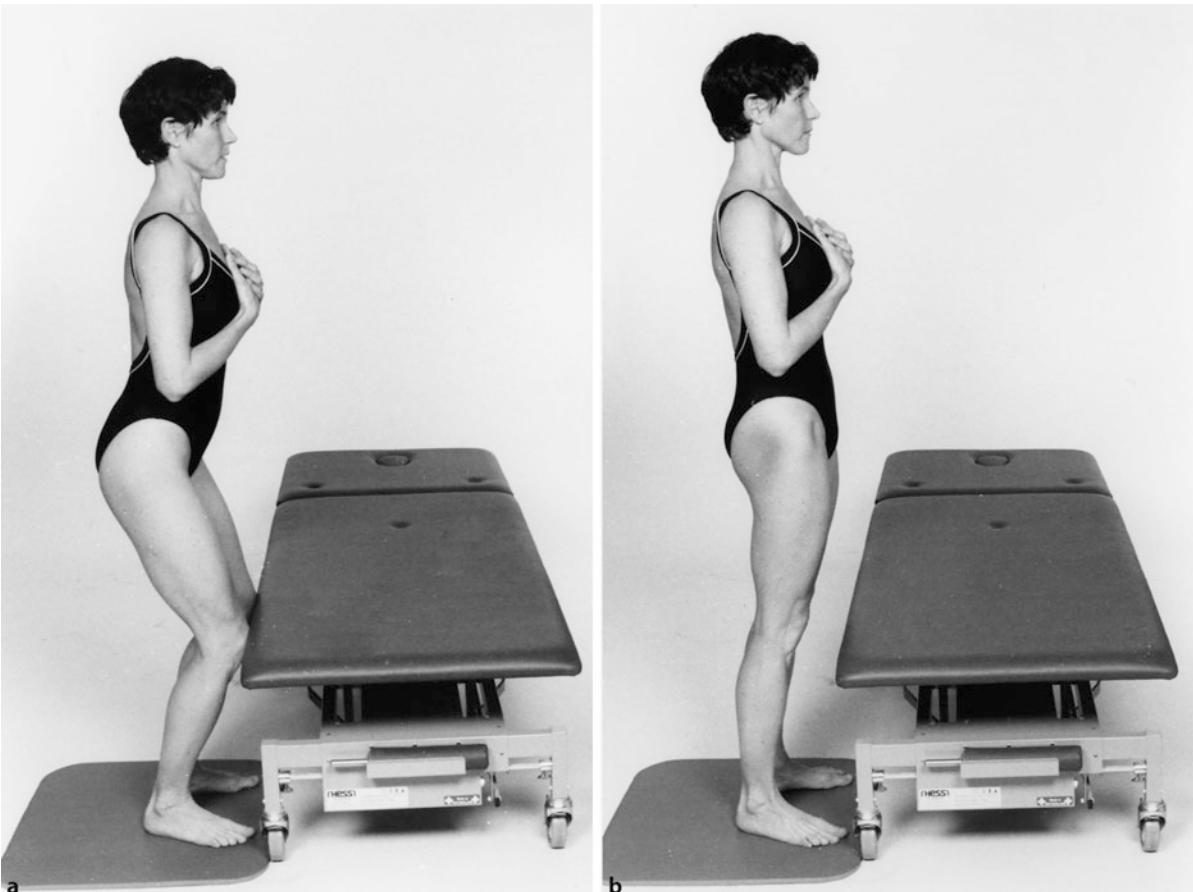


Abb. 6.5a,b Auf und zu. a Ausgangsstellung, b Endstellung. (aus Spirgi-Gantert u. Suppé 2006)

Literatur

- Inman VT et al. (1981) Human walking. Williams & Wilkins, Los Angeles
Klein-Vogelbach S (1995) Gängschulung zur Funktionellen Bewegungslehre. Springer, Berlin Heidelberg
Spirgi-Gantert I (2009) Mobilisierende Massage. In: Spirgi-Gantert I, Suppé B (Hrsg) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics. Behandlungstechniken. Springer, Berlin Heidelberg, S 135
Spirgi-Gantert I, Suppé B (2006) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics. Therapeutische Übungen. Springer, Berlin Heidelberg
Spirgi-Gantert I, Suppé B (Hrsg) (2009) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics. Behandlungstechniken. Springer, Berlin Heidelberg

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 Gewölbebogen an der medialen Seite höher ist als lateral. Er verläuft vom Tuber calcanei über Talus, Naviculare, die 3 Cuneiformia zu den Köpfen der Mittelfußknochen I–III. An der Außenseite verläuft der Gewölbebogen 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 schmäler 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.

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 Unterschenkellängs-

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 (Suppé et al. 2011).

Checkliste

- Können die Ober- und Unterschenkellängsachsen im Stand übereinander eingestellt werden und auch unter Belastung gehalten werden?
- Ist die effiziente Belastung der tragenden Gelenke durch Rotationsverschraubung gewährleistet?
- Sind die Fußgelenke so beweglich, dass die Längswölbung der Füße hergestellt und bei Belastung gehalten werden kann?
- 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?
- Genügen die Bewegungstoleranzen dieser Gelenke für den Überholvorgang des Spielbeins beim Gehhen?

7.1.1 Längs- und Querwölbung der Füße

Die **Längswölbung** der Füße entsteht dadurch, dass der Vorfuß in Pronation und der Rückfuß in Inversion gegenüber einander 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,

7.1 • Untersuchung der virtuellen Bein- und Fußachsen

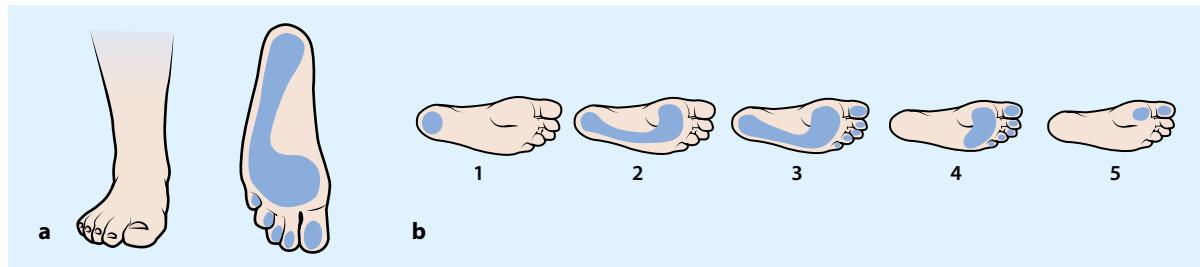


Abb. 7.1a,b Fußabdruck a im Stehen, b beim Gehen

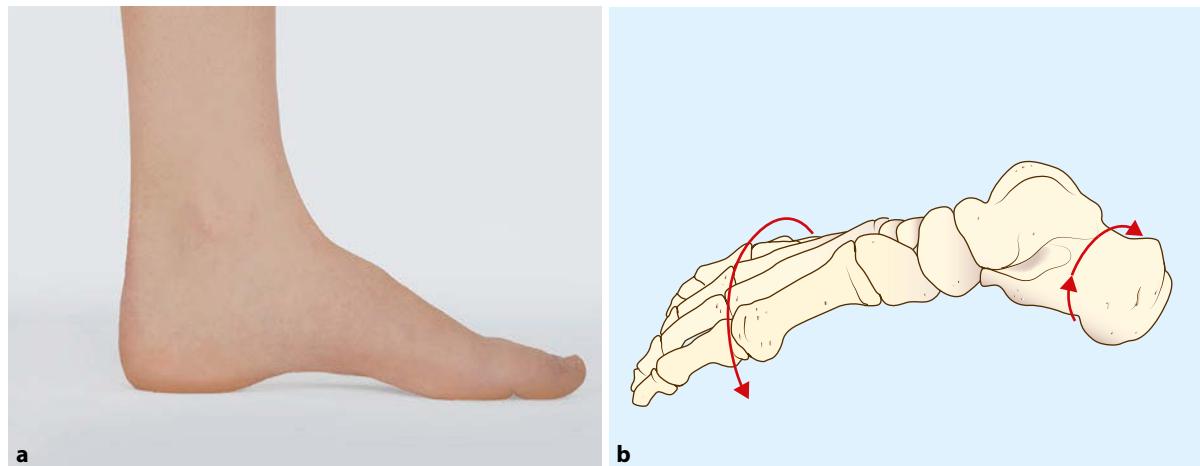


Abb. 7.2a,b Längswölbung des Fußes. a In vivo, b Verschraubung des Fußes



Abb. 7.3a,b Querwölbung des Fußes. a Abgesunkene Querwölbung, b normale Querwölbung. Auffällig sind die hyperextendierten Mittelgelenke der rechten Zehen

sodass die Beuge-Streck-Achsen der Grundgelenke horizontal stehen. Achsabweichungen v. a. des Rückfußes führen sowohl nach kranial als auch nach kaudal zu weiterlaufenden Fehlstellungen. Eine Achsabweichung in Eversion führt zum Absinken der Längswölbung und zum Verlust der Keilfunktion der 3 Keilbeine. Der Brückebogen wird

dann nicht mehr gut unterstützt, und es entstehen Knick-, Senk- und Plattfüße.

Eine normale **Querwölbung** des Vorfußes zeigt sich am unbelasteten Fuß in einer leichten Flexionsstellung der Zehengrundgelenke (Abb. 7.3). Unter Belastung sinkt das Quergewölbe zu Boden, was für die transversal

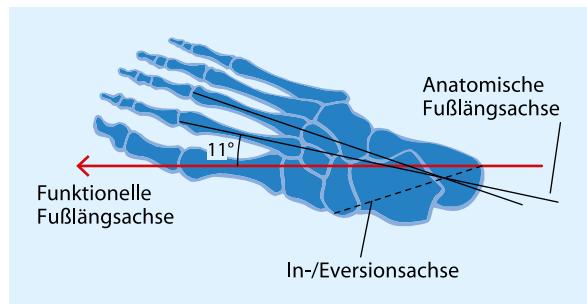


Abb. 7.4 Anatomische und funktionelle Fußlängsachse

verlaufenden Muskeln eine exzentrische, stoßdämpfende Wirkung hat. Die gespeicherte Energie kann beim Gehen als Propulsionsimpuls wieder freigegeben werden. Der Verlust der Querwölbung führt zur Entwicklung eines **Spreizfußes**, bei dem die Hauptbelastung auf den Metatarsalköpfchen liegt, was zu starken Schmerzen beim Gehen führen kann.

7.1.2 Funktionelle Fußlängsachse

Die funktionelle Fußlängsachse verläuft vom lateralen Calcaneus zum Großzehengrundgelenk und zeigt beim Gehen in Fortbewegungsrichtung. Abweichungen nach medial (Konvergenz) oder lateral (Divergenz) können verschiedene Ursachen haben (Abb. 7.4). Als strukturelle Ursachen kommen Abweichungen der normalen Torsionen des Femur und der Tibia in Frage. Bei rotatorischer Instabilität der Kniegelenke sind die Unterschenkel im Knie häufig außenrotiert. Funktionell kann eine vergrößerte Innen- oder Außenrotation im Hüftgelenk für die Abweichung der funktionellen Fußlängsachse verantwortlich sein. So gehen z. B. Balletttänzer häufig mit stark außenrotierten Beinen.

7.1.3 Einstellung der Flexions-Extensions-Achsen

Um beim Gehen den größten Weggewinn zu erzielen, müssen sich die Flexions-Extensions-Achsen (Beuge-Streck-Achsen) von Hüft-, Knie- und Großzehengrundgelenk parallel und rechtwinklig zur Fortbewegungsrichtung einstellen lassen. Wenn diese Gelenke in einer gemeinsamen Sagittalebene stehen, müssen die Flexions-/Extensionsbewegungen ohne Abweichungen des Kniegelenks nach medial und ohne Abweichung des Fußes in Supination möglich sein.

Der Test erfolgt in Rückenlage. Der Therapeut stellt Großzehengrundgelenk, Knie- und Hüftgelenk in eine gemeinsame Sagittalebene ein und bewegt das Knie- und Hüftgelenk flexorisch und extensorisch, indem er den

Fuß dorsalextensorisch und plantarflexorisch im oberen Sprunggelenk über die Ferse schaukeln lässt. Dabei unterstützt eine Hand die Bewegung des Kniegelenks ausschließlich nach oben und unten. Der Therapeut achtet darauf, dass das Kniegelenk nicht nach medial abweicht. Mit der anderen Hand greift er den Vorfuß und veranlasst die Flexions-/Extensionsbewegungen im Großzehengrundgelenk durch Drehpunktverschiebung. Der Fuß muss sich während der Plantarflexion ausreichend pronieren können, damit die Beuge-Streck-Achse des Großzehengrundgelenks weiterhin parallel und frontotransversal stehen kann (Suppé 2007).

Bei verminderter Beweglichkeit des Fußes in Pronation kommt es bei der Untersuchung zu einer unerwünschten weiterlaufenden Bewegung. Während der Therapeut den Vorfuß nach medial/kaudal dreht (Plantarflexion/Pronation), kommt es nach kranial weiterlaufend zur Eversion im unteren Sprunggelenk. Die Tibia wird ebenfalls weiterlaufend nach medial gedreht. Da gleichzeitig eine Extension im Kniegelenk stattfindet, werden auch die Femurkondylen von der weiterlaufenden Bewegung erfasst und nach medial gedreht, innenrotatorisch im Hüftgelenk.

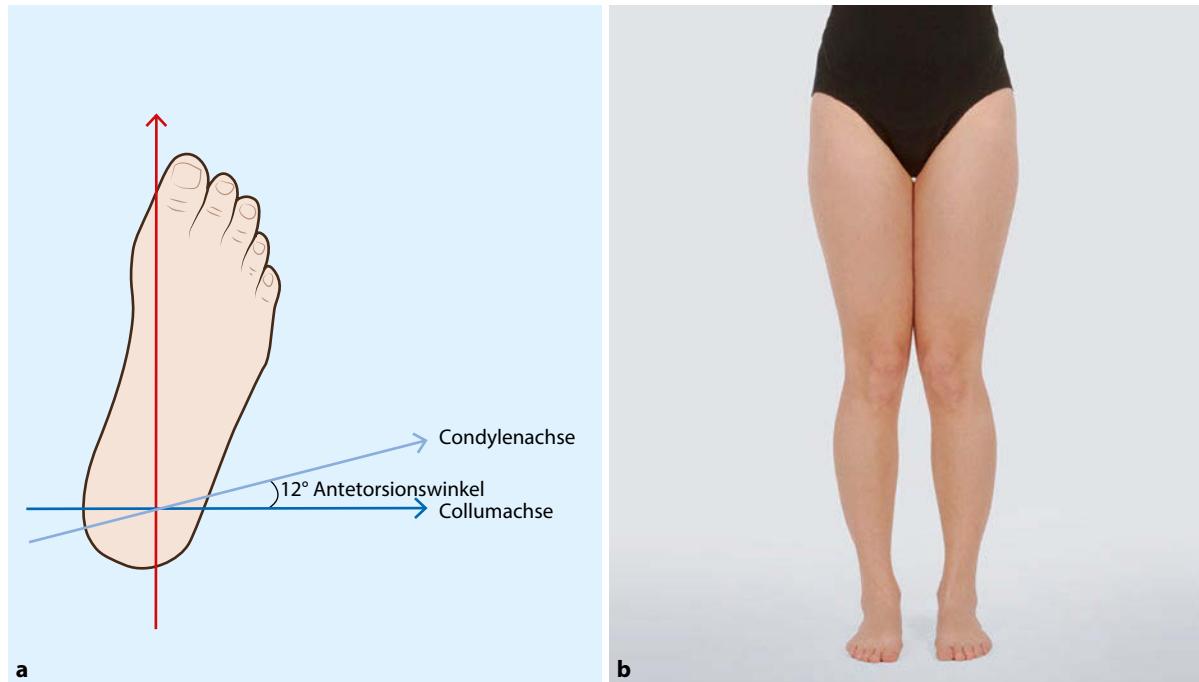
Die verminderte Pronationsbeweglichkeit kann u. a. dadurch entstehen, dass unter Belastung der Rückfuß in Eversion steht und dadurch die Längswölbung des Fußes abflacht, was einer Supination vom proximalen Gelenkpartner gleichkommt.

7.1.4 Antetorsion

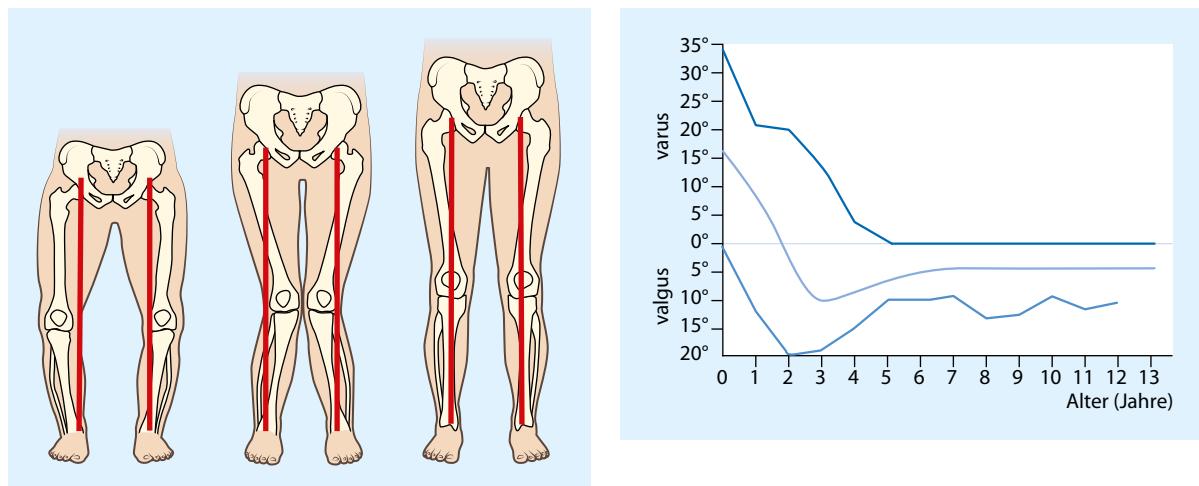
Besonders transversale Abweichungen der knöchernen Beinachsen können das Abrollen über die funktionelle Fußlängsachse verhindern. Die Einstellung der Flexions-Extensions-Achsen des Standbeins rechtwinklig zur Fortbewegungsrichtung ermöglicht es dem Körper, seinen Schwerpunkt mit dem größtmöglichen Weggewinn nach vorn zu transportieren. Die Voraussetzung dafür ist, dass Ante- und Tibiatorsion sich optimal miteinander entwickelt haben. Aus einer verstärkten bzw. abgeschwächten Torsion des Femurschaftes resultieren unterschiedlich große Torsionswinkel (Abb. 7.5). Dies führt bei zentriertem Hüfte zu einer vermehrten Konvergenz oder Divergenz der funktionellen Fußlängsachse mit einem entsprechend veränderten Gangbild.

Während der sensomotorischen Entwicklung kommt es zu einer Veränderung der Achsen- und Torsionsverhältnisse am Ober- und Unterschenkel. Zum Zeitpunkt der Geburt ist die Beinachse varisch, die Antetorsion ist groß und die Tibiatorsion noch nicht ausgebildet. Ab dem 3. Lebensjahr kommt es zu einer charakteristischen Valgusstellung im Kniegelenk (Maier u. Killmann 2003) (Abb. 7.6).

7.1 • Untersuchung der virtuellen Bein- und Fußachsen



■ Abb. 7.5a,b Antetorsion des Femur. a Normaler Antetorsionswinkel von etwa 12°. Die funktionelle Fußlängsachse zeigt nach vorn, b vergrößerter Antetorsionswinkel (Coxa antetorta), typisch ist ein vermehrt innenrotatorisches Gangbild, bei dem die funktionelle Fußlängsachse konvergiert



■ Abb. 7.6 Entwicklung von der Varus- über die Valgusbeinachse zum gestreckten Bein

Dann verläuft die Traglinie des Beins (Mikulicz-Linie) lateral vom Hüftgelenk. Zusammen mit dem Sprung- und Fersenbeinwachstum führt die Beinachsenentwicklung zur Ausbildung des Fußgewölbes.

Im Erwachsenenalter hat sich die Antetorsion auf 12° zurückgebildet, und die Tibiatorsion beträgt 23°. Die anatomische Fußlängsachse steht bei physiologischen Torsionen in 11° Divergenz zur Fortbewegungsrichtung (■ Abb. 7.7). Die funktionelle Fußlängsachse steht damit genau nach vorn in Fortbewegungsrichtung. Die funk-

tionelle Fußlängsachse ist eine virtuelle Achse, die von der Aufrechterhaltung der subtalaren Verwringung (inversorisch/pronatorisch) und damit der Gewölbebildung (Längs- und Quergewölbe des Fußes) abhängig ist. Durch die Einstellung der funktionellen Fußlängsachse in Fortbewegungsrichtung ist der Abrollweg am längsten und damit der Wegewinn am größten.

Abweichungen führen zu einer Störung der gesamten Beinachsenbelastung. Daher ist diesem Beobachtungskriterium ein großer Stellenwert zu geben.



Abb. 7.8a-d Untersuchungsergebnisse bei einer vergrößerten Antetorsion. a Überprüfung der Innen-/Außenrotation, b Schneidersitz, c Zwischenfersensitz, d Sitz mit hängenden Unterschenkeln. (aus Suppé 2007)

Beurteilung der Antetorsion

Um die Antetorsion zu messen, untersucht der Therapeut zuerst die Beweglichkeit der Hüftgelenke in Rotation. In der Norm beträgt die Innenrotation aus Nullstellung 40–50° und ca. 10° weniger Außenrotation. Diese geringere Außenrotation erklärt sich durch das Einnehmen der Nullstellung. Da die Femurkondylen normalerweise 12° nach medial gedreht sind (dann steht der Schenkelhals frontotransversal, und das Gelenk ist zentriert), muss man, um die Nullstellung einnehmen zu können, eine Außenrotation machen. Diese 10° Außenrotation „fehlen“ bei der Messung und werden der Innenrotation zugeschrieben.

Bei der Untersuchung des Bewegungsverhaltens zeigt sich eine große Antetorsion darin, dass der Schneidersitz nur schlecht eingenommen werden kann, während der Zwischenfersensitz mühelos gelingt. Beim Sitzen mit hängenden Unterschenkeln zeigen die Unterschenkellängsachsen nach außen (Abb. 7.8).

7.1.5 Tibiatorsions

Projiziert man die queren Achsen der proximalen (Tibiaplateau) und distalen Tibia (Malleolengabel) aufeinander, schließen sie einen Winkel von ca. 23° ein, d. h., die Querachse des oberen Sprunggelenks ist gegenüber der Querachse des Tibiaplateaus um 23° nach außen gedreht.

Der Untersucher schätzt die Größe der Tibiatorsion im Seitenvergleich, indem er mit einer Hand die Beuge-

Streck-Achse des Kniegelenks (Querachse des Tibiakopfs) parallel zur Unterlage einstellt und mit der anderen Hand die Malleolengabel umfasst.

► Wenn der Hüftkopf in der Gelenkpfanne zentriert ist, zeigt sich die Antetorsion an den um 12° nach medial gedrehten Femurkondylen.

Die Tibiatorsion von 23° hat den Fuß nach lateral gedreht.

Die verbleibenden 11° divergiert die anatomische Fußlängsachse – die funktionelle Fußlängsachse zeigt nach vorn (Abb. 7.9).

7.2 Abweichungen und Hinkmechanismen

Abweichungen der Fuß- und Beinachsen führen beim Gehen zur Destabilisation und zum Verlust der optimalen Stützfunktion. Nachfolgend sind die wesentlichen Abweichungen und ihre funktionellen Auswirkungen auf das Gehen beschrieben.

7.2.1 Abweichungen der Fußachsen

Eine Achsabweichung des Calcaneus in Eversion führt zum Absinken der Längswölbung und zum Verlust der Keilfunktion der 3 Keilbeine. Der Brückenbogen wird dann nicht mehr gut unterstützt und es entstehen Knick-, Senk- und Plattfüße.

Bei einem Plattfuß verlagert sich die Belastung mehr nach medial und bei weiterer Vorwärtsbewegung des Körpers wird hauptsächlich der erste Strahl belastet. Die Fehlstellung des Rückfußes ist ausschlaggebend für eine Dysfunktion der Muskulatur; die medialen Muskeln werden überdehnt und aktiv insuffizient. Beim Gehen verlagert sich die Druckbelastung nach medial. Die zu starke Eversion des Calcaneus hat eine Rotation der Tibia nach medial, innenrotatorisch im Kniegelenk, zur Folge, was wiederum einen medialen Kollaps begünstigt (Abb. 7.10).

Eine Achsabweichung des Calcaneus in Inversion (Pes varus) geht mit einer verstärkten Pronation des Vorfußes einher. Die Keilbeine sind im Brückenbogen regelrecht verklemmt. Der Mittelfuß verliert dadurch seine Elastizität und wird rigid. Dieser sogenannte Hohlfuß zeichnet sich durch ein hohes longitudinales Fußgewölbe aus, was eine Verkürzung des Fußes und eine schräge Stellung der Metatarsalköpfchen beim Bodenkontakt bedeutet. Ein Hohlfuß hat in der Regel eine starrere Mechanik mit einer minimalen Fähigkeit, Energie zu absorbieren, der natürliche Federmechanismus des Fußes ist verringert. Die Belastungslinie verläuft lateral der Fußachse und geht erst spät nach medial über (Abb. 7.11).

Der Verlust der Querwölbung führt zur Entwicklung eines **Spreizfußes**, bei dem die Hauptbelastung auf den Metatarsalköpfchen liegt und zu starken Schmerzen beim Gehen führen kann. Die stoßdämpfende Wirkung der transversal verlaufenden Muskeln geht verloren, womit die gespeicherte Energie beim Gehen nicht wieder freigegeben werden kann – es fehlt der Propulsionsimpuls.

Die Ursache des Spreizfußes liegt in einer Schwäche der intermetatarsalen Ligamente und Muskeln. Die Symptome beim Gehen sind häufig Metatarsalgien. Der Spreizfuß geht häufig einher mit einem Hallux valgus, der seitlichen Abweichung der Großzehe. Eine darüber entstehende Bursa am medialen Anteil des Großzehengrundgelenks kann sich entzünden und vergrößern. Bei Zunahme der Deformität verschiebt sich der erste Strahl vermehrt in Varusstellung und verursacht eine größere Belastung des 2. und 3. Metatarsalköpfchens nach der Fersenablösung des Standbeins (Abb. 7.12).

Das physiologische Abrollen über die Großzehe benötigt die volle Extension im Grundgelenk. Eine arthrotische und oft schmerzhafte Bewegungseinschränkung des Großzehengrundgelenks in Extension charakterisiert den **Hallux rigidus**. Beim Gehen ist das Abrollen über die

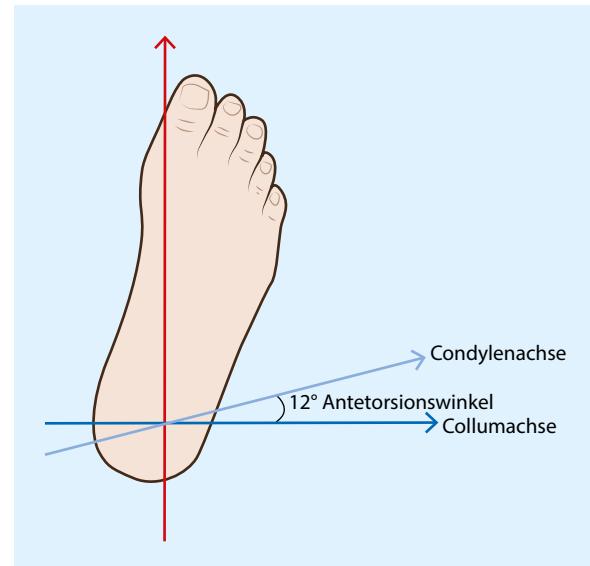


Abb. 7.9 Einstellung der funktionellen Fußlängsachse bei normaler Antetorsion und normaler Tibiatoxisierung

funktionelle Fußlängsachse gestört und wird durch eine vermehrte Divergenz des Fußes und/oder vermehrte Außenrandbelastung kompensiert.

Statistisch betreffen ein Viertel aller Gelenkverletzungen den Bandapparat der Sprunggelenke. Nach einem Supinationstrauma sind am häufigsten die lateralen Bänder betroffen (Boruta 1990). Etwa ein Fünftel dieser Verletzungen hinterlassen mechanische und funktionelle Störungen, die sich in einer mehr oder weniger ausgeprägten Instabilität des Rückfußes zeigen, der in Eversionsstellung abkippt (Valgus). Durch die fehlende Verschraubung des Rückfußes gegen den Vorfuß entsteht eine mediale Instabilität.

7.2.2 Abweichungen der Antetorsion und Tibiatoxisierung

Besonders transversale Abweichungen der knöchernen Beinachsen können das Abrollen über die funktionelle Fußlängsachse verhindern. Aus einer verstärkten bzw. abgeschwächten Torsion des Femurschaftes resultieren unterschiedlich große Torsionswinkel. Dies führt bei zentrierter Hüfte zu einer vermehrten Konvergenz oder Divergenz der funktionellen Fußlängsachse mit einem entsprechend veränderten Gangbild. Bei vergrößertem Antetorsionswinkel (Coxa antetorta) entsteht ein vermehrt innenrotatorisches Gangbild, bei dem die funktionellen Fußlängsachsen konvergieren. Diese ossären Abweichungen sind unveränderlich. Der Bandapparat des Tarsus und Metatarsus sowie konsekutiv auch das Kniegelenk werden pathologisch belastet (Abb. 7.13).



■ Abb. 7.10a–e Eversion des Rückfußes. a In vivo, b Abweichung der Längsachse des Calcaneus nach lateral, c Ansicht von medial. Eversion und in Folge Abflachung der Längswölbung, d beim Gehen verlagert sich die Druckbelastung nach medial, e medialer Kollaps durch Fehlstellung des Calcaneus. (a–c aus Suppé et al. 2011)

Bei einer vergrößerte Antetorsion sind die Femurkondylen vermehrt nach medial rotiert. Dadurch sind die Hüftgelenke in ihrer Beweglichkeit in Außenrotation eingeschränkt und behindern, je nach Ausmaß der Antetorsion, die frontotransversale Einstellung der Flexions-Extensions-Achse der Kniegelenke. Damit können sie sich

nicht rechtwinklig zur Fortbewegungsrichtung einstellen lassen, und der normale Bewegungsablauf beim Gehen ist gestört. Für die Kniegelenke bedeutet das eine vermehrte strukturelle Belastung des Kapsel-Band-Apparats und der Menisken. Da Quadrizeps und ischiokrurale Muskulatur nicht mehr optimal zur Bewegungsrichtung verlaufen, ist



■ Abb. 7.11 dezentrierter Hohlfuß

die Rotationssynergie gestört, die eine Voraussetzung für die optimale Stützfunktion des Beines ist. Bei normaler Tibiitorsion zeigen die funktionellen Fußlängssachsen nach medial, in Konvergenz.

Die medialisierten Femurkondylen bei + Antetorsion erwecken häufig den Eindruck eines Genu valgum. Beim Genu valgum verläuft die Traglinie jedoch lateral vom Kniegelenk und medial vom Calcaneus (Platzer 1999). Durch diese Fehlstellung kommt es zur Überdehnung des Lig. collaterale mediale und zur Überlastung der Muskulatur der Pes-anserinus-Gruppe. Auf der lateralen Seite des Kniegelenks werden der laterale Meniskus und die laterale Knorpelfläche vermehrt belastet (Frisch 2001; Platzer 1999). In der Folge des medialen Kollaps des Kniegelenks flacht sich die Längswölbung des Fußes ab, und beim Gehen vergrößert sich die Spurbreite (■ Abb. 7.14).

Wenn sich die Antetorsion nicht so weit zurückgebildet hat, spricht man von einer **Retrotorsion** des Femur. Dabei sind die Femurkondylen nach lateral rotiert. Beim Gehen beobachtet man, dass die Knie sich nicht geradlinig nach vorn, sondern nach außen bewegen, was in der Standbeinphase zu einer Druckzunahme medial und zur Zugbelastung lateral führt. Bei normaler Tibiitorsion zeigen die funktionellen Fußlängssachsen nach lateral, in Divergenz.

Sind die Antetorsionswinkel unauffällig, kann die Ursache einer Abweichung der funktionellen Fußlängssachse nach medial oder lateral an der veränderten Tibiitorsion liegen.

Bei einer vergrößerten Tibiitorsion zeigen die funktionellen Fußlängssachsen nach lateral. Man spricht von einer + Divergenz, bei der eine normale Abrollung nicht möglich ist. Das untere Sprunggelenk gerät bei der Gewichtsübernahme und der Vorverlagerung des Körperschwerpunkts zunehmend in Eversion, und in der Folge flacht sich die Längswölbung der Füße ab. Wenn das Kniegelenk weiter-



■ Abb. 7.12 Verminderte Querwölbung des Fußes: Spreizfuß mit ausgeprägtem Hallux valgus



■ Abb. 7.13 Vergrößerter Antetorsionswinkel (Coxa antetorta) und Konvergenz der funktionellen Fußlängssachsen



■ Abb. 7.14 Medialrotation der Femurkondylen bei + Antetorsion mit der Folge, dass sich die Längswölbung des Fußes abflacht

hin nach vorn strebt, entsteht eine unphysiologische Belastung des Kapsel-Band-Apparats.

Als strukturelle Ursache einer + Konvergenz der funktionellen Fußlängsachsen kommt bei normaler Antetorsion des Femur eine verminderde Tibiitorsion in Frage.

Die funktionellen Fußlängsachsen zeigen nach medial, und das Abrollen erfolgt über die Kleinzehenkante (■ Abb. 7.15). Dadurch besteht die Gefahr, den Fuß zu übertreten und die Außenbänder zu überdehnen. Der nach medial gerichtete Standbeinfuß verhindert, dass das Spielbein ungehindert geradlinig nach vorn bewegt werden kann. Entweder wird diese Stolperfalle überstiegen, oder es resultiert ein breitspuriger Gang.

7.2.3 Mangelnde Stützfunktion

Die Stabilisation der Beine erfolgt durch eine muskuläre rotatorische Verschraubung (**Rotationssynergie**) während der verschiedenen Aktivitäten des Stützens. Die mangelnde Stützfunktion des Beins zeigt sich an der Unfähigkeit, die Beinachsen optimal einzustellen (Suppé 2011). Man erkennt sie z. B. an einer Medialrotation der Femurkondylen, die häufig mit einer Eversionsstellung im unteren Sprunggelenk und einem abgesunkenen Längsgewölbe einhergeht

(■ Abb. 7.16). Die Fehlstellung verstärkt sich häufig unter Belastung. Diese Fehlstellung begünstigt eine Inhibition derjenigen Muskeln, die die Fehlstellung korrigieren könnten. Dazu gehören die Außenrotatoren und Abduktoren des Hüftgelenks sowie die Extensoren und Innenrotatoren des Kniegelenks (Vastus medialis).

Der Femur steht in Bezug zur Patella zu weit medial. Retropatellar entsteht lateral eine erhöhte Belastung. Zudem ist der Tensor fasciae latae angenehrt und neigt auf Dauer zu Verkürzung. Die Medialrotation der Femurkondylen führt zu einer Druckzunahme lateral und zur Zugbelastung medial. Weiterlaufend nach kaudal sinkt das Os naviculare ab, und das Fußgewölbe senkt sich ab. Die Bänder werden überbeansprucht. Zudem sind die Muskeln, die das Fußgewölbe stabilisieren, insuffizient und können bei der Aufrichtung nicht helfen. Aufgrund des Absinkens des Längsgewölbes werden folgende Muskeln überlastet: Mm. flexor hallucis longus, M. digitorum longus und der M. tibialis posterior, der stark verlängert ist und demnach schlechte Arbeitsbedingungen hat, um sich zu verkürzen.

7.3 Intervention und therapeutische Übungen

Das Verständnis des Patienten für die Bedeutung der Füße beim Gehen und Stehen und das Streben, den Zustand der Füße zu verbessern, verspricht am meisten Erfolg, wenn der Patient instruiert wird, seine Füße selbst zu bearbeiten und zu behandeln. Er kann den wichtigsten Muskeln Widerstand zur Stabilisation der Sprunggelenke geben, seine Zehen manipulierend bewegen und die Fußwölbung herstellen. Um trotz destruierter virtueller Fußachsen den normalen Gang zu schulen, sollte der Patient geeignetes Schuhwerk tragen: bequem, flexibel und gut am Fuß sitzend. Auf der flexiblen Sohle wird dann die funktionelle Fußlängsachse eingezeichnet und dem Patienten bewusst gemacht.

7.3.1 Behandlungstechniken

Die Behandlungstechniken bestehen aus perzeptiven, manipulativen und didaktischen Elementen, durch die die aktive Mitarbeit des Patienten gefordert wird. Diese Form der Bewegungsschulung ist gleichzeitig ein Wahrnehmungs-training für den Patienten, bei dem sein Bewegungsempfinden verbessert wird (Spirgi-Ganert u. Suppé 2009).

Widerlagernde Mobilisation

Um einzelne Bewegungsniveaus selektiv und ohne Ausweichmechanismen zu bewegen, muss der Patient die Bewegungsmuster wahrnehmen, zulassen und aktiv ausführen. Mithilfe der Technik werden die Beweglichkeit



■ Abb. 7.15a,b Abweichung der funktionellen Fußlängsachsen. a Divergenz der funktionellen Fußlängsachse, b Konvergenz der funktionellen Fußlängsachse beim Gehen

verbessert, Schmerzen gelindert und die selektive kinästhetische Wahrnehmung gefördert.

■ Dorsalextension im oberen Sprunggelenk

In der Ausgangsstellung liegt der Patient auf der Seite. Der Therapeut umfasst mit einer Hand von plantar den Calcaneus. Die andere Hand liegt im Gabelgriff ventral über dem Os naviculare und dem Os cuboideum. Zur Mobilisation der Dorsalextension verschiebt der Therapeut den Drehpunkt nach dorsal, flexorisch im Kniegelenk. Gleichzeitig bewegt er den Fuß in Dorsalextension (► Abb. 7.17a).

Als Variante kann die Mobilisation in Bauchlage bei 90° Kniestreckung durchgeführt werden. Der Vorteil liegt darin, dass der Therapeut sein Körpergewicht bei der Mobilisation einsetzen kann (Mohr 2009) (► Abb. 7.17b)

■ Pronation in den Chopart- und Lisfranc-Gelenken

In der Ausgangsstellung liegt der Patient mit überhängendem Fuß in Rückenlage auf der Behandlungsbank. Der Therapeut umfasst mit einer Hand den Calcaneus und mit der anderen Hand von lateral im Gabelgriff den Vorfuß. Zur Mobilisation wird der Rückfuß inversorisch (nach medial) bewegt, während gleichzeitig der Vorfuß in Pronation bewegt wird. Diese Kombination verstärkt die Längswölbung. Die Mobilisation wird in der Übung „Gewölbebauer“ (► Abschn. 7.3.2) vom Patienten selbst durchgeführt und das Bewegungsausmaß durch anschließendes aktives Training der Fußmuskulatur gesichert (► Abb. 7.18).

■ Extension/Außenrotation im Kniegelenk

In der Ausgangsstellung liegt der Patient auf dem Rücken. Der Therapeut hält das gestreckte Bein und bewegt das Kniegelenk durch Drehpunktverschiebung nach dorsal. Gleichzeitig dreht er die Femurkondylen nach medial und die Tibia nach lateral, außenrotatorisch im Kniegelenk (► Abb. 7.19). Der Transfer der Behandlungstechnik in das

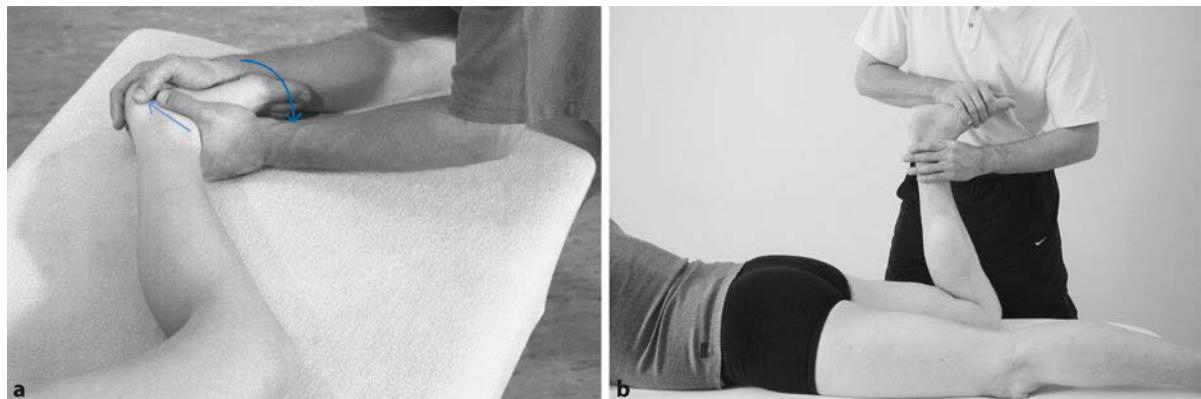


■ Abb. 7.16 Mangelnde Stützfunktion des Beins

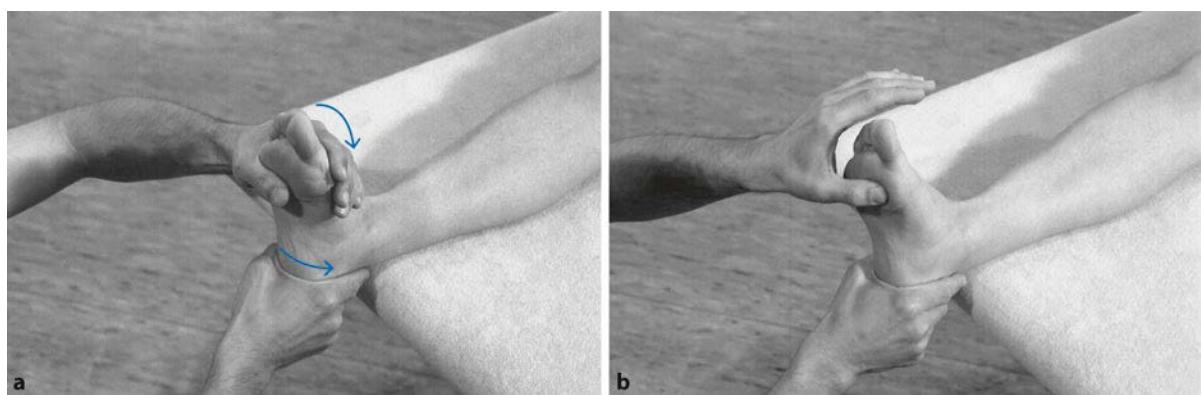
normale Bewegungsverhalten beim Gehen, kann mit der Übung „Manipulierte Schrittauslösung“ (► Abschn. 8.4.3) erfolgen. Der Patient wird anschließend angeleitet, die Mobilisation mithilfe der Übung „Fersenschaukel“ (► Abschn. 7.3.4) selbstständig im Sitzen durchzuführen.

Mobilisierende Massage

Die Technik der mobilisierenden Massage versteht sich als Teil einer differenzierten Bewegungsschulung mit dem Ziel, ökonomisches Bewegungsverhalten wieder



■ Abb. 7.17a,b Widerlagernde Mobilisation des oberen Sprunggelenks in Dorsalextension. a Seitlage, b Bauchlage (aus Spirgi-Gantert 2009)



■ Abb. 7.18a,b Widerlagernde Mobilisation der Chopart- und Lisfranc-Gelenke. a in Pronation, b Widerstand in der Endstellung (aus Spirgi-Gantert 2009)

herzustellen. Sie verbessert die Durchblutung der Muskulatur, den Spannungszustand der Muskulatur, die Gewebeverschieblichkeit, die Trophik der artikulären Strukturen und die Koordination der Muskulatur (Stübermann 2009).

■ Hüftflexoren

Bei der Massage der Hüftflexoren wird unterschieden, ob die Technik bei der oberflächlichen oder tief liegenden Muskulatur durchgeführt wird. Um die oberflächliche Muskulatur in Annäherung quer zum Faserverlauf zu bearbeiten, wird das Becken mit beiden Händen ventral und dorsal umfasst, und die Beckenbewegungen werden unterstützt. Die vordere Hand unterstützt mit der Kleinfingerseite die Dreipunktverschiebung nach dorsal und führt gleichzeitig eine Quermassage durch (Abb. 7.20).

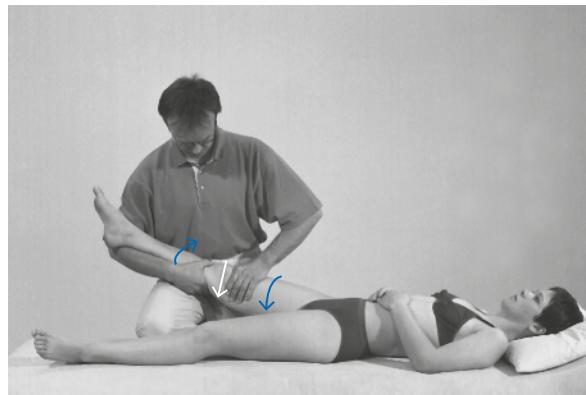
Für die mobilisierende Massage des M. iliacus liegt das Bein des Patienten in Hüft- und Kniestreckung auf einem Pezziball. Die Fingerspitzen des Therapeuten palpieren die Spina iliaca anterior superior (SIAS) und gleiten dann medial entlang des Ilium in die Tiefe. Dabei von lateral nach medial am Ilium entlang gleiten, um keine abdominalen Organe zu irritieren. Die Fingerspitzen spüren den Iliacus, wenn der Patient die Flexoren aktiviert. Für die Massage wird der Patient aufgefordert, den Ball einige Zentimeter

vom Gesäß weg zu rollen. In der Verlängerung wird der Druck auf den Iliacus erhöht, und wenn der Ball wieder zurückrollt, lässt der Therapeut den Druck nach. Die Ballrollung kann auch vom Therapeuten durchgeführt werden, falls zu viele stabilisierende Muskelaktivitäten durch die Flexoren die Massage behindern.

7.3.2 Gewölbebauer

Mithilfe dieser Übung mobilisiert der Patient seine Füße selbst und lernt, durch die Verwringung des Rückfußes gegen den Vorfuß die Längswölbung herzustellen. Voraussetzung ist, dass der Patient über soviel Bewegungstoleranzen verfügt, dass er seine Füße mit beiden Händen umfassen kann.

In der Ausgangsstellung sitzt der Patient auf einem Stuhl und hat die Beine so übereinander geschlagen, dass der Unterschenkel auf dem Bein liegen kann. Eine Hand umgreift die Ferse von unten, die andere Hand den Vorfuß von oben. Jetzt können die Hände den Vorfuß gegen den Rückfuß verschrauben. Bei abgeflachtem Längsgewölbe werden Inversion und Pronation verstärkt. Der Patient wird angeleitet, die Ferse nach oben zu kippen und den



■ Abb. 7.19 Widerlagernde Mobilisation des Kniegelenks in Extension/Außenrotation (aus Spirlgi-Gantert 2009)



■ Abb. 7.20 Mobilisierende Massage der Hüftflexoren (aus Spirlgi-Gantert 2009)



■ Abb. 7.21a,b Gewölbebauer. a Ausgangsstellung in Supination, b Verstärkung der Längswölbung durch Mobilisation in Inversion/Pronation



Vorfuß dagegen nach unten zu drehen. Bei einem Hohlfuß, der häufig rigide ist, werden beide Bewegungsrichtungen geübt und Eversion/Supination betont (■ Abb. 7.21).

7.3.3 Fußtraining

Wenn die Füße so mobil sind, dass die Längswölbung gut herstellbar ist, muss der Patient lernen, die Beinachsen auch unter **Belastung** zu halten. Dazu eignen sich verschiedene Wahrnehmungshilfen.

In der Ausgangsstellung sitzt der Patient auf einem Hocker. Die Körperabschnitte Becken, Brustkorb und Kopf sind in die Körperlängsachse eingeordnet. Die Beine stehen in Hüftgelenkabstand auf dem Boden. Funktionelle Fußlängsachsen und Oberschenkelängsachsen zeigen nach vorn. Mithilfe der folgenden Übungen kann der Patient die weiterlaufende Bewegungen und deren Widerlagerungen gut wahrnehmen.

■ Widerlagern von weiterlaufenden Bewegungen

Zuerst werden die Knie abwechselnd nach medial und lateral bewegt. Dabei spürt der Patient, dass der Fuß abwechselnd auf den Innen- und Außenrand schaukelt. Dann sollen sich nur noch die Knie bewegen, während der Fuß v. a. bei der Bewegung nach lateral den Bodenkontakt nicht verlieren darf. Die Pronatoren widerlagern die weiterlaufende Bewegung, damit das Großzehengrundgelenk auf dem Boden bleiben kann (■ Abb. 7.22).

Nun werden die Füße bewegt, während der Patient an den Tuberositas tibiae die weiterlaufende Bewegung unter seinen Händen spüren kann. Wenn die Füße wie Scheibenwischer auf dem Boden nach innen und nach außen drehen, spürt der Patient die Innen- und Außenrotation unter seinen Fingern. Dann sollen die **funktionellen Fußlängsachsen** wieder korrekt eingestellt werden. Wenn der Fuß nun wie in der ersten Übung auf den Innen- und Außenrand kippt, kann der Patient die gleichen weiterlaufenden Bewegungen im Kniegelenk palpieren. Kippt der Fuß in Eversion, dreht weiterlaufend die Tibia nach medial. Kippt der Fuß in Inversion, dreht sie sich nach lateral (■ Abb. 7.23).



Abb. 7.22 Die Außenrotation in den Kniegelenken führt weiterlaufend zu einer transversalen Abduktion in den Hüftgelenken. Diese wird durch die Pronatoren des Vorfußes aktiv widerlagert

■ Längswölbung herstellen

Als nächsten Lernschritt soll der Patient die Längswölbung der Füße herstellen können. Der sehr bewegliche Fuß wird zuerst vom Therapeuten in die korrekte Position modelliert. Der Rückfuß wird in Inversion eingestellt. Gleichzeitig hebt der Therapeut mit den Fingern derselben Hand die Längswölbung an. Der Vorfuß wird gleichzeitig proniert, während der Therapeut durch einen Stauchungsimpuls in Richtung der funktionellen Fußlängsachse den Fuß verkürzt. Diese Position soll der Patient halten. Die Extension der Zehen erleichtert das Halten der Längswölbung, weil man sich die passive Insuffizienz der mehrgelenkigen Zehenspinaflexoren zu nutzen macht (Abb. 7.24).

Sobald der Patient die Längswölbung herstellen kann, gibt der Therapeut einen Widerstand. Er schiebt den lateralen Malleolus nach medial/ventral. Gleichzeitig wird der Fuß vom Großzehengrundgelenk aus in Verlängerung der funktionellen Fußlängsachse gezogen. Um die Längswölbung zu erhalten, muss der Patient die gewölbebildenden Fußmuskeln aktivieren. Als Wahrnehmungshilfen soll sich der Patient vorstellen, den Abstand vom Innenknöchel zum Boden immer gleich groß zu halten (Abb. 7.25).

Sobald er die Längswölbung halten kann, soll er sie auch von proximal und distal herstellen können. Dazu werden die Fersen etwas angehoben, und der Patient rollt auf dem Vorfuß abwechselnd nach medial und lateral. Dann bleibt er auf dem Großzehengrundgelenk und senkt die Ferse mit der Außenseite zuerst zum Boden. An der Tibia kann der Patient spüren, dass sie nach außen gedreht bleibt. Auch die Vorstellung, dass er kleine Falten

unter dem Innenknöchel macht, aktiviert die Inversoren und hilft, die Ferse mit der lateralen Seite abzusenken. Die Bewegung wird als nächstes vom Vorfuß aus gestartet. Der Patient hat nur mit den Fersen Bodenkontakt. Beim Absenken des Großzehengrundgelenks muss die Tibia ebenfalls nach außen gedreht bleiben. Oft fällt eine der Bewegungen dem Patienten leichter – diese kann er dann nutzen, um die Längswölbung zu aktivieren (Abb. 7.26, Abb. 7.27).

■ Fußgewölbe und Beinachsen unter zunehmender Belastung halten

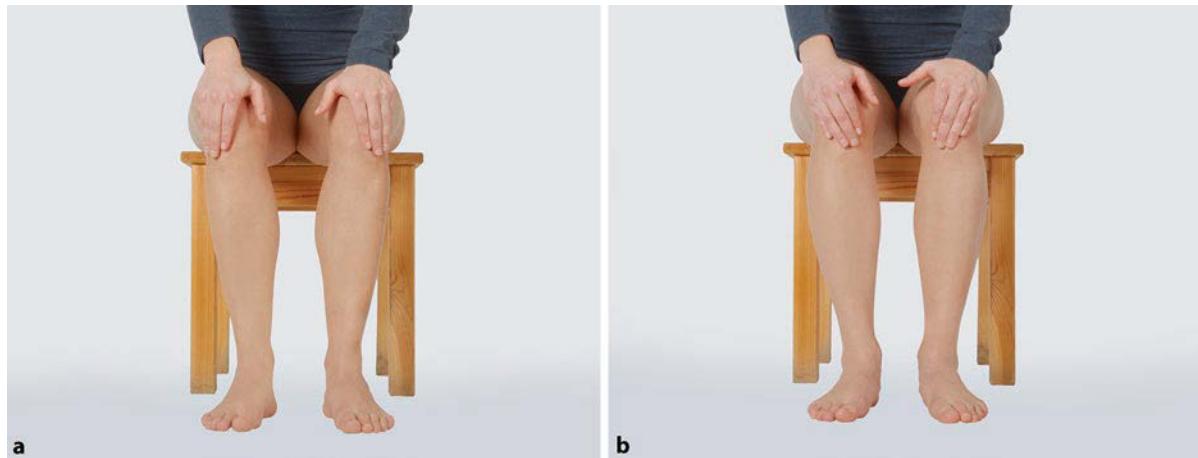
Um die Belastung allmählich zu steigern und die Einstellung der funktionellen Fußlängsachse zu variieren, soll der Patient seine Körperlängsachse wie beim Türmchenbauer (Abschn. 4.2.1) abwechselnd nach vorn und hinten neigen. Wenn bei der Rückneigung die Beine entlastet werden, können sich die Füße entspannen. Sobald der Bodenkontakt bei Vorneigung hergestellt ist und die Druckzunahme durch das Körpergewicht erfolgt ist, muss die Längswölbung gehalten werden. Durch Variationen der Beinstellung (Schrittstellung, abwechselnd rechtes oder linkes Bein vorn) oder der Bewegungsrichtung (mal mehr das rechte oder linke Bein beladen) und natürlich durch häufiges Üben wird der Bewegungsablauf allmählich automatisiert (Abb. 7.28).

7.3.4 Fersenschaukel

Patienten mit Knieproblemen fehlt oft die Rotation im Kniegelenk. Das Knie erfährt dadurch eine ungünstige Belastung beim Gehen. Mithilfe der Übung sollen die Fuß-, Knie- und Hüftgelenke schonend mobilisiert werden. Da die Gelenke unbelastet bewegt werden, ist sie eine Standardübung bei Cox- und Gonarthrosen und bei der Frühmobilisation nach Implantation von Hüft- und Kniegelenksprothesen. Da der distale Gelenkpartner wie beim Gehen in der Standbeinphase räumlich fixiert ist, finden die Rotationen im Kniegelenk vom proximalen Gelenkpartner statt. Bei Extension dreht sich der Oberschenkel nach medial, außenrotatorisch im Kniegelenk. Wird das Kniegelenk wieder flektiert, bewegen sich die Femurcondylen zurück, innenrotatorisch im Kniegelenk. Die Übung „Fersenschaukel“ bietet die Möglichkeit, Rotationen im Kniegelenk vom proximalen Gelenkpartner Oberschenkel aus im Sinne der Stützfunktion hubarm zu üben.

In der Ausgangsstellung liegt der Patient auf dem Rücken. Hüft- und Kniegelenk eines Beines sind leicht flektiert. Die Ferse ist ein räumlicher Fixpunkt, und der Fuß bewegt sich dorsalextensorisch/plantarflexorisch im oberen Sprunggelenk. Da die Ferse auf der Unterlage nicht rutschen darf, entsteht bei der Dorsalextension nach kranial weiterlaufend eine vermehrte Knie- und Hüftflexion

7.3 • Intervention und therapeutische Übungen



■ Abb. 7.23a,b Palpation der weiterlaufenden Bewegung des Fußes auf den Unterschenkel. a Bei Inversion dreht sich die Tibia nach lateral, b bei Eversion und Abflachung der Längswölbung dreht sich die Tibia nach medial

und bei Plantarflexion eine extensorische Bewegung im Knie- und Hüftgelenk.

Der Therapeut achtet darauf, dass die funktionelle Fußlängsachse immer rechtwinklig zur Beuge-Streck-Achse des Kniegelenks eingestellt wird. Großzehengrundgelenk und Kniegelenk bewegen sich dann in der Sagittalebene des Hüftgelenks.

Der Therapeut kann die Bewegung unterstützen:

- Der Patient bewegt den Fuß dorsalextensorisch und plantarflexorisch. Bei der Plantarflexion kommt es weiterlaufend zur Extension im Kniegelenk. Die Bewegung wird vom Therapeuten unterstützt, indem er die Tibia nur nach ventral und dorsal bewegt.
- Gleichzeitig dreht der Therapeut die Femurkondylen nach medial, außenrotatorisch im Kniegelenk.
- Bei der Dorsalextension werden die Femurkondylen wieder so weit zurückgedreht, bis die Beuge-Streck-Achse des Kniegelenks wieder frontotransversal steht.
- Der Therapeut achtet darauf, dass das Kniegelenk nicht zur Seite abweicht.

Mit zunehmender Belastbarkeit kann die Übung vom Patienten im Sitz durchgeführt werden. Er wird dann angeleitet, die Manipulation am Kniegelenk selbstständig durchzuführen (■ Abb. 7.29).



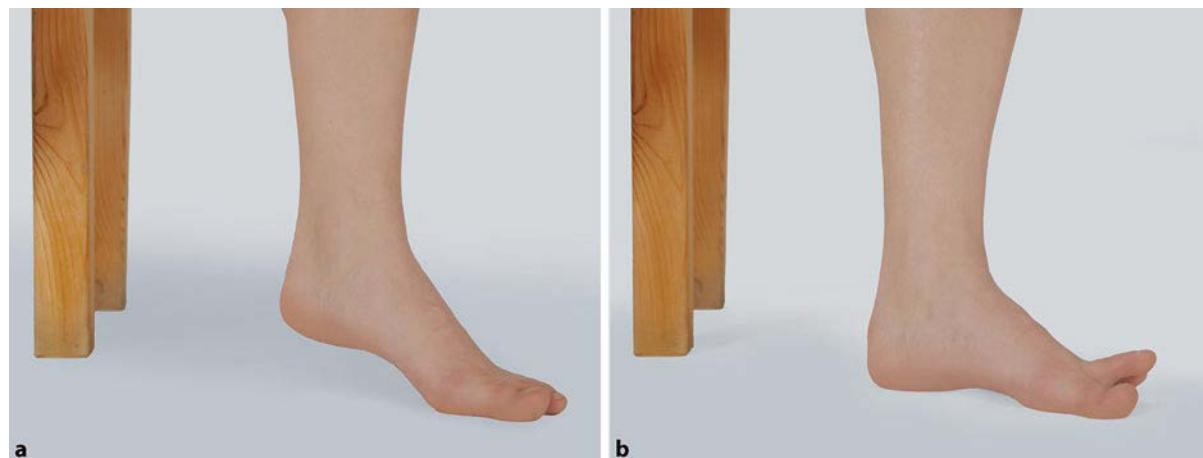
■ Abb. 7.24 Modellierung des Fußes in eine optimale Längswölbung



■ Abb. 7.25 Widerstand zur Aktivierung der gewölbebildenden Fußmuskeln. Am Rückfuß schiebt der Therapeut am lateralen Malleolus nach ventral/medial, am Vorfuß zieht der Therapeut das Großzehengrundgelenk nach vorn/oben



■ Abb. 7.26a,b Herstellung der Fußwölbung von distal. **a** Ausgangsstellung, **b** von distal senkt sich das Großzehengrundgelenk zum Boden, während die Ferse auf der Außenseite den Bodenkontakt behält



■ Abb. 7.27a,b Herstellung der Fußwölbung von proximal. **a** Ausgangsstellung, **b** von proximal senkt sich die Ferse lateral zuerst zum Boden während das Großzehengrundgelenk den Bodenkontakt behält



■ Abb. 7.28a–c Türmchenbauer zur Automatisierung des Bewegungsablaufs. **a** Bei Rückneigung werden die Füße entspannt in der Luft gehalten, **b** bei Vorneigung müssen die funktionellen Fußlängsachsen und das Längsgewölbe richtig eingestellt werden, **c** Türmchenbauer in Schrittstellung, um die Belastung zu variieren



Abb. 7.29a,b Fersenschaukel. Selbstmanipulation der Rotation im Kniegelenk. **a** Bei Extension im Kniegelenk werden die Femurkondylen nach medial gedreht, außenrotatorisch im Kniegelenk, **b** während der Flexion drehen sich die Femurkondylen nach lateral, innenrotatorisch im Kniegelenk. (aus Spirgi-Gantert u. Suppé 2006)

7.3.5 Waage

Mithilfe dieser Übung kann der Patient lernen, die Flexions-Extensions-Achsen von Hüft-, Knie- und Großzehengrundgelenk optimal zur Bewegungsrichtung einzustellen und dabei über die funktionelle Fußlängsachse abzurollen (Abb. 7.30).

In der Ausgangsstellung sitzt der Patient aufrecht auf einem Ball. Die Füße stehen in Hüftgelenksabstand auf dem Boden, funktionelle Fußlängsachsen und Oberschenkellängsachsen zeigen nach vorn. Es gibt verschiedene Möglichkeiten, den Patienten anzuleiten. So kann er z. B. bei vertikal stehender Körperlängsachse den Ball etwas nach vorn rollen und spüren, wie sich der Druck unter den Füßen verstärkt. Wenn er sich aus dieser Position heraus mit stabilisierter Körperlängsachse nach vorn neigt, verstärkt sich der Druck noch weiter. Neigt er die Körperlängsachse nach hinten, verringert sich der Druck unter den Füßen. Durch diese Vorübung wird die Wahrnehmung des Patienten auf die Druckveränderung unter den Füßen gelenkt, die dadurch entsteht, dass er seine Körperlängsachse nach vorn und hinten neigt.

Damit die Übung als Gleichgewichtsreaktion gelingt, muss neben dem Bewegungsauftrag eine Bedingung gestellt werden: „Wenn Sie gleich den Ball abwechselnd nach vorn und hinten rollen, soll der Druck unter den Füßen gleich bleiben.“

Der Therapeut achtet darauf, dass sich beim Vor- und Zurückrollen die Knie nur nach vorn und hinten bewegen und dass das Abrollen über die funktionelle Fußlängsachse erfolgt. Dazu wird der Patient angeleitet, beim Vorrollen die Fersen leicht anzuheben und beim Zurückrollen die Vorfüße anzuheben. Die Körperabschnitte Becken, Brust-

korb und Kopf bleiben in die Körperlängsachse eingeordnet; so können die den Bewegungsablauf beschleunigenden Gewichte optimal eingesetzt werden.

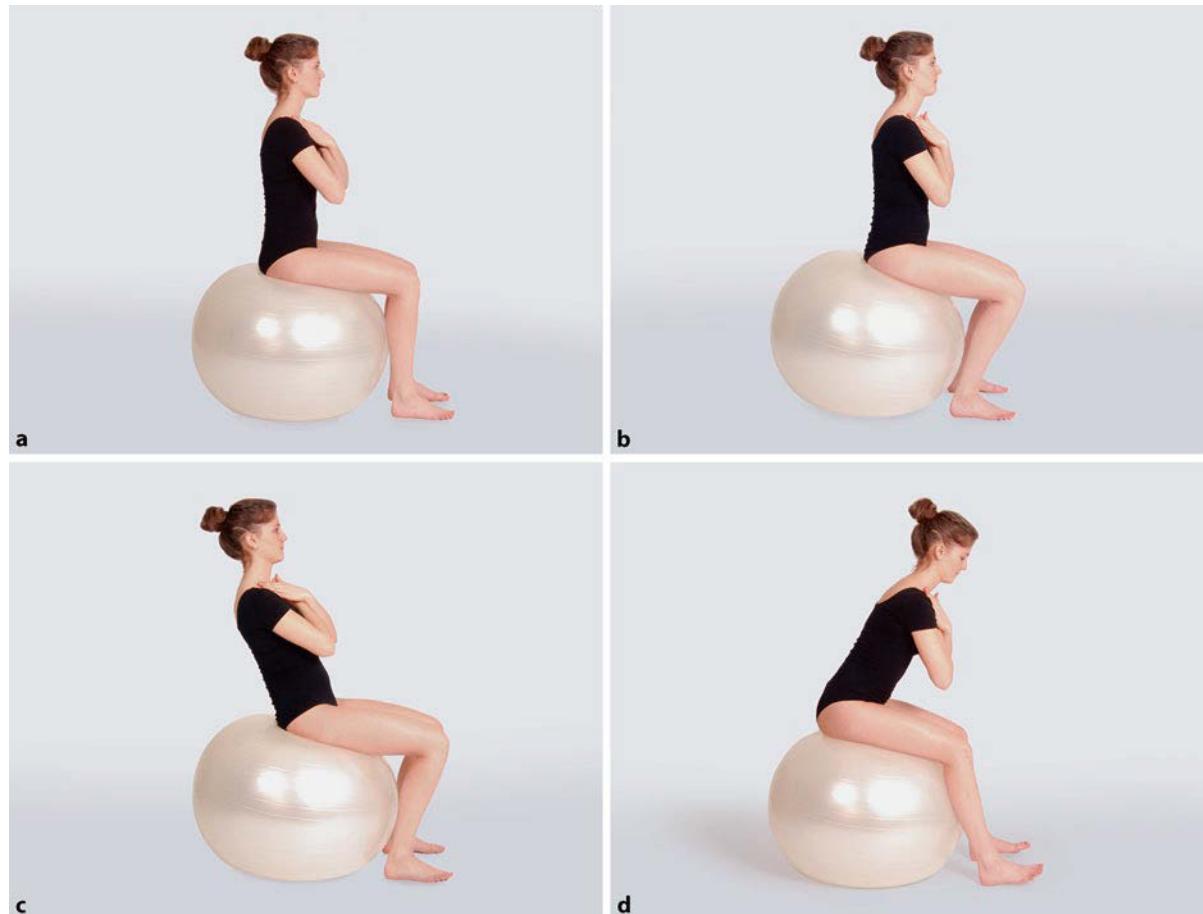
7.3.6 Cocktailparty

Bei dieser Übung kann der Patient lernen, die Beinachsen optimal einzustellen. Dazu sitzt er auf einem Ball. Die Beine sind weit geöffnet, wobei die Knie noch über den Fersen stehen müssen. Die Bewegungstoleranzen der Kniegelenke erlauben, dass die funktionellen Fußlängsachsen nach vorn zeigen (nicht in die gleiche Richtung wie die Oberschenkel!).

Zum Erlernen des Bewegungsablaufs soll der Patient zunächst durch das Rollen des Balls in verschiedene Richtungen die unterschiedlichen Reaktionen des Körpers erleben. Die Bewegung wird immer nur in eine Richtung und wieder zurück gemacht. Dabei wird die Wahrnehmung des Patienten auf ein, maximal zwei Merkmale gelenkt. Der Therapeut achtet darauf, dass bei jeder Sequenz die korrekte Ausgangsstellung wieder eingenommen wird.

■ Instruktion, Wahrnehmungshilfen und Bewegungsanalyse

- „Kreisen Sie mit dem Becken den Ball und spüren Sie, wie sich Ihr Körper zum Erhalten des Gleichgewichts immer in die Gegenrichtung neigt. Wenn der Ball nach hinten rollt, neigt sich die Körperlängsachse nach vorn, damit die Füße Bodenkontakt behalten können. Rollt er zur Seite, reagiert der Körper mit einer Neigung zur Gegenseite.“



■ Abb. 7.30a–d Waage. a Ausgangsstellung, b vermehrte Belastung der Füße, wenn die Körperlängssachse beim Vorrollen vertikal bleibt, c Endstellung Gleichgewichtsreaktion: Wenn der Druck bei der Vorrollung gleich bleiben soll, muss sich die Körperlängssachse als Gegengewicht nach hinten neigen, d Endstellung der Ballrollung nach hinten

- „Bleibt der Körper bei diesen Ballrollungen vertikal, spüren die Beine unterschiedlichen Druck auf dem Boden. Wenn der Ball zu einer Seite rollt, kommt es auf dieser Seite zu einer deutlichen Druckzunahme, während das andere Bein leichter wird.“ Patient und Therapeut achten nun darauf, dass das Standbeinknie am Ort bleibt. Das Gesäß auf der Standbeinseite hat den Kontakt mit dem Ball verloren.
- „Wird die Bewegung vergrößert, kann ein Bein sogar den Boden kurz verlassen. Die Ballrollung endet, wenn der Oberschenkel in die gleiche Richtung zeigt wie der Fuß“ (■ Abb. 7.31a). Damit ist die Stützfunktion des Beins durch die optimale Einstellung der Flexions-Extensions-Achsen des Standbeins gewährleistet.
- „Nun bleibt die Ferse am Ort. Drehen Sie den Fuß nach außen und schieben Sie den Ball nach hinten. Ihr Körper hat die Drehung mitgemacht und neigt sich etwas nach vorn“ (■ Abb. 7.31b). Das Standbeinknie ist ein räumlicher Fixpunkt, um den sich

das System Mensch/Ball dreht. Die Bewegung wird durch das zukünftige Spielbein eingeleitet, indem sich der Fuß dorsalextensorisch im oberen Sprunggelenk und außenrotatorisch im Kniegelenk bewegt, bis im Knie die Rotationsnullstellung erreicht ist. Wenn der Ball nach hinten geschoben wird und sich die Körperlängssachse reaktiv nach vorn neigt, kommt es nach kranial weiterlaufend zur Flexion im Hüftgelenk durch Drehpunktverschiebung und zur transversalen Adduktion bis zur Nullstellung. Im Standbeinkniegelenk endet die weiterlaufende Bewegung, sobald Oberschenkel und Fuß in die gleiche Richtung zeigen. Im Standbeinhüftgelenk ist eine transversale Abduktion erfolgt.

- Sobald eine gute Stützfunktion des Standbeins erreicht ist, kann der Patient das andere Bein von der Unterlage lösen. Er lernt dabei, die Gewichte so über der Unterstützungsfläche zu verteilen, dass er sicher das Gleichgewicht halten kann (■ Abb. 7.31).

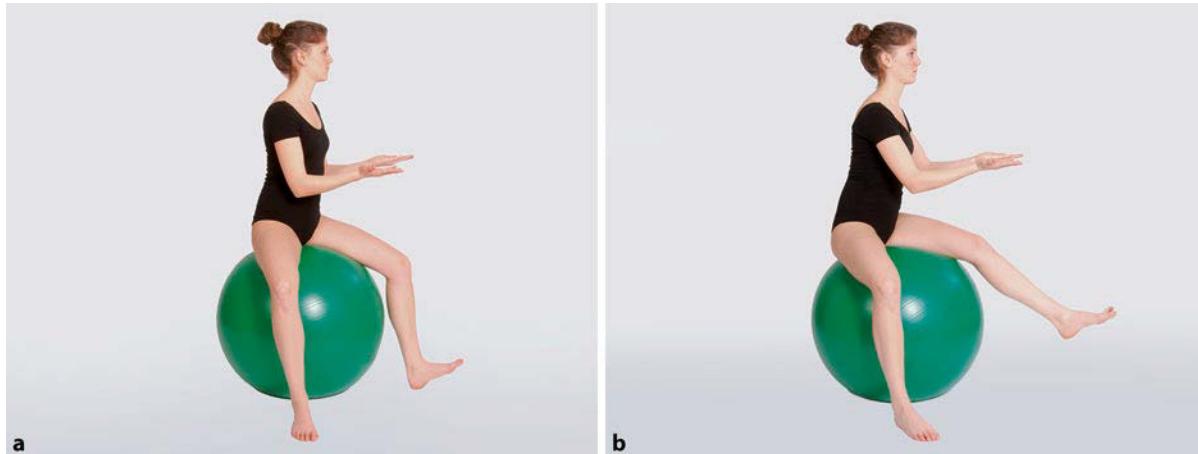


Abb. 7.31a,b Cocktailparty. a Initialisierung der Primärbewegung durch Drehung des zukünftigen Spielbeins, b Endstellung

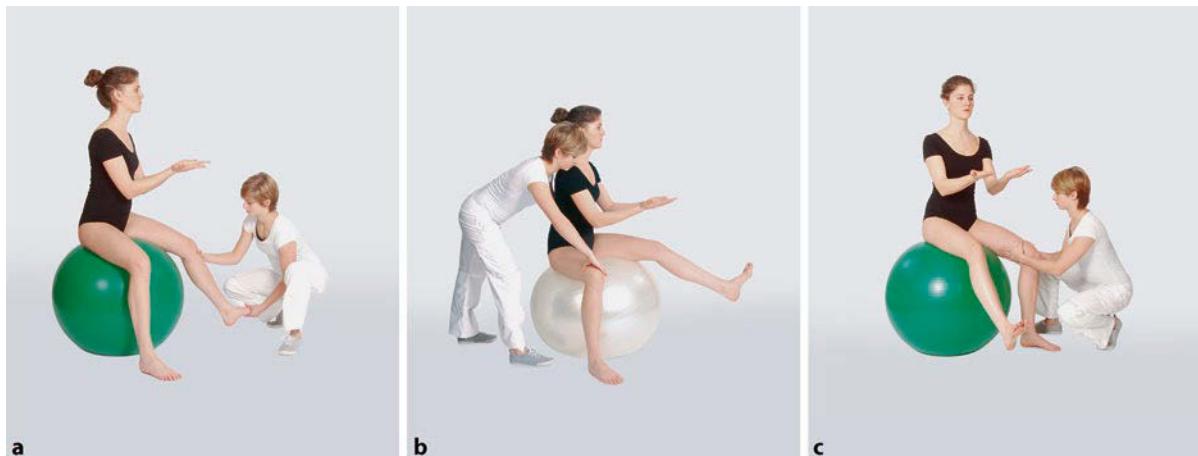


Abb. 7.32a–c Taktile Lernhilfen. a Der Therapeut manipuliert die Bewegungen des entlasteten Beins, b Fixation des Standbeinkniegelenks und gleichzeitige Fazilitation der Drehbewegung des Beckens, c Fazilitation der Drehbewegung im Standbeinkniegelenk

Zur Unterstützung kann der Therapeut **taktile Hilfen** anbieten (Abb. 7.32):

- Er führt die Drehung des entlasteten Fußes auf der Ferse und schiebt gleichzeitig das Kniegelenk nach hinten.
- Er fixiert das Standbeinkniegelenk durch Druck in die Unterschenkellängsachse und dreht gleichzeitig das Becken auf der Spielbeinseite nach hinten.
- Er manipuliert die Außenrotatorische Bewegung des Oberschenkels im Standbeinkniegelenk, bis dieser in die gleiche Richtung zeigt wie die funktionelle Fußlängsachse.

7.3.7 Pinguin

Mit dieser Übung wird die intensive Aktivierung der gewölbgebildenden Muskulatur der Füße geübt (Abb. 7.33).

In der Ausgangsposition steht der Patient auf beiden Beinen vor einer Wand, die er mit den Händen leicht berührt. Die Fersen haben Kontakt miteinander, während die funktionellen Fußlängsachsen deutlich divergieren. Nun soll der Patient die zusammengepressten Fersen weit anheben und sich auf die Vorfüße stellen. Das Großzehengrundgelenk hat die größte Belastung, während die Kleinzehenseite den Boden kaum erreicht. Wenn abwechselnd der rechte und linke Fuß angehoben wird, müssen die Fersen zusammen und auf gleicher Höhe bleiben.

Durch die Fußstellung bei extendierten Beinen werden die Außenrotatoren der Hüftgelenke maximal angenähert, und durch das Zusammenpressen der Fersen

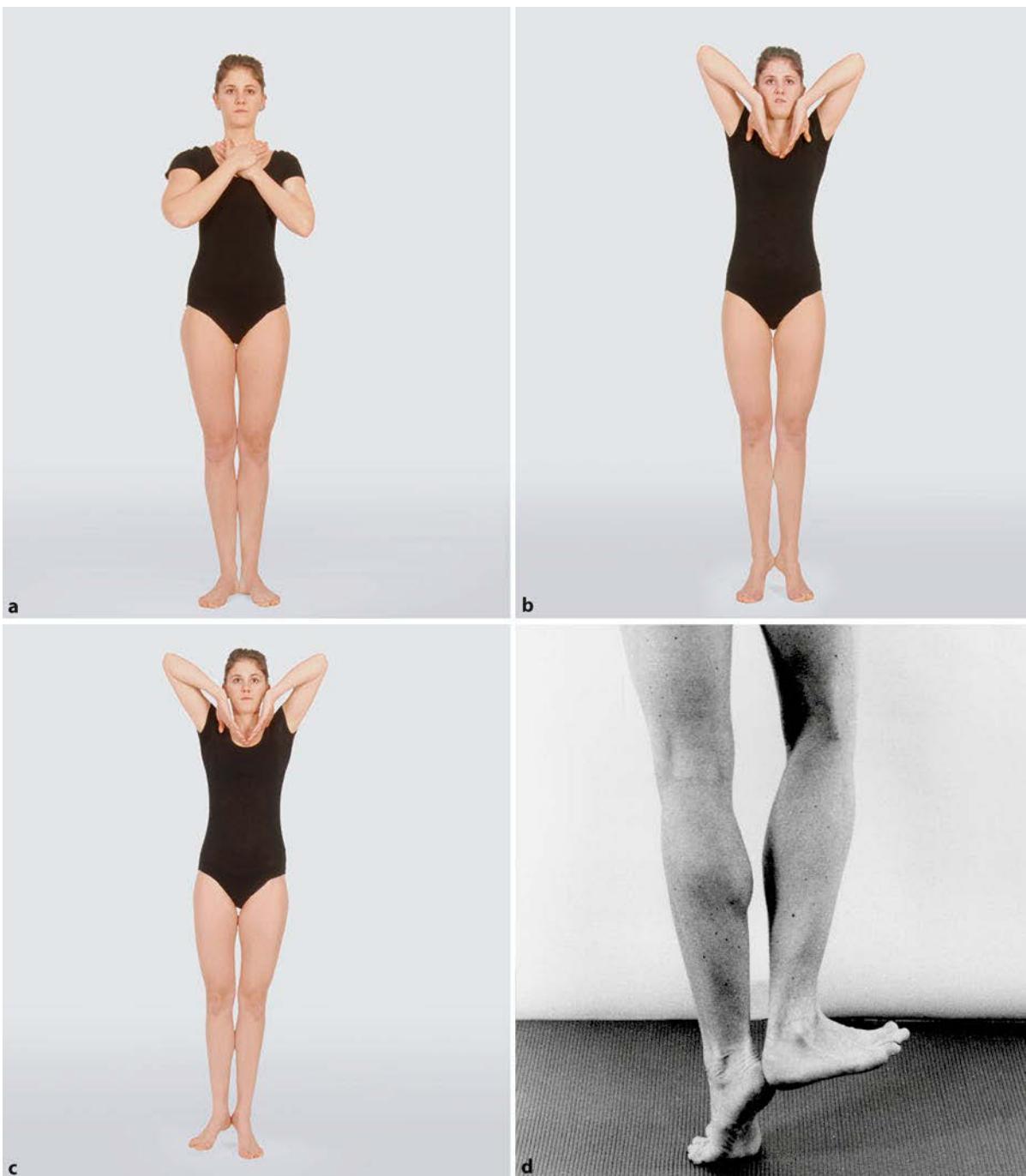


Abb. 7.33a–d Pinguin. a Ausgangsstellung, b Vorfußstand, c Vorfußstand auf dem linken Bein, d Detailaufnahme. (d aus Spirgi-Gantert u. Suppé 2006)

werden sie maximal aktiviert. Durch den großen Abstand der Fersen zum Boden entsteht eine vertikale Belastung des Mittelfußes, was die Verwringung erleichtert. Die Dorsalextension beim Anheben eines Fußes erfasst weiterlaufend das Kniegelenk flexorisch durch Drehpunktverschiebung und das Hüftgelenk flexorisch durch den Oberschenkel.

7.3.8 Delphin

Bei dieser Übung dienen die Beine dem reaktiven Vergrößern der Unterstützungsfläche nach rechts und links. Bei guter Kondition und wenn der Patient bereits gelernt hat, die Beinachsen optimal einzustellen, soll nun die reaktive Stützfunktion der Beine erfolgen (Abb. 7.34).

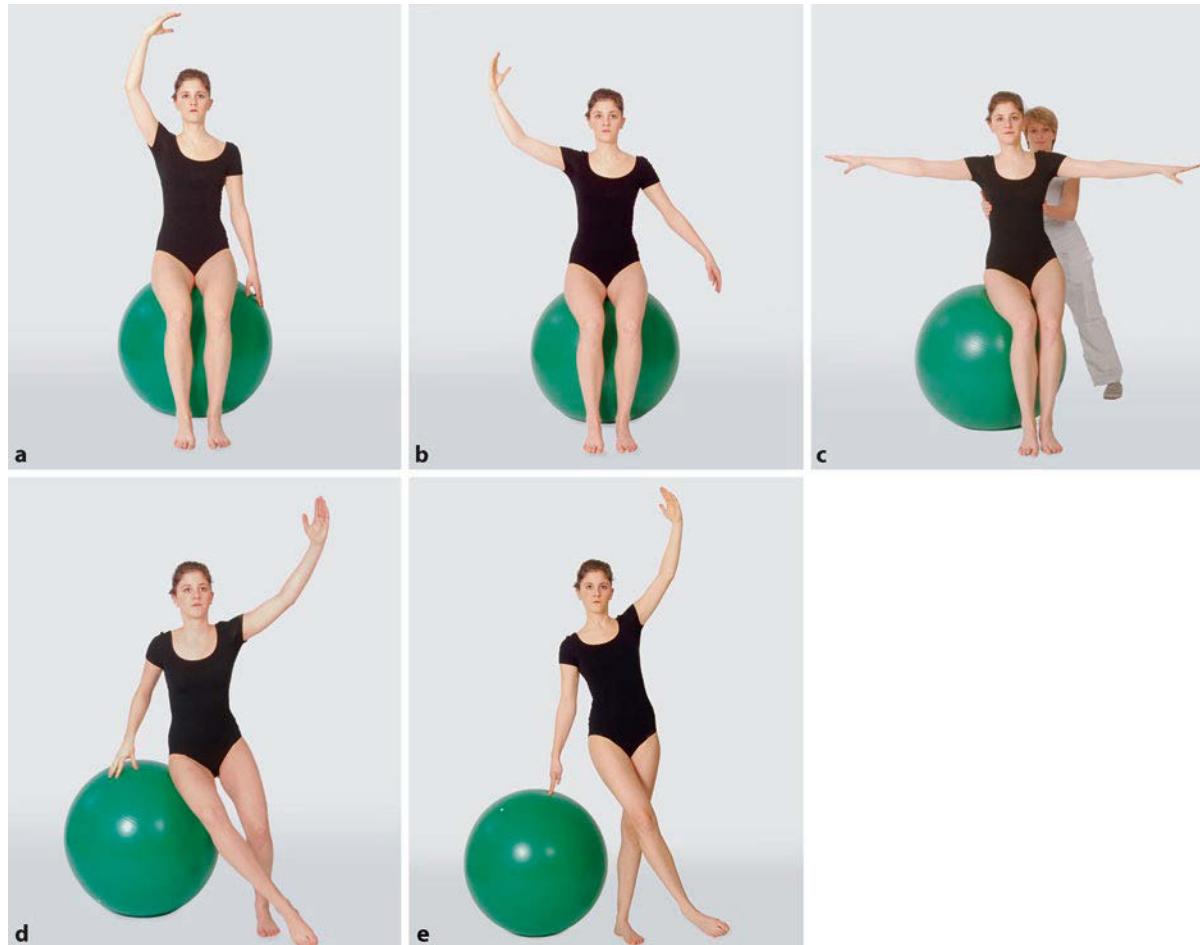


Abb. 7.34a–e Delphin. a Ausgangsstellung, b Initialbewegung der Arme für die Ballrollung nach links, c Hilfestellung durch die Therapeutin, d Übernahme des Körpergewichts auf das Standbein links, e Stützfunktion des Beins in der Endstellung im Stehen

In der Ausgangsstellung sitzt der Patient aufrecht auf einem großen, gut aufgepumpten Ball. Der Balldurchmesser ist deutlich größer als der Abstand Kniegelenk/Boden. Die Hände berühren rechts und links den Ball, ohne sich auf ihm zu stützen. Die Beine stehen hüftgelenkbreit auf dem Boden, die funktionellen Fußlängsachsen zeigen nach vorn, in die gleiche Richtung wie die Oberschenkellängsachsen.

Durch kreisbogige Armbewegungen in der mittleren Frontalebene wird die Ballrollung nach rechts und links ausgelöst. Die Arme tragen zur Vergrößerung der Bewegung bei. Der Bewegungsimpuls beider Arme verstärkt die Ballrollung zur Seite und das Anheben des Körpers. Zur Prägung des Bewegungsablaufs werden zuerst 2–3 kleine Beistellschritte zur Seite gemacht, wobei die Hand der Gegenseite am Ball entlang gleitet. Dabei soll der Patient darauf achten, dass die Körperlängsachse erhalten bleibt. Auf der Seite, zu der der Ball gerollt ist, verliert das Becken den Ballkontakt. Die Bewegung erfolgt innen-/außenrotatorisch in den Hüftgelenken, wenn sich zur Wahrung des Gleichgewichts die stabilisierte Körperlängsachse wenig

zur Gegenseite neigt. Diese erste einleitende Bewegung kann vom Therapeuten unterstützt werden, indem er hinter dem Patienten steht und dessen Brustkorb nach rechts und links verschiebt.

Wenn die Ballrollung alternierend nach rechts und links einige Male erfolgt ist, soll der Patient die Bewegung zur Seite mit nur einem großen Schritt durchführen. Er achtet darauf, dass die funktionelle Fußlängsachse des Standbeinfußes immer nach vorn zeigt. Um den Bewegungsablauf zu vergrößern, überkreuzt das Spielbein das Standbein vorn, dabei rollt der Ball nur so weit zur Seite, bis das Knie genau über dem Fuß steht. Allmählich entwickelt die Bewegung einen fließenden Rhythmus, und durch den Schwung wird sie weiter vergrößert. An jeder Seite hebt sich der Körper vom Ball, ohne die Hand zum Stützen zu benutzen. Um die Bewegung wieder in die Gegenrichtung zu starten, bewegt sich das Spielbein zuerst. Es löst die Überkreuzung und bekommt Kontakt mit dem Ball. Der Patient kommt wieder zum Sitzen, während beide Beine kurzzeitig über den Boden schweben und das zukünftige

Standbein auf dem Weg nach außen zu seiner zukünftigen Unterstützungsfläche ist. Die beschleunigte Bewegung wird vom Standbein gestoppt. Der weiterlaufende Effekt würde den Fuß auf die Außenseite bringen. Dagegen arbeiten die Pronatoren und halten das Großzehengrundgelenk auf dem Boden.

Literatur

- Boruta PM et al. (1990) Acute lateral ankle ligament injuries. A literature review. *Foot Ankle* 11:107–113
- Cass JR et al. (1984) Ankle instability: current concepts, diagnosis and treatment. *Mayo Clin Proc* 59:165–170
- Debrunner HU, Jacob HAC (1998) Biomechanik des Fußes. Enke, Stuttgart
- Exner GU (2003) Normalwerte in Wachstum und Entwicklung. Thieme, Stuttgart
- Frisch H (2001) Programmierte Untersuchung des Bewegungsapparates. Springer, Berlin Heidelberg
- Hintermann B et al. (1994) Transfer of movement between calcaneus and tibia in vitro. *Clin Biomech* 9:349–355
- Inman VT et al. (1991) The joints of the ankle. Williams & Wilkins, Baltimore
- Larsen E (1986) Experimental instability of the ankle. *Clin Orthop* 204:193–200
- Maier E, Killmann M (2003) Kinderfuß und Kinderschuh. Entwicklung der kindlichen Beine und Füße und ihre Anforderungen an fußgerechte Schuhe. Neuer Merkur, München
- Mohr G (2009) Widerlagernde Mobilisation. In: Spirgi-Gantert I, Suppé B (Hrsg) (2009) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics. Behandlungstechniken. Springer, Berlin Heidelberg
- Nigg BM et al. (1991) Elongation and forces of ankle ligaments in a physiological range of motion. *Foot Ankle* 11:30–40
- Platzer W (1999) Taschenatlas der Anatomie. Thieme, Stuttgart
- Siegler S et al. (1988) The mechanical characteristic of the collateral ligaments of the human ankle joint. *Foot Ankle* 8:234–42
- Spirgi-Gantert I, Suppé B (2006) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics. Therapeutische Übungen. Springer, Berlin Heidelberg
- Spirgi-Gantert I, Suppé B (Hrsg) (2009) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics. Behandlungstechniken. Springer, Berlin Heidelberg
- Stüvermann R (2009) Widerlagernde Mobilisation. In: Spirgi-Gantert I, Suppé B (Hrsg) (2009) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics. Behandlungstechniken. Springer, Berlin Heidelberg
- Suppé B (2007) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics. Die Grundlagen. Springer, Berlin Heidelberg
- Suppé B, Bacha S, Bongartz M (2011) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics praktisch angewandt. Becken und Beine untersuchen und behandeln. Springer, Berlin Heidelberg

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.

8 Die Vorfußablösung 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 Standbeinhüftgelenk 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 Spielbeinfersen 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.

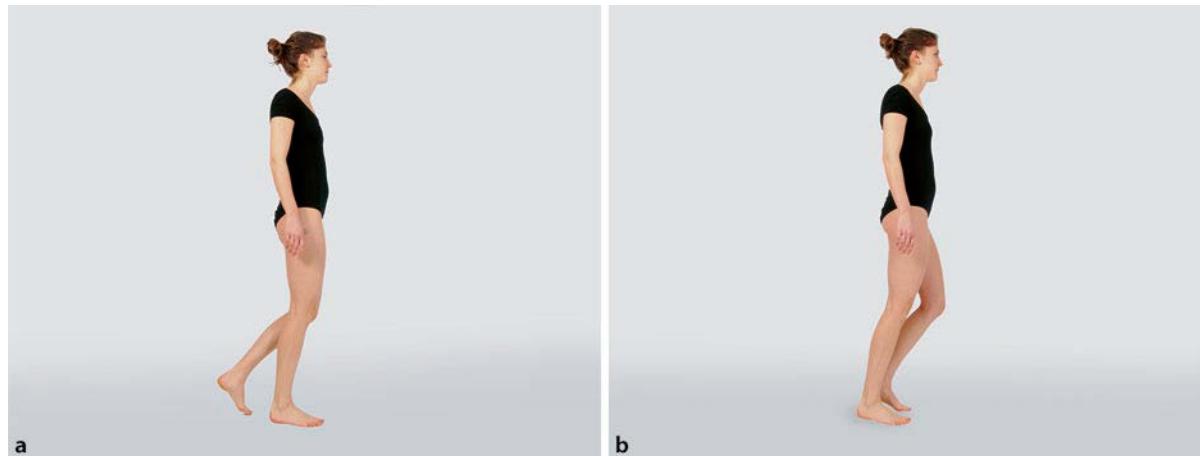
Die Belastungsphase eines Beins beginnt mit dem Aufsetzen der Ferse am Boden und endet mit der Zehenablösung. Beim Gehen bewegt sich nun der Körper über den Fuß hinweg und verändert seine Auflagefläche von der Ferse über die Sohle bis zum Vorfuß (Abb. 8.2). Das Abrollen über die Ferse sorgt für eine 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.

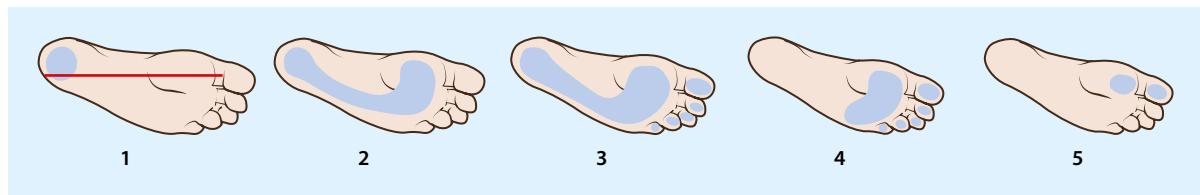
Effiziente Bewegung ist abhängig von der adäquaten Antwort auf die Hubbelastung. Sie verlangt eine koordinierte Muskelaktivierung, sodass zu jeder Zeit Stabilität gewährleistet ist, während spezifische Bewegungen kontrolliert zugelassen und andere widerlagert werden. Dabei geht es um das Timing der Muskelrekrutierung 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 Fortbewegung und die Stoßdämpfung in der Stand-



■ Abb. 8.1a,b Bewegungsablauf beim Gehen. **a** Das Knie des Spielbeins überholt das Standbein, **b** das Spielbein überholt den Standbeinfuß. Zu diesem Zeitpunkt kommt es zur Fersenablösung und zur Bewegung des Beckens, innenrotatorisch im Standbeinhüftgelenk und rotatorisch in der Wirbelsäule



■ Abb. 8.2 Abrollen von der Ferse zum Vorfuß mit eingezeichneter funktioneller Fußlängssachse

phase bedeutsam. 3 Bewegungsrichtungen werden während der Standbeinphase durchlaufen (■ Abb. 8.3).

- Beim Fersenkontakt steht das obere Sprunggelenk in Nullstellung.
- Danach senkt sich der Fuß ca. 7° plantarflexorisch ab (Belastungsantwort).
- Die Tibia bewegt sich dorsalextensorisch über den stehenden Fuß bis zur Nullstellung, dann hebt sich die Ferse ab.
- Gleich zu Beginn der Doppelbelastungsphase erfolgt eine rasche Plantarflexion von ca. 30° am Ende der Standbeinphase.

Beim Fersenkontakt entsteht ein Plantarflexionsdrehmoment im oberen Sprunggelenk, das jedoch rasch durch den Vorwärtstransport des Körpers neutralisiert wird (bei etwa 5 % des Gangzyklus). Danach entsteht ein Dorsalextensionsdrehmoment, das seine stärkste Ausprägung unmittelbar vor der Doppelbelastungsphase hat (bei etwa 48 % des Gangzyklus). Das Druckzentrum liegt dann über den Metatarsophalangealgelenken.

■ Muskelaktivität im oberen Sprunggelenk

Die **Dorsalextensoren** werden bereits in der Vorschwungphase aktiviert. Am Ende der Spielbeinphase nimmt die Intensität zu, um den Fersenkontakt vorzubereiten. Im

Moment des Fersenkontakts sind die Dorsalextensoren hoch aktiv, da sie gegen das plantarflexorische Drehmoment arbeiten müssen (■ Abb. 8.4).

Das Absenken des Fußes in der Belastungsantwort sorgt dafür, dass sich die Tibia nicht zu schnell nach vorn bewegt und das Abrollen über die Ferse kontrolliert wird. Der ruhige Vorfuß-Boden-Kontakt dient als Stoßdämpfer.

Die Aktivität der **Plantarflexoren** beginnt am Ende der Belastungsantwort als Reaktion auf das dorsalextensorische Drehmoment und steigert sich bis kurz vor der Doppelbelastungsphase. Der M. triceps surae arbeitet nahezu isometrisch. Er kontrolliert das obere Sprunggelenk und hält es annähernd in Nullstellung. Seine Kontraktion dauert gerade lang genug (0,2 s), um die Fersenablösung zu initiieren (Inman et al. 1984). Zu dem Zeitpunkt ist die Belastung im Bereich der Metatarsalköpfchen, und im oberen Sprunggelenk entsteht ein maximales Dorsalextensionsdrehmoment (■ Abb. 8.5). Sobald die Druckbelastung weiter nach vorn, vor die Metatarsalköpfchen, kommt, hebt sich die Ferse stärker ab. Sobald der kontralaterale Fuß Bodenkontakt hat, endet die Aktivität der Plantarflexoren.

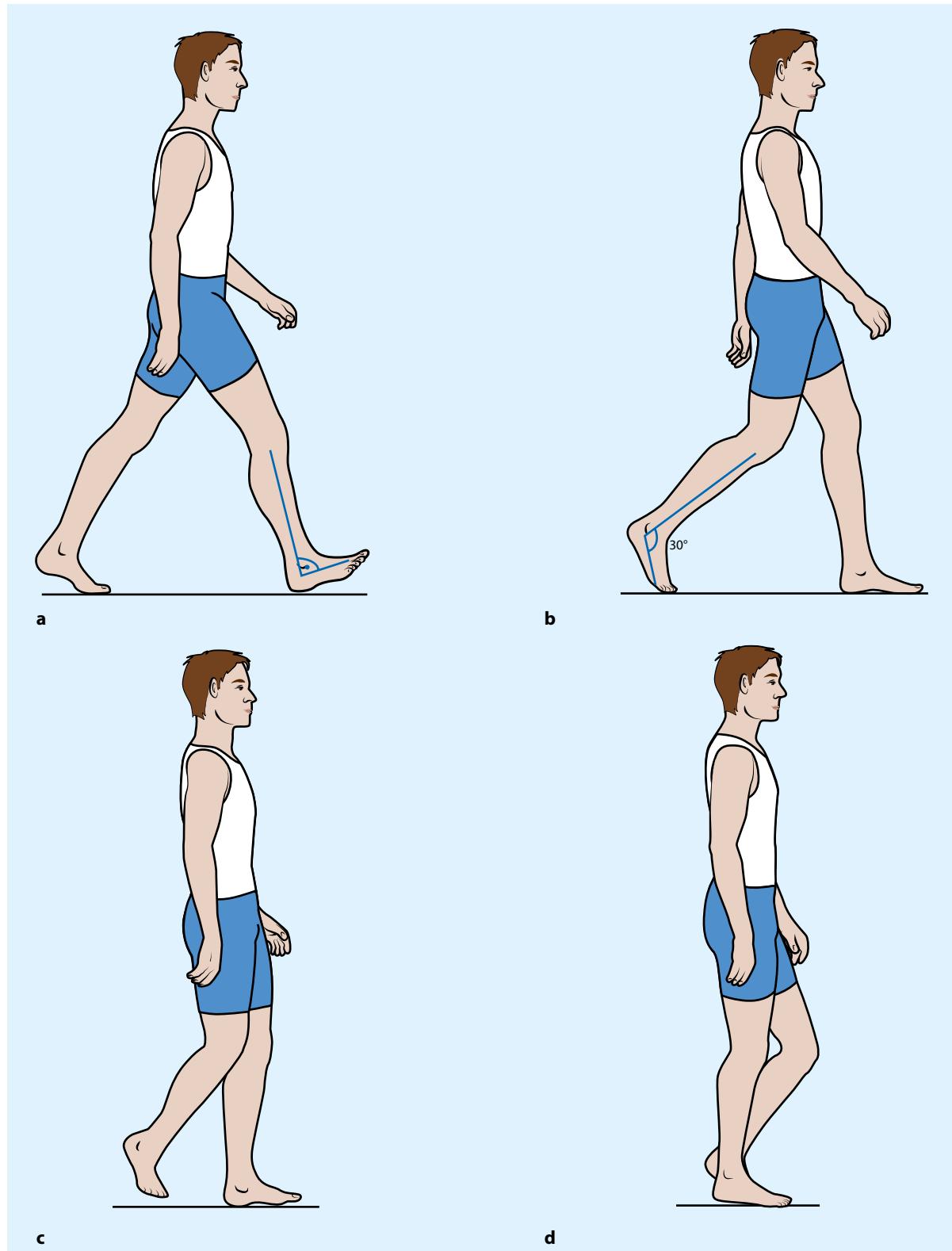


Abb. 8.3a-d Standbeinphase. a Fersenkontakt rechts: Das obere Sprunggelenk ist annähernd in Nullstellung, b Loading response links: der Fuß senkt sich plantarflexorisch ab. Im hinteren Bein ist das obere Sprunggelenk ca. 30° plantarflektiert, c um das Bein für den Überholvorgang zu verkürzen, wird der Spielbeinfuß dorsalextensorisch angehoben, d im Augenblick des Überholvorgangs hebt sich die Ferse des Standbeins an

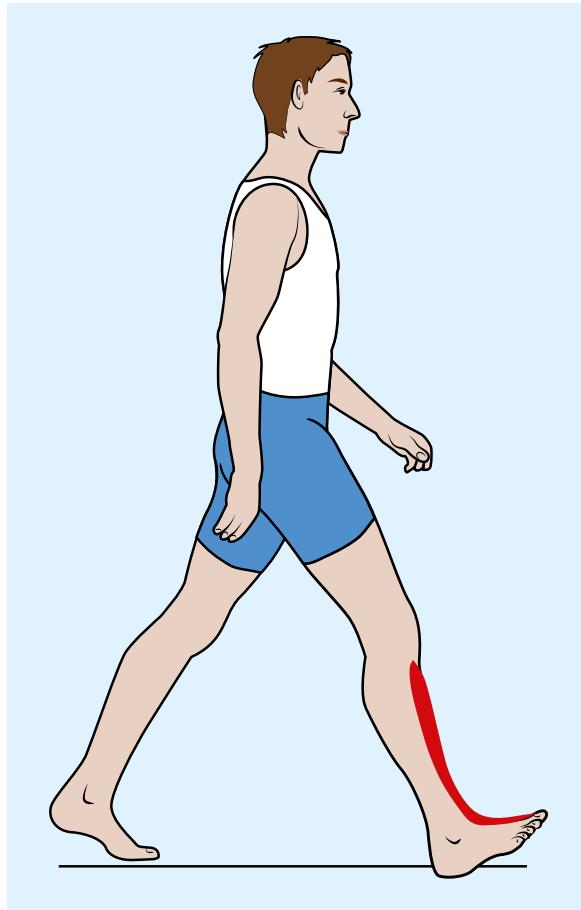


Abb. 8.4 Aktivität der Dorsalextensoren im Moment des Fersenkontakts

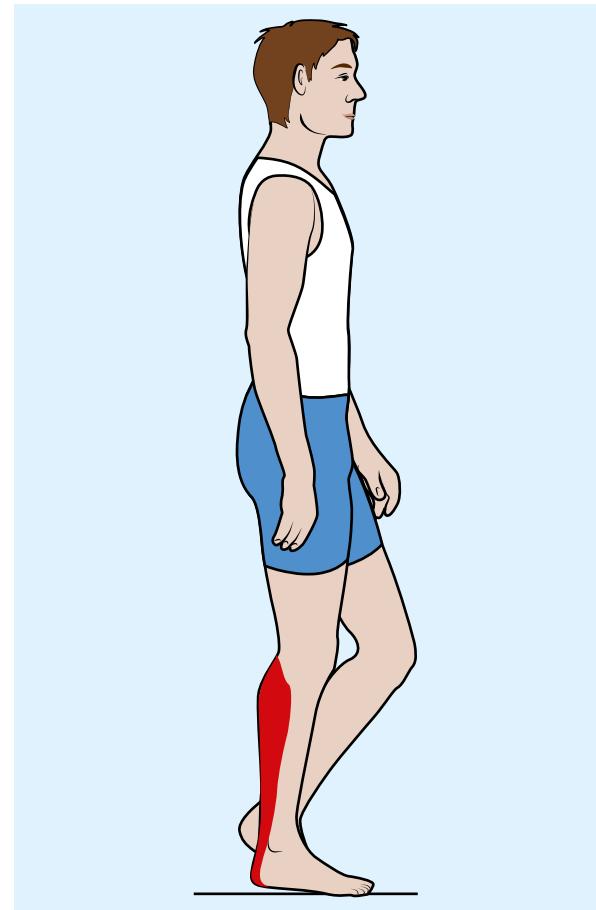


Abb. 8.5 Aktivität der Plantarflexoren im Moment der Fersenablösung

8.1.2 Unteres Sprunggelenk und Zehengelenke

Im unteren Sprunggelenk kommt es beim Gehen zu In- und Eversion. Die Eversion kann als Teil der Stoßdämpfung betrachtet werden. Sie beginnt unmittelbar beim Fersenkontakt und hat ihr Maximum, wenn die Tibia annähernd vertikal steht. Dabei flacht sich das Fußgewölbe ab. Dadurch drehen sich Tibia und Talus weiterlaufend nach medial, wodurch sich die Beuge-Streck-Achse des oberen Sprunggelenks annähernd frontotransversal und rechtwinklig zur Fortbewegungsrichtung einstellt.

Wenn sich die Belastung am Fuß weiter nach vorn verlagert und der Vorfuß stärker belastet wird, hebt sich die Ferse ab. Durch die fallverhindrende Aktivität v. a. des M. soleus und der Pronatoren kommt es gleichzeitig zur Inversion im unteren Sprunggelenk, und das Fußgewölbe kehrt in seine Normalposition zurück. Die Verwringung der subtalaren Fußplatte führt zur erforderlichen Stabilität im Mittelfuß. In der terminalen Standphase haben die Mm. soleus, tibi-

alis posterior, flexor digitorum longus und flexor hallucis longus ihre höchste muskuläre Intensität und geben somit als Inversoren ausreichend Stabilität, damit der Vorfuß als einzige Belastungsfläche fungieren kann (Perry 1992). Die Spannung der Plantaraponeurose nimmt durch die zunehmende Extension in den Zehengrundgelenken (bis ca. 55°) zu. Diese Straffung dient ebenfalls der Stabilisation.

Ausschlaggebend für den ständigen Vorrückstransport des Körpers ist das kontrollierte exzentrische Nachlassen der Zehenflexoren (Abb. 8.6).

8.1.3 Kniegelenk

Die Bewegungen in der Sagittalebene sind für den Vorrückstransport entscheidend, während die transversalen und frontalen Bewegungen in der Standbeinphase für die Stabilität des Beines entscheidend sind.

Im Unterschied zu Perry (2003), die beim Fersenkontakt maximale Extension im Kniegelenk beobachtet/

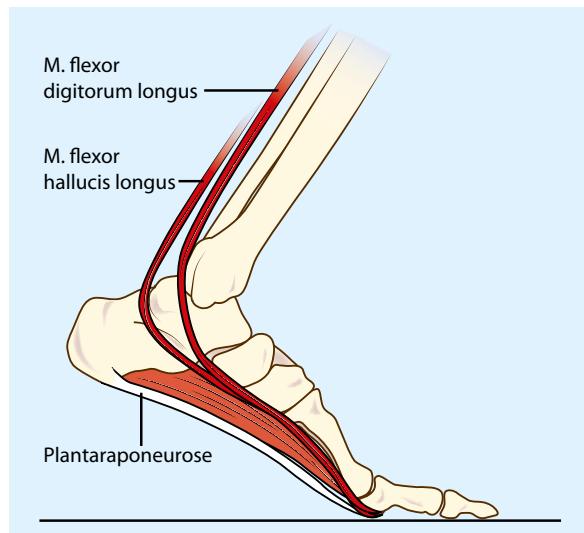


Abb. 8.6 Kontrolliertes exzentrisches Nachlassen der Zehenflexoren als Voraussetzung, dass der „drive“ erhalten bleibt

gemessen hat, hält Klein-Vogelbach (1995) die in ca. 5° de-blockierte Kniegelenksstellung für optimal. Erst durch das in leichter Flexion eingestellte Kniegelenk kann der Quadrizeps den flexorischen Schub, der durch den Vorwärts-transport des Körperschwerpunkts im Kniegelenk erfolgt, erfolgreich bremsen. Während der Belastungsantwort flektiert das Kniegelenk weiter bis ca. 15°, der Quadrizeps gibt exzentrisch nach. In der mittleren Standbeinphase überholt das Femur die Tibia und verringert die Flexion auf ca. 10°. In der Doppelbelastungsphase, wenn die Ferse den Boden verlassen hat und der Körpervektor auf dem Vorfuß lastet, flektiert das Kniegelenk bis ca. 40°.

Bei Flexion und Extension im Kniegelenk kommt es gleichzeitig zu Rotationen, die durchschnittlich 9–13° betragen (Kettellkamp et al. 1970). Beim Fersenkontakt steht das Knie in leichter Außenrotation. In der Belastungsantwort flektiert das Kniegelenk, die Tibia dreht sich infolge der Eversion im unteren Sprunggelenk weiterlaufend nach medial und damit innenrotatorisch im Kniegelenk. Sobald sich das Becken durch die Spielbeinbewegung weiterlaufend innenrotatorisch im Standbeinhüftgelenk bewegt, wird das Körpergewicht weiter nach vorn verlagert. Der Standbeinoberschenkel wird ebenfalls von der weiterlaufenden Bewegung erfasst und dreht nach lateral, innenrotatorisch im Kniegelenk. Damit wird die Flexions-Extensions-Achse des Kniegelenks in eine frontotransversale Position gebracht und steht rechtwinklig zur Fortbewegungsrichtung. Zu Beginn der Doppelbelastungsphase ist die Innenrotation im Kniegelenk am größten.

In der mittleren Standphase überholt der Oberschenkel die Tibia. Diese Extension erfolgt vom proximalen Gelenkpartner aus. Da die Extension im Kniegelenk wegen der Form der Femurkondylen (medialer Condylus ist pro-

minenter ausgeprägt) und ds Zugs der Kreuzbänder mit Außenrotation gekoppelt ist und der Fuß am Boden den distalen Gelenkpartner fixiert, drehen die Femurkondylen auf dem Tibiaplateau nach medial.

Die rotatorische verschraubende Aktivität der Muskulatur (**Rotationssynergie**) in den einzelnen Phasen der Standbeinbelastung ist dafür verantwortlich, dass Knie und Sprunggelenke in der Frontal- und Transversalebene stabilisiert bleiben, aber auch, dass das Knie in der mittleren Standbeinphase annähernd in Nullstellung stabilisiert bleibt.

■ Muskelaktivität im Kniegelenk

Bereits in der terminalen Spielbeinphase wird das Kniegelenk muskulär auf den Bodenkontakt vorbereitet. Innerhalb von 0,1 Sekunden muss zur Vorbereitung des initialen Bodenkontaktes eine stabile Position des Standbeins hergestellt werden (Inman et al. 1991). Dabei sind v. a. die Mm. vasti und die ischiokrurale Muskulatur entscheidend, deren Aktivitäten die übermäßigen weiterlaufenden Bewegungen ihrer Antagonisten widerlagern. Die ischiokrurale Muskulatur verhindert demnach eine übermäßige Extension im Kniegelenk, die durch den M. quadriceps ausgelöst würde.

➤ **Die Hauptaufgabe des M. quadriceps ist die Stabilisation des Kniegelenks beim initialen Bodenkontakt und die Widerlagerung der Flexion im Kniegelenk während der Belastungsantwort.**

Wenn sich der Fuß zum Boden senkt, bewegt sich die Tibia weiter nach vorn, und es kommt zu etwa 15° Flexion im Kniegelenk. Dadurch entsteht ein Flexionsdrehmoment, das durch die Aktivität des M. quadriceps kontrolliert wird, der somit zur Stoßdämpfung beiträgt. Durch die Eversion im unteren Sprunggelenk und der nach kranial weiterlaufenden Medialrotation der Tibia wird die Stabilität des Kniegelenks ebenfalls gefährdet. Der mediale Kollaps des Kniegelenks wird verhindert durch die weiterhin bestehende Aktivität der Mm. biceps femoris (gegen das Rotationsdrehmoment) und tensor fasciae latae (gegen das Adduktionsdrehmoment und damit den medialen Kollaps).

Wenn der Fuß weiter nach vorn abrollt, bewegt sich der Femur schneller als die Tibia nach vorn, und die Flexion im Kniegelenk vermindert sich auf ca. 10°. Am Ende der Standbeinphase wird das Kniegelenk stabilisiert, weil der Spannung des Tractus iliotibialis (der das Knie extendieren würde) die hohe Aktivität des M. gastrocnemius entgegengesetzt wird, der in dieser Phase die Fersenablösung initiiert hat. Wenn der Körpervektor weiter nach vorn kommt, wird das Knie entriegelt und kommt zunehmend in Flexion bis ca. 40° – der M. rectus femoris wird leicht vorgedehnt. Da das Bein jetzt nicht mehr mit Gewicht be-

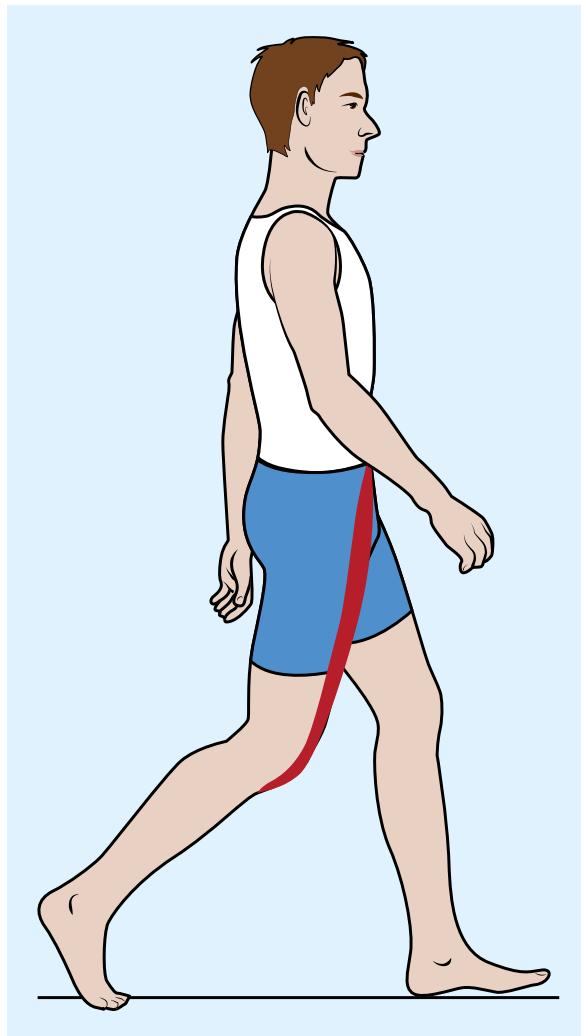


Abb. 8.7 Vordehnung des M. rectus femoris am Ende der Standbeinphase

lastet ist, kann es sich leicht vom Boden lösen und gut nach vorn schwingen (Abb. 8.7).

8.1.4 Hüftgelenk

Das Bewegungsausmaß beim Gehen im Hüftgelenk liegt bei etwa 30° Flexion und max. 10° Extension.

Beim Fersenkontakt ist der Oberschenkel ca. 30° im Hüftgelenk flektiert. In jeder weiteren Standbeinphase nimmt die Flexion allmählich bis zur Nullstellung ab. Das Ausmaß an Extension ist abhängig von der Schrittänge, der Gehgeschwindigkeit und der Beweglichkeit des Standbeinhüftgelenks in Extension und Rotation. Am Ende der Standbeinphase ist die Ferse abgehoben, das Kniegelenk flektiert und das Becken bewegt sich innenrotatorisch im Standbeinhüftgelenk – das Hüftgelenk ist in Nullstellung. Außerdem limitiert der M. tensor fasciae latae das Aus-

maß der passiven Hüftgelenksextension. Diese Komponenten verringern das Ausmaß an tatsächlicher Extension im Hüftgelenk, obwohl die Längsachse des Oberschenkels deutlich in Bezug zu einer Vertikalen nach vorn geneigt ist.

Die Innenrotation von ca. 8° im Standbeinhüftgelenk beginnt in dem Moment, wenn das Spielbein das Standbein überholt. Im Spielbeinhüftgelenk ist bereits die maximale Flexion erreicht, und durch die weitere Vorwärtsbewegung kommt es weiterlaufend zur Rotation des Beckens, innenrotatorisch im Standbeinhüftgelenk und rotatorisch in der unteren Brustwirbelsäule.

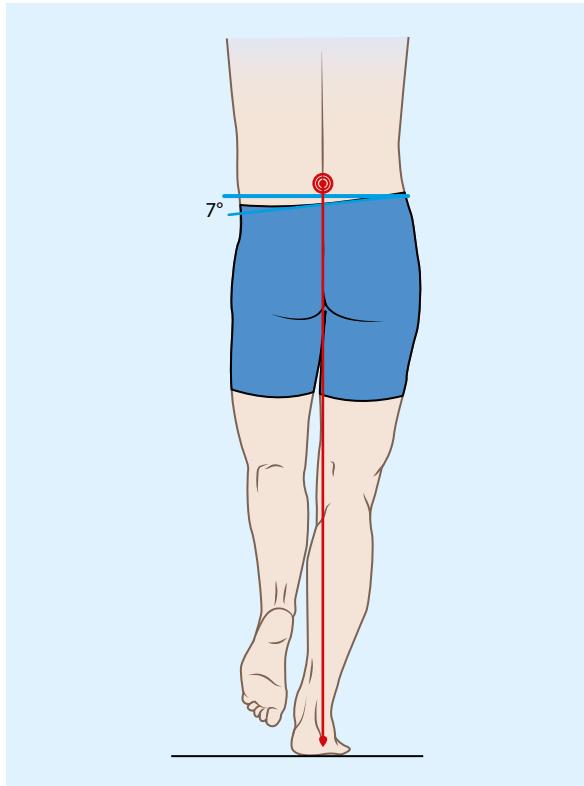
■ Muskelaktivität im Hüftgelenk

Der große Bewegungsumfang des Hüftgelenks in der Sagittalebene benötigt nur geringfügige muskuläre Aktivitäten, während die kleinen Bewegungen in der Frontalebene eine hohe Intensität der muskulären Aktivität erfordern. Den Rotatoren der Hüftgelenke kommt die Aufgabe zu, die Bewegungsrichtung zu kontrollieren.

Die Extensoren sind in Erwartung des Bodenkontakts bereits am Ende der Spielbeinphase **präaktiv**. Diese **dynamische Kontrolle** ist für die Stabilität des Standbeins beim Bodenkontakt besonders wichtig. Die höchste Muskelaktivität der Hüftextensoren wird beim Fersenkontakt und bei der Belastungsantwort benötigt, da zu dem Zeitpunkt das stärkste Flexionsdrehmoment an der Hüfte besteht; aber bereits kurz nach Ende der Belastungsantwort entsteht durch den Vorwärtstransport des Körpers ein extensorisches Drehmoment – die Extensoren des Hüftgelenks werden funktionell nicht mehr benötigt, da die extensorische Bewegung passiv durch den „drive“ des Körpers entsteht.

Eine hohe Flexorenaktivität ist beim Gehen nicht feststellbar. Am Ende der Spielbeinphase werden die Flexoren kurz vorgedehnt, und ab der mittleren Schwungphase ist eine Aktivität selten nachweisbar.

In der Frontalebene wird bei jedem Schritt die kontralaterale Beckenseite entlastet. Während der Fuß auf dem Boden abrollt und den Körper mittransportiert, extendiert der Oberschenkel im Standbeinhüftgelenk. Beim **Abduktorenfächern** verschieben sich die fallverhinderten Aktivitäten vom M. tensor fasciae latae auf die Mm. glutaei medius und minimus. Durch das hohe Adduktionsdrehmoment am Hüftgelenk sinkt die kontralaterale Beckenseite ab. In dieser Phase zeigen die Abduktoren des Standbeinhüftgelenks ihre höchste Aktivität, da sie schnell aktiv werden müssen und gleichzeitig das Becken-Bein-Gewicht der Spielbeinseite seine größte Wirkung entfaltet (Abb. 8.8). Die kreisförmige Aktivierung der Abduktoren trifft als letzten Muskel, der das Becken am Standbein verankern kann, den M. adductor magnus mit extensorischer/adduktorischer/innenrotatorischer Komponente. Sie geht weiter, verbindet aber nicht mehr das Becken mit dem Standbein, sondern bindet jetzt das Spielbein ans Becken.



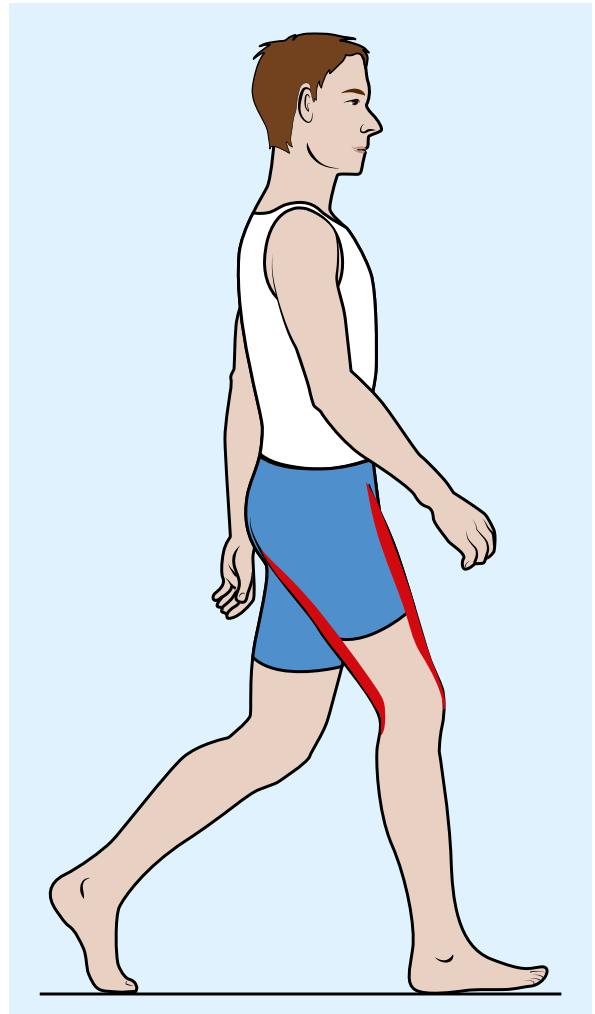
■ Abb. 8.8 Absinken des Beckens auf der Spielbeinseite und hohe stabilisierende (leicht exzentrische) Aktivierung der Abduktoren des Standbeinhüftgelenks

■ Muskuläre Kontrolle in der Standbeinphase

Das Bewegungsverhalten des Standbeins dient der Realisation des Weggewinns durch ständigen Vorrwärtstransport des Körperschwerpunkts in die Bewegungsrichtung. Alle Extensoren des Beins arbeiten in dieser Phase fallverhindern.

In der Vorbereitung der Standbeinphase und im Moment des Fersenkontakts verhindern die Extensoren der Zehen und die Dorsalextensoren das unkontrollierte Hängen des Fußes am Unterschenkel. Sie sind auch dafür verantwortlich, die Ferse für die geplante Abrollung optimal einzustellen. Am Kniegelenk arbeiten die Mm. vasti antagonistisch zu den ischiokruralen Muskeln und halten das Kniegelenk in deblockierter Stellung. Der M. quadriceps verhindert die Flexion des Oberschenkels im Kniegelenk, indem er den Oberschenkel extensorisch an der Tuberositas tibiae verankert. Am Hüftgelenk sind die Mm. ischiocrurales, adductor magnus und gluteus maximus aktiviert, weil ein großes flexorisches Drehmoment besteht.

Mit beginnender Belastung verhindert der M. tensor fasciae latae als erster Muskel des Abduktorenfächers das adduktoreiche Absinken des Beckens im Hüftgelenk. Die ischiokrurale Muskulatur verhindert eine flexorische Bewegung des Beckens nach hinten/unten und verankert das



■ Abb. 8.9 Die ischiokrurale Muskulatur verhindert die Flexion im Hüftgelenk durch Drehpunktverschiebung und verankert das Becken am Oberschenkel. Gleichzeitig sichert sie gemeinsam mit dem Quadrizeps das Kniegelenk

Becken am Oberschenkel. Sie sichert zudem das Kniegelenk flexorisch, sodass es gemeinsam mit der Quadrizepsinnervation zur Kontraktion kommt. Damit wird eine Hyperextension im Kniegelenk vermieden (■ Abb. 8.9).

Sobald der Fuß Bodenkontakt hat, verhindern die Abduktoren des Hüftgelenks (Mm. gluteus maximus und medius) das Absinken des Beckens auf der Spielbeinseite.

8.2 Analyse der weiterlaufenden Bewegung und Muskelaktivitäten des Spielbeins

Die Spielbeinphase beginnt mit der Zehenablösung und endet mit der terminalen Schwungphase, kurz, bevor die Ferse den Boden berührt (■ Abb. 8.10).

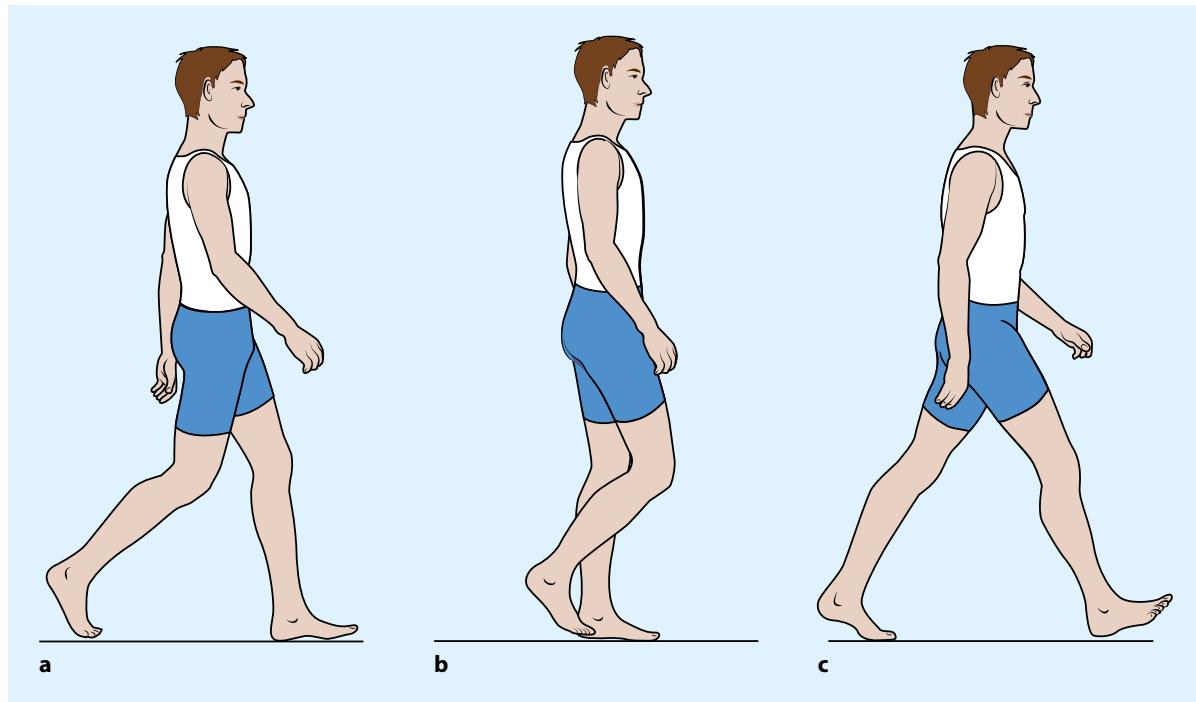


Abb. 8.10a–c Spielbeinphase. a Zehenablösung, b mittlere Schwungphase. Beim Standbein löst sich die Ferse vom Boden, c terminale Schwungphase

Durch die Verlagerung des Körperschwerpunkts nach vorn wird der Schritt des Spielbeins ausgelöst. Es bewegt sich flexorisch im Hüftgelenk und bewirkt dadurch eine Kraft nach vorn, was den Antrieb erhält. In dem Moment, in dem sich der Spielbeinfuß direkt neben dem Standbeinfuß befindet, kommt es zur weiterlaufenden Bewegung des Beckens, innenrotatorisch im Standbeinhüftgelenk. Gleichzeitig sinkt das Becken auf der Spielbeinseite ab.

8.2.1 Oberes Sprunggelenk

Während der Spielbeinphase unterstützt die Bewegung im oberen Sprunggelenk das Vorwärtsschwingen des Beins. Wenn die Zehen den Boden verlassen, steht das obere Sprunggelenk in ca. 20° Plantarflexion. Damit das Bein nach vorn schwingen kann, werden Fuß und Zehen dorsalextensorisch angehoben. Die annähernde Nullstellung ist erreicht, wenn sich der Spielbeinfuß direkt neben dem Standbein befindet. Die Intensität der Aktivität verringert sich in der mittleren Schwungphase, um gegen Ende wieder zuzunehmen, um den Fuß für den Bodenkontakt vorzubereiten.

8.2.2 Kniegelenk

Am Ende der Standbeinphase steht das Kniegelenk bereits in 40° Flexion. Die schnelle Flexion des Hüftgelenks und die Trägheit der Masse des Unterschenkels vergrößern die Flexion in der Spielbeinphase auf 60° (Waters, Morris u. Perry 2003) bis 70° (Murray et al. 1964). Dieses Bewegungsausmaß ist nötig, um das Bein zum Durchschwingen maximal zu verkürzen. Dieser Moment ist erreicht, wenn der Spielbeinfuß genau neben dem Standbeinfuß ist. Danach beginnt das Kniegelenk wieder zu extendieren, bis es am Ende der Spielbeinphase ca. 5° flektiert ist (Abb. 8.11).

Kombiniert mit der Flexions- und Extensionsbewegung im Kniegelenk sind begleitende Rotationen. Während der Flexion bewegt sich die Tibia innenrotatorisch im Kniegelenk, und bei Extension kommt es zur Außenrotation des Unterschenkels im Kniegelenk. In der Spielbeinphase nimmt die Flexion im Kniegelenk und damit auch die Innenrotation bis zum Überholvorgang zu. Sobald der Unterschenkel weiter nach vorn schwingt, dreht sich auch die Tibia nach lateral, außenrotatorisch im Kniegelenk.

8.2.3 Hüftgelenk

In der Spielbeinphase bewegt sich das Bein flexorisch im Hüftgelenk und nimmt während des Überholvorgangs

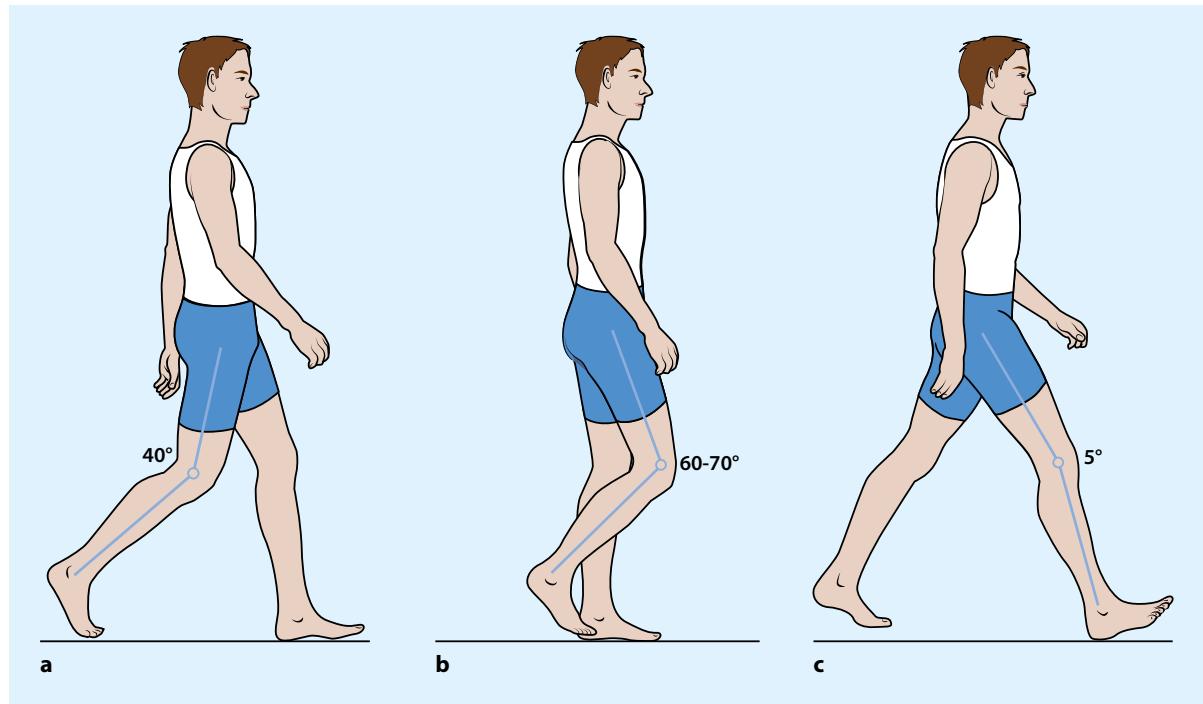


Abb. 8.11a–c Bewegung des Kniegelenks in der Spielbeinphase. **a** Ca. 40° Flexion im Kniegelenk zu Beginn der Spielbeinphase, **b** mittlere Spielbeinphase: um das Bein maximal zu verkürzen, muss sich das Bein durch 60–70° Flexion verkürzen, **c** terminale Schwungphase: Das ca. 5° flektierte Kniegelenk ist für den Fersenkontakt vorbereitet

das Becken auf der unbelasteten Seite mit nach vorn. Das maximale Ausmaß der Hüftgelenksflexion ist zu dem Zeitpunkt mit ca. 30° erreicht. Da das Becken auf der Spielbeinseite etwas absinkt, entsteht dadurch im Hüftgelenk eine leichte Abduktion. Die außenrotatorische Komponente sorgt dafür, dass das Spielbein optimal nach vorn (statt weiterlaufend nach vorn/medial) schwingt.

Muskelaktivitäten des Spielbeins

Um das Spielbein nach vorn zu bringen, ist keine erhebliche Aktivität der Hüftgelenksflexoren feststellbar (Perry 2003). Der in der Vorschwungphase erzeugte Impuls bleibt erhalten, und das Bein schwingt passiv nach vorn. In der gesamten Spielbeinphase sind die Dorsalextensoren des oberen Sprunggelenks und die Zehenextensoren aktiv.

Zu Beginn der Spielbeinphase werden die Mm. sartorius und gracilis geringfügig aktiviert, die für die gleichzeitige Flexion von Hüft- und Kniegelenk sorgen. Während des Überholvorgangs wird der M. biceps femoris (caput breve) für einen kurzen Moment aktiv, um (neben anderen Mechanismen) die maximale Knieflexion zu ermöglichen. Für das weitere Vorschwingen des Unterschenkels ist keine Muskelaktivität nötig, weil die **Bewegungsenergie** der beschleunigten Masse ausreicht.

Die Funktion der Muskulatur in der Spielbeinphase ist überwiegend die Vorbereitung der Standbeinphase. Zu dem Zeitpunkt nimmt die Intensität der Muskelaktivität

deutlich zu. Sowohl die Mm. vasti als auch die ischiokruralen Muskeln sind präaktiv und kontrollieren am Ende der Spielbeinphase die Stellung des Kniegelenks. Damit ist das Spielbein für den Bodenkontakt gut vorbereitet.

8.3 Abweichungen und Hinkmechanismen

Die Gehbewegungen der Körperabschnitte Becken und Beine sind ein automatisch ablaufendes Geschehen des normalen Gangs. Innerhalb dieses Automatismus besteht eine Dualität von Ursache und Wirkung. Beim normalen Gang ist das Bewegungsverhalten des Standbeins die „*Actio*“, dasjenige des Spielbeins die „*Reactio*“. Beim Hinken ist es gerade umgekehrt! Daraus folgt, dass in der Aktionsphase das belastete Standbein das Gewicht des in sich beweglichen Systems des menschlichen Körpers so über seine funktionelle Fußlängsachse abrollen lassen muss, dass als Reaktion das unbelastete Spielbein, das das Becken mittransportiert, zu einem Schritt nach vorn gezwungen wird, um das Gleichgewicht zu erhalten.

Ist das Bewegungsverhalten der Körperabschnitte Becken und Beine gestört, manifestieren sich **Hinkmechanismen**. Diese können die passiven Strukturen der Fuß-, Knie-, Hüft- und Lendenwirbogelenke durch Schubbelastrungen nachhaltig schädigen. In der Folge verändert sich

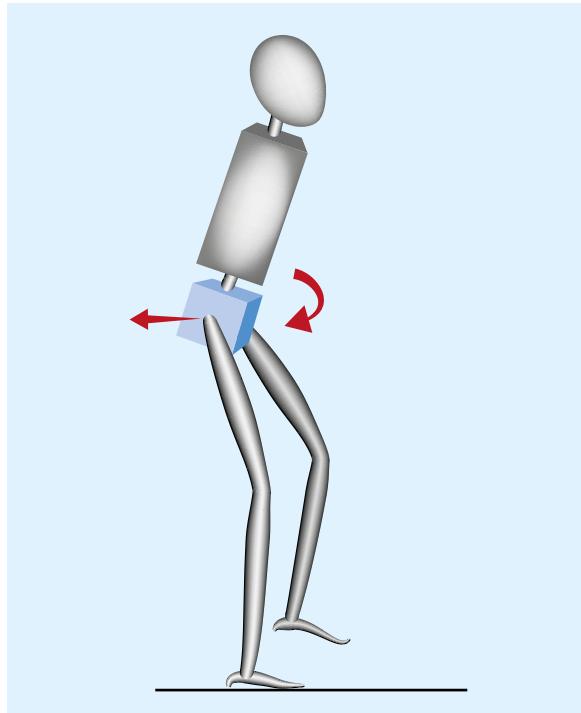


Abb. 8.12 Erscheinungsbild bei später Fersenablösung

beim Gehen die Koordination der fallverhindernd arbeitenden Muskulatur. Die ökonomische, adäquate Bein- und Fußachsenbelastung findet nicht mehr statt.

Die zeitliche Koordination der Stand- und Spielbeinbewegungen ist wichtig. Wenn der Fersenkontakt des einen Beins beginnt, muss sich die Ferse des anderen Beins bereits vom Boden abgelöst haben. Bei einer zu **späten Fersenablösung** hat man den Eindruck, der Patient geht bergauf. Die Schritte erfolgen aktiv, weil die Verlagerung des Körperschwerpunkts nach vorn gebremst wird (Abb. 8.12).

Wenn sich der Patient vom Boden abdrückt, ist bei der Fersenablösung eine Plantarflexion im oberen Sprunggelenk zu beobachten. Das ist ein **hyperaktives Hinken**. Das Knie macht eine Rückwärtsbewegung durch extensorische Drehpunktverschiebung, wie es beim Laufen für den Absprung vom Boden notwendig ist (Abb. 8.13). Diese rückläufige Knieextension ist mit einer Medialrotation der Femurkondylen gekoppelt. Unterschenkel und Fuß werden weiterlaufend mit nach medial gedreht, was man an einer Bewegung der Ferse nach lateral beobachten kann.

Wenn beim Abrollen des Fußes auf dem Boden die **Medialisierung** der Belastung zu früh erfolgt, verursacht sie eine Abflachung der Längswölbung des Fußes und einen extrem verkürzten Abrollweg in die Eversion des unteren Sprunggelenks. Erfolgt bei der Abrollung des Fußes am Boden die Medialisierung zu spät, droht mit der Belastung des äußeren Fußrandes ein inversorisches Überreten

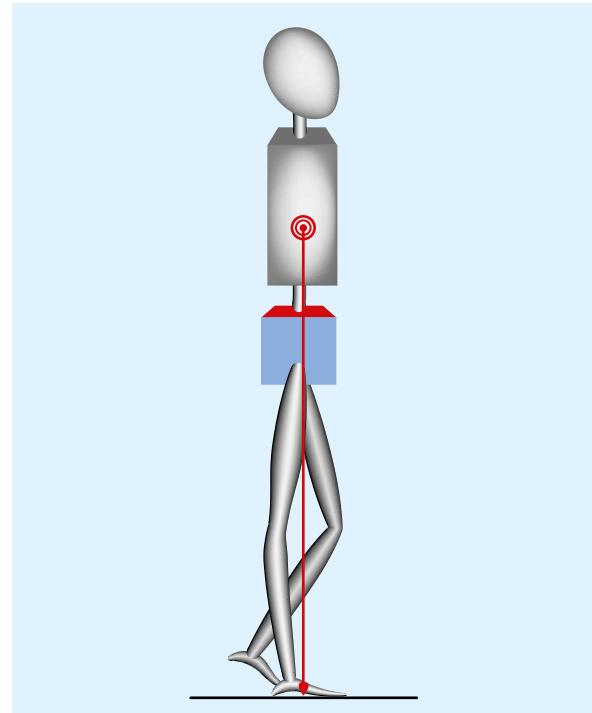


Abb. 8.13 Hyperaktives Hinken. Bei Plantarflexion bewegt sich das Kniegelenk extensorisch durch Drehpunktverschiebung nach hinten

des Standfußes im unteren Sprunggelenk. In diesem Fall bewegt der Patient instinktiv das Standkniegelenk nach hinten und dreht es nach medial, extensorisch im Standbeinkniegelenk durch Drehpunktverschiebung. Durch diese **Schlussrotation** drehen die Femurkondylen auf dem Tibiaplateau nach medial. Das ist ein typischer und häufig auftretender Hinkmechanismus mit einer „Actio“ des Spielbeins, einem harten und lauten Fersenaufprall und einer „Reactio“ des Standbeins, bei der das Becken seine optimale räumliche Lage aufgeben muss.

Wenn das Spielbein durch das Bewegungsverhalten des Standbeins nicht gezwungen wird, einen Schritt nach vorn zu machen, ist Hinken unvermeidlich. Vorprogrammiert ist dieser Hinkmechanismus, wenn der Start zum Gehen mit der Entlastung des Spielbeins beginnt.

Bei verminderter/gestörter muskulärer Koordination von Fuß-, Knie- und Hüftgelenk neigt sich als Ausweichmechanismus die Körperlängssachse nach vorn(/lateral), um das Gleichgewicht zu erhalten.

Durch eine schlechte abduktorierte Verankerung des Beckens am Standbein kann es kompensatorisch zu einer vermehrten Lateralisierung der Querachse der Femurkondylen kommen, die in der Folge möglicherweise eine „stiffness“ des Tractus iliotibialis bewirkt („runner’s knee“).

Das konstitutionelle Problem einer zu kleinen Ferse geht einher mit einer veränderten Statik und der Verlagerung des Körperschwerpunkts nach hinten (Abb. 8.14).

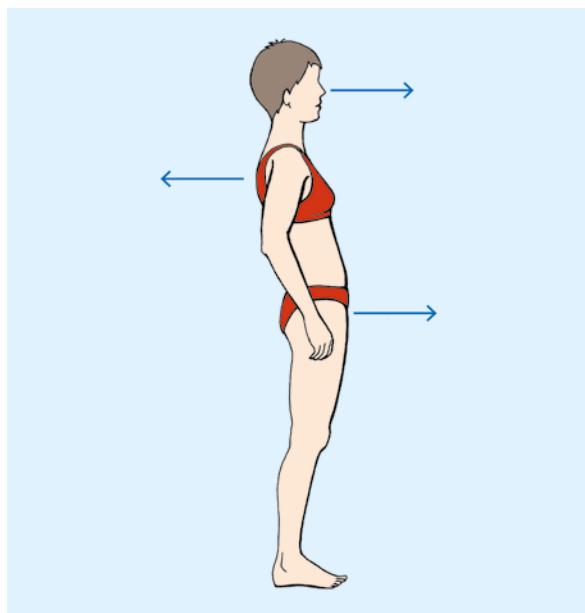


Abb. 8.14 Statik bei zu kleiner Ferse

Wenn solche Patienten Rückenschmerzen haben, sollten sie nicht barfuß gehen. Die Höhe des empfohlenen Absatzes an den Schuhen richtet sich nach der Größe der Fersen. Bei richtiger Absatzhöhe normalisiert sich die fallverhindrende Aktivität der Muskulatur im Bereich der Wirbelsäule. Die zu kleine Ferse verursacht zudem die aktive Insuffizienz des M. triceps surae und verschlechtert seine bewegende Komponente (Klein-Vogelbach 1990).

Die häufigsten Probleme in der Standbeinphase entstehen durch eine rotatorische und mediale valgisierende Destabilisation (unteres Sprunggelenk in Eversion und/oder Knie in Medialrotation und/oder Valgusstellung) (Abb. 8.15). Die **mediale Instabilität**, v. a. mit Innenrotationskomponente im Hüftgelenk, führt zu einer Blockierung des Beckens beim Überholvorgang auf der Spielbeinseite. Somit hemmt dieser Ausweichmechanismus nicht nur die Gehbewegungen, sondern auch ganz wesentlich den Vorwärtstransport des Körperschwerpunkts. Kompen-satorisch müssen beschleunigende Impulse über forcierte Armbewegungen nach vorne und/oder durch ein Vorschleudern des Unterschenkels ausgeführt werden.

Eine mediale Instabilität führt zur erhöhten Belastung der Menisken und des vorderen Kreuzbandes und zu eventuell erhöhter Rupturneigung. Die konsequente Nutzung des Kniegelenks in Extension in der mittleren Standbeinphase geht oft einher mit einer verzögerten Ferseablösung, was zu einer hohen Belastung der dorsalen Kniegelenksstrukturen führt und das Abrollen über die funktionelle Fußlängsachse stört. Durch den langen Kontakt der Ferse bleibt das untere Sprunggelenk auch in der terminalen Standbeinphase in Eversion.

8.4 Intervention und therapeutische Übungen

Das Zeichen einer mangelnden Stützfunktion ist der mediale Kollaps der Kniegelenke. Der Einfluss der Schwerkraft gefährdet den Fuß, in Eversion und Supination abzusinken. Das Fußgewölbe muss in der Therapie gegen diesen Belastungsmechanismus aufgerichtet werden, und der Rückfuß wird dazu im unteren Sprunggelenk stabilisiert. Wenn das Gewölbe zusammensinkt, kommt es zu einer Fehlbelastung der passiven Strukturen. Weiterlaufend nach kranial kommt es zur Valgusstellung und Medialrotation der Femurkondylen.

Ein **Beinachsentraining** schließt immer eine Optimierung aller gegensinnigen muskulären Verschraubungen ein. Diese Rotationssynergie ist die Stabilisation durch eine muskuläre rotatorische Verschraubung der unteren Extremität während der verschiedenen Phasen des Gehens. Dazu gehören der muskuläre Aufbau des Fußgewölbes (Pronatoren und Inversoren) und die Aktivierung der Abdiktoren und Außenrotatoren des Hüftgelenks zunächst statisch, z. B. mit der Übung „Flamingo“ (Spirgi-Gantert u. Suppé 2012). Durch manipulative Widerstände am Standbein werden die Außenrotatoren und Abdiktoren des Hüftgelenks sowie der Quadrizeps (v. a. der M. vastus medialis) zusätzlich aktiviert. Um das Absinken des Fußgewölbes (und damit weiterlaufend den medialen Kollaps) zu verhindern, kann das Längsgewölbe bei Übungen im Stand durch ein Polster unterstützt werden.

Durch die Fehlstellung der Beinachsen neigt bestimmte Muskulatur zur Verkürzung, wie z. B. der Tensor fasciae latae. Detonisierende Techniken wie z. B. mobilisierende Massage helfen dabei, die Belastung für das Kniegelenk zu reduzieren.

► **Die Behandlung bei knöchernen Achsabweichungen kann nur ein Kompromiss sein: Um die Kniegelenke zu entlasten, müssen die Außenrotationstoleranzen der Hüftgelenke vergrößert werden, obwohl dann die Hüftgelenke nicht mehr zentriert sind.**

8.4.1 Statisches Beinachsentraining

Mithilfe des statischen Beinachsentrainings kann der Patient die optimale Stützfunktion des Beins erlernen. Widerstände durch den Therapeuten dienen als Lernhilfe für den Patienten, da er so die rotatorische verschraubende Muskelaktivität besser wahrnehmen kann.

In der Ausgangsstellung steht der Patient im aufrechten Stand. Die funktionellen Fußlängsachsen zeigen nach vorn. Zum Visualisieren der Fortbewegungsrichtung und



Abb. 8.15a,b Mediale Instabilität im Kniegelenk durch rotatorische und mediale valgisierende Destabilisation. **a** Bei Eversion im unteren Sprunggelenk und Medialrotation der Femurkondylen, **b** bei Valgusstellung im Kniegelenk

der Positionierung der Abrollachsen kann eine Linie auf den Boden geklebt werden. Wenn die Gelenke optimal übereinander angeordnet sind, werden alle bestehenden Bewegungstoleranzen durch den Belastungsdruck des Körpergewichts muskulär fallverhindert stabilisiert. Am deblockierten Kniegelenk trifft der Belastungsdruck den Quadrizeps, am gut eingestellten Fuß werden die gewölbbeverspannenden muskulären Aktivitäten im Sinne der **Brückenaktivität** hervorgerufen.

Der Patient soll nun seine Kniegelenke deblockieren und so weiß außenrotatorisch in den Hüftgelenken drehen, bis die Knescheiben in die gleiche Richtung zeigen wie die funktionellen Fußlängsachsen. Es ist zum Erlernen der Bewegung hilfreich, wenn die Aufmerksamkeit auf die nach kaudal weiterlaufende Bewegung gelenkt wird. Dort nimmt der Patient wahr:

- dass der Außenrand des Fußes mehr belastet wird,
- dass sich der Innenknöchel vom Boden entfernt,
- dass die Längswölbung der Füße größer wird, wenn das Großzehengrundgelenk auf dem Boden bleibt.

Die außenrotatorische Bewegung der Oberschenkel läuft innenrotatorisch in die deblockierten Kniegelenke weiter. Nach kaudal weiterlaufend kommt es zur Inversion in den

unteren Sprunggelenken. Da das Großzehengrundgelenk den Kontakt mit dem Boden beibehalten muss, müssen die Pronatoren die weiterlaufende Bewegung aktiv widerlagern. Es entsteht eine Verstärkung der Fußlängswölbung durch die **Verwringung der subtalaren Fußplatten**. Im Einbeinstand muss das Becken zusätzlich außenrotatorisch im Standbeinhüftgelenk gehalten werden.

Folgende **statische Widerstände** sind große Lernhilfen:

- Zur Aktivierung der Außenrotatoren dreht der Therapeut die Femurkondylen nach medial.
- Für die Aufrichtung des Fußes kann er einen Schub am lateralen Malleolus von dorsal/kranial nach ventral/medial/kaudal geben.
- Um die Verschraubung des Längsgewölbes zu verstärken, kann er gleichzeitig von unten das Großzehengrundgelenk nach ventral/kranial/lateral ziehen. Dadurch werden Muskeln aktiviert, die den Fuß verkürzen und pronieren (**Abb. 8.16**).

Wenn der Patient die Beinachsen im Zweibeinstand gut einstellen kann, kann er die Übung im Einbeinstand durchführen. Das andere Bein darf leicht auf dem Boden stehen, soll jedoch kein Gewicht mehr übernehmen.



■ Abb. 8.16 Widerstände am Fuß beim statischen Beinachsentraining



■ Abb. 8.17 Widerstände im Einbeinstand beim statischen Beinachsentraining

Um die Außenrotatoren und Abduktoren des Standbeins zu aktivieren, gibt der Therapeut **statische Widerstände** am Standbein und am Becken der Spielbeinseite (■ Abb. 8.17).

- Die Femurkondylen werden nach medial gedreht.
- Das Becken auf der Spielbeinseite wird nach ventral/medial gedreht.

8.4.2 Dynamisches Beinachsentraining

Wenn man auf einem oder auf beiden Beinen stehen will, muss die funktionelle Beinachsenbelastung statisch, also standortkonstant sein. Wenn der Mensch hingegen geht, ändert sich die Belastung. Der Wechsel der Lagebeziehung der Gelenke zur Schwerkraft bringt auch einen Wechsel der Drehmomente auf diese Gelenke mit sich und damit andere fallverhindernde Muskelaktivitäten, die die Bewegungstoleranzen nach unten verhindern.

Beim Gehen entspricht die Fortbewegungsrichtung der auf den Boden projizierten **Symmetrieebene** der Körperabschnitte Brustkorb und Kopf. Da die funktionelle Fußlängsachse in die Fortbewegungsrichtung eingestellt werden soll, muss das zukünftige Standbein mit der lateralen Fersenseite den Bodenkontakt herstellen und der Abrollweg auf das Großzehengrundgelenk hin zielen.

Der Bewegungsablauf besteht in einem unvollendeten Schritt, nach dem die folgende Übung benannt ist. Der Schwung des Spielbeins nimmt den Körper mit nach vorn, und noch bevor es mit der Ferse den Bodenkontakt herstellt, wird das Gewicht mit den Händen abgestützt. Damit sich der Patient den gewünschten Bewegungsablauf vorstellen kann, ist es hilfreich, die für ihn wichtigen Phasen des Gehens in Form einer Fotoserie, Videosequenz (in Zeitleupe) oder mithilfe einer Gliederpuppe darzustellen.

Diese Form des mentalen Trainings (Mayer et al. 2003) erleichtert das Bewegungslernen.

In der Ausgangsstellung steht der Patient im Gehbarren, zwischen 2 Behandlungsbänken oder zwischen 2 Stühlen, die jeweils so hoch sein sollen, dass er sie zum Stützen benutzen kann. Die Beine stehen in der Position wie beim Gehen im Augenblick des Fersenkontakts. Die Beine sind im Kniegelenk deblockiert. Das hintere Bein steht auf dem Vorfuß, und das vordere Bein steht auf der Ferse. Die Körperabschnitte Becken, Brustkorb und Kopf sind in die gemeinsame virtuelle Körperlängsachse eingeordnet. Das Becken ist auf der Spielbeinseite nach vorn gedreht, während der frontotransversale Brustkorbdurchmesser rechtwinklig zur Fortbewegungsrichtung steht.

Die zeitliche und räumliche Koordination der Becken-Bein-Bewegungen von Stand- und Spielbein werden nun in Zeitleupe geübt. Der Bewegungsablauf ist sehr komplex, daher wird immer nur einzelnen Elementen Aufmerksamkeit geschenkt.

■ Instruktionen und Wahrnehmungshilfen

- „Ihr vorderes Bein bleibt immer an derselben Stelle, während Sie mit dem anderen Bein einen (kleinen) Schritt nach vorn und wieder zurück machen. Das wiederholen Sie ständig.“
- „Ihr Körper bleibt aufrecht und wird mit nach vorn und hinten transportiert.“
- „Die Hände rutschen ebenfalls mit nach vorn und hinten.“
- „Der Fuß, der auf dem Boden steht, rollt von der Ferse bis zur großen Zehe ab. Wenn Sie nach vorn gehen, löst sich die Ferse vom Boden, und wenn Sie wieder nach hinten gehen, hebt sich der Vorfuß.“
- „Die Ferse hebt genau in dem Moment ab, wenn das andere Bein überholt, dabei zeigt das Standbeinknie

Tab. 8.1 „Der unvollendete Schritt“: Gelenkstellungen und Muskelaktivitäten in der Endstellung

	Gelenkstellungen	Muskelaktivitäten
Standbein	Innenrotation des Beckens im Hüftgelenk; Flexion des Unterschenkels im Kniegelenk; Nullstellung im oberen Sprunggelenk; Extension der Zehengrundgelenke (bei Vorfußbelastung)	Hüftabduktoren, Hüftaußenrotatoren, Plantarflexoren, Pronatoren, Zehenflexoren
Spielbein	Flexion des Beins und Außenrotation des Beckens im Hüftgelenk; leichte Flexion im Kniegelenk; Dorsalextension im oberen Sprunggelenk	Hüftflexoren, Knieextensoren, Dorsalextensoren
Wirbelsäule	Körperabschnitte Becken, Brustkorb und Kopf sind in die Körperlängsachse eingeordnet; Rotation des Beckens zur Standbeinseite	BWS-Extensoren Lateralflexoren der Spielbeinseite, Rotatoren
Arme	Flexion der Arme im Schultergelenk; Ellenbogen leicht flektiert; Handgelenke in Dorsalextension	Arme in Abstützaktivität: v. a. Ellenbogenextensoren

immer nach vorn über den Fuß. Achten Sie darauf, dass Sie dabei nicht größer werden (Nullstellung im oberen Sprunggelenk).“

- „Der Fuß des Spielbeins bewegt sich wie auf einer Schiene geradlinig nach vorn und wieder zurück.“
- „Wenn das Spielbein überholt, dreht sich das Becken mit.“
- „Der Brustkorb bleibt von der Drehung ungerührt; das Brustbein zeigt immer nach vorn.“
- „Wenn Sie die Bewegungen gut kontrollieren können, bewegen Sie das Spielbein nur noch so weit nach vorn, dass Sie keinen Bodenkontakt bekommen. Sie können sich dann ein wenig mit den Händen abstützen.“

■ **Tabelle 8.1** fasst die Gelenkstellungen und Muskelaktivitäten in der Endstellung der Übung „Der unvollendete Schritt“ zusammen.

■ Analyse des Bewegungsablaufs

Wenn das hintere Bein zum Spielbein wird und sich geradlinig nach vorn bewegt, rollt der Standbeinfuß über die funktionelle **Fußlängsachse** ab. Sobald sich der Spielbeinfuß direkt neben dem Standbeininnenknöchel befindet, hebt sich die Ferse des Standbeins vom Boden ab, extensorisch in den Zehengelenken und flexorisch im Kniegelenk vom kaudalen Gelenkpartner aus (keine Drehpunktverschiebung nach vorn). Im oberen Sprunggelenk bleibt die **Nullstellung** erhalten. Der Oberschenkel wird mit der Körperlängsachse nach vorn transportiert. Beim weiteren Überholvorgang wird das Becken auf der Spielbeinseite mit nach vorn genommen, innenrotatorisch im Standbeinhüftgelenk und rotatorisch im lumbothorakalen Übergang. Nach kaudal weiterlaufend dreht der Oberschenkel nach lateral, innenrotatorisch im Kniegelenk. Die Pronatoren arbeiten fallverhindernd und verstärken die **Verschraubung** der Längswölbung. Der frontotransversale Brustkorbdurchmesser

bleibt bei dem gesamten Bewegungsablauf horizontal und rechtwinklig zur Fortbewegungsrichtung. Wenn am Bewegungsende nur noch der Vorfuß des Standbeins Kontakt hat und noch keine Doppelbelastungsphase besteht, werden die Hände benötigt, um das vorlastige Gewicht zu halten.

■ Variation

Als große Hilfe zum Erlernen dieser aktivierten Endstellung kann der Therapeut den Bewegungsablauf umkehren. Er stellt die Endstellung optimal ein und lässt den Patienten einen Schritt zurück machen.

Als Variante kann eine leichtere Ausgangsstellung gewählt werden. Dann steht der Patient im Einbeinstand und übt gleichzeitig die Fersenablösung und die Drehung des Beckens, innenrotatorisch im Standbeinhüftgelenk. Die nach proximal und distal weiterlaufenden Aktivitäten sind dieselben wie im Abschn. „Analyse des Bewegungsablaufs“ beschrieben. Es ist hilfreich, nur an ein oder zwei Komponenten gleichzeitig zu arbeiten und nicht zu viele Informationen zu geben. Der Bewegungsablauf ist komplex und benötigt viel Geduld sowohl vom Therapeuten als auch vom Patienten.

■ Typische Probleme oder Ausweichbewegungen

- Die Spielbeinbewegung erfolgt nicht geradlinig nach vorn, sondern weiterlaufend mit der Beckendrehung nach medial.
- Die Körperlängsachse neigt sich nach hinten.
- Der frontotransversale Brustkorbdurchmesser bewegt sich weiterlaufend mit der Rotation des Beckens in die gleiche Richtung.
- Die Ferse löst sich zu spät (dorsalextensorisch im oberen Sprunggelenk) oder zu früh (plantarflexorisch im oberen Sprunggelenk) vom Boden.
- Das Standbeinkniegelenk wird durch Drehpunktverschiebung flektiert.

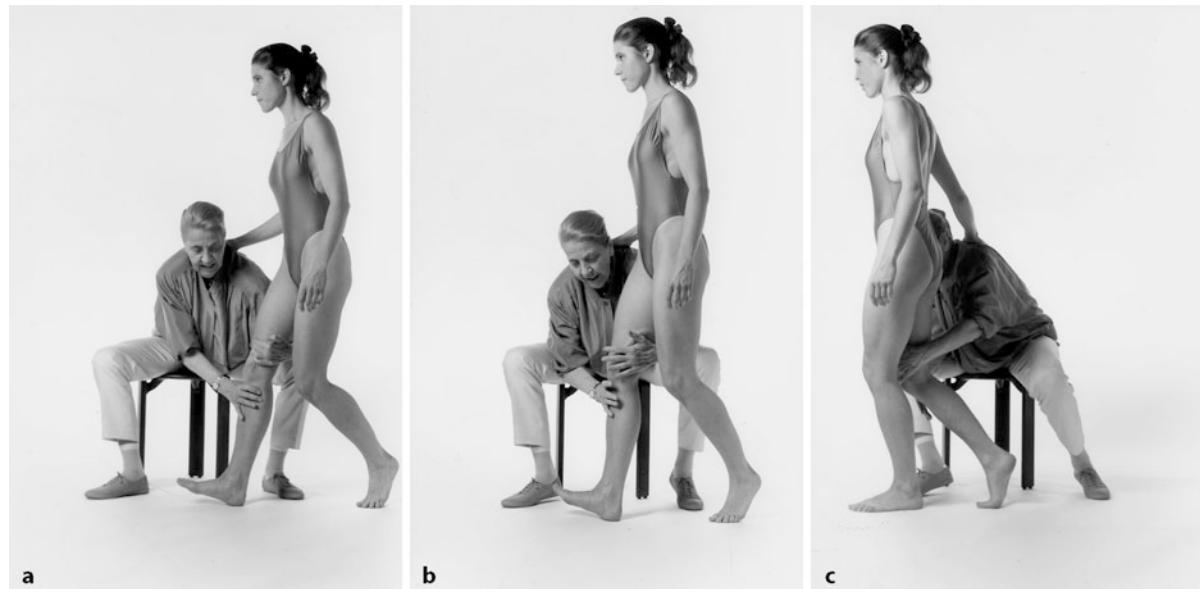


Abb. 8.18a–c Manipulierte Schrittauslösung. a Ausgangsstellung mit nach hinten geneigter Beinlängsachse, b die Therapeutin schiebt den Trochanter nach vorn und verschraubt das Kniegelenk, c reaktiver Schritt. (aus Spirgi-Gantert u. Suppé 2012)

8.4.3 Manipulierte Schrittauslösung

Diese Übung hat sich besonders bei ängstlichen Patienten bewährt, denen selbst die erlaubte Belastung eines Beins nicht gelingt. Auch bei dem Hinkmechanismus, bei dem das Standbeinkniegelenk sich durch Drehpunktverschiebung aus der Bewegungsrichtung nach hinten bewegt, eignet sich die „manipulierte Schrittauslösung“. Sicherheit kann diese Übung Patienten geben, deren Kniegelenke instabil oder schmerhaft sind. Bei Patienten mit **Hemiplegie** ist die Übung für das betroffene Bein als Standbein sehr zu empfehlen. Mithilfe einer sicheren Ausgangsstellung und stabilisierenden Griffen durch den Therapeuten erlebt der Patient das Abrollen über den Standbeinfuß und einen reaktiven Schritt des Spielbeins (Abb. 8.18).

Dazu manipuliert der Therapeut das richtige Verhalten des Standbeins vom Fersenkontakt bis kurz vor der Zehenablösung. In der Ausgangsstellung steht der Patient in Schrittstellung; vorn auf der Ferse und hinten auf dem Vorfuß. Der Therapeut manipuliert am vorderen Bein den Oberschenkel, den Tibiakopf und das Hüftgelenk so nach vorn, dass der Standfuß am Boden über die funktionelle Fußlängsachse abrollen kann und der hintere Fuß den Bodenkontakt verliert und einen reaktiven Schritt nach vorn machen muss.

Der Therapeut umfasst nun gleichzeitig mit einer Hand von vorn den Tibiakopf des vorderen Standbeins und zieht ihn nach vorn. Mit der anderen Hand schiebt er die Femurkondylen des Standbeinoberschenkels von hinten/medial nach vorn in Lateralrotation, innenrotatorisch/flexorisch im Kniegelenk. Diese Verschraubung im

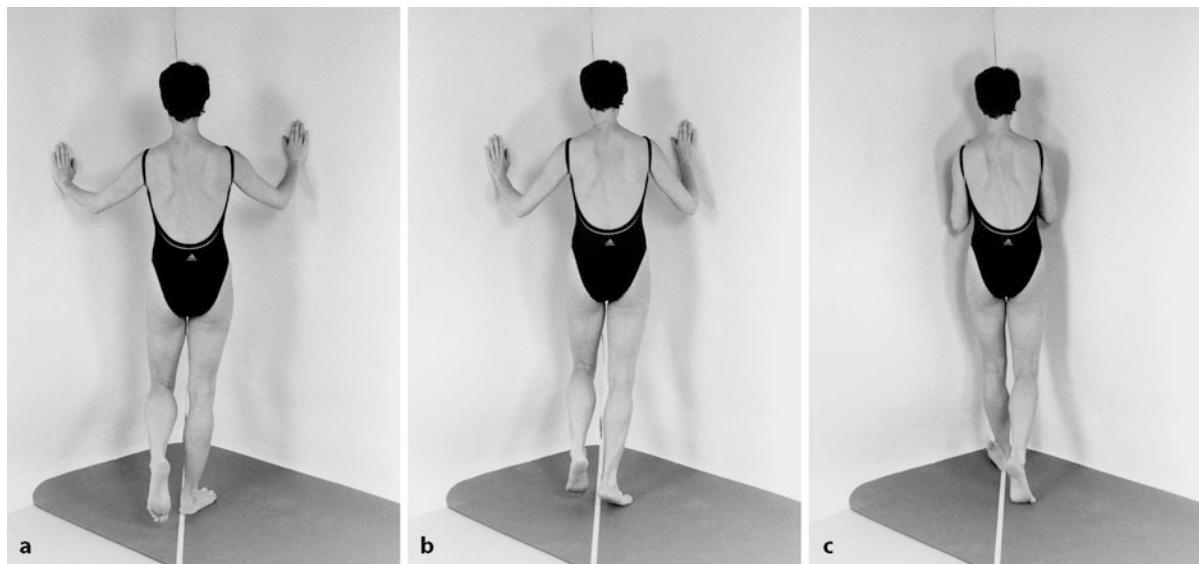
Kniegelenk stabilisiert das Standbein, das dann das darüber transportierte Körpergewicht mühelos aushält. Da der Zug an der Tibia ausschließlich nach ventral erfolgt, löst sich die Ferse vom Boden. Das obere Sprunggelenk bleibt dabei in Nullstellung, und das Großzehengrundgelenk wird vom proximalen Gelenkpartner aus extensorisch bewegt.

Das hintere Bein ist infolge der Manipulation zum Spielbein geworden und kann reaktiv nach vorn schwingen. Die Intensität der ökonomischen Aktivität ist dann in Ordnung, wenn der reaktive Schritt nicht ausfallartig stattfindet, sondern der Fuß sanft eine neue Unterstützungsfläche findet. Ist das gelungen, kann der Therapeut auch die Richtung des reaktiven Schritts variieren.

8.4.4 Eckensteher

Um dem Patienten Sicherheit bei der Ausführung eines reaktiven Schritts zu geben, steht er in der Ecke eines Raumes. Um die Wahrnehmung der Vorlastigkeit in der Standbeinphase zu üben, muss er so weit von der Ecke entfernt stehen, dass er sich in aufrechter Haltung mit den Händen etwa in Schulterhöhe an den Wänden abstützen kann. Es muss noch genügend Platz für einen Schritt nach vorn möglich sein (Abb. 8.19).

Zur Aktivierung der Ausgangsstellung steht der Patient aufrecht auf einem Bein mit deblockiertem Kniegelenk. Die funktionelle Fußlängsachse zeigt nach vorn, direkt in die Ecke. Das Spielbein hängt pendelnd im Hüftgelenk und ist im Hüft- und Kniegelenk flektiert.



■ Abb. 8.19a–c Eckensteher. a Ausgangsstellung, b Vorfußstand, c reaktiver Schritt. (aus Spirgi-Gantert u. Suppé 2012)

Zuerst bewegen sich das Standbeinknie und die gesamte Körperlängsachse en bloc etwas nach vorn, so dass sich die Ferse vom Boden ablösen kann. Das obere Sprunggelenk bleibt in Nullstellung, die Bewegung erfolgt extensorisch in den Zehengelenken. Dabei hat sich gleichzeitig der Druck der Hände an den Kontaktstellen mit den Wänden erhöht. In einer 2. Phase soll der Patient den Kontakt der Hände aufgeben (z. B. in die Hände klatzen) und darauf achten, dass keine Bewegungen nach hinten erfolgen. Da der Körperschwerpunkt dann vor der Unterstützungsfläche liegt, die nur noch vom Vorfuß gebildet wird, erfolgt als Gleichgewichtsreaktion ein Schritt nach vorn.

Defizite der muskulären Kondition der Mm. quadriceps und triceps surae sind die häufigsten Ursachen für das Nichtgelingen des „Eckensteher“. Zur Leistungsanpassung kann aus dem „Eckensteher“ ein „Am-Ort-Steher“ werden.

8.4.5 Am-Ort-Steher

In der Ausgangsstellung steht der Patient aufrecht in Schrittstellung, auf dem vorderen Bein auf der Ferse und auf dem hinteren Bein auf dem Vorfuß. Der Bewegungsablauf besteht in einem raschen Belastungswechsel. Dabei ist das Tempo so hoch, dass die Körperlängsachse räumlich am Ort bleiben kann (■ Abb. 8.20).

Ein häufig auftretender Fehler ist die extensorische Dreipunktvorschubverschiebung im Kniegelenk, wenn die Kontraktion von Quadrizeps und ischiokruralen Muskeln nicht gut gelingt. Wenn die Dorsalextensoren des vorderen Beins aktiv insuffizient sind, kommt es bei jedem Fersenkontakt zum plantarflexorischen Absenken des Fußes.

Als Anpassung an diese Probleme wird nur das hintere Bein kurz vom Boden gelöst. Dies kann beliebig oft und in unterschiedlichen Geschwindigkeiten durchgeführt werden.

8.4.6 Quadrizepstraining

In der Physiotherapie hat das Quadrizepstraining einen hohen Stellenwert. Die Frage nach der Funktion des Quadrizeps wird im Allgemeinen mit dem Hinweis auf seine Funktion als Kniestrecker beantwortet. Das ist jedoch nur ein Aspekt z. B. beim Treppensteigen oder beim Aufstehen von einem Stuhl. Beim Stehen mit deblockiertem Knie und beim Gehen in der Abrollphase des Standbeins sichert der Quadrizeps die Belastbarkeit des Beins, indem er das Kniegelenk **dynamisch stabilisiert**. Damit er seine Funktion im Bewegungsverhalten wieder übernehmen kann, ist es wichtig, den Quadrizeps nicht isoliert und ausschließlich in der Funktion als Strecker zu üben, sondern ihn ebenfalls in seiner Funktion als **Beugeverhinderer** zu trainieren. Dies geschieht immer im koordinierten Zusammenspiel mit der gesamten Beinmuskulatur und im Hinblick auf seine **Geschicklichkeit**.

Unbelastetes Quadrizepstraining

Bereits in der Phase der Nichtbelastbarkeit des Knies, etwa nach einer Operation oder wegen arthrotischer Belastungsschmerzen, wird das reaktive, koordinierte Einsetzen des Quadrizeps im Verband mit der gesamten Beinmuskulatur in seiner Funktion als Beugeverhinderer geübt. Beim **unbelasteten Quadrizepstraining** setzt der Quadrizeps weder fallverhindernd noch automatisch ein, vielmehr



Abb. 8.20a,b Am-Ort-Steher. **a** Gute Kontraktion der kniegelenkkontrollierenden Muskulatur, **b** Ausweichbewegung: Das Kniegelenk bewegt sich durch Drehpunktverschiebung extensorisch nach hinten

werden mit dieser Übung bettlägerige Patienten, die bewegungsstabil sind, auf das Gehen vorbereitet.

In der Ausgangsstellung liegt der Patient auf dem Rücken. Die von kranial und kaudal zum Kniegelenk weiterlaufenden flexorischen Bewegungsimpulse werden durch die Aktivität des M. quadriceps aktiv widerlagert.

■ Zuerst wird die extensorische Bewegung des Beckens in den Hüftgelenken instruiert. Sobald die extensorischen Bewegungstoleranzen in den Hüftgelenken erschöpft sind, wirkt die Bewegung nach kaudal weiterlaufend flexorisch auf die Kniegelenke. Bei großen Extensionstoleranzen in den Hüftgelenken werden die Hüftgelenke in der Ausgangsstellung bereits extensorisch gelagert. Für die Beckenbewegungen benötigt der Patient entsprechend große Flexionstoleranzen in der Lendenwirbelsäule. Bei älteren Patienten fehlt dies oft. Dann kann der Brustkorb höher gelagert werden, um eine Bewegung im lumbothorakalen Übergang zu ermöglichen.

■ Von kaudal wird eine Dorsalextension angeleitet, wobei die Fersen auf der Unterlage nicht rutschen dürfen. Da die oberen Sprunggelenke durch das Schaukeln über die Fersen weiter nach kranial bewegt

werden, hat das nach kranial weiterlaufend eine flexorische Wirkung auf die Kniegelenke.

Die von kranial und kaudal auf die Kniegelenke wirkenden flexorischen Bewegungsimpulse sollen jedoch nicht stattfinden. Das gelingt durch aktive Widerlagerung des M. quadriceps, der als Flexionsverhinderer aktiviert wird. Durch Steigerung der Primärbewegungen wird auch die Intensität der aktiven Quadrizepsaktivität gesteigert (■ Abb. 8.21).

Quadrizepstraining im Sitzen

Wird das Konzept der Übung auf den Sitz übertragen, soll der Patient die Körperlängssachse vertikal halten, während er mit den Fußsohlen fest in den Boden drückt. Trotz aller Anstrengung beim Drücken erreicht er keine messbare Druckzunahme unter den Füßen. Die Kniegelenke werden kaum belastet, aber die Aktivität des Quadrizeps steigt sich mit zunehmender Anstrengung.

Eine andere Möglichkeit, in dieser Ausgangsstellung den Quadrizeps zu aktivieren, ist die Änderung des Bewegungsauftrags. Der Patient soll sich vorstellen, dass seine Füße fest am Boden kleben und er sie wegziehen möchte.

Auch so erreicht man eine intensive Kontraktion des Quadrizeps.

Wenn die Füße vor den Kniegelenken stehen, entstehen an den Kontaktstellen Rutschtendenzen. Um diese zu verhindern, müssen die Flexoren und Extensoren im Sinne einer Kokontraktion arbeiten. Wenn die Füße in Schrittstellung stehen, werden v. a. der M. vastus medialis des Quadrizeps und die Pronatoren der Füße aktiviert.

Quadrizepstraining im Stand

Mit zunehmender Belastbarkeit steigert man die Intensität der Aktivität des Quadrizeps. Dabei bringen die Geschicklichkeitsübungen am meisten, bei denen die Muskulatur automatisch, im richtigen Augenblick und in adäquater Intensität eingesetzt wird. Das trifft zu, wenn ein Muskel fallverhindernd beansprucht wird. Der normale Gang bietet diese Gelegenheit bei jedem Schritt.

Überträgt man das Konzept des unbelasteten Quadrizepstrainings auf den Stand, ist ein Bein entlastet und steht nur mit dem Vorfuß mit leicht flektiertem Kniegelenk auf dem Boden. Der Patient soll nun kleine rasche Bewegungen nach vorn und hinten ausführen, ohne dass eine Bewegung im Kniegelenk stattfinden darf. Das erfordert eine rasch wechselnde dynamisch stabilisierende Aktivität der Flexoren und Extensoren des Kniegelenks und des oberen Sprunggelenks.

Steht der Patient in Schrittstellung in idealer Spurbreite, mit dem vorderen Fuß auf der Ferse und mit dem hinteren auf dem Vorfuß, wird die Intensität der Aktivität zusätzlich gesteigert. Es wird ein rascher Belastungswechsel vom hinteren und vorderen Bein verlangt. Dabei soll es keine Bewegungen in den Bein- und Fußgelenken geben. Bei der Belastung des vorderen Beins trainiert man den Quadrizeps gangtypisch, so wie er im Augenblick des Fersenkontakts gefordert wird. Die Belastungswechsel sollen so schnell sein, dass die vertikal stehende Körperlängsachse bei dem raschen Wechsel in der dynamischen Stabilisierung zu einem räumlichen Fixpunkt wird.

8.4.7 Federball

Beim Laufen und Springen gibt es im Unterschied zum Gehen keine Doppelbelastungsphase. Dann muss das Körpergewicht beim nächsten Standbeinkontakt den Aufprall abfangen und die Energie zum nächsten Abdruck wieder frei geben. Abdruck und Aufprall des Körpers erfordern eine hohe Intensität der Aktivität der Beinmuskulatur, die bei der Übung „Federball“ geübt wird. Vor allem der Quadrizeps wird in seiner Funktion als Beugeverhinderer trainiert. Gleichzeitig lernt der Patient, die Zehen-, Fuß und Kniegelenke beim Springen und Hüpfen zu koordinieren (Abb. 8.22).

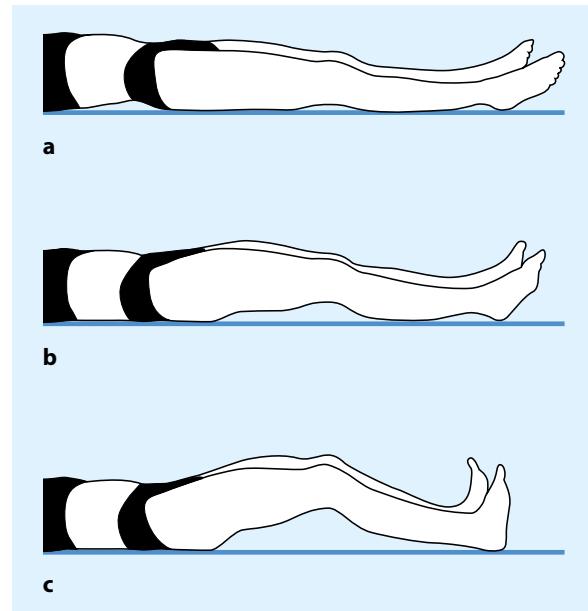


Abb. 8.21a-c Unbelastetes Quadrizepstraining. **a** Ausgangsstellung, **b** Bewegung des Beckens, extensorisch in den Hüftgelenken, flexorisch in der Lendenwirbelsäule, weiterlaufend flexorisch in den Kniegelenken, **c** Dorsalextension der Füße im oberen Sprunggelenk. Die Fersen rutschen nicht auf der Unterlage. Die Knieflexion wird verstärkt und durch die Quadrizepsaktivität aktiv widerlagert. (aus Klein-Vogelbach 1995)

Die Übung sollte mit Turnschuhen durchgeführt werden. In der Ausgangsstellung steht der Patient am Ende einer Behandlungsbank, die so hoch eingestellt ist, dass er sich mit den Unterarmen bequem darauf stützen kann. Die Fersen sind etwas abgehoben und die Kniegelenke leicht flektiert. Die Trochanterpunkte stehen genau über den Sprunggelenken.

Zur Aktivierung der Ausgangsstellung werden die Beine maximal ausgestreckt, plantarflexorisch in den oberen Sprunggelenken und extensorisch in den Kniegelenken. Dadurch kommt mehr Gewicht auf die Unterarme. So können die Zehenspitzen die verbleibende Belastung aushalten. Nun lässt die Spannung plötzlich nach, ohne dass die Fersen den Boden berühren dürfen. Die Kniegelenke bewegen sich flexorisch und die oberen Sprunggelenke dorsalextenso-rotatorisch. Der Patient kommt vom Zehenstand in den Zehenspitzenstand, dadurch bewegen sich die Zehen extensorisch in den Grundgelenken. Nun federt der Patient einige Male mit den Fersen, während die Beine gestreckt bleiben, um die Muskulatur für den Sprung vorzubereiten. Schließlich drückt er sich mit gestreckten Beinen vom Boden ab.

In der Endstellung steht die Körperlängsachse nach vorn/unten geneigt, was bei vertikal stehenden Beinlängsachsen einer vermehrten Hüftflexion gleichkommt. Die ischiokrurale Muskulatur vermindert die starke Hüftflexion und zieht das Becken nach hinten, flexorisch in der Lendenwirbelsäule. Dadurch kann das Becken nicht mehr

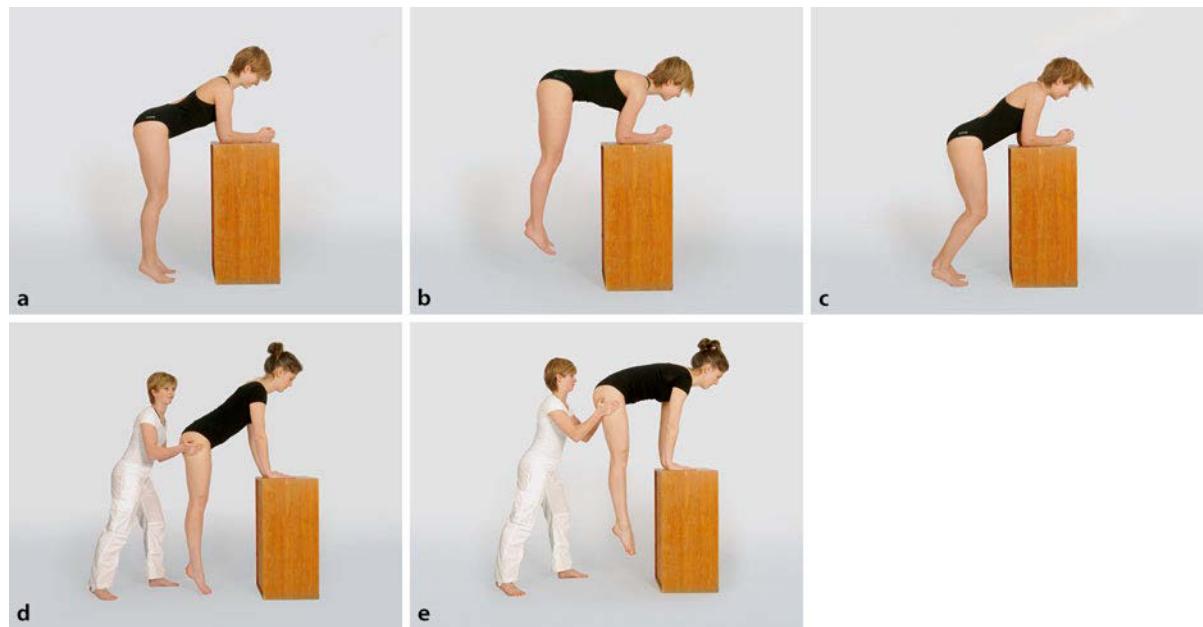


Abb. 8.22a–e Federball. **a** Ausgangsstellung, **b** Absprung, **c** Landung, **d** Hilfestellung durch die Therapeutin in der aktivierten Ausgangsstellung, **e** Hilfestellung durch die Therapeutin in der Endstellung

in die virtuelle Körperlängsachse eingeordnet werden, was zu tolerieren ist.

Um die Beinfaszien als Energiespeicher zu trainieren, müssen die Bewegungen elastisch und federnd sein. Beim Springen müssen demnach die Bodenkontaktzeiten sehr gering gehalten und die Bewegung muss mit einer gewissen Leichtigkeit durchgeführt werden. Bei dieser Form der Belastung ändert sich die Muskellänge kaum, die Sehnen dagegen federn und bringen die Bewegung hervor.

Suppé B, Bacha S, Bongartz M (2011) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics praktisch angewandt. Becken und Beine untersuchen und behandeln. Springer, Berlin Heidelberg
 Waters RL, Morris J, Perry J (1972) Translational motion of the head and trunk during normal walking. *J Anat* 11 (2):191–199

Literatur

- Inman VT et al. (1991) The joints of the ankle. Williams & Wilkins, Baltimore
- Kettelkamp DB, Johnson RJ, Smidt GL, Chao EY, Walker M (1970) An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. *J Bone Joint Surg* 52 A (4):775–790
- Klein-Vogelbach S (1995) Gangschulung zur Funktionellen Bewegungslehre. Springer, Berlin Heidelberg
- Klein-Vogelbach S (1990) Funktionelle Bewegungslehre, 4. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg
- Mayer J, Görlich P, Eberspächer H (2003) Mentales Gehtraining. Springer, Berlin Heidelberg
- Murray MP, Drought AB, Kory RC (1964) Walking patterns of normal men. *J Bone Joint Surg* 46 A (2):335–360
- Perry J (1992) Gait Analysis : Normal and Pathological Function. SLACK Incorporated
- Perry J (2003) Ganganalyse. Norm und Pathologie des Gehens. Urban & Fischer, München
- Spirgi-Gantert I, Suppé B (2012) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics. Therapeutische Übungen, 6. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg

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).

- **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 für 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 Schrittänge 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 Schrittänge 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.

- **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 Humeroskapulargelenken 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 Gegendrehung 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

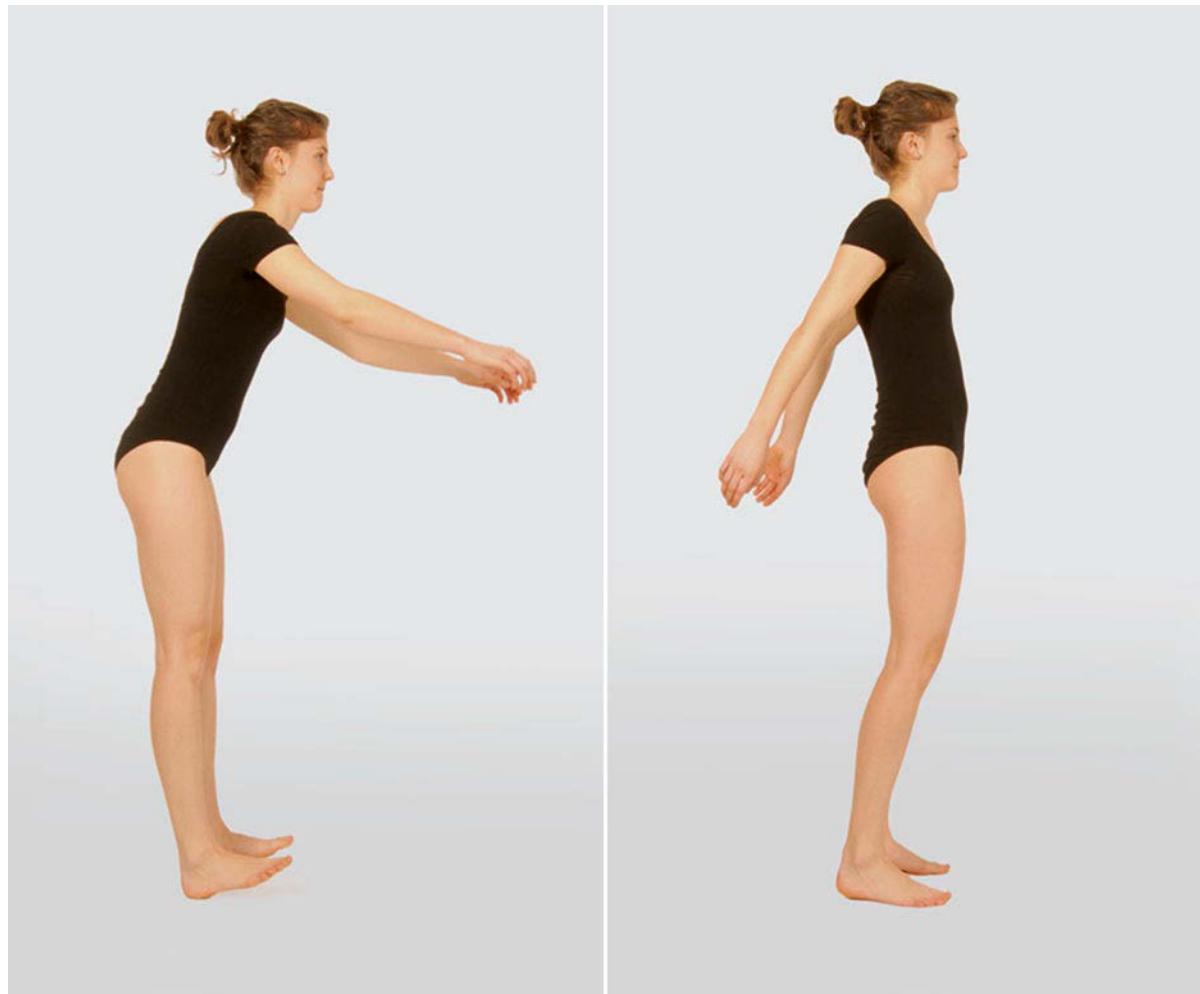


Abb. 9.1 Symmetrisches Armpendel

ventral/medial), schwingen auch die Arme reaktiv diagonal und vor der mittleren Frontalebene. Wenn die Bewegungen der Arme in diagonalen Ebenen als Primärbewegung durchgeführt werden, reagiert das Becken ebenfalls mit Gegenrotation. Bezieht man die Beine in die reaktive Bewegung mit ein, geraten auch sie in diagonale Bewegungen (Abb. 9.3b). Wenn die Beinbewegungen wieder nach vorn/hinten ausgerichtet werden (Knie abwechselnd nur noch nach ventral), stellt sich auch das Armpendel parallel nach vorn ein (Abb. 9.3c). Eine geringe Konvergenz beim vorschwingenden und eine geringe Divergenz beim rückschwingenden Arm ist normal und entspricht den Spielbeinbewegungen und dem Situs der Pfanne des Hüft- bzw. Schultergelenks.

Sowie die Arme nicht mehr als reaktionsbereites Gewicht im Schultergürtel hängen, sondern sich z. B. auf dem Brustkorb verschränkt ablegen, wird nun der Brustkorb in eine reaktive Gegenrotation bewegt. Die Rotationstoleranz im lumbothorakalen Übergang wird sowohl von kaudal

(Beckendrehung) als auch von kranial (Gegendrehung des Brustkorbs) ausgeschöpft. In der Fortbewegung würde dadurch die Spielbeinbewegung nach vorn eingeschränkt, was die Schrittänge verkürzt und einem geringeren Weggewinn gleich käme (Abb. 9.4).

Die reaktiven Bewegungen des Körperabschnitts Arme können jedoch nur erfolgen, wenn der Brustkorb dem Schultergürtel eine stabile Unterlage bietet, auf dem der Schultergürtel in Parkierfunktion aufliegt. Beim Gehen wird dann das Gewicht des Schultergürtels und der Arme nach vorn in die Bewegungsrichtung gebracht.

Beim Spielarm beginnt die Bewegung distal. Die Hand bewegt sich nach vorn, weiterlaufend flexorisch/außenrotatorisch im Humeroskapulargelenk. Der Schultergürtel wird von der weiterlaufenden Bewegung erfasst und bewegt sich auf dem Brustkorb im Sinne einer Ventralduktion (Protraktion). Die Hand als distaler Distanzpunkt bewegt sich richtungsgleich mit dem Spielfuß der Gegenseite um die Länge eines Schritts nach vorn. Spielfuß und Spielhand legen beim

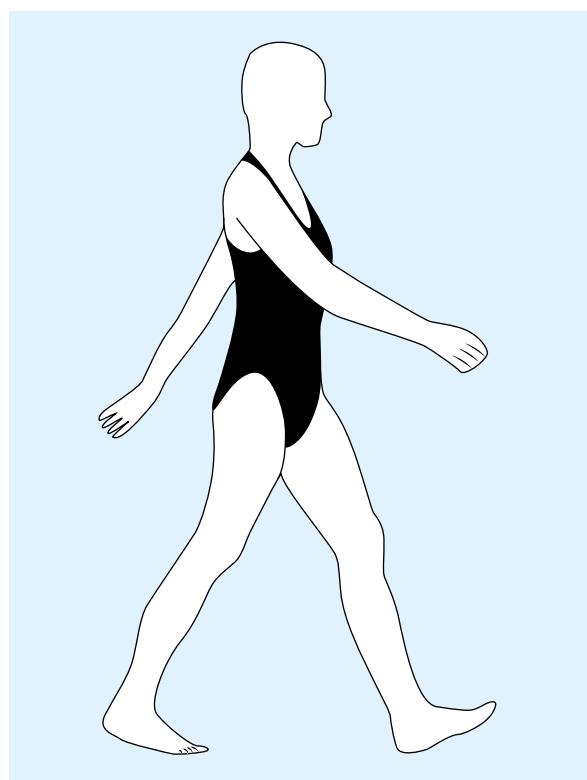


Abb. 9.2 Stand- und Spielarmbewegungen

Gehen den größten räumlichen Weg zurück. Die Massen von Spielarm und Spielbein mit dem Becken wirken als beschleunigende Gewichte und erhalten die Vorlastigkeit beim Gehen. Der Spielarm bildet gleichzeitig ein Gegengewicht zum Spielbein und dient somit der besseren Balance.

Beim Standarm beginnt die Bewegung proximal. Die Hand des Standarms und der Standbeinfuß bleiben standortkonstant, während das Hüftgelenk die Körperabschnitte Becken, Brustkorb und Kopf um eine Schrittänge nach vorn transportiert. Der Brustkorb wird in den Schultergürtelgelenken im Sinne einer Dorsalduktion (Retraktion) nach vorn bewegt. Nach distal weiterlaufend kommt es zur Extension im Humeroskapulargelenk, da sich der Schultergürtel weiter nach vorn bewegt und den Humerus überholt. Die Vorneigung des Standarms entspricht in etwa der Neigung der Standbeinlängsachse. Am besten kann man sich die Bewegung vorstellen, wenn man den Standarm durch eine Gehstütze verlängert. Dann ist nicht mehr die Hand der räumliche Fixpunkt, sondern der Kontakt der Stütze am Boden (Abb. 9.5).

- Bei optimalen gangtypischen reaktiven Bewegungen des Körperabschnitts Arme bewegen sich die Zangenmäuler gegenläufig zur Drehung des Beckens. Dazu muss der Brustkorb dynamisch stabilisiert sein.

9.1 Typische Abweichungen

Bei Patienten mit Gangproblemen fällt auf, dass sie durch das angestrebte Gehen keinerlei Bewegungen mit den Armen zeigen. Sie berauben sich damit der Möglichkeit, das Gleichgewicht beim Gehen zu sichern. Darum ist es äußerst wichtig, die reaktiven Armbewegungen mit dem Patienten zu üben.

Wenn der Schultergürtel muskulär auf dem Brustkorb fixiert ist, werden auch die Arme im Humeroskapulargelenk nicht oder nur sehr wenig mitbewegt. Auch wenn der frontotransversale Brustkorbdurchmesser im Verhältnis zum Schultergelenkabstand zu groß ist, können die Oberarme nicht ungehindert am Brustkorb vorbeischwingen. Die reaktive beschleunigende Bewegung findet dann nur noch durch den Unterarm statt. Wegen der räumlichen Lage der Flexions-/Extensionsachsen der Ellenbogengelenke verlaufen die Unterarmbewegungen mehr oder weniger diagonal. Bei der Bewegung nach hinten wird der Unterarm proniert und die Hand flektiert. Wenn bei hypermobilen Gelenken Hand und Ellenbogen nicht stabilisiert werden, sind die Bewegungen uneffektiv und verlieren ihre Rolle als Balanceregulatoren. Hand, Unterarm und Oberarm stellen kein einheitlich wirkendes Gewicht mehr dar, sondern sind unwichtig und verunsichern den Gang.

Bei einer Vorneigung der Körperlängsachse beim Gehen bewegen sich die Arme vor der mittleren Frontalebene – bei Rückneigung der Körperlängsachse bewegen sich vorwiegend die Unterarme flexorisch/extensorisch in den Ellenbogengelenken.

Liegt die Ursache eines funktionellen Abduktionssyndroms in einem + TP (Trochanterpunkt)-Abstand, bewegt sich vorwiegend der Unterarm in einer diagonalen Ebene im Ellenbogengelenk. Ist ein + frontotransversaler Brustkorbdurchmesser oder – Schultergelenkabstand für das Abduktionssyndrom verantwortlich, ist die Tonusstörung der Schultergürtelmuskulatur besonders deutlich ausgeprägt. Der Schultergürtel ist nach hinten/oben gezogen, und die Humeroskapulargelenke sind extensorisch fixiert. Die Bewegungen der Arme beschränken sich wieder auf Bewegungen des Unterarms in den Ellenbogengelenken, die etwas weniger diagonal verlaufen als bei +TP-Abstand (Abb. 9.6).



Abb. 9.3a–c Reaktive Armbewegungen a beim Drehen des Beckens, b beim Twisten der Beine, c bei alternierenden Vor-/Rückbewegungen der Knie

9.2 Interventionen und therapeutische Übungen

Beim Gehen sind die frei hängenden Arme reaktionsbereite Gewichte, die auf die Gehbewegungen der Beine als Gegenpendel reagieren können. Die Pendelbewegungen setzen spontan ein, wenn die Brustwirbelsäule in ihrer Nullstellung dynamisch stabilisiert ist, der Schultergürtel entspannt auf dem Brustkorb liegt und die Schrittfrequenz etwa 100–120 Schritte beträgt.

Es gibt vergleichsweise wenige wissenschaftliche Untersuchungen zur Funktion und Bedeutung der Armbewegungen beim Gehen. Messungen des Energieverbrauchs von Ralston (1958) führten zu keinen signifikanten Ergebnissen, wenn die Arme gesunder Personen fixiert wurden und nicht frei schwingen konnten. Auch Perry (1992) kam in eigenen Untersuchungen zu der Ansicht, dass der Armschwung keine mechanisch notwendige Komponente darstellt. Jedoch sichert der optimale Einsatz der Arme beim Wechsel von Stand- und Spielbein 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.

In der FBL Functional Kinetics ist Bewegungslernen nicht so eng definiert, dass es in der Therapie um die Normierung von Bewegungsabläufen geht. Ziel ist vielmehr, den Patienten an seine individuelle Idealmotorik heranzuführen. Das physikalische Bewegungsverständnis dient dabei als Orientierungsrahmen.

9.2.1 Reaktives Armpendel

Das Ausmaß des Armpendels ist abhängig von den Längen. Eine + Unterlänge bewirkt eine Vergrößerung des Ausmaßes des Armpendels, um das Gleichgewicht zu erhalten, während eine + Oberlänge eine Verkleinerung des Ausmaßes des Armpendels bewirkt. Grundsätzlich bestimmen bei der Übung das Ausmaß der Primärbewegung des



Abb. 9.4 Gegenrotation des Brustkorbs, wenn die Arme nicht als Pendelgewicht zur Verfügung stehen

Spielbeins, seine Länge und sein Gewicht die Größe des reaktiven Pendelausschlags der Arme.

Wenn sich das Becken im aufrechten Zweibeinstand in einer gangtypischen Frequenz von ca. 120 Hin- und Herbewegungen pro Minuten dreht, bleiben die Körperschnitte Brustkorb und Kopf als absolute räumliche Fixpunkte am Ort, und die Arme geraten in eine reaktive Gegenpendelbewegung. Wenn die Beine der Beckendrehung folgen und sich, wie beim Twisten, diagonal bewegen, schwingen auch die Arme reaktiv diagonal und vor der mittleren Frontalebene. Sind die Beinbewegungen aus der Diagonalen nach vorn und hinten ausgerichtet, stellt sich auch der Armpendel wieder nach vorn und hinten ein und verläuft in beinahe parallelen Ebenen. Eine geringe Konvergenz der vorschwingenden Arme und eine geringe Divergenz der nach hinten schwingenden Arme ist normal und entspricht den Spielbeinbewegungen und dem Situs der Hüft- bzw. Schultergelenkspfanne.

Wenn bei den Beckendrehungen die gekreuzten Arme auf dem Brustkorb gehalten werden, wird der Brustkorb mit den Armen in eine reaktive Gegendrehung zur Becken-

bewegung versetzt. Die Rotationstoleranzen im lumbothorakalen Übergang werden somit vom kaudalen und kranialen Gelenkpartner (Becken und Brustkorb) ausgeschöpft. In der Fortbewegung würde dadurch die Spielbeinbewegung nach vorn eingeschränkt.

Wenn die Pendelbewegungen der Arme nach vorn und hinten als Primärbewegung durchgeführt werden, gerät das Becken reaktiv in eine Gegendrehung, während die Körperschnitte Brustkorb und Kopf am Ort bleiben. Lässt man die Beine ebenfalls in Bewegung kommen, machen sie reaktiv alternierende Vor- und Rückbewegungen. Sobald die Arme sich in diagonalen Ebenen bewegen, geraten auch die Beine in diagonale Bewegungsrichtungen.

Da man während des Gehens nicht korrigierend eingreifen kann, muss das reaktive Verhalten der Arme bei einer standortkonstanten Übung angebahnt werden.

Je nach Übungsanordnung reagieren die Arme symmetrisch oder als Gegenarmpendel.

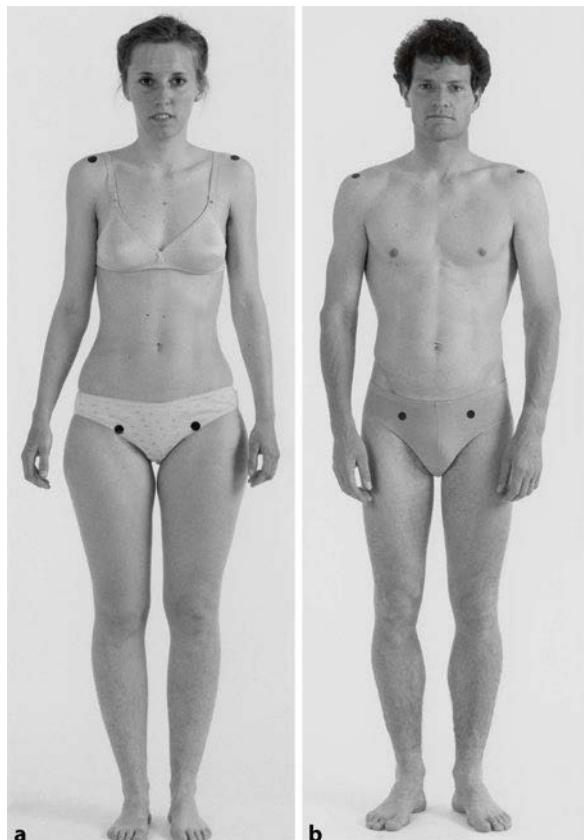
In der **1. Phase** steht der Patient aufrecht im Zweibeinstand. Sobald die beiden Trochanterpunkte nach vorn verschoben werden, lösen sich die Fersen vom Boden, die Beinlängsachse neigt sich nach vorn und der Körper mit den frei pendelnden Armen nach hinten. Werden die Trochanterpunkte nach hinten verschoben, lösen sich die Vorfüße vom Boden, die Beinlängsachse neigt sich nach hinten, und der Körper mit den pendelnden Armen bewegt sich reaktiv nach vorn (Abb. 9.7).

In der **2. Phase** steht der Patient im Einbeinstand und stützt sich mit einer Hand ab. Je nachdem, ob sich das Standbein auf derselben Seite wie die Abstützvorrichtung oder auf der Gegenseite befindet, ändern sich die Armbewegungen. Stützt der Patient auf der gleichen Seite, auf der das Standbein ist, reagiert der frei hängende Arm, indem er in die Gegenrichtung schwingt und somit das Gleichgewicht hält. Stützt der Patient sich auf der gegenüberliegenden Seite des Standbeins ab, bewegen sich Spielarm und -bein in die gleiche Richtung. Jede Veränderung der Richtung der Primärbewegung wirkt sich auf die Richtung des Armpendels aus. Schwingt das Spielbein mehr nach medial, nimmt der Arm diese Bewegungsrichtung auf. So kann der Patient die optimale Richtung des Arm- und Beinschwungs wahrnehmen (Abb. 9.8).

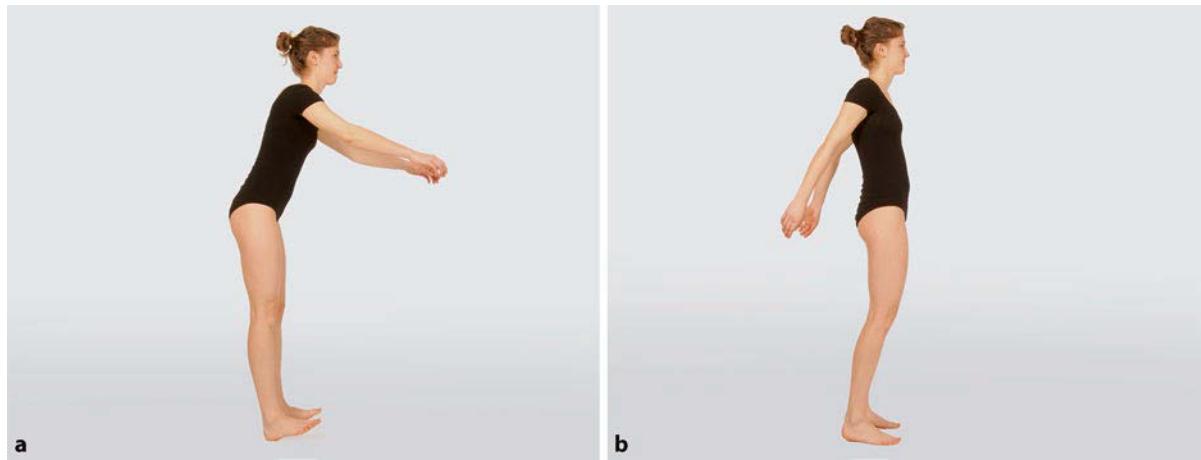
In der **3. Phase** steht der Patient ohne Abstützung im Einbeinstand. Beide Arme hängen und reagieren auf die Vorwärts- und Rückwärtsbewegungen des linken Spielbeins. Der Spielarm schwingt mit dem Spielbein gleichzeitig nach vorn und hinten, während sich der Standarm in die Gegenrichtung bewegt (Abb. 9.9).



■ Abb. 9.5a,b Bewegung des Brustkorbs gegen den Standarm. **a** Detailaufnahme der Protraktion des Schultergürtels zu Beginn der Standarmphase, **b** Detailaufnahme der Retraktion, die durch den Überholvorgang des Brustkorbs erfolgt



■ Abb. 9.6a,b Konstitutionelle Abweichungen. Abduktionssyndrom der Arme **a** bei + TP-Abstand, **b** bei + frontotransversalem Brustkorb-durchmesser



■ Abb. 9.7a,b Reaktives Armpendel. a Die Trochanterpunkte bewegen sich nach hinten. Die Reaktion der Arme und des Körpers ist eine Gegenbewegung nach vorn. b Die Trochanterpunkte bewegen sich nach vorn. Die Reaktion der Arme und des Körpers ist eine Gegenbewegung nach hinten

9.2.2 Twist

Mithilfe dieser Übungen kann die Richtung des Armpendels variiert werden. Wenn das Becken im Zweibeinstand als Verursachergewicht hubfrei um die Körperlängssachse im lumbothorakalen Bereich der Wirbelsäule dreht, machen die reaktionsbereiten Armgewichte gegenläufige Bewegungsausschläge in diagonalen Ebenen. Da sich die Beckendrehungen weiterlaufend auf die Beine auswirken, das Becken aber in den Hüft- und Kniegelenken nicht rotieren kann, weil sich die Rotationsachsen der Oberschenkel gegenseitig blockieren, drehen die Flexions-/Extensionsachsen in der Drehrichtung des Beckens mit. Nach distal weiterlaufend gerät das gleichseitige untere Sprunggelenk in Inversion, das gegenseitige in Eversion. Um ein Überstreifen der Füße zu vermeiden, müssen diese weiterlaufenden Bewegungen pro- und supinatorisch aktiv widerlagert werden. Wenn der Patient auf einem Tuch steht, erleichtert das die Drehung der Füße auf dem Boden.

Die reaktiven Armbewegungen nehmen zu, wenn die Fersen keinen Bodenkontakt haben und die Vorfüße auf dem Boden drehen. Die Beingewichte bewegen sich alternierend in diagonalen Ebenen wie beim „Twisten“. Das Ausmaß an Rotationstoleranzen in der unteren Brustwirbelsäule begrenzt die Bewegung. Wird das Bein zusätzlich abgehoben, verstärkt sich die Innenrotation des Beckens im Standbeinhüftgelenk.

Ausgelöst wird die Bewegung entweder über die Beckendrehung oder über die Beindiagonale. Weil die Primärbewegungen jeweils deutliche horizontale Richtungskomponenten aufweisen, sind bei den standortkonstanten Bewegungsabläufen mit alternierenden Hin- und Herbewegungen Reaktionen im Sinne von Einsetzen von Gegen gewichten (der Arme) zu erwarten (■ Abb. 9.10).

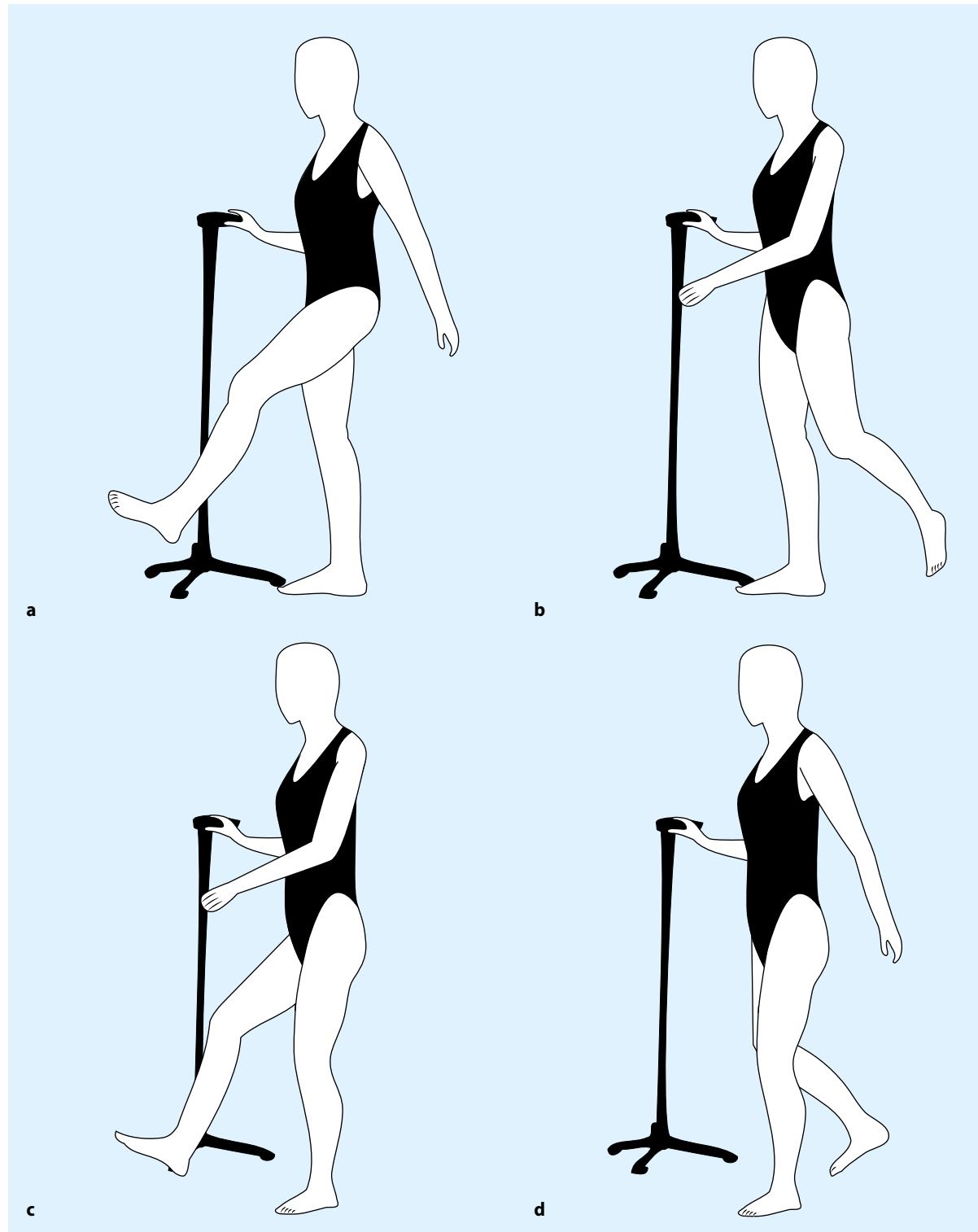


Abb. 9.8a-d Reaktive Pendelbewegung. a Stützvorrichtung auf der Standbeinseite: Pendelt das Spielbein nach vorn, bewegt sich der Arm der gleichen Seite nach hinten, b pendelt das Spielbein nach hinten, bewegt sich der gleichseitige Arm nach vorn, c Stützvorrichtung auf der Spielbeinseite: Pendelt das Spielbein nach vorn, bewegt sich der Arm der Gegenseite ebenfalls nach vorn, d pendelt das Spielbein nach hinten, bewegt sich der gegenseitige Arm auch nach hinten

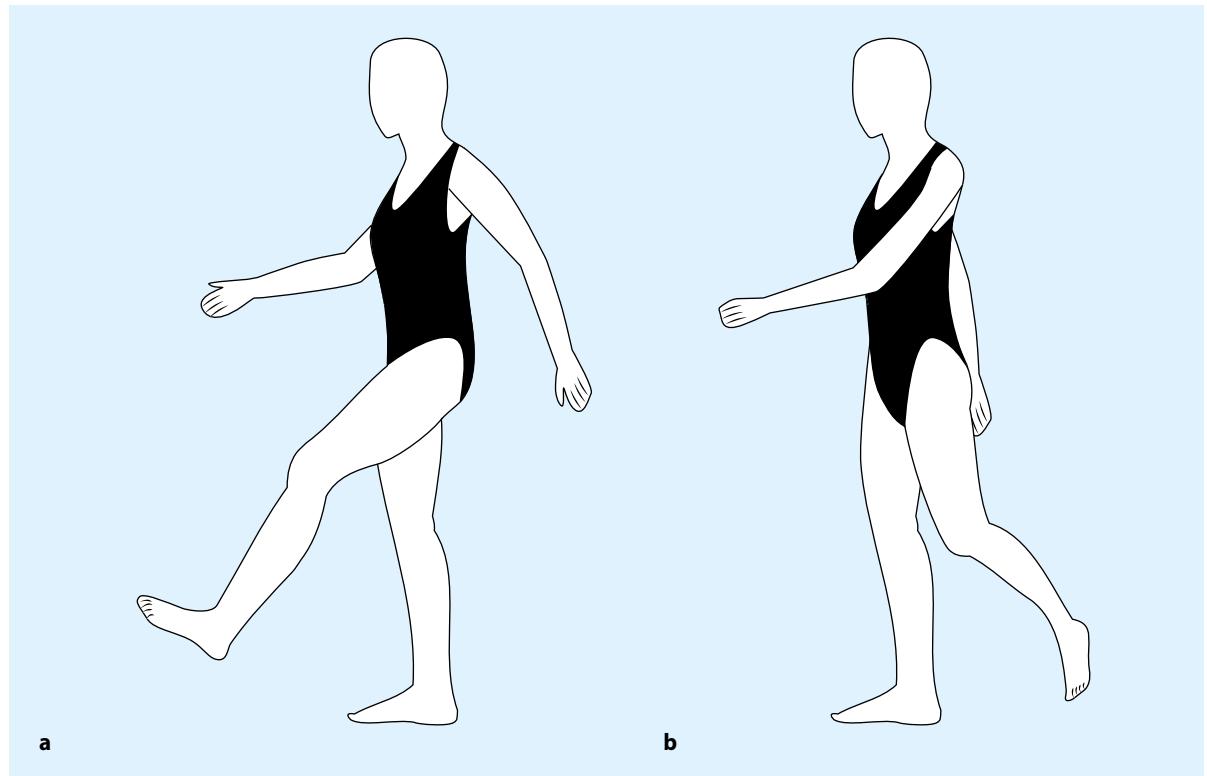


Abb. 9.9a,b Gangtypische reaktive Armbewegungen. Der Spielarm schwingt mit dem Spielbein gleichzeitig nach vorn und hinten. a Vorschwingen des Beins, b Rückschwingen des Beins

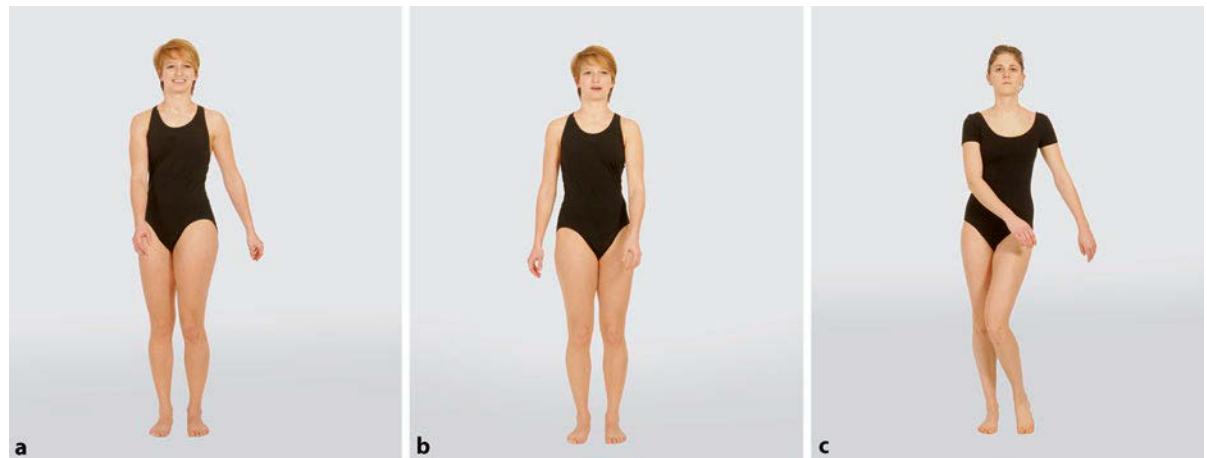


Abb. 9.10a–c Twist. a Das Becken dreht nach rechts, die Arme schwingen in die Gegenrichtung, b das Becken dreht nach links, die Arme schwingen in die Gegenrichtung, c das linke Spielbein bewegt sich flexorisch/adduktorisch nach rechts, weiterlaufend innenrotatorisch im Standbeinhüftgelenk. Die Arme schwingen in die Gegenrichtung

Literatur

-
- Higgins S, Higgins JR (1995) The acquisition of locomotor skill. Mosby, St. Louis
- Perry J (1992) Gait analysis: normal and pathological function. Slack Inc., Thorofare NJ
- Ralston, HJ (1958) Energy-speed relation and optimal speed during level walking. *Int Z angew Physiol* 17:277
- Suppé B, Bongartz M (2011) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics. Praktisch angewandt. Becken und Beine untersuchen und behandeln. Springer, Heidelberg
- Suppé B, Bacha S, Bongartz M (2013) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics praktisch angewandt. Brustkorb, Arme und Kopf untersuchen und behandeln. Springer, Berlin Heidelberg

Klinische funktionelle Tests

Barbara Suppé

- 10.1 Kleiner Gangtest – 106**
- 10.2 Am-Ort-Stehet – 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 palpiert paravertebral die lumbalen Rückenstrecker. Typische Abweichung:
 - Der Tonus der Muskulatur persistiert auch in der Belastungsphase.
- **Abduktori sche 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 Gangspurbreite. 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-Gehers“ 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.

- Der frontotransversale Brustkorbdurchmesser bleibt rechtwinklig zur Bewegungsrichtung (keine Rotation des Brustkorbs).
- Die Rotationssynergie des Standbeins ist gewährleistet (Beuge-Streck-Achse des Kniegelenks bleibt frontotransversal).

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

- Die Bewegung kann schmerzfrei durchgeführt werden.

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

10.4 Treppe gehen

Um sicher eine Treppe hinauf- oder hinabzusteigen, müssen die Extensoren der Hüft- und Kniegelenke und die Plantarflexoren die Fähigkeit haben, das Körpergewicht kontrolliert dynamisch konzentrisch (Treppe hoch) und exzentrisch (Treppe hinunter) zu bewegen.

Standardisierte Bedingung für diesen Test ist eine normierte Stufenhöhe von ca. 17 cm. Der Patient darf sich nicht am Geländer festhalten.

Der Therapeut beurteilt folgende Kriterien:

- Die Primärbewegung erfolgt flexorisch im Spielbein- hüft- und -kniegelenk.
- Die rotatorische Stabilisation des Standbeins bleibt erhalten.
- Die Verbindungsgeraden der Spinae bleiben horizontal.
- Die rotatorische Stabilisation wird bei der Gewichtsübernahme hergestellt.
- Die Bewegung kann schmerzfrei durchgeführt werden.

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

10.5 Springen

Das Springen wird beurteilt mit einer Anpassung der therapeutischen Übung „Federball“ (► Abschn. 8.4.7). Die Hände können sich auf der Bank in Höhe des Beckens (ohne Vorneigung der Körperlängsachse) abstützen.

Der Therapeut beurteilt folgende Kriterien:

- Die Primärbewegung erfolgt dorsalexensorisch in den oberen Sprunggelenken und flexorisch in Hüft- und Kniegelenken.
- Die vertikale rotatorische Stabilisation der Beinachsen bleibt erhalten.
- Die Körperabschnitte sind in die Körperlängsachse eingeordnet und werden dort stabilisiert gehalten.
- Die Fersen bekommen keinen Bodenkontakt.

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 wahren 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.

➤ **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, Schrittänge, 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.

Standardisiertes Assessment zur Durchführung einer Ganganalyse nach FBL Functional Kinetics										
Name des Patienten							Datum:			
Schritt- frequenz	<input type="checkbox"/>	110 - 120	Belastungs- zeit	<input type="checkbox"/>	symmetrisch	Akustische Auffällig- keiten:				
	<input type="checkbox"/>	< 110		<input type="checkbox"/>	asymmetrisch					
	<input type="checkbox"/>	> 120								
Bemer- kungen:										
<p>Instruktion: „Stellen Sie sich dieses Tempo vor und gehen Sie auf der Stelle.“ „An der Wand gegenüber hängt ein kleines Bild. In Ihnen entsteht der Wunsch, es genauer zu betrachten. Wenn Sie diese Zielsehnsucht aufgebaut haben, gehen Sie dahin.“</p>										
Beurteilung des Gehens von hinten und von vorn										
Spur- breite	<input type="checkbox"/>	Norm	Abrollweg	<input type="checkbox"/>	Norm	Becken	<input type="checkbox"/>	Norm	Brustkorb	
	<input type="checkbox"/>	+ Spur- breite		<input type="checkbox"/>	+ Divergenz		<input type="checkbox"/>	+ Absinken	Rotation	<input type="checkbox"/> Norm
	<input type="checkbox"/>	- Spurbreite		<input type="checkbox"/>	+ Konvergenz		<input type="checkbox"/>	+ Anheben		<input type="checkbox"/> dreht mit
				<input type="checkbox"/>	+ Inversion					<input type="checkbox"/> dreht gegen
Arme	<input type="checkbox"/>	Norm		<input type="checkbox"/>	+ Eversion				Translation	<input type="checkbox"/> nach rechts
	<input type="checkbox"/>	vorn/ medial								<input type="checkbox"/> nach links
	<input type="checkbox"/>	hinten/ medial	Beinachsen	<input type="checkbox"/>	Norm				Lateral- flexion	<input type="checkbox"/> nach rechts
				<input type="checkbox"/>	Medialrota- tion Femur- kondylen					<input type="checkbox"/> nach links
Schulter- gürtel	<input type="checkbox"/>	Norm		<input type="checkbox"/>	Lateralrota- tion Femur- kondylen					
	<input type="checkbox"/>	fixiert								
		Statische Abweichungen:								

Abb. 11.1 Assessmentbogen

11

Beurteilung des Gehens von der Seite									
Vorwärts-transport	<input type="checkbox"/> reaktive Schritte	Becken-Bein-Bewegungen			Spielbein	<input type="checkbox"/> Norm / geradlinig			
	<input type="checkbox"/> aktive Schritte	Standbein				<input type="checkbox"/> Zirkumduktion			
		<i>IC - LR</i>			<i>Mid swing</i>				
Körper-längs-achse	<input type="checkbox"/> Norm / vertikal	Fuß		<input type="checkbox"/> Norm	Fuß	<input type="checkbox"/> Norm OSG			
	<input type="checkbox"/> Vorneigung			<input type="checkbox"/> + Plantarflexion		<input type="checkbox"/> + Dorsalextension			
	<input type="checkbox"/> Rückneigung			<input type="checkbox"/> Vorfuß-Bodenkontakt		<input type="checkbox"/> + Plantarflexion			
				<input type="checkbox"/> Fußsohlenkontakt	Knie	<input type="checkbox"/> Norm			
Schritt-länge	<input type="checkbox"/> symmetrisch			<input type="checkbox"/> Fußklatschen		<input type="checkbox"/> + Flexion			
	<input type="checkbox"/> klein	Knie		<input type="checkbox"/> Norm / deblockiertes Knie		<input type="checkbox"/> + Extension			
	<input type="checkbox"/> groß			<input type="checkbox"/> + Flexion	HG	<input type="checkbox"/> Norm			
				<input type="checkbox"/> + Extension		<input type="checkbox"/> + Flexion			
Arme	<input type="checkbox"/> symmetrisch	<i>Mid stance</i>				<input type="checkbox"/> + Extension			
	<input type="checkbox"/> asymmetrisch	Fuß		<input type="checkbox"/> Norm	<i>Terminal swing</i>				
Schulter-gürtel	<input type="checkbox"/> Norm			<input type="checkbox"/> frühe Fersenablösung / + Plantarflexion		<input type="checkbox"/> Norm /Vorber. STB-Phase			
	<input type="checkbox"/> ist fixiert:			<input type="checkbox"/> späte Fersenablösung / + Dorsalextension					
Schulter	<input type="checkbox"/> + Flexion	Knie		<input type="checkbox"/> Norm / deblockiertes Knie		Fuß Abweichungen:			
	<input type="checkbox"/> + Extension			<input type="checkbox"/> + Flexion					
Ellenbogen	<input type="checkbox"/> + Flexion			<input type="checkbox"/> + Extension					
	<input type="checkbox"/> + Extension	Becken		<input type="checkbox"/> Norm / innenrotatorisch im Hüftgelenk		Knie Abweichungen:			
Bewe-gungs-ausmaß	<input type="checkbox"/> symmetrisch nach vorn/hinten			<input type="checkbox"/> gegensinnig - Becken dreht nach hinten					
rechts / links	<input type="checkbox"/> überwiegend nach vorn	<i>Terminal stance</i>							

Abb. 11.1 (Fortsetzung) Assessmentbogen

rechts / links	<input type="checkbox"/> überwiegend nach hinten	Fuß	<input type="checkbox"/> Norm	HG Abweichungen:			
			<input type="checkbox"/> keine Extension im Grundgelenk				
		Knie	<input type="checkbox"/> Norm				
			<input type="checkbox"/> + Flexion				
			<input type="checkbox"/> + Extension				
		HG	<input type="checkbox"/> Norm / TP überholt KG				
			<input type="checkbox"/> Oberschenkellängssachse vertikal				
			<input type="checkbox"/> TP hinter dem Kniegelenk				
Interpretation der Untersuchungsergebnisse:							

Abb. 11.1 (Fortsetzung) Assessmentbogen



Abb. 11.2 Konvergenz der funktionellen Fußlängssachse beim Gehen, sichtbar gemacht durch das Einzeichnen der funktionellen Fußlängssachse

11.1 Vorgehensweise

Wenn der Therapeut Haltung und Bewegung eines Patienten beobachtet, muss er seine optische Wahrnehmung mit hypothetischen Normwerten vergleichen. Dabei ist an die Möglichkeit perspektivischer Täuschung zu denken. Mithilfe der **Beobachterebenen** können Fehlinterpretationen jedoch weitgehend vermieden werden. Die Augen des Beobachters sollten horizontal und ihre Symmetrieebene muss vertikal stehen. Der zu beobachtende Patient steht 2 bis 3 Meter vom Beobachter entfernt.

Man beobachtet/beurteilt immer nur einen Weg auf einmal:

- Zuerst von hinten: Der Patient bewegt sich vom Beobachter weg.
- Dann von vorn: Der Patient bewegt sich auf den Beobachter zu.
- Schließlich von beiden Seiten: Zuerst geht der Patient von links nach rechts (man beurteilt seine rechte Seite), dann von rechts nach links (man beurteilt seine linke Seite).

Der Therapeut notiert die Schrittfrequenz und akustische Auffälligkeiten wie harter Fersenaufprall oder Rhythmus-auffälligkeiten. Erst dann wird mittels eines Metronoms ein Metrum von 110–120 Schritten/Minute vorgegeben.

Der Patient wird folgendermaßen instruiert:

- „Stellen Sie sich dieses Tempo vor und gehen Sie auf der Stelle.“
- „An der Wand gegenüber hängt ein kleines Bild. In Ihnen entsteht der Wunsch, es genauer zu betrachten. Wenn Sie diese Zielsehnsucht aufgebaut haben, gehen Sie dahin.“

Eventuell auftretende Änderungen der akustischen Auffälligkeiten werden notiert.

11.2 Beurteilung des Gehens von hinten und von vorn

Zunächst wird das **Gehen von hinten** beurteilt. Dafür gelten folgende Kriterien:

- **Spurbreite:** Der Abstand von Ferse des Spielbeins und Malleolus medialis des Standbeins ist minimal.
 - Abweichungen: Breitspur/Nullspur/Minusspur
- **Abrollweg:** Rollt der Fuß über die funktionelle Fußlängsachse ab (vom lateralen Calcaneus zum Großzehengrundgelenk)?
 - Abweichungen: Konvergenz/Divergenz der funktionellen Fußlängsachsen
- **Becken-Bein-Bewegungen:** Sinkt das Becken leicht auf der Spielbeinseite ab?
 - Abweichungen: zu starkes Absinken (Trendenburg)
- **Brustkorb:** Bleibt der frontotransversale Brustkorb-durchmesser horizontal und rechtwinklig zur Fortbewegungsrichtung?
 - Abweichung Lateralflexion: sichtbar an der Abstandsveränderung der Distanzpunkte Beckenkamm – unterer Rippenbogen (Lenden- und Brustwirbelsäule) und Ohr – frontotransversaler Brustkorbdurchmesser (Hals- und Brustwirbelsäule)
 - Abweichung Rotation: sichtbar an einer Winkelveränderung zwischen dem frontotransversalen Brustkorbdurchmesser und der Verbindungsleitung der Spinae (in der Norm stehen sie parallel); an einer Abstandsveränderung der Distanzpunkte Processus xyphoideus – SIAS und an einer Verlängerung der Linie zwischen Processus xyphoideus und Bauchnabel
- **Körperlängsachse:** Bleiben die Körperabschnitte Brustkorb, Kopf und Becken übereinander eingeordnet?
 - Abweichung Translation nach rechts/links: sichtbar an einer Abstandsveränderung der Distanzpunkte Incisura jugularis und Processus xyphoideus – Bauchnabel nach rechts oder links (Translation zwischen Brustkorb und Becken) und der Längsachse des Gesichts – Incisura jugularis (Translation zwischen Kopf und Brustkorb)
 - Abweichung Seitneigung: sichtbar an einer Abduktion des Beckens im Standbeinhüftgelenk, während die Abstände Symphyse – Bauchnabel – Processus xyphoideus gleich bleiben (Duchenne).
- **Arme:**
 - Finden die Armbewegungen in der Sagittalebene statt?
 - Abweichungen: Pendeln vor/hinter dem Körper

- Finden die normalen weiterlaufenden Bewegungen zwischen Schultergürtel und Brustkorb statt?

Bei der **Beobachtung von vorn** werden bereits gewonnene Untersuchungsergebnisse verifiziert. Zusätzlich wird untersucht:

- **Flexions-/Extensionsachsen des Kniegelenks:** Bleiben die Flexions-/Extensionsachsen des Kniegelenks frontotransversal?
 - Abweichungen: Die Querachse durch die Femurkondylen dreht sich nach medial und steht damit nicht mehr rechtwinklig zur Fortbewegungsrichtung.

11.3 Beurteilung des Gehens von der Seite

Beim Gehen von der Seite werden folgende Aspekte beobachtet und beurteilt:

- **Reaktivität der Schritte:** Werden die Körperabschnitte Brustkorb und Kopf gemeinsam als Primärbewegung vorwärts transportiert?
- Sind die Körperabschnitte in die vertikal stehende **Körperlängsachse** eingeordnet und können sie dort gehalten werden?
 - Abweichung: Flexion und Extension in der Lendenwirbelsäule: sichtbar an der Abstandsveränderung der Distanzpunkte Symphyse – Bauchnabel (Lendenwirbelsäule), Bauchnabel – Processus xyphoideus (Brustwirbelsäule) und Kinn – Incisura jugularis (Halswirbelsäule)
 - Abweichung Translation nach ventral und dorsal: sichtbar an einer Abstandsveränderung der Distanzpunkte Incisura jugularis und Processus xyphoideus – Bauchnabel nach vorn oder hinten. Dabei wird der Brustkorb en bloc translatiert.
- Qualität und Timing der **Becken-Bein-Bewegungen**:
 - Standbein:
 - „initial contact“: Ist das obere Sprunggelenk in Nullstellung? Ist das Standbein im Kniegelenk deblockiert?
 - „loading response“: Nimmt die Flexion im Kniegelenk allmählich zu?
 - Bewegt sich der Trochanterpunkt gleichmäßig nach vorn?
 - „mid stance“: Überholt der Trochanterpunkt das Kniegelenk?
 - Löst sich die Ferse vom Boden, sobald der Spielbeinfuß genau neben dem Standbeinfuß ist?

11.3 • Beurteilung des Gehens von der Seite

- **Spielbein:**
 - Erfolgt die Verkürzung des Spielbeins in der mittleren Spielbeinphase durch gleichmäßige Flexion in Hüft-, Knie- und oberen Sprunggelenken?
 - „terminal swing“: Bleibt das Kniegelenk am Ende der Spielbeinphase in leichter Flexion?
- **Schrittänge:** Sind die Schritte gleich groß?
- **Armbewegungen:**
 - Ist der Ausschlag nach vorn und hinten annähernd gleich groß?
 - Schwingen Unterarm und Oberarm gleichzeitig und gleich schnell?
 - Wird der Schultergürtel von der weiterlaufenden Bewegung erfasst?

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; Muybridge 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 technikunterstützter 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, Schrittänge, 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 physiotherapierelevanten 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

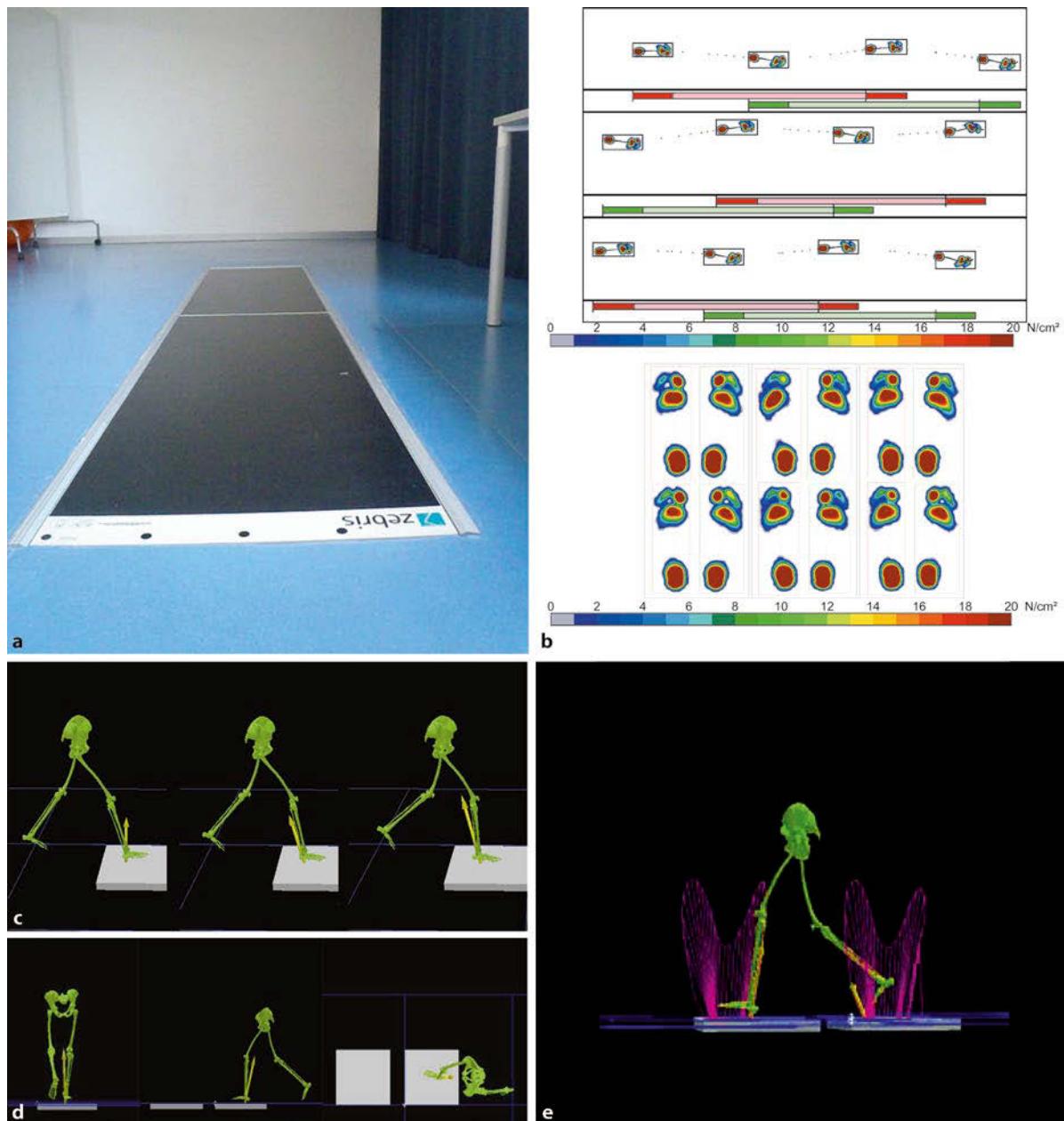


Abb. 12.1a–e a Bodenreaktionsplatte für die Labor-Gehstrecke (System Zebris), b Report der Ganganalyse, c Gehbewegungen vom Fersenkontakt („initial contact“) bis zur Vollbelastung („midstance“), d Darstellung des Körperabschnitts Beine und Becken in den 3 Raumebenen (System Vicon) e Darstellung der Bodenreaktionskräfte im Verlauf des Gangzyklus (Darstellungen a und b: Aufnahmen aus dem Ganglaboratorium Zebris, erstellt an der FH JOANNEUM, Graz. Darstellungen c–e: Aufnahmen aus dem Ganglaboratorium Vicon, Rehabilitationsklinik Theresienhof, Frohnleiten)

Mechanismen, welche zur Dysfunktion im Gang geführt haben, bzw. für bestehende Schmerzen, die beim Gehen ausgelöst werden.

Die gestellten Hypothesen werden durch Tests und Assessments überprüft. So kristallisiert sich ein immer klareres Bild über das individuelle Problem des Patienten heraus, und dieses wird in Form des „funktionellen Gangproblems“ als physiotherapeutische Diagnose dargestellt (Spirgi-Gantert u. Suppé 2007). In diesem Sinn werden in

der FBL Functional Kinetics alle Ebenen der Funktionsfähigkeit (Struktur und Funktion, Aktivität/Partizipation) erfasst, auf ihre gegenseitig schlüssige Korrelation in Bezug auf das Patientenproblem überprüft und so zu einer auf das Individuum abgestimmten Erklärung für die bestehende Problematik zusammengefügt.

Das „funktionelle Gangproblem“ stellt somit die Basis dar für eine konsequente Planung des Therapieprozesses sowie der relevanten Assessments zur Ergebnisevaluierung.

12.2.2 Der physiotherapeutische Untersuchungsprozess in der Analyse von Gangstörungen

Im Folgenden wird, angepasst an die Funktionsebenen der „International Classification of Functioning, Disability and Health“ (ICF) (WHO 2011), ein Überblick gegeben über die relevanten Fragestellungen, die den physiotherapeutischen Untersuchungsprozess begleiten, sowie über die entsprechenden bestätigenden Tests und Untersuchungen.

■ Struktur

Relevante Fragestellung:

- Lassen sich aus der Ganganalyse Rückschlüsse auf eine unökonomische Belastung von musculoskeletalen Strukturen ableiten?
- Korrelieren die über- oder unterbelasteten Strukturbereiche mit den möglichen Schmerzquellen, die aus der Anamnese und/oder der Diagnose bekannt sind?

Bestätigende Tests und Untersuchungen:

- Untersuchung der Konstitution,
- Biomechanische Tests (z. B. Untersuchung der knöchernen Beinachsen, Bandfunktionstests, Meniskusfunktionstests etc.),
- Schmerzprovokationstests.

■ Funktion

Relevante Fragestellung:

- Lassen sich aus der Ganganalyse Rückschlüsse auf eine Normabweichung in Teilverkennungen des Bewegungssystems (z. B. Gelenkfunktion, Muskelfunktion) ableiten?
- Korrelieren diese mit einer strukturellen Fehlbelastungssituation?

Bestätigende Tests und Untersuchungen:

- Untersuchung der Statik,
- Biomechanische Untersuchung der entsprechenden Funktionen (Gelenkmobilität, Muskelfunktionen, fasziale Spannungs- und Mobilitätstests etc.),
- Tests von Teilverkennungen in den 5 funktionellen Körperabschnitten (Stützfunktion, potenzielle Beweglichkeit, dynamische Stabilisation, Spielfunktion) (Suppé et al. 2012).

■ Aktivität

Relevante Fragestellung:

- Lassen sich in der Untersuchung der Aktivität „Gehen“ Normabweichung in den 8 Beobachtungskriterien finden?

- Lassen sich daraus stereotype Muster einer unökonomischen motorischen Kontrollfunktion/eines Aktivitätszustands in einem oder mehreren funktionellen Körperabschnitten erkennen (Spirgi-Gantert u. Suppé 2007; Suppé et al. 2012)?
- Sind diese Muster über Instruktion von korrigierenden Primärimpulsen sofort beeinflussbar?
- Korrelieren die Normabweichungen mit möglichen strukturellen und funktionellen Defiziten?

Bestätigende Tests und Untersuchungen:

- Standardisiertes Gangassessment nach den Beobachtungskriterien der FBL Functional Kinetics (► Kap. 11),
- Ressourcenorientiertes Testen durch Instruktion von potenziell korrigierenden Impulsen (Schrittfrequenz, Primäraktivität am Körperabschnitt Brustkorb, Spurbreite, Schrittänge, Zielsehnsucht).

■ Partizipation

Relevante Fragestellung:

- Lassen sich in der Untersuchung des „Gehens“ in Alltagssituationen (in relevantem individuellem Gelände, in variablem Tempo, mit Schuhen etc.) stereotype Muster einer unökonomischen motorischen Kontrollfunktion/eines Aktivitätszustands in einem oder mehreren funktionellen Körperabschnitten erkennen (Spirgi-Gantert u. Suppé 2007; Suppé et al. 2012)?
- Bestätigen diese Muster die in der Untersuchung auf Aktivitätsebene (standardisierte „Labortestung“) erkannten Defizite der motorischen Kontrollfunktion?
- Gibt es Situationen, bei denen es zu einer spontanen Korrektur des unökonomischen Musters kommt?

Bestätigende Tests und Untersuchungen:

- Individualtypisches Gangassessment unter Verwendung der Beobachtungskriterien der FBL Functional Kinetics (► Kap. 11),
- Ressourcenorientiertes Testen durch Instruktion von potenziell spontan korrigierenden Gangsituationen.

- Der Begriff „ressourcenorientiertes Testen“ beschreibt eine Form der Untersuchung, die in der FBL Functional Kinetics häufig verwendet wird und in der durch Instruktion und Anpassung von Untersuchungsbedingungen das spontane Bewegungsverhalten des Patienten getestet wird. So erfährt der Therapeut, ob das Potenzial spontaner Varianz motorischer Muster gegeben ist. Damit wird ersichtlich, wie automatisiert abweichende Bewegungsverhaltensmuster sind. Je stereotyper sich Ausweichmechanismen zeigen, desto schwie-**



Abb. 12.2a–c Biofeedbacksysteme, die in der Physiotherapie eingesetzt werden. **a** EMG-Ableitungen zur Erfassung der Muskelspannung (System Noraxon), **b**, „Real Time Ultrasound“: Ultraschallbilder zur Darstellung von Muskelaktivitäten stabilisierender, tiefliegender Muskelgruppen (System Sonosite, Micromaxx), **c** Druckmessgerät (Chattanooga Stabilizer Pressure Biofeedback)

riger ist es, diese zu verändern. Zudem muss dann umso gründlicher danach geforscht werden, ob und inwieweit strukturelle Defizite und/oder pathobiologische Mechanismen (Schmerz) an der Entstehung und Fixierung des erkannten Ausweichmechanismus teilhaben.

Die instrumentelle Ganganalyse kann in diesem Prozess der Erfassung des funktionellen Gangproblems wertvoll eingesetzt werden, indem sie es ermöglicht, die vom Therapeuten vorerst subjektiv durchgeführten analytischen Schritte objektiv darzustellen. Zudem kann das Bild- oder Videodokument zu einer vergleichenden Darstellung im Verlauf des Therapieprozesses herangezogen werden und so den therapeutischen Effekt dokumentieren.

12.3 Gehen als motorische Handlung – instrumentelle Ganganalyse als Biofeedback

Gehen kann ökonomisch ablaufen, wenn das Basismuster des Gangs entsprechend der individuellen Ökonomie im Bewegungsverhalten im motorischen Gedächtnis gespeichert und so jederzeit verfügbar ist. Um eine alltagstaugliche Nutzung zu gewährleisten, muss dieses Grundmuster an personenbezogene und umweltbezogene Notwendigkeiten adaptierbar sein. Gehen sollte daher – wie alle Basisbewegungen unserer Alltagsaktivitäten – variabel und als „multitaskingfähige“ Bewegungshandlung zur Verfügung stehen. Wir können Gehen, während wir telefonieren und gleichzeitig die befahrene Straße überqueren, anderen Menschen ausweichen und vieles mehr (Mulder 2006). Diese hohe Meisterschaft der autonomen Bewegungskontrolle wird in Therapie und Rehabilitation als Endziel angestrebt. Unökonomisch gespeicherte Bewegungsabläufe müssen systematisch umgelernt werden. Dies erfordert eine Vorgehensweise im therapeutischen Prozess,

die die Gesetzmäßigkeiten motorischen Lernens einbezieht (Shumway-Cook u. Woollacott 2012).

Bei komplexen Bewegungen mit hoher Alltagsnutzung, wie dies beim Gehen gegeben ist, werden individuelle Abweichungen von Normbewegungen sehr rasch automatisiert. Somit erkennen die Probanden ihren unökonomischen Bewegungsmechanismus nicht mehr. Daher können Biofeedbacksysteme, die abweichende Muster wahrnehmbar machen, hilfreich zum Üben eingesetzt werden.

Echtzeit-Biofeedback wird seit mehr als 30 Jahren verwendet. Ursprünglich wurde diese Therapiemaßnahme in der medizinischen Psychologie entwickelt und zur Kontrolle von vegetativ gesteuerten Funktionen und Muskelspannung bei unterschiedlichen Formen psychischer Erkrankungen oder stressbedingter Fehlreaktionen angewendet (Howe et al. 2011). In der Physiotherapie wird Biofeedback typischerweise so eingesetzt, dass mithilfe elektronischer Instrumente Parameter motorischer Leistung erfasst und visualisiert oder über auditive Feedbacksysteme rückgemeldet werden (Abb. 12.2).

Über Biofeedbackmethoden erhalten Probanden während des Übens Rückmeldungen über die Qualität der Ausführung einer Bewegung. Beim Übenden wird ein Wissen über das Bewegungsresultat („knowledge of result“, KR) und über die Bewegungsausführung („knowledge of performance“, KP) angelegt (Shumway-Cook u. Woollacott 2012). Somit ergänzt Biofeedback die körpereigenen intrinsischen und extrinsischen Kontrollinformationen, die Menschen während einer Bewegungsausführung zur Verfügung stehen.

Echtzeit-Biofeedback informiert den Übenden im Moment der Ausführung. Andere Formen des Biofeedbacks geben Rückmeldungen über die ausgeführte Bewegung am Ende von und unmittelbar nach ausgeführten Bewegungssequenzen.

Somit greift Biofeedback sinnvoll in allen Phasen des motorischen Lernprozesses ein. Ist das Ziel der Therapie die Wiederherstellung von Bewegungsökonomie, so ist es

v. a. in der ersten Phase des Lernens, der kognitiven Phase (Meinel u. Schnabel 2007; Shumway-Cook u. Woollacott 2012), wichtig, die bewusste Ansteuerung einer qualitativ korrekt ausgeführten Bewegung zu erlernen und selbstkontrolliert zu steuern.

Im Konzept der FBL Functional Kinetics wird in der Instruktion hoher Wert darauf gelegt, bereits vor Beginn einer Bewegung die dominante Information der Actio so anzulegen, dass eine korrekte räumlich-zeitliche Handlungsplanung für Bewegungen möglich wird. Im Gehen sind dies die Actio aus dem Körperabschnitt Brustkorb, die Schrittfrequenz von 120 Schritten pro Minute und die Bewegungsrichtung (Zielsehnsucht). Auch im Üben und Lernprozess wird zur qualitativen Verbesserung des Bewegungsergebnisses vorrangig mit diesen Parametern gearbeitet. Details in der Bewegungskontrolle der Beinbewegungen werden als Teilfunktion geübt und vorbereitet und dann im Gehen reaktiv umgesetzt.

Ganganalytische Aufzeichnungen wie Videos, Fotos, Druckmessungen oder EMG-Ableitungen können Patienten in Echtzeit oder unmittelbar nach Durchführung der Bewegung Feedback über die Bewegungsausführung geben. Somit werden für den Probanden Details der Funktionen während der Ausführung der Bewegung (KP) und/oder das Bewegungsergebnis (KR), wahrnehmbar gemacht. Im motorischen Lernprozess kann das ein wichtiger Schritt in der Phase des Um-, Neu- oder Wiedererlernens sein. Zudem stellt diese Art von feedbackgesteuertem Üben ein Instrument zur Verfügung, das den Probanden zur Selbstkompetenz führt, da er als Übender eigenständig sowohl „Fehler“ erkennt als auch nach Korrektur des unökonomischen Musters sucht.

- **Biofeedback führt den Übenden dazu, körpereigene Systeme eigenständig steuern und beeinflussen zu lernen. Es fördert daher die Selbstkompetenz und Selbstwirksamkeit des Übenden (Rief u. Birnbaumer 2006).**

Selbstwirksamkeitserwartung ist ein zentrales Konstrukt der sozial-kognitiven Theorie und ein wichtiger Parameter im Rahmen der Gesundheitsverhaltensänderung (Bandura 2001; Schwarzer 2004). Gehen ist ein hochautomatisiertes Bewegungsmuster. Es zu beeinflussen ist eine Verhaltensänderung. Es kann daher als wichtig angesehen werden, diesen Prozess durch sinnvolle Biofeedbackmethoden zu unterstützen.

12.4 Verwendung der Daten aus der instrumentellen Ganganalyse zur Untersuchung und Behandlung abweichender Gehbewegungen

12.4.1 Video- und Fotoanalyse

Für eine objektive Darstellung von Bewegungsabläufen und deren Analyse eignen sich Foto- und Videodokumentationen. Video und Foto sind in der modernen Zeit einfach verwendbare und leicht verfügbare Instrumente zur Bewegungs- und Haltungsdokumentation. Bewegungen lassen sich damit qualitativ und quantitativ beurteilen.

Auch wenn der geübte und in den analytischen Prozessen erfahrene Therapeut oftmals in erstaunlich kurzer Zeit selektive Bewegungsbeobachtungen durchführen kann, so kann diese Fähigkeit dennoch bei der Beobachtung und Analyse einer so komplexen Bewegung wie dem Gehen scheitern. Videoaufnahmen und Serienfotografien unterstützen das freie Auge und ermöglichen es, die beobachtete Bewegung durch mehrmaliges Abspielen unter Verwendung von „slow motion“ oder Zoom detailliert zu analysieren. Zudem stehen teilweise kostenfreie elektro-nische Bearbeitungsprogramme zur Verfügung, die kinematische Analysen unterstützen. Die aus der Beobachtung mit freiem Auge beschriebenen Ausweichmechanismen können anhand der Serienfotos (Abb. 12.3) somit dokumentiert und mithilfe von Bearbeitungsprogrammen eingezeichnet werden und in der Wiederbefundung den Therapieerfolg nachvollziehbar darstellen.

12.4.2 Standardisierung von Aufnahmen

In hochtechnisierten Ganglabors werden Bewegungsaufnahmen mit bis zu 24 Kameras durchgeführt. Um exakte biomechanische Analysen zu ermöglichen, werden Marker appliziert. Über die unterschiedlichen Perspektiven der Kameras erfolgt die Markererkennung. Dies erlaubt die „Vereinfachung“ der Bewegung auf ein berechenbares physikalisch-mathematisches System im 2- oder 3-dimensionalen Raum. So können Bewegungsabläufe schematisiert dargestellt sowie exakt analysiert und auf Kraft- und Beschleunigungsmomente hin berechnet werden (Richards 2008). Derartige Analysesysteme sind für die Gangforschung und für eine exakte Diagnostik und Dokumentation von Therapieeffekten von hohem Stellenwert.

Grundsätzlich verarbeitet das therapeutisch-analytische FBL-„Hirn“ beobachtete Bewegungsphänomene in gleicher Weise, wie dies technisierte Instrumentarien tun. Distanzpunkte werden an Körperteile gelegt, und die

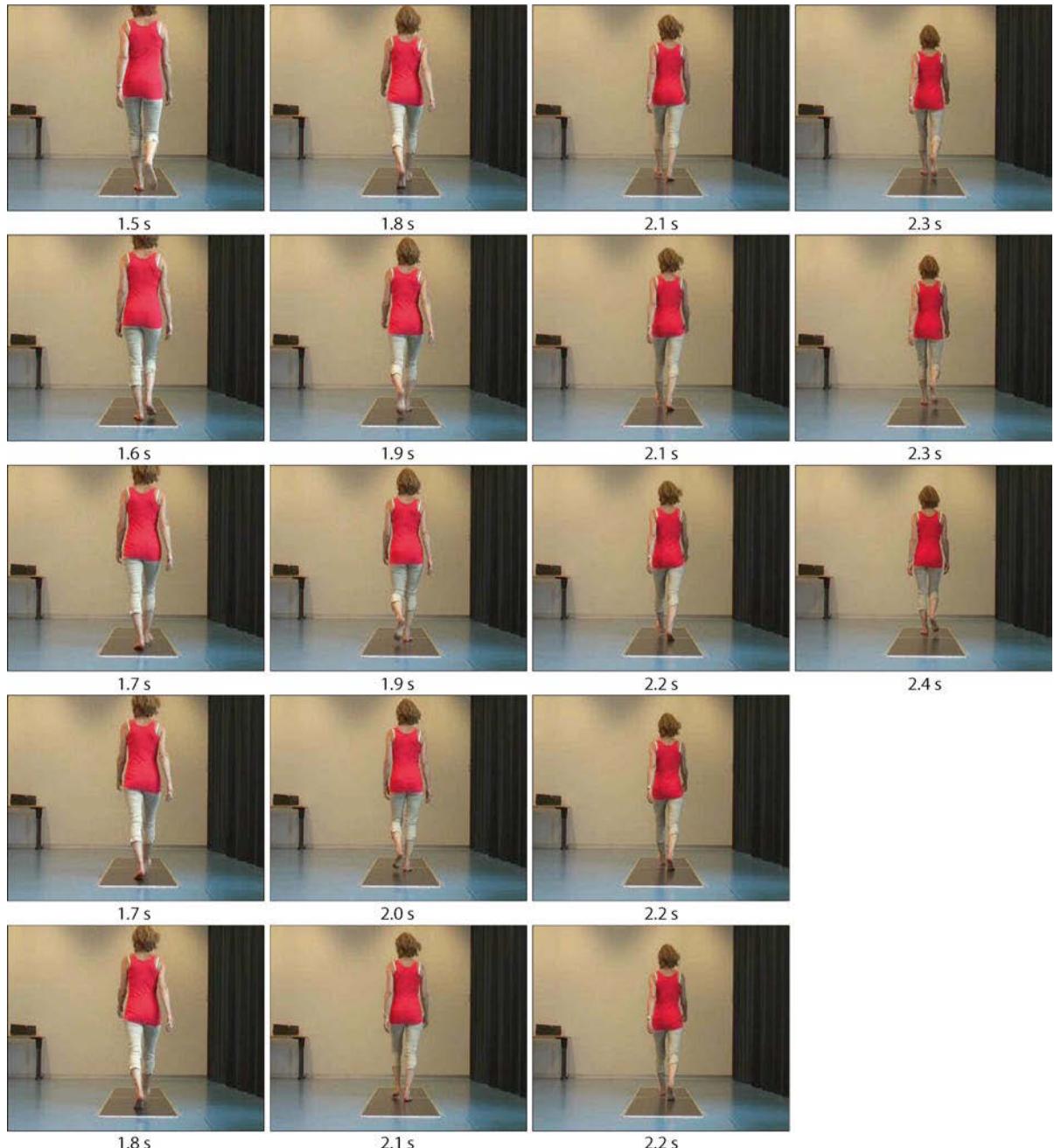


Abb. 12.3 Serienfotografien zur Unterstützung der 8 Beobachtungskriterien (System Zebris; Ganglabor FH JOANNEUM Graz)

menschliche Bewegung wird auf Hebel und Drehpunkte reduziert und analysiert; Körperteile werden in Bezug zur Einwirkung der Schwerkraft „gedacht“, und so werden Auswirkungen von Haltungs- und Bewegungsformen auf relevante Drehmomente und Kräfte interpretiert (Spirlig-Gantert u. Suppe 2007). Freilich ist dieses Gedankenmodell nicht „objektiv“, und bis dato wurde der Beweis nicht umfassend erstellt, dass aus der freien Beobachtung reliable und valide „Daten“ der Bewegungsanalyse erzeugt werden

können. Die Verwendung von Video- und Fotodokumentationen kann die Objektivität der durchgeführten Bewegungsanalyse erhöhen. So liefern auch einfache, im Rahmen der praktischen Arbeit am Patienten durchgeführte Aufnahmen wertvolle Dokumentationen therapeutischer Prozesse.

Um korrekte Interpretationen des Bildmaterials zu gewährleisten und bei Wiederholung der Messung eine vergleichende Analyse des Bewegungsmusters zu ermög-

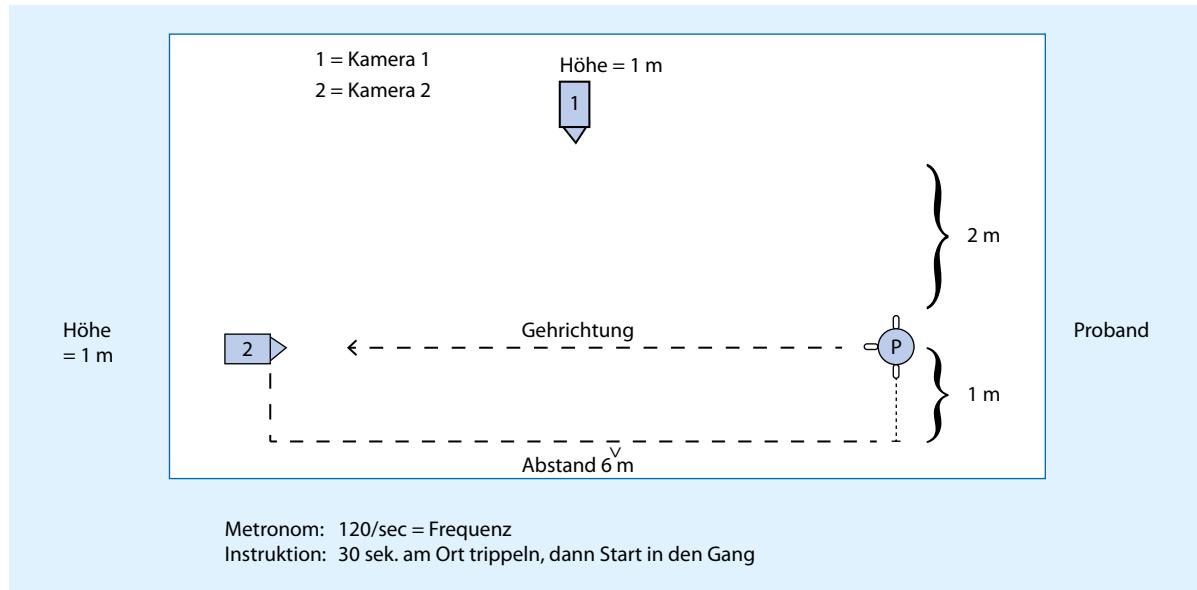


Abb. 12.4 Dokumentation einer Videoaufnahme

lichen, müssen bestimmte Kriterien der Standardisierung berücksichtigt werden. Im Konzept der FBL Functional Kinetics wird dazu eine Anleitung gegeben (► Kap. 11). Die für die Beobachtung mit freiem Auge beschriebenen Standards sind auch für die einfache Foto- und Videoanalyse umsetzbar (Abb. 12.4).

Grundsätzlich gilt:

- Die Kamera ist im rechten Winkel zur relevanten Bewegungsebene positioniert.
- Der Abstand der Kamera vom Patienten ermöglicht die Aufnahme aller relevanten Körperteile.
- Die Position der Kamera in Bezug auf Abstände zum Untersuchungsobjekt, Bild- bzw. Videoformat und Zoomfaktor werden dokumentiert.
- Zeitliche Parameter (z. B. Schrittfrequenz) werden vorgegeben und dokumentiert.
- Die Instruktion der Probanden erfolgt in standardisierter Form.

12.4.3 Bewegungsdiagramme, Kraft- und Druckmessungen in der Ganganalyse

■ Bewegungsdiagramme und kinetische Berechnungen

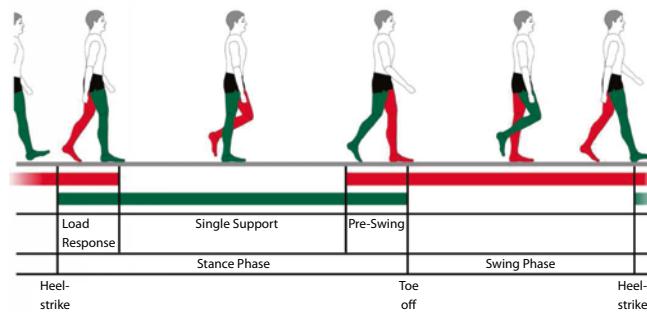
Kinematische Analysen reduzieren den menschlichen Körper auf ein System von Hebeln und Drehpunkten und stellen deren zeitlich-räumliche Positionsänderung dar. Aus dem reduzierten Modell können Gelenkausschläge und Gelenkkräfte berechnet werden. Biomechanische Bewegungsanalyseprogramme können so aus den kinemati-

schen Daten, den gegebenen Größen wie Körpergewicht, Hebellängen und zeitlichen Parametern innere und äußere Gelenkkräfte berechnen. Somit werden den auch in der einfachen Analyse mit Videoaufnahmen erstellten Aussagen über Gelenkbelastungen objektive Werte zur Seite gestellt. Der Therapeut kann seine aus der Beobachtung erstellten Hypothesen überprüfen.

Die technisch unterstützte Gangforschung hat Normwerte für die kinematische Darstellung menschlicher Gehbewegungen erstellt und beschrieben (Perry 1992; Inman et al. 1981; Spaggi-Ganert u. Suppe 2007; Götz-Neumann 2011; Levine 2012). Somit gibt es Raster und Bezugswerte, auf die sich der beobachtende Therapeut beziehen kann und über welche Abweichungen von der definierten Norm erkannt und dokumentiert werden können (Abb. 12.5).

■ Kraftmessplattformen

Kraftmessplattformen sind variabel oder fest im Boden eingelegte Plattformen, die mit entsprechenden piezoelektrischen Sensoren und/oder Dehnstreifen die Bodenreaktionskräfte während der Standbeinphasen des Ganges messen. Einkomponentenmessplattformen messen die vertikale Kraftkomponente. Mehrkomponentenmessplatten können die Kraftkomponenten in allen 3 Bewegungsebenen darstellen (vertikale Kraftkomponente, Komponente in Gangrichtung und quer zur Gangrichtung) (Brinckmann et al. 2012; Richards 2008) (Abb. 12.6).



Parameter

Fußrotation, grad	Links Rechts	9.4±1.4 13.0±0.7		60 60
Schrittweite, cm		4±2		100
Schrittänge (Step length), cm	Links	78±1		130
	Rechts	78±2		130
Schrittzeit (Step time), sek	Links	0.46±0.01		3
	Rechts	0.45±0.01		3
Standphase (Stance phase), %	Links	58.5±0.9		100
	Rechts	59.6±1.0		100
Stoßdämpfungsphase (Load response), %	Links	8.7±0.9		100
	Rechts	9.6±0.8		100
Mittlere Standphase (Single support), %	Links	40.0±1.4		100
	Rechts	41.3±0.6		100
Abstoßphase (Pre-swing), %	Links	9.6±0.8		100
	Rechts	8.7±0.8		100
Schwungphase (Swing phase), %	Links	41.5±0.9		100
	Rechts	40.4±1.0		100
Doppelstandphase (Double support), %		18.4±1.5		100
Doppelschrittänge (Stride length), cm		155±2		200
Doppelschrittzeit (Stride time), sek		0.91±0.02		3
Kadenz (Cadence), Schr./Min		66±1		100
Geschwindigkeit (Velocity), km/h		6.13±0.12		10
Var. der Geschwindigkeit (Variability of velocity), %		2		100

Kommentar zum Patient

Kommentar zur Messung

Abb. 12.5 Report einer Bewegungsanalyse aus dem Labor (System Zebris) in Anlehnung an die Gangphasen nach Perry 1992

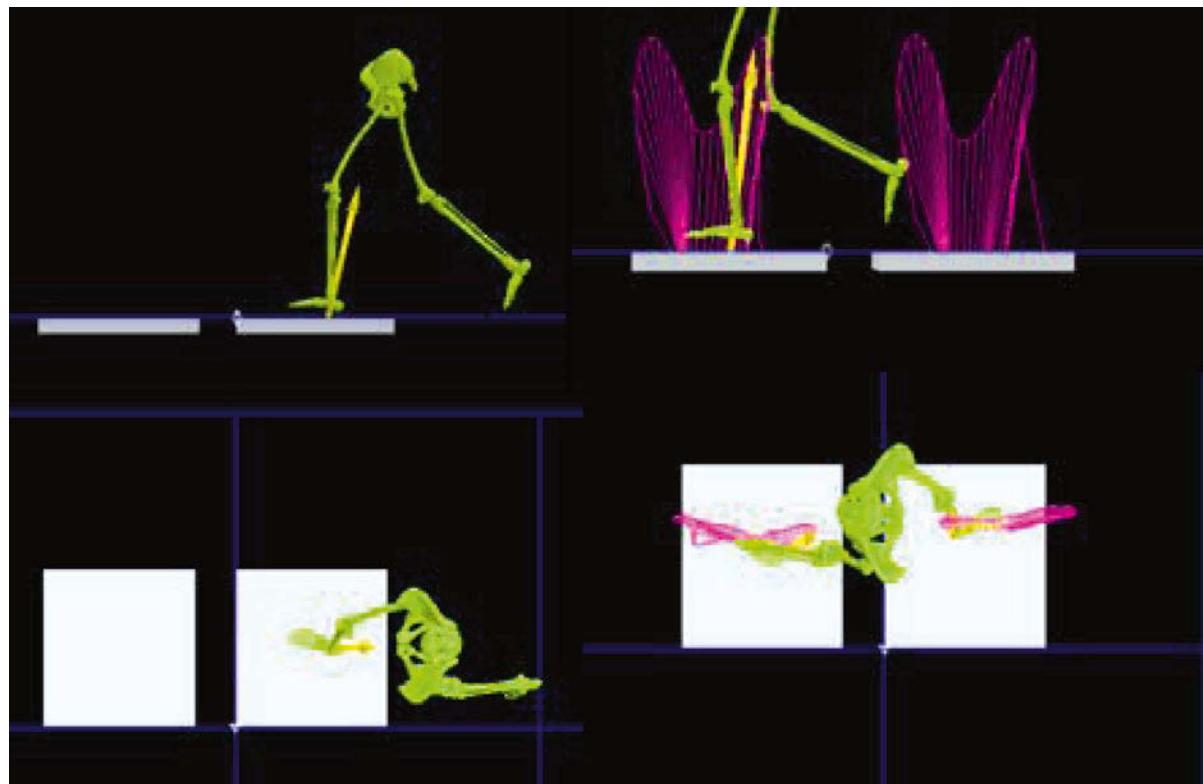


Abb. 12.6 Darstellung der Bodenreaktionskräfte (System Vicon, Messsystem Kistler; Ganglabor Rehabilitationszentrum Theresienhof)

12 ■ Druckmessungen

Druck beschreibt im Detail, wie eine Kraft von einem Körper durch eine Grenzfläche auf einen anderen Körper übertragen wird (Brinckmann et al. 2012).

Druckverteilungsmessplattformen messen über Drucksensoren (2 Sensoren/cm² und mehr). Mit diesen Plattformen sind sowohl örtliche als auch zeitliche Verläufe des Drucks messbar. Bei Kenntnis der Fläche der belasteten Drucksensoren kann auf die Bodenreaktionskräfte geschlossen werden, jedoch ist eine Differenzierung in die einzelnen Kraftvektoranteile bei diesen Plattformen nicht möglich (Abb. 12.7).

Die genannten Messarten können ergänzend zu Beobachtungen mit freiem Auge verwendet werden und zu mehreren Beobachtungskriterien wichtige Daten liefern.

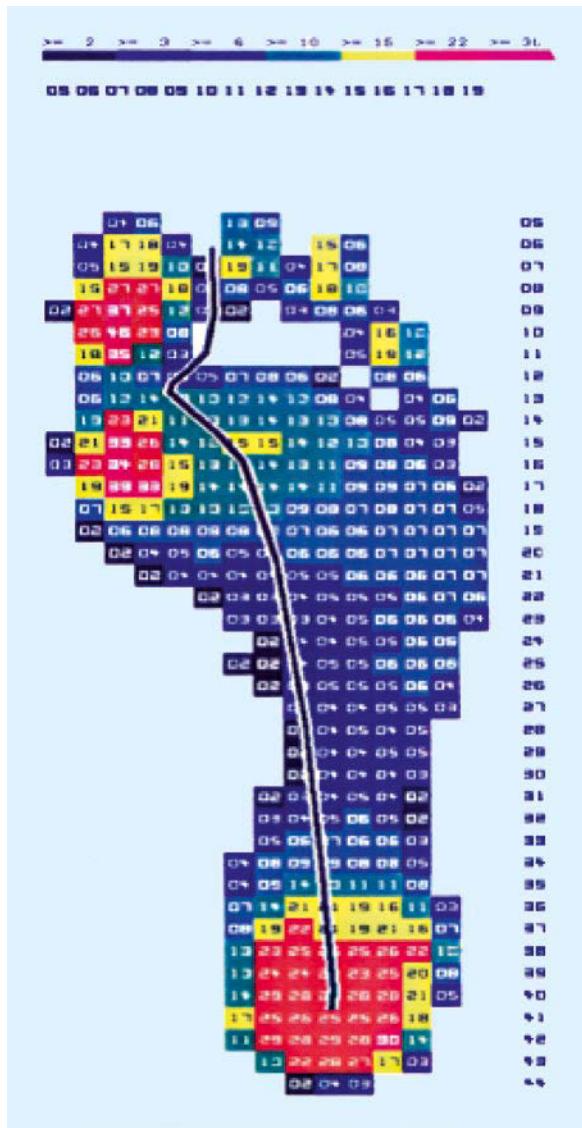
■ Muskellspannungsableitungen (Elektromyographie, EMG)

Für Oberflächen-EMG-Ableitungen werden Elektroden an relevanten Muskeln aufgeklebt. Diese werden über Kabel oder kabellos über Bluetooth mit einem Messgerät verbunden und zeichnen Spannungsänderungen über der Muskulatur auf.

EMG-Ableitungen können unterschiedliche Informationen geben:

- Intensität der Muskelspannung in Prozent zur MVC („maximum voluntary contraction“). d. h., die durch Widerstand ermittelte einmalige maximale Anspannungsfähigkeit eines Muskels, die als Referenzwert erhoben wird, um die Anspannungswerte in der Bewegung in Prozent dazu zu berechnen,
- Objektiver Spannungswert in μV (Mikrovolt),
- Rekrutierungsreihenfolge von Muskeln innerhalb einer weiterlaufenden Bewegung oder einer komplexen dynamischen Stabilisationsaufgabe,
- Ermüdung von Muskelgruppen (Frequenzierung).

Für die ergänzende Analyse von gangtypischen Bewegungen sind v. a. die Rekrutierungsreihenfolge sowie die relative Intensität der Muskelspannung interessant. Vor allem erstere Ableitung wird derzeit intensiv erforscht, da abweichende Bewegungsformen mit Änderungen der muskulären Aktivierungsreihenfolge einhergehen. Somit kann ein Rückschluss auf die Planungsstörung für die Bewegung im Rahmen einer motorischen Leistung gezogen werden.



■ Abb. 12.7 Druckmessungen aus dem Ganglabor. Die Farbe gibt Auskunft über die Höhe des Drucks an der Kontaktstelle Fuß-Boden (rot hoher Druck, hellblau wenig Druck)

12.5 Patientenbeispiel

Im Folgenden wird anhand eines Patientenbeispiels der analytische Prozess der Ganganalyse nach FBL Functional Kinetics dargestellt. Die Möglichkeiten des Einsatzes instrumenteller Bewegungsanalyse und von Feedbackmethoden werden aufgezeigt, und ihre Bedeutung für die Therapie wird diskutiert. Die Darstellung der Analyse konzentriert sich auf relevante Bereiche der Ganganalyse nach FBL Functional Kinetics.

12.5.1 Patientendaten und Zuweisungsdiagnose

Patientin: Frau P.P., geb. 1958

Beruf: Hochschuldozentin

Sport: allgemeines Krafttraining 1- bis 2-mal/Woche, Joggen 1- bis 2-mal/Woche, Wandern, Spazieren mit Hund

Sonstige Hobbies: Klavierspielen, Singen

Zuweisungsdiagnose: unspezifischer Kniestich rechts, lateral über Femurkondylen („runner's knee“), ausgelöst durch Laufen länger als 60 Minuten. Schmerz über ISG rechts, ausgelöst durch Stehen länger als 3 Stunden und selten durch Bergablaufen.

12.5.2 Ergebnisse der physiotherapeutischen Untersuchung

■ Abbildung 12.8 zeigt das Assessment nach FBL Functional Kinetics und die sich daraus ergebenden Normabweichungen.

Die detaillierten Ergebnisse der einzelnen Funktionsebenen werden im Folgenden dargestellt, ► Abschn. 12.5.2 zeigt die Resultate der instrumentellen Dokumentation.

■ Struktur (■ Abb. 12.8)

Auf struktureller Ebene zeigen sich ein + Crus varum und eine + Tibiationstorsionrechts beidseits, eine Beckenskoliose und skoliotische Anlage der Wirbelsäule, eine Festigkeit des Tractus iliotibialis rechts, eine schmerzhafte Bewegungseinschränkung am Hüftgelenk in Abduktion (am aktiven Bewegungsende schmerhaft „wie ein Krampf“).

Bestätigende Tests und Untersuchungen:

- Untersuchung der unbelasteten Beinachsen,
- Konstitution,
- Statik von vorne/hinten,
- Beweglichkeit passiv/aktiv,
- Palpatorische Untersuchung der faszialen Strukturen.

■ Funktion

Funktionell ergibt sich eine verzögerte Ansteuerung der abduktorischen Stabilisationsmuskulatur bei Einbeinbelastung und Bückbewegungen. Der varische Unterschenkel bedingt bei Standbeinbelastungen eine Anpassung des Rückfußes in Eversionsstellung (rechts stärker als links). Dies verhindert den Aufbau einer ökonomischen myofaszialen Stützung des Fußes (pronatorische Verschraubung).

Weiter zeigen sich eine Schwäche des M. glutaeus medius bei Außenrotation/Abduktion (Ausweichmechanismus: im Hüftgelenk rechts weicht die Patientin bei Abduktion in eine Flexionsbewegung aus), eine hohe Festigkeit

Standardisiertes Assessment zur Durchführung einer Ganganalyse nach FBL Functional Kinetics										
Name des Patienten: Frau P.P.										
Datum: 06_2013										
Schritt-frequenz	X	110 - 120	Belastungs-zeit	X	symmetrisch	akustische Auffälligkeiten: + Fersenaufprall rechts > links				
		<input type="checkbox"/> < 110		<input type="checkbox"/> asymmetrisch						
		<input type="checkbox"/> > 120								
Bemer-kungen:										
Instruktion: „Stellen Sie sich dieses Tempo vor und gehen Sie auf der Stelle.“ „An der Wand gegenüber hängt ein kleines Bild. In Ihnen entsteht der Wunsch, es genauer zu betrachten. Wenn Sie diese Zielsehnsucht aufgebaut haben, gehen Sie dahin.“										
Beurteilung des Gehens von hinten und von vorn										
Spur-breite			Abrollweg		Becken		Brustkorb			
	X	- Spurbreite		X	+ Divergenz rechts	X	+ Absinken re>li	Rotation	X	Norm/ gering
						<input type="checkbox"/>	+ Anheben	Translation	X	nach links
Arme	X	Norm/ akzentuiert links	X	+ Eversion						
			Beinachsen					Lateral- flexion		
			X	Medialrotation Femur- kondylen re>li						
Schulter-gürtel	X	Norm								

Abb. 12.8 Assessment Frau P.P.

Beurteilung des Gehens von der Seite							
Vorwärts-transport			Becken-Bein-Bewegungen				
	x	aktive Schritte	Standbein		Spielbein	x	geradlinig bedingt durch Crus varum - Spurbreite
			Fuß				
Körper-längs-achse	x	vertikal		x	späte Fersenablösung re>li		
Schritt-länge	x	symmetrisch	Knie				
				x	+ Flexion in initial contact - midstance		
			Hüfte				
				x	TP überholt Knie nicht		
Arme	x	symmetrisch					
			Becken				
Bemerkungen: skoliootische Anlage der Wirbelsäule mit Beckenskoliose.							
Interpretation der Untersuchungsergebnisse: Strukturell bedingte Asymmetrie der Beinachsen in Statik und dynamischer Belastung. Hoher Hinweis auf laterale Überlastung im Kniegenksbereich rechts, bedingt durch den varischen Belastungsreiz im Kniebereich und den adduktorischen Belastungsreiz im Hüftgelenk rechts in der Standbeinphase.							

Abb. 12.8 (Fortsetzung) Assessment Frau P. P.

und Ventralisierung des Tractus iliotibialis rechts, eine Medialrotation der Femurkondylenquerachse bei Belastung im Einbeinstand rechts und eine eingeschränkte Rotation des Brustkorbs nach links.

Bestätigende Tests und Untersuchungen:

- Tests der Gelenkmobilität und Muskelfunktionen,
- Fasziale Spannungs- und Mobilitätstests,
- Analyse der Statik bei wechselnder Beinbelastung.

Aktivität

Die funktionellen und strukturellen Defizite führen zu einer unökonomische Ausführung der Aktivitäten Stehen und Gehen. Die statische und dynamische Stützfunktion rechts ist sowohl im Niveau Fuß-Boden als auch Knie-Hüfte nicht gegeben. Jetzt führt die Fehlbelastung zu medialen Schubbelastungen im Sprunggelenk und Mittelfuß (Abb. 12.10). Die COP-Diagramme lassen den Verlauf des Massenschwerpunkts in Bezug auf die Standbein-

phasen erkennen. Die Verlaufskurve der vertikalen Bodenreaktionskräfte stellt die relative Druckbelastung und Stoßbelastung in den Standbeinphasen dar. Die Divergenz der funktionellen Fußlängsachse rechts wird deutlich sichtbar. Die relativ erhöhte Stoßbelastung links ist reaktiv auf den verzögerten Vorwärtstransport des Körperabschnitts Brustkorbs in die Fortbewegungsrichtung. Dies resultiert in einer vermehrten Beschleunigung des linken Spielbeins und erhöhtem Fersenaufprall links.

Im rechten Kniegelenk erfolgt einerseits eine erhöhte Zugbelastung lateral, ausgelöst durch die Varusstellung der Tibia, weiter auch eine medial-rotatorische Schubbelastung im rechten Knie, v. a. in der initialen und mittleren Standbeinphase rechts (Abb. 12.11). Die relativ vermehrte Außenrotation im Kniegelenk während der Standbeinphase zeigt sich beidseits. Diese ist in Zusammenhang mit der relativen + Medialrotation der Femurkondylen zu verstehen.

Aus der fehlenden reaktiv widerlagernden Verschraubung des Fußes resultiert eine verzögerte Fersenablösung, und somit wird die ökonomische Abrollbewegung des Fußes verhindert und der Vorwärtstransport der Körpermasse verzögert (► Abb. 12.12, ► Abb. 12.13). Die Verlaufskurve der Drucklinie in ► Abb. 12.12 zeigt die relative Verlagerung des COP in der Zeit (je enger die Einzelpunkte, desto langsamer die Vorwärtsverlagerung). Auch die relativen Unterschiede im Vorwärtstransport des COP zwischen rechtem und linkem Standbein werden deutlich. Die Aufzeichnungen aus dem Bewegungslabor in ► Abb. 12.13a bestätigen das Ergebnis der freien Beobachtung, und auch das Ergebnis der kinematischen Darstellung in ► Abb. 12.13b stimmt mit der Beobachtung der + Divergenz reaktiv auf die + Tibiatorsion überein.

Der Verlust an dynamischer Stützfunktion in der Standbeinphase auf rechts zeigt sich auch in einem hohen Fersenaufprall rechts und in einer adduktorischen Drehpunktverschiebung sowie Adduktion des Beckens im Hüftgelenk rechts. Das Becken wird auf der Spielbeinseite links nicht in das physiologische Überholmanöver der Standbeinseite gebracht. Das Absenken des Beckens im Sinne einer Adduktion am Standbeinhüftgelenk führt zu lateral-flexorischen Bewegungen in der Lendenwirbelsäule und zu Scherbelastungen im Iliosakralgelenk. Die Actio am Körperabschnitt Brustkorb geht verloren. Die Armbewegung links nach vorne wird beschleunigt (► Abb. 12.14a–c). Die dynamischen Aufnahmen zeigen dass die Primärbewegung nicht aus dem Brustkorb kommt. Zudem sind die verzögerte Fersenablösung im rechten Standbein sowie die daraus resultierende Beschleunigung des Spielbeines und des Spielarmes zu erkennen. ► Abb. 12.14b macht deutlich, dass das Becken während der Spielbeinphase links adduktisch im Standbeinhüftgelenk eingestellt ist. Die dynamische Aufnahme in ► Abb. 12.14c zeigt die verzögerte Fersenablösung, die Medialrotation der Femurkondylen und die Adduktionsstellung des Beckens im Standbeinhüftgelenk rechts. Darüber hinaus wird die fehlende Einordnung des KA Brustkorbs in die KLA offensichtlich.

Eine willentliche Beibehaltung der Actio kann nur mit hoher Konzentration erfolgen. Die Hinkmechanismen verändern sich nicht deutlich unter der korrigierten Actio. Derzeit ist eine normale Schrittfolge von 120 Schritten/Minute gegeben.

Bestätigende Tests und Untersuchungen:

- Standardisiertes Gangassessment nach den Beobachtungskriterien der FBL Functional Kinetics (► Kap. 11),
- Ressourcenorientiertes Testen – Instruktion von potenziell korrigierenden Impulsen (Schrittfolge, Primäraktivität am Körperabschnitt Brustkorb, Ziel-sehnsucht).

■ Partizipation

Das in der Laborsituation demonstrierte Gangmuster wird in den alltagstypischen Gangsituationen reproduziert und erscheint auch beim Laufen und Treppensteigen.

Bestätigende Tests und Untersuchungen (► Abb. 12.15):

- Individualtypisches Gangassessment,
- Ressourcenorientiertes Testen unter Verwendung der Beobachtungskriterien der FBL – Gehen auf Waldböden, Treppensteigen, Laufen.

Die Bildfolge aus ► Abb. 12.15 zeigt, dass in der Standbeinphase im Laufen rechts alle abweichenden Parameter des Gehens sichtbar werden: die Medialisierung der Femurkondylen in der initialen Druckübernahme, die hohe Flexionskomponente in Knie und Hüftgelenken sowie die adduktoreiche Verankerung des Beckens am Standbein.

12.5.3 Dokumentation

■ Struktur

Dokumentation: Foto von vorne/hinten, Beinachsen unbelastet

■ Funktion

Dokumentation: Foto, Video, EMG

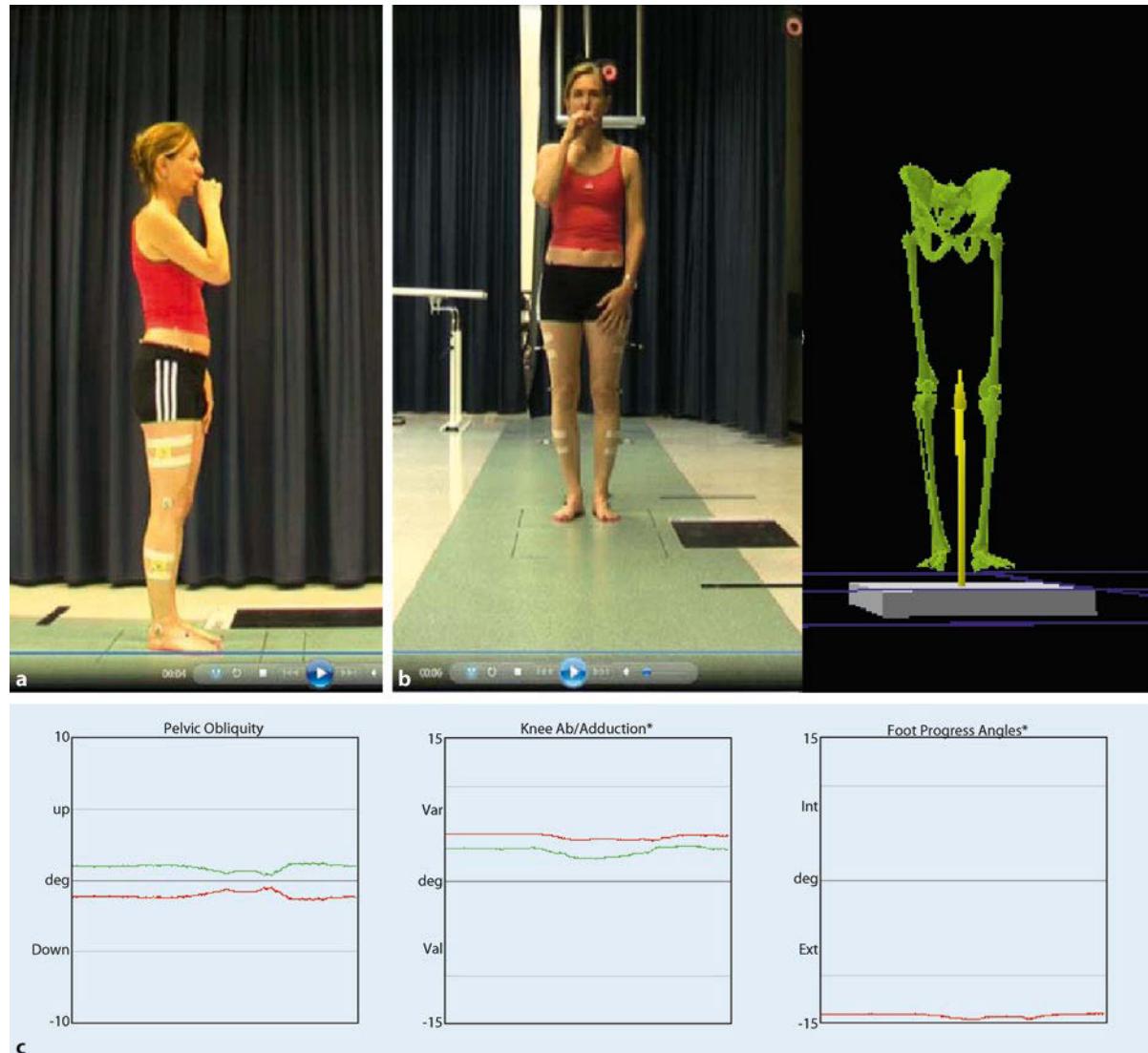
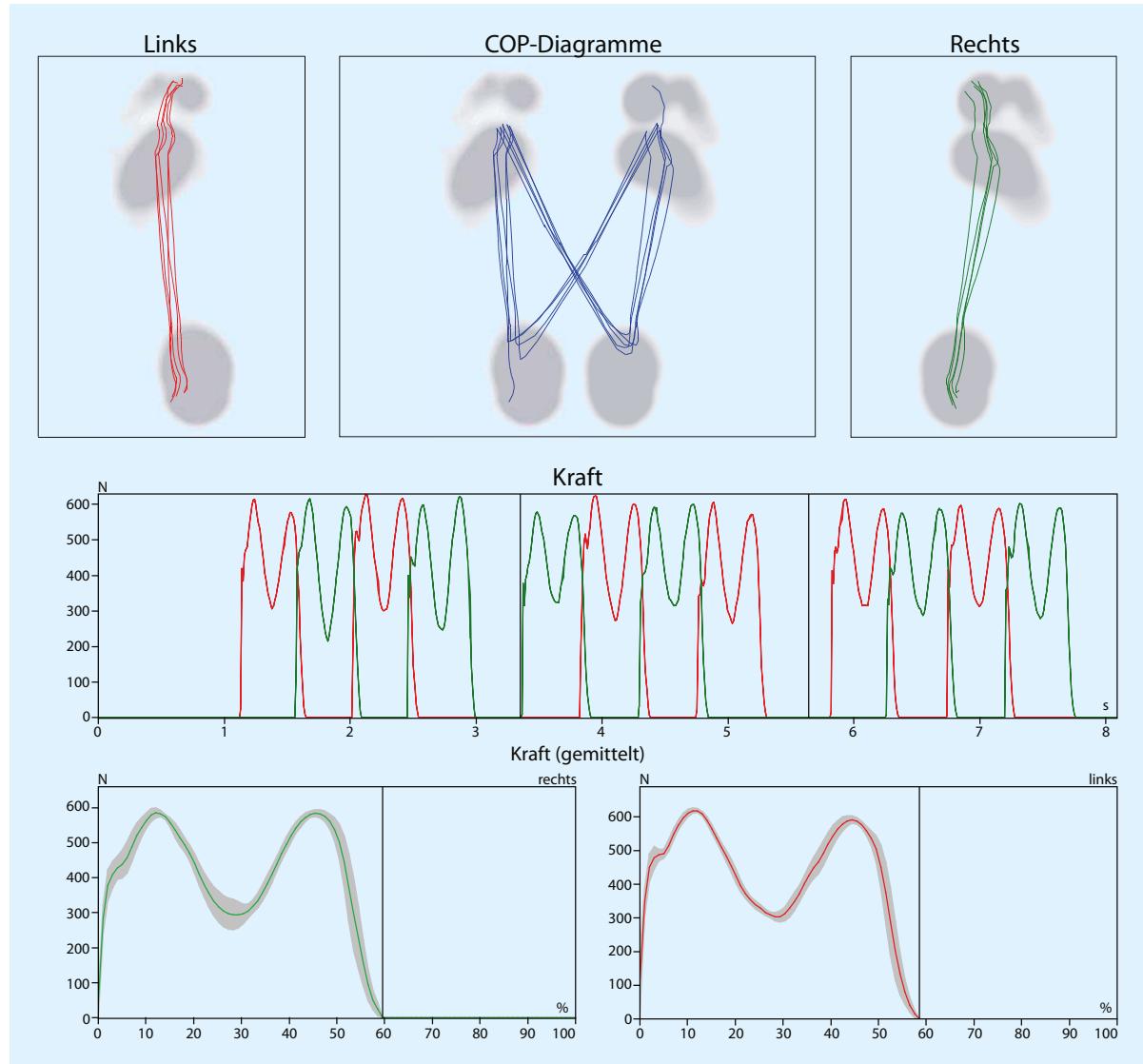


Abb. 12.9a-c Funktionelle Abweichungen: Analyse der Statik von der Seite und von vorne. a Beinachsen von der Seite, b statische Aufnahmen von vorne: Bewegungslabor (System Vicon) c kinematische Analyse, statische Aufnahmen von vorne: Bewegungslabor (System Vicon); Darstellung des Beckenschiefstands, des Knie-Varus und der Divergenz der Fußlängssachse im Stand

■ Aktivität

Dokumentation: Fotoserien, Video, Druckmessungen Fuß,
„center of pressure“ (COP)–Bodenreaktionskräfte



■ Abb. 12.10 Verlauf des COP an der Kontaktstelle Fuß- Boden und Druckverlaufskurve während der Standbeinphase

12.5 • Patientenbeispiel

Abb. 12.11 Rotationsstellung im Knie; kinematische Analyse Kniegelenk rechts (System Vicon)

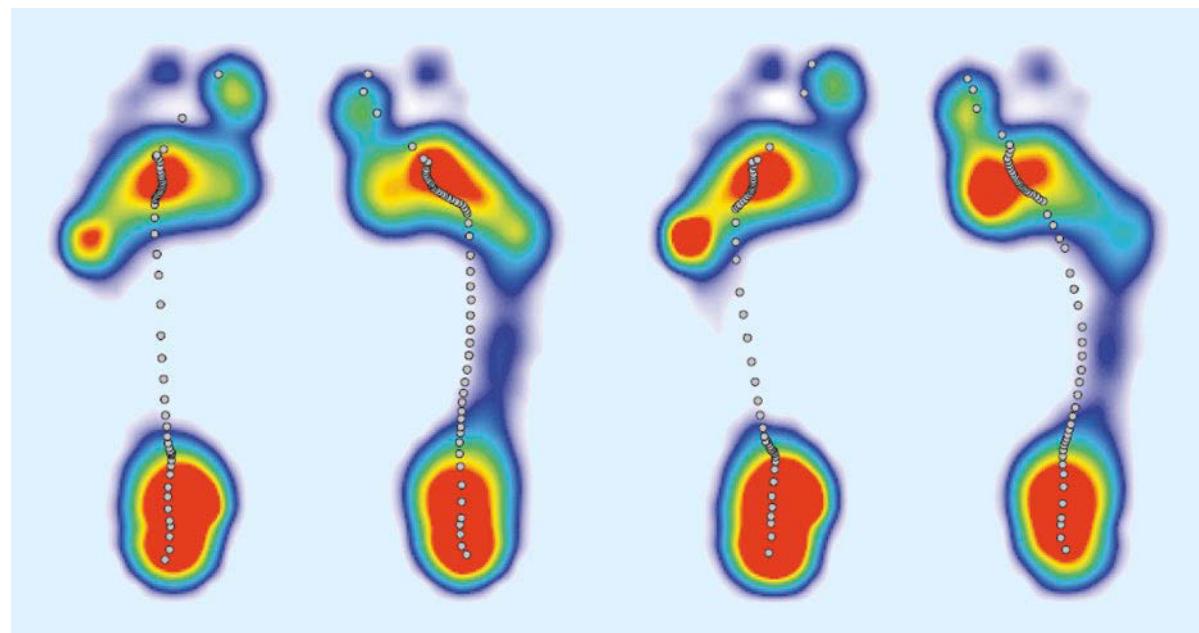
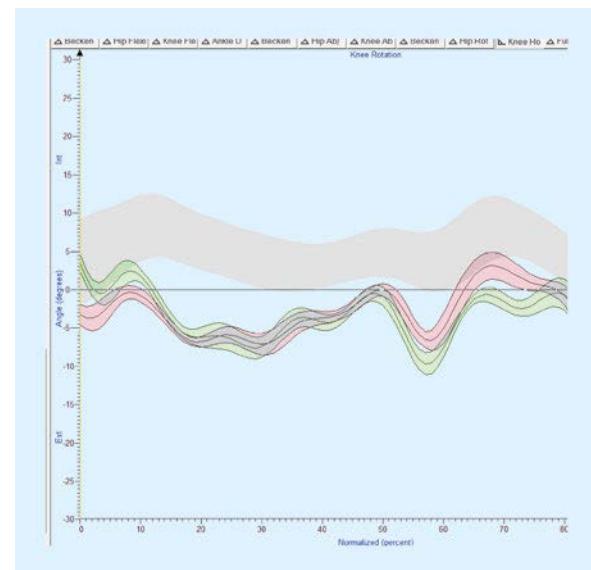
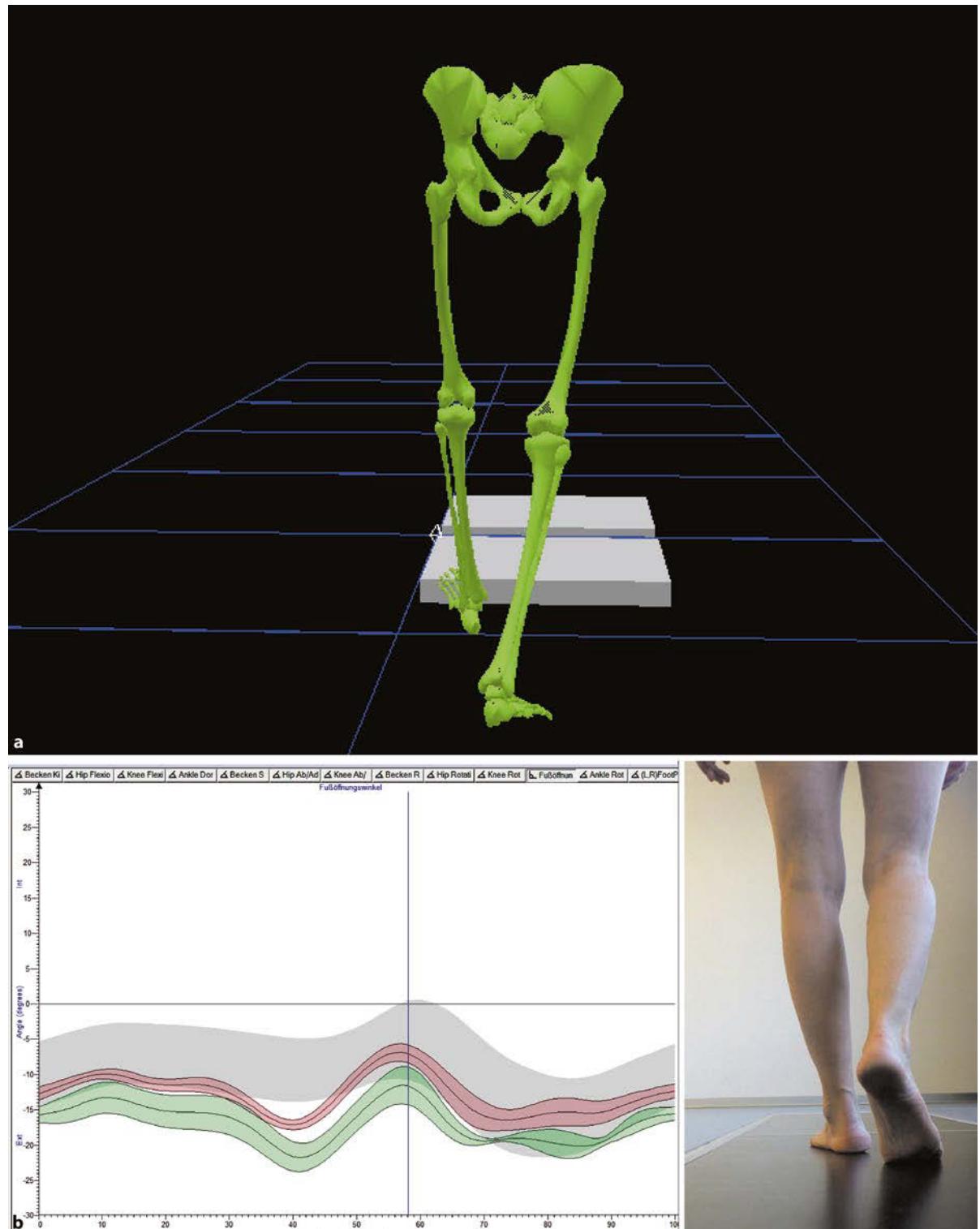


Abb. 12.12 Verlauf des COP am Fuß und Druckkurven Fuß. Verlaufsdarstellung der maximalen Drucklinie (links) und der Druckverteilung (blau sehr geringer Druck, rot hoher Druck)



■ Abb. 12.13a,b a Darstellung der verzögerten Fersenablösung rechts und der Eversionsstellung im unteren Sprunggelenk, b Fußöffnungswinkel in der kinematischen Darstellung: Das rechte Bein (grüne Kurve) zeigt eine deutliche Abweichung des „Fußöffnungswinkels“ (Divergenz) nach external

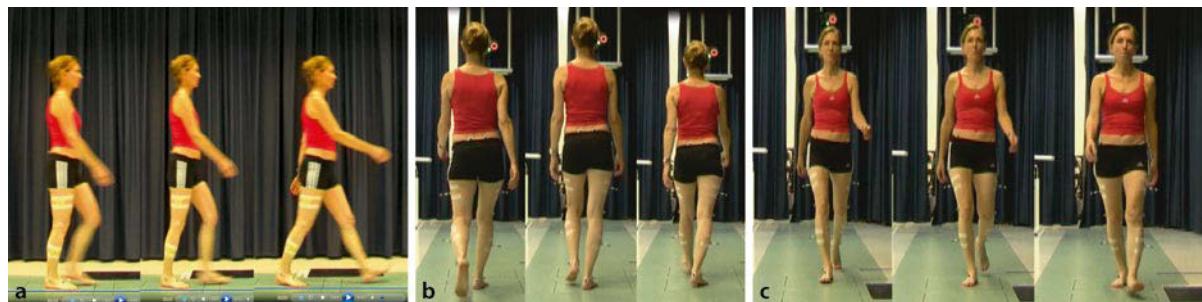


Abb. 12.14a–c Bildfolge Gehen aus dem Ganglabor **a** von vorne, **b** von hinten und **c** von der Seite

■ Partizipation

Dokumentation: Videoanalyse

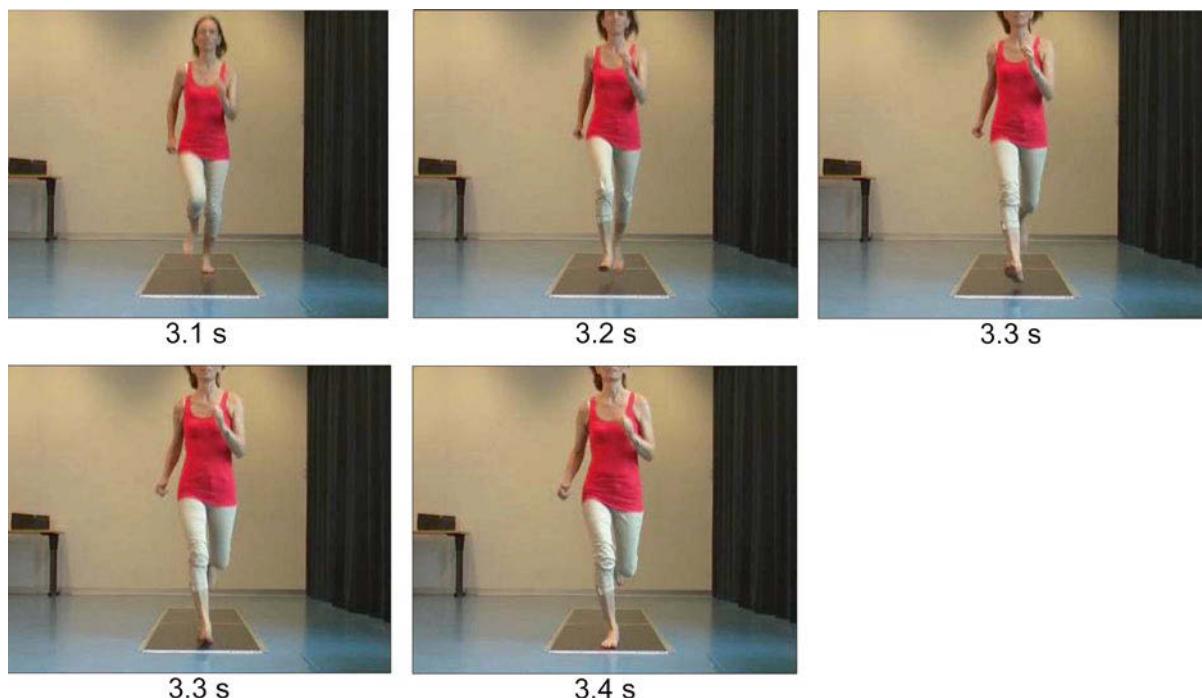


Abb. 12.15 Bewegungsmuster Laufen

12.5.4 Instrumentell unterstützte Analyse

Aus den vorigen Untersuchungen kann nun das **funktio-nelle Problem** formuliert werden:

Die strukturellen Normabweichungen an der knöcher-nen Beinachse rechts (Crus varum, Tibiitorsion) führen zu einem Verlust an Ökonomie in der statischen und dy-namischen Stützfunktion des rechten Beines. Die daraus resultierenden Belastungen der Kniegelenksumgebenden Strukturen können den vermehrten Zug auf die lateral im Tractus iliotibialis laufenden Strukturen und damit den schmerzauslösenden Mechanismus am Kniegelenk rechts erklären. Zudem zeigt sich in der initialen Standbeinphase

auf rechts ein adduktorischer Stabilisationsmechanismus im Hüftgelenk. Dies führt zu einer abscherenden Belastung im Iliosakralgelenk rechts und unterhält die Schmerzpro-blematik in diesem Bereich. Jetzt ist dieses Gangmuster automatisiert und tritt unabhängig von Varianten des Ge-hens auf. Es zeigt sich eine Tendenz der Normalisierung bei Korrektur der Actio und Aufbau einer Zielsehnsucht in der initialen Gangphase.

Die mit freiem Auge beobachteten Daten werden durch instrumentelle Datendokumente ergänzt. Somit werden auch qualitative Bewegungsmerkmale objektiviert erfasst, und der Behandlungsverlauf kann nachvollziehbar doku-mentiert werden.

12.5.5 Planung der physiotherapeutischen Intervention

Die strukturelle Problematik erfordert eine entsprechende orthopädische Schuhanpassung, um die zwingende Eversionsstellung zu reduzieren und so einen physiologischen Erstkontakt im initialen Fersenbereich zu gewährleisten.

Die Defizite auf funktioneller Ebene können durch Techniken wie widerlagernde Mobilisation und mobilisierende Massage im Bereich Hüftgelenk in Abduktion und Außenrotation behandelt werden. Die Rekrutierung der Hüftabduktoren in der Funktion statische und dynamische Beinachsenbelastung wird durch entsprechende Übungen wie den Eckensteher (► Abschn. 2.2.2, ► Abschn. 8.4.4), Pinguin (► Abschn. 7.3.7), Federball (► Abschn. 8.4.7) oder Start (► Abschn. 2.2.1) geschult. Diese Übungen können durch die Verwendung von Video und/oder EMG als Feedback ergänzt werden.

Für die Behandlung des lateralen Faszienbereichs bieten sich zudem Techniken aus der FBL Functional Kinetics sowie auch andere Faszientechniken an.

Die dynamische Stabilisation der Wirbelsäule vor allem in der frontalen Ebene kann durch hubfreie Mobilisation und gesteigert durch entsprechende therapeutische Übungen trainiert werden. Zudem wird die Fähigkeit geschult, die Rotation auf das Niveau untere Brustwirbelsäule zu konzentrieren und zu mobilisieren.

Auf Aktivitätenebene wird im Rahmen der Gangschulung an der Umsetzung der Actio im Körperabschnitt Brustkorb gearbeitet. Dies wird durch Anregung der Umsetzung in alltagstypische Situationen zur Automatisierung gebracht.

12.6 Zusammenfassung

Die instrumentelle Ganganalyse stellt eine wissenschaftsorientierte Ergänzung der rein subjektiv beobachtenden Bewegungsanalyse dar. Sie kann nicht nur dem Therapeuten zu einer standardisierten und objektiven Therapedokumentation verhelfen, sondern gibt auch sehr schöne Möglichkeiten zum Patientenkontakt. Durch das visualisierte Feedback der bestehenden individuellen Dysfunktionen kann dem Patient zu guter Eigenerkenntnis und in weiterer Form zur eigenkompetenten Mitarbeit in der Therapie verholfen werden. Die Erfahrung hat gezeigt, dass aus dieser Patienteneinsicht nicht nur eine hohe Motivation zur aktiven Mitarbeit in der Therapie, sondern auch Eigenkreativität beim Finden von Bewältigungsstrategien entsteht. Inwieweit dies das erzielte Behandlungsergebnis kurz-, aber vor allem langfristig positiv beeinflusst, ist noch wissenschaftlich zu beweisen.

Literatur

- Bandura A (2001) Social cognitive theory: an agentic perspective. *Annual Review of Psychology* 52:1–26
- Brinckmann P, Frobin W, Leivseth G, Drerup B (2012) Orthopädische Biomechanik, 2. erw. Aufl. Wissenschaftliche Schriften der WWU Münster Reihe V, Bd 2
- Götz-Neumann K (2011) Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie. Thieme, Stuttgart
- Higgs J, Jones MA, Loftus S, Christensen N (2008) Clinical reasoning in the health professions. Elsevier, Amsterdam
- Howe TE, Rochester L, Neil F, Skelton DA, Ballinger C (2011) Exercise for improving balance in older people. *Cochrane Database Syst Rev* 2011 Nov. 9(11): CD004963. doi: 10.1002/14651858.CD004963.pub3
- Inman VT, Ralston HJ, Todd F (1981) Human walking. Williams & Wilkins, Baltimore
- Levine D, Richards J, Whittle MW (2012) Whittle's gait analysis, 5th ed. Churchill Livingstone Elsevier, London
- Meinel K, Schnabel G (2007) Bewegungslehre Sportmotorik. Abriss einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt. Meyer & Meyer, Aachen
- Mulder T (2006) Das adaptive Gehirn. Über Bewegung, Bewusstsein und Verhalten. Thieme, Stuttgart
- Muybridge E (1901) The human figure in motion. Chapman & Hall, London
- Perry J (1992) Gait analysis: normal and pathological function. SLACK, Thorofare NJ
- Richards J (2008) Biomechanics in clinic and research. Churchill Livingstone, Edinburgh
- Rief W, Birnbaumer N (2006) Biofeedback: Grundlagen, Indikationen, Kommunikation, praktisches Vorgehen in der Therapie. Schattauer, Stuttgart
- Schwarzer R (2004) Psychologie des Gesundheitsverhaltens. Hogrefe, Göttingen
- Shumway-Cook A, Woollacott MH (2012) Motor control: translating research into clinical practice. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore
- Spirgi-Gantert, I, Suppé B (Hrsg) (2007) FBL Klein-Vogelbach – Functional Kinetics. Die Grundlagen, 6. Aufl. Springer, Heidelberg
- Suppé B, Bongartz M, Bacha S (2012) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics praktisch angewandt. Becken und Beine untersuchen und behandeln. Springer, Heidelberg
- WHO (2001) International classification of functioning, disability and health: ICF. World Health Organization, Geneva

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 äußereren 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.

➤ 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 Schrittängen 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 Körperlängssachse 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 Sturzfaktoren 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 Gewichtsverschiebungen nehmen zu. Dabei

verschiebt sich der Körperschwerpunkt weiter und länger auf die Standbeinseite.

Bestehen Hinkmechanismen, muss der Therapeut beurteilen, ob ihre Beseitigung das funktionelle Problem des Patienten lösen kann. Die Anwendung der Beobachtungskriterien macht es möglich, die Ursachen der Hinkmechanismen zu analysieren und durch die Kenntnis des pathologischen Befundes des Patienten zu beurteilen, ob und inwieweit das aktuell bestehende Gangbild dem Leitbild des normalen Gangs angeglichen werden kann. Wenn der Patient bei einem irreversiblen Hinkmechanismus den optimalen Hinkmechanismus für sein Handikap gefunden hat, müssen wir ihn weiter bestehen lassen. Die irreversiblen Hinkmechanismen müssen ökonomisch optimal sein.

Die Charakteristika der Gangstörungen sind vielfältig und weisen nicht immer eindeutig auf die Erkrankung hin. So kann ein „unsicherer Gang“ seine Ursache im Bewegungssystem (Gelenke und Muskeln) haben, wie z. B. bei einer Arthrose, Myopathie oder Dystrophie. Auch vestibuläre Ataxien wie bei Hirnstammerkrankungen oder visuelle Ataxien wie z. B. beim grauen Star führen zum unsicheren Gang. Und letztlich ist auch jede ängstliche Gangstörung (oft im Alter) durch Unsicherheit gekennzeichnet. Eine Anamnese und die Inspektion des Gehens können somit wichtige Hinweise auf die beteiligten Systeme geben. Durch Drehbewegungen und schnelleres Tempo verdeutlichen sich die Störungen zumeist.

Zu den allgemeinen Veränderungen beim Hinken gehören laut Murray (1967):

- verringerte Gehgeschwindigkeit,
- verminderte Schrittzahl,
- verlängerte Doppelstandphase,
- verlängerte Standphase des gesunden Beins,
- vermehrte Bewegungen des Rumpfes und des Kopfes,
- verminderte Schrittlänge (bei Extensionshemmung),
- vermehrte Beckenbewegungen,
- verminderte Bewegungsausschläge der Hüft- und Kniegelenke,
- Verlagerung des Oberkörpers auf die Standbeinseite.

Beim einseitigen Hinken ist die Symmetrie gestört, und es ergeben sich Ungleichmäßigkeiten beim Schrittmaß

und/oder Schrittrhythmus. Bei dieser Form des Hinkens erfolgen die Schritte nicht gleichmäßig und regelmäßig, es ergibt sich ein unharmonisches, asymmetrisches Gangbild. Der Bewegungsablauf und die Schrittänge sind nicht mehr symmetrisch, die Gewichtsverteilung ist von der Norm abweichend.

Die allgemeinen Folgen von Gangabweichungen sind:

- reduziertes Sicherheitsgefühl,
- verringerte Gehgeschwindigkeit und Ausdauer,
- erhöhter Energieaufwand und schnelle Erschöpfung.

Je nach Ursachen wird Hinken in verschiedene Formen unterteilt, die in Folgenden beschrieben werden und die oft auch als Mischformen auftreten.

13.1 Schmerzhinken

Das Schmerzhinken dient der Schonung von Strukturen des Standbeins. Durch die nur kurze und vorsichtige Belastung zeigt sich ein asymmetrisches und abgehacktes Gangbild. Mit dem Standbein wird der Schritt schneller ausgeführt, um die Belastungszeit zu verkürzen und um das Bein nur teilweise zu beladen. Das Abrollen über den Fuß ist zumeist gestört. Wenn die Schmerzen ihre Ursache im Hüftgelenk haben, neigt sich der Körper über das Standbein. Damit verringert sich das Drehmoment für die Abduktoren des Standbeinhüftgelenks.

Voraussetzung für eine effektive Therapie sind die exakte Kenntnis über den physiologischen Gangablauf, ein schnelles Erkennen der Abweichungen sowie das Differenzieren zwischen Hauptabweichung und Kompensationsmechanismen.

13.2 Insuffizienzhinken

Beim Insuffizienzhinken besteht eine Schwäche der Hüftgelenkabduktoren durch relative Überlänge (z. B. Trochanterhochstand bei Hüftgelenksluxation) oder auch durch Lähmung (z. B. bei Poliomyelitis), sodass das Becken im Einbeinstand nicht mehr stabilisiert werden kann. Im Einbeinstand senkt sich das Becken adduktatorisch im Standbeinhüftgelenk ab (Trendelenburg-Zeichen). Der Oberkörper bewegt sich im Sinne einer Gleichgewichtsreaktion zur Gegenseite (Duchenne-Hinken). Der Begriff „Entgang“ oder „Watschelgang“ beschreibt den Hinkmechanismus bei beidseitiger Muskelinsuffizienz. Die Gewichtsentlastung

des Hüftgelenks ist beim Duchenne-Hinken größer als beim Trendelenburg-Hinken.

13.3 Gangstörungen bei Morbus Parkinson

Die Parkinson-Krankheit ist die häufigste Erkrankung der Basalganglien mit Bradykinesie, Rigidität und Tremor sowie mit Störungen von Stand und Koordination des Gehens. Diese hypokinetische Gangstörung ist charakterisiert durch eine allgemeine Bewegungsverlangsamung. Der Rumpf ist vorn übergebeugt. Die Arme werden in Ellenbogenflexion gehalten und schwingen nicht mit. Die Bewegungsausschläge sind generell gering. Hüft- und Kniegelenk sind ständig leicht flektiert. Die Füße schleifen häufig über den Boden. Spurbreite und die Einstellung der funktionellen Fußlängsachse ist meist unauffällig. Wenn Hindernisse umgangen werden müssen, werden dazu mehr Schritte benötigt. Die häufigste Form des sog. „Freezing-Phänomens“ ist die Starthemmung. Der Patient trippelt dabei auf der Stelle und die Füße kleben förmlich am Boden.

13.4 Gangstörungen nach Schlaganfall

Die spastische Hemiparese ist durch eine Asymmetrie des Schrittzylkus gekennzeichnet. Das paretische Bein hat die verkürzte Belastungsphase, und der Gang ist breitspurig und verlangsamt. Beim hemiplegischen Gangbild ist das betroffene Bein extendiert, und der Fuß wird flach oder mit der Fußspitze aufgesetzt. Dadurch kommt es zu einer funktionellen Verlängerung des Beins, sodass es während der Spielbeinphase nicht geradlinig nach vorn bewegt werden kann, sondern zirkumduziert werden muss. Häufig schleifen die Zehen über den Boden. Der Arm auf der betroffenen Seite ist flektiert und schwingt beim Gehen nicht mit, sondern wird gehalten.

13.5 Gangstörungen nach Peroneusparese

Bei einer Peroneusparese ist eine aktive Fuß- und Zehenebung nicht oder nur bedingt möglich bzw. können die Dorsalextensoren der Zehen und des oberen Sprunggelenks ein plantarflexorisches Drehmoment, wie es beim Fersenkontakt entsteht, nicht aktiv widerlagern. Bei einer kompletten Lähmung muss das Bein in der Spielbeinphase im Hüft- und Kniegelenk so weit flektiert werden, dass die Fußspitze nicht über den Boden schleift. Der Kontakt des Fußes zu Beginn der Standbeinphase erfolgt demnach auch

nicht mit der Ferse, sondern zuerst mit dem Vorfuß und erst dann mit der Ferse, was als „Steppergang“ bezeichnet wird. Ist die Lähmung nicht so stark ausgeprägt, kann es zwar für den Patienten möglich sein, den Fuß so weit anzuheben, dass in der Spielbeinphase keine Auffälligkeiten zu beobachten sind und auch in der Vorbereitung der Standbeinphase eine gute Dorsalextension gehalten werden kann. Jedoch entsteht im Moment des Fersenkontakte ein hohes plantarflexorisches Drehmoment, das dann von den Dorsalextensoren nicht mehr langsam gebremst wird. Der Vorfuß klatscht dann ungebremst auf den Boden.

13.6 Depressiver Gang

Ein depressiver Gang ist erkennbar an der verringerten vorwärts treibenden Kraft. Daraus resultieren eine geringere Schrittgeschwindigkeit, eine Verkürzung der Schrittänge und eine Verbreiterung der Spur. Daher zeigt auch der Körper deutliche laterale Gewichtsverschiebungen und längere Doppelkontaktphasen. Der Armpendel ist gering ausgeprägt bis nicht vorhanden. Der Körper ist in sich zusammengesunken und wird durch Flexion im Hüft- und Kniegelenk zusätzlich in allen Gangphasen verkleinert. In der Wirbelsäule finden keine Rotationen des Beckens gegen den Brustkorb statt.

Literatur

- Deuschl G, Reichmann H (2006) Gerontoneurologie. Thieme, Stuttgart
- Falk J, Keuch R (Hrsg) (2007) Moderne Pflegeausbildung heute: bildungstheoretische Orientierung und bewährte Praxisbeispiele für den Unterricht. Juventus, Weinheim
- König J (2008) Sturzrisiko: 100 Fehler bei Stürzen im Heim und was Sie dagegen tun können. Schlütersche, Hannover
- Murray MP (1967) Gait as a total pattern of movement. Am J Phys Med 46(1):290–333
- Newmann G, Dovenmuehle RH, Busse EW (1960) Alterations in neurologic status with age. Am Geriatr Soc 8:915–917
- Nutt JG, Marsden CD, Thompson PD (1993) Human walking and higher-level gait disorders, particularly in the elderly. Neurology 43:268–79
- Stolze H, Klebe S, Zechlin C, Baecker C, Friege L, Deutschl G (2004). Falls in frequent neurological diseases – prevalence, risk factors and aetiology. J Neurol 251(1): 79–84
- Stolze H, Vieregger P, Deutschl G (2006) Gangstörungen und Stürze. In: Deutschl G, Reichmann H (Hrsg) Gerontoneurologie. Thieme, Stuttgart
- Wilson RS, Schneider JA, Beckett LA, Evans DA, Bennett DA (2002) Progression of gait disorder and rigidity and risk of death in older persons. Neurology 58:815–9

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 Treppabgehen 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 Schrittänge 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 gefacilitiert, um das Körpergewicht extensorisch in Hüft- und Kniegelenken und plantarflexorisch im oberen Sprunggelenk anzuheben. Gleichzeitig bedeutet das eine Vordehnung 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 Beinachsen erhalten (Abb. 14.1).

Häufig wird die ganze Fußsohle auf die jeweils obere bzw. untere Stufe gestellt. Dadurch fehlen beim Treppensteigen die exzentrische Gewichtsübernahme mit pronatorischer Verschraubung des Vorfußes und die Vorspannung der Plantarfaszie 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 Rutschtendenz nach vorne/unten auf dem belasteten Bein.

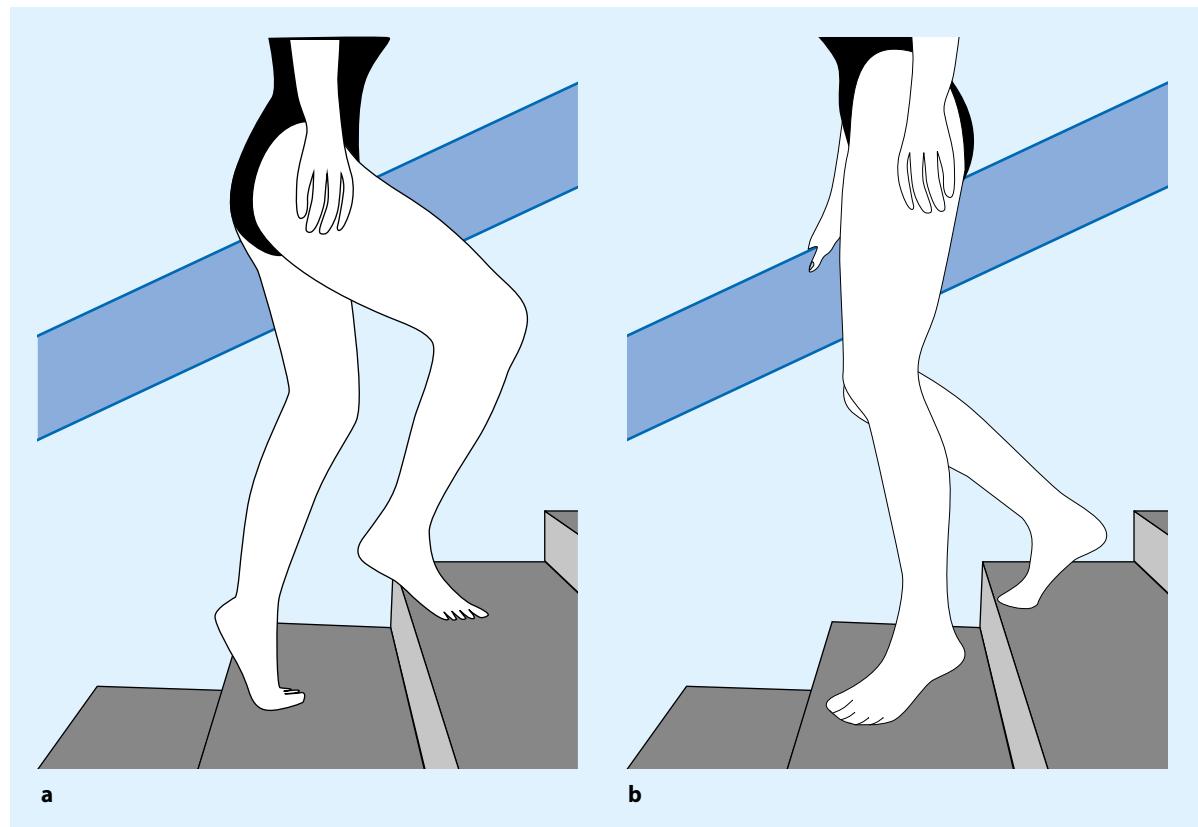


Abb. 14.1a,b Treppauf und treppab gehen. **a** Treppauf gehen, der Vorfuß wird auf die obere Stufe gesetzt, **b** Treppab gehen, der Vorfuß wird auf die untere Stufe gesetzt

- Reduzierte Exensionsfähigkeit der Knie- oder Hüftgelenke bewirkt beim Treppabgehen ein „Fallen“ auf die untere Stufe.

14.1.3 Therapeutische Intervention

Die therapeutische Intervention besteht einerseits aus der Suche nach der bestmöglichen Kompensation, um Treppen überhaupt überwinden zu können. Andererseits wird das Treppensteigen selbst zur therapeutischen Übung. Im Folgenden werden häufige Kompensationen beschrieben.

- Wenn es einen Handlauf gibt, setzt der Patient die Hand auf der Seite des Handlaufes so weit nach vorne, dass er sich an den Arm hängen kann. Durch diese Hängeaktivität kann die Intensität der konzentrischen Aktivität der Extensoren von Knie- und Hüftgelenk reduziert werden.
- Beim Treppabgehen stützt sich der Patient am Handlauf ab.
- Wenn der obere Fuß beim Treppabgehen auf der Stufe so weit nach vorne gestellt wird, dass etwa die Hälfte des Fußes vorne überhängt, kann er mit der Fußmitte oder der Ferse über die Kante abrollen. Weil

- die Ferse dann nicht mehr abhebt, ist weniger Flexion in Knie- und Hüftgelenk nötig.
- Seitliches Treppensteigen erfordert weniger Flexion in Hüft- und Kniegelenken, weil die Ferse des oberen Fußes nicht abhebt und dadurch das Bein funktionell verlängert.
- Die reduzierte Exensionsfähigkeit der Knie- oder Hüftgelenke kann beim Treppaufgehen durch einen vermehrten Abdruck der unteren Plantarflexoren ausgeglichen werden.
- Verminderte Plantarflexionsfähigkeit erfordert den Mittelfußkontakt auf der oberen und unteren Stufe. Dazu ist beim Treppabgehen eine größere Flexionsfähigkeit im oberen Hüft- und Kniegelenk nötig. Beim Treppaufgehen wird dann die Körperlängssachse weiter nach vorne geneigt, um den erhöhten Kraftaufwand für die Extensoren in Hüft- und Kniegelenk zu kompensieren.
- Die verminderte Stabilisations- bzw. Bewegungsfähigkeit des Standbeins kann mit dem Nachstellschritt kompensiert werden. Beim Treppaufgehen wird zuerst das nicht betroffene Bein auf die obere Stufe gestellt und dann das betroffene Bein auf die gleiche Stufe nachgestellt. Treppab geht zuerst das

betroffene Bein, und das nicht betroffene wird nachgestellt.

14.2 Bergauf-/Bergabgehen

Das Gehen auf einer schiefen Ebene ist vergleichbar mit dem Treppensteinen. Allerdings ist der Bewegungsablauf nicht durch die Höhe und Länge einer Normstufe begrenzt und kann so eher an die individuellen Voraussetzungen angepasst werden.

Veränderungen der Parameter des Gehens sind von der Steilheit des Geländes abhängig.

So kommt beim steileren Bergaufgehen der Vorfußgang zum Einsatz mit mehr Vorneigung der Körperlängsachse und entsprechend großer Extension im unteren Hüftgelenk. Beim Bergabgehen wird das Körpergewicht durch exzentrisches Nachlassen der Extensoren von Hüft- und Kniegelenk des unteren Beines abgefangen, das mit dem Mittelfuß aufgesetzt wird. Durch den Kontakt der ganzen Fußsohle mit dem Boden wird die Unterstützungsfläche entsprechend vergrößert und so die Rutschtendenz nach unten vermindert.

14.3 Laufen

Über das Laufen gibt es sehr fundierte Literatur aus Sicht der Läufer bzw. aus Sicht der Trainingslehre (Steffny 2011; Marquardt 2012). Daher geht es im folgenden Abschnitt darum, die Beobachtungskriterien des Gehens aus der FBL Functional Kinetics auf das Laufen anzuwenden und daraus eine funktionelle Laufanalyse zu entwickeln. Zudem werden häufige Abweichungen und therapeutische Interventionen nach FBL-Gesichtspunkten beschrieben.

14.3.1 Bewegungsablauf

Im Gegensatz zum Gehen ist Laufen durch eine Flugphase gekennzeichnet, in der beide Beine ohne Kontakt zum Untergrund sind. Die Laufbewegung lässt sich am ehesten als eine Aneinanderreichung von funktionellen Einbeinständen mit einem Stand- und Spielbeinverhältnis von 1 : 1 beschreiben. Zudem gibt es einen deutlichen Unterschied zwischen Laufen (im Sinne von Dauerlauf oder Joggen) und Sprint bezüglich des Tempos. Im Folgenden werden die **8 Beobachtungskriterien des Gehens** (► Abschn. 1.2) auf die Analyse des Laufens angewandt.

- **Vorwärtstransport des Körpers und Körperlängsachse**

Die Körperlängsachse steht beim Laufen vertikal (Lieberman 2012) oder bis zu 3° nach vorne geneigt (Marquardt

2012). Dadurch bewegt sich der Körperschwerpunkt vor die Unterstützungsfläche und löst reaktive Schritte aus. Zudem ermöglicht die Fähigkeit, die Körperlängsachse vertikal einzustellen, sowohl die volle Extension des Standbeinhüftgelenkes als auch die volle Flexion des Spielbeinhüftgelenkes. Der frontotransversale Brustkorbdurchmesser bleibt rechtwinklig zur Laufrichtung, der Körperabschnitt Brustkorb ist extensorisch dynamisch stabilisiert, der Körperabschnitt Kopf potentiell beweglich. Die Verbindungsline der SIAS (Spina iliaca anterior superior) bleibt trotz der rotatorischen Bewegung des Beckens in LWS und Hüftgelenken horizontal, dadurch ist die Rotationsbewegung des Beckens ohne Schwerkrafeineinfluss.

❶ **Die Gehbewegungen der Beine treffen das Becken weiterlaufend rotatorisch nach vorne, nicht lateralflexorisch oder flexorisch/extensorisch. Dadurch wird der Weggewinn vergrößert.**

Die verminderte Stabilisationsfähigkeit der Halswirbelsäule zeigt sich häufig in einer Translation des Kopfes nach vorne oder in einer Lateralflexion der Halswirbelsäule.

Das Absinken des Beckens auf der Standbeinseite (Trendelenburg) oder die Translation des Brustkorbs zur Standbeinseite (Duchenne) sind meist auf eine verminderte Stabilisationsfähigkeit der Standbeinabduktoren zurückzuführen (► Kap. 4).

- **Schrittzahl**

Die Laufgeschwindigkeit ergibt sich aus Schrittzahl × Schrittlänge. Ein normaler Läufer hat eine Schrittzahl von ca. 160–170 Schritten pro Minute.

- Joggen: 3,33 m/s, 200 m/min, 12 km/h bei 160 Schritten und einer Schrittlänge von ca. 1,25 m,
- Sprinten: 5 m/s, 300 m/min, 18 km/h bei 160 Schritten und einer Schrittlänge von ca. 1,87 m,
- Weltrekord auf 100 m: ca. 10 m/s, 600 m/min., 36 km/h; das sind bei einer durchschnittlichen Schrittlänge von 2,43 m (Usain Bolt) 245 Schritte/min!! (Götz-Neumann 2003).

- **Spurbreite**

Die Spurbreite beim Laufen entspricht der normalen Gangspur, die medialen Fersen berühren also gerade eben die auf den Boden projizierte Symmetrieebene (► Kap. 5). Das erfordert eine Adduktion/Außenrotation des Beckens im Hüftgelenk im Moment des Fersenkontaktes bzw. eine Adduktion/Innenrotation am Ende der Standbeinphase. Dadurch wird die Körperlängsachse ohne seitliche Bewegungen nach vorne transportiert und der optimale Weggewinn gewährleistet.

■ Schrittänge

Die Schrittänge beim Laufen entspricht dem Abstand hintere Zehenspitze – vordere Auffußstelle am Boden zuzüglich der Länge des Abrollwegs. Für die optimale Schrittänge sollte der Standbeinfuß unabhängig von der Abrolltechnik kurz vor dem Körperschwerpunkt aufsetzen, damit die Vorwärtsbewegung des Körperschwerpunktes in Gang gehalten wird (Steffny 2011). Die Flugphase hat dabei erheblichen Einfluss auf die Schrittänge. Durch eine längere Flugphase nimmt die Schrittänge deutlich zu. Allerdings erfordert die vertikale Komponente eine vermehrte gegen die Schwerkraft gerichtete Muskelaktivität. Kenyon (2013) empfiehlt daher einen Laufstil mit geringer vertikaler Komponente und einer höheren Schrittfrequenz bei kleineren Schritten.

Über die Schrittänge kann neben der Schrittfrequenz die Laufgeschwindigkeit modifiziert werden. Hierbei ist es sinnvoll, den hinteren Teil des Schrittes, also die Abstoßbewegung, zu verlängern, damit der Fuß im Moment des Fersenkontaktes nicht zu weit vor dem Körperschwerpunkt landet. Die Voraussetzung hierfür ist die freie Extensions- und Innenrotationsfähigkeit des Standbeinhüftgelenkes.

Wenn das Spielbein weit nach vorne geschwungen wird, entsteht der Schritt aktiv, weil der kritische Distanzpunkt am Spielbeinfuß liegt, der vor dem Knie und damit deutlich vor dem Körperschwerpunkt landet. Zudem sinkt der Körperschwerpunkt ab, weil das Spielbein durch die Rückneigung beim Fußbodenkontakt relativ kürzer ist. Dabei steht der Unterschenkel nach hinten geneigt, und die Bodenreaktionskraft bremst die Vorwärtsbewegung, setzt sich in die angrenzenden Körperabschnitte fort und muss dort aufgefangen werden. Das führt zu einem erhöhten Aufwand für die Stabilisation der Beinachse und der Wirbelsäule. Der Schritt entsteht reaktiv, wenn der Körperschwerpunkt durch den Abdruck des Standbeins nach vorne beschleunigt wird. Dabei liegt der kritische Distanzpunkt am Fußballen des Standbeinfusses.

■ Beinachsen und Abrollweg

Die dynamische Stabilisation der Beinachse ist sichtbar an folgenden Kriterien:

- Die Flexions-/Extensionsachse von Knie- und Hüftgelenken steht frontotransversal und rechtwinklig zur Laufrichtung.
- Das untere Sprunggelenk steht in In-/Eversionsnullstellung.
- Die funktionelle Fußlängsachse ist nach vorne in Laufrichtung gerichtet.

Auch wenn der Fuß nur über einen Teil abrollt, findet das Abrollen über die funktionelle Fußlängsachse (► Kap. 7) statt.



■ Abb. 14.2 Vorfußlauf

Nach Marquardt (2012) werden **drei Abrolltechniken** unterschieden:

- Vorfußlauf,
- Mittelfußlauf,
- Rückfußlauf.

Keller et al. (1996) konnten nachweisen, dass die Abrolltechnik von der Laufgeschwindigkeit abhängig ist.

■ Vorfußlauf

Der Vorfußlauf (► Abb. 14.2) ist durch die Landung auf dem Fußballen gekennzeichnet. Er wird vor allem bei Sprints und schnellen Läufen ab 6 m/s oder schneller (Keller et al. 1996) oder beim Bergauflaufen eingesetzt.

Das Spielbein wird mit maximaler Flexion im Kniegelenk und annähernd 90° Flexion im Hüftgelenk nach vorne bewegt. Damit sich im Moment des Fuß-Bodenkontaktees der Körperschwerpunkt nicht noch weit hinter der Kontaktstelle Fuß/Boden befindet, schwebt das werdende Standbein lange über der Kontaktstelle Vorfuß/Boden und bereitet sich dabei auf den Bodenkontakt vor (von 90° Hüftflexion bis ca. 20° Hüftflexion bewegt sich das Bein schon als Standbein ohne Fuß-Bodenkontakt).

Im Moment des Vorfuß-Bodenkontaktees steht die Unterschenkellängsachse annähernd vertikal.

Während des Abrollens über den Fußballen und die Zehenspitzen (ohne Fersen-Bodenkontakt) werden die Plantarflexoren so gut vorgedeihnt, dass die Bodenreaktionskraft in die Vorwärtsbewegung des Körpersgewichts übertragen wird. Die Energie der Vordehnung der Plan-



■ Abb. 14.3 Mittelfußlauf



■ Abb. 14.4 Rückfußlauf

tarflexoren/Pronatoren wird dabei zu der der Abdruckaktivität hinzugaddiert. Wenn dabei die Ferse auch nur kurz auf den Boden sinkt, ist das ein Rückwärtsimpuls des Gewichtes, der das reaktive Laufen behindert.

Der Abrollweg ist im Vergleich zum Rückfußlauf fast eine ganze Fußlänge kürzer, was durch eine größere Flexions- bzw. Extensionsfähigkeit in Hüft- und Kniegelenken und damit durch eine längere Flugphase kompensiert werden kann.

Im Vergleich mit den anderen Abrolltechniken ist beim Vorfußlauf die Aktivierung aller Muskeln, die an der dynamischen Stabilisation des Beines und der Körperlängsachse beteiligt sind, bis zu 4-mal höher (Cunningham et al. 2010).

■ ■ Mittelfußlauf

Beim Mittelfußlauf (■ Abb. 14.3) findet die Landung auf der ganzen Fußsohle statt. Er ist ein guter Kompromiss (Lieberman 2012; Steffny 2011), damit der Fuß nah am Körperschwerpunkt landet und die hohe Stoßbelastung beim Fersenkontakt verhindert wird. Der Fuß wird mit der ganzen Fußsohle vor der Ferse und hinter dem Fußballen auf dem Boden aufgesetzt. Dadurch verkürzt sich der Abrollweg um die Länge der Ferse. Der dämpfende und weich abrollende Effekt der exzentrischen Arbeit der Dorsalextensoren (beim Rückfußlauf) bzw. der Plantarflexoren (mit energiespeichernder Vordehnung beim Vorfußlauf) muss dann nicht mehr koordiniert werden. Weil dann der gerichtete Input für die rotatorische Verschraubung der Beinachse fehlt, nimmt der Anspruch an die dynamische

Stabilisation zu. Diese erfolgt dann nicht mehr reaktiv auf den Stabilisationsimpuls, sondern muss aktiv hergestellt werden.

Die beim Mittelfußlauf häufig zu beobachtende sitzende Laufhaltung ist gekennzeichnet durch starke Flexion in Hüft- und Kniegelenk in der mittleren Standbeinphase (Sitzläufer) und hat ihre Ursache in

- verminderter Extensionsfähigkeit des Standbeinhüftgelenkes,
- verminderter Nachlassfähigkeit der ischiokruralen Muskeln in der Spielbeinphase,
- verminderter Koordinationsfähigkeit der Dorsalextensoren beim Fersenkontakt.

Eine häufige Folge dieser Abweichung ist das „Läuferknie“, das mit retropatellaren Schmerzen einhergeht (Marquardt 2012).

■ ■ Rückfußlauf

Beim Rückfußlauf (■ Abb. 14.4) landet der Fuß auf der Ferse wie beim Gehen. Viele Studien sprechen für den Rückfußlauf als den optimalen Abrollweg beim Laufen. Er ist vor allem für längere Strecken und Laufen bis 5 m/s oder langsamer gut geeignet und kommt auch beim Bergabgehen zum Tragen (Lieberman 2012; Steffny 2011). Wie beim Gehen rollt der Fuß über die funktionelle Fußlängsachse ab. Der Abrollweg über den ganzen Fuß stellt dabei einen Weggewinn dar, der dem Vorfußläufer fehlt. Allerdings ist die Stoßbelastung beim Fersenkontakt verglichen mit den anderen Lauftechniken am größten (Marquardt 2012; Ha-

Tab. 14.1 Überblick über die verschiedenen Abrolltechniken

	Rückfußlauf	Mittelfußlauf	Vorfußlauf
Verwendung	Typische Technik für Joggen, Dauerlauf und lange Strecken	Gelegentlicher Kompromiss für Joggen, Dauerlauf und lange Strecken	Typische Technik für Bergauflauf und Sprint
Vorteil	Sehr ökonomisch Hoher Weggewinn durch Abrollweg über die ganze funktionelle Fußlängsachse	Sinnvoll bei verminderter Extensionsfähigkeit in Hüft- und Kniegelenken	Hohe Aktivierung der rotatorischen Verschraubung der Beinachse
Nachteil	Hohe Stoßbelastung beim Fersenkontakt	Geringer Input für die rotatorische Verschraubung der Beinachse Hohe Belastung der extensorischen Strukturen des Kniegelenkes	Geringer Weggewinn durch Abrollweg über den Fußballen, Ausgleich durch längere Flugphase Belastung der Wadenmuskulatur und der Achillessehne

tala et al. 2012). Damit der Impuls der Vorwärtsbewegung des Körperschwerpunktes nicht durch die Bodenreaktionskraft unterbrochen wird, muss der Fuß gut in die Abrollbewegung kommen. Das gelingt, wenn der Unterschenkel nur wenig nach hinten geneigt ist, sich die Kontaktstelle Fuß-Boden kurz vor dem Schwerpunktlot befindet und der Fuß sofort wie eine Kufe abrollt. Diese weiche Abrollbewegung wird durch das exzentrische Nachlassen der Dorsalextensoren im Moment des Fersenkontaktes gewährleistet.

■ Tabelle 14.1 zeigt die 3 Abrolltechniken im Vergleich.

■ Körperabschnitt Becken und Beinachsen

Auch beim Laufen wird der Schritt des Spielbeins durch eine Verlagerung des Körperschwerpunkts nach vorn ausgelöst, die vom Standbein ausgeht (Actio)(► Kap. 8). Aufrecht erhalten wird der deutliche Vorwärtsimpuls durch einen starken Abdruck des Standbeins am Ende der Standbeinphase. Während beim Gehen die Abrollbewegung des Fußes auf dem Boden ohne nennenswerte dorsalextensorische oder plantarflexorische Bewegungen stattfindet, ist die Dynamik des Laufens durch die Abdruckaktivität des Standbeines gekennzeichnet:

- Flexion der Zehengelenke,
- Pronation des Vorfußes,
- Plantarflexion des oberen Sprunggelenkes,
- Extension des Kniegelenkes,
- Extension des Hüftgelenkes.

Die dynamische Stabilisationsfähigkeit der Beinachse gewährleistet dabei den Vorwärtstransport ohne erhebliche vertikale Bewegungsimpulse. Das Spielbein schwingt reaktiv nach vorne und setzt kurz vor dem Körperschwerpunkt auf dem Boden auf.

Eine lange Flugphase ist gekennzeichnet durch einen starken Abdruck am Ende der Standbeinphase und eine relativ hohe vertikale Bewegung, die bei der Landung eine entsprechende Stoßdämpfung erfordert. Diese erfolgt zu-

erst durch das exzentrische Nachgeben in Plantarflexion im Moment des Fersenkontaktes und wird dann weitergeführt durch die ebenfalls exzentrische Flexion des Kniegelenkes, das schon bei Fuß-Bodenkontakt in ca. 5° Flexion steht. Diese Flexion bietet am Ende des Abrollweges eine gute Vordehnung für den extensorischen Abdruck. Dieser ist gekennzeichnet durch ein gutes Timing der Extension im Standbeinhüftgelenk mit der Bewegung des Kniegelenkes aus der Flexion bis in Nullstellung und eine deutliche Plantarflexion und Pronation/Extension der Zehengelenke mit Abdruck in Flexion.

Die weiterlaufende Bewegung des Standbeines im Sinne einer Extension des Beckens in der LWS wird widerlagert durch die starke Flexion des Spielbeines im Hüftgelenk und die hohe Aktivität der unteren Bauchmuskulatur. Das Fehlen dieser Widerlagerung führt zu einer Extension der LWS mit Dorsaltranslation des Brustkorbes und reduziert damit die Gewichtsverlagerung nach vorne.

■ Armbewegungen

Anders als beim Gehen schwingen die Arme beim Laufen mit ca. 90° Flexion in den Ellbogengelenken in der Sagittalebene des Brustkorbs. Die Armbewegungen geschehen reaktiv auf die Bewegungen von Becken und Beinen (► Kap. 9). Voraussetzungen hierfür sind:

- die Fähigkeit zur Parkierfunktion des Körperabschnitts Arme im Stand und
- die extensorische dynamische Stabilisation des Körperabschnitts Brustkorb.

Wenn der Brustkorb den Standarm überholt, bewegt sich dieser deutlich extensorisch im Schultergelenk und flexorisch durch Drehpunktverschiebung im Ellbogengelenk simultan zum Abdruck des Standbeins. Hier liegt im Gegensatz zum Gehen der Hauptteil der Armbewegung.

Der Spielarm bewegt sich simultan zum Spielbein nach vorne mit minimaler Flexion im Schultergelenk und

Verstärkung der Flexion im Ellbogengelenk am Ende des Vorschwungs.

Die Oberarm längsachsen stehen dabei annähernd parallel zu den Oberschenkel längsachsen.

14.3.2 Intervention und therapeutische Übungen

Laufen ist ein reaktives Geschehen, bei dem die annähernd vertikal stehende Körper längsachse durch den Abdruck des Standbeines vom Boden (Actio) so nach vorne transportiert wird, dass das Spielbein reaktiv nach vorne schwingt (Reactio). Der optimale Wegewinn entsteht durch Extension in Hüft- und Kniegelenk, Plantarflexion im oberen Sprunggelenk, Pronation des Vorfußes und Flexion der Zehengelenke. Das Timing dieser Bewegungskette ist dabei so koordiniert, dass der Bewegungsimpuls möglichst nach vorne und wenig nach oben geschieht.

Der Abdruck des Standbeines mit den dazugehörigen weiterlaufenden Bewegungen und Widerlagerungen nimmt daher eine wichtige Stellung bei der therapeutischen Intervention ein. Weil beim Laufen wie beim Gehen die Gewichtsverlagerung der vertikal stehenden Körper längsachse nach vorne eine erhebliche Rolle spielt, liegt bei der therapeutischen Intervention der Schwerpunkt auf folgenden Gesichtspunkten:

- annähernd vertikal stehende Körper längsachse,
- Verlagern der Körper längsachse im Raum,
- Verbesserung der Extensionsfähigkeit der Hüftgelenke,
- Rotation in LWS und Hüftgelenken.

Der Vorfußlauf an sich ist eine gute Interventionsmöglichkeit, weil dabei die dynamische Stabilisation der Beinachsen und der Körper längsachse gefacilitiert wird.

Der Unterschied zwischen Laufen auf dem Laufband und Laufen in der Ebene besteht hauptsächlich in der Auslösung der Gleichgewichtsreaktion. Beim Laufen auf ebener Strecke reagiert das Spielbein auf die Gewichtsverlagerung der Körper längsachse nach vorne, beim Laufen auf dem Laufband reagiert das Spielbein auf die weggezogene Unterstützungsfläche. Daraus resultieren ein Mittelfußkontakt, ein kürzerer Schritt, eine höhere Schritt frequenz und mehr Flexion des Kniegelenkes in der Spielbeinphase ([Marquardt 2012](#)).

Die folgenden therapeutischen Übungen beziehen sich auf das Laufen auf ebener Strecke. Daher liegt der Schwerpunkt auf der Verbesserung der Extensionsfähigkeit des Hüftgelenkes, wenn möglich mit vertikal eingestellter Körper längsachse.

■ **Widerlagernde Mobilisation des Hüftgelenkes im Stand (Abb. 14.5)**

In der Ausgangsstellung ist der Patient mit dem Rücken an einer Wand angelehnt.

Das Standbein steht etwa eine Fußlänge vor der Wand, das Spielbein ist in Spielfunktion in annähernd 90° Flexion in Hüft- und Kniegelenk eingestellt. Die Unterarme sind 90° flektiert, und die Ellbogen haben Wandkontakt.

Um die Körper längsachse nach vorne zu beschleunigen, drückt sich der Patient erst extensorisch in den Schultergelenken von der Wand und dann mit dem Standbein auf dem Boden ab. Die weiterlaufende Extension des Beckens in der Lendenwirbelsäule wird durch die Flexion des Spielbeines im Hüftgelenk widerlagert und die Wirbelsäule annähernd vertikal nach vorne beschleunigt. Der Standbeinfuß rollt dabei über die funktionelle Fuß längsachse ab, und die Ferse des reagierenden Spielbeines berührt die auf den Boden projizierten Symmetrieebenen der Körperabschnitte Brustkorb und Kopf beim Fersenkontakt mit der medialen Seite.

Timing des Bewegungsablaufs:

- Wenn sich die Arme extensorisch in den Schultergelenken von der Wand abdrücken, verschiebt sich die annähernd vertikal stehende Körper längsachse nach vorne über den Standbeinfuß, der über die funktionelle Fuß längsachse abrollt.
- Wenn sich die Körperabschnitte Becken, Brustkorb und Kopf direkt über dem Standbeinfuß befinden, hebt sich die Ferse des Standbeins vom Boden ab, extensorisch in den Zehengelenken, flexorisch im Kniegelenk vom kaudalen Gelenkpartner aus (keine Drehpunktverschiebung nach vorn) und deutlich plantarflexorisch im oberen Sprunggelenk und pronatorisch in den Vorfußgelenken.
- Im weiteren Verlauf bewegt sich der Oberschenkel maximal extensorisch im Standbeinhüftgelenk.
- Das Spielbein steht in der Ausgangsstellung in ca. 90° Flexion in Hüft- und Kniegelenk.
- Beim weiteren Überholvorgang wird das Becken auf der Spielbeinseite mit nach vorn genommen, innenrotatorisch im Standbeinhüftgelenk und rotatorisch im lumbothorakalen Übergang. Nach kaudal weiterlaufend dreht der Oberschenkel nach lateral, innenrotatorisch im Kniegelenk. Die Pronatoren arbeiten fallverhindernd und verstärken die Verschraubung der Längswölbung.
- Wenn die Körper längsachse die Zehenspitzen des Standbeinfußes überholt hat, wird die Spielbeinfersse reaktiv auf dem Boden abgesetzt.
- Der frontotransversale Brustkorb durchmesser bleibt bei dem gesamten Bewegungsablauf horizontal und rechtwinklig zur Fortbewegungsrichtung.

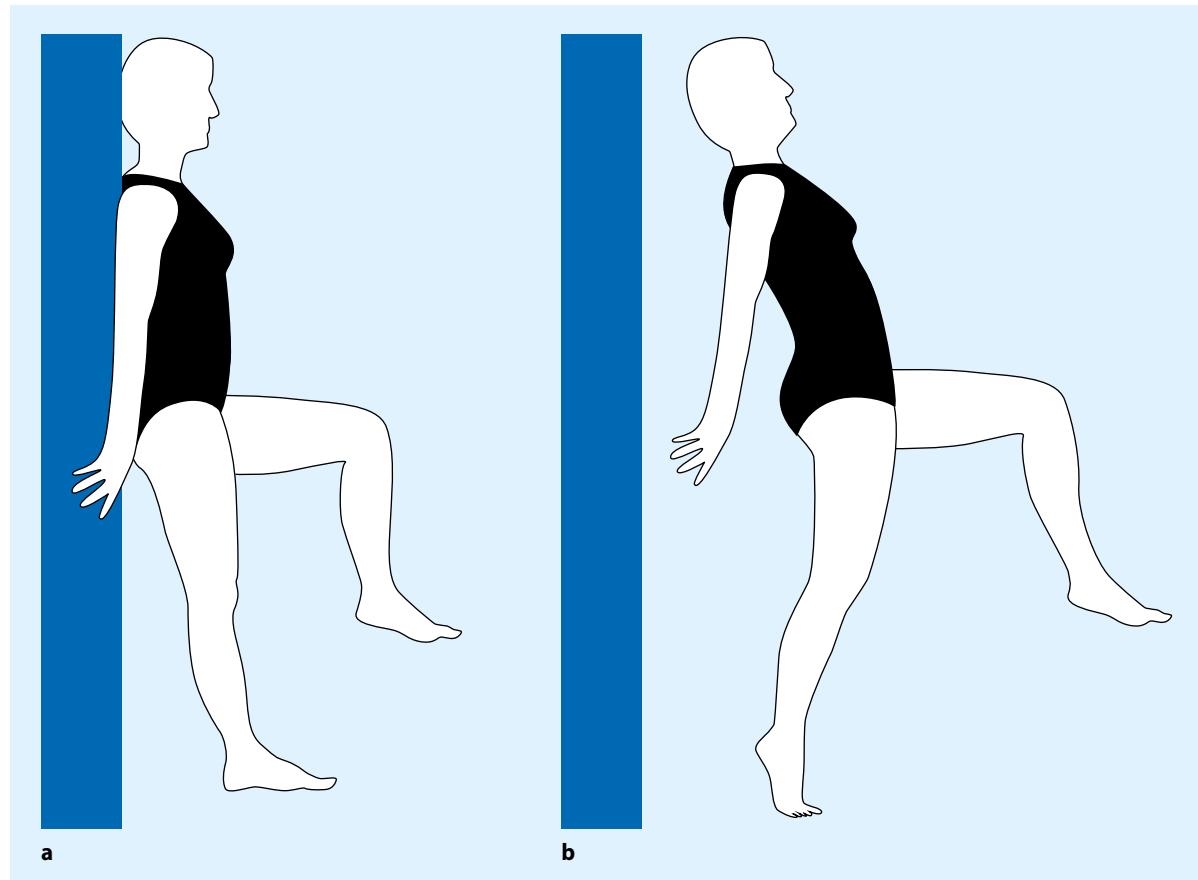


Abb. 14.5a,b Widerlagernde Mobilisation des Hüftgelenkes im Stand. a Ausgangsstellung mit Abstützen der Arme an der Wand, b Abdruck der Arme und des Standbeines

Typische Probleme oder Ausweichbewegungen:

- Die Spielbeinbewegung erfolgt nicht geradlinig nach vorn, sondern weiterlaufend mit der Beckendrehung nach medial.
- Die Körperlängsachse neigt sich nach hinten.
- Das Becken bewegt sich weiterlaufend mit der Bewegung des Standbeinoberschenkels extensorisch in der LWS.
- Weiterlaufend mit der extensorischen Bewegung der Oberarme in den Ellbogengelenken bewegt sich die Brustwirbelsäule flexorisch.
- Der frontotransversale Brustkorbdurchmesser bewegt sich weiterlaufend mit der Rotation des Beckens in die gleiche Richtung.
- Die Ferse löst sich zu spät (dorsalextensorisch im oberen Sprunggelenk mit einem deutlichen Bewegungsimpuls nach unten), und das Standbeinkniegelenk wird durch Drehpunktverschiebung flektiert.
- Die Ferse löst sich zu früh (plantarflexorisch im oberen Sprunggelenk mit einem deutlichen Bewegungsimpuls nach oben) vom Boden, und das Stand-

beinkniegelenk wird extendiert durch Drehpunktverschiebung nach hinten.

Hilfestellungen:

- Manipulation am Tuber des Standbeines nach vorne/wenig oben.
- Der Therapeut zieht das Spielbeinknie nach vorne und manipuliert dadurch die Gewichtsverlagerung.
- Widerstand/taktiler Reiz an der Standbeinleiste und/oder am Brustbein für den Bewegungsablauf nach vorne.
- Wenn der Abstand des Standbeinfußes zur Wand verringert wird, kommen die Vorwärtsbewegung und der reaktive Schritt mit dem Spielbein leichter in Gang, weil dann der Körperschwerpunkt die Unterstützungsfläche schneller nach vorne verlassen kann.

■ Brunnenfigur im Stand (ohne Ball) (Abb. 14.6)

Die Ausgangsstellung ist der aufrechte Stand in großer Abduktion, die Körperabschnitte Becken, Brustkorb und Kopf sind in die vertikale Körperlängsachse eingeordnet, und die Arme bilden ein Oval vor den Schultergelenken.



Abb. 14.6a–c Brunnenfigur im Stand. a Ausgangsstellung, b Endstellung 1. Phase, c Endstellung in maximaler Extension im Hüftgelenk

Aus dieser Stellung drehen die Arme so weit nach rechts bzw. links, dass der Brustkorb und schließlich das Becken und die Beine und Füße weiterlaufend mitdrehen, bis sie in einem großen Ausfallschritt stehen. In der Endstellung bewegt sich der vordere Arm weiter nach vorne, und die hintere Hand bewegt sich neben das Schultergelenk, wie beim Spannen von Pfeil und Bogen. Zudem schiebt sich das vordere Knie weiter nach vorne/unten, und die hintere Ferse strebt zum Boden. Dadurch wird die weiterlaufende Extension des Beckens in der LWS widerlagert und die maximale Extension im hinteren Hüftgelenk erreicht.

Timing des Bewegungsablaufs:

- Für ein leichtes Drehen der Füße auf dem Boden hat der Fuß, in dessen Richtung gedreht wird, Fersen-Bodenkontakt und der andere (hintere) Vorfuß-Bodenkontakt. Während des Bewegungsablaufes drehen die Füße um diese Kontaktstellen als Dreh- und Angelpunkte.
- Wenn die Füße um 90° gedreht sind, bekommt der vordere Fuß Sohlenkontakt, indem die vertikal stehende Körperlängsachse nach vorne verlagert wird. Das erfordert eine gute exzentrische Nachlassfähigkeit und Stabilisationsfähigkeit des gesamten M. quadriceps.
- Der hintere Fuß behält den Vorfuß-Bodenkontakt.
- Gleichzeitig strebt die hintere Ferse Richtung Boden, extensorisch in Hüft- und Kniegelenk und dorsalex-tensorisch im oberen Sprunggelenk. Dabei arbeiten die Extensoren von Hüft- und Kniegelenk maximal konzentrisch.
- Wenn die Füße 90° gedreht sind, bewegt sich die vordere Hand weiter nach vorne und die hintere neben

das gleichseitige Schultergelenk, als wollten sie einen Bogen aufspannen. Brustkorb und Becken drehen dadurch weiterlaufend gleichseitig rotatorisch. Diese rotatorische Verschraubung stabilisiert die Wirbelsäule und widerlagert die extensorische Bewegung des Beckens in der LWS.

- Der Blick ist zur vorderen Hand gerichtet.
- Die Bewegung soll kontinuierlich von der Endstellung rechts bis zur Endstellung links ablaufen und in der Endstellung 3–4 Atemzüge verharren.

Typische Probleme oder Ausweichbewegungen:

- Die Füße drehen nicht oder nicht weit genug auf dem Boden mit, und die dynamische Stabilisation der Beinachsen wird aufgegeben.
- Das Becken bewegt sich weiterlaufend mit der Bewegung des Standbeinoberschenkels extensorisch und/oder rotatorisch in der LWS.
- Die Körperlängsachse neigt sich nach vorne.
- Das hintere Knie wird nicht bis in die Nullstellung extendiert, was häufig auf eine verminderte Extensionsfähigkeit im Hüftgelenk zurückzuführen ist.

Hilfestellungen:

Für die Unterstützung der dynamischen Stabilisationsfähigkeit der Wirbelsäule kann der Therapeut einen Widerstand gegen die Armbewegung geben, indem der vordere Arm gegen die Therapeuten Schulter stützt und sich die hintere Hand an die Therapeutenhand hängt.

Die Extension des Hüft- und Kniegelenkes kann durch einen gleichzeitigen Widerstand an der Leiste und an der Kniekehle gefacilitiert werden.

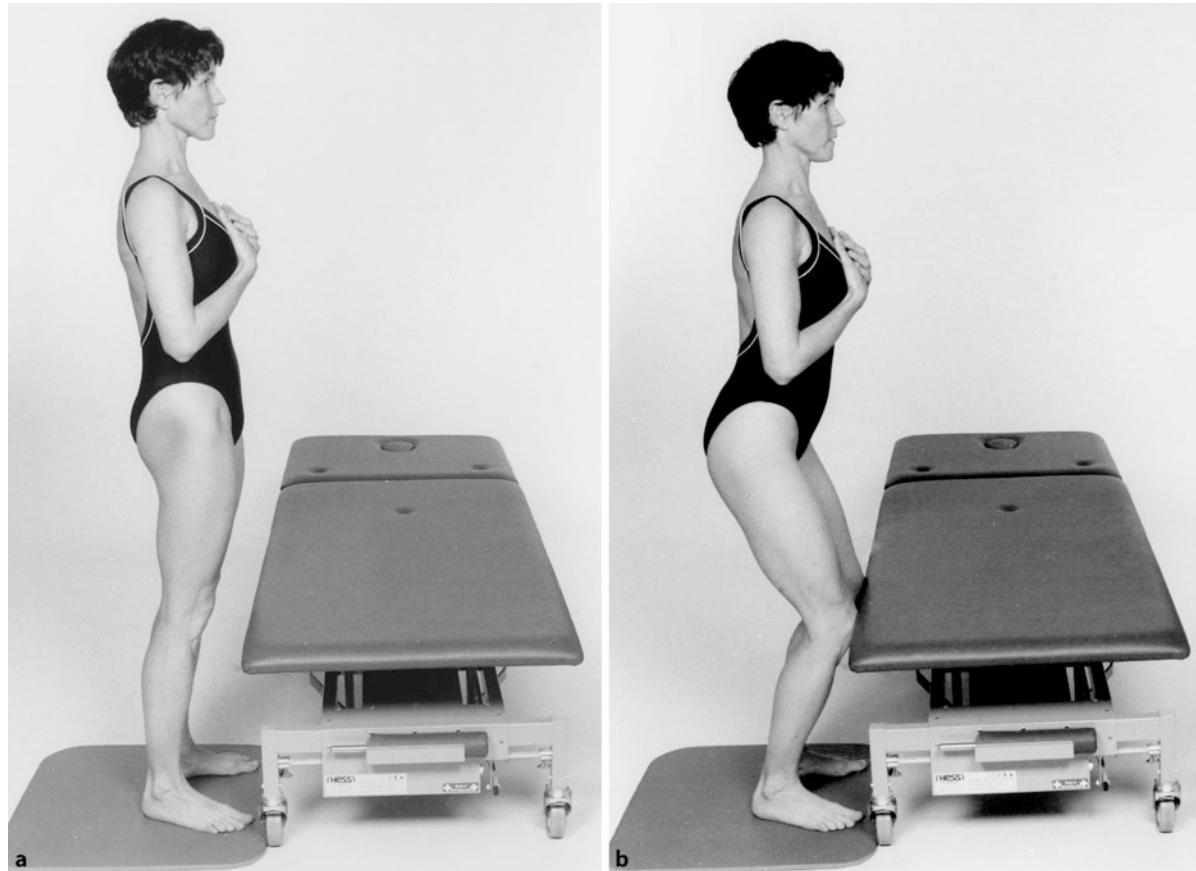


Abb. 14.7a,b Auf und zu. **a** Ausgangsstellung „auf“, **b** Endstellung „zu“ mit maximaler Aktivität der Extensoren von Hüft- und Kniegelenk und der unteren Bauchmuskulatur. (aus Spirgi-Gantert u. Suppé 2006)

Anpassungen an verminderte Extensionsfähigkeit im Hüftgelenk sind:

- geringere Abduktion in der Ausgangsstellung: Die Größe der Abduktion bestimmt über die Größe der Schrittstellung,
- Zulassen der Vorneigung der Körperlängsachse,
- Zulassen der Flexion im hinteren Kniegelenk. Dabei wird das Kniegelenk so weit extendiert, dass die Bewegung nicht in die LWS weiterläuft.

■ Mobilisierende Massage der Flexoren des Hüftgelenks

Eine häufige Ursache der verminderten Extensionsfähigkeit des Hüftgelenkes ist die verminderte Nachlassfähigkeit der Flexoren des Hüftgelenkes (M. iliopsoas, M. rectus femoris, M. tensor fasciae latae). Vorbereitend kann der Therapeut diese Muskeln mit der klassischen Technik in Seitenlage behandeln (Mohr et al. 2005). Hier wird die Anpassung der mobilisierenden Massage zur Verbesserung der exzentrischen Nachlassfähigkeit im Stand beschrieben. Dafür eignen sich therapeutischen Übungen wie „Auf und zu“, „Brunnenfigur im Stand“ oder „Hüftgelenk

streck‘ dich“ besonders gut, weil durch die hohe Aktivierung der Extensoren die Spannung der Flexoren nachlässt (reziproke Innervation).

Timing des Bewegungsablaufs für die mobilisierende Massage bei der Brunnenfigur:

- Der Therapeut steht auf der extendierten Seite des Patienten.
- In der 2. Phase der Übung greift der Therapeut die Flexoren des Hüftgelenkes von ventral und bearbeitet sie während der Extension quer zum Faserverlauf. Diese Anpassung dient der Schulung der exzentrischen Nachlassfähigkeit der Flexoren. Dafür wird die Vorwärtsbewegung der Körperlängsachse in der Endstellung mehrmals wiederholt.
- Mit der anderen Hand kann der Therapeut die Extension des Hüftgelenkes von dorsal fazilitieren.

■ Auf und zu (Abb. 14.7)

Die Ausgangsstellung ist der aufrechte Stand mit leichter Flexion in Hüft- und Kniegelenken und Extension des Beckens in der Lendenwirbelsäule. Bei „Auf und zu“ wird das Einsetzen von Gegengewicht genutzt, um Hüft- und

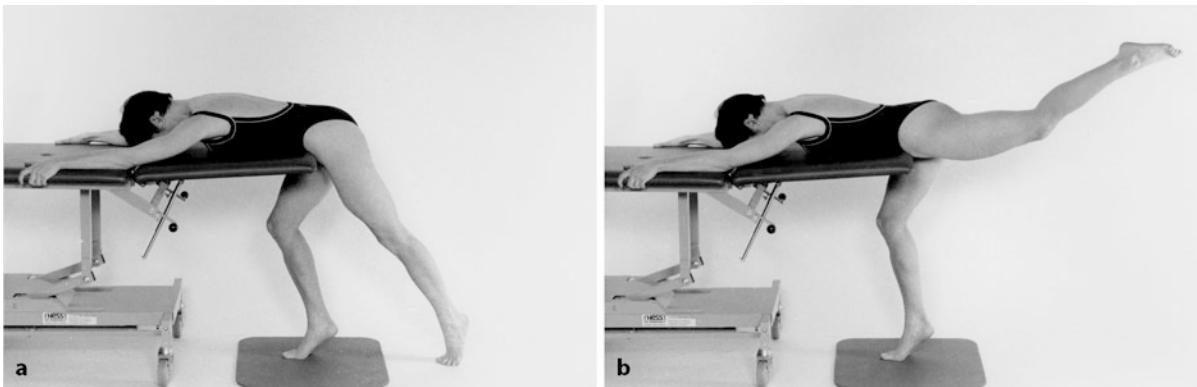


Abb. 14.8a,b Hüftgelenk streck'dich. a Ausgangsstellung, b Endstellung in maximaler Extension. (aus Spirgi-Gantert u. Suppé 2006)

Kniegelenke reaktiv widerlagernd in Extension zu mobilisieren und dabei die maximale konzentrische Aktivität der Extensoren von Hüft- und Kniegelenk und der unteren Bauchmuskulatur zu erreichen (Sprigi-Gantert u. Suppé 2006). Durch die Bedingungen, dass der Druck unter den Füßen gleich bleibt und der Brustkorb am Ort und in die vertikale Körperlangsachse eingeordnet bleibt, liegt der Fokus auf der Bewegung von Becken und Oberschenkel.

Timing des Bewegungsablaufs:

- Wenn sich beide Leisten extensorisch in den Hüftgelenken nach vorne bewegen, bleibt der Druck unter den Fußsohlen gleichmäßig verteilt.
- Die Kniekehlen bewegen sich reaktiv durch Einsetzen von Gegengewicht nach hinten extensorisch in den Knie- und Hüftgelenken.
- Durch die widerlagernden Bewegungen in Hüft- und Kniegelenken kommen diese in endgradige Extension mit maximaler konzentrischer Aktivität der Extensoren und der unteren Bauchmuskeln. Diese Stellung heißt „zu“.
- Der Brustkorb bleibt dabei in der vertikal stehenden Körperlangsachse eingeordnet und am Ort.
- Der Rückweg in die Ausgangsstellung flexorisch in Hüft- und Kniegelenken und extensorisch in der LWS löst die maximale Anspannung der Muskulatur wieder auf und heißt deshalb „auf“.

Typische Probleme oder Ausweichbewegungen:

- Der Brustkorb weicht aus der Körperlangsachse ab – meist nach hinten.
- Das Becken bewegt sich weiterlaufend mit der Bewegung der Oberschenkel extensorisch in der LWS.
- Die Körperlangsachse neigt sich nach vorne.
- Der Druck unter den Füßen verlagert sich.
- Die Bewegung wird nicht maximal endgradig ausgeführt.
- Die Nullstellung der BWS wird aufgegeben.
- Die Schultergürtel verlagern sich nach hinten.

Hilfestellungen:

- Widerstand oder taktiler Reiz in der Kniekehle, an den Leisten, in der LWS sind eine gute Hilfe für die Wahrnehmung der Bewegungsrichtung und der Widerlagerung.
- Mit einer Hand auf dem Unterbauch kann die Verkürzung des Abstandes Symphyse – Bauchnabel wahrgenommen werden.
- Stand vor einer kniehohen Bank. Die Knie bekommen dann in der Stellung „auf“ Bankkontakt.

■ Hüftgelenk streck'dich (Abb. 14.8)

Das Beingewicht soll mit der extensorischen Muskulatur des Hüftgelenkes in Spielfunktion bis zur vollen Extension hochgehoben werden ohne weiterlaufende Bewegung auf die Lendenwirbelsäule. Durch diese maximale Hubarbeit kommt es zur reflektorischen Entspannung der Flexoren im Hüftgelenk (Sprigi-Gantert u. Suppé 2006). Zudem entspricht die Endstellung der Beine der maximalen Schrittstellung beim Laufen.

Die Ausgangsstellung ist der Bauchlagenstand an der Schmalseite einer Bank oder eines Tisches. Die Hüftgelenke befinden sich an der Bankkante. Brustkorb und Becken liegen auf der Bank, und die Hände hängen seitlich ein. Ein Knie wird so weit unter die Bank gezogen, dass der Oberschenkel Kontakt mit der Bank hat, der Fuß Vorfuß-Bodenkontakt hat und das Knie in annähernd 90° Flexion steht. Das andere Bein wird nach hinten/oben abgehoben.

Timing des Bewegungsablaufs:

- Wenn das Bein extensorisch im Hüftgelenk nach hinten/oben abgehoben wird, drückt der andere Oberschenkel gegen die Bankunterseite. Diese flexorische Gegenaktivität verhindert das Weiterlaufen der extensorischen Bewegung im Hüftgelenk auf die Lendenwirbelsäule.
- Wenn die Verbindungsline der Spinae horizontal bleibt, wird die rotatorische weiterlaufende Bewegung auf das Becken verhindert.

- Die maximale Hubbelastung der Extensoren führt zur reflektorischen Entspannung der Flexoren und verbessert dadurch die Extensionsfähigkeit des Hüftgelenkes.
- Das Einhängen der Arme fördert die extensorische dynamische Stabilisation der Brustwirbelsäule.

Typische Probleme oder Ausweichbewegungen:

- Das Becken bewegt sich weiterlaufend mit der Bewegung des Beines extensorisch in der Lendenwirbelsäule.
- Das Becken bewegt sich weiterlaufend mit der Bewegung des Beines rotatorisch in der Lendenwirbelsäule.
- Der Druck gegen die Bankunterseite lässt nach.

Hilfestellungen:

- Widerstand oder taktiler Reiz an der Leiste des abgehobenen Beines verhindert das Abheben des Beckens rotatorisch in der LWS.
- Wenn die Hände an der Bank Richtung Hüftgelenke ziehen, wird die Gegenaktivität der unteren Bauchmuskulatur gefacilitiert.
- Ein Kissen unter dem Bauch kann als passive Widerlagerung genutzt werden.
- Zur Vorbereitung der Gewichtsübernahme in der Endstellung kann der Therapeut das Bein passiv in die Endstellung bringen und dort halten lassen.

Literatur

-
- Cunningham CB, Schilling N, Anders C, Carrier DR (2010) The influence of foot posture on the cost of transport in humans. *J Exp Biol* 213(5):790–797
- Götz-Neumann K (2003) Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie. Thieme, Stuttgart
- Hatala KG, Dingwall HL, Wunderlich RE, Richmond BG (2012) Variation in foot strike patterns during running among habitually barefoot populations. *PLOS ONE* 2013;8(1):e52548. doi:10.1371/journal.pone.0052548
- Keller TS, Weisberger AM, Ray JL, Hasan SS, Shiavi RG (1996) Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clin Biomech* 11:253–259
- Kenyon TN (2013) Gliders vs. gazelles. <http://www.youtube.com/watch?v=tJWPwVF20yo>
- Klein-Vogelbach S (1995) Gangschulung zur Funktionellen Bewegungslehre. Springer, Berlin Heidelberg
- Lieberman DE (2012) How to run. <http://www.youtube.com/watch?v=8XiwtIDTIyU>
- Marquardt M (Hrsg) (2012) Laufen und Laufanalyse. Medizinische Betreuung von Läufern. Thieme, Stuttgart
- Mohr G, Stübermann R, Spirgi-Gantert I, Suppé B (Hrsg) (2005) Funktionelle Bewegungslehre. Behandlungstechniken. Springer, Berlin Heidelberg
- Spirgi-Gantert I, Suppé B (Hrsg) (2006) FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics. Therapeutische Übungen, 5. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg
- Steffny H (2011) Das große Laufbuch. Südwest, München

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
 - Oberschenkellängsachsen 52
 - Unterschenkellängsachsen 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, frontotransversal 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
- Equilibriumreaktionen 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
 - einseitiges 139
 - 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

- Ideallnorm (s. Gehen, hypothetische Norm) 23
- image motrice 14
- Inertie 11, 22
- Instabilität, mediale 85
- Insuffizienzhinken 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
 - Schrittänge 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

- Oberschenkellängsachse 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
- Schrittänge 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
- Steppfgang 140
- Sturzrisiko 138
 - extrinsische Faktoren 138
 - intrinsische Faktoren 138
- Supinationstrauma 57

T

- Talus 52
- Täuschung, perspektivische 113

T
Teilstufigkeiten 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

Vorfußtrippeln 14

Vorfußtrippler 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