

S. Dalichau¹, K. Scheele², C. Reissdorf², J. Huebner¹

Die kinematische Ganganalyse unter besonderer Berücksichtigung von Lendenwirbelsäule und Becken

Kinematic gait analysis with special attention to the lumbar spine and pelvis

1 Berufsgenossenschaftliche Unfallbehandlungsstellen Bremen,
(Chefarzt: Dr.med.J.Huebner)

2 Universität Bremen, Institut für Sportmedizin (Leitung: Prof. Dr.med.K.Scheele)

Zusammenfassung

Die dreidimensionalen rotatorischen Bewegungsauslenkungen von Lendenwirbelsäule und Becken gesunder Probanden während des Gehens wurden objektiv quantifiziert, um eine standardisierte Erfassung und Therapiekontrolle des Gangbildes in der täglichen Praxis der orthopädisch-traumatologischen Rehabilitation zu ermöglichen. Bisher veröffentlichte Untersuchungsmethoden sind für den anwenderorientierten Einsatz häufig ungeeignet aufgrund der invasiven Meßverfahren, des hohen apparativen und organisatorischen Aufwandes sowie der geringen Reliabilität und Reproduzierbarkeit verwendeter Meßsysteme. 50 gesunde männliche Probanden im Alter von 20-40 Jahren wurden in einer Querschnittsstudie mittels eines nicht invasiven ultraschallgestützten kinematographischen Meßverfahrens während des Gehens und Laufens auf dem Laufband untersucht. Gemessen wurden die dreidimensionalen Bewegungen von Lendenwirbelsäule und Becken bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten und Steigungen. Zur Bestimmung von Norm- und Grenzwerten wurde das Verfahren der Quartilberechnung verwendet. Lendenwirbelsäule (Range of motion: 2 - 7,1°) und Becken (-1,2 - 3,6°) befinden sich während individueller Ganggeschwindigkeit nahezu in stetiger Rumpfvorneigung. Rotationsbewegungen (li = 1,4°; re = 1,6°) und Seitneigungen (li = 2,6°; re = 2,5°) der

Lendenwirbelsäule sind zu beiden Richtungen um die Nulllinie symmetrisch, während die Bewegungsauslenkungen des Beckens in der Transversal- (li = 3,4°; re = 1,1°) und Frontalebene (li = 3,5°; re = 1,3°) deutlich nach links tendieren. Die Erhöhung der Geschwindigkeit induziert einen signifikanten Anstieg der Bewegungsauslässe von Lendenwirbelsäule und Becken in allen drei Ebenen, während die Zunahme der Steigung (5, 7 und 9%) ausschließlich die Sagittalbewegung beeinflusst. Die spiegelbildlichen Bewegungsverläufe der Schrittzyklen sowie die quantifizierten Bewegungsauslenkungen kennzeichnen die Lendenwirbelsäule und das Becken als ein kompensatorisches System zur Aufrechterhaltung des Ökonomieprinzips bei der bipedalen Lokomotion.

Schlüsselwörter: Dreidimensionale kinematische Ganganalyse - Lendenwirbelsäule und Becken - ultraschallgestütztes Meßverfahren

Summary

The three-dimensional motional excursions of the lumbar spine and pelvis of healthy subjects, when walking, have been objectively quantitated in order to establish a standard and therapy control of the gait in daily practice of orthopaedic-traumatologi-

cal rehabilitation. The investigation methods published until now are frequently unsuitable for application-oriented utilization on account of the great instrumental and organizational cost and the low-reliability and reproducibility of the measuring systems used. A group of 50 healthy, male subjects aged 20 - 40 years were investigated by means of a non-invasive, ultrasonic kinematic measuring method while they were walking and running on the treadmill. The three-dimensional movements of the lumbar spine and pelvis were measured at walking and running rates. During individual walking speed lumbar spine (range of motion: 2 - 7.1°) and pelvis (-1.2 - 3.6°) are almost always with the torso inclined forward. Rotary motions (l = 1.4°, r = 1.6°) and sideward inclinations (l = 2.6°, r = 2.5°) of the lumbar spine are symmetrical about the zero line in both directions, while motional excursions of the pelvis in the transverse (l = 3.4°, r = 1.1°) and frontal (l = 3.5°, r = 1.3°) planes have a distinct tendency to be to the left. Increasing speed induces a significant increase in the motional excursions of lumbar spine and pelvis, while an increase in the gradient (5, 7 and 9%) influences the sagittal movement exclusively. The mirror-image movement of the step cycles and the quantitated excursion motions characterize the lumbar spine and pelvis as a compensatory system for maintenance of the principle of economy during bipedal locomotion.

Key words: Three-dimensional kinematic gait analysis - Lumbar spine and pelvis - ultrasonic measuring technique

Problem und Zielstellung

Mittel- und langfristige unilaterale (Teil-)Immobilisationen werden bei Patienten mit Verletzungen oder Erkrankungen der unteren Extremitäten häufig mit einer konsekutiven sekundären Beschwerdesymptomatik in der Lendenwirbelsäule und dem Becken beantwortet, die sich insbesondere beim Gehvorgang manifestiert (2, 8, 13, 17, 22, 24). Der Wiedererwerb des physiologischen Gangbildes besitzt deshalb in der orthopädisch-traumatologischen Rehabilitation einen hohen Stellenwert.

Zur Erfassung und Beobachtung des Gangbildes konzentriert man sich in der therapeutischen Praxis aus Gründen der Praktikabilität und Ökonomie auf die rein qualitative Beschreibung von Gangbildparametern (2,15), was jedoch der subjektiven Einschätzung des Untersuchers unterliegt und durch eine geringe Validität, Reliabilität und Reproduzierbarkeit der Ergebnisse gekennzeichnet ist (27). Bei wissenschaftlichen Fragestellungen wurden bisher kinetische (Bodenreaktionskraft, Druckverteilungsmessungen), kinematographische und elektromyographische Meßverfahren eingesetzt (4, 5, 17, 27, 35, 37, 39), die sich allerdings ausschließlich mit Analysen der unteren Extremität beschäftigen.

Weitere Arbeiten thematisieren die kinematische Betrachtung der Wirbelsäule und des Beckens. *Gregersen und Lucas* (9) quantifizierten an 7 gesunden männlichen Probanden die Bewegungen in der Transversalebene in der thorakolumbalen Wirbelsäule während des Gehens auf dem Laufband, indem sie Steinmann-Nägel in ausgewählte Dornfortsätze und die spinae iliacae posteriores superiores implantierten und die aufgetretenen Bewegungsauslenkungen über einen Transducer auswerteten. *Lumsden und Morris* (18) untersuchten die axiale Rotation des lumbosakralen Gelenkes bei 8 gesunden männlichen Exploranden mittels derselben Meßmethodik. *Fleiß et al.* (8) erfassten durch Abkleben der Dornfortsatzlinie mit Oberflächenmarkern von C7 bis zum Os sacrum über ein Video-Digitalisierungssystem während des Gehvorganges die rotatorischen Bewegungen des Beckens dreidimensional sowie der Lenden- und Brustwirbelsäule ein-dimensional in der Frontalebene zur Diagnose von Asymmetrien, Instabilitäten oder Bewegungseinschränkungen in der Wirbelsäule. *Bittmann et al.* (1) ermittelten anhand eines Infrarot-3-D Bewegungsanalyse-systems Rotation und Torsion zwischen Becken und Schulterachse bei Langstreckenläufern auf dem Laufband. Durch Aufzeichnung von Oszillationen evaluierten *Nottrodt et al.* (21) über einen Potentiometer die Bewegungen des Beckens in der Transversalebene bei unterschiedlichen Laufbandgeschwindigkeiten. Mittels computerunterstützten Videokamera-einsatzes erfassten *Whittle und Levine* (36) die Ausprägung der Lendenlordose in der Sagittalebene während des Gehvorganges und untersuchten *Thortensson et al.* (30) die an-

guläre sowie translatorische Beweglichkeit des Rumpfes in zwei Ebenen beim Gehen und Laufen auf dem Laufband. Durch Einsatz von 5 Infrarot-Kameras konnten *Kadaba et al.* (14) die dreidimensionalen rotatorischen Bewegungsmuster des Beckens bei der bipedalen Lokomotion auswerten.

Die aufgezeigten Meßverfahren erfüllen zwar die Hauptgütekriterien, sind aber für die praktische Arbeit weniger geeignet, weil sie entweder einen hohen apparativen und organisatorischen Aufwand erfordern, für den Patienten aufgrund der invasiven Meßmethodik nicht zumutbar sind oder die parallele dreidimensionale Erfassung von Lendenwirbelsäule und Becken nicht ermöglichen.

Hingegen untersuchten *Thurston und Harris* (32) mittels eines 3-D videoanalytischen Verfahrens die angulären und translatorischen Bewegungen von Lendenwirbelsäule und Becken an 48 gesunden männlichen Probanden, während *Stokes et al.* (29) an 8 Testpersonen mit Hilfe derselben Technik die Mobilität von Becken und Thorax erfassten. Beide Forschungsgruppen verwendeten für die Fixierung der Oberflächenmarker Gurtsysteme, die anwenderorientiert den zu untersuchenden Bereich von Becken und Achsenskelett abgrenzen.

Ziel der vorliegenden Studie ist es, unter Anwendung eines alternativen dreidimensionalen Meßverfahrens (Messung von Ultraschallimpulsen) die Bewegungsverläufe von Lendenwirbelsäule und Becken während des Gehens bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten und verschiedenen Steigungswinkeln sowie während des Laufens zeitgleich zu erfassen und die angulären Bewegungen zu quantifizieren. Neben einem Vergleich der ermittelten Daten mit denen bisheriger Studien soll versucht werden, trotz der vielfältigen individuellen Gangbildvariationen, bei einer gesunden alters- und geschlechtsdefinierten Probandengruppe, Norm- und Grenzwerte zu formulieren, die in der Rehabilitation eine praktikable Abgrenzung zum Patientengut ermöglichen (33).

Material und Methode

Probandengut

Die Versuchsgruppe rekrutierte sich aus 50 männlichen Probanden im Alter von 20 bis

40 Jahren (29,2 Jahre / 72,5kg / 181cm). Beruflich arbeiteten 74% der Versuchspersonen überwiegend sitzend, 26% verrichteten leichte körperliche Arbeit.

16% der Exploranden waren Nicht-, 30% Freizeitsportler (1mal/Woche; Sportarten: Radfahren, Laufen, Schwimmen, Ballsport, Rückschlagsport) und 54% Leistungssportler (Trainingshäufigkeit: 3x/Woche + Wettkämpfe; Sportarten: Triathlon, Langstreckenlauf).

Keiner der Probanden äußerte zum Zeitpunkt der Untersuchung chronische oder akute Beschwerden und Bewegungseinschränkungen im Bereich der Wirbelsäule, des Beckens und der unteren Extremitäten, die das Gangbild hätten beeinflussen können oder klagte über sonstige aktuelle gesundheitliche Probleme.

Meßmethodik

Bei dem verwendeten apparativen Meßverfahren handelte es sich um das ultraschallge-

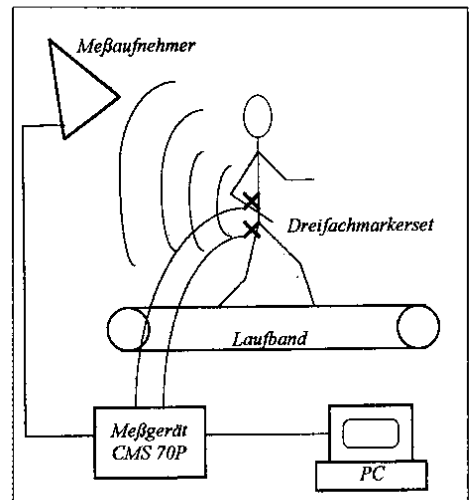


Abbildung 1: Meßplatz zur dreidimensionalen Bewegungsanalyse von Lendenwirbelsäule und Becken während des Gehens auf dem Laufband

stützte Meßgerät CMS (Coordinating Measuring System) 70P zur dreidimensionalen Bewegungsanalyse von Wirbelsäule und Becken der Fa.Zebris, das auf der Laufzeitmessung von Ultraschallimpulsen basiert. Die gesendeten Impulse der am Probanden über ein Gurtsystem mit Klettverschlüssen fixierten zwei Dreifachmarker werden von den Mikrofonen des Meßaufnehmers empfangen. Nach Digitalisierung der Signale werden die absoluten Raumkoordinaten (X-Y-Z Koordinaten) der Markierungspunkte (Sender) über Triangulation errechnet und on-line verarbeitet (Abb.1). So ist es möglich, die ro-

tatorischen Bewegungsauslenkungen dreidimensional zeitgleich zu erfassen. Das Meßsystem arbeitet mit einer relativen Winkelmeßgenauigkeit von $\pm 0,5\%$ bei einer Meßauflösung von 0,1mm. In Anlehnung an Winter (38) betrug die verwendete Meßrate 20 Hz bei einem maximalen Meßabstand des Probanden zum Meßaufnehmer von 221cm. Es wurde ein standardisierter Neigungswinkel des Meßaufnehmers von 10° Inklination gewählt. Kalibrierungsarbeiten des CMS 70P vor den Messungen waren nicht erforderlich. Die Eignung des Meßverfahrens als Instrument zur Evaluation wissenschaftlicher Fragestellungen wurde bereits nachgewiesen (20, 23, 25, 26, 28, 34).

Die Untersuchungen wurden auf dem Laufband 'Reha ES2' der Fa. Woodway absolviert.

Durchführung

Vor Beginn des Untersuchungsganges absolvierte jede Testperson eine 5-minütige Gewöhnungsphase auf dem Laufband zur Bestimmung der individuellen Geh- und Laufgeschwindigkeit. So wurde die Laufbandgeschwindigkeit sukzessive gesteigert bis der Explorand das Gefühl verspürte, sein ihm ver-

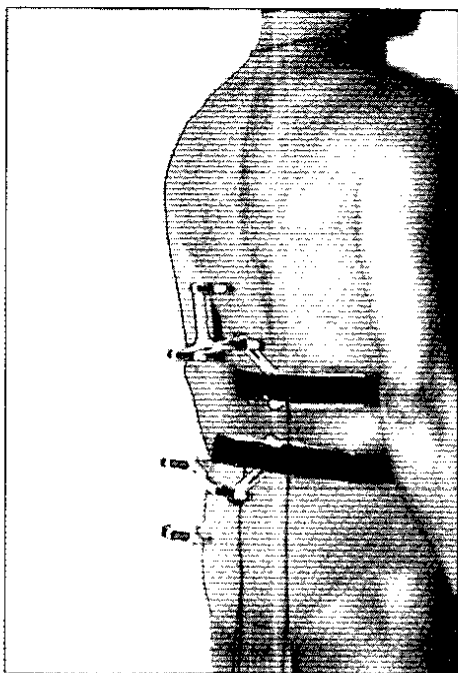


Abbildung 2: Fixierung der Dreifachmarker am Probanden

trautes und bevorzugtes Gang- und Lauftempo erreicht zu haben, welches vom Untersucher notiert wurde. Bekleidet mit einer Sport- bzw. Badehose sowie ein Paar Turnschuhen

stand der Proband anschließend auf dem Laufband, verteilte sein Körpergewicht gleichmäßig auf beide Beine und nahm eine "normal aufrechte Haltung" ein. Der Untersucher fixierte nun den unteren Dreifachmarker („Referenzmarker“) auf Höhe der spinae iliacae posteriores superiores und brachte dann den oberen Dreifachmarker („Meßmarker“) auf Höhe des 1. Lendenwirbels auf (Abb.2).

Der Untersuchungsgang setzte sich aus den Testphasen I bis IV zusammen. Grundsätzlich wurde vor jeder Testphase der korrekte Sitz des Dreifachmarkersets überprüft und anschließend die individuelle anatomische Nullposition von Lendenwirbelsäule und Becken im aufrechten Stand als Referenzmessung bestimmt.

Testphase I: Individuelle Gehgeschwindigkeit / Steigung 0% / Messung von jeweils 15 Sekunden in den ersten 30 Sekunden und nach drei Minuten permanenten Gehens

Testphase II: Individuelle Gehgeschwindigkeit / Steigung 5, 7 und 9% / Messung von jeweils 15 Sekunden in den letzten 30 Sekunden jeder Steigungsstufe / Dauer jeder Steigungsstufe = 1min

Testphase III: Individuelle Gehgeschwindigkeit ± 1 km/h / Steigung 0% / Messung von jeweils 15 Sekunden in den letzten 30 Sekunden jeder Geschwindigkeitsstufe / Dauer jeder Geschwindigkeitsstufe = 1min

Testphase IV: Individuelle Laufgeschwindigkeit / Steigung 1% / Messung von 15 Sekunden in den letzten 30 Sekunden / Dauer der Laufstufe = 2min

Praktikabilität und Fehlerquellen der einzelnen Testphasen wurden vor Beginn der Untersuchung in einer Pilotphase mit 5 männlichen Probanden überprüft.

Auswertung

Nach Prüfung der gemessenen Bewegungsverläufe auf Meßfehler wurden die Daten in das Tabellenkalkulationsprogramm Excel 5.0 exportiert und dort weiter verarbeitet. Zur Quantifizierung von Bewegungsauslenkungen und -amplituden wurde das statistische Verfahren der Quartilberechnung angewendet. Dabei galt als Voraussetzung, daß eine gleichmäßige Streuung der Meßwerte bei allen Testpersonen derselben Wahrscheinlichkeitsverteilung folgt. Die Untersucher analy-

sierten von allen 50 Probanden ausgewählte Bewegungsabläufe in den einzelnen Testphasen von je 10 Sekunden Länge mittels Bestimmung der Bewegungsausschläge von 200 Abtastpunkten (20 Hz). Durch Berechnung des 1. und 3. Quartils konnten Ober- und Untergrenze des "Vertrauensbereiches" (die mittleren 50% aller erhobenen Meßwerte) festgelegt werden, der als „Normalbereich“ gilt und die Normwerte kennzeichnet. Der Grenz- bzw. Toleranzbereich wurde anhand der Medianerhebung der oberen sowie unteren 25% der Meßwerte definiert.

Die Beschreibung und Zuordnung der Ergebnisse orientiert sich in der vorliegenden Arbeit an der Gangphaseneinteilung nach Cochran (3) (Abb.3).

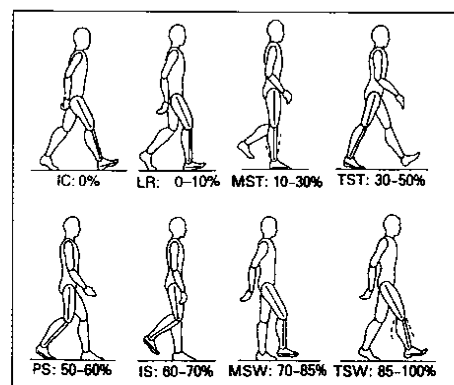


Abbildung 3: Gangphaseneinteilung nach Cochran (IC = Initial Contact, LR = Loaded Response (Belastungsantwort), MST = Mid Stand, TST = Terminal Stand, PS = Pre Swing, IS = Initial Swing, MSW = Mid Swing, TSW = Terminal Swing)

Ergebnisse

Die Abbildungen 4a-c zeigen die dreidimensionalen Bewegungsverläufe von Lendenwirbelsäule und Becken dreier ausgewählter Probanden in Testphase I. Die Unregelmäßigkeiten in den ungeglätteten und nicht gemittelten Winkelverläufen können auf Vibrationen des verwendeten Dreifachmarkersets sowie auf kleinste Hautverschiebungen während des Meßvorganges zurückgeführt werden. Anhand des jeweils markierten Schrittzklus des linken Beines sind in den drei Bewegungsebenen die für die Versuchsgruppe charakteristischen spiegelbildlichen Bewegungsmuster von Lendenwirbelsäule und Becken zu erkennen.

Die ermittelten Norm- und Grenzwerte (Abb. 5) beziehen sich auf die gemessenen dreidimensionalen Bewegungsauslenkungen von Lendenwirbelsäule und Becken bei

individueller Ganggeschwindigkeit in Testphase I, wobei die Werte von beiden Meßabschnitten nicht differierten. Der Sektor zwischen Norm- und Grenzwertlinie kennzeichnet den Toleranzbereich, der

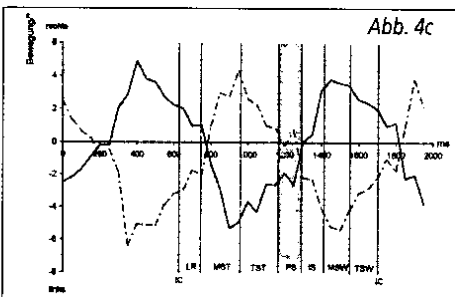
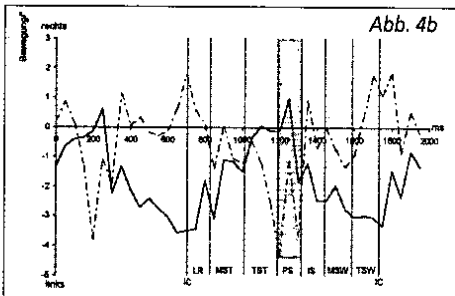
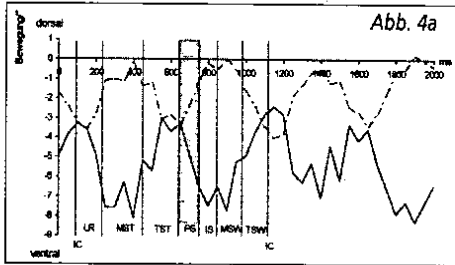


Abbildung 4: Dreidimensionale rotatorische Bewegungsverläufe von Lendenwirbelsäule (—) und Becken (---) am Beispiel ausgewählter Schrittzyklen des linken Beines von drei Probanden. Die markierte Fläche im Pre Swing kennzeichnet die bipedale Stützphase. 4a) Extension(dorsal) / Flexion (ventral); 4b) Rotation; 4c) Lateralflexion

Bewegungsausschläge als „noch physiologisch“ klassifiziert. Grund für die Bildung des Toleranzbereiches sind die sich über dem Normwertbereich der Bewegungsausschläge befindlichen „Bewegungsausreißer“, die das Gangbild des Probanden verzerren und als „auffällig“ erscheinen lassen. Da bei der Mehrzahl der orthopädisch/traumatologisch gesunden Testpersonen diese Bewegungsspitzen zu erkennen waren, wurden sie als natürliche Bestandteile des individuellen Gangbildmusters definiert.

Dem Normbereich zufolge befindet sich die Lendenwirbelsäule beim Gehvorgang permanent in einer Flexion von 2 - 7,1° (Bewegungsamplitude Normwert: 5,1° / Grenzwert: 10,4°). Auch bei der Beckenneigung in der Sagittalebene sind die Bewegungsaus-

schläge nach ventral größer als nach dorsal (Normwert: 4,8° / Grenzwert: 7,1°). Bei der Lateralflexion (LF) und Rotation (R) der Len-

verhalten zu beobachten (LF Normwert: 5,1 / Grenzwert: 10,3°; R: 3° / 7,5°). Im Gegensatz dazu stehen die Beckenbewegungen in der

Frontal- (Normwert: 4,8° / Grenzwert: 11,3°) und Transversalebene (4,5° / 11,1°), wo größere Bewegungsauslenkungen nach links auszumachen sind.

Tabelle 1a zeigt die Normwerte der Bewegungsauslenkungen von Lendenwirbelsäule und Becken in Abhängigkeit von der Steigung in Testphase II. Mit wachsender Steigungsstufe entfernen sich die Bewegungsausschläge in der Sagittalebene von Lendenwirbelsäule und Becken stetig von der individuellen anatomischen Nullposition und verschieben sich zunehmend nach ventral,

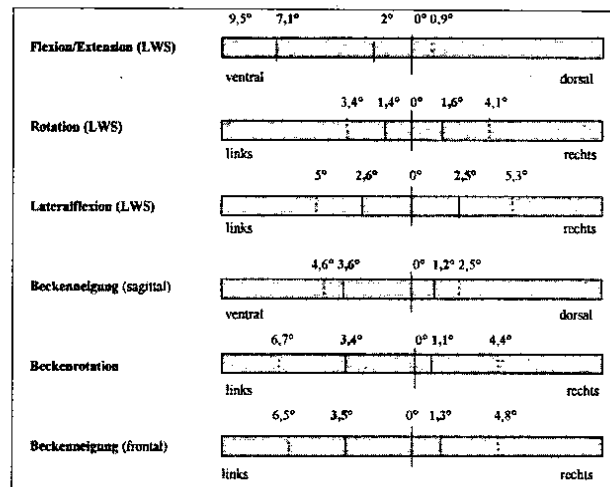


Abbildung 5: Ermittelte Norm (|) und Grenzwerte (:) der dreidimensionalen Bewegungsauslenkungen von Lendenwirbelsäule und Becken bei individueller Gehgeschwindigkeit in Testphase I (n = 50)

denwirbelsäule ist hingegen zu beiden Seiten der Nulllinie ein sehr homogenes Bewegungs-

was von einer steigenden Bewegungsamplitude in der Lendenwirbelsäule begleitet

Steigung	Lws Fx	Lws Ex	Fx/Ex Amp	LwsLFx li	LwsLFx re	LwsLFx Amp	LwsR li	LwsR re	LwsR Amp
0%	7,1	-2	5,1	2,6	2,5	5,1	1,4	1,6	3
5%	9,9	-4,6	5,3	2,6	2,4	5	1,3	1,9	3,2
7%	12	-5,8	6,2	2,9	2,3	5,2	1,5	2	3,5
9%	12,2	-5,8	6,4	2,7	2,4	5,1	1,4	2,1	3,5
	BeNS v	BeNS d	BeNS Amp	BeNF li	BeNF re	BeNF Amp	BeR li	BeR re	BeR Amp
0%	3,6	1,2	4,8	3,5	1,3	4,8	3,4	1,1	4,5
5%	4,4	-0,1	4,3	2,3	1,8	4,1	2,3	1,6	3,9
7%	5,8	-0,8	5	2,3	1,8	4,1	2,4	1,7	4,1
9%	6,1	-1,4	4,7	2,3	2	4,3	2,5	1,6	4,1

Tabelle 1a): Normwerte der dreidimensionalen Bewegungsauslenkungen von Lendenwirbelsäule und Becken in Abhängigkeit von der Steigung (Testphase II)

km/h	Lws Fx	Lws Ex	Fx/Ex Amp	LwsLFx li	LwsLFx re	LwsLFx Amp	LwsR li	LwsR re	LwsR Amp
vig -1	6,8	-1	5,8	2,7	2,2	4,9	1,1	1,4	2,5
vig	7,1	-2	5,1	2,6	2,5	5,1	1,4	1,6	3
vig +1	7,8	-1,6	6,2	3	3	6	1,3	1,7	3
vil	8,8	-1,7	7,1	3,2	3,3	6,5	2,7	3,2	5,9
	BeNS v	BeNS d	BeNS Amp	BeNF li	BeNF re	BeNF Amp	BeR li	BeR re	BeR Amp
vig -1	3,4	1,1	4,5	2,8	1,7	4,5	3,1	1,6	4,7
vig	3,6	1,2	4,8	3,5	1,3	4,8	3,4	1,1	4,5
vig +1	5,1	-0,2	4,9	3,2	2,5	5,7	3,4	2,2	5,6
vil	11,4	-3,8	7,6	2,6	2,1	4,7	4	2,7	6,7

Tabelle 1b): Normwerte der dreidimensionalen Bewegungsauslenkungen von Lendenwirbelsäule und Becken in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit (Testphase III + IV) (Lws = Lendenwirbelsäule, Fx = Flexion, Ex = Extension, Amp = Amplitude, LFX = Lateralflexion, li = links, re = rechts, R = Rotation, BeNS = Beckenneigung in der Sagittalebene, BeNF = Beckenneigung in der Frontalebene, BeR = Beckenrotation, v = ventral, d = dorsal, vig = individuelle Gehgeschwindigkeit, vil = individuelle Laufgeschwindigkeit)

wird. Die auftretenden Bewegungen und Amplituden von Lendenwirbelsäule und Becken in der Frontal- und Transversalebene zeigen sich dagegen nahezu unbeeinflusst vom Parameter „Steigung“.

Die ermittelten Normwerte der Bewegungen von Lendenwirbelsäule und Becken bei unterschiedlichen Laufbandgeschwindigkeiten in den Testphasen III und IV sind in Tabelle 1b dargestellt. Mit steigender Geschwindigkeit nehmen Vorneigung sowie Bewegungsamplituden von Lendenwirbelsäule und Becken signifikant zu. In der Frontal- und Transversalebene vergrößern sich die Bewegungsauslässe der Lendenwirbelsäule zu beiden Richtungen der Nullposition. So ist bei der Rotation der Lendenwirbelsäule eine prozentuale Zunahme der Bewegungsauslenkungen von individueller Gehgeschwindigkeit zum Laufen von 92,8% bei Links- und 100% bei Rechtsdrehung nachzuweisen. Die rotatorischen Bewegungen des Beckens zeigen sich analog, während die Meßwerte für die Seitneigung bei den drei Gehgeschwindigkeiten keine deutliche Tendenz erkennen lassen und die Bewegungsauslässe und Amplituden während des Laufens sogar deutlich abnehmen.

Diskussion

Die vorliegenden Ergebnisse bestätigen die Ausführungen in der Literatur, wonach Lendenwirbelsäule und Becken bei der bipedalen Fortbewegung ein „Kompensationssystem“ bilden, daß auf die Bewegungsauslenkungen der unteren Extremität reagiert (13, 17, 19, 21, 22, 24, 29, 30, 32). Durch kontinuierliche Sicherung der Vertikalisation des Rumpfes im Raum sowie der Frontalstellung der ventralen Körperseite zur Bewegungsrichtung wird der Gehvorgang dem primären Ziel der Ökonomisierung untergeordnet. Das Kompensationssystem ist bemüht, den Energieverlust gering zu halten und Fehl- sowie Überbelastungen aktiver und passiver Strukturen (Degeneration) zu vermeiden. So reagiert das Becken direkt auf die Motorik der unteren Extremitäten sowie die Lendenwirbelsäule indirekt durch Beantwortung der Beckenbewegungen.

Die ausgewerteten spiegelbildlichen Bewegungsverläufe von Lendenwirbelsäule und Becken in den drei Bewegungsebenen belegen diesen Mechanismus der System-

steuerung (29, 32, 33). Mit dem Vorschwung des Beines verursacht der Oberschenkel eine starke Hüftflexion. Durch die konsekutive maximale Kippung des Beckens nach ventral in der Sagittalebene sowie durch eine maximale Drehbewegung des Beckens um die Longitudinalachse zur Seite des hinteren Beines wird zu Beginn der bipedalen Stützphase während des Fersenkontaktes eine ausreichende und raumgreifende Schrittlänge realisiert sowie das Absinken des Körperschwerpunktes reduziert (2, 24, 39). Die Lendenwirbelsäule kompensiert die Bewegungsauslenkungen mit gleichzeitiger maximaler Extension und Drehung zur kontralateralen Seite. In der Frontalebene wird während der mittleren Standphase durch eine maximale seitliche Neigung der kontralateralen Beckenhälfte eine Verringerung der vertikalen Aufwärtsbewegung des Körperschwerpunktes induziert und durch den größten lateralflektorisches Ausschlag der Lendenwirbelsäule innerhalb des Bewegungsverlaufes zur Standbeinseite beantwortet (3, 24).

Phylogenetisch hat sich ein motorisch dynamisches Stereotyp (12) entwickelt, das das Gangbild gegen exogene Einflüsse im Sinne eines Regelkreises stetig reguliert und stabilisiert. Die Bewegungsauslenkungen von Lendenwirbelsäule und Becken in Abhängigkeit von den exogenen Einflüssen „Steigung“ und „Geschwindigkeit“ unterstreichen diese Fähigkeit der kurzfristigen Kompensation.

Mit wachsender Steigung (0 - 9%) entfernen sich Lendenwirbelsäule und Becken in der Sagittalebene progredient von der individuellen anatomischen Nullposition und verschieben ihren Bewegungsbereich nach ventral. Durch diese Rumpfvorneigung und Vorverlagerung des Körperschwerpunktes wird ein Kippen des Körpers nach dorsal vermieden und das Gleichgewicht entgegen der Gravitation ausbalanciert. Die Beckenkipung nach anterior wird weiterhin verstärkt durch die vergrößerte Hüftflexion, da der Oberschenkel in der Schwungphase vermehrt angehoben werden muß, um die Steigung zu überwinden (22).

Die zunehmende Geh- bis hin zur Laufgeschwindigkeit führt ebenfalls zu verstärkten Bewegungsauslenkungen nach ventral von Lendenwirbelsäule und Becken in der Sagittalebene. Der durch den Fersenaufsatz entstehende Bremskraftstoß vor dem Körperschwerpunkt provoziert während des Geh-

vorganges einen Geschwindigkeitsverlust in der Vortriebsrichtung. Die resultierende Verzögerung, die die Harmonie und die Ökonomie des Gangbildes behindert, wird durch eine Zunahme der Rumpfvorneigung abgeschwächt und beendet, wobei gilt: je größer die Geschwindigkeit, desto größer die Rumpfvorneigung (6, 10, 22).

Die Rotationsbewegungen sind durch die Schrittlänge determiniert. Durch steigende Gehgeschwindigkeiten nehmen sowohl Schrittlänge als auch Schrittfrequenz zu, worauf sich die Rotation in Lendenwirbelsäule und Becken vergrößert (6, 10, 21, 29, 30). Da die Schrittlänge bei wachsenden Steigungen und konstanter Geschwindigkeit aus Gründen des wachsenden Energieaufwandes nicht zu-, sondern tendenziell eher abnimmt, sind keine signifikanten Veränderungen der Bewegungsauslässe in der Transversalebene im Kompensationssystem zu erkennen (6, 38).

In der Frontalebene werden die Meßwerte von Lendenwirbelsäule und Becken durch den Parameter „Steigung“ nicht beeinflusst. Die steigende Geschwindigkeit hingegen führt in der Lendenwirbelsäule zu vergrößerten Bewegungen und Amplituden, während ein korrespondierender Anstieg im Beckenbereich nicht verzeichnet werden kann. Diese Ergebnisse stehen nicht in Übereinstimmung mit *Stokes et al.* (29), die mit steigender Geschwindigkeit ein umgekehrtes Bewegungsverhalten nachweisen konnten. Allerdings wurde nicht die Lendenwirbelsäule isoliert, sondern das gesamte Achsenorgan gemessen. Hier müssen weitere Untersuchungen durchgeführt werden, die ein größeres Probandengut in die Auswertung einbinden.

Wie sind die gewonnenen Ergebnisse in den Kontext bisher durchgeführter Untersuchungen einzuordnen? Einige wenige Autoren haben sich bereits mit der Evaluation von Teilaspekten der Becken- und Wirbelsäulenbewegungen während der bipedalen Lokomotion beschäftigt. Wie bereits eingangs erwähnt untersuchten *Gregersen und Lucas* (9) die axiale Rotation der thorakolumbalen Wirbelsäule sowie *Lumsden und Morris* (18) die des lumbosakralen Gelenkes mittels der für den Patienten sehr belastenden Implantation von Steinmannnägeln in die *processi spinosi* sowie die *spinæ iliace posterioriores superiores*. *Saunders et al.* (24), *Eberhardt und Inmann* (7) sowie *Klopsteg und Wilson* (16) verwendeten ähnliche invasive Meßverfahren zur Er-

fassung von Beckenbewegungen in der Frontal- und Transversalebene. Aus Gründen der geringen Probandenzahl ($n = 5-10$) und der verwendeten invasiven Meßmethodik können die Ergebnisse dieser Studien nicht als Vergleichswerte herangezogen werden.

Mittels Oberflächenmarker und strahlungsfrei untersuchten *Bittmann et al.* (1) und *Fleiß et al.* (8) die Bewegungen von Wirbelsäule und Becken während des Gehvorganges. Allerdings wurden keine numerischen Ergebnisse formuliert, sondern ausschließlich die Meßtechnik und Möglichkeiten der Auswertung beschrieben.

Neben *Thurston und Harris* (32) sowie *Stokes et al.* (29) gaben auch *Nottrodt et al.* (21) hingegen konkrete Zahlenwerte an. Allerdings muß auf einen Vergleich mit den in der vorliegenden Arbeit ermittelten Norm- und Grenzwertbereichen verzichtet werden. Aufgrund der in der Literatur nachgewiesenen großen interindividuellen Unterschiede physiologischer Gangbildmuster bei der Erfassung von Becken- und Wirbelsäulenbewe-

gungen (9, 14, 16, 29-32), die durch eine geringe Probandenzahl (21, 29, 30) und eine große Altersspanne der Testpersonen (16-74 Jahren) (32) weiter zunehmen, wurde in der vorliegenden Studie wegen der demnach zu erwartenden unsymmetrischen Verteilung der Meßwerte das statistische Verfahren der Quartilberechnung verwendet. Da in bisherigen Studien gemittelte Amplituden und Standardabweichungen erhoben wurden, ist ein Vergleich nicht möglich. Weiterhin ist aufgrund dieser Auswertungsverfahren nicht zu quantifizieren, inwieweit sich die Probanden während des Meßvorganges in Vor- oder Rückneigung befanden und wie symmetrisch die Bewegungsauslenkungen in der Frontal- und Transversalebene um die Nulllinie ausfielen. Insbesondere das eingesetzte Auswertungsverfahren der Ganganalyse macht es bei gleicher Bewegungsamplitude zweier Probanden unter Berücksichtigung dieses Kriteriums aber möglich, die physiologische von der pathologischen bipedalen Lokomotion zeitextensiv abzugrenzen.

Es stellte sich vor Beginn der Untersuchung die grundsätzliche Frage, ob sich eine Erstellung von Normwerten realisieren lassen würde. Mit der Bestimmung von Toleranzbereichen und Grenzwerten war es möglich, die als "physiologische Normvarianten" klassifizierten häufig über den Normbereich hinausreichenden Bewegungsspitzen einzugrenzen. Für einen routinemäßigen Vergleich mit dem Patientengut müssen kommende Studien sowohl weitere Altersgruppen als auch das weibliche Geschlecht berücksichtigen. *Thurston* (33) konnte bedeutsame Unterschiede zwischen männlichen Hüftarthrosepatienten ($n = 19$) und einer gesunden Kontrollgruppe ($n = 10$) hinsichtlich der sagittalen und frontalen Beckenbewegungen bereits nachweisen.

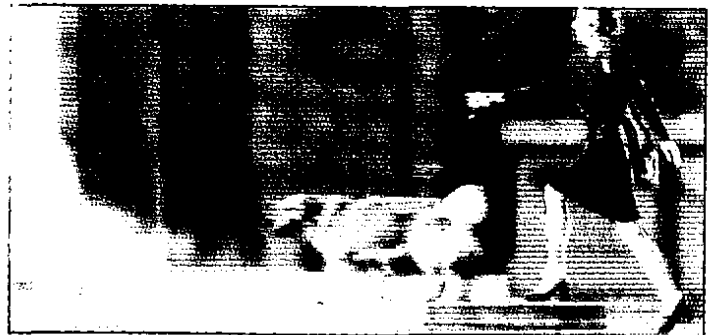
Es ist zu diskutieren, ob die verwendete Meßrate von 20 Hz den Anforderungen gerecht wird, die Bewegungen in Lendenwirbelsäule und Becken objektiv zu quantifizieren. *Winter* (38) empfiehlt aufgrund einer kinematischen Untersuchung des normalen

Zeel® comp.

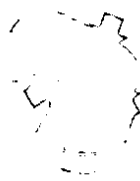
Injektionslösung - Tabletten

Zusammensetzung: Injektionslösung: 1 Ampulle zu 2,0 ml (= 2 g) enth.: Arzneilich wirksame Bestandteile: Toxicodendron quercifolium e summitibus rec. Dil. D 4 (HAB 1, Vorschrift 2a, 7) 10,0 mg; Arnica montana Dil. D 4 2,0 mg; Solanum dulcamara Dil. D 4 1,0 mg; Sanguinaria canadensis Dil. D 4 1,0 mg; Sulfur Dil. D 10 3,0 mg. Die Bestandteile 1 bis 5 werden über die letzten beiden Stufen gemäß HAB 1, Vorschrift 40a gemeinsam potenziert. Tabletten: 1 Tabl. zu 301,5 mg enth.: Arzneilich wirksame Bestandteile: Toxicodendron quercifolium e summitibus rec. Trit. D 2 (HAB 1, Vorschrift 2a, 7) 1,00 mg; Arnica montana Trit. D 2 0,50 mg; Solanum dulcamara Trit. D 2 0,30 mg; Sanguinaria canadensis Trit. D 2 0,45 mg; Sulfur Trit. D 6 0,75 mg. Die Bestandteile 1 bis 3 werden gemäß HAB 1, Vorschrift 40c gemeinsam potenziert. Sonstige Bestandteile: Magnesiumstearat, Lactose. **Gegenanzeigen:** Injektionslösung: Überempfindlichkeit gegen Giftsumachgewächse und Korbblütler. Tabletten: Überempfindlichkeit gegen Giftsumachgewächse. **Nebenwirkungen:** Injektionslösung: In seltenen Fällen kann es bei Überempfindlichkeit gegen Giftsumachgewächse und Korbblütler zu anaphylaktischen Reaktionen kommen. Hinweis: In seltenen Fällen kann es nach intraartikulärer Applikation von Zeel comp. zu vorübergehenden schmerzhaften Reizzuständen des Gelenkes, evtl. mit steriler Ergußbildung kommen; eine entzündungshemmende Behandlung führt zum Abklingen der Beschwerden. **Wechselwirkungen mit anderen Mitteln:** Nicht bekannt. **Dosierungsanleitung:** Injektionslösung: Im allgemeinen 2mal wöchentlich 1 Ampulle, bei großen Gelenken jeweils 2 Ampullen, i.m., s.c., i.c., i.v., intraartikulär bzw. periartikulär, ggf. paravertebral. Tabletten: Im allgemeinen 3-5mal täglich 1 Tablette einnehmen (oder im Munde zergehen lassen). **Darreichungsformen und Packungsgrößen:** Injektionslösung: Packungen mit 10 (N1) DM 30,23, 50 (N2) DM 115,06 und 100 (N3) Ampullen zu 2,0 ml DM 207,92, Reg.-Nr.: 19348.00.02. Tabletten: Packungen mit 50 (N1) DM 10,00 und 250 (N2) Tabletten DM 35,80, Reg.-Nr.: 19348.00.01.

Stand: 1. September 1998



Zeel comp. - für mehr Bewegung
und Entlastung in Ihrem Budget



- risikoarm
- kassenüblich

-Heel

Biologische Heilmittel Heel GmbH, Baden-Baden
Telefon (0 72 21) 5 01-00, Fax 5 01-2 80, <http://www.heel.de>

und pathologischen Ganges aus Kostengründen den Einsatz einer Meßrate von 25 Hz, da zwischen den verwendeten Frequenzen von 25 und 50 Hz keine bedeutenden Differenzen in den Ergebnissen auftraten. Zur Erfassung der schnelleren Bewegungen während der Laufgeschwindigkeit ist in zukünftigen Analysen neben der verwendeten ebenfalls eine höhere Meßrate zu fordern, um etwaige Unterschiede evaluieren zu können.

Es bleibt zu klären, warum sich die Beckenbewegungen in der Frontal- und Transversalebene bei individueller Ganggeschwindigkeit und 0% Steigung bzgl. der Normwerte auffällig asymmetrisch zeigten, während die Bewegungen in der Lendenwirbelsäule sehr ausgeglichen waren. Ein Meßfehler kann ausgeschlossen werden, da vor und nach jeder Testphase die Fixierung von Meß- und Referenzmarker überprüft wurde. Zu diskutieren ist die Manifestation eines funktionellen Beckenschiefstandes, der in einer Untersuchung von Hoffmann (11) bei 93% von 500 gesunden und verletzten Probanden nachgewiesen werden konnte. Auch Thurston und Harris (32) konnten bei 17 von 48 männlichen untersuchten Probanden einen Beinlängenunterschied von mehr als 1 cm nachweisen. In künftigen Untersuchungen ist der Beckenstand der Probanden vor Testbeginn zu erheben, um auftretende dysbalancierte Bewegungsaußenkungen besser analysieren zu können. Zur Unterstützung können während des Gehvorganges Druckverteilungsmessungen eingesetzt werden (4), um die Belastungssymmetrie beider Beine zu erfassen.

Das in der vorliegenden Studie verwendete 3-D kinematographische Ultraschallgestützte Meßverfahren ist geeignet, die Bewegungen von Lendenwirbelsäule und Becken während der bipedalen Lokomotion dreidimensional zu erfassen. Das nicht invasive Verfahren erfüllt die Hauptgütekriterien, ist praktikabel und anwenderfreundlich. Es konnten Norm- und Grenzwerte formuliert werden, die dem Anwender eine Orientierungshilfe bieten.

Literatur

1. Bittmann F, G. Badtke, O. Schmidt: Zum kinematischen Verhalten von Becken- und Schulterachse sowie Wirbelsäulenlänge beim Langstreckenlauf. In:

Dickhuth H.H., W. Küsswetter: 35. Deutscher Sportärztekongress, Tübingen. Abstractband 1997, 267.

2. Bronner O.: Die untere Extremität und ihre funktionelle Behandlung nach Verletzungen und bei anderen Störungen. Pflaum München 1992.

3. Cochran G.v.B.: Orthopädische Biomechanik. Enke Stuttgart 1988.

4. Dalichau S.: Objektivierung der Therapie mittels plantarer Druckverteilungsmessung. Orthopädie-Technik 9 (1995), 794-798.

5. Debrunner H.U.: Biomechanik des Fußes. Enke Stuttgart 1985.

6. Donskoi D.D.: Grundlagen der Biomechanik. Bartels und Wernitz Berlin 1975.

7. Eberhardt H., V.T. Inmann: An evaluation of experimental procedures used in a fundamental study of human locomotion. Ann NY Acad Sci 51 (1951), 1213-1228.

8. Fleiß O., H. Fleiß, P. Holzer, G. Ritter: Die Bewegung der Wirbelsäule bei Rückenproblemen und Gangstörungen. In: Eidgen. Technische Hochschule Zürich: Europäisches Symposium über klinische Ganganalyse. Schweiz 1992, 177-180.

9. Gregersen G.G., D.B. Lucas: An in vivo study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine. J Bone Joint Surg 49 (A) (1967), 247-262.

10. Hess W.D.: Leichtathletik, Sprint - Lauf - Gehen. Sportverlag Berlin 1991.

11. Hoffmann H.: Bewegungsanalytische Aspekte des Laufens. In: Binkowski H., G. Huber: Stehen, gehen, laufen. Kleine Schriftenreihe des Dt. Verbandes für Gesundheitssport und Sporttherapie, Bd. 3. Waldenburg 1992, 68-84.

12. Hollmann W., T. Hettinger: Grundlagen der Sportmedizin. Schattauer New York 1990.

13. Inmann V.T., H.J. Ralston, F. Todd: Human walking. Williams and Wilkins London 1981.

14. Kadaba M.P., H.K. Ramakrishnan, M.E. Wootten, J. Gaine, G. Gorton, G.V.B. Cochran: Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. J Ortop Res 7 (1989), 849-860.

15. Klein-Vogelbach S.: Gangschulung zur Funktionellen Bewegungslehre. 4. Aufl. Berlin Springer 1995.

16. Klopsteg P.E., P.D. Wilson: Human limbs and their substitutes. J Bone Joint Surg 54 (B) (1972), 456-462.

17. Knüsel O., L. Wiedmer: Der menschliche Gang und seine quantitative und qualitative Diagnostik - Vorstellung der Ganganalyse. In: Conradi E., R. Brenke (Hrsg.): Bewegungstherapie, Grundlagen, Ergebnisse, Trends. Uhlstein Berlin 1993, 143-150.

18. Lumsden R., J.M. Morris: An in vivo study of axial rotation and immobilization at the lumbosacral joint. J bone joint surg 50 (A) (1968), 1591-1602.

19. Murray M.P.: Gait as a total pattern of movement. Am J Phys Med 46 (1967), 290-333.

20. Natalis M., J. Loehr: Die objektive Erfassung des cervikalen Bewegungsumfanges - eine nicht invasive Technik - unveröffentlicht.

21. Nottrodt J.W., J. Chateris, J.C. Wall: The effects of speed on pelvic oscillations in the horizontal plane during level walking. J Human Movement Studies 8 (1982), 27-40.

22. Reißdorf C.: Ultraschalltopometrische Analyse des Achsenskeletts. Das Bewegungsverhalten der Lendenwirbelsäule und des Beckens beim Gang. Examensarbeit. Bremen 1998.

23. Sander K., F. Layher, U. Disse: Dreidimensionale Bewegungsanalysen von Wirbelsäulen mit Hilfe des Meßsystems CMS 100. In: Boenick U., M. Schal-

dach (Hrsg.): Vorträge der Gemeinsamen Jahrestagung der Deutschen, der Österreichischen und der Schweizerischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik 1993. Berlin 1993, 369-370.

24. Saunders J.B., V.T. Inmann, H.D. Eberhardt: The major determinants in normal and pathological gait. J Bone Joint Surg 46A (1953), 543-558.

25. Schreiber U., T. Brockow: Reliabilität von Funktionsuntersuchungen in der Physiotherapie - 3-D Wirbelsäulen-Bewegungsanalyse CMS 50. Motodiagnostik/ Mototherapie II, Jena 1994, 75.

26. Schreiber U., T. Brockow, R. Smolenski, R. Callies: Reliabilitätsuntersuchungen von dreidimensionaler Bewegungsanalyse und Myotonometrie. Phys Rehab Kur Med 6 (1996), 148-149.

27. Senn E., N. Seichert: Stellenwert der Ganganalyse in der Physikalischen Medizin. In: Eidgen. Technische Hochschule Zürich: Europäisches Symposium über klinische Ganganalyse. Schweiz 1992, 121-125.

28. Smolenski U., G. Endres, U. Schreiber: Dreidimensionale Bewegungsfunktionsanalyse der Halswirbelsäule mit dem System zebriis - eine Standardisierung der Untersuchungsbedingungen. Phys Rehab Kur Med 6 (1996), 163.

29. Stokes V.P., C. Andersson, H. Forsberg: Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. J Biomech 22 (1989), 43-50.

30. Thorstensson A., J. Nilsson, H. Carlson, M.W. Zomlefer: Trunk movements in human locomotion. Acta Physiol Scand 121 (1984), 9-22.

31. Thurston A.J.: Repeatability studies of a television/computer system for measuring spinal and pelvic movements. J Biomed Eng 4 (1982), 129-132.

32. Thurston A.J., J.D. Harris: Normal kinematics of the lumbar spine and pelvis. Spine 8 (1983), 199-205.

33. Thurston A.J.: Spinal and pelvic kinematics in osteoarthritis of the hip joint. Spine 10 (1985), 467-471.

34. Vogt L., W. Banzer: Reproduzierbarkeit thorakaler und lumbaler Wirbelsäulenbewegungen mit der 3D-Ultraschalltopometrie. Phys Rehab Kur Med 7 (1997), 21-25.

35. Weil S., U.H. Weil: Mechanik des Gehens. Thieme Stuttgart 1966.

36. Whittle M.W., D. Levine: Measurement of lumbar lordosis as a component of clinical gait analysis. Gait & Posture 5 (1997), 101-107.

37. Wiedmer L.: Quantitative und qualitative Ganganalyse und ihre Anwendung in der Klinik. In: Conradi E., R. Brenke (Hrsg.): Bewegungstherapie, Grundlagen, Ergebnisse, Trends. Uhlstein Berlin 1993, 151-162.

38. Winter, D.A.: Camera speeds for normal and pathological gait analyses. Med & Biol Eng & Comput 20 (1982), 408-412.

39. Witt, Rettig, Schlegel, Hackenbroch, Hupfauer: Orthopädie in Praxis und Klinik. Band I: Allgemeiner Orthopädie. Thieme Stuttgart 1980.

Anschrift für die Autoren:
Dr.rer.nat. Stefan Dalichau
Berufsgenossenschaftliche
Unfallbehandlungsstellen Bremen
Außer der Schleifmühle 55/61
28 203 Bremen
Tel.: 0421 - 33 55 029
Fax: 0421 - 33 55 041