Methoden und Mittel zur Verbesserung des statischen und dynamischen
Muskelverhaltens bei haltungsbedingten Beschwerden:
Ein trainings- und bewegungswissenschaftlicher Vergleich
zwischen haltungsverbessernden, sensomotorischen Einlegesohlen
und gesundheitsorientiertem, rehabilitativem Muskelaufbautraining

Dissertation
zur Erlangung des sozialwissenschaftlichen Doktorgrades der
Sozialwissenschaftlichen Fakultät der Georg-August-Universität Göttingen
vorgelegt von

Daniela Maren Ohlendorf
aus Salzgitter
Göttingen im Oktober 2007

-
1. Gutachter: Prof. Dr. med. et Dr. rer. nat. A. Niklas
 2. Gutachter: Prof. Dr. A. Krüger
 3. Gutachter: Prof. Dr. S. Blumentritt

Tag der mündlichen Prüfung: 09.04.2008

Ich versichere, dass ich die eingereichte Dissertation „Methoden und Mittel zur Verbesserung des statischen und dynamischen Muskelverhaltens bei haltungsbedingten Beschwerden: Ein trainings- und bewegungswissenschaftlicher Vergleich zwischen haltungsverbessernden, sensomotorischen Einlegesohlen und gesundheitsorientiertem, rehabilitativem Muskelaufbautraining“ selbständig und ohne unerlaubte Hilfsmittel verfasst habe. Anderer als der von mir angegebenen Hilfsmittel und Schriften habe ich mich nicht bedient. Alle wörtlich oder sinngemäß den Schriften anderer Autoren entnommenen Stellen habe ich kenntlich gemacht.

Göttingen, den 10.10.2007

(Unterschrift)

Danksagung

Zunächst möchte ich mich ganz herzlich bei meinem Doktorvater und Betreuer Prof. Niklas für seine hilfreiche Unterstützung und seine vielen Anregungen während meiner Doktorarbeit bedanken.

Weiterhin danke ich Dr. Natrup, Dr. Schmalz, Ina ter Harmsel und Franz Fischer für ihre Hilfsbereitschaft bei den Auswertungen der Studienergebnisse und der Beantwortung meiner permanenten Fragen.

Für die Bereitstellung der Messgeräte bin ich den Firmen GeBioM, Otto Bock und ABW zu Dank verpflichtet.

Den Fitnessstudios ‚FIZ‘ in Göttingen und ‚Injoy‘ in Lengede (Landkreis Peine) möchte ich meinen Dank bekunden. Sie stellten mir die benötigten Trainingsgeräte zur Verfügung und sorgten dafür, dass die Probanden der Krafttrainingsgruppe während ihrer Trainingseinheiten optimal trainieren konnten.

Ebenso möchte ich mich bei allen meinen freiwilligen Probanden bedanken, die fortwährend und immer motiviert meine Anweisungen - vor allem die Probanden der Krafttrainingsgruppe- ausgeführt haben.

Auch bei meiner Familie und meinen Freunden, die in jeder Lebenslage zu mir gehalten haben, möchte ich mich aufrichtig bedanken. Ihre Unterstützung und ihr Beistand sind für mich während der ganzen Promotionsdauer von großer Bedeutung gewesen.

Meinen besonderen Dank möchte ich Carsten Wahle aussprechen, da er mich bei den statistischen Fragestellungen immer tatkräftig unterstützt hat. Auch bei Ralf Müller möchte ich mich herzlich für die Unterstützung bei der Konzeption der Trainingspläne bedanken.

Meine Dissertation widme ich von ganzem Herzen meinem Großvater Helmut Sukopp, da er den Ausgang dieser Arbeit leider nicht mehr erleben konnte, aber sich immer für mein Thema interessiert hat und sehr stolz auf mich gewesen ist.

VERZEICHNISSE

I	Inhaltsverzeichnis	
II	Abbildungs- und Ergänzungsverzeichnis	
III	Diagrammverzeichnis	
IV	Tabellenverzeichnis	
VI	Abkürzungsverzeichnis	

I. INHALTSVERZEICHNIS

1.	EINLEITUNG.....	1
2.	GRUNDLAGEN	11
2.1.	Neuromuskuläre Regel- und Steuermechanismen der Körperhaltung.....	11
2.1.1.	Grundlagen der menschlichen Bewegungssteuerung	11
2.1.2.	Die Körperhaltung - Ursachen und Auswirkungen bei Haltungsschwächen ..	13
2.2.	Das gesundheitsorientierte, rehabilitative Muskelaufbautraining	15
2.2.1.	Begriffsbestimmung und grundlegende Ziele des rehabilitativen Muskelaufbautrainings	15
2.2.2.	Trainingsmethoden und Trainingsprinzipien	16
2.2.3.	Die Bedeutung des Aufwärmens und Dehnens	18
2.2.4.	Auswirkungen des rehabilitativen Muskelaufbautrainings auf den Körper	19
2.3.	Verfahren zur Beschreibung der menschlichen Körperhaltung und Fortbewegung	20
2.3.1.	Funktionelle Ganganalyse	20
2.3.2.	Die Oberflächen-Elektromyographie	22
2.3.3.	Dreidimensionale Rückenscannung	23
2.3.4.	Pedographie	24
2.3.5.	Muskelfunktionsprüfung zur Feststellung des allgemeinen Kraftniveaus und der Kraftverhältnisse	26
2.4.	Grundidee des gewählten Untersuchungsdesigns einschließlich der resultierenden Hypothesen	27

3. METHODIK	31
3.1. Testpersonen	31
3.1.1. Gruppe 1: Sensomotorische Einlegesohlen	32
3.1.2. Gruppe 2: gesundheitsorientiertes, rehabilitatives Muskelaufbautraining	33
3.1.3. Gruppe 3: Tragen von sensomotorischen Einlegesohlen und Durchführung eines rehabilitativen Muskelaufbautrainings (Kombination beider Methoden)	33
3.1.4. Gruppe 4: Kontrollgruppe	34
3.1.5. Aufgaben des Betreuers der drei Gruppen während der Untersuchungen	34
3.2. Bedingungen des Versuchsablaufes der einzelnen Messreihen.....	35
3.2.1. Messung 1: Dreidimensionale Rückenscannung mit dem dreidimensionalen Aufnahmesystem MiniRot Kombi der Firma ABW	35
3.2.2. Messung 2: Statische und dynamische Oberflächen-Elektromyographie	38
3.2.3. Messung 3: Instrumentelle Ganganalyse	40
3.2.4. Messung 4: Pedographie.....	43
3.2.5. Messung 5: Ablauf einer manuellen Krafttestung.....	44
3.3. Analyseparameter der einzelnen Messreihen	45
3.3.1. Parameter der dreidimensionalen Rückenscannung	45
3.3.2. Parameter der Oberflächen-Elektromyographie	46
3.3.3. Parameter der instrumentellen Ganganalyse	47
3.3.4. Parameter der Pedographie	48
3.4. Statistisches Auswertungsverfahren	49
4. ERGEBNISSE.....	54
4.1. Beschreibende Statistik	54
4.1.1. Ergebnisse der dreidimensionalen Vermessung der Rückenoberfläche	54
4.1.2. Ergebnisse der Oberflächen-Elektromyographie.....	61
4.1.3. Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse	66
4.1.4. Ergebnisse der Pedographie	71
4.1.5. Ergebnisse der manuellen Funktionsdiagnostik	74
4.1.6. Auswertungen der Fragebögen	77
4.2. Schließende Statistik: Übersicht der einzelnen statistischen Nachweise der Untersuchungsreihen innerhalb der vier Probandengruppen	78
4.2.1. Nachweisliche Veränderungen der Gruppe 1	78
4.2.2. Nachweisliche Veränderungen der Gruppe 2	81
4.2.3. Nachweisliche Veränderungen der Gruppe 3	83
4.2.4. Nachweisliche Veränderungen der Gruppe 4	84

4.2.5. Nachweisliche Veränderungen der Rückenoberfläche bei einer Langzeitmessung der Gruppen 1, 2 und 3	84
5. DISKUSSION	85
5.1. Ergebnisanalyse der Untersuchungen	85
5.1.1. Ergebnisanalyse der Untersuchungsgruppe 1 'sensomotorische Einlegesohlen'	85
5.1.2. Ergebnisanalyse der Untersuchungsgruppe 2 'rehabilitatives Muskelaufbautraining'	89
5.1.3. Ergebnisanalyse der Untersuchungsgruppe 3 'sensomotorische Einlegesohlen und rehabilitatives Muskelaufbautraining' ..	91
5.1.4. Ergebnisanalyse der Gruppe 4 'Kontrollgruppe'	92
5.1.5. Ergebnisanalyse der Langzeitstudie der dreidimensionalen Rückenvermessung	92
5.2. Hypothesenprüfung	93
5.2.1. Hypothesenprüfung der Hypothesen 1 und 2	93
5.2.2. Hypothesenprüfung der Hypothese 3	95
5.2.3. Hypothesenprüfung der Hypothese 4	96
5.2.4. Hypothesenprüfung der Hypothese 5	97
5.3. Schlussfolgerungen der Untersuchungsergebnisse	98
5.3.1. Erkenntnisse für den systematischeren Einsatz sensomotorischer Einlegesohlen	102
5.3.2. Erkenntnisse für den systematischeren Einsatz eines rehabilitativen Muskelaufbautrainings	104
5.4. Forderungen für zukünftige Untersuchungen beim Einsatz von sensomotorischen Einlegesohlen oder einem rehabilitativen Muskelaufbautraining	106
5.4.1. Forderungen für zukünftige Untersuchungen beim Einsatz von sensomotorischen Einlegesohlen	106
5.4.2. Forderungen für zukünftige Untersuchungen beim Einsatz eines rehabilitativen Muskelaufbautrainings	108
5.4.3. Forderung für zukünftige Untersuchungen hinsichtlich der Auswirkungen auf das sensomotorische System durch die beiden Interventionsmöglichkeiten	110
5.4.4. Forderungen für den zukünftigen Einsatz der Messtechnik	110
5.4.5. Forderungen für weitere Studien zur Verbesserung der Haltungs- und Bewegungssteuerung	113
6. ZUSAMMENFASSUNG	116

LITERATUR	120
Weitere Quellen	139
ANHANG A - ABBILDUNGEN UND ERGÄNZUNGEN	141
ANHANG B - DIAGRAMME	202
ANHANG C - TABELLEN	211
ANHANG D – PUBLIKATIONEN	212

II. ABBILDUNGS- UND ERGÄNZUNGSVERZEICHNIS

Abb. 1.1.	Die Körperhaltungen nach Bricot.....	1
Abb. 2.1.	Schematische funktionelle Übersicht des somatosensorischen Systems.....	141
Abb. 2.2.	Funktionelle Übersicht der zusammenwirkenden Propriozeptoren bei bewusst werdenden Vorgängen.....	142
Abb. 2.3.	Vergleich der kortikalen Verbindungen von Basalganglien und Kleinhirn ...	142
Abb. 2.4.	Vereinfachtes Schema funktioneller Schritte und Strukturen der Zielmotorik.....	143
Abb. 2.5.	Muskeldehnungsreflex, reziproke Hemmung und γ -Muskelspindelschleife..	143
Abb. 2.6.	Der Prozess der Erregungsleitung an der motorischen Endplatte	144
Abb. 2.7.	Räumliche und zeitliche Summation eines Aktionspotentials.....	144
Abb. 2.8.	Feinbau der quergestreiften Muskelfaser.....	145
Abb. 2.9.	Aufbau eines Sarkomers	146
Abb. 2.10.	Arbeitszyklus beim Filamentgleiten	146
Abb. 2.11.	Schematische Darstellung einer Muskelspindel und eines Golgi-Sehenorgans	147
Abb. 2.12.	Schematischer Überblick einer Muskelspindel	148
Abb. 2.13.	Der Rundrücken (Hyperkyphose).....	148
Abb. 2.14.	Der Hohlrücken (Hyperlordose).....	149
Abb. 2.15.	Der Flachrücken	149
Abb. 2.16.	Der Hohlrundrücken	150
Abb. 2.17.	Totalrundrücken.....	150
Abb. 2.18.	Skoliotische Fehlhaltung	151
Abb. 2.19.	Überblick über die Methoden des Krafttrainings	152
Abb. 2.20.	Abhängigkeiten der individuellen Regenerationszeit.....	152
Abb. 2.21.	Modell der Superkompensation.....	153
Abb. 2.22.	Effekte des Aufwärmens.....	153
Abb. 2.23.	Dehnformen des aktiven und passiven Dehnens	154
Abb. 2.24.	Untergliederung der Ganges	154
Abb. 2.25.	Gliederung des Gangzyklus.....	154
Abb. 2.26.	Vertikale Verschiebungen der Hat-Einheit innerhalb eines Gangzyklus	155
Abb. 2.27.	Laterale Verschiebung der HAT-Einheit (von oben betrachtet).....	155
Abb. 2.28.	Körperschwerpunktbewegung beim Gehen während eines Doppelschrittes..	156
Abb. 2.29.	Erzeugung eines dreiphasigen Motor Unit- Aktionspotentials.....	156
Abb. 2.30.	Modell eines wandernden elektrischen Dipols auf einer Muskelfasermembran	156
Abb. 2.31.	Triangulation	157
Abb. 2.32.	Lichtschnittverfahren.....	157
Abb. 2.33.	Codierter Lichtansatz.....	157
Abb. 2.34.	Höhenabgestuftes Phasenbild der Rückenoberfläche.....	24
Abb. 3.1.	Anamnesebogen.....	158
Abb. 3.2.	Abschlussfragebogen Gruppe 1	159
Abb. 3.3.	Abschlussfragebogen Gruppe 2	160
Abb. 3.4.	Lokalisation der Einlagenelemente.....	161
Abb. 3.5.	Die AM-Kette:.....	162
Abb. 3.6.	Die PM-Kette.....	162
Abb. 3.7.	Die PL-Kette	162
Abb. 3.8.	Die AL-Kette	163
Abb. 3.9.	Dynamischer Fußabdruck	164

Abb. 3.10. Sieben muskuläre Wirbelsäulen-Sicherungssysteme	165
Abb. 3.11. MiniRot Kombi.....	36
Abb. 3.12. Phasenbild des Rückenscanners mit den sechs ersichtlichen Markern	37
Abb. 3.13. Elektrodenapplikation bei einer Oberflächenableitung	185
Abb. 3.14. Exemplarisches Messkabel der EMG-Messung	185
Abb. 3.15. EMG-Verstärker	186
Abb. 3.16. EMG-Standard-Amplitudenparameter auf der Grundlage der korrigierten EMG-Kurve	186
Abb. 3.17. Anatomische Abbildung des oberen Anteils der autochthonen Rückenmuskulatur bzw. HWS-Extensoren	187
Abb. 3.18. Anatomische Abbildung des M. trapezius pars descendens	188
Abb. 3.19. Anatomische Abbildung der Mm. Multifidi	188
Abb. 3.20. Positionierung der Elektroden im Halswirbelsäulen- und Schulterbereich.....	39
Abb. 3.21. Positionierung der Oberflächenelektroden im Lendenwirbelsäulenbereich.....	40
Abb. 3.22. Schematische Darstellung des Ganganalyselabors von Otto Bock	41
Abb. 3.23. Markerkonvention	189
Abb. 3.24. Angebrachte Marker am Probanden (während einer Ganganalyse).....	189
Abb. 3.25. Fußdruckmessplatte	43
Abb. 3.26. Softwareprogramm GP-Multisens	190
Abb. 3.27. Einheitliche Definition der Körperachsen	200
Abb. 3.28. Die drei Komponenten der Rückenoberfläche	46
Abb. 3.29. Darstellung der ermittelten Momente	48
Abb. 3.30. Die sieben Parameter der Pedographie	201
Abb. 5.1. Schmerzlinderung durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen...	101
Abb. 5.2. Schmerzlinderung durch ein rehabilitatives Muskelaufbautraining	101
Abb. 5.3. Optimales Muskelverhältnis zwischen Agonist und Antagonist.....	105
Ergänzung 2.1.....	141
Ergänzung 2.2.....	142
Ergänzung 2.3.....	143
Ergänzung 2.4.....	144
Ergänzung 2.5.....	145
Ergänzung 2.6.....	146
Ergänzung 2.7.....	146
Ergänzung 2.8.....	146
Ergänzung 2.9.....	148
Ergänzung 2.10.....	149
Ergänzung 2.11.....	149
Ergänzung 2.12.....	150
Ergänzung 2.13.....	150
Ergänzung 2.14.....	151
Ergänzung 2.15.....	151
Ergänzung 2.16.....	154
Ergänzung 2.17.....	157
Ergänzung 3.1.....	161
Ergänzung 3.2.....	164
Ergänzung 3.3. Exemplarischer Trainingsplan der Probandengruppen 2 und 3	168
Ergänzung 3.4. Auflistung der getesteten Muskeln der Muskelfunktionsprüfung nach Janda	190
Ergänzung 3.5.....	200

III. DIAGRAMMVERZEICHNIS

Diagramm 3.1.	Exemplarische, statische EMG-Messung über 15 S.unden.....	202
Diagramm 3.2.	Exemplarischer EMG-Kurvenverlauf der linken HWS-Extensoren während der Standphase	202
Diagramm 3.3.	Exemplarischer EMG-Kurvenverlauf der linken HWS-Extensoren während der Schwungphase	203
Diagramm 3.4.	Exemplarischer Verlauf eines Extensions-Flexionswinkels des Oberen Sprunggelenkes	203
Diagramm 3.5.	Exemplarischer Verlauf eines Extensions-Flexionswinkel des Knies	
Diagramm 3.6.	Exemplarischer Verlauf des Hüft-Extensions-Flexions-Winkel	204
Diagramm 3.7.	Exemplarischer Kurvenverlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft....	205
Diagramm 3.8.	Exemplarischer Kurvenverlauf der anterior-posterioren Bodenreaktionskraft	205
Diagramm 3.9.	Exemplarischer Kurvenverlauf der medio-lateralen Bodenreaktionskraft	206
Diagramm 3.10.	Exemplarischer Kurvenverlauf des Sagittalmoments des OSGs während der Standphase	206
Diagramm 3.11.	Exemplarischer Kurvenverlauf des Sagittalmoments des Knies während der Standphase	207
Diagramm 3.12.	Exemplarischer Kurvenverlauf des Sagittalmoments der Hüfte während der Standphase	207
Diagramm 3.13.	Exemplarischer Kurvenverlauf des Frontalmoments des OSGs während der Standphase	208
Diagramm 3.14.	Exemplarischer Kurvenverlauf des Frontalmoments des Knies während der Standphase	208
Diagramm 4.1.	Veränderungen des IEMGs der Gruppe 1	64
Diagramm 4.2.	Veränderungen des IEMGs der Gruppe 1	646
Diagramm 4.3.	Veränderungen des rechten Extensions-Flexions-Winkel des OSG durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen	677
Diagramm 4.4.	Veränderungen des rechten Extensions-Flexions-Winkel des Knies durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen	678
Diagramm 4.5.	Veränderungen des rechten Extensions-Flexions-Winkel der Hüfte durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen	688
Diagramm 4.6.	Veränderungen des rechten sagittalen Hüftmoments durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen	689
Diagramm 4.7.	Veränderungen des linken sagittalen Kniemoments durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen	699
Diagramm 4.8.	Veränderungen des rechten sagittalen Kniemoments durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen	70
Diagramm 4.9.	Veränderungen medio-lateralen Bodenreaktionskraft durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen	690
Diagramm 4.10.	Veränderungen des rechten Extensions-Flexions-Winkel des Knies durch Muskelaufbautraining	701
Diagramm 4.11.	Veränderungen des linken sagittalen Kniesmoments durch Muskelaufbautraining	701
Diagramm 4.12.	Veränderungen des rechten sagittalen Kniesmoments durch Muskelaufbautraining	711

Diagramm 4.13. Veränderungen des linken frontalen Kniesmoments durch Muskelaufbautraining	712
Diagramm 4.14. Eingangsstatus der Muskelkraft der Gruppe 2	755
Diagramm 4.15. Ausgangsstatus der Muskelkraft der Gruppe 2	75
Diagramm 4.16. Veränderungen der Muskelkraft der linken Körperseite der Gruppe 2	209
Diagramm 4.17. Veränderungen der Muskelkraft der rechten Körperseite der Gruppe 2	209
Diagramm 4.18. Veränderungen der Muskelkraft der linken Körperseite der Gruppe 3	210
Diagramm 4.19. Veränderungen der Muskelkraft der rechten Körperseite der Gruppe 3	210
Diagramm 4.20. Veränderungen des Muskelstatus der Halsmuskeln der Gruppe 2	76
Diagramm 4.21. Eingangsstatus der Muskelkraft der Gruppe 3	76
Diagramm 4.22. Ausgangsstatus der Muskelkraft der Gruppe 3	77
Diagramm 4.23. Veränderungen des Muskelstatus der Halsmuskeln	77

VI. TABELLENVERZEICHNIS

Tab. 2.1. Beeinflussende intrinsische und extrinsische Faktoren des oberflächlichen elektromyographischen Signals	211
Tab. 4.1. Daten der dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 1	556
Tab. 4.2. Daten der dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 2	556
Tab. 4.3. Daten der dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 3	567
Tab. 4.4. Daten der dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 4	56
Tab. 4.5. Daten der Untergruppen der dreidimensionalen Rückenvermessung	60
Tab. 4.6. Langzeitmessung der dreidimensionalen Rückenvermessung	60
Tab. 4.7. Veränderungen der EMG-Mean-Werte eines Muskels auf beiden Körperseiten	62
Tab. 4.8. Vorher-Nachher-Vergleich des EMG-Mean-Werts eines Muskels	62
Tab. 4.9. Veränderungen des IEMGs beider Körperseiten der abgeleiteten Muskeln der Gruppe 1	63
Tab. 4.10. Veränderungen des IEMGs beider Körperseiten der abgeleiteten Muskeln der Gruppe 2	65
Tab. 4.11. Veränderungen des IEMGs der abgeleiteten Muskeln der Gruppe 1	66
Tab. 4.12. Veränderungen des IEMGs der abgeleiteten Muskeln der Gruppe 2	66
Tab. 4.13. Ergebnisse der Pedographie der Gruppen 1, 2 und 3	73
Tab. 4.14. Ergebnisse der Kontrollgruppe (Gruppe 4)	74
Tab. 4.15. Prozentuale Ergebnisse der dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 1	79_Toc169503630
Tab. 4.16. Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse der Gruppe 1	80
Tab. 4.17. Ergebnisse der Pedographie der Gruppe 1	81
Tab. 4.18. Ergebnisse der dreidimensionalen Rückenscannung der Gruppe 2	82
Tab. 4.19. Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse der Gruppe 2	82
Tab. 4.20. Ergebnisse der Pedographie der Gruppe 4	85

VI. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

AM	= Ausgangsmessung
AW	= Ausgangswert
BWS	= Brustwirbelsäule
DIF	= Differenz
EM	= Eingangsmessung
EMG	= Elektromyographie
EW	= Eingangswert
HWS	= Halswirbelsäule
IBK	= initialer Bodenkontakt
IEMG	= integriertes EMG
LM	= Langzeitmessung
LWS	= Lendenwirbelsäule
mm	= Millimeter
moSt	= monopedales Stützen
MUAP	= Motor Unit Action Potential
MT	= Muskelaufbautraining
MTT	= Medizinische Trainingstherapie
MW	= Mittelwert
OSG	= Oberes Sprunggelenk
s.	= Sekunde
S.B.	= Schulterblätter
SE	= sensomotorische Einlegesohlen
Seitl. WS-abweichung	= seitliche Wirbelsäulenabweichung
STE	= Stichprobenelemente
ÜK	= Übernahme Körperlast
VorB	= Vorschwingen des Beines

1. Einleitung

Der Gang und die Körperhaltung eines Menschen sind wie sein Charakter - einzigartig.

Anhand dieser Aussage wird deutlich, dass jeder Mensch ein individuelles Steh- und Gehverhalten im Laufe des Erwachsenwerdens gefestigt und ausgeprägt hat. Für den Außenstehenden repräsentiert die Körperhaltung das sichtbare Erscheinungsbild eines Menschen, während die Psyche weitgehend unsichtbar bleibt. Physis und Psyche stehen jedoch in einer engen Wechselwirkung mit der Körperhaltung. Die Ursache für das Einnehmen einer bestimmten Körperhaltung kann demnach sowohl physischen als auch psychischen Ursprungs sein.

Durch die Muskulatur wird bei jedem Menschen die Körperhaltung aufrechterhalten und Bewegungen werden ermöglicht. Daher ist sie ein wichtiger Faktor, um die Mobilität des Menschen zu garantieren.

Allerdings ist in den modernen Industriegesellschaften der heutigen Zeit, wie z.B. in Deutschland, aufgrund einer zunehmenden Automatisierung und Technisierung eine Abnahme der körperlichen (Leistungs-)Fähigkeit zu beobachten, bei der sich eine Immobilisierung des Bewegungsapparates vollzogen hat. Dies geschieht häufig über viele Jahre hinweg, weil neben der täglichen, meist sitzenden beruflichen Tätigkeit körperliche Bewegungsreize fehlen. Zudem ist die Freizeitgestaltung selten so konzipiert, dass ein gebührender Ausgleich geschaffen wird. Schmerzen des Halte- und Bewegungsapparates sind Folgen, die früher oder später in einer Beeinträchtigung des Alltags enden. Diese Einschränkungen können sich auch auf die Ausführung des Berufes auswirken, so dass dieser nicht mehr in vollem Umfang ausgeübt werden kann. Aktivitäten, die bei durchschnittlicher körperlicher Fitness leicht zu bewältigen sind, werden zur Anstrengung. (vgl. Mensink 1999, S.126f.)

Demzufolge haben die wenigsten Menschen eine optimale Körperhaltung. Stattdessen ist die Körperhaltung den äußeren Gegebenheiten entsprechend individuell ausgeprägt und lässt sich irgendwo zwischen den abgebildeten Haltungstypen einordnen:

Die Abbildung A stellt die optimale Haltung (weiß) dar. Alle weiteren Abbildungen B-E weisen einen Haltungsfehler auf (pink).

(Entnommen aus: Bricot 2006, S.21)

Abb. 1.1. Die Körperhaltungen nach Bricot

Fast jeder erwachsene Mensch mit einem Haltungsfehler klagte in seinem bisherigen Leben schon einmal über haltungsbedingte Beschwerden. Für manche Personen ist dies bisher nur eine temporär begrenzte Erfahrung gewesen, für andere hingegen sind Beschwerden des Bewegungsapparates eine nahezu permanente Begleiterscheinung des Alltags. 85% der Rückenschmerzen sind nicht spezifisch, wie z.B. einem Bandscheibenvorfall, zuzuordnen (Quelle: Gesundheitsberichterstattung des Bundes, Heft 7). Die Gründe der Beschwerden können vielseitig sein und somit kann dessen Identifikation und Behandlung sehr kosten- und zeitintensiv sein.

Eine repräsentative telefonische Umfrage bei ca. 8300 Erwachsenen des Robert-Koch-Instituts zum Thema „chronische Krankheiten und ihre Bedingungen“ von September 2002 bis März 2003 ergab, dass bereits ein Viertel der Befragten länger als drei Monate unter permanenten Rückenschmerzen (= chronische Rückenschmerzen) litten. Zudem haben 62% der befragten Personen angegeben, innerhalb des vergangenen Jahres Rückenschmerzen (unabhängig von einer Chronifizierung) gehabt zu haben. Männer und Frauen ab dem 40. Lebensalter sind von diesem Leiden stärker betroffen als jüngere Erwachsene.

Eine weitere Untersuchung fand heraus, dass ca. 20% der befragten Frauen und ca. 20% der befragten Männer von Krankheiten an Skelett, Muskeln und/oder Bindegewebe betroffen sind. Dadurch entstand für die Befragten eine verminderte Erwerbsfähigkeit, die zu einer Frühberentung führte. (Quelle: Gesundheitsberichtserstattung des Bundes, Heft 30)

Die existierenden Therapien für solche Beschwerden sind genauso vielfältig wie die Ursachen, die zu Beschwerden des Halte- und Bewegungsapparates führen können. So ist es bisher für den Einzelnen unerlässlich, aus der Fülle der Therapieangebote über (jahrelange) Erfahrung und Rückschläge nach der richtigen Alternative zu suchen: Der Weg hin zu einer Beschwerdelinderung führt die meisten Menschen auf vielen Umwegen zu verschiedensten Ärzten und/oder Therapeuten. Meistens ist diese Odyssee so zeitintensiv, dass der Beruf darunter leidet. Schlimmstenfalls muss die Beschäftigung sogar aufgegeben oder gewechselt werden. Finanzielle Unterstützung bekommen die Patienten unter anderem von Seiten der Krankenkassen, die für große Teile der Therapiekosten aufkommen. Die Aufwendungen hierfür sind häufig so hoch, dass die Kosten für rehabilitative Maßnahmen permanent steigen:

Die Ausgaben für stationäre Leistungen bei Rückenbeschwerden betrugen 1999 2,5 Mrd. und die für krankheitsbezogene direkte Kosten lagen bei 20,2 Mrd. DM (Quelle: Gesundheitsberichterstattung des Bundes, Heft 7). Im Jahre 2002 beliefen sich die Behandlungskosten bei Krankheiten des Muskel- und Skelettsystems bereits bei 25,2 Milliarden Euro (nach Angaben des Statistischen Bundesamtes). Die Kosten stiegen um etwa 370 Millionen Euro pro Jahr (Quelle: Bundesministerium für Gesundheit und soziale Sicherung 2002).

Demzufolge gehörten im Jahre 2002 Krankheiten des Muskel- und Skelettsystems mit 11,3% zu den dritt häufigsten und kostenträchtigsten Leiden des deutschen Gesundheitswesens. Neben Arthrosen lag ein weiterer Schwerpunkt der Kostenausgaben in diesem Bereich bei Menschen mit Rückenleiden (8,4 Mrd. Euro). Zudem waren diese Krankheiten die Ursache für die Entstehung der meisten Arbeitsunfähigkeitstage.

(Quelle: Statistisches Bundesamt)

Dies führte ebenfalls zu hohen volkswirtschaftlichen Kosten. Rückenerkrankungen verursachten 2002 6% aller direkten Krankheitskosten, 15% aller Arbeitsunfähigkeitstage und 18% aller Frühberentungen (Quelle: Schneider/ Schiltenswolf 2005, 477).

Aus diesen Gründen sind Präventionsmaßnahmen zur Senkung der bisherigen Ausgaben nicht zu vernachlässigen. Dennoch hat eine Studie des Bundesgesundheits surveys aus dem Jahre 1999 herausgefunden, dass Präventionsprogramme für Menschen mit einer hohen Anfälligkeit für Rückenleiden schlecht zugänglich sind, wie beispielsweise für Vollzeitbeschäftigte (Ergebnis einer Repräsentativstudie im Auftrag des Bundesgesundheitsministeriums). Daher sollte ferner berücksichtigt werden, dass die Angebote der therapeutischen Maßnahmen zur Bekämpfung haltungsbedingter Beschwerden für alle Menschen zwar unabhängig des sozialen Status zugänglich aber je nach beruflicher Lage unterschiedlich in den täglichen Alltag integrierbar sind. Folglich sollten Interventionsansätze ebenfalls Rücksicht auf die Arbeitszeit und die Entfernung zu dem jeweiligen Ausrichtungsort nehmen.

Anhand der oben angeführten Kosten des Gesundheitss.tors ist ersichtlich, dass sowohl der Prävention als auch der Rehabilitation in Zukunft eine immer bedeutendere Position im deutschen Gesundheitssystem einzuräumen sein wird.

Demzufolge ist es notwendig, durch Studien fortwährend neue Erkenntnisse über die verschiedenen bestehenden Therapiemaßnahmen und deren Vor- und Nachteile zu gewinnen, um präventiv bzw. rehabilitativ ihren Einsatz und ihre Anwendung zu optimieren.

Auch für die Minimierung der menschlichen Beschwerden und die Reduzierung der Therapiekosten bei Krankheiten des Muskel- und Skelettsystems sind neue, umfassende Studien unerlässlich.

Die Muskulatur, als wesentlicher Leistungsfaktor des Haltungs- und Bewegungsapparates, ist von wissenschaftlicher Seite her häufig der zentrale Ausgangspunkt solcher Studien. Dies liegt darin begründet, dass bei jedem Menschen die Muskulatur die Körperhaltung bestimmt. Trotz der individuellen Muskelausprägung und der daraus resultierenden Körperhaltung und -bewegung, wird diese bei allen Menschen nach dem gleichen Prinzip gesteuert und kontrolliert. Für den muskulären Antrieb ist neben einem ökonomischen Krafteinsatz auch die Kraftausdauer bedeutend. Unabhängig davon, ob eine Bewegung entweder schnell oder langsam, lang oder kurz ist oder sie nur aufrechterhalten werden soll, wird immer Kraft beansprucht, die über den benötigten Zeitraum aufgewendet

werden muss. Hierfür sind eine gute intra- und intermuskuläre Koordination notwendig, die neben den kinetischen und kinematischen Einflussgrößen, einen gut abgestimmten Muskeleinsatz gewährleisten. Ohne diese Komponenten kann die Anpassung des Körpers an eine neue Situation nicht bestmöglich umgesetzt werden.

Weiterhin sind für reibungslose Bewegungen ein komplexes Zusammenwirken zwischen zentralem und peripherem Nervensystem mit den biomechanischen und koordinativen Komponenten bei der Muskelbewegung unerlässlich: Durch das zentrale Nervensystem werden alle Bewegungen kontrolliert, koordiniert, gesteuert, überwacht und gespeichert. Die zentralnervöse Kontrolle ermöglicht es dem menschlichen Körper, sich so an permanent wechselnde Bewegungsanforderungen und Umwelteinflüsse anzupassen. Hierfür werden zudem auch die visuellen, auditiven und vestibulären Informationen aus dem peripheren Nervensystem in die Bewegungssteuerung integriert.

Neurophysiologische Umgestaltungen spiegeln sich demzufolge in einem veränderten Steh- und Gehverhalten wider. Genauso ist es möglich, über ein gewandeltes Bewegungsverhalten die nervalen Prozesse zu beeinflussen.

Mit welchen Therapiemöglichkeiten ist es möglich, Beschwerden im Bereich des Muskel- und Skelettsystems durch Einwirken auf den Muskelzustand effektiv in kürzester Zeit mit geringem Kostenaufwand zu lindern? Wie sehen die Anforderungen für den gezielten Einsatz einer Therapiemöglichkeit bei Menschen mit haltungsbedingten Beschwerden genau aus? Verbessert sich gleichzeitig das Steh- und Gehverhalten eines Menschen, wenn die Beschwerden gelindert sind? Und mit welchen Messsystemen lassen sich eine verbesserte Körperstatik und -dynamik sowie die Linderung der haltungsbedingten Beschwerden nachweisen, um den zukünftigen, gezielteren Einsatz der Therapiemöglichkeit auf der Grundlage der aus den Untersuchungen gewonnenen Erkenntnissen noch besser machen? Auf diese Fragen soll in den folgenden fünf Kapiteln eine Antwort gefunden werden.

Bei den in der vorliegenden Studie verwendeten externen Interventionsansätzen zur Verbesserung des menschlichen Steh- und Gehverhaltens und zur Linderung haltungsbedingter Beschwerden handelt es sich zum einen um haltungsverbessernde, sensomotorische Einlegesohlen aus Leder mit eingearbeiteten Korkelementen in 1-3 mm Dicke und zum anderen um ein rehabilitatives, zwei bis drei Mal wöchentlich durchgeführtes Muskelaufbautraining. Interventionsziel beider Ansätze ist es, als externes Hilfsmittel die Haltungsbeschwerden und Kompensationen der Körperstatik und -dynamik der Probanden durch ein verbessertes Steh- und Gehverhaltens zu lindern.

Der Untersuchungszeitraum beträgt sechs Wochen, in dem die Veränderungen nachgewiesen werden. Das Beschwerdegebiet der teilnehmenden Probanden umfasst den gesamten Bewegungsapparat und nicht nur ausschließlich Rückenschmerzen. Denn häufig verursacht Bewegungsmangel eine generelle Unterforderung der Muskulatur, wodurch

Kraft- und Mobilitätseinbußen nicht nur Rückenbeschwerden hervorrufen können. (Kapitel 3)

Die neurologischen Umgestaltungen im Bewegungsmuster der Probanden sollen mit Hilfe von fünf unterschiedlichen Messmethoden überprüft und bewiesen werden. (Kapitel 3 und Kapitel 4).

Weiterhin überprüft ein Fragebogen zu Beginn und nach dem Ende der Untersuchung, inwiefern der Proband innerhalb des vorgegebenen Untersuchungszeitraumes Vertrauen und Sicherheit in seine neuen Bewegungsabläufe gewonnen hat und wie sich seine Beschwerden subjektiv entwickelt haben (Kapitel 4).

Zentrale Fragestellung dieser Dissertation soll daher die bisher in der deutschen Forschung weitgehend vernachlässigte Frage sein, wie sich das menschliche Steh- und Gehverhalten verändern lässt, wenn die Sensorik und die Motorik über externe Hilfsmittel beeinflusst werden. Dazu werden die aus der Intervention resultierenden neurophysiologischen Umgestaltungsprozesse anhand biomechanischer, trainingswissenschaftlicher, elektromyographischer aber auch psychischer Parameter aufgezeigt. Hierdurch wird die Komplexität dieser beiden zusammenarbeitenden Systeme verdeutlicht und die notwendige, interdisziplinäre Denkweise betont. (Kapitel 4).

Die Ergebnisse, der in einem Prä-Post-Kontrollgruppendesign mit 3 Gruppen und einer Kontrollgruppe durchgeführten Untersuchung zu zwei bzw. drei Zeitpunkten, sollen zeigen, ob die extern eingesetzten Hilfsmittel eine verbesserte Körperstatik und -dynamik bewirken. Ziel ist es, den vor der Untersuchung bestehenden haltungsbedingten Beschwerden entgegenzuwirken. (Kapitel 4)

Um die Bewegungen der einzelnen Probanden zu verbessern und ihre Schmerzen zu lindern, manipulieren beide Interventionsansätze gezielt den Muskelstatus bzw. das Zusammenwirken mit anderen Muskeln. Inwiefern die erzwungenen neuen Bewegungsabläufe des komplexen menschlichen Steh- und Gehverhaltens im zentralen Nervensystem neu modifiziert werden können und inwiefern eine verbesserte Bewegungspräzision und -effizienz einen Einfluss auf die Motorik und Koordination hat, wird in Kapitel 5 diskutiert. Diesbezüglich wird auch geprüft, ob sensomotorische Veränderungen sich im Stand- und Bewegungsverhalten niederschlagen und dabei auch die Psyche beeinflussen.

Anhand des folgenden, aktuellen Forschungsstandes ist zu erkennen, dass bis dato die Anzahl der Studien sehr gering sind, die Veränderungen der Bewegungssteuerung ganzheitlich untersucht und anschließend diskutiert haben. Die meisten Untersuchungen erforschten die Veränderungen des Bewegungsverhaltens durch externe Einflüsse, ohne dabei an mögliche neuronale Umgestaltungsprozesse sowie an psychische Auswirkungen zu denken und diese in der Ergebnisinterpretation zu berücksichtigen.

Die vorliegende Studie versucht bei der Erstellung des Untersuchungsdesigns der Ganzheitlichkeit menschlicher Bewegungen gerecht zu werden und dabei die

Individualität des einzelnen Probanden nicht zu vernachlässigen. Um dies zu erreichen, werden zum einen haltungsverbessernde, sensomotorische Einlegesohlen und zum anderen ein gesundheitsorientiertes, rehabilitatives Muskelaufbautraining bei Probanden mit haltungsbedingten Beschwerden eingesetzt. Durch ihr gezieltes Einwirken auf die Körperstatik und -dynamik sollen Beschwerden langfristig verbessert werden, um zu verhindern, dass es bei anhaltender Symptomatik zu einem Verlust an Lebensqualität kommt. Daher soll die vorliegende Untersuchung dazu beitragen, diese zwei Interventionsmöglichkeiten hinsichtlich ihrer Erfolge betrachten und vergleichen zu können. Weiterhin ist zu berücksichtigen, dass bei den gesamten Untersuchungen dieser Studie das wissenschaftliche Interesse im Vordergrund steht und die Ergebnisse den aktuellen Forschungsstand ergänzen bzw. erweitern sollen. Trotz der Studienförderung bezüglich der Messtechnik durch die Firmen GeBioM, Otto Bock und ABW GmbH werden mit den Messergebnissen keine wirtschaftlichen Absichten verfolgt. Ebenfalls ist zu betonen, dass trotz der Unterstützung der Firma Fischer-Fuß-Fit im Hinblick auf die Einlegesohlenkonstruktion und den beiden Fitnessstudios bezüglich der bereitgestellten Trainingsmöglichkeiten kein Interessenskonflikt vorliegt. Die Unterstützung aller Firmen in dieser Studie ist unabhängig von den Messergebnissen zu betrachten.

Für das bessere Verständnis dieser Studie ist es notwendig, auch den Ergebnissen und Aussagen bisheriger Studien Beachtung zu schenken:

In Orthopädiekreisen findet eine permanent anhaltende, rege Debatte über den generellen Einsatz von Einlagen statt. Auch ihre genaue Wirkungsweise ist nach wie vor umstritten. Aufgrund dessen existieren bereits unzählig viele Studien, die sich mit den unterschiedlichsten Einlagen und ihren Auswirkungen befassen haben. Häufig werden sie eingesetzt, um über eine veränderte Fußstatik und/ oder Mechanik Schmerzen zu lindern. Mit solchen Einlagen, denen ein Einfluss auf die Fußmechanik zugesprochen wird, arbeitet beispielsweise Jahrling (2000,2003). Sie verändern über die Höhe der Pelottierung die Fußstatik und folglich auch die Knochen- und damit einhergehend die Gelenkstellung. Ein anderer Spannungszustand von Sehnen und Muskeln wird so provoziert.

Ähnliches gilt für die Einlagen nach Nancy Hylton (2000), die für Patienten mit Neuropathien, wie z.B. bei Spastikern, entwickelt worden sind.

Crenshaw et al. (2000) erforschten den Effekt von Einlagen mit einem lateral eingesetzten Keil bei gesunden Probanden. Untersucht wurde hierbei die mediale Kniebelastung beim Gehen. Die Ganganalyse ergab eine signifikante Reduzierung des externen Varusmoments des Knies und eine gesunkene mediale Kniebelastung durch diese Einlage.

Zu ähnlichem Ergebnis kamen Kerrigan et al. (2002) bei Patienten mit Osteoarthritis der Knie. Hier ergaben die Messungen, dass die Einlage durch den lateralen keilförmigen

Einsatz biomechanisch wirksam war und das Varusmoment des Knies beim Gehen reduziert wurde.¹

Carl et al. (2006) versorgten 20 Patienten mit Rheumatoider Arthritis und schmerzhafter rheumatischer Fußdeformität mit orthopädischen Einlagen nach definierter Bauart. Der Belastungsschmerz vor und nach der Einlagenversorgung verbesserte sich signifikant.

Andere Untersuchungen befassten sich hingegen mit der Effektivität von maßgefertigten Einlagen gegenüber normalen, flachen Sohlen bei Patienten mit Neuropathien (vgl. Bus et al. 2004), mit möglichen Druckreduzierungen durch spezielle Einlagen (vgl. Chen et al. 2003) oder mit der generellen Wirkung einer Einlage gegenüber einer Placebosohle (vgl. Sabath et al. 2005).²

Alle angeführten Studien konnten demonstrieren, dass durch den generellen Einsatz von Einlagen eine Verbesserung der bestehenden Beschwerden erreicht werden kann. Demzufolge sind sie in der Lage, positive Veränderungen hervorzurufen und den Beschwerden der Patienten entgegenzuwirken, insofern sie richtig eingesetzt werden.

Seit ca. 15 Jahren wird ebenfalls über solche Einlegesohlen debattiert, die keine mechanische Wirkung haben, sondern über ein Ansprechen der Muskelspindeln oder der Golgi-Sehnenapparate den Muskelzustand und ihr Zusammenwirken mit anderen Muskeln erreichen. Auf diesem Weg findet eine Harmonisierung der gesamten Körperhaltung statt.

Sie wurden bereits in den 1970er Jahren von Bourdiol unter der Bezeichnung ‚neurologische Sohlen‘ in Frankreich entwickelt und zusammen mit dem Niederländer K. Breukhoven unter dem Begriff ‚Podo-Orthesiologie‘ modifiziert. In Deutschland wurde Bourdiols Verfahren (Podo-Orthesiologie nach Breukhoven® und/oder Podo-Äthiologie nach Aich®) seit Beginn der 1990er Jahre rezipiert. Beide Verfahren verwenden Einlagenelemente mit geringer Aufbauhöhe, die propriozeptiv wirken und die Mechanik des Fußes nicht ansprechen.

Da bisher wenige Studien wissenschaftlich verwendbare Resultate ergeben haben, ist dieses wissenschaftliche Forschungsgebiet derzeit umstritten und bisher noch nicht vollkommen anerkannt. Daher versuchen fortwährend zahlreiche Studien die Akzeptanz dieser Sohlen zu beschleunigen.

Ein bisher noch ungeklärtes Problem ist die Vielfältigkeit der Begrifflichkeit. Neben den ‚neurologischen Einlagen‘ von Bourdiol (2001), spricht Hafkemeyer (2003) von ‚afferenzverstärkenden Einlagen‘. Weiterhin wird vermehrt der Begriff der ‚afferenzstimulierenden Einlagen‘ (Kimmeskamp & Milani 2002) verwendet. Aber auch die Bezeichnung der ‚sensomotorischen Einlagen‘ (Natrup/Ohlendorf/Fischer 2004) findet häufigen Gebrauch. Trotz oder gerade wegen der zahlreichen Begriffsbezeichnungen ist eine eindeutige Definition für jene Einlegesohlen, die gezielt die sensorischen Systeme der Propriozeption

¹ Vergleiche hierzu auch Kakihana et al. (2004)

² Weitere Studien mit positiven Ergebnissen bezüglich einer Einlagenversorgung: Burges et al. 1997, Genova et al. 2000 Kuroyanagi et al. 2007

ansprechen, unabdingbar, um sich von anderen Einlagen abzugrenzen. Die zu erfüllenden Kriterien sind das Erreichen einer minimalen Stimulation von Propriozeptoren und Exterozeptoren, ohne eine Reaktion der Nozirezeptoren auszulösen. Dies erfolgt über den Einsatz von 1-3 mm starken Einlagenelementen verschiedener Härte. Darüber hinaus muss diese flexible Sohle maximale Mobilität gewährleisten. Ferner muss sie fest im Schuh eingebunden sein und eine rutschfeste Oberfläche haben, aber gleichzeitig darf sie nicht auf ein Fußbett aufgelegt werden, um ihre Wirkung nicht zu verfälschen.

Da die Füße die einzige Verbindung zum Boden darstellen, ist zunächst der plantaren Oberflächensensibilität eine große Bedeutung beizumessen. Gute Studienergebnisse wurden bei Patienten mit einer gestörten Sensibilität aufgrund von bestimmten Krankheitsbildern erhalten oder bei Patienten, bei denen die Sensibilität bewusst eingeschränkt wurde. Simoneau et al. (1994) untersuchten die Statik bei Diabetes-Patienten mit Neuropathie. Sie ermittelten eine deutlich reduzierte Kontrolle der Körperhaltung aufgrund ihrer neuropathischen Störung.

Ferner haben Eils et al. (2003) bei gesunden Probanden bewusst die Oberflächensensibilität beeinflusst. Durch Vereisung der Fußsohle wurde ihre Sensitivität eingeschränkt bzw. ausgeschaltet, so dass diese Auswirkungen auf das Stehen und Gehen untersucht wurden. Mit Hilfe einer Kraftmessplatte wurde das Gleichgewicht beim Einbeinstand und durch eine Druckverteilungsform das Abrollverhalten überprüft. Nachgewiesen wurden auf diesem Weg eine signifikante Schwankungszunahme des Körpers sowie ein verändertes Abrollverhalten beim Gehen durch eine Einschränkung der plantaren Sensibilität der Fußsohle.

Auch besteht laut einer Studie von Cavanagh et al. (1991) nur ein sehr geringer funktioneller Zusammenhang zwischen den maximalen Druckwerten einer dynamischen Fußdruckmessung und dem Körpergewicht. Untersucht wurden hierfür 55 sowohl an Diabetes erkrankte als auch gesunde Männer.

Abgesehen davon existieren Studien, die versucht haben die Auswirkungen einer beeinflussten Propriozeption auf den gesamten Körper zu erforschen.

Hafkemeyer et al. (2003) untersuchten die Auswirkungen ihrer ‚afferenzverstärkenden Einlagen‘ bei Kindern mit infantiler Cerebralparese. Durch mediale und laterale Einlagenelemente im Fersenbereich, eine laterale pronierende Mittelfußpelotte sowie einem Zehensteg bei gleichzeitiger Tieferlegung des 1. Strahls wurde erreicht, dass sich die Körperhaltung verbesserte und der Gangablauf sich harmonisierte. Ferner wurde beobachtet, dass sich die Standphase verlängerte und sich die Schwungphase verkürzte. Die Autoren betonen jedoch, dass die Erfolge individuell unterschiedlich waren.

Natrup/Ohlendorf/Fischer (2004) haben sich in ihrer Studie mit der Fragestellung auseinander gesetzt, welche systematische Einlagenvariation von 2 und 3 mm Stärke der Einlagenelemente eine bestmögliche Korrektur der Rückenstatik im Stand bewirkt. Mit Hilfe einer dreidimensionalen Rückenscannung konnten eine Wirbelsäulenaufrichtung und

eine positive Beeinflussung des Becken- und Schulterbereichs bestimmter Elemente nachgewiesen werden. Gleiches bestätigte Ohlendorf (2004) in ihrer Masterarbeit mit gleicher Thematik.

Jahn (2006) hat 20 Probanden mit der gleichen Grundeinlagenkombination nach Breukhoven ausgestattet, um Aussagen über eine allgemeine Wirkung der Sohlen aber auch über die Schmerzentwicklung treffen zu können. Durch die Einlagenelemente erfolgte eine Veränderung des Gleichgewichts, wodurch sich ein anderes Schmerzempfinden entwickelt hat. Eine eindeutige Aussage konnte allerdings nicht festgestellt werden, mit der Begründung, zunächst die richtige bzw. falsche Positionierung der Elemente verstehen zu müssen.

In der vorliegenden Studie wird die Einlegesohle, die die oben genannten Kriterien erfüllt, als ‚sensomotorische Einlegesohle‘ bezeichnet. Der Fuß ist hier der zentrale Ansatzpunkt und wirkt von dort gezielt auf den Körper ein. Propriozeptiv wirkend stimulieren die verschiedenen Elemente der haltungsverbessernden sensomotorischen Einlegesohle die plantare Fußmuskulatur. Entsprechend der aufsteigenden, an der Körperhaltung beteiligten Muskelketten wird dadurch ein gezieltes, effektiveres Zusammenspiel dieser ermöglicht.

Einlagen, wie die ‚propriozeptive Einlage‘ von Jahrling (2000,2003) oder die Einlagen nach Nancy Hilton (2000), erfüllen die oben genannten Eigenschaften nicht, da ihnen eher der Einfluss auf die Fußmechanik zugesprochen wird und eher die Fußstatik und die Knochen- sowie Gelenkstellung verändern.

Obwohl das rehabilitative Muskelaufbautraining schon lange Zeit in Deutschland bekannt ist, wurde es erst 1989 als Teilbereich der Medizinischen Trainingstherapie von den Verwaltungsberufsgenossenschaften in Deutschland als Behandlungsart akzeptiert. (vgl. Grundsätze für besonders indizierte Therapie. DOK 418.9 der Verwaltungsberufsgenossenschaften. In: Freiwald 1992, S.62).

Durch den ‚Fitnessboom‘ und das zunehmende Bestreben nach einem attraktiven äußeren Erscheinungsbild hat sich in den letzten Jahren auch das Muskelaufbautraining kontinuierlich verbreitet und als anerkannte Methode etabliert. Hier werden die zu trainierenden Muskelgruppen größtenteils bewusst bewegt und eingesetzt.

Beim rehabilitativen Muskelaufbautraining erfolgt durch gezieltes, systematisches Muskeltraining eine Verbesserung der körperlichen Statik, Dynamik und Leistungsfähigkeit sowie einer besseren Belastbarkeit des Haltungs- und Bewegungsapparates.

Risch et al. (1993) bewiesen die Effektivität einer 10-wöchigen medizinischen Kräftigungstherapie bei lumbalen Rückenbeschwerden. Gleichzeitig waren hier nachweislich geringere Schmerzen gegenüber einer Kontrollgruppe zu verzeichnen.

Eine Schmerzreduktion (76 %, davon 9 % schmerzfrei) durch Kraftzuwachs nach 12-18 Trainingseinheiten konnten ebenfalls Biggoer et al. (1997) nachweisen. Neben der

Stärkung der Rückenstrecker absolvierten die Probanden eine apparative Kräftigung sekundärer Wirbelsäulenstabilisierender Muskeln sowie ein krankengymnastisches Dehnungsprogramm.

Die Wirkungen eines multidisziplinären Therapieprogramms bei Patienten mit chronischen lumbalen Rückenschmerzen erforschten Saur et al. (1998). Neben einer reduzierten Schmerzintensität und einer Verringerung der Schmerzausbreitung wurden auch positive physische Verbesserungen sowie eine bessere psychische Verfassung festgestellt. Diese Effekte konnten noch bis zu einem Jahr später nachgewiesen werden.

Dalichau et al. (1998) versuchten Norm- und Grenzwerte der rotatorischen Bewegungsauslenkungen von Lendenwirbelsäule und Becken zu benennen. Sie kommen zu dem Erkenntnis, dass Lendenwirbelsäule und Becken beim Gehen ein Kompensationssystem formen und so auf Auslenkungen der unteren Extremität antworten können. Das Becken erwidert die äußeren Einflüsse direkt mit Adaptationsbewegungen, während sich die Lendenwirbelsäule den Adaptationen indirekt anpasst. Veränderungen der unteren Extremität waren die Folge.

In einer Medline-Datenbank Studie von 01.1986-12.1999 analysierten Weihardt/Heller/Weh (2001) Publikationen über konservative Therapien von chronischen Rückenschmerzen. Ein spezifisches Krafttraining der Rückenmuskulatur ist ihren Ergebnissen zufolge genauso wirkungsvoll wie ein allgemeines Fitnesstraining zur Behandlung von chronischen Rückenschmerzen.

Bei dem Versuch die Bedeutung der Kraft für die Haltung herauszufinden, kam Winchenbach (2003) zu der Schlussfolgerung, dass es nicht möglich ist, die Haltung allein durch Kraft zu erklären.

Goebel et al. (2005) untersuchten über ein Jahr lang die Effekte einer medizinischen Kräftigungstherapie bei Probanden mit chronischen lumbalen Rückenschmerzen. Verglichen wurden die Ergebnisse eines isolierten Krafttrainings der Lumbarextensoren mit denen einer konventionellen, physiotherapeutischen Behandlung. Nach Beendigung der Untersuchungsdauer haben sich in beiden Gruppen die Rückenschmerzen reduziert. Der Rückgang der gemessenen Parameter in der Krafttrainingsgruppe war jedoch ausgeprägter und persistierte über einen längeren Zeitraum.

Köstermeyer et al. (2005) überprüften, ob Rückenkraft, Fitness und körperliche Aktivität eher ein ‚Risiko für‘ oder ein ‚Schutz vor‘ Rückenbeschwerden sind. Die Ergebnisse besagten, dass eine gute körperliche Verfassung die Häufigkeit und den Schweregrad von Beschwerden vorsorglich reduzierte. Gezieltes, rückengerechtes körperliches Training minimierte hingegen das Risiko von Schmerzen bzw. Beschwerden.

2. Grundlagen

Der Grundlagenteil dieser Arbeit dient einer kurzen Einführung der drei fundamentalen Themengebiete Sensomotorik, Trainingswissenschaft und Messtechnik. Dieser Einblick enthält die wesentlichen Fakten, die für das Verständnis der folgenden Untersuchungen erforderlich sind. Aus Gründen der Übersichtlichkeit werden ausführlichere Beschreibungen vermieden.

2.1. Neuromuskuläre Regel- und Steuermechanismen der Körperhaltung

Um die menschliche Bewegungssteuerung und die hierfür notwendigen Muskelfunktionen nachvollziehen zu können, ist zunächst das Verständnis der physiologischen Grundzüge des Bewegungsentwurfes mitsamt der neuromuskulären Umsetzung erforderlich.

2.1.1. Grundlagen der menschlichen Bewegungssteuerung

Die Steuerung einer zielgerichteten, sicheren Haltung und Bewegung vollzieht sich über ein selbstregulierendes System in Form eines rückgekoppelten Regelkreises. Für seine optimale Gewährleistung sind die Motorik (Ziel- und Stützmotorik³) und die Sensorik des Organismus verantwortlich, die unter dem Begriff Sensomotorik zusammengefasst werden. Obwohl sie unabhängig voneinander arbeiten, ergänzen sie sich gegenseitig.

Über spezielle sinnesphysiologische Rezeptoren nimmt der Körper automatisiert Reize bewusst oder unbewusst auf, wandelt sie in eine nervöse Erregung um und kontrolliert auf diese Weise das Ausmaß der Bewegungsausführungen. Durch Reizung der Sensoren des Körpers wird eine somatosensorische Reaktion⁴ ausgelöst, bei der je nach Art des eintreffenden Reizes Mechano-, Thermo-, Chemo-, Photo- oder Nozizeptoren oder Sensoren der Propriozeption⁵ angesprochen werden.

Auf dem Weg zum Kortex laufen alle afferenten Informationen aus den Rezeptoren an drei Neuronenumschaltstationen vorbei, werden im Zentralen Nervensystem gesammelt und dienen dort der Registrierung von Gelenkstellungen, Bewegungen sowie der Orientierung des Körpers im Raum.

Der Bewegungsentwurf entsteht in den assoziativen Rindenarealen des Kortex in Zusammenarbeit mit dem limbischen System. Über das limbische System werden Eindrücke und Bewertungen von Umwelteinflüssen sowie Gedächtnisinhalte in die entstehende Bewegung mit eingebunden. Bevor die Zielmotorik ausgeführt wird, erhält der Kortex Impulse aus den Basalganglien und dem Kleinhirn, die mit dem Thalamus über

³ Während die Stützmotorik eine statische, die Körperhaltung fixierende Funktion erfüllt, stehen bei der Zielmotorik (Körperbewegung) dynamische Mechanismen im Vordergrund.

⁴ Siehe Anhang Abb. 2.1.

⁵ Siehe Anhang Abb. 2.2.

interne Schleifen verbunden sind.⁶ Auf diesem Weg erfolgt eine Feinmodulation der Handlung.⁷ Über den Thalamus gelangt der fertige Bewegungsentwurf letztendlich zurück in den motorischen Kortex, der die Ausführung des Bewegungsentwurfes in Auftrag gibt. Im Hirnstamm (Medulla oblongata, Pons, Mesencephalon) werden motorische Signale aus dem Rückenmark, dem Vestibularorgan und dem visuellen System mit denen der höheren Zentren verschaltet.

Die Signale der motorischen Bewegungsausführungen bzw. ihrer Kontrolle werden zum einen über die Pyramidenbahn (Tractus corticospinalis) und zum anderen über extrapyramidale Bahnen weitergeleitet. Die wesentliche Aufgabe der Pyramidenbahn, die größtenteils der Rinde des Motokortex (Gyrus precentralis) entspringt und über den Hirnstamm ins Rückenmark verläuft, besteht in der Steuerung und Muskelabstimmung der Zielmotorik über eine Innervierung der α -Motoneurone.

Das Extrapyramidalmotorische System hat seinen Ursprung in den Zentren des Hirnstamms (v.a. im Ncl. ruber, den Ncll. Vestibulares und der Formatio reticulares). Diese Bahnen gelangen über die Vorder- und Seitenstränge des Rückenmarks nach kaudal. Sie haben einerseits Einfluss auf die Steuerung des Muskeltonus und andererseits auf die Motoneurone der Rumpfmuskulatur sowie der proximalen Extremitätenmuskeln.⁸

(vgl. Klinke/Pape/Silbernagl 2005, S. 628f. und S.758f.), (vgl. Trepel 1999, S. 90f.)

Für einen optimalen Muskeleinsatz ist eine sensorische Rückmeldung aus den Organen der Muskulatur erforderlich, um diese auf den Bewegungsvorgang einzustimmen. Hierfür befinden sich Muskelspindeln und Golgi-Sehnenorgane in der Muskulatur.⁹ Ihre Aufgabe besteht in der Kontrolle der muskulären Eigensteuerung. Während die Muskelspindeln die jeweilige Muskellänge bzw. -dehnung sowie die Dehnungsgeschwindigkeit überwachen und für die dementsprechenden Anpassungsprozesse zuständig sind, kontrollieren die Golgi-Sehnenapparate an der Muskel-Sehnen-Grenze die Muskelspannung. Die Innervation der Muskelspindeln vollzieht sich über afferente Fasern der Klasse Ia und II und die der Golgi-Sehnenorgane über Ib-Fasern. Neben den Muskelspindeln und Golgi-Sehnenorganen überwachen Gelenksensoren in den Weichteilen des knöchernen Gelenks, in der Gelenkkapsel (Membrana fibrosa) und den Ligamenten (Bändern) die Bewegungen und reagieren auf Druck- und Zugkräfte. Zudem existieren im Gelenk freie Nervenendigungen, die zu den Nozizeptoren zählen und durch die Fasern der Gruppe III und IV innerviert werden. Sie können mechanische und chemische Informationen erfassen.

Generell vollzieht sich jegliche Form der Bewegungsausführung oder -änderung über mono- und polysynaptische Projektionen mit Hilfe der α - und γ -Motoneurone. Durch die

⁶ Siehe Anhang Abb. 2.3.

⁷ Siehe Anhang Abb. 2.4.

⁸ Vergleiche auch: Schmidt/Thews 2000, S. 94f. und S. 99f.; Silbernagl/Despopoulos 2007, S. 312f.

⁹ Siehe Anhang Abb. 2.11. und Abb. 2.12.

Innervierung der quergestreiften Skelettmuskulatur über α -Motoneurone und die Versorgung der Muskelspindeln über γ -Motoneurone wird eine optimal ausgewogene intra- und intermuskuläre Kraftentfaltung ermöglicht.

Eine Feinmodulation der intendierten Bewegung vollzieht sich über integrierte Interneurone, die einer spinalen Steuerung unterliegen und Anweisungen der Muskelkontraktion entweder weiterleiten oder verhindern bzw. verringern. Die recurrente Renshaw-Hemmung ist für den polysynaptischen Rückkopplungskreis verantwortlich, wodurch der Muskelstatus ebenfalls eingestellt wird.¹⁰ (vgl. Schmidt /Thews 2000, S.98f.), (vgl. Klinke/Pape/Silbernagl 2005, S.39f.)

Erfolgt ein Dehnungsreflex wird die γ -Spindelschleife angeregt, so dass durch eine Kontraktion der intrafusalen Muskelfasern ebenfalls eine Kontraktion der extrafusalen Skelettmuskulatur monosynaptisch-reflektorisch hervorgerufen wird. Da bei einer Bewegungsausführung beide Motoneurone innerviert werden, handelt es sich in diesem Fall um eine α - γ -Koaktivierung, anhand derer die Länge der Muskulatur reguliert wird.¹¹ Eine optimal funktionierende Skelettmuskulatur samt ihrer Innervation¹² gestattet eine bestmögliche Funktion und Aktivität des Halte- und Bewegungsapparates.¹³ (vgl. Schmidt/Thews 2000, S.43f., S.97f. und S.224), (vgl. Klinke/Pape/Silbernagl 2005, S. 102f. und S.739f.), (vgl. De Marées 2003, S. 29 und S.52f.)

2.1.2. Die Körperhaltung - Ursachen und Auswirkungen bei Haltungsschwächen

Bei einer optimalen Haltungs- und Bewegungskontrolle stehen die posturale („Motorhold-system“) (Froböse/Nellessen 1998, S.67) und die dynamische Balance („Motor-move-system“) (Froböse/Nellessen 1998, S.67) in einer engen Wechselbeziehung. Während erstere die Stabilität des aufrechten Standes gewährleistet, ist letztere für die Aufrechterhaltung von Aktionen außerhalb der Körperachse zuständig. (vgl. Froböse/Nellessen 1998, S.67)

Die doppelte S-Form der Wirbelsäule mit ihren physiologischen Krümmungen wird von einem ausgeglichenen Muskelverhältnis und einer ökonomischen posturalen Balance gehalten. Eine posturale Fehllhaltung kann der Auslöser für die Ausbildung von Haltungsschwächen sein, denen muskuläre Dysbalancen folgen können. Da einer Haltungsschwäche häufig ein muskuläres Ungleichgewicht zu Grunde liegt, sind keine Formveränderungen der Knochen oder pathologische Einschränkungen der Beweglichkeit zu verzeichnen. Neben den Muskeln werden auch die Sehnen und Bänder beeinträchtigt. Häufig erfolgt daraufhin eine kompensatorische Körperhaltung, die sich abhängig vom

¹⁰ Vergleiche auch: Schomburg 1998, S.40f.; Frisch 1999, S.52f.; Henatsch 1986, S.18f.; Henatsch 1976, S.222f.; Deetjen/ Speckmann 1999, S.61f.; Silberagl/ Despoupoulos 2007, S.316f.

¹¹ Siehe Anhang Abb. 2.5.

¹² Siehe Anhang Abb. 2.6. und Abb. 2.8.

¹³ Vergleiche auch: Hohmann/Lames/Letzelter 2002, S. 69f.; Junqueira/Carneiro/Kelly 2002, S. 144f.

Individuum und den Beschwerdebild ausprägen kann. So kann sich die Wirbelsäulenstatik z.B. aufgrund von muskulären Schwächen in Richtung eines Rundrückens (Hyperkyphose)¹⁴, eines Hohlkreuzes (Hyperlordose)¹⁵, eines Flachrückens¹⁶, eines Hohlrundrückens¹⁷, eines Totalrundrückens¹⁸ oder einer skoliotischen Fehllhaltung¹⁹ entwickeln. Belastungen können dann schlechter gedämpft bzw. abfangen werden.²⁰ (vgl. Fach 2002, S. 47)

Eine harmonische, ausgeglichene Muskelausprägung samt ihrer neuronalen Steuerung kann die unzähligen, auf die Körperhaltung einwirkenden Störfaktoren sowohl bei der posturalen als auch bei der dynamischen Balance abfangen. Nach Engelhardt und Freiwald ist sie durch eine „anforderungsgerechte Homöostase (Balance) aller an den arthronalen Systemen beteiligten nervösen und humeralen Funktionen und Strukturen mit physiologischer Potenz gekennzeichnet“ (Engelhardt/ Freiwald 1996, S.104).²¹ Ein muskuläres Ungleichgewicht kann Auslöser für Einschränkungen bei Bewegungen oder arthromuskulären Beschwerden sein, wobei Leistungseinbußen folgen können. Probleme entstehen aber erst, wenn die individuelle kompensatorische Grenze des Ungleichgewichts überschritten wird.²² (vgl. Engelhardt/ Freiwald 1996, S.99f.), (vgl. Denner 1998, S.39), (vgl. Freiwald/Engelhardt/Reuter 1998, S.167f.),

Bei der Ausführung von Bewegungen stehen alle an der Bewegung beteiligten Muskeln in einer engen Wechselwirkung. Daher stellt einerseits jeder Muskel des Körpers für sich zwar einen eigenständigen, allein arbeitenden Organismus dar, aber andererseits erfordert jeder Bewegungsablauf des Körpers bei seiner motorischen Tätigkeit eine gute intramuskuläre und intermuskuläre Koordination aller beteiligten Muskeln, über die das Bewegungstempo, die Effektivität oder die Qualität der jeweiligen Tätigkeit ‚fein‘ abgestimmt werden kann. Erst ein problemloses Zusammenspiel der einzelnen synergistisch und antagonistisch wirkenden Glieder garantiert eine zweckmäßige, aufeinander abgestimmte, ökonomische aber auch ästhetische Bewegungsdurchführung. Dieses Zusammenspiel der Muskeln wird als „kinetische Kette“ (Ahonen 1994, S.250) bzw. „Muskelschlinge“ (Tittel 2003, S.223) bezeichnet. Neben den Muskeln stehen auch die dazugehörigen Gelenke in einer engen Beziehung. (vgl. Tittel 2003, S.223)

Grundsätzlich sollte allerdings beachtet werden, dass sich jede Änderung eines Teils der Kette auf die anderen Muskeln samt ihrer gelenkigen Verbindungen auswirkt. Diese kann

¹⁴ Siehe Anhang Abb. 2.13.

¹⁵ Siehe Anhang Abb. 2.14.

¹⁶ Siehe Anhang Abb. 2.15.

¹⁷ Siehe Anhang Abb. 2.16.

¹⁸ Siehe Anhang Abb. 2.17.

¹⁹ Siehe Anhang Abb. 2.18.

²⁰ Vergleiche auch: Gottlob 2001, S.199; Buskies/ Demski 2003, S.14f.

²¹ Aufgrund der nervösen Steuerung der Muskulatur wird hier der Begriff ‚neuromuskuläre Balance‘ anstelle einer ‚muskulären Balance‘ verwendet. Sollte allerdings die Muskulatur im Vordergrund stehen, ist die Bezeichnung ‚muskuläre Balance‘ nahezu synonym zu verstehen.

²² Vergleiche auch: Gustavsen 1997, S.12; Gisler 1998, S.20f.

durch kompensatorische Korrekturen anderer Kettenmitglieder ausgeglichen werden. In diesem Zusammenhang haben der Fuß und insbesondere die Fuß-Knöchelregion eine besondere Funktion, da sie das gesamte Körpergewicht tragen und das Gleichgewicht halten müssen. (vgl. Titel 2003, S.222)

Für die Aufrechterhaltung des optimalen Standes sorgen insbesondere zwei antagonistische Muskelgruppen, die muskuläre Bewegungen bzw. äußere Einwirkungen auf den Stand ausgleichen. Es handelt sich hierbei um die Beugergruppe (Flexoren) und die Streckergruppe (Extensoren). Auch die Muskularbeit der Abduktoren- und Adduktorengruppe wirkt unterstützend und dient zusätzlich der Feinmodulation von Bewegungen.

2.2. Das gesundheitsorientierte, rehabilitative Muskelaufbautraining

„Kraft ist natürlich nicht alles - aber ohne Kraft ist vieles Nichts!“ (Gottlob 2001, S. 2)

Eine ungleichmäßig ausgebildete und meist auch zu schwache Muskulatur bedingt die Entstehung einer körperlichen Fehlhaltung, der häufig Rückenschmerzen folgen. Durch eine Verbesserung der Muskelfunktionen wird eine Stabilisierung, Stärkung und Kräftigung des Bewegungsapparates bewirkt, wodurch einerseits der Fehlhaltung entgegengearbeitet werden kann und andererseits eine erhöhte Belastbarkeit erreicht wird.

2.2.1. Begriffsbestimmung und grundlegende Ziele des rehabilitativen Muskelaufbautrainings

Das rehabilitative Muskelaufbautraining ist ein Teilbereich der medizinischen Trainingstherapie (MTT), die als eigenständige Therapieform in vielen Bereichen der Medizin eingesetzt wird. Ihr Ziel ist es, durch umfangreiche Programme der medizinischen Rehabilitation eine allgemeine körperliche Gesundheit und Fitness wiederherzustellen (vgl. Gustavsen/Streeck 1991, S.38), (vgl. Gustavsen 1997, S.39).

Als Teilbereich der medizinischen Trainingstherapie strebt das rehabilitative Muskelaufbautraining einen methodischen und logischen Prozess mit integrierten Trainings- und Übungseinwirkungen an, der auf eine Leistungsentwicklung und -optimierung der körperlichen Leistungsfähigkeit abzielt. Der Begriff Training beschreibt diesbezüglich die „systematische Wiederholung gezielter überschwelliger Muskelanspannungen zum Zwecke der Leistungssteigerung mit morphologischen und funktionellen Anpassungserscheinungen“ (Kunz/Koll/Droste 2000, S.9) im Skelettmuskel.

Es existieren jedoch auch absolute und relative Kontraindikationen²³, die ein normales Trainieren untersagen bzw. einschränken.

Ein Aufbautraining kann nur dann durchgeführt werden, wenn die Muskulatur fähig ist, gegen veränderliche Widerstände in unterschiedlichen Bewegungsgeschwindigkeiten sowohl statisch als auch dynamisch zu arbeiten. Zudem sollte die inter- und intramuskuläre Koordination intakt sein. Die trainingsbedingten Adaptationen unterstützen den menschlichen Bewegungsapparat dahingehend, dass dessen Stabilität verbessert und somit haltungsbedingte Beschwerden gelindert werden, die durch ein muskuläres Defizit oder muskuläre Dysbalancen entstanden sein können. Zudem soll Schmerzfreiheit, eine Verbesserung der physischen Funktionsqualitäten sowie die vollständige Belastbarkeit des Trainierenden erreicht werden, ohne dabei seine Toleranzschwelle (auch über das Training hinaus) zu überschreiten. (vgl. Gustavsen/ Streeck 1991, S.38f.), (vgl. Gustavsen 1997, S.39)

Die Auswirkungen des Krafttrainings werden in präventive, rehabilitative und physiologische Gesichtspunkte²⁴ zusammengefasst. Hinzu kommen noch die Effekte der Körperformung und Psyche.²⁵ (vgl. Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.9f.), (vgl. Rühl/Schuba 2003, S.52f.)

2.2.2. Trainingsmethoden und Trainingsprinzipien

Durch ein Muskeltraining können die konditionellen Fähigkeiten Kraft, Ausdauer, Schnelligkeit und Beweglichkeit geschult werden. Mittels Kraft ist es möglich, Muskeltätigkeiten zu entwickeln und dadurch Widerstände durch eine dynamische Arbeitsweise zu überwinden (auxotonische, konzentrische Kontraktionsform), sie statisch zu halten (isometrische Kontraktionsform) oder ihnen entgegenzuwirken (auxotonische, exzentrische Kontraktionsform). Durch ein gezieltes Ausdauertraining ist es möglich, die Belastungsverträglichkeit des gesamten Organismus durch eine Verschiebung der aeroben-anaeroben Schwelle zu steigern, welche allerdings individuell verschieden ist.²⁶ (vgl. Ehlenz/Grosser/Zimmermann 1998, S.10), (vgl. Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.36f.)

²³ Absolute Kontraindikationen schließen den Beginn eines Muskelaufbautrainings auf der Basis eines dynamischen Muskeltrainings aus (wie z.B. ungenügend verheilte Weichteilverletzungen, Schmerzen, stark eingeschränkte Beweglichkeit, hervorstechende Gelenksergüsse, starke Instabilität im Gelenk, akute Verletzungen sowie weitere Erkrankungen, die einer Trainingstherapie entgegen stehen). (vgl. Kunz/ Koll/Droste 2000, S.8). Relative Kontraindikationen bei Beginn der Therapie erlauben ein eingeschränktes dynamisches Muskeltraining (wie beispielsweise geringe Schmerzen, heftige Einschränkungen der Gelenkmobilität, Ergüsse oder Synovitis, chronische und/oder subakute Distorsionen, subjektive Missempfindungen) (vgl. Kunz/ Koll/ Droste 2000, S.8).

²⁴ Siehe Anhang Ergänzung 2.15.

²⁵ Vergleiche auch: Kunz 2003, S.73; Froböse/Nellessen 1998, S.37

²⁶ Vergleiche auch: Scheid 2004, S.88f.; Denner 1998, S.37

Innerhalb der Pyramide der Trainingsmethoden des Krafttrainings²⁷ ist das rehabilitative Muskelaufbautraining in den Bereich des „Gesundheitsorientierten Fitnesstrainings“ (Boeckh-Behrens/Buskies 1998, S.42) einzuordnen. Der Muskelaufbau (Methode höherer, submaximaler Krafteinsätze bei geringer Wiederholungszahl) dient der Stabilisierung des Bewegungsapparates. Durch eine Verbesserung der Kraftausdauer (Methode mittlerer Krafteinsätze bei hoher Wiederholungszahl) sollen bessere Muskelfunktionen erreicht werden, wobei das Muskelaufbautraining auf dem Ausdauertraining aufbaut.

Das Kraftausdauertraining strebt 15 bis 20 (max. 25) Wiederholungen je Satz an. Darauf aufbauend verringern sich die Wiederholungen auf 8 (min. 6) bis 15 Mal pro Satz mit dementsprechendem Gewichtszuwachs für eine muskelaufbaufördernde Wirkung.²⁸ (vgl. Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.42f.)

Die Steigerung der Belastungskomponenten Reizumfang, Reizdauer, Reizintensität, Reizdichte und Trainingshäufigkeit hinsichtlich des beabsichtigten Trainingsziels erfolgt individuell über die gesamte Trainingsdauer. Die Trainingsreize sollten für einen kontinuierlichen Leistungszuwachs demzufolge so gesetzt werden, dass der Organismus zwar gefordert, aber nicht überfordert wird, um einen steigenden Trainingserfolg zu verzeichnen. Um einen bestmöglichen Trainingseffekt der Muskulatur zu garantieren ist das richtige Verhältnis zwischen Trainingsreizen und Erholungszeiten einzuhalten, welche sich nach der Trainingsintensität und dem -umfang richtet. (Vgl. Froböse/ Nellessen 1998, S.11)

Anzeichen für Überlastungen sind unter anderem Koordinationsmängel, kompensatorische Ausgleichsbewegungen, eine Reduzierung bzw. ein ungleichmäßiges Ausführen von Bewegungsausmaß und/oder -rhythmus sowie durch die Belastung entstehende Muskelschmerzen. Eine funktionale Bewegungsdurchführung und eine gut entwickelte Bewegungskoordination sind einer maximalen Ausbelastung demzufolge immer zu bevorzugen. (vgl. Radlinger 1998, S.52)

Bei einem rehabilitativen Krafttraining liegt die ideale Trainingshäufigkeit bei zwei bis drei Mal wöchentlich, wobei zwischen den Trainingseinheiten zwei Erholungstage liegen sollten, um die Regenerationsphasen²⁹ auszunutzen und einen durchgreifenderen Trainingseffekt zu erreichen. (vgl. Gottlob 2001, S.148f.)

In einer Trainingseinheit ist die Belastungsdichte durch die zeitlichen Intervallabstände zwischen Belastung und Pause definiert. Die Richtlinie hierfür ist das eigene Belastungsempfinden. Generell sollte jedoch 1-2 Minuten zwischen den einzelnen Übungen pausiert werden. Die Häufigkeit der Trainingseinheiten innerhalb einer Woche liegt im Ermessen des Trainierenden und wird durch das jeweilige Trainingsziel bestimmt (vgl. Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.33).

²⁷ Siehe Anhang Abb. 2.19.

²⁸ Vergleiche auch: Radlinger 1998, S.63f.; Froböse/Nellessen 1998, S.42

²⁹ Siehe Anhang Abb. 2.20.

Weiterhin ist es zu empfehlen, ausschließlich in submaximalen Trainingsbereichen zu trainieren und nicht mehr als ca. 70% der Maximalkraft bei den letzten Wiederholungen aufzubringen. Die Leistungssteigerung bzw. die Adaptationen des Körpers finden hauptsächlich in der Regenerationsphase statt. Nach den ersten Trainingseinheiten reagiert der Körper auf jede Art der Belastung mit biologischen Anpassungsprozessen bzw. -erscheinungen. Dieses Phänomen wird auch als Superkompensation³⁰ bezeichnet. Erst ein regelmäßiges Training garantiert kontinuierlich positive Erfolge der Kraftsteigerung und schützt vor einem Verlust oder einer Stagnation des Kraftniveaus. (vgl. Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S. 25f.), (Grosser/ Ehlenz/ Giebl/ Zimmermann 1999, S.27f.), (vgl. Scheid 2004, S.104)

Darüber hinaus ist beim Trainieren auf eine richtige Atmung zu achten. Beim Erzeugen von Muskularbeit, die gegen Druck arbeitet, findet eine Ausatmung statt. Bei Zugarbeiten bzw. dem Zurückführen der Gewichte wird eingeatmet. Neben der richtigen Atmung ist das Bewegungstempo bedeutend. Diesbezüglich sollte bei einer mittleren Geschwindigkeit trainiert werden. (vgl. Gottlob 2001, S.115 und S.138f.), (vgl. Zimmermann 2000, S.170)

2.2.3. Die Bedeutung des Aufwärmens und Dehnens

Durch das Aufwärmen³¹ vor dem Krafttraining werden positive Effekte erzielt, die eine verbesserte Koordination und damit eine Minderung der Verletzungsgefahr bewirken. Mit einer zunehmenden Leistungsfähigkeit der Muskulatur nimmt gleichzeitig die Anfälligkeit für Verletzungen ab. Ebenfalls steigt mit Beginn des Aufwärmens die Ausschüttung leistungssteigernder Hormone, der Katecholamine Adrenalin und Noradrenalin. Alle Prozesse laufen auf Basis einer gesteigerten Kernkörpertemperatur und einer erhöhten Atemfrequenz ab. Eine erhöhte Körpertemperatur bewirkt zum einen eine höhere mechanische Belastungsresistenz der Bandstrukturen (Ligamente) aufgrund einer zunehmenden Elastizität und Plastizität ihrer kollagenen Fasern, und zum anderen eine Abnahme der Viskosität der Muskulatur. So kommt es zu einem geringeren inneren Reibungswiderstand in der Muskulatur mit der Folge einer steigenden Dehnfähigkeit und Kontraktionsgeschwindigkeit. Die so verminderte Verletzungsgefahr ist eine notwendige Voraussetzung für ein effektives Krafttraining.

Für eine optimale Ausprägung des körperlichen Gleichgewichts ist nicht nur die Kräftigung des Halte- und Bewegungsapparats bedeutend, sondern auch der Erhalt der Beweglichkeit. Letzteres wird durch Dehnübungen³² im Anschluss an das Krafttrainingsprogramm gewährleistet. Das Krafttraining fördert den Muskelaufbau während durch das Dehnen die Elastizität der Muskulatur aufrechterhalten bleibt und

³⁰ Siehe Anhang Abb. 2.21.

³¹ Siehe Anhang Abb. 2.22.

³² Siehe Anhang Abb. 2.23.

zudem Einschränkungen der Bewegungsamplitude durch einen erhöhten Muskeltonus oder eine Muskelquerschnittsvergrößerung entgegengewirkt werden kann.³³ (vgl. Froböse/Nellessen 1998, S.47f.), (vgl. Zimmermann 2000, S.175f.)

2.2.4. Auswirkungen des rehabilitativen Muskelaufbautrainings auf den Körper

Die Auswirkungen des rehabilitativen Muskelaufbautrainings auf den aktiven (Skelettmuskulatur) und den passiven Bewegungsapparat (Knochen, Sehnen, Bänder und Knorpel) sind hierbei vielfältig.

Hinsichtlich des aktiven Bewegungsapparates ist die Verteilung der drei verschiedenen Muskelfasern³⁴ sehr bedeutend für die Kraftentwicklung. Durch richtig dosierte Kraftübungen können strukturelle und funktionelle Veränderung des Muskels ausgelöst werden. Die Anpassung der Muskelfasern an die durch ein Krafttraining zunehmende Muskelkraft ist auf die stärker hypertrophierenden Typ II-Fasern zurückzuführen. Während bei einer Hypertrophie die Zahl der Muskelfasern unverändert bleibt, nimmt die Anzahl der Myofibrillen zu. Die Anzahl der Kapillaren bleibt bei einem Muskelaufbautraining jedoch unverändert.³⁵ (vgl. Hollmann/Hettinger 2000, S.195f.), (vgl. Froböse/Nellessen, 1998, S.36f.), (vgl. Grosser/Ehlenz/Giebl/Zimmermann 1999, S.19)

Da der aktive und der passive Bewegungsapparat in einer engen Wechselwirkung stehen, wirkt sich jegliche Art einer Muskelveränderung, wie sie durch ein Krafttraining induziert wird, auch sekundär auf den passiven Bewegungsapparat aus. Während sich die Muskeln innerhalb von einigen Wochen auf das Krafttraining einstellen können, erfolgen Adaptationen der passiven Strukturen erst nach Monaten bzw. Jahren. (vgl. Zimmermann 2000, S.70f.)

Durch das dynamische Krafttraining kommt es an den Knochen durch Zug- und Druckbelastungen zu Adaptationen wie Anpassungen der Knocheninnenstruktur und der kompakten Knochenrinde zu einer gesteigerten mechanischen Belastbarkeit sowie zu einer Zunahme der Knochendichte. Der Gelenkknorpel (hyaliner Knorpel) wird durch die wechselnden Druckbeanspruchungen besser ernährt, indem sich eine verbesserte Gelenkschmierung zwischen den Gelenkanteilen durch die in der Innenhaut der Gelenkkapsel produzierte Synovialflüssigkeit vollzieht. Außerdem erfolgt eine Zunahme der Knorpelschichtdicke, was zu einer gesteigerten Druckfestigkeit und einer verbesserten

³³ Vergleiche auch: Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.48; Radlinger 1998, S.69

³⁴ Die Muskelfasern differenzieren sich in die Slow-Twitch (ST)-Fasern, die Fast-Twitch (FT)-Fasern, sowie die intermediären Fasern. Normalerweise bestimmt das genetische Material eines jeden Menschen das Verhältnis der ST-Fasern zu den FT-Fasern im Körper. (vgl. Junqueira/Carneiro/Kelly 2002, S.154), (vgl. Froböse/Nellessen, 1998, S. 36f.), (vgl. Grosser/Ehlenz/Giebl/Zimmermann 1999, S.19)

³⁵ Vergleiche auch: Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.24; Hohmann/Lames/Letzelter 2002, S.74f.

Schockabsorbierung führt. Des Weiteren bewirken ausreichend hohe Trainingsreize auch eine Hypertrophie der Sehnen. Durch die zunehmende Einlagerung von Kollagenmaterial und einen erhöhten Stoffwechsel der Sehnen vergrößert sich der Sehnenquerschnitt und verbessert damit auch die Zugfestigkeit. (vgl. Zimmermann 2000, S.72f.), (vgl. Gottlob 2001, S.11f.)

Neben dem positiven Einfluss auf den Stoffwechsel und den Energieumsatz hat der Trainingszustand auch einen Einfluss auf das kardiovaskuläre System. Eine „[...] günstigere Blutverteilung und das hiermit verbundene bessere Sauerstoffangebot in der Muskulatur einerseits, sowie die wirksamere Sauerstoffausnutzung durch die Muskulatur andererseits, verringern den Blutbedarf und damit die Blutmenge, die das Herz für die gleiche Muskelbeanspruchung bereitzustellen hat und führen dadurch zur Entlastung (‚Schonung‘) des Herzmuskels“ (Zimmermann 2000, S.172).³⁶

2.3. Verfahren zur Beschreibung der menschlichen Körperhaltung und Fortbewegung

Die Grundlagen der Verfahren der angewendeten Messtechnik sind für das Verständnis der Studienmethodik von speziellem Interesse. Umfassendere Darstellungen, die über die grundlegenden Fakten hinausgehen, werden jedoch vermieden.

2.3.1. Funktionelle Ganganalyse

Die funktionelle Ganganalyse befasst sich mit dem Ablauf eines Gangzyklus, der grundsätzlich bei allen Menschen gleich ist. Ein Gangzyklus³⁷ setzt sich aus einer Standphase (60%) und einer anschließenden Schwungphase (40%) zusammen und erstreckt sich „von einem Fersenstoß bis zum nächsten desselben Fußes“ (Van B. Cochran 1988, S.157). Bei einem ‚bipedalen Stand‘ befinden sich beide Füße auf dem Boden und bei einem ‚monopeden Stand‘ ist es nur ein Fuß.

Das Aufsetzen der Ferse initiiert die Standphase und wird als ‚Initialer Bodenkontakt‘ (IBK) oder auch als ‚bipedale initiale‘ oder ‚doppelt unterstützte‘ Standphase bezeichnet.

Dieses Bein trägt nun das Körpergewicht und befindet sich in der monopeden Standphase, während das kontralaterale Bein mit der Schwungphase startet. Sobald das kontralaterale Bein mit der Ferse auf dem Boden aufsetzt und in die Standphase übergeht, handelt es sich um eine bipedale terminale Standphase. Die Zehen des anderen Beins lösen sich währenddessen vom Boden und gehen in das Vorschwingen des Beines über. Wenn dieses Bein von der Schwungphase in die Standphase übergeht, ist erneut eine bipedale

³⁶ Vergleiche auch: Gottlob 2001, S.22f.; Hollmann/Hettinger 2000, S.197

³⁷ Siehe Anhang Abb. 2.24.

Standphase erreicht. Gleichzeitig wurde ein Gangzyklus vollzogen, d.h. ein Doppelschritt ist nun beendet und der nächste kann beginnen. Die Dauer der ‚bipedalen‘ Zeitabschnitte ist umso länger, je geringer die Gehgeschwindigkeit ist.

Zusammen müssen die Stand- und die Schwungphase drei Aufgaben erfüllen. Die Aufgaben der Standphase bestehen in der ‚Übernahme der Körperlast‘ (ÜK) und dem ‚monopeden Stehen bzw. Stützen‘ (moSt). Die Schwungphase hingegen gestattet ein ‚Vorschwingen des (Schwung)Beins‘ (VorB).^{38 39} (vgl. Perry 2003, S.2f.), (vgl. Götz-Neumann 2003, S.10f.), (vgl. Whittle 2002, S.56f.)

Beim Gehen wird der Körper in zwei Funktionseinheiten, in den unteren Lokomotor (Antriebs-Einheit) und den oberen Passagier unterteilt. Der Lokomotor setzt sich aus dem Iliosakralgelenk, Hüft-, Knie-, Oberem und Unterem Sprunggelenk sowie den Metatarsophalangealgelenken zusammen und sorgt somit für den Antrieb des Körpers in verschiedene Richtungen. Das Becken ist beiden Einheiten zuzuordnen und fungiert somit als Bindeglied. Während eines Gangzyklus verschiebt sich die Passagier-Einheit, bestehend aus Kopf, Nacken, Rumpf, Becken und Arme, innerhalb von drei Ebenen (vertikal⁴⁰, lateral⁴¹ und progressional⁴²), so dass eine sinusoidale Kurve entsteht.⁴³ (vgl. Perry 2003, S.8f.), (vgl. Götz-Neumann 2003, S.24f.)

Im Allgemeinen ist eine optimale Kombination aus Muskelaktivität und funktionellem Gelenkeinsatz in beiden Funktionseinheiten erforderlich, so dass die „aufrechte Haltung im Stand [...] durch das funktionelle Gleichgewicht zwischen Ausrichtung der Körperteile und Muskelaktivität an den Gelenken bestimmt“ wird. (Perry 2003, S.10)

Hierfür sind einerseits steuernde und kontrollierende Kräfte unabdingbar, andererseits wirken externe und interne Kräfte permanent auf den Körper ein und müssen daher dynamisch ausgeglichen werden. (vgl. Perry 2003, S.10f.), (vgl. Götz-Neumann 2003, S.28f.)

Spezielle Bewegungsabläufe können die Auslenkungen des Körperschwerpunktes verringern, wodurch folglich die Effizienz des Gehens verbessert wird. Daher werden sie auch als „Determinants of Gait“ (Whittle 2002, S.79f.) bezeichnet.

Ferner beurteilen mehrere Kennzeichen einen ‚normalen‘ Gang, anhand dieser der Gang in ‚normal‘ oder ‚pathologisch‘ eingestuft werden kann. Hierzu zählen u.a. die Gangsymmetrie, die Geschwindigkeit, die ‚stride length‘ (= Länge von zwei Schritten) und die Kadenz. (vgl. Götz-Neumann 2003, S.18f.), (vgl. Whittle 2002, S.132f.)

³⁸ Vergleiche auch: Whittle 2002, S.47f.; Beckers 1997, S.18; Van B. Cochran 1988, S.157

³⁹ Siehe Anhang Abb. 2.25.

⁴⁰ Siehe Anhang Abb. 2.26.

⁴¹ Siehe Anhang Abb. 2.27.

⁴² Unter einer progressionalen Verschiebung ist eine variable Vorwärtsbeschleunigung verschiedener Körpersegmente zu verstehen.

⁴³ Siehe Anhang Abb. 2.28.

2.3.2. Die Oberflächen-Elektromyographie

Bereits 1997 wurde die Elektromyographie von Engelhardt und Freiwald als ein objektives, rückwirkungsfreies Messverfahren eingestuft, mit dem über neuromuskuläre Erregungen der Muskelaktivierungsgrad der gemessenen Muskeln bewertet werden kann. (vgl. Engelhardt/Freiwald 1997, S.88)

Eine Elektrode registriert immer nur ein bestimmtes Areal an Aktions- und Ruhepotentialen innerhalb der aktivierten motorischen Einheiten. Innerhalb einer Muskelfaser haben alle motorischen Einheiten einen unterschiedlichen räumlichen Abstand zu dem Elektrodenpaar, so dass alle erzeugten Potentiale als unterschiedlich stark aufgefasst werden. „Typischerweise summieren sie sich zu einem triphasischen „Motor Unit Action Potential“ (oder „MUAP“ [...]) auf, das in seiner Form und Größe von der geometrischen Konstellation der Faserausrichtung und der Ableitstelle abhängt“ (Konrad 2005, S.8)⁴⁴. Aufgrund der Überlagerungen aller durch die Elektroden erfassten MUAPs der motorischen Einheiten kommt es zu einem bipolaren Signal, welches aus negativen und positiven Signalamplituden besteht.⁴⁵

Es kann allerdings keine Aussage über einzelne motorische Einheiten getroffen werden, sondern die Summe der Aktionspotentiale kann nur über neu hinzukommende motorische Einheiten (Rekrutierung) oder über eine steigende Feuerungsfrequenz (Frequenzierung) beeinflusst werden. Durch eine Rekrutierung oder Frequenzierung ist auch das jeweilige Kraftniveau bzw. die Intensität einer Muskelkontraktion steuerbar. Um eine optimale Bedingung für die Ableitung der Aktionspotentiale unterhalb der Oberflächenelektrode erzielen zu können, sollten die Elektroden immer paarweise direkt auf dem Muskelbauch entlang der Muskelfasern appliziert werden. Bei der Elektrodenpositionierung kann eine Orientierung an auffälligen anatomischen oder per Palpation leicht zu lokalisierenden Bezugspunkten erfolgen.⁴⁶ (vgl. De Luca 1997, S.142f.)

Ursächliche extrinsische und intrinsische Einflussfaktoren⁴⁷ können das Oberflächen-EMG bzw. die richtige Erfassung der aktiven motorischen Einheiten beeinträchtigen. (vgl. De Luca 1997, S.138 - 150)

Weiterhin sind biologische und nicht-biologische Störgrößen anzuführen. Zu den biologischen Störgrößen zählt zum einen der Herzschlag, der bei Messungen im Brustraum das EMG überlagern kann. Zum anderen kann ein „Cross-talk-Effekt“ (De Luca 1997, 143) durch eine Überlagerung der Aktionspotentiale benachbarter, aktivierter Muskeln entstehen. (vgl. Konrad 2005, S.11) Nicht-biologische Störgrößen wie Kabelbewegungen oder das Grundrauschen des ‚EMG-Verstärkers‘ können die Signale auch beeinträchtigen (vgl. Konrad/Freiwald 1997, S.140).

⁴⁴ Siehe Anhang Abb. 2.29.

⁴⁵ Siehe Anhang Abb. 2.30.

⁴⁶ Vergleiche auch: Konrad 2005, S. 4f. und S.14f.; Konrad/Freiwald 1997, S.139

⁴⁷ Siehe Anhang Tab. 2.1.

Darüber hinaus sind noch weitere mögliche Einflussfaktoren auf das EMG zu berücksichtigen, wie beispielsweise die Filterungsfunktion des Fettgewebes (Isolationseffekt), der Hautwiderstand sowie die Platzierung der Elektroden. (vgl. Pfeifer/Vogt/Banzer 2003, S.331), (vgl. De Luca 1997, S.150)

Nach der Eliminierung der möglichen Störfaktoren des EMGs folgt eine einwandfreie Vorbereitung der Haut auf eine EMG-Messung, die durch verschiedene Methoden erreicht werden kann. (vgl. Konrad 2005, S.14)

Aufgrund ihres nicht invasiven Charakters lassen sich Oberflächen Elektroden einfacher und schneller auf dem Körper platzieren als Nadelelektroden und sind daher in Untersuchungen mit Bewegungsabläufen vorzuziehen.

2.3.3. Dreidimensionale Rückenscannung

Bei der Rückenscannung handelt es sich um ein statisches, berührungs- und rückwirkungsfreies Verfahren, bei dem Lichtprojektionen auf die Rückenoberfläche der zu vermessenden Person geworfen werden. Eine Kamera zeichnet dies dreidimensional auf. Das Ergebnis ist ein Tiefenbild der Rückenoberfläche, welches die x-, y- und z-Koordinaten der zuvor markierten anatomischen Marker auf dem Rücken enthält. Die Koordinatenberechnung der Marker ist über mathematische Verfahren des dazugehörigen Softwareprogramms möglich.

Die Erstellung eines dreidimensionalen Bildes basiert auf den physikalischen Grundlagen der Triangulationstechnik. Zu den Messverfahren der Triangulationstechnik zählen der codierte Lichtansatz und das Phasenshiftverfahren. Beide werden mit dem Lichtschnittverfahren kombiniert, so dass Objektberechnungen hinsichtlich ihrer Höhe oder Rotation angefertigt werden können. Zuerst wird der genaue Ort eines festgelegten Oberflächenpunktes des Objektes über Winkelberechnungen bestimmt. Diese Winkel entstehen dadurch, dass der Lichtstrahl des Projektors und der Aufnahmewinkel der Kamera, die den reflektierten Lichtstrahl des Projektors aufnimmt, aus zwei verschiedenen Positionen auf den zuvor festgelegten Oberflächenpunkt auftreffen.⁴⁸ Unter Beachtung des Winkels zwischen dem Projektor und der Kamera kann aus der veränderten Lichtlinie im Bild die Höhe des dreidimensionalen, zu vermessenden Objekts berechnet werden.⁴⁹ Anstelle eines Lichtstrahls werden mehrere Lichtbündel auf das Objekt projiziert, so dass Hell-Dunkel-Abstufungen wie ein Lichtschnitt wirken und ein Liniengitter erzeugen. Bei der Aufnahme der Sequenzen kann so jede Projektionslinie genau zugeordnet werden und gestattet Aussagen über eine Höhenveränderung bzw. eine Verschiebung des zu vermessenden Objektes.⁵⁰ Demzufolge können die dreidimensionalen Koordinaten der

⁴⁸ Siehe Anhang Abb. 2.31.

⁴⁹ Siehe Anhang Abb. 2.32.

⁵⁰ Siehe Anhang Abb. 2.33.

Orientierungspunkte in einem berührungs- und rückwirkungsfreien Verfahren flächendeckend aufgenommen und mit einer Genauigkeit im Subpixelbereich wiedergegeben werden. Es entsteht ein höhenabgestuftes Bild.

Abb. 2.34. Höhenabgestuftes Phasenbild der Rückenoberfläche

Quelle: ABW GmbH

Die Voraussetzung für eine 3D-Messung ist die eindeutige Zuordnung der anatomischen Fixpunkte am Objekt, die von der Kamera identifiziert, über ein Software-Programm errechnet werden und im Phasenbild zu erkennen sind.⁵¹ (vgl. K.Wolf 2002, S.1f.), (vgl. H.Wolf 1998, S. 2f.),

2.3.4. Pedographie

Der Fuß ist das menschliche Fortbewegungsorgan, der das gesamte Körpergewicht trägt und dieses durch seine Strukturen bei jeder Bewegungsausführung abfängt und dämpft. Die Gewichtsverteilung des Körpers vollzieht sich vom Oberen Sprunggelenk über den Talus (Sprungbein) zum Tuber calcanei (Fersenbeinhöcker) und hin zum Vorfuß, wonach das Körpergewicht anschließend auf den Boden übertragen wird. Beim Abrollvorgang wird das Gewicht von der Ferse über den lateralen Längsbogen zum Os metatarsale V (5. Mittelfußknochen) auf das Os metatarsale I (1. Mittelfußknochen) verlagert. Die Gewichtsverteilung hängt einerseits vom Aufbau des Fußes und andererseits von der Fußhaltung und -form ab. Auch Druckrezeptoren der Fußsohle erfassen über die dort lokalisierten Sensoren Bodenerschütterungen und unterstützen so die Gleichgewichtsregulation des Organismus.⁵² (vgl. Debrunner 1998, S.7f.), (vgl. Frisch 1999, S.324f.)

Mit einer elektronischen Fußdruckmessung können genaue Aussagen über die Lastverteilung des Fußes beim Gehen getroffen werden. Damit die Druckbelastung richtig

⁵¹ Vergleiche auch:
http://www.visionacademy.org/mv_wbuch/np/AAE646D1CEA41A75C1256C1C0023B1B4.htm,
<http://www.informatik.unibremen.de/agki/www/grp/sima/vortraege/AV3D/AV3D.htm>

⁵² Vergleiche auch: Ahonen 1994, S.181; Schiebler/ Schmidt 1999, S.343

erfasst werden kann, sind Sensoren über die gesamte Belastungsfläche der Kraftmessplatte verteilt. Die elektronische Verschaltung der Sensoren geht auf das Multiplex-Verfahren von Nicol & Hennig (1976) zurück. Bei diesem Verfahren werden die Signale der Sensoren matrixförmig in Zeilen und Spalten abgefragt. Die Sensoren selbst sind von einer speziellen Folie umgeben. Zwischen den benachbarten, folienumzogenen Sensoren befinden sich immer kleine Luftlücken, die bei Ausübung von Druck auf den Sensor zusammengepresst und somit dünner werden. Der einwirkende Druck definiert sich als einwirkende Kraft auf eine definierte Fläche. (vgl. Nicol/Hennig 1976, S. 438f.), (vgl. Nicol/Rusteberg 1993, S. 1479f.)

Alle Sensoren sind in einem elektronischen Stromkreis eingeschlossen. Eine Krafteinwirkung löst im Sensor eine elektronische Widerstandsänderung aus, die als verringerte bzw. erhöhte Stromstärke zu messen ist. Auf diesem Weg ist es möglich die Druckwerte zu erfassen und auszuwerten. Ferner ist das Verfahren der Kalibrierung in diesem Zusammenhang von großer Bedeutung.⁵³ Insgesamt entscheiden die Größe (Bauhöhe und Ausdehnung), die Anzahl und Genauigkeit der Sensoren sowie ihre Befestigung (Flexibilität) über den mehr oder weniger großen Einfluss von Messfehlern. (vgl. Natrup 1999, S.34)

Grundsätzlich kann ein statischer und ein dynamischer Einsatz der Messtechnik unterschieden werden. Bei einem Einsatz der Druckmessplatten für die Ermittlung der Druckverteilung in der Statik stellt sich ein Proband auf eine Plattform und bleibt über einen gewissen Zeitraum möglichst ruhig stehen. Über den Verlauf des Kraftangriffspunktes kann ausgesagt werden wie stark die Schwankungen über den gesamten Messzeitraum sind.

Neben einer Druckmessplattform kann bei dynamischen Messungen auch eine Innenschuhmessung eingesetzt werden. Der Einsatz einer Messsohle im Schuh ist rückwirkungsfreier, weil die Konzentration auf das Treffen der Messfläche entfällt. Demgegenüber besitzt die Plattform eine bessere räumliche Auflösung (mehr Sensoren pro Fläche) und birgt nicht die Problematik von Biegeeffekten, wie dies auf einer Fußbettung der Schuhsohle der Fall ist.

Allgemein ist bei der Auswertung eines dynamischen Fußabdrucks zu berücksichtigen, dass es sich um eine erzwungene Situation unter Laborbedingungen handelt.

⁵³ Einer bestimmten Stromstärke wird eine entsprechende Kraft zugeordnet. Die eigentlichen Messungen orientieren sich dann an diesen Kenngrößen, wodurch eine Auswertung bzw. Beurteilung der einzelnen Messungen erst möglich wird.

2.3.5. Muskelfunktionsprüfung zur Feststellung des allgemeinen Kraftniveaus und der Kraftverhältnisse

Muskelfunktionstests wurden entwickelt, um die Kraft einzelner Muskeln bzw. von Muskelgruppen einer funktionalen Einheit einstufen zu können. Ferner ist die Muskelfunktionsprüfung eine analytische Methode, um die körperliche Haltung in ihrer Funktion, d.h. ihrem aktuellen Kraftstatus zu bewerten und einen Befund zu äußern. Des Weiteren ist so die Erstellung eines Befundes möglich, der das Ausmaß, die Lokalisation oder den Verlauf der Wiederherstellung von Läsionen peripherer motorischer Nerven beschreibt.

Einer ihrer bedeutendsten Vertreter ist Vladimir Janda, der sich bereits seit 1959 mit dieser Untersuchungsmethode auseinandersetzt. Neben Janda haben auch andere Autoren wie Kendall (2001) oder Daniels/Worthingham (1999) die Muskeltestung durch Modifikationen und Erweiterungen in ihrer Entwicklung vorangebracht.

Bei der Muskelfunktionsprüfung wird die Kraft beurteilt, gegen die ein Muskel während einer Bewegung über einen bestimmten Zeitraum arbeiten kann. Der Befund des getesteten Muskels kann anschließend mit anderen Muskeln wie z.B. seinem Antagonisten oder dem gleichen Muskel der anderen Körperseite verglichen werden. Bei der Beurteilung sind die Komponenten ‚Alter‘ und ‚Geschlecht‘ unbedingt zu berücksichtigen, da sie das individuelle Kraftniveau determinieren und beeinflussen.

Alle Tests werden manuell durchgeführt und erfüllen daher nur bedingt das statistische Gütekriterium der Objektivität, da die Beurteilung vom jeweiligen Therapeuten abhängig ist. Die Setzung des Widerstandes ist eine der individuell variablen Determinanten bei der Messung. Für eine reliable Aussage ist die vorgeschriebene Ausgangsstellung des zu testenden Muskels unbedingt einzuhalten. In dieser Position sind alle nicht zu testenden Körpersegmente fixiert bzw. stabilisiert, wobei Kompensationsbewegungen unterstützender Muskeln ausgeschlossen sind.

Zur Ermittlung der Muskelstärke übt der Prüfer einen konstanten Widerstand bei einem gleichmäßigen Druckaufbau aus, indem er seine Hand auf den zu testenden Muskel legt und damit Druck entgegengesetzt zur Bewegungsrichtung erzeugt. Ziel ist die Bewertung der vollen Muskelkraft und nicht das Herausfinden der maximalen Kraft.

Die Muskelkraft der Testperson beim Arbeiten gegen den gesetzten Widerstand wird in einer 5-stufigen Skala eingestuft. Die zusätzlichen Bezeichnungen ‚+‘ oder ‚-‘ bei der Bewertung dienen der feineren Einstufung.⁵⁴ (vgl. Janda 1994, S.15f.), (vgl. Kendall/Kendall McCreary/ Geise Provance 2001, S.5f.)

⁵⁴ Vergleiche auch: Froböse/ Nellessen 1998, S.134f.; Daniels/ Worthingham 1999, S.18f.

2.4. Grundidee des gewählten Untersuchungsdesigns einschließlich der resultierenden Hypothesen

Es ist ein Grundbedürfnis des Menschen ohne Schmerzen und Einschränkungen des Halte- und Bewegungsapparates Handlungen durchführen zu können. Der kontinuierliche Anstieg an Personen, die sich über Schmerzen ihres Halte- und Bewegungsapparates und insbesondere über Rückenschmerzen beklagen, steigt jedoch proportional mit der Beschäftigungszahl der so genannten ‚Schreibtischjobs‘ im wirtschaftlichen Sektor aller westlichen Industrienationen. Auch in Deutschland ist dieses Phänomen zu beobachten. Mit zunehmender Arbeitszeit sinkt die Bereitschaft, sich in der verbliebenen freien Zeit aktiv zu bewegen oder seinen Körper zu kräftigen. (vgl. Mensink 1999, S. 126f.)

Folglich müssen immer mehr Menschen ihr Leben mit haltungsbedingten Beschwerden verbringen. Häufig entwickeln sie ihrem Beschwerdeprofil entsprechend Kompensationsmechanismen, um ihre Leiden so gering wie möglich zu halten. Dies ist z.B. der Fall bei Schmerzen des linken Knies, die mit einem unsymmetrischen Gang und einer vermehrten Belastung des rechten Beins kompensiert werden. Als Folge entstehen muskuläre Dysbalancen, eine unphysiologische, unökonomische Körperhaltung und -bewegung sowie eine veränderte Stellung der Gelenke zueinander. Die Muskulatur versucht, durch einen erhöhten Spannungszustand und eine gesteigerte Aktivität, den Zusatzbelastungen entgegenzuwirken bzw. diese auszugleichen. Hierfür muss vermehrt Energie aufgebracht werden. Zudem erschwert dieser Zustand die körperliche Gleichgewichtsregulation.

Im Gegensatz zu konstitutionellen Voraussetzungen, die nicht zu beeinflussen sind, ist es möglich mit Hilfe des sensomotorischen Systems aktiv die gewollte Haltung oder Bewegung zu beeinflussen. Dies wird durch die Wechselwirkung zwischen sensorischer Informationsaufnahme, zentralnervöser Kontrolle und motorischer Ausführung gewährleistet. Demzufolge können Muskeln bzw. Muskelgruppen über das sensorische und das motorische Wahrnehmungssystem beeinflusst werden, so dass sie in einem richtigen Zeitintervall mit einem angepassten Kraftniveau in die Bewegung integriert werden, aber auch eine Stabilisierung und Gleichgewichtserhaltung des Körpers gewährleistet werden kann.

Rehabilitative Maßnahmen sind in der Lage, über eine Veränderung des Muskelzustandes bzw. des Muskelverhältnisses Beschwerden zu lindern.

Mit Hilfe des rehabilitativen Muskelaufbautrainings, als eine Untersuchungsreihe dieser Arbeit, soll eine Stärkung des Körpers erreicht werden. Zu schwache Muskeln werden gekräftigt und verkürzte Muskeln gedehnt. Ziel dessen ist die annähernde Wiederherstellung des muskulären Gleichgewichts der an der Körperhaltung beteiligten Muskeln, so dass sich in Folge dessen die Körperstatik aber auch die Körperdynamik verbessert.

Als Alternative zu dem Muskelaufbautraining hat sich in den Bereichen der Orthopädie mit den haltungsverbessernden sensomotorischen Einlegesohlen ein alternatives, rehabilitatives Mittel heraus kristallisiert. Sie sind neben dem rehabilitativen Muskelaufbautraining die zweite Alternative in dieser Studie, mit der die Körperhaltung verbessert und so Schmerzen bzw. Beschwerden behandelt werden sollen. Die speziellen Korkelemente, die in die dünne Ledereinlegesohle eingearbeitet sind, erzeugen je nach Lage gemäß dem Prinzip der Muskelketten eine effektive Zusammenarbeit der an der Körperhaltung beteiligten Muskeln von der Fußmuskulatur ausgehend.

Ziel der beiden Interventionsansätze, die unterschiedliche Grundprinzipien aufweisen, soll ein harmonischerer Bewegungsablauf des Körpers bei gleichzeitiger Linderung der Beschwerden durch eine Wiederherstellung der individuell günstigeren Körperstatik und -dynamik sein.

Ein harmonischerer Ablauf der Bewegungen ist gleichzeitig mit einem sensomotorischen Lernprozess verknüpft, da es sich um eine bewegungsbezogene, zentralnervös gesteuerte Haltungsbeeinflussung handelt. Das Bewegungshandeln als solches, ist ein komplexes, dynamisches Geschehen, welches durch die individuelle Informationsverarbeitung der sensorischen Inputs im zentralen Nervensystem und der Modifizierung der motorischen Outputs bestimmt wird. (vgl. Bizzini 2000, S. 52f.)

Durch den Einsatz der Einlegesohlen bzw. des Muskelaufbautrainings findet eine systematisch geplante, ganzheitliche, organisierte Veränderung des Steh- und Gehverhaltens der Probanden statt, wobei die zielgerichteten Absichten der jeweiligen Interventionsmöglichkeit vorab individuell festgelegt worden sind.

In dieser Studie gilt es nun zu untersuchen, ob sensomotorische Einlegesohlen und/oder rehabilitatives Muskelaufbautraining eine Verbesserung des Steh- und Gehverhaltens erzeugen können, so dass die individuellen Beschwerden gelindert werden. Da die gewandelte sensomotorische Leistung des Organismus nicht direkt zu messen ist, werden über zuvor bestimmte Parameter Rückschlüsse auf die veränderten motorischen Steuerungs- und Funktionsprozesse gezogen. So ist es möglich, die Effekte der Haltungsveränderung zu dokumentieren, die mit unterschiedlichen Messmethoden zu Beginn und nach dem Ende der Studiendauer erfasst werden.

Mittels der dreidimensionalen Rückenvermessung, der statischen und dynamischen Oberflächen-Elektromyographie, der Pedographie und der instrumentellen Ganganalyse werden die vor der Untersuchung festgelegten biomechanischen Parameter hinsichtlich einer Veränderung vor und nach Ende der Studie erforscht. Der trainingswissenschaftliche Einfluss des Muskelaufbautrainings wird durch den Einsatz speziell ausgewählter Janda-Tests nachgeprüft.

Ein sensomotorischer Lernprozess bzw. eine Änderung im Bewegungsprogramm kann durch die gezielte Anwendung der Messtechnik nur nachgewiesen werden, wenn eine

Veränderung des Steh- und Gehverhaltens erfolgt ist, welches sich innerhalb des vorgegebenen Untersuchungszeitraums von sechs Wochen entwickelt hat.

Besonders bedeutend sind neben den messtechnisch ausgewerteten Parametern die subjektive Beschwerdebeurteilung und das subjektive Empfinden und die Wahrnehmung hinsichtlich eines veränderten Bewegungsverhaltens. Aus diesem Grund werden Fragebögen eingesetzt, die von den Probanden vor und nach dem Ende der Studiendauer beantwortet werden.

Anhand der bisherigen Studien über haltungsverbessernde sensomotorische Einlegesohlen oder einem Muskelaufbautraining wird deutlich, dass bisher immer nur Studien durchgeführt worden sind, in denen häufig nur ein Aspekt erforscht worden ist. Die Komplexität des menschlichen Haltungs- und Bewegungssystems wurde in solchen Untersuchungen nicht berücksichtigt bzw. in den Auswertungsprozess integriert.

Hinsichtlich der sensomotorischen Einlegesohlen haben z.B. Hafkemeyer et al. (2003) nur die Auswirkungen von Einlagen bei Kindern mit infantiler Cerebralparese erforscht. Jahn (2006) untersuchte lediglich bei 20 Probanden, ob eine Aussage über eine allgemeine Wirkung der Einlegesohlen möglich ist, wenn alle Teilnehmer mit der gleichen Grundeinlagenkombination nach Breukhoven ausgestattet sind. Ziel war es weiterhin eine Aussage über die Schmerzentwicklung treffen zu können.

Bei Studien, in denen ein Muskelaufbautraining durchgeführt wurde, ist ähnliches zu erkennen. Beispielsweise haben Biggoer et al. (1997) nur die Auswirkungen von Kraftzuwachs nach 12-18 Trainingseinheiten im Hinblick auf eine Schmerzreduktion erforscht. Auch Köstermeyer et al. (2005) überprüften lediglich, ob Rückenkraft, Fitness und körperliche Aktivität eher ein ‚Risiko für‘ oder ein ‚Schutz vor‘ Rückenbeschwerden sind.

In diesem Zusammenhang wird deutlich, dass bisher keine Untersuchungen existieren, in denen beide Interventionsmöglichkeiten (sensomotorische Einlegesohlen und rehabilitatives Muskelaufbautraining) hinsichtlich ihrer Auswirkungen auf die Körperstatik und -dynamik sowie die Psyche miteinander verglichen worden sind. Ferner wurde bis dato keine Studie durchgeführt, in der zum gleichen Zeitpunkt sensomotorische Einlegesohlen getragen werden und ein Muskelaufbautraining ausgeführt wird. (siehe Kapitel 1)

Im Rahmen des gewählten Untersuchungsdesigns werden folgende Hypothesen geprüft:

1. Sensomotorische Einlegesohlen sind in der Lage über ein effektiveres Zusammenspiel der an der Haltung beteiligten Muskelketten eine positive Haltungsveränderung hervorzurufen.
2. Ein gesundheitsorientiertes, rehabilitatives Muskelaufbautraining bewirkt eine Verminderung vorhandener muskulärer Dysbalancen durch gezieltes Trainieren einzelner, an der Haltung beteiligter Muskeln.
3. Die Kombination aus sensomotorischen Einlegesohlen und Muskelaufbautraining ist weniger effektiv als eine Methode allein, da die Ansatzweisen der Haltungskorrektur unterschiedliche Komponenten des sensomotorischen Systems ansprechen und die Kombination beider eine Reizüberflutung bewirkt.
4. Die Anforderungen an das sensomotorische System bei der Kontrolle und Aufrechterhaltung der Körperstatik sind höher als dies bei der Steuerung der Körperdynamik der Fall ist. Daher kann die Dynamik leichter und schneller beeinflusst bzw. korrigiert werden als die Statik.
5. Die subjektive Selbsteinschätzung nimmt bei der Bewertung der Interventionseffektivität mindestens den gleichen Stellenwert ein wie die objektive Messtechnik.

In dem Ergebnisteil werden die signifikanten Veränderungen, die durch die einzelnen Methoden der Haltungsänderung hervorgerufen worden sind, zunächst beschrieben und anschließend erläutert und somit der ausführlichen Hypothesenüberprüfung im Diskussionsteil vorangestellt.

3. Methodik

Im Methodikteil wird das Untersuchungsdesign beschrieben samt der für die Auswertungen der Messungen benötigten Parameter und statistischen Verfahren.

3.1. Testpersonen

Die Teilnehmer der Studie waren Erwachsene, die mit haltungsbedingten Beschwerden bereits erfolglos behandelt worden sind.

Während der Studie durfte sich keiner der Probanden über Beschwerden bzw. chronische oder akute Schmerzen beklagen, so dass die korrekte Durchführung der Anweisungen beeinträchtigt worden wäre. Dies hätte ein Ausschließen der Probanden aus der Studie zur Folge gehabt.

Vielmehr sollten alle Studienteilnehmer in einer guten physischen und psychischen Verfassung sein, um einerseits die Anforderungen eines regelmäßigen Muskelaufbautrainings zu erfüllen und andererseits um die Effektivität der sensomotorischen Einlegesohlen zu gewährleisten. Bei den Probanden, die das Muskelaufbautraining zu absolvieren hatten, wurde eine Mitgliedschaft in einem Fitnessstudio vorausgesetzt.

Insgesamt nahmen an der sechswöchigen Studie 61 Erwachsene teil: 31 Frauen und 30 Männer im Alter von 19 bis 62 Jahren (Durchschnittsalter: 32 Jahre). Da die Daten von 2 Probanden, einem männlichen Trainierenden und einer Einlegesohlen tragenden Probandin, aufgrund der nicht planmäßigen Erfüllung der Auflagen aus der Studie ausgeschlossen wurden, können nur die Ergebnisse von 59 Teilnehmern ausgewertet werden. Davon trugen 22 Teilnehmer (11w, 11m) sensomotorische Einlegesohlen, 22 Probanden (12w, 10m) absolvierten ein Muskelaufbautraining und weitere 5 Probanden (2w, 3m) trugen Einlegesohlen und führten gleichzeitig Muskelaufbautraining durch. Zudem sind 10 Probanden (5w, 5m) der Kontrollgruppe zuzuordnen.

Spezielle Einteilungskriterien für die Gruppen gab es nicht. Die Untersuchungspersonen der vier Gruppen wurden so aufgeteilt, dass ein ausgewogenes Verhältnis der Geschlechter vorherrschte.

Vor den einzelnen Voruntersuchungen wurde mit jedem Probanden ein Anamnesegespräch⁵⁵ geführt. Anschließend wurde den Untersuchungspersonen ihre Aufgabe samt den dazugehörigen Bedingungen erklärt. Über mögliche Nebeneffekte wurden sie ebenfalls aufgeklärt.

Alle Messungen haben in Räumen stattgefunden, in denen eine normale Raumtemperatur vorherrschte. Folglich können Temperatur- und Wettereinflüsse bei den Auswertungen der Messreihen ausgeschlossen werden.

⁵⁵ Siehe Anhang Abb. 3.1.

Nach Ablauf der Untersuchungsdauer und den dazugehörigen Abschlussuntersuchungen, die denen der Eingangsmessungen entsprachen, sollten alle Probanden einen gruppenspezifischen Fragebogen⁵⁶ beantworten. Durch eine neutrale Fragestellung wurde versucht, die Probanden nicht in ihrer Beurteilung zu beeinflussen, da sie ihr persönliches Empfinden hinsichtlich der Entwicklung ihrer Beschwerden sowie ihren momentanen Verfassungszustand beschreiben bzw. beurteilen sollten.

3.1.1. Gruppe 1: Sensomotorische Einlegesohlen

Die 22 (11w, 11m) Teilnehmer haben über einen Zeitraum von sechs Wochen sensomotorische Einlegesohlen getragen, die individuell von der Firma Fischer-Fuß-Fit in Amberg angefertigt worden waren und variabel in alle Schuhe eingelegt werden konnten. Für die Herstellung der Einlegesohlen wurden die Befunde der manuellen Haltungsüberprüfung mit den dreidimensionalen Rücken aufnahmen des Rückenscanners (näheres siehe 3.2.1.) kombiniert.

Die Testpersonen wurden angewiesen ihre sensomotorischen Einlegesohlen jeden Tag (auch bei sportlichen Aktivitäten) zu tragen, wobei sie ihren Tagesablauf nicht verändern sollten. Weibliche Teilnehmer wurden darüber hinaus gebeten, keine Schuhe mit hohem Absatz (über 3 cm) anzuziehen, da sonst die Reizsetzung der Korpelmente gemindert worden wäre.

Bei der Herstellung der individuellen Sohlen wurden die Grundprinzipien⁵⁷ der Podo-Orthesiologie nach Breukhoven und der Podo-Äthiologie nach Aich eingehalten.

Für die letztendliche Herstellung der Sohle war nicht nur die richtige Konstellation der Einlagenelemente erforderlich. Darüber hinaus musste vorab ein dynamischer Blauabdruck⁵⁸ angefertigt werden, um erste Erkenntnisse über das Geh- und Stehverhalten sowie in ihrer Funktion beeinträchtigte Muskelketten zu erhalten. Weiterhin komplettierte eine funktionelle Bewegungsuntersuchung des Patienten die Anamnese und gab Auskunft über den Muskelstatus bzw. die Muskelspannung sowie die Körperstatik.

Erst im Anschluss an diese Untersuchung wurden dem Patienten auf einem Podoskop die Einlagenelemente unter den Fuß gelegt, die anschließend auf dem dynamischen Blauabdruck eingezeichnet wurden. Anhand dessen konnte hinterher die individuelle sensomotorische Einlegesohle hergestellt werden. (vgl. Aich 1997 und 2006), (vgl. Schallmeyer/ Ter Harmsel 2006)

⁵⁶ Siehe Anhang Abb. 3.2.

⁵⁷ Siehe Anhang Ergänzung 3.1.

⁵⁸ Siehe Anhang Abb. 3.9.

3.1.2. Gruppe 2: gesundheitsorientiertes, rehabilitatives Muskelaufbautraining

Für jeden dieser 22 (12w, 10m) Teilnehmer wurde ein sechswöchiges, auf die jeweiligen Beschwerden zugeschnittenes, rehabilitatives Muskelaufbautrainingsprogramm erstellt. Bei jeder Trainingsplankonzeption wurden die gewonnenen Erkenntnisse der anfänglichen, dreidimensionalen Aufnahmen der Rückenscannung hinsichtlich der Körperstatik berücksichtigt.

Innerhalb der sechs Trainingswochen sollte über eine Kombination aus Muskeldehnung und Muskelkräftigung den Haltungsbeschwerden entgegenwirkt und über ein ausgeglichenes Muskelverhältnis die Körperstatik verbessert werden. Die Fitnessstudios, in denen die Teilnehmer trainiert haben, sind das Fitness- und Gesundheitszentrum der Universität Göttingen und das Injoy-Fitnesscenter in Lengede (Landkreis Peine).

Die Testpersonen dieser Gruppe sollten mindestens zwei und höchstens drei Mal pro Woche bzw. insgesamt 12-18 Trainingseinheiten absolvieren und mindestens einen Tag Pause dazwischen einhalten. Durch das dynamische Krafttraining wurde ein symmetrisches und harmonisches Muskelverhältnis zwischen den einzelnen Muskeln bzw. Körpersegmenten geschaffen, um so muskulären Dysbalancen entgegen zu wirken. Der Trainingsplan umfasste demnach Methoden des Kraftzuwachses und der Kraftausdauer, wobei in den ersten Trainingsphasen zunächst Ausdauerübungen und im Anschluss Trainingsmethoden der Maximalkraft durchgeführt wurden. Im Anhang sind die Prinzipien⁵⁹ der Trainingsplankonzeption dieser Gruppe genauso wie ein exemplarischer, ausführlicher Trainingsplan mit den dementsprechenden Trainingsgeräten für die einzelnen Muskelpartien angeführt.⁶⁰

3.1.3. Gruppe 3: Tragen von sensomotorischen Einlegesohlen und Durchführung eines rehabilitativen Muskelaufbautrainings (Kombination beider Methoden)

Die 5 Teilnehmer der dritten Gruppe (2w, 3m) führten eine Kombination aus beiden zuvor erwähnten Interventionsmöglichkeiten durch. Neben der anfänglichen manuellen Haltungsüberprüfung wurde bei ihnen ebenfalls eine dreidimensionale Rückenscannung angefertigt, auf deren Basis zum einen ihre sensomotorischen Einlegesohlen hergestellt und zum anderen ein Trainingsplan konzipiert wurde. Diese Probanden trugen demnach über einen Zeitraum von sechs Wochen sowohl sensomotorische Einlegesohlen über den ganzen Tag hinweg und führten zwei bis drei Mal wöchentlich ein rehabilitatives Muskelaufbautraining durch.

⁵⁹ Siehe Anhang Ergänzung 3.2.

⁶⁰ Siehe Anhang Ergänzung 3.3.

3.1.4. Gruppe 4: Kontrollgruppe

Die 10 Teilnehmer der Kontrollgruppe (5w, 5m) litten ebenfalls an haltungsbedingten Beschwerden und wiesen somit die gleichen Eingangsvoraussetzungen für die Teilnahme an dieser Untersuchung auf wie die Probanden der drei Gruppen zuvor. Allerdings waren sie den Versuchsbedingungen nicht unterworfen. Stattdessen wurden sie angehalten ihren Tagesrhythmus wie gewohnt beizubehalten. In einem Abstand von sechs Wochen wurden bei ihnen die erste und die vierte Messreihe (näheres siehe 3.2.1. bzw. 3.2.4.) durchgeführt. Der Vergleich der drei Testgruppen mit der Kontrollgruppe soll die tatsächlichen Einflüsse der sensomotorischen Einlegesohlen und/oder des Muskelaufbautrainings der Gruppen 1, 2 und 3 verdeutlichen und aufzeigen.

3.1.5. Aufgaben des Betreuers der drei Gruppen während der Untersuchungen

Alle Teilnehmer der Gruppen 1 und 3 wurden vor dem Tragen über die Funktion ihrer sensomotorischen Einlegesohlen informiert. Solange die Füße mit den Sohlen in Kontakt stehen ist die Reizeinwirkung der Elemente gegeben. Aus diesem Grund wurden die Probanden gebeten sie so oft wie möglich innerhalb der Untersuchungsdauer zu tragen. Anfängliche Beschwerden, punktuell leichte Muskel- oder Gelenkschmerzen, ein unangenehmes Gefühl beim Gehen oder ein Drücken der Einlegesohlen in den Schuhen sind möglich, was jedoch normalerweise in den ersten Tagen nachlassen soll. Erst wenn solche unnatürlichen Beschwerden nach den ersten Tragetagen nicht verschwunden sind, wurden die Untersuchungsteilnehmer angehalten, die Betreuerin darüber in Kenntnis zu setzen. Abgesehen davon sollten die Einlegesohlen nur in dafür geeignete Schuhe gelegt werden (möglichst geschlossen; ohne korrigierendes Fußbett; höchstens 3cm Absatzhöhe), ohne dabei beim Tragen zu verrutschen.

Die Testpersonen der Gruppen 2 und 3 erhielten zu Beginn des Trainings von der Betreuerin eine Einführung in das Gerätetraining und wurden während der ersten fünf anfänglichen Trainingseinheiten überwacht. Vorab der ersten Gerätebenutzung wurde jedes Gerät adäquat eingestellt und dabei dem Probanden beschrieben, um die zukünftige selbständige Einstellung sicherzustellen.

Zunächst führte die Betreuerin jede neue Übung selbst durch, wobei er die wichtigsten Informationen erläuterte. Bei der praktischen Durchführung der Übungen von Seiten der Probanden leistete sie notfalls Hilfestellung. Sollte die Durchführung fehlerhaft sein, wurde sowohl verbal als auch aktiv (Körperkontakt erlaubt) korrigierend eingegriffen. Ferner ist bei der achsengerechten, symmetrischen Durchführung auf die richtige Geschwindigkeit, sowie den richtigen Widerstand zu achten.

Die Entwicklung eines körpereigenen Feedbacks bei der Übungsausführung musste jedoch gewährleistet werden.

Anschließend wurde durch mehrere Kontrollen sichergestellt, dass der Trainingsplan weiterhin richtig und konsequent ausgeführt wurde.

3.2. Bedingungen des Versuchsablaufes der einzelnen Messreihen

Jede Messung, die die einzelnen Probanden mit denen für ihre Gruppe bestimmten Messverfahren durchlaufen haben, wurde sowohl vor als auch nach dem Ende des sechswöchigen Untersuchungsablaufes nach dem gleichen Prinzip durchgeführt. So war es möglich die Prozesse, die entweder durch die sensomotorischen Einlegesohlen oder/und durch das Muskelaufbautraining ausgelöst worden sind und die Statik sowie die Dynamik des Körpers verändert haben, zu verfolgen und zu dokumentieren. Alle Messungen wurden barfuß durchgeführt, um Messfehler durch das Schuhwerk auszuschließen.

3.2.1. Messung 1: Dreidimensionale Rückenscannung mit dem dreidimensionalen Aufnahmesystem MiniRot Kombi der Firma ABW

Vor der Rückenscannung wurden bei den Untersuchungspersonen der Gruppen 1 und 3 zunächst Voruntersuchungen durchgeführt. Hierzu zählten ein dreidimensionaler Sehtest, eine manuelle Haltungsüberprüfung sowie das Anfertigen eines statischen und dynamischen Blauabdrucks.

Sollte einer der Probanden keine dreidimensionale Sehfähigkeit haben, kann bei dem Betreffenden keine Haltungskorrektur durch die sensomotorischen Einlegesohlen erfolgen, da das dreidimensionale Sehen eine wichtige Voraussetzung für eine gute Gleichgewichtskontrolle und somit auch für die richtige Körperhaltung darstellt. Er hätte somit aus der Studie ausgeschlossen werden müssen.

Nach dem Sehtest wurde bei allen Probanden der Gruppen 1 und 3 die Fuß-, Knie-, Becken, Schulter- und Schulterblattstellung durch Betrachten, Abtasten und das Einsetzen spezifischer Tests standardgemäß und systematisch untersucht. Ferner wurde die Muskelspannung der oberflächlichen Muskeln beider Körperhälften palpiert. Zudem lieferte die Betrachtung des Patienten im freien Stand von allen Seiten Informationen über die Statik der Wirbelsäule bzw. den gesamten Oberkörper. Zusammen mit den Erkenntnissen der manuellen Haltungsüberprüfung und den Abdrücken des dynamischen Blauabdrucks beider Füße entstand ein erster funktioneller Gesamteindruck über das Gehverhalten sowie die Haltung und Struktur des Bewegungsapparates, der Rückschlüsse auf die bestehenden Beschwerden des Patienten gestattet.

Die anschließende dreidimensionale Rückenscannung erfolgte bei allen Probandengruppen nach dem gleichen Ablauf mit dem Rückenscanner MiniRot Kombi. In den 75 x 200 x 600 mm großen Scanner waren ein Linienprojektor und eine Videokamera eingebaut. Das Bildfeld der Kamera war 600 x 400 mm groß und hatte eine Auflösung von 640 x 480

Pixel. Während einer Sequenz wurden 15 Bilder aufgenommen, wobei die maximale Bildfrequenz bei ca. 60 frames/s mit einer räumlichen Auflösung von 1/100 mm lag. Allein die Aufnahme der Datengewinnung der absoluten Koordinaten aller ausgewählten Oberflächenpunkte dauerte weniger als 0,4 s.

Abb. 3.11. MiniRot Kombi

Nach der Messung und der Berechnung der dreidimensionalen Koordinaten wird das Phasenbild mit den Koordinaten in dem Softwareprogramm ‚ABW-Vis‘ dargestellt. (Quelle: Firma ABW GmbH)

Damit die Aufnahme der Rückenoberfläche auch in einem Phasenbild auf dem Computer betrachtet werden konnte, mussten bei allen Testpersonen sechs zuvor festgelegte anatomische Fixpunkte mit aufzuklebenden Markern von 2 cm Durchmesser gekennzeichnet werden. Diese Marker wurden an folgenden Stellen am unbedeckten Rücken der zu vermessenden Person nach einem bestimmten Prinzip angebracht:

1. Punkt 1 (C7) und Punkt 4 (L3-L4)
2. Punkt 2 und 3 (linkes und rechtes Schulterblatt)
3. Punkt 5 und 6 (linke und rechte Spina iliaca posterior superior)

P1: Halswirbelsäule (C7)

P2 und P3: Schulterblatt links (2) und rechts (3)

P4: Lendenlordose (L3)

P5 und P6: Spina iliaca posterior superior
'SIPS, links (5) und rechts (6)

Abb. 3.12. Phasenbild des Rückenscanners mit den sechs ersichtlichen Markern

Die Marker durften weder durch Kleidung noch durch Haare verdeckt sein. Die Testperson stellte sich auf ein Podoskop, das in 90 cm Entfernung von dem Rückenscanner stand. Zudem stellte sie sich barfuß in eine vorgefertigte Schablone, so dass eine einheitliche, physiologische Ausgangsstellung von 14-15° Außenrotationsstellung vorherrschte. Anschließend wurde sie gebeten eine Haltung einzunehmen, die ihrer natürlichen Haltung entsprach.

Durch die Verbindung des Rückenscanners mit einem PC konnte auf die Daten in dem Softwareprogramm ‚ABW-Vis‘ permanent zurückgegriffen werden, die auf dem Monitor graphisch ersichtlich waren.

Über mathematische Verfahren wurde die Rückenstatik mittels dieser Bezugspunkte anschließend ausgewertet. Die wichtigsten Ergebnisse, d.h. die Abweichungen der einzelnen Parameter von einer fiktiven Geraden, wurden neben dem Phasenbild in einer Tabelle aufgelistet. Zudem ermöglichte die Software über spezielle Einstellungen eine seitliche Ansicht der Wirbelsäule sowie eine Aufsicht auf die Wirbelsäule, insbesondere auf die Stellung des Schultergürtels und des Beckens von oben.

Nachdem der erste Gesamteindruck mit den Resultaten der Scannung und denen des Anamnesegesprächs kombiniert worden ist, erfolgte bei den Probanden der Gruppe 1 das Unterlegen der Korkelemente. Nach jeder Unterlage der Elemente wurde eine Rückenscannung durchgeführt, so dass letztendlich die beste Einlagenkombination aus den Erkenntnissen der Voruntersuchungen und der dreidimensionalen Rückenscannung für den Probanden ausgewählt werden konnte. Anschließend wurde die ausgewählte Einlagenkonstellation in die Einlegesohle entsprechend der Schuhgröße eingearbeitet.

Bei den Probanden der Gruppe 2 wurde aus den Ergebnissen der Anamnese und der Rückenvermessung ein individueller Muskelaufbautrainingsplan erstellt. Eine manuelle Voruntersuchung war hier nicht erforderlich, da dies nur für die Einlagenherstellung unerlässlich war. Bei den Untersuchungspersonen der dritten Gruppe wurde beides miteinander kombiniert.

Von allen Teilnehmern der Gruppen 2 und 3 wurden drei Standaufnahmen des Rückens mit dem Rückenscanner angefertigt, um den Einfluss von Bewegungsartefakten bei der Auswertung der Daten zu verhindern. Auf Basis der gemittelten Werte wurde der individuelle Trainingsplan konzipiert.

3.2.2. Messung 2: Statische und dynamische Oberflächen-Elektromyographie

Das Oberflächen-EMG war eine weitere Untersuchungsmethode in dieser Studie, wobei das EMG-Messinstrument inkl. seiner Software und die Applikation der Oberflächenelektroden⁶¹ dem Anforderungsprofil der ‚International Society of Electrophysiology and Kinesiology‘ (IS. 1999) entsprach. (vgl. Konrad 2005, 20), (vgl. www.is.-online.org/standards.html)

Das EMG-Gerät TeleMyo 2400 der Firma Noraxon (USA) des Ganganalyselabors von Otto Bock in Göttingen war ein achtkanaliges, bipolares System (Frequenz 1KHz), das mit Oberflächenelektroden arbeitet. Die Blue Sensor-Einwegelektroden P-00-S (Größe: 50 QTY) der Firma Ambu waren selbstklebend und wurden nach dem Entfetten der Haut durch Isopropylalkohol auf den Muskelbauch entlang der Faserrichtung der oberflächlich gelegenen Muskeln geklebt. Sowohl durch das Entfetten als auch durch das Kontaktgel der Einwegelektroden wurde die Leitfähigkeit erhöht.

Bei der Signalübertragung wurde an jede Elektrode ein Messkabel befestigt. Das andere Kabelende wurde in einen Verstärker⁶² gesteckt, der um den Bauch des Probanden geschnallt war. Über ein Messkabel⁶³ mit drei Steckern war die Referenzelektrode mit in die Messungen eingebunden. Durch den Verstärker wurden einerseits Störspannungen mit Hilfe eines Differentialverstärkers unterdrückt und andererseits das EMG-Signal der Haut um einen Faktor zwischen 500 und 1000 Hz auf 2-3 mV erhöht. (Quelle: Ganganalyselabor Otto Bock)

Um Artefakte durch Kabelbewegungen zu mindern wurden die Daten mittels Wireless Lan an den Computer bzw. das dazugehörige Softwareprogramm gesendet, das die EMG-Kurve auf dem Bildschirm darstellte. Bevor anhand der EMG-Daten qualitative Aussagen getroffen werden können, müssen die Roh-EMG-Daten, die an den PC weitergeleitet worden sind, zunächst mathematisch bearbeitet und ausgewertet werden. Dadurch werden

⁶¹ Siehe Anhang Abb. 3.13.

⁶² Siehe Anhang Abb. 3.14.

⁶³ Siehe Anhang Abb. 3.15.

Artefakte (Störsignale) herausgefiltert, die die Daten verfälschen könnten (wie der Herzschlag). Ziel dessen ist der Erhalt von Standardamplitudenparametern, wie das integrierte EMG⁶⁴, die mittlere Amplitude⁶⁵, eine Anstiegstangente sowie Minimal- und Spitzenwerte⁶⁶ (vgl. Konrad/Freiwald 1997, S.144), (vgl. Konrad 2005, S.39). Nach der Bearbeitung des Roh-EMGs erfolgte eine Übertragung der Daten in Messparameter.^{67 68}

Für die Gewährleistung der richtigen Muskelfaserableitung wurden Voruntersuchungen durchgeführt. In diesem Zusammenhang wurde darauf geachtet, dass aus jedem Rückensegment ein Muskelpaar bei den Messungen integriert war. Letztendlich handelte es sich bei den abgeleiteten Muskeln der eigentlichen Studienmessreihe um die Muskeln des cervicalen Anteils der autochtonen Rückenmuskulatur⁶⁹ (die HWS-Extensoren), den M. trapezius pars descendens⁷⁰ im Brustwirbelsäulenbereich und die Mm. multifidi⁷¹ im Lendenwirbelsäulenbereich. Die Referenzelektrode wurde auf elektrisch neutralem Gebiet, dem Prozessus spinosus (C7), angebracht. In Abb. 3.20. ist die Positionierung der Elektroden, die auf den Nackenextensoren (cervicaler Anteil der autochtonen Rückenmuskulatur) und dem M. trapezius pars descendens der linken und rechten Körperseite zu erkennen und in Abb. 3.21. die der Mm. multifidi.

Abb. 3.20. Positionierung der Elektroden im Halswirbelsäulen- und Schulterbereich

⁶⁴ integriertes EMG (IEMG) = Bei diesem mathematischen Verfahren wird die Fläche unterhalb der EMG-Kurve berechnet. Es zeigt den neuromuskulären ‚Gesamtinput‘ innerhalb einer Periode der Analyse.

⁶⁵ Beschreibt das durchschnittliche Aktivierungsniveau während einer Analyseperiode.

⁶⁶ Der Spitzenwert wird nur bei gemittelten EMG-Kurven berechnet, da er sogar bei Kurven noch zu variabel ist, die gleichgerichtet und geglättet sind.

⁶⁷ Siehe Anhang Abb. 3.16.

⁶⁸ Zunächst führt das Computerprogramm eine Vollgleichrichtung der Daten durch, so dass alle negativen Signalanteile positiv werden. Durch eine anschließende Glättung werden die Spitzen der Amplituden mit Hilfe von Glättungsalgorithmen oder digitalen Filtern ausgeschaltet. Anschließend wird eine Amplitudennormalisierung durchgeführt. Glättungsalgorithmen oder aber auch spezielle Amplitudenparameter mindern die nicht reproduzierbaren EMG-Signalanteile.

⁶⁹ Siehe Anhang Abb. 3.17.

⁷⁰ Siehe Anhang Abb. 3.18.

⁷¹ Siehe Anhang Abb. 3.19.

Abb. 3.21. Positionierung der Oberflächenelektroden im Lendenwirbelsäulenbereich

Bei allen Probanden der Gruppen 1, 2 und 3 sind statische EMG-Messungen durchgeführt worden. Über einen Zeitraum von 15 Sekunden wurde die Muskelaktivität beider Körperhälften der drei abgeleiteten Muskelpaare aufgezeichnet. Für die Messung stellte sich jeder Proband barfuß in die gleiche Schablone wie bei der Rückenscannung, um ebenfalls die gleichen Voraussetzungen für das Stehen zu schaffen. Um gemittelte, aussagekräftigere Ergebnisse zu erhalten, wurde die Aufnahme dreimal durchgeführt.

Bei der dynamischen, oberflächlichen EMG-Messung wurde in Kombination mit einer Ganganalyse die muskuläre Aktivität der abgeleiteten Muskeln über den gesamten dynamischen Bewegungsablauf des Gangzyklus gemessen. Hierfür wurden nach dem Anbringen der Elektroden die dazugehörigen Kabel fixiert, um störende Einflüsse beim Gehen zu verhindern. Weiterhin wurden die Elektroden möglichst zentral positioniert, so dass sie auch bei der Muskelverkürzung noch auf der aktiven Muskelmasse verblieben.

Jeweils drei der Probanden der Gruppe 1 und der Gruppe 2 haben nicht an einer statischen sondern an einer dynamischen EMG-Messung teilgenommen. Bei Probanden der dritten Gruppe wurde keine dynamische Messung vollzogen. Dies lag darin begründet, dass die dynamische Messung nur einen tendenziellen Einblick über eine mögliche Veränderung der abgeleiteten Muskeln innerhalb des Gangzyklus eröffnete und bei den beiden ersten Gruppen eine eindeutige Zuordnung der Effekte der Einlegesohlen oder des Muskelaufbautrainings gegeben war.

3.2.3. Messung 3: Instrumentelle Ganganalyse

Um mögliche Veränderungen des Gangzyklus der Probanden zu dokumentieren, wurde eine Ganganalyse vor und nach dem Tragen der Einlegesohlen bzw. dem Muskelaufbautraining durchgeführt. Es waren ein kinematisches und ein kinetisches Messgerät sowie ein Messgerät zur Erstellung eines Elektromyogramms notwendig, um die einzelnen Bewegungsabläufe erfassen zu können. Diese Voraussetzungen waren im Göttinger Ganganalyselabor von Otto Bock (Abb.3.22.) gegeben.

Abb. 3.22. Schematische Darstellung des Ganganalyselabors von Otto Bock

Dort war einerseits für die Aufnahme von Bewegungen und zur Anfertigung der instrumentierten Ganganalyse das Kinematikmesssystem (Vicon 460, Oxford Metrics, GB) installiert und andererseits für die Erfassung der Bodenreaktionskräfte zwei Kraftmessplatten der Firma Kistler Instrumente AG (CH) in die Gehstrecke integriert. Das Kinematikmesssystem setzte sich insgesamt aus sechs (zwei mal drei) optoelektronischen CCD (Charged Coupled Density) Kameras des Typs M2 zusammen, die an stabilen Aufbaustativen an der Wand unter der Decke installiert waren.

Es handelte sich hierbei um Infrarotlichtkameras, die mit einer Auflösung von 1280 x 1024 Pixel arbeiteten und bis zu 240 Bilder pro Sekunde erfassen konnten. (Quelle: Ganganalyselabor Otto Bock)

Für dieses Kinematiksystem waren passive Reflexionsmarker erforderlich, die an dem Probanden aufgeklebt wurden. Das Infrarotlicht traf auf die Marker und wurde so reflektiert, dass es von der Kameraoptik erfasst werden konnte.

In dieser Studie wurden 17 Reflexionsmarker⁷² an zuvor standardisierten, prominenten Knochenpunkten an der zu untersuchenden Person platziert. Sie wurden entweder auf der Haut oder an eng anliegender Kleidung, wie z.B. an einer Radlerhose, angebracht unter der Prämisse, dass sich der Proband ungehindert barfuß auf der Gehstrecke fortbewegen konnte. Die aufgezeichneten Daten des Gehens wurden in der Vicon-Datenstation weiterverarbeitet und anschließend digitalisiert. Vom Kinematikmesssystem wurden 1080 Werte pro Sekunde erfasst. Letztendlich blieben 120 Wertepaare pro Sekunde übrig, die anschließend auf 100 Werte pro Betrachtungsintervall (entspricht der Dauer eines Doppelschritts) normiert und demzufolge auch verringert worden sind. Mittels der Software wurden die Markerreflexe der jeweiligen anatomischen Struktur zugeordnet und so automatisch gelabelt. Letztendlich wurden mit Hilfe individueller Angaben, wie

⁷² Siehe Anhang Abb. 3.23.

Körpermasse, Körpergröße, Knie- und Knöcheldurchmesser, die benötigten Parameter der Ganganalyse probandenspezifisch ergänzt.

Das Kinetikmesssystem bestand aus zwei hintereinander angeordneten und in die Gehstrecke integrierten Kistler-Kraftmessplatten des Typs 9287A, mit denen die Bodenreaktionskräfte gemessen wurden. Bei einer Größe von 60x90 cm hatten sie eine Abtastrate von je 400Hz. So konnte ein gesamter Schrittzyklus von zwei Schritten erfasst werden. Durch die vier Meßpylons mit jeweils drei piezoelektrischen Sensoren in der Platte, konnte die Bodenreaktionskraft optimal zwischen den drei Richtungen, vertikal, anterior-posterior (a-p) und medio-lateral (m-l), differenzieren und alle Werte erfassen. (Quelle: Ganganalyselabor Otto Bock)

Über einen Verstärker wurden die Daten verarbeitet und an den Computer weitergeleitet.

Eine ausreichend lange Gehstrecke von 12 Metern Länge mit zusätzlich genügend Platz am Anfang bzw. Ende dieser, garantierte den Probanden einen möglichst naturgetreuen Gang durchzuführen. Lichtschranken des Kinematikmesssystems begrenzten den Gang, so dass immer die gleiche Streckenlänge bzw. die gleiche Dauer gemessen wurde. Dieses Signal startete auch gleichzeitig die Datenaufzeichnung.

Aufgrund unterschiedlich langer Schrittlängen waren die Kraftmessplatten mit austauschbaren aktiven und passiven Brückenelementen versehen, um die Messbereiche der Messplatte der Schrittlänge entsprechend individuell vergrößern bzw. verkleinern zu können. Mit den aktiven Elementen wurde direkter Kontakt zur Messplatte hergestellt. Die passiven Elemente hingegen ermöglichten keine Kraftmessung, da sie nur auf einem Rahmen seitlich neben der Kraftmessplatte auflagen. Die aufgezeichneten Signale der Kraftmessplatten wurden über eine Schnittstelle an den PC weitergegeben.

Bevor die Aufzeichnung einer Ganganalyse beginnen konnte, wurde der Proband angewiesen die Strecke mehrmals bei konstanter Gehgeschwindigkeit barfuß entlang zu gehen, um das Treffen der Kraftmessplatte ohne eine Veränderung der Schrittfrequenz und -länge zu üben und um die Anfangsmarkierung auf dem Boden festzulegen, von der immer mit dem gleichen Fuß aus gestartet wurde.

Insgesamt 16 Probanden der ersten beiden Gruppen (8 aus Gruppe 1 und 8 aus Gruppe 2) nahmen an einer instrumentellen Ganganalyse teil. Dabei wurden mindestens acht gültige Versuche aufgezeichnet, um eine Mittelung der Werte durchzuführen sowie eine Reproduzierbarkeit nachzuweisen. Die Gruppe 3 wurde von dieser Messreihe ausgeschlossen, da genauso wie bei der dynamischen EMG-Messung eine Kombination aus Gruppe 1 und 2 eine Zuordnung der Effekte nicht eindeutig gegeben wäre.

3.2.4. Messung 4: Pedographie

Bei der Druckmessplattform MS 385 handelte es sich um eine 41x41 cm große Messplatte der Firma GeBioM (Abb.3.25.), mit der die plantare Druckbelastung beim barfuß gehenden Probanden erfasst werden konnte. Die Plattform war 4mm hoch und hatte eine eigentliche Messfläche von 38,5 x 38,5 cm, auf der sich 2304 Sensoren verteilten, die in eine Messfolie integriert waren. Auf jedem Quadratzentimeter waren 1,5 Sensoren eingebaut, wobei ein Sensor 8x8 mm groß war. Die Signale der Sensoren wurden matrixförmig mit 48 Anschlüssen in der Zeilenlänge und 48 Anschlüssen in der Spaltenlänge abgefragt.

Abb. 3.25. Fußdruckmessplatte

Durch diese Matrixanordnung war es möglich über hochohmige Verstärker im Interface (Elektronik der Messfolie) die Druckveränderungen der Sensoren zu erfassen. Das Verfahren der Messplatte geht auf die elektronische Verschaltung des Multiplex-Verfahrens von Nicol & Hennig (1976) zurück.

Gemäß den unterschiedlichen Druckwerten ändern die Sensoren ihren Widerstand. Die Bereiche, in denen gemessen werden kann, sind von $m\Omega$ bis $k\Omega$. Hierbei richtete sich die Messzeit nach der Abtastfrequenz⁷³, die bei den Messungen dieser Studie auf 150Hz je 20ms. eingestellt war. Gemessen wurde der Druck in der Messeinheit ‚Pascal‘, d.h. Kraft pro Flächeneinheit (N/cm^2). (Quelle: GeBioM)

Damit die Signale in dem Softwareprogramm GP-Manager Multisens⁷⁴ auf dem Bildschirm dargestellt werden konnten, wurden die analogen Signale bei den Messungen über eine spezielle Umsetzung in der Elektronik in digitale Signale verwandelt. Die Datenübertragung fand über ein USB-Kabel statt, das die Messplatte mit einem PC verbunden hat.

In dieser Studie wurde von insgesamt 14 Probanden (je 5 aus Gruppe 1 und 2, 4 aus Gruppe 3), die alle zufällig ausgelost worden sind, die Druckverteilung des Fußes mit einer Fußdruckmessplatte gemessen. Hierfür sind sie barfuß über die Messplattform

⁷³ Abtastfrequenz = Jeder Sensor wird in einem bestimmten Zeitintervall vom Interface abgefragt, inwiefern sich der Druck der einzelnen Sensoren verändert hat.

⁷⁴ Siehe Anhang Abb. 3.26.

gegangen, die in die Gehstrecke eingelassen war. Aufgrund des geringen Probandenkollektivs hatte diese Messreihe nur eine ergänzende Funktion mit der Absicht tendenzielle Erkenntnisse zu liefern, die die beiden ersten Hauptmessreihen und deren Erklärungsversuche unterstützten.

Ebenso wie bei der Ganganalyse diente eine Anfangsmarkierung auf dem Boden als Ausgangslinie. Von der einen Seite der Gehstrecke startete der Proband bei natürlichem Gehrhythmus und einer gemüthlichen bis normalen Gehgeschwindigkeit mit dem linken Fuß und von der anderen Seite mit dem rechten Fuß. Auf diese Weise wurden fünf Schritte je Körperseite aufgezeichnet und anschließend ausgewertet.

Allerdings muss mit geringen Abweichungen von alltagstypischen Fortbewegungsmustern gerechnet werden. Die Ursachen hierfür sind einerseits materialistische (Geräte, Kabel etc.) und andererseits psychophysische („Untersuchungs- bzw. Testsituation“) Störeinflüsse.

Anschließend werden die Messergebnisse der dynamischen Fußdruckmessung als farbige Netzgrafik in einem Softwareprogramm dargestellt, wobei unterschiedliche Farbtöne bestimmte Abstufungen der Druckwerte repräsentieren.

3.2.5. Messung 5: Ablauf einer manuellen Krafttestung

Alle 22 Probanden der Gruppen 2 und 3, die ein rehabilitatives Muskelaufbaustraining durchführen mussten, wurden vor und nach ihrem Trainingsplan einer manuellen Krafttestung unterzogen, um die Effekte des Muskelaufbaustrainings hinsichtlich eines gestiegenen Kraftniveaus zu dokumentieren. Des Weiteren ist zu erwähnen, dass die Mehrheit der Testpersonen der Gruppe 2 eine stärkere Rechtsseitigkeit ausgeprägt hatte, während das Verhältnis zwischen einer dominanteren Links- und Rechtsseitigkeit bei der Gruppe 3 ausgeglichen war.

Diese manuelle Methode stand in Ergänzung zu den technischen Messgeräten.

Bei den Muskeln, die in dieser Untersuchungsreihe auf ihren Kraftstatus hin geprüft wurden, handelte es sich um haltungsunterstützende, -gewährleistende und aufrechterhaltende Muskeln. Es wurden immer antagonistisch wirkende Muskeln auf beiden Körperseiten getestet. Zu den antagonistisch wirkenden Muskeln, die ausschlaggebend für eine gerade, aufrechte Haltung sind, zählen insbesondere die Extensoren und Flexoren.

Die fünfstufige Bewertung sagt aus, dass bei der Stufe ‚0/5‘ keine Kontraktion zu fühlen ist, d.h. der Muskel ist völlig inaktiv. Bei der Bezeichnung ‚1/5‘ ist eine gerade spürbare muskuläre Aktivität festzustellen ohne die Bewegung eines Körperteils. Dies entspricht einer Muskelkraft von ca. 10%. In Stufe ‚2/5‘ ist eine Bewegung mit Unterstützung möglich, allerdings nur, wenn eine ‚schwerkraftlose‘ Ausgangsposition durch Unterstützung des Testers erzeugt wird. Das Kraftniveau liegt hier bei 25 %. Bei der dritten Stufe (3/5) sind Bewegungen gegen die Schwerkraft, ohne Unterstützung des

Prüfers und ohne zusätzlichen Widerstand möglich (50 % Muskelkraft). In der vierten kategorischen Einstufung (4/5) ist die Testperson in der Lage, Kraft gegen einen leichten Widerstand aufzubauen. Hier werden ca. 75% einer normalen muskulären Leistung erreicht. Die fünfte Bewertungsstufe (5/5) beschreibt eine normale und vollständige Muskelleistung der Testperson, mit ausreichend Kraft gegen den gesetzten Widerstand entgegenzuarbeiten

Insgesamt wurden sechs Körperpartien untersucht. Hierbei handelte es sich um Muskeln des Halses, Schultergürtels, Rumpfes, Beckens, Knies und Sprunggelenks, die alle nacheinander geprüft wurden. Eine Auflistung der entsprechenden Muskeln und die genaue Beschreibung der Testung sind im Anhang zu finden.⁷⁵

3.3. Analyseparameter der einzelnen Messreihen

3.3.1. Parameter der dreidimensionalen Rückenscannung

Bei der Auswertung der in einem Phasenbild dargestellten Rückenoberfläche wurde zunächst die Oberflächenstruktur durch den Verlauf der Isobaren (Schwarz-Weiß-Abstufungen im Bild, Abb.3.6.) betrachtet. Durch sie war es möglich, eine erste Aussage über die Körperstatik des Probanden zu treffen. Hierfür wurde zwei Komponenten Beachtung geschenkt. Einerseits der Symmetrie der Isobaren beider Körperseiten, die von der Geraden abgegrenzt wurde, die durch den Halswirbelsäulen- und Lendenwirbelsäulenmarker verlief und andererseits der vertikalen Verschiebungen der Isobarenlinien. Sie erteilten Auskunft über die Rotationsstellung des Körpers.

Anschließend erfolgte eine Gliederung des Rückens in drei Komponenten (Abb. 3.26.), wobei sich jeweils eine Komponente aus zwei Rückenmarkierungen konstituierte. Da jeder Marker dreidimensionale Koordinatenwerte⁷⁶ lieferte, wurden anschließend Veränderungen über Differenzberechnung ermittelt. Bei den Differenzberechnungen wurden die Punkte der rechten Körperseite (P3 und P6) sowie der untere Lendenwirbelmarker (P4) als Ausgangspunkte festgelegt, von denen die Werte der linken Körperhälfte (P2 und P5) bzw. dem oberen Halswirbelsäulenmarker (P1) subtrahiert wurden.

Den Schulterbereich (A) bildeten die beiden Schulterblattmarkierungen (P2 und P3) ab. Veränderungen der Höhen- (x-Achse) und der Tiefenstellung (z-Achse) der beiden Marker zueinander gaben Auskunft über eine mögliche Schiefstellung der Schulterblättermarker bzw. über eine Rotation in diesem Bereich.

Die Stellung des Beckens (C) wurde durch die SIPS-Marker P5 und P6 im Lendenbereich definiert. So konnten Aussagen über eine eventuelle Schiefstellung des Beckens (x-Achse) und über eine mögliche Rotation im Beckenbereich (z-Achse) gemacht werden.

⁷⁵ Ergänzung 3.4. Auflistung der getesteten Muskeln im Anhang

⁷⁶ Siehe Anhang Ergänzung 3.5.

Ein positiver Wert der Differenzberechnung der x-Achse besagte, dass der Marker des rechten Schulterblattes bzw. der des rechten SIPS-Markers höher ist als der der linken Seite, während ein negativer Wert hingegen auf einen höheren linken Marker hinwies. Bezogen auf Verschiebungen in der z-Achse bedeutete dies, dass bei einem positiven Wert das rechte Schulterblatt bzw. der rechte SIPS-Marker weiter dorsal lagen. Rotierte der linke Marker nach dorsal, dann war der Wert negativ.

Die beiden Markerpunkte auf C7 (P1) und L3 (P4) repräsentierten den Verlauf der Wirbelsäule (B). Dabei erteilte die y-Achse Auskunft über eine seitliche Abweichung des Markerpunktes P4 von der Geraden durch den C7-Marker (P1). Anhand der Abweichung des L3-Markers (P4) von der Geraden konnte der Grad einer skoliotischen Fehllhaltung eingestuft werden. War der Wert positiv, handelte es sich um eine Abweichung nach links. Ein negativer Wert wies auf eine Rechtsverschiebung hin. Die Wirbelsäulenform wurde anhand der Koordinaten der z-Achse eingestuft. Je nach der Stellung der Punkte im Raum, lag entweder eine tendenzielle Kyphose (positiver Wert, P4 weiter dorsal) oder Lordose (negativer Wert, P1 weiter dorsal) vor.

Abb. 3.28. Die drei Komponenten der Rückenoberfläche

3.3.2. Parameter der Oberflächen-Elektromyographie

Die Analyseparameter der Elektromyographie waren zum einen der Mittelwert (Mean) der statischen Messungen und zum anderen das integrierte EMG (IEMG) der Stand- und Schwungphase der dynamischen Messungen.

Der Mittelwert (Mean) der Amplituden⁷⁷ erteilte Aussagen über das durchschnittlich benötigte Aktivierungsniveau und war der häufigste Analyseparameter, der bei statischen Messungen zur Bewertung verwendet wurde. Da die Aufzeichnung der statischen EMG-Daten über einen Zeitraum von 15 S.unden erfolgte, wurde anschließend der mittlere Wert des gesamten muskulären Inputs errechnet.

⁷⁷ Siehe Anhang Diagramm 3.1., 3.2. und 3.3.

Bei dynamischen EMG-Messungen war das integrierte EMG der Parameter, anhand dessen die Stärke der Muskelkontraktion in Abhängigkeit von der Zeit festgestellt wurde. Hierbei wurde die Fläche unter der Signalkurve berechnet, die den neuromuskulären Aufwand über einen zeitlich Verlauf eines Gangzyklus in V/s wiedergibt.

Da sich der Gangzyklus in eine Stand- und eine Schwungphase differenzierte, wurde die erbrachte Muskularbeit ebenfalls in diese beiden Komponenten geteilt. So konnte die Muskularbeit des abgeleiteten Muskels hinsichtlich seiner aktiven Beteiligung am gesamten Gangzyklus besser untersucht werden.

3.3.3. Parameter der instrumentellen Ganganalyse

Die Analyseparameter der instrumentellen Ganganalyse wurden in mehrere Komponenten unterteilt. Hierzu zählten zunächst der Extensions-Flexionswinkel des Oberen Sprunggelenks (OSG), des Knies und der Hüfte.⁷⁸ Anschließend folgten die drei Unterteilungen der Bodenreaktionskraft in eine vertikale, horizontale und medio-laterale Bodenreaktionskraft⁷⁹.

Die vertikale Bodenreaktionskraft maß die Beschleunigung des Körperschwerpunktes zum Boden bzw. vom Boden weg. Anhand der horizontalen bzw. anterior-posterioren Bodenreaktionskraft war der Brems- und Beschleunigungsvorgang in Laufrichtung zu erkennen. Die Kraft quer zur Bewegungsrichtung wurde mittels der medio-lateralen Bodenreaktionskraft gemessen. Es handelte sich hierbei um eine laterale Beschleunigung des Körperschwerpunktes.

Zu der dritten Komponente der instrumentellen Ganganalyse zählten das Sagital- und das Frontalmoment des Oberen Sprunggelenks, Knies und der Hüfte. Generell ist das Gelenkmoment eine physikalische Größe, die sich errechnete aus der angreifenden Kraft multipliziert mit dem Hebelarm, d.h. das Moment bildete sich aus dem Vektor der Bodenreaktionskraft und dem Abstand des Kraftangriffspunktes von der markerdefinierten Gelenkdrehachse (sagittale Ebene) bzw. von dem Gelenkmittelpunkt. Der jeweilige Vektorverlauf in Bezug auf das Gelenk beschrieb die Wirkung des Momentes. Zusammen mit dem Körpergewicht wurde so das Gelenkmoment probandenspezifisch errechnet und normiert, wobei anhand der Breite des oberen Sprung- und Kniegelenkes der Gelenkmittelpunkt bestimmt wurde.

⁷⁸ Siehe Anhang Diagramm 3.4., 3.5. und 3.6.

⁷⁹ Siehe Anhang Diagramm 3.7., 3.8. und 3.9.

Abb. 3.29. Darstellung der ermittelten Momente

Entnommen aus: Voß 2004, S. 26

Hinsichtlich des sagittalen Gelenkmoments entstanden Aussagen über eine Flexion bzw. Extension der Gelenke der unteren Extremität. Verließ der Kraftvektor aus sagittaler Sichtweise ventral des Markers, so wirkte das Moment im OSG dorsalflektierend, im Knie extendierend und auf die Hüfte flektierend. Im Gegensatz dazu bewirkte ein dorsaler Vektorverlauf eine Plantarflexion im OSG, eine Flexion im Knie und eine Extension der Hüfte.

Das frontale Moment hingegen gab Auskunft über eine supinierende bzw. pronierende oder varisierende bzw. valgisierende Gelenksstellung. Ein medialer Verlauf des Kraftvektors von der Gelenkmitte ausgehend erzeugte eine supinierende Wirkung im OSG und eine varisierende im Knie.

Weiterhin dienten Zeit- Distanz- Parameter der Auskunft über die Gehgeschwindigkeit (m/s), die Schrittlänge und die Standphasendauer jedes Probanden bei der Ganganalyse.

Die Gehgeschwindigkeit wurde aus der mittleren Geschwindigkeit beider Hüftmarker beim vorwärts Gehen (anterior-posterior-Richtung) während eines Doppelschrittes errechnet. Längere oder kürzere Standphasendauern bei vergleichenden Messungen waren auf die Gehgeschwindigkeit zurückzuführen.

Die Schrittlänge errechnete sich aus der Distanz des rechten und linken Knöchelmarkers zum Beginn der Standphase.

3.3.4. Parameter der Pedographie

Sieben Bewertungsparameter der Pedographie⁸⁰ beurteilten die dynamische Druckbelastung des Fußes. Die wesentlichen Bewertungskomponenten der einzelnen Parameter waren der maximale Druck, die belastete Fläche, der Kraft-Zeit-Verlauf sowie das Kraft-Zeit-Integral. Darüber hinaus lieferte der Verlauf des Kraftangriffpunktes

⁸⁰ Siehe Anhang Abb. 3.30.

(Ganglinie) Angaben über das Abrollverhalten vom Fersenauftritt bis hin zum Zehenabdruck.

In der Zone des Fersenauftritts wurde der Fersenaufsatz mit der Einheit $[N/cm^2]$ beurteilt, wofür der maximale Druckwert in diesem Bereich bestimmt wurde. Dieser Wert erteilte Auskunft über die Stärke des Fersenauftritts.

In Kombination mit der Krafrate $[kN/s]$, ist die Kraft durch die Komponente Zeit zu dividieren, so dass neben der Stärke des Fersenaufsetzens auch die Fersendämpfung bewertet werden konnte.

Durch das Zusammenwirken von Bändern, Knochen und Muskeln dienten drei Bögen, zwei Längsbögen und ein Querbogen, zur Gewährleistung einer federnden Dämpfung und eines guten Abrollvorgangs beim Gehen. Das Längsgewölbe des Fußes konstituierte die Fußform durch den hohen und äußerst flexiblen medialen Bewegungsbogen und den flachen lateralen Stützbogen. Bei der Pedographie war die Fußform anhand der belasteten Fläche innerhalb des Bereiches des Längsgewölbes einzustufen. Die Werte der belasteten Fläche bestimmten, ob ein normaler Fuß, ein tendenzieller Hohlfuß (Pes varus) oder ein tendenzieller Plattfuß (Pes planus) vorlagen. Bei dieser Beurteilung war der ‚arch-index‘ von Cavanagh & Rodgers (1987) eine Orientierungshilfe, da dieser über mathematische Berechnungen die Fußform in eben angeführte drei Bereiche einstuft.

Das Quergewölbe im Vorfuß wurde ferner in die drei Unterzonen des inneren, des mittleren und die des äußeren Quergewölbes unterteilt. Dadurch bestand die Möglichkeit, differenziertere Aussagen über das Abrollverhalten im Vorfußbereich treffen zu können.

Mit Hilfe der Ganglinie entstand ein dynamischer Verlauf des Kraftangriffspunktes, wodurch die Veränderung des Druckschwerpunktes beim Abrollen beschrieben wurde.

Abgesehen davon war es mit Hilfe der Bestimmung des Bodenkontaktes möglich, die Zeitdauer des Fußes während der Standphase zu ermitteln. Aus diesen Daten konnte die zeitliche Dauer der Schwungphase berechnet werden.

Als eine weitere Komponente erteilte die Brems-/Beschleunigung Auskunft über das Verhältnis zwischen dem Abbrems- (1. Maximum) und dem Beschleunigungsvorgang (2. Maximum) der vertikalen Bodenreaktionskraft.

3.4. Statistisches Auswertungsverfahren

Mit Hilfe der induktiven Prüfstatistik wurde in dieser Arbeit herausgefunden, ob durch das Tragen von sensomotorischen Einlegesohlen, durch ein Muskelaufbautraining oder durch den Einsatz von beiden Interventionsmöglichkeiten in Kombination die größten Erfolge erzielt werden kann.

Hierfür wurden von jeder Person der jeweiligen Messreihe zwei Werte erhoben, den der Eingangsmessung und den der Ausgangsmessung. In diesem Fall handelte es sich um einen Vergleich zweier korrelierender Stichproben. (vgl. Willimczik 1975, S. 120f.), (vgl. Winkler/Wahle 2001, S. 86f.)

Bevor die statistischen Nachweise der einzelnen Messreihen geliefert werden konnten, mussten vorab jeder Testreihe eine Null- und die dazugehörige Alternativhypothese formuliert werden. (vgl. Willimczik 1975, S.79), (vgl. Winkler/Wahle 2001, S. 80f.)

Die formulierten Hypothesen dieser Studie lauten folgendermaßen:

A) Gruppe 1: sensomotorische Einlegesohlen

1. dreidimensionaler Rückenscanner

- H0: Durch das Tragen der Einlegesohlen kann keine Haltungsveränderung des Rückens erzielt werden.
- H1: Die sensomotorischen Einlegesohlen sind in der Lage, die Rückenstatik zu verändern.

2. Elektromyographie

- H0: Das Tragen von sensomotorischen Einlegesohlen hat keinen Einfluss auf die Muskelaktivität bei statischer oder dynamischer Messmethode.
- H1: Die Muskelaktivität wird durch das Tragen sensomotorischer Einlegesohlen bei statischer oder dynamischer Muskelaktivität beeinflusst.

3. Ganganalyse

- H0: Das Gehverhalten bleibt trotz des Tragens von sensomotorischen Einlegesohlen unverändert.
- H1: Das Gehverhalten ändert sich durch das Tragen von sensomotorischen Einlegesohlen.

4. Pedographie

- H0: Die Fußdruckverteilung ändert sich trotz des Tragens von sensomotorischen Einlegesohlen nicht.
- H1: Die Fußdruckverteilung verändert sich durch das Tragen von sensomotorischen Einlegesohlen.

5. Langzeitmessung: dreidimensionale Rückenscannung

- H0: 12-16 Wochen nach dem Ende des Tragens der sensomotorischen Einlegesohlen ist keine veränderte Rückenstatik gegenüber der Ausgangsmessung zu verzeichnen.
- H1: 12-16 Wochen nach dem Ende des Tragens der sensomotorischen Einlegesohlen ist eine veränderte Rückenstatik gegenüber der Ausgangsmessung zu erkennen.

B) Gruppe 2: rehabilitatives Muskelaufbautraining

1. dreidimensionaler Rückenscanner

- H0: Durch ein rehabilitatives Muskelaufbautraining kann keine Haltungsveränderung des Rückens erzielt werden.
- H1: Ein rehabilitatives Muskelaufbautraining ist in der Lage, die Rückenstatik zu verändern.

2. Elektromyographie

- H0: Ein rehabilitatives Muskelaufbautraining hat keinen Einfluss auf die Muskelaktivität.
- H1: Die Muskelaktivität wird durch ein rehabilitatives Muskelaufbautraining beeinflusst.

3. Ganganalyse

- H0: Das Gehverhalten bleibt trotz eines rehabilitativen Muskelaufbautrainings unverändert.
- H1: Das Gehverhalten ändert sich durch ein rehabilitatives Muskelaufbautraining.

4. Pedographie

- H0: Die Fußdruckverteilung ändert sich durch ein rehabilitatives Muskelaufbautraining nicht.
- H1: Die Fußdruckverteilung verändert sich durch ein rehabilitatives Muskelaufbautraining.

5. Langzeitmessung: dreidimensionale Rückenscannung

- H0: 12-16 Wochen nach dem Ende des rehabilitativen Muskelaufbautrainings ist keine veränderte Rückenstatik gegenüber der Ausgangsmessung zu verzeichnen.
- H1: 12-16 Wochen nach dem Ende des rehabilitativen Muskelaufbautrainings ist eine veränderte Rückenstatik gegenüber der Ausgangsmessung zu erkennen.

C) Gruppe 3: Sensomotorische Einlegesohlen und rehabilitatives Muskelaufbautraining (Beides)

1. dreidimensionaler Rückenscanner

- H0: Durch sensomotorische Einlegesohlen und ein rehabilitatives Muskelaufbautraining kann keine Haltungsveränderung des Rückens erzielt werden.
- H1: Sensomotorische Einlegesohlen und ein rehabilitatives Muskelaufbautraining sind in der Lage, die Rückenstatik zu verändern.

2. Elektromyographie

- H0: Die Kombination aus dem Tragen von sensomotorischen Einlegesohlen und einem rehabilitativen Muskelaufbautraining hat keinen Einfluss auf die Muskelaktivität.
- H1: Beide Möglichkeiten der Haltungsveränderung zusammen sind in der Lage, die Muskelaktivität zu verändern.

3. Pedographie

- H0: Die Fußdruckverteilung ändert sich durch beide Möglichkeiten der Haltungsveränderung nicht.
- H1: Die Fußdruckverteilung verändert sich durch beide kombinierte Möglichkeiten der Haltungsverbesserung

4. Langzeitmessung: dreidimensionale Rückenscannung

- H0: 12-16 Wochen nach dem Ende des Tragens der sensomotorischen Einlegesohlen und einem rehabilitativen Muskelaufbautraining ist keine veränderte Rückenstatik gegenüber der Ausgangsmessung zu verzeichnen.
- H1: 12-16 Wochen nach dem Ende des Tragens der sensomotorischen Einlegesohlen und einem rehabilitativen Muskelaufbautraining ist eine veränderte Rückenstatik gegenüber der Ausgangsmessung zu erkennen.

D) Gruppe 4: Kontrollgruppe

1. dreidimensionaler Rückenscanner

- H0: Das Ausführen keiner der Möglichkeiten hat keinen Effekt auf die einzelnen Komponenten der Rückenoberfläche.
- H1: Durch das Ausführen keiner der beiden Interventionsmöglichkeiten wird die Rückenstatik beeinflusst.

2. Pedographie

- H0: Die Fußdruckverteilung ändert sich nicht, wenn keine der beiden Interventionsmöglichkeiten der Haltungsveränderung durchgeführt werden.

- H1: Die Fußdruckverteilung verändert sich, wenn keine der beiden Interventionsmöglichkeiten der Haltungsverbesserung eingesetzt wird.

Mit Hilfe eines speziellen Hypothesentests aus dem Spektrum der Prüfstatistik wurde die Entscheidung zu Gunsten der Null- oder der Alternativhypothese getroffen. Es handelte sich bei dem in dieser Studie eingesetzten Hypothesentest um den parameterfreien Wilcoxon-Test, der für die korrelierenden Stichproben eingesetzt wurde. Ziel ist es herauszufinden, ob zwischen zwei Verteilungen Unterschiede bestehen.

Doch bevor der Wilcoxon-Test eingesetzt werden konnte, wurden seine Anwendungsvoraussetzungen überprüft: Zunächst sind die aus den beiden Grundgesamtheiten entnommenen Stichproben voneinander abhängig, d.h. die Stichproben sind an der gleichen statistischen Einheit erhoben worden. Weiterhin ist das beiden Grundgesamtheiten zugrunde liegende Merkmal metrisch messbar. (vgl. Winkler/Wahle 2001, S. 87)

Beim Wilcoxon-Test wurden an jeder zu untersuchenden statistischen Einheit zwei Merkmalswerte erhoben, die als Merkmalspaare ungetrennt weiterverarbeitet worden sind. Dieser Zweistichprobentest erteilt Auskunft über eine Gleichheit bzw. Nichtgleichheit der Verteilung im Allgemeinen. Der Wilcoxon-Test ist ein Vorzeichenrangtest, der die Nullhypothese dahingehend testet, ob unter den bestehenden Differenzen der Merkmalspaare alle Vorzeichen zufällig geordnet sind.

Um die Nullhypothese abzulehnen und stattdessen die Alternativhypothese anzunehmen, musste das Signifikanzniveau des Wilcoxon-Tests festgelegt werden. Das Signifikanzniveau der vorliegenden Untersuchungen lag bei

- a. 5% = signifikant,
- b. 1% = hoch signifikant
- c. 0,1% = sehr hoch signifikant.

(vgl. Willimczik 1975, S.52), (vgl. Winkler/Wahle 2001, 79f.)

Da anhand des Wilcoxon-Tests nur die Berechnung der Gleichheit bzw. Nichtgleichheit einer Verteilung berechnet werden kann, wurde im Anschluss bei den signifikanten Stichproben die Differenz jedes Merkmalspaares einer statistischen Einheit bestimmt. Der Mittelwert der gesamten Differenzen der statistischen Grundgesamtheit gibt Auskunft darüber, ob es sich um eine Verbesserung oder eine Verschlechterung der Ausgangsmessung zur Eingangsmessung handelt.

4. Ergebnisse

In diesem Kapitel sind die Daten der einzelnen Messreihen⁸¹, die die Probanden durchlaufen haben, mit Hilfe der beschreibenden Statistik zunächst in Diagrammen oder Tabellen dargestellt. Die Mittelwerte der Eingangs (EM)- und Ausgangsmessung (AM) sowie der Mittelwert (MW) und deren Differenz (DIF) beschreiben die Messergebnisse. Weiterhin wird die dazugehörige Anzahl der Stichprobenelemente (STE) angegeben.

Die der beschreibenden Statistik folgende schließende Statistik beweist, ob es sich bei diesen Veränderungen um signifikante oder um ‚zufällige‘ Unterschiede zwischen den vorliegenden Messwerten handelt. Anhand dieser Ergebnisse werden die aufgestellten Hypothesen entweder falsifiziert oder verifiziert und im anschließenden 5. Kapitel diskutiert. Da in der beschreibenden Statistik alle Daten ausführlich aufgeführt worden sind, werden in der schließenden Statistik nur die Daten mit einer statistisch bewiesenen Veränderung aufgelistet.

4.1. Beschreibende Statistik

4.1.1. Ergebnisse der dreidimensionalen Vermessung der Rückenoberfläche

Bei der dreidimensionalen Vermessung der Rückenoberfläche sind die Mittelwerte der Eingangs- und Ausgangsmessungen sowie ihre Differenz (in mm) in mehreren Tabellen dargestellt. Zunächst werden die Daten aller Probanden (Anzahl der Stichprobenelemente) einer Gruppe angeführt. Das negative oder positive Vorzeichen der Mittelwerte deutet auf eine tendenziellere Links- oder Rechtsverschiebung, Cranial- oder Kaudalverschiebung oder eine Ventral- oder Dorsalverschiebung der jeweiligen Markerpunkte hin. Daher wird dieses Vorzeichen bei der Beschreibung der Werte nicht berücksichtigt, sondern nur der Betrag des Wertes an sich angeführt.

Die Anzahl der Probanden der Gruppe 1 (Tab. 4.1.) beläuft sich auf 22 Untersuchungsteilnehmer. Die Tiefe der Schulterblätter weist eine Differenz von -5,4mm auf bei einem Eingangswert von -2,1mm und einem Ausgangswert von 3,31mm. Bei der Tiefe der SIPS kommt es bei einem Eingangsmittelwert (-3,54mm) und einem Ausgangsmittelwert (-0,39mm) zu einer Differenz von -3,15mm. Die durchschnittliche seitliche Wirbelsäulenabweichung setzt sich aus dem Eingangswert (EW) von 2,6mm und dem Ausgangswert (AW) von 1,32mm bei einer DIF von 1,28mm zusammen. Als nächste Daten werden die Höhenveränderungen der Schulterblätter- und SIPS-Marker angeführt. Der MW der Schulterblätter bei der EM liegt bei -1,3mm und der AW beträgt -4,45mm. Demzufolge ergibt dies eine Differenz von 3,15mm. Die DIF von 1,35mm der Höhe der SIPS-Marker errechnet sich aus dem EW von -1,26mm und einem AW von -2,61mm. Die letzte zu berücksichtigende Komponente der dreidimensionalen Rückenvermessung ist die

⁸¹ Alle Daten in den einzelnen Tabellen sind auf zwei Dezimalstellen nach dem Komma gerundet.

Lordosen- bzw. Kyphosenform der Wirbelsäulenmarker. Hier führen der EW (-4,69mm) und der AW (-0,18mm) zu einer DIF von -4,51mm.

Gruppe 1: sensomotorische Einlegesohlen			
Probanden	n=22		
Statistiken	EM:MW in mm	AM:MW in mm	DIF (mm)
Tiefe Schulterblätter	-2,1	3,31	-5,41
Tiefe SIPS	-3,54	-0,39	-3,15
Seitliche Wirbelsäulenabweichung	2,6	1,32	1,28
Höhe Schulterblätter	-1,3	-4,45	3,15
Höhe SIPS	-1,26	-2,61	1,35
Lordose-/Kyphoseform	-4,69	-0,81	-4,51

Tab. 4.1. Daten der dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 1

Auch der Gruppe 2 (Tab. 4.2.) sind 22 Probanden zuzuordnen. Die DIF der Tiefe der Schulterblätter (-2,15mm) berechnet sich aus dem MW der EM (1,56mm) und der AM (3,71mm). Bei der Tiefe der SIPS führen der Eingangsmittelwert (-1,76mm) und der Ausgangsmittelwert (-1,1mm) zu einer DIF von -0,66mm. Bei der durchschnittlichen seitlichen Wirbelsäulenabweichung ist die DIF von -0,36mm auf den EW -0,49mm und den AW -0,13mm zurückzuführen. Die Daten der Höhe der Schulterblättermarker haben einen EW von -4,55mm und einen AW von -2,67mm. Demzufolge kommt es hier zu einer DIF von -1,88mm. Die DIF der Höhe der SIPS-Marker (5,03mm) errechnet sich aus dem EW von -0,81mm und einem AW von -5,84mm. Als letzte Datenreihe der Lordosen- bzw. Kyphosenform der Wirbelsäulenmarker ergeben der EW (5,76mm) und der AW (9,23mm) eine DIF von -3,47mm.

Gruppe 2: rehabilitatives Muskelaufbautraining			
Probanden	n=22		
Statistiken	EM:MW in mm	AM:MW in mm	DIF (mm)
Tiefe Schulterblätter	1,56	3,71	-2,15
Tiefe SIPS	-1,76	-1,1	-0,66
Seitliche Wirbelsäulenabweichung	-0,49	-0,13	-0,36
Höhe Schulterblätter	-4,55	-3,67	-1,88
Höhe SIPS	-0,81	-5,84	5,03
Lordose-/Kyphoseform	5,76	9,23	-3,47

Tab. 4.2. Daten der dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 2

Die Gruppe 3 dieser Studie (Tab.4.3.) setzt sich aus fünf Untersuchungspersonen zusammen. Hier hat die Tiefe der Schulterblätter eine DIF von -5,85mm bei einem MW der EM von 2,2mm und einem AW von 8,05mm. Bei der Tiefe der SIPS führt der Eingangsmittelwert (-1,9mm) und der Ausgangsmittelwert (1,78mm) zu einer DIF von -3,68mm. Hinsichtlich der durchschnittlichen seitlichen Wirbelsäulenabweichung ist bei

einem EW von 3,51mm und einem AW von 0,19mm eine DIF von 3,32mm zu verzeichnen. Die Schulterblättermarker haben einen MW der EM von -0,32mm und einen AW von -6,9mm. So entsteht eine DIF von 6,58mm. Die Höhe der SIPS-Marker setzt sich aus dem EW von -0,25mm und dem AW -2,34mm bei einer Differenz von 2,09mm zusammen. Bei der Lordosen- bzw. Kyphosenform der Wirbelsäulenmarker entsteht durch den EW (-9,39mm) und AW (-7,39mm) eine DIF von -1,46mm.

Gruppe 3: sensomotorische Einlegesohlen und rehabilitatives Muskelaufbautraining			
Probanden	n=5		
Statistiken	EM:MW in mm	AM:MW in mm	DIF (mm)
Tiefe Schulterblätter	2,2	8,05	-5,85
Tiefe SIPS	-1,9	1,78	-3,68
Seitliche Wirbelsäulenabweichung	3,51	0,19	3,32
Höhe Schulterblätter	-0,32	-6,90	6,58
Höhe SIPS	-0,25	-2,34	2,09
Lordose-/Kyphoseform	-9,39	-7,93	-1,46

Tab. 4.3. Daten der dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 3

In Tabelle 4.4. sind die Daten der Gruppe 4 angeführt, die zehn Probanden beinhaltet. Die DIF von -7,99mm ergibt sich aus dem EW -4,22mm und dem AW -0,48mm bei der Tiefe der Schulterblätter. Hinsichtlich der Tiefe der SIPS führt der Eingangsmittelwert (-0,75mm) und der Ausgangsmittelwert (0,99mm) zu einer DIF von -2,75mm. Die durchschnittliche seitliche Wirbelsäulenabweichung ist auf die Daten des EW (0,11mm) und AW (6,03mm) sowie auf deren DIF von -5,92mm zurückzuführen. Die Daten bei der Höhe der Schulterblättermarker verlaufen sich auf einen EW von -2,84mm und einem AW von -5,07mm. Demnach lässt sich hier eine DIF von 2,23mm berechnen. Die Höhe der SIPS-Marker errechnet sich aus dem EW von -2,39mm und AW von -3,13mm bei einer DIF von 0,74mm. Die Daten der Lordosen- bzw. Kyphosenform der Wirbelsäulenmarker ergeben einen EW von -4,32mm und einen AW von -21,49mm, so dass daraus eine DIF von 17,18mm resultiert.

Gruppe 4: Kontrollgruppe			
Probanden	n=10		
Statistiken	EM:MW in mm	AM:MW in mm	DIF (mm)
Tiefe Schulterblätter	-4,22	-0,48	-7,99
Tiefe SIPS	-0,75	0,99	-2,75
Seitliche Wirbelsäulenabweichung	0,11	0,11	-5,92
Höhe Schulterblätter	-2,84	-5,07	2,23
Höhe SIPS	-2,39	-3,13	0,74
Lordose-/Kyphoseform	-4,32	-21,49	17,18

Tab. 4.4. Daten der dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 4

In der folgenden Tabelle (Tab. 4.5.) differenzieren sich die Probanden der Gruppen 1 und 2 in vier mögliche Untergruppen basierend auf ihrer Beckenstellung. Da sich das Becken meistens dreidimensional bewegt, wurden hier die beiden Messergebnisse der dreidimensionalen Rückenscannung hinsichtlich der Beckenbewegung kombiniert. Eine Orientierung an der Beckenstellung wurde angewendet, da das Becken das Zentrum der Bewegungen darstellt und hier der Körperschwerpunkt (kurz vor dem 2. Steißbeinwirbel) liegt. Zudem führt das Becken die Bewegungen des ‚Unterkörpers‘ (Lokomotor-Einheit) und ‚Oberkörpers‘ (HAT-Einheit) zusammen. Eine weitere Aufgabe des Beckens besteht in der Koordination und Feinmodulation der meist dreidimensionalen Körperbewegungen mit den eintreffenden äußeren Kräften.

Die Beckenstellung dieser vier Untergruppen, die in beiden Gruppen gleich sind, führt entweder auf die Stellung des Os iliums (Darmbeins) oder auf die Fußform (Hohlfuß bzw. Pes varus oder Plattfuß bzw. Pes planus) zurück. Andere Abweichungen, wie z.B. eine anatomische Beinlängendifferenz, sind bereits vor den Vermessungen ausgeschlossen worden. Demnach ist die vorliegende Beinlänge nicht anatomischen sondern muskulären Ursprungs. Gemäß der Ausgangsstellung des Beckens gibt es folgende Untergruppen:

1. Ein cranialer rechter SIPS-Marker und ein dorsaler linker SIPS-Marker
→ Es handelt sich in diesem Fall um ein kürzeres linkes Bein, wobei das linke Os Ilium sich weiter dorsal befindet. Demzufolge ist das linke Os Ilium (Darmbein) posterior gedreht und das rechte Os Ilium anterior.
2. Ein caudaler rechter SIPS-Marker und ein dorsaler linker SIPS-Marker
→ Bei dieser Ausgangsposition der Marker ist ein kürzeres rechtes Bein bei gleichzeitiger anterior Stellung des Os Iliums zu verzeichnen. Die Ursache für diese Ausgangsstellung lässt sich entweder durch einen Pes planus auf der rechten oder einen Pes varus auf der linken Körperseite erklären.
3. Ein caudaler rechter SIPS-Marker und ein dorsaler rechter SIPS-Marker
→ Die Ausgangslagen des Beckens dieser Untergruppe beschreibt ein kürzeres rechtes Bein und ein weiter dorsal gerichtetes Os ilium, woraus sich die Beckenstellung rechtes Os Ilium posterior und/oder linkes Os Ilium anterior ergibt.
4. Ein cranialer rechter SIPS-Marker und ein dorsaler rechter SIPS-Marker
→ Hier liegen ein kürzeres linkes Bein und ein sich weiter dorsal befindendes Os Ilium vor, was auf einen Pes planus links oder einen Pes varus rechts hin deutet.

Bei der Probandenaufteilung auf die jeweiligen Untergruppen, konnte keiner der Probanden der Gruppen 1 und 2 eine Beckenausgangsstellung gemäß der 4. Untergruppe aufweisen. Daher ist diese im weiteren Verlauf nicht aufgeführt. Die meisten Probanden

der Gruppe 1 sind in der Untergruppe 2 (elf Probanden) und die wenigsten in der Untergruppe 3 (4 Probanden) zu verzeichnen gewesen. Bei der Gruppe 2 sind die meisten Probanden der Untergruppe 1 (10 Probanden) und die wenigsten der Untergruppe 3 (5 Probanden) zugehörig.

In der Tabelle 4.5. ist bei den Werten der Untergruppe 1 der Gruppe 1 bei der Tiefe der Schulterblätter- (S.B.) und SIPS-Marker ein höherer Eingangsmittelwert (-5,55mm bzw. -4,23mm) gegenüber dem Ausgangsmittelwert (-0,29mm bzw. -0,15mm) zu notieren. Aus diesen Werten ergibt sich bei den Schulterblättermarkern eine DIF der beiden Messungen von -5,26mm. Bei den SIPS-Markern beträgt die DIF -4,08mm. Auch bei der seitlichen Wirbelsäulenabweichung (seitl. WS-abweichung) und der Höhe der S.B.-Marker liegt der MW der AM (3,60mm bzw. -6,79mm) über dem der EM (2,91mm bzw. 1,97mm). Daraus ergibt sich bei der seitl. WS-abweichung eine DIF von -0,69mm. Die Differenz von der EM (1,97mm) und AM (-6,79mm) liegt bei der Höhe der S.B. bei 8,76mm. Bei der Höhe der SIPS ist hier die DIF von 3,30mm auf einen Eingangswert von 2,24mm und einen Ausgangswert von -1,07mm zurückzuführen. Die größte Differenz (-9,71mm) aus den Daten der EM (-10,06mm) und AM (-0,35mm) ist bei der Lordose- bzw. Kyphoseform zu erkennen.

Bei der Untergruppe 1 der Probandengruppe 2 ist bis auf die Kategorie der seitlichen Wirbelsäulenabweichung ein größerer MW bei der EM (von links nach rechts: -5,86mm; -6,83mm; 13,20mm; 2,45mm; -6,25mm) gegenüber der AM (von links nach rechts: -0,29mm; -0,15mm; -6,97mm; -1,07mm; -0,35mm) zu erkennen. Der EW der seitl. WS-abweichung beträgt -0,05mm und der AW 0,77mm bei einer DIF von -0,82mm. Der Wert der DIF der Tiefe der SIPS beträgt -5,92mm und der der Höhe der S.B. beläuft sich auf 6,33mm. Bei der Höhe der SIPS und der Lordose-/ Kyphoseform betragen die jeweiligen Differenzen 3,84mm bzw. -2,73mm.

Bezüglich der Untergruppe 2 der Gruppe 1 errechnet sich bei der Lordose-/Kyphoseform ein Mittelwert von 2,2mm der EM und 4,92mm der AM. Bei der Tiefe der SIPS liegt ein Eingangsmittelwert von -5,48mm und einem Ausgangsmittelwert von -2,68mm vor. Bei der Tiefe der S.B. ist eine DIF von -7,05mm durch einen MW der Eingangsmessung von 3,4mm und einen der AM von -3,65mm zu erklären. Die seitliche Abweichung der Wirbelsäule weist einen MW der EM von -1,95mm und einen der AM von -3,64mm auf, so dass sich hier eine DIF von 1,69mm ergibt. Der Wert der EM von -0,37mm und der der AM von -2,43mm ist der Höhe der S.B. zuzuordnen. Die Werte der EM (-2,58mm) und der AM (-2,55mm) der Höhe der SIPS sind hierbei nahezu übereinstimmend. Werden die Werte der Untergruppe 2 der Probandengruppe 2 betrachtet, sind ausgenommen der Werte der S.B.-Tiefe und der Lordosen-/Kyphosenform die Zahlen der AM (von links nach rechts: -5,56mm; -4,5mm; -15,06mm; -15,66mm) größer als die der EM (von links nach rechts: -1,85mm; -3,37mm; -1,78mm; -1,62mm). Als letztes wird die Untergruppe 3 der beiden Probandengruppen 1 und 2 beschrieben. Dieser Untergruppe konnten vier

Probanden der Gruppe 1 und fünf Untersuchungsteilnehmer der Gruppe 2 zugeordnet werden.

Bei den vier Probanden der Untergruppe 3 der Gruppe 1 sind die Differenzen (von links nach rechts: 0,1mm;-0,22mm;2,56mm;-4,31mm;1,64mm;2,53mm) aller Kategorien zwischen der EM (von links nach rechts:24,98mm;19,96mm;39,2mm;21,17mm;26,77mm; 26,52mm) und der AM (25,08mm;20,18mm;36,64mm;25,48mm;25,31mm; 23,99mm) sehr gering.

Bei den fünf Probanden der Untergruppe 3 der Gruppe 2 setzt sich aus den Werten der EM (12,34mm) und der AM (13,8mm) bei der Lordose/Kyphoseform eine DIF von -1,46mm zusammen. Der Eingangswert von 2,34mm und der Ausgangswert von 2,81mm sind der Kategorie seitr. WS-abweichung zuzuordnen. Bei der Tiefe der S.B. berechnet sich die DIF (2,69mm) aus der EM von 6,06mm und der AM von 3,37mm. Die Werte der Tiefe der SIPS liegen bei 3,85mm (EM) und 0,57mm (AM). Der EW der Höhe der S.B. beträgt -2,59mm und der AW -8,39mm. Bei der Höhe der SIPS resultiert die DIF -3,38mm aus der EM und AM.

Gruppe 1: Untergruppe 1; n= 7							
R SIPS oben		Tiefe S.B.	Tiefe SIPS	Seitr. WS-abweichung	Höhe S.B.	Höhe SIPS	Lordose/Kyphoseform
und	MW: EM in mm	-5,55	-4,23	2,91	1,97	2,24	-10,06
	MW: AM in mm	-0,29	-0,15	3,60	-6,79	-1,07	-0,35
	Differenz (mm): EM – AM	-5,26	-4,08	-0,69	8,76	3,30	-9,71
L SIPS hinten							
Gruppe 2: Untergruppe 1; n = 10							
R SIPS oben	MW: EM in mm	-5,68	-6,83	-0,05	13,2	2,45	-6,25
und	MW: AM in mm	3,56	-0,91	0,77	6,87	-1,39	-3,52
	Differenz (mm): EM – AM	-9,25	-5,92	-0,82	6,33	3,84	-2,73
L SIPS hinten							
Gruppe 1: Untergruppe 2; n= 11							
R SIPS Unten	MW: EM in mm	3,4	-5,48	-1,95	-0,37	-2,58	2,2
Und	MW: AM in mm	-3,65	-2,68	-3,64	-2,43	-2,55	4,92
	Differenz (mm): EM – AM	-7,05	-2,8	1,69	-2,06	-0,03	-2,72
L SIPS hinten							
Gruppe 2: Untergruppe 2; n = 7							
R SIPS Unten	MW: EM in mm	2,77	-1,85	-3,37	-1,78	-1,62	15,52
Und	MW: AM in mm	0,75	-5,65	-4,5	-15,06	-15,66	9,35
	Differenz (mm): EM – AM	2,02	3,8	1,13	13,28	14,04	6,17
L SIPS hinten							
Gruppe 1: Untergruppe 3; n= 4							
R SIPS unten	MW: EM in mm	24,98	19,96	39,2	21,17	26,77	26,52
und	MW: AM in mm	25,08	20,18	36,64	25,48	25,13	23,99

R SIPS hinten	Differenz (mm): EM – AM	-0,1	-0,22	2,56	-4,31	1,64	2,53
Gruppe 2: Untergruppe 3; n= 5							
R SIPS unten	MW: EM in mm	6,06	3,84	2,34	-2,59	-5,89	12,34
und	MW: AM in mm	3,37	0,57	2,81	-8,39	-2,51	13,8
R SIPS hinten	Differenz (mm): EM – AM	2,69	3,27	-0,47	5,8	-3,38	-1,46

Tab. 4.5. Daten der Untergruppen der dreidimensionalen Rückenvermessung

Den bisherigen Ergebnissen liegen die Daten der Eingangs- und Ausgangsmessung zugrunde. Daher folgen nun die Werte, die 12-16 Wochen nach dem Ende der eigentlichen Studie mit dem Rückenscanner aufgenommen worden sind. Hierfür wurden nach dem Zufallsprinzip ca. die Hälfte der Probanden der ersten beiden Gruppen und vier von fünf Probanden der dritten Gruppe vermessen. Die Messwerte der Ausgangsmessung gegenüber der Langzeitmessung (LM) werden in der folgenden Tabelle 4.6. dargestellt.

Gruppe 1: sensomotorische Einlegesohlen						
	Tiefe S.B.	Tiefe SIPS	Seitl. WS-abweichung	Höhe S.B.	Höhe SIPS	Lordose-/Kyphoseform
MW:AM in mm	4,19	1,67	3,93	-3,57	-3,28	-0,51
MW:LM in mm	-1,05	-1,8	3,68	-2,71	-2,13	1,63
Differenz (mm): AM – LM	5,24	3,46	0,26	-0,86	-1,14	-2,14
Anzahl der STE	11	11	11	11	11	11
Gruppe 2: rehabilitatives Muskelaufbautraining						
MW:AM in mm	7,02	1,23	0,00	-8,18	-3,57	1,43
MW:LM in mm	3,78	-1,36	-3,73	-3,87	-1,98	6,76
Differenz (mm): AM – LM	3,24	2,59	3,73	-4,31	-1,59	-5,33
Anzahl der STE	7	7	7	7	7	7
Gruppe 3: sensomotorische Einlegesohlen und rehabilitatives Muskelaufbautraining						
MW:AM in mm	8,05	1,78	0,19	-6,90	-2,35	-7,93
MW:LM in mm	-0,16	-2,08	1,07	0,85	-1,83	0,02
Differenz (mm): AM – LM	8,21	3,87	-0,89	-7,75	-0,96	-7,95
Anzahl der STE	4	4	4	4	4	4

Tab. 4.6. Langzeitmessung der dreidimensionalen Rückenvermessung

Bei den elf Untersuchungspersonen der Gruppe 1, die an dieser Langzeitmessung teilgenommen haben, ist auffällig, dass der MW der AM (von links nach rechts: 4,19mm; 3,93mm;-3,57mm;-3,28mm) bis auf die Kategorien 'Tiefe der SIPS' (AM: 1,67mm; LM: -1,8mm) und Lordose-/Kyphoseform (AM: -0,51mm; LM: 1,63mm) größer ist als der der LM.

Bei den sieben der 22 Untersuchungsteilnehmer der Gruppe 2 liegt bei der Lordose-/Kyphoseform der höchste MW der LM (6,76mm) vor. Die Tiefe der S.B. beschreibt einen MW der AM von 7,02mm und einen MW der LM von 3,78mm. Dies ergibt eine DIF von 3,24mm. Bei der Tiefe der SIPS sind andere Mittelwerte (AM:1,23mm;LM:-1,36mm) vorzufinden, so dass eine DIF von 2,59mm entsteht. Bei der seitl. WS-abweichung ist ein MW von 0mm bei der AM und ein Wert von -3,73mm bei der LM erkennbar.

Hinsichtlich der Langzeitmessung haben in der Gruppe 3 vier Probanden zur Verfügung gestanden. Dabei entsteht die größte DIF (8,21mm) der Mittelwerte der AM (8,05mm) und LM (-0,16mm) bei der Tiefe der S.B.. Anschließend folgt die DIF der Lordose-/Kyphoseform (-7,95mm) bei dem AW -7,93mm und dem Langzeitwert 0,02mm. Mit -7,75mm folgt die DIF der Höhe der S.B. (AM:-6,9mm;LM:0,85mm). Die DIF der Tiefe der SIPS liegt bei 3,87mm (AM:1,78mm;LM:-2,08mm). Bei der Kategorie ‚Höhe der SIPS‘ resultiert die DIF von -0,96mm aus der AM (-2,35mm) und der LM (-1,38mm). Die geringste DIF hat die Kategorie der seitl. WS-abweichung mit -0,89mm (AM: 0,19mm;LM:1,17mm).

4.1.2. Ergebnisse der Oberflächen-Elektromyographie

Die folgenden Tabellen beziehen sich zunächst auf die statische EMG-Messung der drei Probandengruppen. Anschließend werden die Resultate des IEMGs der Stand- und der Schwungphase der dynamischen Messungen der ersten beiden Gruppen aufgelistet.

Bei den Darstellungen der EMG-Ergebnisse sind zwei verschiedene Auflistungsmethoden der Mittelwerte aller Probandendaten eingesetzt worden. Zum einen wurde der jeweilige Muskel hinsichtlich seiner Veränderung zwischen der Eingangs- und Ausgangsmessung einer Körperseite isoliert betrachtet und zum anderen wurde über eine Differenzberechnung festgestellt, ob und inwieweit die benötigte Muskelaktivität symmetrischer geworden ist. Hierfür wurde jeweils die Differenz der Eingangs- und Ausgangsmessung der mittleren Muskelaktivität der beiden Körperseiten eines Muskels ermittelt. Positive Werte weisen auf einen geringeren Ausgangswert bzw. auf einen geringeren Wert der rechten Muskelseite hin, während ein negatives Vorzeichen einen kleineren Durchschnittswert der Eingangsmessung bzw. einen geringen Wert des linken Muskels bedeutet. Die folgende Tabelle 4.7. listet die EMG-Mean-Werte der statischen Messungen der drei Probandengruppen hinsichtlich der Muskelveränderung beider Körperseiten eines Muskels auf:

Gruppe 1: sensomotorische Einlegesohlen	EMG-Mean in μV	EMG-Mean in μV
	Linker Muskel	Rechter Muskel
HWS-Extensoren	0,27	0,19
M. trapezius pars descendens	2,59	-1,78
Mm. multifidi	-0,37	-0,25

Gruppe 2: rehabilitatives Muskelaufbautraining		
	Linker Muskel in μV	Rechter Muskel in μV
HWS-Extensoren	0,37	1,07
M. trapezius pars descendens	1,84	-6,29
Mm. multifidi	4,96	-0,91
Gruppe 3: Beides		
	Linker Muskel in μV	Rechter Muskel in μV
HWS-Extensoren	1,16	1,76
M. trapezius pars descendens	12,26	2,66
Mm. multifidi	-4,74	2,32

Tab. 4.7. Veränderungen der EMG-Mean-Werte eines Muskels auf beiden Körperseiten

Die MW der EMG-Aktivitäten der drei abgeleiteten Muskeln beider Körperseiten sind im Allgemeinen am Niedrigsten bei der ersten Probandengruppe, während die Daten der dritten Gruppe prinzipiell am Höchsten sind. Bei allen drei Gruppen weisen beide Mean-Werte der HWS-Extensoren den geringsten Wert auf, den Höchsten gibt es beim M. trapezius pars descendens.

Des Weiteren ist bei den ersten beiden Gruppen der Eingangswert des rechten M. trapezius pars descendens und der Mm. multifidi höher als ihr Ausgangswert. Gleiches ist bei Gruppe 3 nicht zu verzeichnen. Hier ist der linke durchschnittliche Eingangswert der Mm. multifidi besser. Darüber hinaus ist die EMG-Aktivität des linken M. trapezius pars descendens um beinahe das Fünffache höher als die des rechten Pendants und beschreibt damit den höchsten Mean-Wert aller drei Gruppen.

Gemäß des zweiten Beschreibungsprinzips der Mittelwerte listet die Tabelle 4.8. die Differenzen auf, die sich aus einem Vergleich der linken mit der rechten Körperseite eines Messzeitpunktes ergeben, um die symmetrische Angleichung der EMG-Aktivität beider Muskeln zu beurteilen. Ein positiver Wert beschreibt einen höheren Mittelwert des linken Muskels, während ein negativer Wert eine größere Muskelaktivität des rechten Muskels darstellt.

Gruppe 1: sensomotorische Einlegesohlen	Messzeitpunkt Eingangsmessung in μV	Messzeitpunkt Ausgangsmessung in μV
HWS-Extensoren	0,66	0,57
M. trapezius pars descendens	1,09	-3,28
Mm. multifidi	0,11	0,23
Gruppe 2: rehabilitatives Muskelaufbautraining	Eingangsmessung in μV	Ausgangsmessung in μV
HWS-Extensoren	-1,04	-0,34
M. trapezius pars descendens	2,55	-5,58
Mm. multifidi	-0,40	1,27
Gruppe 3: Beides	Eingangsmessung in μV	Ausgangsmessung in μV
HWS-Extensoren	8,8	0,6
M. trapezius pars descendens	9,74	0,14
Mm. multifidi	-4,6	2,46

Tab. 4.8. Vorher-Nachher-Vergleich des EMG-Mean-Werts eines Muskels

Sowohl bei der Eingangs- als auch bei der Ausgangsmessung der Gruppen 1 und 3 ist die Aktivität des linken Muskels stärker (Werte sind fast ausschließlich positiv). Eine

durchschnittlich stärkere Aktivitätsrate der Muskeln der rechten Seite ist hingegen bei der Gruppe 2 festzustellen.

Darüber hinaus hat bei allen drei Gruppen nach Beendigung der Messreihen eine Angleichung der HWS-Extensoren stattgefunden. Die Daten der Gruppen 1 und 3 zeigen an, dass die EMG-Aktivität der linken Körperseite nach wie vor höher ist, während in Gruppe 2 die durchschnittliche Aktivität der rechten HWS-Extensoren die der Linken übersteigt.

Hinsichtlich der Veränderungen des M. trapezius pars descendens ist bei der Gruppe 3 die beste Angleichung zu verzeichnen. Bei den Gruppen 1 und 2 wird hingegen eine Umkehrung im Sinne einer vergrößerten Differenz zwischen den beiden Körperseiten bei der Ausgangsmessung deutlich. Zudem hat sich hier die Körperseite mit dem höheren Durchschnittswert von der linken auf die rechte Seite verschoben.

Genauso wie bei den HWS-Extensoren erfolgte ebenfalls bei den Mm. multifidi der Einlegesohlengruppe die beste Anpassung der Muskelaktivität beider Körperseiten.

Bei allen drei Muskeln ist bei den Probanden der Gruppe 3 die höchste Differenz der Eingangswerte festgestellt worden, die sich bei der Ausgangsmessung minimiert hat.

Die folgenden vier Tabellen (4.9.- 4.12.) beschreiben die durchschnittlichen integrierten EMG-Werte der Gruppen 1 und 2. Zunächst werden in beiden Phasen des Gangzyklus die Veränderungen des IEMGs beider Körperseiten der drei Muskeln bei der Eingangs- und der Ausgangsmessung aufgelistet.

Gruppe 1: sensorische Einlegesohlen	Standphase in $\mu\text{V/s}$		Schwungphase in $\mu\text{V/s}$	
	Eingangsmessung	Ausgangsmessung	Eingangsmessung	Ausgangsmessung
Muskeln				
Linke HWS-Extensoren	484,50	417,20	847,57	727,70
rechte HWS-Extensoren	377,13	359,67	724,17	718,40
linker M. trapezius pars descendens	1109,20	698,93	1756,90	1149,33
rechter M. trapezius pars descendens	751,27	649,90	1237,17	1308,10
Linke Mm. multifidi	498,67	413,93	1330,83	1241,13
rechte Mm. multifidi	514,47	470,80	1128,17	1294,97

Tab. 4.9. Veränderungen des IEMGs beider Körperseiten der abgeleiteten Muskeln der Gruppe 1

Das IEMG eines Muskels in der Schwungphase ist bei der Gruppe 1 größer als in der Standphase. Zudem verringert sich generell das IEMG der Ausgangsmessung in der Standphase. In der Schwungphase hingegen hat sich die Aktivität des rechten M. trapezius pars descendens und der rechten Mm. multifidi erhöht, so dass die Fläche unter der EMG-Kurve gestiegen ist.

Der Vergleich aller Muskeln besagt, dass die HWS-Extensoren die geringsten Werte in beiden Phasen aufweisen. Die höchsten IEMG-Werte sind beim M. trapezius pars descendens in der Stand- und Schwungphase zu finden. Allerdings ist das IEMG der

Mm. multifidi der Schwungphase genauso hoch wie das des M. trapezius pars descendens bei der Ausgangsmessung.

Diese Veränderungen sind in dem folgenden Diagramm 4.1. ebenfalls graphisch dargestellt. Die ersten beiden farbigen Balken stellen die Veränderungen der Muskelaktivität in der Standphase (Eingangs- und Ausgangsmessung) dar, während der dritte und vierte Balken die Eingangs- und Ausgangswerte der IEMG-Veränderungen der Schwungphase sichtbar machen. In diesem Diagramm ist die stärkere Muskelaktivität der drei abgeleiteten Muskeln während der Schwungphase zu beobachten. Die immense Verringerung des IEMGs des linken M. trapezius pars descendens zwischen der Eingangs- und der Ausgangsmessung ist sowohl bei der Standphase als auch bei der Schwungphase zu erkennen.

Diagramm 4.1. Veränderungen des IEMGs der Gruppe 1

Bei den Ergebnissen der integrierten EMG-Daten der Gruppe 2 (Tabelle 4.10.) ist der Unterschied zwischen den Werten beider Seiten eines Muskels zu beiden Phasen des Gangzyklus gering. Das IEMG der HWS-Extensoren ist in beiden Phasen am Geringsten, gleichzeitig ist das der Mm. multifidi am Höchsten. Generell sind alle IEMG-Werte in der Schwungphase doppelt so hoch wie die der Standphase. In der Standphase fallen die Muskelaktivitäten der Ausgangsmessungen geringer aus als bei den Eingangsmessungen abgesehen von der Muskelkraft des rechten M. trapezius pars descendens. Bei der Schwungphase ist bei dem M. trapezius pars descendens der Wert ebenfalls bei der Ausgangsmessung gestiegen. Des Weiteren ist dieses Phänomen beim linken M. trapezius pars descendens sowie bei den rechten und linken Mm. multifidi der gleichen Phase zu verzeichnen.

Gruppe 2: rehabilitatives Muskelaufbautraining	Standphase in $\mu\text{V/s}$.		Schwungphase in $\mu\text{V/s}$.	
	Eingangsmessung	Ausgangsmessung	Eingangsmessung	Ausgangsmessung
Linke HWS-Extensoren	408,0	391,6	809,1	654,6
rechte HWS-Extensoren	395,5	367,9	697,6	719,5
linker M. trapezius pars descendens	411,0	406,2	901,9	737,5
rechter M. trapezius pars descendens	264,8	437,8	509,0	755,8
linke Mm. multifidi	746,0	697,4	1617,9	1768,1
rechte Mm. multifidi	802,3	725,1	1810,0	1670,1

Tab. 4.10. Veränderungen des IEMGs beider Körperseiten der abgeleiteten Muskeln der Gruppe 2

Die graphische Darstellung der IEMG-Veränderungen der Gruppe 2 zeigen nur geringe Abweichungen zwischen den Graphen der Eingangs- und der Ausgangsmessung sowohl in der Stand- als auch in der Schwungphase. Dabei übersteigen die Werte der Schwungphase immer die der Standphase zu beiden Messzeitpunkten.

Diagramm 4.2. Veränderungen des IEMGs der Gruppe 2

Die nächsten zwei Tabellen beschreiben das Verhältnis der Muskelaktivität beider Körperseiten eines Muskels. Anhand der Differenzen der Gruppe 1 ist zu erkennen, dass die IEMG-Werte in der AM geringer sind als bei der EM. Die Werte in der AM der Standphase befinden sich alle im gleichen Bereich bei 50-60 V/s, wobei die linke Muskulatur im Hals- und im Brustwirbelbereich und die rechte Muskulatur im Lendenwirbelbereich eine höhere Aktivität aufweisen. In der Schwungphase sind alle Werte der AM gesunken. Die linke, aktivere Körperseite ist bei den HWS-Extensoren bei der AM gleich geblieben. Die höheren IEMG-Werte des M. trapezius pars descendens und der Mm. multifidi haben sich umgekehrt, so dass nun die rechte Seite aktiver ist.

Gruppe 1: sensomotorische Einlegesohlen	Standphase in $\mu\text{V/s}$.		Schwungphase in $\mu\text{V/s}$.	
	Eingangsmessung	Ausgangsmessung	Eingangsmessung	Ausgangsmessung
HWS-Extensoren	107,37	57,53	123,40	9,30
M. trapezius pars descendens	357,93	49,03	519,73	-158,77
Mm. multifidi	-15,80	-56,87	202,67	-53,83

Tab. 4.11. Veränderungen des IEMGs der abgeleiteten Muskeln der Gruppe 1

Hinsichtlich der Veränderungen des IEMGs der Gruppe 2 sind alle Werte - mit Ausnahme der HWS-Extensoren- bei den Gangzyklusphasen in der AM gesunken. Ebenfalls ist hier die dominante, aktivere linke Muskelseite geblieben. Bei allen anderen Messungen kehrt sich der höhere IEMG-Wert um, d.h. bei einem höheren linken EW kommt es zu einem höheren rechten AW und umgekehrt.

Gruppe 2: rehabilitatives Muskelaufbautraining	Standphase in $\mu\text{V/s}$.		Schwungphase in $\mu\text{V/s}$.	
	vorher	nachher	vorher	nachher
HWS-Extensoren	12,50	23,70	118,13	-64,93
M. trapezius pars descendens	146,20	-31,60	392,87	-18,30
Mm. multifidi	-56,27	-27,73	-192,07	98,00

Tab. 4.12. Veränderungen des IEMGs der abgeleiteten Muskeln der Gruppe 2

4.1.3. Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse

Die Daten der Ganganalyse beschreiben das Gehverhalten jedes einzelnen Probanden dahingehend, ob ein sechs Wochen langes Tragen von sensomotorischen Einlegesohlen oder ein apparatives, muskuläres Aufbautraining eine Veränderung hervorgerufen hat hinsichtlich in Kapitel 3.3. aufgeführter Bewertungsparameter. Es werden im Folgenden allerdings nur die Parameter angeführt, die eine sichtliche Abweichung der Abschlussmessung von der Eingangsmessung darstellen. Bei allen Kurven handelt es sich um die Mittelwerte der Daten aller Probanden einer Gruppe.

Im ersten Diagramm (4.3.) ist ein veränderter Extensions-Flexions-Winkel des Oberen Sprunggelenks dargestellt. Die Veränderung von $\Delta 2$ resultiert aus einer größeren Differenz des Winkels zwischen der Plantarflexion zu Beginn der Standphase und der Dorsalflexion bei der Übernahme der Körperlast in der Mitte der Standphase. Durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen hat sich eine stärkere Plantarflexion des Fußes bei gleich bleibender Dorsalflexion dahingehend entwickelt, dass sich die Amplitude des Winkels zwischen dem Knöchelwinkelmaximum und -minimum vergrößert hat.

Diagramm 4.3. Veränderungen des rechten Extensions-Flexions-Winkel des OSG durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen

Der Extensions-Flexions-Winkel des Knies wird im Diagramm 4.4. erläutert. Durch das Tragen der Einlegesohlen ist besonders die reduzierte Extension des Knies zu Beginn und während der Standphasenmitte zu erkennen. Im Gegensatz zur Eingangsmessung wird das Knie beim Übergang in die Schwungphase weniger gestreckt.

Diagramm 4.4. Veränderungen des rechten Extensions-Flexions-Winkel des Knies durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen

Das Diagramm 4.5. zeigt den Extensions-Flexions-Winkel der rechten Hüfte. In der Nachmessung ist eine vergrößerte Bewegungsamplitude des Hüftgelenks zu erkennen. Durch das Tragen der Einlegesohlen hat sich in dieser Probandengruppe der Flexionswinkel zu Beginn des Gangzyklus verkleinert, wobei der Hüftextensionswinkel in der Mitte der Standphase beinahe genauso groß geblieben ist. Es ist eine bessere Beweglichkeit der Hüfte entstanden, da sich ebenfalls das Drehmoment vergrößert hat. Dadurch wird eine gesteigerte kompensatorische Muskelarbeit notwendig, die mit vermehrtem Energieaufwand einhergeht.

Diagramm 4.5. Veränderungen des rechten Extensions-Flexions-Winkel der Hüfte durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen

Diagramm 4.6. präsentiert die Veränderung des rechten sagittalen Hüftmoments der Gruppe 1. Auffällig hierbei ist eine durchschnittliche Zunahme von 10° Flexion des sagittalen Hüftmoments mit Beginn des Bodenkontaktes bei einer stärker erforderlichen Kompensation der Hüftextensoren. Die Extension ist in der weiteren Bewegungsabfolge geringer als bei der Eingangsmessung.

Diagramm 4.6. Veränderungen des rechten sagittalen Hüftmoments durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen

Hinsichtlich der Veränderungen des linken und rechten sagittalen Kniemoments (Diagramm 4.7. und 4.8.) ist zu erkennen, dass beim Abfangen der Körperlast vor der zweiten Streckung beide Knie flektierter sind als bei den Eingangsmessungen. Auch die Kniestreckung des Standbeins ist während der Mitte der Standphase geringer, wenn das kontralaterale Bein gleichzeitig vorgeführt wird.

Diagramm 4.7. Veränderungen des linken sagittalen Kniemoments durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen

Diagramm 4.8. Veränderungen des rechten sagittalen Kniemoments durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen

Die medio-laterale Bodenreaktionskraft beschreibt die seitliche Auslenkung des Körpers beim Gehen. Dem Diagramm 4.8. ist eine gesteigerte Beschleunigung des Körperschwerpunktes vom Standbein wieder hin zur Mitte zu entnehmen. Auf der rechten Körperseite ist die Zentralisation des Körperschwerpunktes durch die Einlegesohlen gestiegen und die Auslenkung somit gesunken.

Diagramm 4.9. Veränderungen medio-lateralen Bodenreaktionskraft durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen

In den nachfolgenden Diagrammen werden Veränderungen dargelegt, die durch ein Muskelaufbautraining (MT) hervorgerufen worden sind. Zunächst ist festzustellen, dass der Aufsetzwinkel bei dem Extensions-Flexions-Winkel des Knies (Diagramm 4.10.) bei den Probanden dieser Gruppe gleich geblieben ist. Die Knieflexion hat sich bei Übernahme der Körperlast verstärkt, was zu einer vergrößerten Bewegungsamplitude führt. Während des weiteren Kurvenverlaufs der Standphase befindet sich die Kurve der Nachmessung immer unter der der Eingangsmessung. Demzufolge ist nach dem Muskelaufbautraining neben einer vergrößerten Flexion eine verringerte Extensionsstellung des Knies zu verzeichnen. Innerhalb der Schwungphase ist jedoch keine Abweichung zu registrieren.

Diagramm 4.10. Veränderungen des rechten Extensions-Flexions-Winkel des Knies durch Muskelaufbautraining

Das rechte und linke sagittale Kniemoment haben sich innerhalb der beiden Untersuchungen verändert. Nach dem Aufsetzen der Ferse sind beide Knie (Diagramme 4.11. und 4.12.) beim Abfangen der Körperlast flektierter als zuvor. Darüber hinaus verringert sich mittig der Standphase die Kniestreckung während das kontralaterale Bein gleichzeitig am Körper vorbeigeführt wird. Während der Standphase erhöht sich demzufolge die Flexion und die Knieextension wird niedriger.

Diagramm 4.11. Veränderungen des linken sagittalen Kniemoments durch Muskelaufbautraining

Diagramm 4.12. Veränderungen des rechten sagittalen Kniemoments durch Muskelaufbautraining

Bei der Kurve des linken frontalen Kniemoments (Diagramm 4.13.) hat sich durch das Training das Varusmoment im ersten Drittel des Gangzyklus erhöht. Daher ist die Innenbelastung des Knies gestiegen und der M. quadriceps femoris muss als Kompensator dieser Belastung vermehrt arbeiten.

Diagramm 4.13. Veränderungen des linken frontalen Kniemoments durch Muskelaufbautraining

4.1.4. Ergebnisse der Pedographie

Die Ergebnisse der dynamischen Fußdruckmessung hinsichtlich des Verhaltens der Fußdruckverteilung sind im Folgenden aufgelistet. Der anschließenden Tabelle 4.13. sind die gleichen Angaben wie der dreidimensionalen Rückenvermessung zu entnehmen.

In der Gruppe 1 haben fünf Probanden diese Messung ausgeführt. Aus dem EW (links: 2755,84mm²; rechts: 2813,84 mm²) und AW (links: 2579,20 mm²; rechts: 2442,16 mm²) des linken und rechten Längsgewölbes ist eine höhere DIF (371,68 mm²) des rechten Längsgewölbes zu entnehmen. In allen Zonen des linken und rechten Quergewölbes ist ein höherer Eingangsmittelwert (von oben nach unten: 13,63 N/cm²; 11,98 N/cm²; 25,84 N/cm²; 25,86 N/cm²; 18,59 N/cm²; 1976 N/cm²) angeführt als bei der Ausgangsmessung (10,56 N/cm²; 7,25 N/cm²; 19,24 N/cm²; 21,54 N/cm²; 13,80 N/cm²; 17,61 N/cm²).

Auch die Maximalkraft der Ferse weist auf beiden Seiten einen höheren Wert bei der EM (links: 25,01 N/cm²; rechts: 21,80 N/cm²) gegenüber der AM (links: 21,41 N/cm²; rechts: 17,41 N/cm²) auf.

Die Eingangswerte der Brems-/Beschleunigung (links: 85,56%; rechts: 85,64%) übersteigen die der AM (links: 84,50%; rechts: 73,20%). Aufgrund der geringen Werte EM und der AM (links: 0,02s.; rechts: 0,3s.) beim Bodenkontakt, ist deren DIF ebenfalls gering.

Die Krafrate des linken Fußes weist eine größere DIF (1,79 kN/s) auf als die DIF (1,49 kN/s) des rechten Fußes.

Auch aus der Gruppe 2 haben fünf Probanden diese Messreihe durchgeführt. Bezüglich des Quergewölbes liegt die DIF der EM (links: 25,11 N/cm²; rechts: 24,96 N/cm²) und AM (links: 25,84 N/cm²; rechts: 24,89 N/cm²) links bei 0,15 N/cm² und rechts bei 0,95 N/cm². Die Differenzen der Eingangs- und Ausgangsmittelwerte der beiden anderen Zonen ‚Innen‘ und ‚Außen‘ (Innen- EM links: 13,33 N/cm²; rechts: 11,65 N/cm²; Außen- EM links: 14,78 N/cm²; rechts: 20,23 N/cm²) (Innen- AM links: 13,67 N/cm²; rechts: 12,74 N/cm²; Außen- AM links: 13,39 N/cm²; rechts: 19,88 N/cm²) sind höher als die der Zone ‚Mitte‘.

Bei der Maximalkraft der Ferse ist sowohl beim linken als auch beim rechten Fuß ein größerer EW (links: 19,58 N/cm²; rechts: 18,45 N/cm²) als Ausgangsmesswert (links: 17,43 N/cm²; rechts: 16,80 N/cm²) zu verzeichnen. Gleiches ist auch bei der Brems-/Beschleunigung zu beobachten. Auch hier sind die Werte der EM (links: 99,74%; rechts: 91,27%) größer als die der AM (links: 86,38%; rechts: 79,26%) bei einer DIF von 13,36% auf der linken und 12,01% auf der rechten Fußseite. Der Bodenkontakt ist sowohl bei der EM (links: 0,8s.; rechts: 0,82s.) als auch bei der AM (links: 0,65s.; rechts: 0,7s.) beim rechten Fuß länger. Auch die Krafrate verringert sich bei der AM (links: 5,51 kN/s; rechts: 5,36 kN/s) gegenüber der EM (links: 6,58 kN/s; rechts: 5,99 kN/s).

Als letztes werden die Daten der Probanden der Gruppe 3 mit vier Teilnehmern dargestellt. Aus den Eingangswerten (links: 2968,4; rechts: 3488,00) und Ausgangswerten (links: 1811,00 mm²; rechts: 2233,50 mm²) des linken und rechten Längsgewölbes ist eine höhere DIF (1254,5 mm²) des rechten Längsgewölbes zu entnehmen.

Weiterhin ist in allen Zonen des linken und rechten Quergewölbes ein höherer Eingangsmittelwert (von oben nach unten: 18,79 N/cm²; 17,13 N/cm²; 28,66 N/cm²; 26,94 N/cm²; 19,47 N/cm²; 1761 N/cm²) angeführt als bei der Ausgangsmessung (von oben nach unten: 13,84 N/cm²; 11,85 N/cm²; 21,44 N/cm²; 22,49 N/cm²; 11,36 N/cm²; 13,23 N/cm²).

Auch die Maximalkraft der Ferse weist auf beiden Seiten einen höheren Wert bei der EM (links: 25,57 N/cm²; rechts: 25,17 N/cm²) gegenüber der AM (links: 21,68 N/cm²; rechts: 18,66 N/cm²) auf. Auch die Eingangswerte der Brems-/Beschleunigung (links: 84,40%; rechts: 90,85%) übersteigen die der AM (links: 80,20%; rechts: 68,00%). Die DIF des

Bodenkontaktes ist basierend auf den Werten der EM und der AM (links: -0,03s.; rechts: -0,03s.) gering. Die Krafrate des linken Fußes weist eine größere DIF (3,3) auf als die (12,95) des rechten Fußes.

Pedographie									
Gruppe	Gruppe 1: SE; n=5			Gruppe 2: MT; n=5			Gruppe 3: SE+MT; N=4		
Statistiken	EM:MW	AM:MW	DIF	EM:MW	AM:MW	DIF	EM:MW	AM:MW	DIF
Längsgewölbe Links mm ²	2755,84	2579,20	176,64	3810,13	3780,27	29,88	2968,40	1811,00	1157,4
Längsgewölbe Rechts mm ²	2813,84	2442,16	371,68	3707,73	3919,33	-211,8	3488,00	2233,50	1254,5
Quergewölbe Innen links N/cm ²	13,63	10,56	3,07	13,33	13,67	-0,34	18,79	13,84	4,95
Quergewölbe Innen rechts N/cm ²	11,98	7,25	4,73	11,65	12,74	-1,09	17,13	11,85	5,28
Quergewölbe Mitte links N/cm ²	25,84	19,24	6,6	25,11	24,96	0,15	28,66	21,44	7,22
Quergewölbe Mitte rechts N/cm ²	25,86	21,54	4,32	25,84	24,89	0,95	26,94	22,49	4,45
Quergewölbe Außen links N/cm ²	18,59	13,80	4,79	14,78	13,39	1,39	19,47	11,36	8,11
Quergewölbe Außen rechts N/cm ²	19,76	17,61	2,15	20,23	19,88	0,35	17,61	13,23	4,38
Maximalkraft der Ferse links N/cm ²	25,01	21,41	3,6	19,58	17,42	2,16	25,57	21,68	3,89
Maximalkraft der Ferse rechts N/cm ²	21,80	17,41	4,39	18,45	16,80	1,65	25,17	18,66	6,51
Bremsbeschleunigung links in %	85,56	84,50	1,06	99,74	86,38	13,36	84,40	80,20	4,2
Bremsbeschleunigung rechts in %	85,64	73,20	12,44	91,27	79,26	12,01	90,85	68,00	22,85
Bodenkontakt Links in s.	0,73	0,71	0,02	0,80	0,65	0,15	0,70	0,73	-0,03
Bodenkontakt Rechts in s.	0,74	0,71	0,3	0,82	0,7	0,12	0,69	0,72	-0,03
Krafrate links in kN/s	6,13	4,34	1,79	6,58	5,51	1,07	7,96	4,66	3,3
Krafrate rechts in kN/s	5,1	3,61	1,49	5,99	5,36	0,63	7,4	4,45	2,95

Tab. 4.13. Ergebnisse der Pedographie der Gruppen 1, 2 und 3

In Tabelle 4.14. sind die Pedographiedaten der Probanden der Kontrollgruppe dargestellt. Sowohl in der EM (links: 1738,67 mm²; rechts: 1681,47 mm²) als auch in der AM (links: 1398,6 mm²; rechts: 1326,93 mm²) sind beim linken Längsgewölbe höhere Werte der belasteten Fläche zu registrieren. In der mittleren Zone beträgt der Wert der EM (links: 19,65 N/cm²; rechts: 18,13 N/cm²) und der AM (links: 20,9 N/cm²; rechts: 29,3 N/cm²). Bei der äußeren Zone des Quergewölbes sind bei beiden Füßen die Eingangswerte (links: 24,13 N/cm²; rechts: 25,95 N/cm²) größer als die Ausgangswerte (links: 16,6 N/cm²; rechts: 21,3 N/cm²). Ein höherer Wert bei der EM (links: 32,07 N/cm²; rechts: 35,27 N/cm²) gegenüber der AM (links: 33,43 N/cm²; rechts: 31,10 N/cm²) ist bei der Maximalkraft der Ferse zu erkennen. Die Eingangswerte der Brems-/Beschleunigung betragen beim linken Fuß einen MW von 85,70 % und beim rechten Fuß 86,70%. Die Ausgangswerte liegen links bei 86,3% und rechts bei 84,7%. Eine geringe DIF des Bodenkontaktes ist durch die geringen Werte der EM von der AM (links: -0,16s.; rechts: -0,13s.) erklärbar. Die Krafrate

des rechten Fußes weist eine größere DIF (3,47 kN/s) auf als die DIF (1,86 kN/s) des linken Fußes.

Kontrollgruppe			
Statistiken	EM:MW	AM:MW	DIF
Längsgewölbe links mm ²	1738,67	1398,6	340,07
Längsgewölbe rechts mm ²	1681,47	1326,93	354,54
Quergewölbe innen links N/cm ²	12,85	24,34	-11,49
Quergewölbe Innen rechts N/cm ²	38,03	31,3	6,73
Quergewölbe Mitte links N/cm ²	19,65	20,9	-1,25
Quergewölbe Mitte rechts N/cm ²	18,13	29,3	-11,17
Quergewölbe Außen links N/cm ²	24,13	16,6	7,53
Quergewölbe Außen rechts N/cm ²	25,95	21,3	4,65
Maximalkraft der Ferse links N/cm ²	32,07	33,43	-1,36
Maximalkraft der Ferse rechts N/cm ²	35,37	31,10	4,27
Brems-/Beschleunigung links in %	85,70	86,3	-0,6
Brems-/Beschleunigung rechts in %	86,70	84,7	2
Bodenkontakt links in s.	0,83	0,99	-0,16
Bodenkontakt rechts in s.	0,84	0,97	-0,13
Krafrate links kN/s	6,33	4,47	1,86
Krafrate rechts kN/s	7,67	4,20	3,47

Tab. 4.14. Ergebnisse der Kontrollgruppe (Gruppe 4)

4.1.5. Ergebnisse der manuellen Funktionsdiagnostik

Die Resultate der manuellen Funktionsdiagnostik bei der Beurteilung der Kraftentwicklung entsprechen der 5-stufigen Krafteinteilung nach Janda. Um bei einem Seitenvergleich den stärkeren Muskel einer Körperseite bestimmen zu können, wurde neben der 5-stufigen Skala eine Feinabstufung im Sinne von ‚+‘ und ‚-‘ eingeführt. Mit Hilfe einer Rangzahlenzuordnung wurde die Feinabstufung in die Auswertung integriert. Demnach wurde der Kategorie ‚5+‘ die Rangzahl 6 zugeordnet, einer ‚5‘ die 5, einer ‚5-‘ die 4, etc.. In den folgenden Diagrammen sind diese Ergebnisse graphisch abgebildet. Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind jedoch immer die Durchschnittswerte einer Muskeltestung aller Probanden einer Gruppe dargestellt.

Bei der Gruppe 2 sind drei wichtige Phänomene zu registrieren. Zunächst hat generell eine Angleichung der Muskelkraft beider Körperseiten stattgefunden. Dies ist daran zu erkennen, dass einige Muskelpaare komplett gleichstark geworden sind. Sollte trotz einer Angleichung immer noch ein Ungleichgewicht vorherrschen, dann ist meistens die rechte Seite immer noch minimal stärker. Der Unterschied zwischen der Eingangs- und der Ausgangsmessung hat sich allerdings minimiert.

Die beiden Diagramme 4.14. und 4.15. verdeutlichen die Ausbildung der Muskelkraft im Vorher-Nachher-Vergleich. Die schwächere linke Seite ist stärker geworden und hat sich den Werten der Rechten angenähert. Die Muskulatur der unteren Extremitäten und die des Schultergürtels sind tendenziell bei den Ausgangsmessungen immer noch etwas

dominanter. Ein spezieller Vorher-Nachher-Vergleich aller beteiligten Muskeln der linken und der rechten Körperseite befindet sich im Anhang.⁸²

Diagramm 4.14. Eingangsstatus der Muskelkraft der Gruppe 2

Diagramm 4.15. Ausgangsstatus der Muskelkraft der Gruppe 2

Beim Test der Halsmuskulatur (Diagramm 4.20.) wird zwischen den beiden Körperseiten nicht differenziert, sondern nur die Muskelfunktion des Extensors bzw. Flexors des Halses untersucht. Die Ergebnisse gleichen denen der anderen getesteten Muskeln. Der Halsextensor und der Halsflexor waren vor der Studie bei den Probanden schwach, wobei der Halsflexor der schwächere der beiden Muskeln gewesen ist. Durch ein Muskelaufbautraining hat sich dieser Kraftstatus bei einem gleich bleibenden Kraftverhältnis verbessert.

⁸² Siehe Anhang Diagramm 4.16.- 4.19.

Diagramm 4.20. Veränderungen des Muskelstatus der Halsmuskeln der Gruppe 2

Der Krafttest vor dem Trainieren bei den Probanden der Gruppe 3 ergab eine durchschnittlich stärkere linke Körperseite. Des Weiteren sind die Muskeln der Probanden dieser Testgruppe dahingehend ausgebildet, dass sie alle die Benotung 5 und besser (6) erhalten haben. Der Vergleich zwischen der Eingangs- und Ausgangsmessung macht einen nahezu unveränderten Kraftstatus deutlich. Die Muskeln der linken Seite, die bereits bei der Eingangsmessung stärker ausgeprägt waren, sind dies immer noch bei den Ausgangsmessungen. Die Differenz der Muskelkraftbenotung zur rechten Seite ist abgesehen von dem Hüftadduktor und dem Knieflexor und -extensor bei den Beinmuskeln gestiegen. Folglich sind die linken Muskeln dieses Bereichs kräftiger geworden während die entsprechenden Muskeln auf der rechten Seite einen nahezu gleichen Kraftstatus beibehalten haben.

Diagramm 4.21. Eingangsstatus der Muskelkraft der Gruppe 3

Diagramm 4.22. Ausgangsstatus der Muskelkraft der Gruppe 3

Der Kraftstatus der Halsmuskeln hat sich dahingehend verbessert, dass zwar beide Muskeln stärker geworden sind (Benotung 5), ihr Verhältnis zueinander im Vorher-Nachher-Vergleich allerdings unverändert blieb.

Diagramm 4.23. Veränderungen des Muskelstatus der Halsmuskeln

4.1.6. Auswertungen der Fragebögen

Die gruppenspezifischen Fragebögen, die die Probanden vor und nach der Untersuchung beantwortet haben, beurteilen ihr subjektives Beschwerdeempfinden bzw. ihre Beschwerdeentwicklung. Die Auswertungen ergaben, dass sich generell die Beschwerden bzw. Schmerzen aller Teilnehmer verbessert haben oder sogar vollständig verschwunden sind. Nacken- und Schulterschmerzen sind die beiden Komponenten, die bei vielen Teilnehmern geblieben sind. Demgegenüber konnten den Beschwerden im Brustwirbel- oder Lendenwirbelsäulenbereich sowie in der Hüfte oder den Knien gut entgegengewirkt werden.

Die beste Linderung der Beschwerden wurde bei den Probanden der Gruppe 3 erzielt.

Auf die Frage eines veränderten Bewegungsgefühls durch die Einlegesohlen, sind bei den Probanden der Gruppe 1 drei Tendenzen beschrieben worden. Zum einen wird eine Haltung beschrieben, die sich besser und lockerer anfühlt. Andere haben einige Zeit

benötigt, um sich an die Einlegesohlen zu gewöhnen. Ein registriertes verändertes Bewegungsgefühls wurde selten beschrieben.

Die Aussagen der Gruppe 2 hinsichtlich des Einflusses eines Muskelaufbautrainings auf ihre Körperhaltung und ihre Gesundheit divergieren. Fast alle haben eine, wenn auch nur minimale, Verbesserung ihrer Schmerzen geäußert. Bei wenigen haben sich ihre Beschwerden nicht verändert. Demgegenüber haben alle Teilnehmer eine bessere körperliche Verfassung bestätigt, auch wenn sich die Schmerzen nicht wesentlich verändert haben. Zudem empfinden sie ein besseres Wohlbefinden und fühlen sich im Stande, mehr Leistung zu erbringen. Außerdem werden nahezu alle Probanden weiterhin ein Muskelaufbautraining absolvieren.

Die Selbsteinschätzung der Beschwerdenentwicklung der Teilnehmer der Gruppe 3 divergiert hauptsächlich zwischen verschwunden Beschwerden und weiterhin bestehenden Leiden. Trotz ihrer zum Teil unveränderten Schmerzen werden alle Probanden der Gruppe 3 das Muskelaufbautraining weiter durchführen, da sie sich gesundheitlich besser fühlen.

4.2. Schließende Statistik: Übersicht der einzelnen statistischen Nachweise der Untersuchungsreihen innerhalb der vier Probandengruppen

Der Wilcoxon-Test, der in dieser Untersuchung als geeignetes statistisches Verfahren ausgewählt worden ist, berechnet, ob zwischen zwei Verteilungen Unterschiede bestehen. Bei den folgenden signifikanten Ergebnissen sind aus Gründen der Übersichtlichkeit nur die Ergebnisse aufgelistet, die das vorgegebene Signifikanzniveau zum Annehmen der Alternativhypothese von 5%, 1% und 0,1% erreicht haben.

Da anhand dieses Tests keine Aussage über eine Verbesserung oder Verschlechterung der Daten der Ausgangsmessung gegenüber denen der Eingangsmessung möglich ist, wurde der Mittelwert der Differenzen berechnet. So kann die gewünschte Aussage getroffen werden.

Bei den folgenden Signifikanzen handelt es sich grundsätzlich um positive Umgestaltungen des Halte- und Bewegungsapparates. Da jede Untersuchungsreihe eine andere, haltungsbedingte statische oder dynamische Komponente gemessen hat, wurde eine ganzkörperliche Betrachtungsweise gewährleistet. Die Parameter, die bei diesem Auswertungsverfahren statistisch geprüft worden sind, wurden im Kapitel 3.3 bereits angeführt.

4.2.1. Nachweisliche Veränderungen der Gruppe 1

Durch das Tragen von sensomotorischen Einlegesohlen sind die statistisch bewiesenen Ergebnisse grundsätzlich als positiv zu bewerten. Bei allen Probanden der Gruppe 1 als Einheit ohne eine Unterteilung in Untergruppen war eine positive Korrektur der Tiefenstellung der Schulterblätter- und der SIPS-Marker in der z-Achse mit einer

Irrtumswahrscheinlichkeit von 1% bzw. 0,1% möglich. Demnach war die gesamte Rückenoberfläche weniger rotiert.

Auch bei den Probanden der Untergruppe 1 der Gruppe 1 wurde eine Optimierung der SIPS-Marker (5%) und Schulterblättermarker (5%) hinsichtlich ihrer Tiefenstellung im Raum durch die Einlegesohlen erzielt. Neben einer Veränderung der Rotationsstellung des Rückens haben sich auch die Höhe der beiden Schulterblätter- (1%) und SIPS-Marker (5%) auf der x-Achse aneinander angeglichen. Die Beckenausgangsstellung dieser Untergruppe ist auf ein kürzeres linkes Bein durch eine Drehung des linken Os Iliums nach posterior und rechts nach anterior zurückzuführen. Auf der Basis dieser Os Iliumposition verändert sich die Stellung der Tibia, der Fibula und des Femurs zueinander, da eine Endorotation der drei Knochen erfolgt ist. Eine Folge dieser Beckenstellung ist eine Knieüberstreckung mit größerer Belastung des Innenmeniskus bei eventuellen Schmerzen im Innenbereich des Knies. Zudem ist das Längsgewölbe abgeflacht, so dass das Fersenbein (Calcaneus) sich in eine Valgusstellung dreht, das Sprungbein (Talus) nach medial vorne weg kippt und der Fuß länger geworden ist. Ein tendenzieller Plattfuß und ein kürzeres Bein sind die Folge gewesen.

Durch den Reizeinfluss der Einlagenelemente verbesserte sich die Plattfußstellung, wodurch sich letztendlich das Bein wieder verlängerte, Ober- und Unterschenkelknochen in eine normale Stellung zurückgegangen sind und das Os Ilium sich nach posterior bewegte. Da sich Bewegungen oder Veränderungen einer Körperseite auch immer indirekt auf die kontralaterale Seite auswirken, hat sich Lage der beiden SIPS-Marker zueinander verändert. Deshalb erfolgte eine dreidimensionale Angleichung der SIPS-Marker. Diese Haltungsveränderung des Beckens in dieser Untergruppe bewirkte auch eine dreidimensionale Höhen- und Tiefenveränderung der Schulterblättermarker.

Dreidimensionale Rückenscannung	Einlegesohlen Untergruppe 1 in %	Einlegesohlen-gesamt in %
	R SIPS oben + L SIPS hinten	Vorher-Nachher-Vergleich
Tiefe Schulterblätter	5%	0,1%
Tiefe SIPS	5%	1%
Höhe Schulterblätter	1%	
Höhe SIPS	5%	

Tab. 4.15. Prozentuale Ergebnisse der dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 1

Die veränderte Körperhaltung durch die sensomotorischen Einlegesohlen war nicht nur anhand der Rückenscannung zu erkennen, sondern auch in einer verbesserten Muskelaktivität beim Gehen. Hinsichtlich der statischen EMG-Messung musste die Nullhypothese angenommen werden, da eine statistisch beweisbare Veränderung der abgeleiteten Muskeln beim Stehen nicht erfolgt ist. Die Muskelaktivität ließ sich demzufolge nicht durch das Tragen von sensomotorischen Einlegesohlen verändern.

Bei der instrumentellen Ganganalyse wurden insbesondere Veränderungen auf der rechten Körperseite ausgelöst. Diese waren alle als positive Veränderungen zu werten. Da keine signifikanten Nachweise eines veränderten Gehverhaltens bezüglich der Geschwindigkeit oder der Schrittlänge beim Gehen vorlagen, handelte es sich um wirklich erzielte Effekte durch das Tragen der Einlegesohlen.

Bei dem Extensions-Flexions-Winkel des rechten Knies waren durch das Tragen der Einlegesohlen während der Standphase eine verstärkte Knieflexion sowie eine geringere Extension des Knies vor dem Übergang in die Schwungphase zu verzeichnen. Die Veränderung des rechten sagittalen Kniemoments ist auf eine Verkleinerung der Extension dieses Beines während der Mitte der Standphase zurückzuführen.

Neben den Parametern des rechten Knies haben sich auch die rechten Hüftparameter verändert. Der Extensions-Flexions-Winkel der Hüfte hat sich dahingehend verändert, dass sich die Bewegungsamplitude vergrößert hat. Durch eine Verkleinerung des Hüftflexionswinkels bei Fersenauftritt und einem nahezu unverändertem Hüftextensionswinkel in der Mitte der Standphase, erfolgte eine bessere Beweglichkeit der Hüfte.

Neben dem rechten Extensions-Flexions-Winkel der Hüfte hat sich auch sein rechtes sagittales Moment verändert. Durch eine durchschnittliche Zunahme von 10° Flexion mit Beginn des Bodenkontakts ist eine stärkere Kompensation der Hüftextensoren notwendig geworden.

Durch die Einlegesohlen sinkt die Körperschwerpunktauslenkung des Standbeines von lateral nach median, wodurch die Zentralisation des Körperschwerpunktes auf der rechten Körperseite steigt. Da diese Veränderung allerdings nur auf der rechten Körperseite festgestellt worden ist, wurde ihr weniger Beachtung geschenkt, da der Gang dadurch nicht gleichzeitig symmetrischer geworden ist.

Instrumentelle Ganganalyse	sensomotorische Einlegesohlen In %	sensomotorische Einlegesohlen In %
	Linke Körperseite	Rechte Körperseite
Extensions-Flexions-Winkel Hüfte		Minimum, 5%
Extensions-Flexions-Winkel Knie		Minimum, 5% und Maximum 5%
Sagittales Hüftmoment		Maximum, 5%
Sagittales Kniemoment		2. Maximum, 5%
Medio-laterale Bodenreaktionskraft		Minimum, 1%

Tab. 4.16. Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse der Gruppe 1

Bei der Druckbelastung des Fußes wurden im Rahmen der Pedographie vier wesentliche Effekte nachgewiesen.

Zunächst beurteilt die Krafrate neben der Komponente Maximalkraft des Rückfußes (Ferse) den Fersenauftritt. Beide Komponenten beurteilen die Druckbelastung beim

Aufsetzten des Rückfußes. Durch eine gesunkene Krafrate des rechten Fußes ist eine verkleinerte Druckbelastung beim Fersenauftritt (5%) erfolgt.

Zudem hat sich die maximale Druckbelastung des Quergewölbes sowohl beim linken Fuß (Außen) als auch bei Rechten (Innen) reduziert. Eine Druckverringerung in den beiden äußeren Zonen des Quergewölbes ist erfolgt, so dass die maximale Druckbelastung des Ballenbereichs minimiert worden ist (5%).

Da kein Effekt auf die Kontaktzeiten des Fußes zu erkennen war, konnte ausgeschlossen werden, dass diese Veränderungen auf einen Geschwindigkeitseffekt zurückzuführen sind. Aus diesem Grund musste von einer konstant gebliebenen Ganggeschwindigkeit ausgegangen werden, so dass die beiden dargestellten Veränderungen allein durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen hervorgerufen worden sind.

Im Längsgewölbe zeigte sich keine Veränderung auf die Fußdruckverteilung. Hier hat das Kriterium der belasteten Fläche keine signifikanten Nachweise erbracht, so dass von einem konstant gebliebenen Längsgewölbe ausgegangen werden musste. Demnach blieb die Form des Längsgewölbes, die ausschlaggebend für die Fußform ist, erhalten. Individuelle Veränderungen des Längsgewölbes waren jedoch nicht auszuschließen, sie waren nur so variabel bzw. zu gering, als dass sie einen einheitlichen Nachweis ergeben haben.

Pedographie	sensomotorische Einlegesohlen in %	sensomotorische Einlegesohlen in%
	Linke Körperseite	Rechte Körperseite
Quergewölbe Innen		5%
Quergewölbe Außen	5%	
Krafrate		5%

Tab. 4.17. Ergebnisse der Pedographie der Gruppe 1

4.2.2. Nachweisliche Veränderungen der Gruppe 2

Bei den Probanden der Gruppe 2 konnte ohne eine Unterteilung des Beckens nur eine signifikante Veränderung der Höhe der Schulterblättermarker (5%) festgestellt werden. Nur in einer der drei Untergruppen waren signifikante Veränderungen zu verzeichnen. Bei dieser Untergruppe 1 war die anfängliche Körperhaltung auf die Stellung des Os Iliums und nicht auf den Fuß zurückzuführen. Hier hat sich bewiesenermaßen die Rotationsstellung der Schulterblätter (5%)- und der SIPS-Marker (5%) auf der z-Achse verbessert und dadurch die Oberkörperrotation verringert.

Bei dieser Untergruppe 1 hat sich neben der Tiefenstellung der beiden Marker auch die Höhenstellung der Schulterblättermarker (1%) positiv angeglichen. Die beiden Kategorien ‚seitliche Wirbelsäulenabweichung‘ und ‚Lordosen-/Kyphosenform‘ veränderten sich sowohl in der gesamten Gruppe 2 als auch in ihren Untergruppe nachweislich nicht.

Dreidimensionale Rückenscannung	Muskelaufbautraining Untergruppe 1 in %	Muskelaufbautraining Gesamt in %
	R SIPS oben+ L SIPS hinten	
Tiefe Schulterblätter	5%	
Tiefe SIPS	5%	
Höhe Schulterblätter	1%	5%

Tab. 4.18. Ergebnisse der dreidimensionalen Rückenscannung der Gruppe 2

Durch ein Muskelaufbautraining ist jedoch keine Veränderung der Muskelaktivitäten der drei abgeleiteten Muskeln während des statischen EMGs zu registrieren. Das absolvieren des rehabilitativen Muskelaufbautrainingsprogramms hat demzufolge keinen Einfluss auf die Aktivität der drei abgeleiteten Muskeln.

Durch das Training wurden ebenfalls signifikante Veränderungen der Ganganalyse nachgewiesen. Es handelte sich nur um Parameter des Knies, die ein anderes Gehverhalten hervorgerufen haben. Da keine nachweislichen Veränderungen der Zeit-Distanz-Parameter auftraten, waren die Veränderungen als signifikant einzustufen.

Zunächst hat sich beim Extensions-Flexions-Winkel des rechten Knies eine stärkere Knieflexion bei der Übernahme der Körperlast entwickelt. Dadurch hat sich in dieser Phase des Gangzyklus die Bewegungsamplitude vergrößert. Weiterhin hat sich ein Muskelaufbautraining auf die sagittalen Kniemomente beider Knie ausgewirkt. Beim rechten Knie war ein geringeres extendierendes Moment zu Beginn der Standphase bei der Stoßdämpfung entstanden. Die Körperlast wurde von beiden Knien aus einer flektierteren Position abgefangen.

Das linke frontale Kniemoment hat sich durch das Muskelaufbautraining verändert. Hier erfolgte eine Erhöhung des Varusmoments im ersten Drittel des Gangzyklus, wodurch die Außenbelastung des Knies folglich stieg.

Instrumentelle Ganganalyse	Muskelaufbautraining in %	Muskelaufbautraining in %
	Linke Körperseite	Rechte Körperseite
Extensions-Flexions-Winkel Knie		Minimum, 5%
Sagittales Kniemoment	Minimum, 1%	Minimum 1%+ Maximum, 5%
Frontales Kniemoment	Maximum, 1%	

Tab. 4.19. Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse der Gruppe 2

Ein rehabilitatives Muskelaufbautraining hatte keinen Einfluss auf die Fußbelastung. Die Strukturen des Quer- und Längsgewölbes bzw. die maximale Druckbelastung beim Aufsetzen des Rückfußes, sowie die Form des Längsgewölbes blieben statistisch gesehen unverändert. Das Absolvieren eines Muskelaufbautrainings hat demzufolge keinen Einfluss auf die Fußdruckverteilung beim Gehen.

Bei den Ergebnissen der manuellen Funktionsdiagnostik konnte kein angemessenes, induktives statistisches Verfahren eingesetzt werden. Bei der Auswertung des Janda-Tests

wurde den Ergebnissen der einzelnen Bewertungsstufen Rangzahlen zugeordnet, die in einem Wilcoxon-Tests jedoch nicht eingesetzt werden konnten. Denn die vorliegenden Rangzahlen berechneten sich aus der Differenz der Eingangs- und Ausgangsmessung bei jedem getesteten und bewerteten Muskels und waren somit keine ‚richtig‘ berechneten Zahlen, sondern nur Zuordnungen zu einem bestimmten Rang. Die Summe der Differenzen aller Probanden vor dem Training und nach Ablauf der Trainingsdauer dividiert durch die Anzahl der Probanden gab Auskunft über eine Veränderung des Kraftstatus. Bis auf die Innenrotatoren der Hüfte, deren Angleichung sich minimal verschlechterte, hat sich das Kraftniveau aller getesteten Muskeln angepasst. Generell hat ein Ausgleich der Muskelkraft stattgefunden, so dass die Muskelpaare gleichstark geworden sind und keine dominantere Körperseite mehr auszumachen war. So ist der meist schwächere linke Muskel stärker geworden, während das Kraftniveau der rechten Seite gleich geblieben ist. Das Ziel des Muskelaufbautrainings wurde dahingehend erreicht, dass eine ausgleichende Stärkung der Muskulatur erfolgt ist, die dem Halte- und Bewegungsapparat eine verbesserte Körperstatik garantierte.

4.2.3. Nachweisliche Veränderungen der Gruppe 3

Die Kombination der beiden therapeutischen Maßnahmen konnte keine Komponente der dreidimensionalen Rückenscannung positiv beeinflussen. Ferner wurde bei der Probandengruppe 3 keine Differenzierung in Untergruppen durchgeführt, da das Probandenkollektiv für eine Unterteilung zu klein gewesen und demzufolge nicht repräsentativ mit den Ergebnissen der anderen beiden Gruppen vergleichbar gewesen ist.

Die Ergebnisse der statischen EMG-Messung zeigten ebenfalls keine signifikante Verringerung der Muskelaktivität der abgeleiteten drei Muskeln.

Bei der Pedographie der Gruppe 3 konnten keine signifikanten Nachweise für ein verändertes Abrollverhalten bzw. eine veränderte Druckverteilung nachgewiesen werden.

Bezüglich der Auswertungen der manuellen Funktionsdiagnostik ist hier das gleiche Verfahren der Zuordnung von Rangzahlen wie bei der Gruppe 2 angewendet worden.

Anfänglich ist bei fast allen Muskeln eine stärkere linke Muskulatur diagnostiziert worden. Nach dem Ende der Trainingszeit mit dem Tragen der Einlegesohlen, haben sich die Muskeln beider Körperseiten hinsichtlich ihres Kraftniveaus einander angeglichen, so dass meistens die linke Körperseite ihre Dominanz verloren hat. Die rechten, vorwiegend schwächeren Muskeln sind einerseits stärker geworden, während andererseits das Kraftniveau der rechten Seite gleich geblieben ist. Die Kniebeugemuskulatur war sowohl bei der Eingangs- als auch bei der Ausgangsmessung konstant gleich stark auf beiden Körperseiten.

In dieser Gruppe haben sich zwei Muskelgruppen bezüglich einer Kraftangleichung jedoch verschlechtert, nämlich die Hüftadduktoren und die Schulterdepressoren. Hier waren

ursprünglich beide Muskelseiten gleich und haben sich dahingehend entwickelt, dass die Muskulatur auf der rechten Seite dominanter geworden ist.

4.2.4. Nachweisliche Veränderungen der Gruppe 4

Bei der Kontrollgruppe wurden die statische dreidimensionale Rückenscannung und die dynamische Pedographie durchgeführt. Die Ergebnisse der Kontrollgruppe belegten eine konstante Körperstatik, die sich innerhalb des sechswöchigen Messabstandes nicht verändert hat.

Die Ergebnisse der Pedographie ergaben einen verringerten Bodenkontakt (5%) des rechten Fußes bei der Nachmessung im Vergleich zur Eingangsmessung. Diese Auswirkung war auf die veränderte Geschwindigkeit durch einen veränderten Bodenkontakt des rechten Fußes zurückzuführen.

Pedographie	Kontrollgruppe in %
Bodenkontakt rechts	5%

Tab. 4.20. Ergebnisse der Pedographie der Gruppe 4

4.2.5. Nachweisliche Veränderungen der Rückenoberfläche bei einer Langzeitmessung der Gruppen 1, 2 und 3

Bei einer zufällig ausgesuchten Probandenzahl aus den drei Untersuchungsgruppen (Gruppe 1 = 7, Gruppe 2 = 9, Gruppe 3 = 4) wurde ca. 12-16 Wochen nach dem Ende der eigentlichen Studie eine dreidimensionale Rückenscannung durchgeführt.

Bei allen Kategorien der drei Gruppen, in denen keine Irrtumswahrscheinlichkeit nachzuweisen war, musste die Nullhypothese angenommen werden.

5. Diskussion

Bei den Probanden dieser Studie haben sich aus einer spezifischen Körperhaltung, bei der ein in sich harmonisch ausgeprägter muskulärer Bewegungsapparat nicht mehr gegeben war, haltungsbedingte Beschwerden entwickelt. Die meisten der Probanden (ca. 75%) hatten bereits erfolglos unterschiedliche therapeutische Maßnahmen zur Linderung dieser Beschwerden ausprobiert und durchlebt und nahmen gerne freiwillig als Probanden an dieser Studie teil. Von den therapeutischen Maßnahmen ‚sensomotorische Einlegesohlen‘ bzw. ‚rehabilitatives Muskelaufbautraining‘ erhofften sich die Probanden eine Linderung ihrer bestehenden Beschwerden. Wie die Ergebnisse der Studie belegen, konnten ihre haltungsbedingten Beschwerden größtenteils erfolgreich therapiert werden.

Bei der Auswertung der Studiendaten mit Hilfe des Wilcoxon-Tests und dem Vergleich der Mittelwerte der Differenzen wird gezeigt, dass es sich bei den vorliegenden, interpretierten Studienergebnissen nicht um zufällige, sondern um signifikante Veränderungen der Körperstatik und -dynamik handelt, die durch die haltungsverbessernden Einlegesohlen bzw. das Muskeltraining hervorgerufen worden sind. (Kapitel 4.2.)

Auch die Auswertung der Fragebögen zeigte eine subjektiv empfundene Verbesserung der Beschwerden. (Kapitel 4.1.6.) Basierend auf diesen Resultaten werden nun die Daten analysiert und auf Basis der geprüften Hypothesen ergänzende bzw. neue Empfehlungen für den weiteren, gezielteren Einsatz der beiden therapeutischen Maßnahmen zur Verbesserung haltungsbedingter Beschwerden formuliert.

5.1. Ergebnisanalyse der Untersuchungen

5.1.1. Ergebnisanalyse der Untersuchungsgruppe 1 ‚sensomotorische Einlegesohlen‘

Jeglicher Eingriff in das Bewegungsmuster beeinträchtigt den natürlichen Bewegungsablauf, indem eine neue Anforderung an die Muskulatur erzwungen wird. Die Ergebnisse des Wilcoxon-Tests und der anschließenden Überprüfung der Mittelwerte der Differenzen der einzelnen Messreihen zeigen, dass sich durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen die Bewegungsabläufe positiv beeinflussen lassen: Es werden harmonischere und ausgeglichene Bewegungsabläufe ausgeführt, aus denen ein neues Gehverhalten resultiert, bei dem weniger Energie für Kompensationsvorgänge aufgebracht werden muss und Verspannungen in der Schulterregion gelöst werden.

Diese Erkenntnis besagt, dass sich die vorliegenden Analyseparameter des Stehens und Gehens verändert haben. Demnach ist dies der indirekte Beweis für einen sensomotorischen Lernprozess innerhalb des Untersuchungszeitraumes, der sich in einem veränderten Bewegungsverhalten äußert. Durch den externen Einfluss der

Einlagenelemente haben die Rezeptoren andere, neue afferente Inputs an das zentrale Nervensystem weitergeleitet, die dort verarbeitet wurden. Dies hatte einen Einfluss auf die Fußsohlensensorik, die Aktivität der Rückenmuskulatur, die Oberkörperhaltung beim Stehen, das muskuläre Kräfteverhältnis und die kinematischen und kinetischen Parameter des Gehens. Das Verhältnis, aber auch das Zusammenarbeiten zwischen den intern und extern wirkenden Kräften wandelte sich demzufolge, so dass eine gesamte Verbesserung der Haltungs- und Bewegungskoordination erfolgte. Diese Veränderungen der Körperstatik und -dynamik spiegeln sich in den anschließenden Messergebnissen der einzelnen Untersuchungsreihen wider:

Die Wirkung der sensomotorischen Einlagenelemente betraf zunächst die Muskelaktivität der Fußmuskeln. Von dort wurden aufsteigend die jeweils zugehörigen Muskelketten beeinflusst. Generell belegte dies die Pedographiemessung anhand einer minimierten Druckbelastung des inneren und äußeren Ballenbereichs sowie des Aufsetzens des Rückfußes, was auf eine erzielte effektivere Muskelzusammenarbeit und eine verbesserte Propriozeption hindeutete. Eine Belastungsreduzierung beim Fersenauftritt und beim Ballenabstoß ist demzufolge erfolgt. Daraus resultierte eine koordinativ bessere intermuskuläre Abrollbewegung, die eine verbesserte Muskelkontrolle durch einen gezielteren Krafteinsatz bzw. eine gezieltere Kraftentwicklung bei gleichzeitig geringerem Energieverbrauch gestattete. Ein ausgewogeneres Verhältnis zwischen Stabilität und Mobilität der die Fußbewegungen aufrechterhaltenden und bewegenden Muskeln ist entstanden. Das für die Fußform ausschlaggebende Längsgewölbe blieb trotz der reduzierten Druckbelastung durch das Tragen der haltungsverbessernden sensomotorischen Einlegesohlen unverändert.

Diese Veränderungen wirkten sich ferner auf die biomechanischen Komponenten des Knies und der Hüfte aus. Es ist eine geringere Extension im rechten Knie bei Übernahme der Körperlast sowie eine geringere Hyperextension des rechten Knies zu Mitte der Standphase erfolgt. Dadurch wird die Gefahr der Kniehyperextension minimiert und das Risiko des Entstehens muskulärer Verspannungen ist gesunken. Der Körper kann die Körperlast beim Gehen besser abfangen.

Unterstützt wurde dies durch eine bessere Hüftbeweglichkeit der rechten Seite aufgrund eines vergrößerten Extensions-Flexions-Winkels. Allerdings ist durch ein vergrößertes rechtes sagittales Hüftmoment dort eine stärkere Kompensation der Hüftextensoren notwendig gewesen. Ein Muskel der Hüftextensoren ist der M. gluteus maximus, der nun vermehrte Muskelarbeit leisten musste und demzufolge mehr Energie benötigte.

Werden die Veränderungen des rechten sagittalen Hüftmoments mit denen des rechten Knies kombiniert, hat sich nach dem Tragen der Einlegesohlen vor allem die Aktivität des M. rectus femoris verändert. Als zweigelenkiger Muskel kann er auf die Extension im Knie und die Flexion in der Hüfte Einfluss ausüben. Die Knieextension verringerte sich

demnach durch eine geringere Kontraktion des M. rectus femoris, der auf diesem Weg das Ausmaß der Knieflexion limitierte.

Indirekt wirkten sich diese muskulären Veränderungen auch auf die anderen Muskeln des M. quadrizeps sowie die angrenzenden Muskeln in der Muskelkette aus.

Ein weiterer Gesichtspunkt, der bei der Interpretation der Ergebnisse berücksichtigt werden muss, ist die unterschiedliche Muskelausprägung beider Beine. Aufgrund unterschiedlich starker sowohl abduktorischer als auch adduktorischer, innenrotatorischer und außenrotatorischer Muskelaktionen des Stand- und Spielbeins bei der Aufrechterhaltung des Gleichgewichts, finden im Hüftgelenk des Standbeins andere Bewegungen statt als beim Spielbein. Meistens ist bei Personen mit einer ausgeprägten Rechtsseitigkeit das linke Bein das dominante, stärkere Standbein und das rechte das schwächere Spielbein. Bei Personen mit einer ausgeprägten Linksseitigkeit ist dies umgekehrt.

Da bei den Probanden dieser Untersuchungsgruppe hauptsächlich eine rechtsseitige Dominanz bestand, liegt die Vermutung nahe, dass die unterschiedlichen ganganalytischen Ergebnisse der unteren Extremität auf die unterschiedlichen muskulären Adaptationen des Stand- und Spielbeins zurückzuführen sind, was sich dann wiederum auf das individuelle Gehverhalten ausgewirkt hat und in den unterschiedlichen Messergebnissen der linken und rechten biomechanischen Analyseparameter zu erkennen ist.

Dadurch erklärt sich ebenso die geringere Körperauslenkung der medio-lateralen Bodenreaktionskraft der rechten Körperseite während des Gehens. Die Wirkungen der Einlagenelemente scheinen einen besseren Einfluss auf das Spielbein als auf das Standbein der Probanden zu haben.

Die Resultate der dreidimensionalen Rückenscannung belegen die Wirkung der sensomotorischen Einlagenelemente auf die Muskelketten bis hin zu Veränderungen im Schulterbereich. Denn diese Messergebnisse zeigten nach dem Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen eine generell verminderte Rotationsstellung des Oberkörpers im LWS- und im Schulterblattbereich. Dadurch wurden die Bewegungen harmonischer, da den Bewegungsabläufen eine ausgeglichene Muskelbelastung im Sinne einer verbesserten muskulären Balance zu Grunde lag und geringere Energie für Kompensationsmechanismen benötigt wurde. Resultierende Veränderungen der Wirbelsäulenform konnten jedoch statistisch nicht bewiesen werden.

Die anschließende Probandenaufteilung in verschiedene Gruppen orientierte sich an der dreidimensionalen Beckenstellung der Probanden und erwies sich als ein Kriterium für einen differenzierten statistischen Nachweis der Oberkörperveränderungen. Die Signifikanzen bei einer der drei⁸³ Untergruppen bewiesen den Einfluss auf die Körperstatik, wenn die Beckenstellung ausschlaggebend für die Körperhaltung war. Die Körperhaltung ist demzufolge besser bei einer ursächlichen Beckenfehlstellung zu

⁸³ Anmerkung = Eigentlich handelt es sich um vier Untergruppen. Da jedoch einer Untergruppe kein Proband der Gruppen 1 und 2 zugeordnet werden konnte, ist hier die Rede von drei Untergruppen.

korrigieren gewesen als bei einer Fußfehlstellung. Bei einer ursächlichen Beckenfehlstellung war neben der Rotationsverbesserung des Oberkörpers auch eine Angleichung der Schulterblatt- und SIPS-Marker in ihrer Höhe (y-Ebene) möglich. Demnach erfolgten Rotationsveränderungen (z-Ebene) unabhängig von Muskelbewegungen in der Höhe (y-Ebene).

Auch die an der Haltung beteiligten Muskeln arbeiteten durch die geminderte Rotation beim Gehen weniger. Die in diesem Zusammenhang gewonnenen Erkenntnisse des dynamischen Oberflächen-EMGs waren jedoch nur anhand der deskriptiven Statistik zu deuten, da das Probandenkollektiv dieser Messreihe zu gering war, als dass induktiv Berechnungen durchgeführt werden konnten. Daher sind diese Ergebnisse nur als Tendenzen zu verstehen, die es zukünftig zu erforschen gilt. Die auffälligste Veränderung der Muskelaktivität war im linken M. trapezius pars descendens zu erkennen. Hier hat sich die Aktivität sowohl in der Stand- als auch in der Schwungphase offensichtlich immens verringert.

Da diese Gegenrotationsbewegungen beim bewegungslosen Stehen nicht wirkten, waren Veränderungen durch die statische Oberflächen-EMG Messung statistisch nicht belegbar. Demnach wurde durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen die Haltung des Rückens beeinflusst, ohne dass sich die linke und rechte Muskelaktivität der drei abgeleiteten Rückenmuskeln beim Stehen veränderte. Es kann ferner nicht geschlussfolgert werden, ob sich die Muskelaktivität der anderen Muskeln, die den aufrechten Stand gewährleisten, ebenfalls nicht verändern.

Beim Gehen ist die Wirkung der reduzierten Oberkörperrotation und der verringerten Muskelaktivität des linken Muskels im BWS-Bereich in den Ergebnissen der instrumentellen Ganganalyse, insbesondere der rechten Körperseite, aber auch in der veränderten Fußdruckverteilung einer Pedographie zu erkennen. Dies ist auf das Prinzip der Gegenrotation und dem Zusammenspiel der diagonal verlaufenden Muskeln zurückzuführen.

Die Auswirkung der Einlegesohlen hinsichtlich einer Verringerung der Muskelaktivität ist nur beim Gehen erfolgt, da hier die Wirksamkeit der Einlagenelemente größer ist als beim Stehen. Die Reizstärke der Elemente scheint demnach beim Gehen und beim Stehen unterschiedlich stark vom peripheren Nervensystem aufgenommen zu werden. Die stärkeren sensorischen Inputs beim Gehen äußerten sich in den deskriptiven Ergebnissen der dynamischen gegenüber den induktiven Ergebnissen der statischen oberflächlichen EMG-Messung.

Letztendlich ist zu erkennen, dass durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen eine bessere Bewegungskoordination entstand, bei der weniger Kompensationsmechanismen wirken. Eine bessere Bewegungskoordination impliziert gleichzeitig eine bessere Bewegungskondition. Beabsichtigte Bewegungsvorgänge werden so über einen längeren Zeitverlauf bei weniger Energieaufwand ausgeführt.

5.1.2. Ergebnisanalyse der Untersuchungsgruppe 2 ‚rehabilitatives Muskelaufbautraining‘

Durch das kombinierte Kraftausdauer- bzw. Muskelaufbautraining der Muskeln des Wirbelsäulen-Sicherungssystems ist ein besseres Belastungsprofil des Halte- und Bewegungsapparates erfolgt. Eine gleichmäßige Stärkung der Muskulatur garantierte eine verbesserte Stützfunktion des Skelettsystems und einen besseren Einfluss auf die Körperhaltung. Sie wurde demzufolge aktiv über eine verbesserte muskuläre Balance gesteuert, die ein ökonomischeres Bewegungsverhalten gestattete. Die physiologischen Umgestaltungsprozesse der nun trainierten Muskulatur waren die Ursache eines verbesserten Zusammenwirkens der beteiligten Muskeln des ‚Motor-hold-systems‘ und des ‚Motor-move-systems‘. Die ständige Verarbeitung der wechselnden Trainingseinflüsse im zentralen Nervensystem und die motorische Ausführung dieser neuen Informationen führten zu einer veränderten Körperstatik und -dynamik, die anhand der folgenden Ergebnisse der Messparameter deutlich werden:

Das Muskelaufbautraining bewirkte nachweislich einen Einfluss auf die Rückenstatik. Bei Betrachtung der Ergebnisse der gesamten Gruppe 2 hat sich lediglich die Höhe der Schulterblättermarker angeglichen. Da die Schulterregion weniger Belastung erfährt und Körpergewicht tragen muss als die Beckenregion, muss sie demzufolge weniger kompensieren. Daher ist eine Schulterkorrektur leichter zu beeinflussen gewesen, die sich durch das gesteuerte symmetrische Krafttraining auch den jeweiligen, derzeit am häufigsten durchgeführten, Tätigkeiten schnell anpassen kann.

Wenn die Ursache der Körperhaltung auf eine Beckenfehlstellung (Beckenstellung = posterior gedrehtes linkes Os Ilium; anterior gedrehtes rechtes Os Ilium) zurückzuführen war, wurde eine gesunkene Rotation im Schulterblatt- und Beckenbereich erzielt. Neben der Rotationsverbesserung des Oberkörpers war auch eine Angleichung der Muskeln des Schulterblätterbereichs in der x-Ebene möglich.

Diese Derotation der Oberkörperhaltung wirkte sich allerdings nicht nachweislich auf die statische Muskelaktivität der drei abgeleiteten Muskeln im HWS-, BWS- oder LWS-bereich aus. Auch in der Schwungphase bei der dynamischen Oberflächen-EMG Messung war die Aktivität dieser Muskeln nicht gesunken. Nicht signifikante, individuelle positive aber auch negative Veränderungen der EMG-Kurven waren jedoch zu beobachten gewesen.

Da bei den meisten Probanden eine dominanterer Rechtsseitigkeit vorlag und sie somit eine muskulär schwächere linke Körperseite besaßen, wurde auf dieser Seite durch das Krafttraining ein vermehrter Kraftzuwachs erreicht. Ein geringerer Energieaufwand bei dem Ausführen einer Bewegung ging mit einem Kraftzuwachs einher.

Die Resultate der manuellen Muskelfunktionsprüfung nach Janda unterstützten diese Aussage. Hier hat sich generell die anfänglich schwächere (meist linke) Muskelseite im

Laufe des Trainings der stärkeren (meist rechten) Seite angeglichen, so dass beide Muskelpaare nach der Trainingszeit annähernd gleichstark gewesen sind. Zum einen hat ein Kraftzuwachs der schwächeren Körperseite stattgefunden und zum anderen ist das Kraftniveau der rechten Seite gleich geblieben. Zudem bestätigten die Probanden einen generellen Kraftzuwachs.

Die Ergebnisse des richtig dosierten Krafttrainings sind ein Indikator für erzielte, strukturelle und funktionelle Veränderungen der Muskelfaserzusammensetzung. Dadurch kann die Muskulatur eine bessere Ausdauerleistung sowie eine höhere Arbeitsleistung erzielen. Eine längere ökonomische Arbeitsleistung war somit möglich, wobei Energiereserven bei einem Muskel mit größerem Durchschnitt erst später zum Einsatz kommen. Verbesserungen der intra- und intermuskulären Koordination sowie der konditionellen Komponenten Kraft und Ausdauer erfolgten dadurch ebenfalls.

Diese Umgestaltungen wirkten sich auch auf die drei biomechanischen Knieparameter der instrumentellen Ganganalyse aus.

Zum einen vergrößerte sich der Winkel der Knieflexion des rechten Knies bei Übernahme der Körperlast. Weiterhin hat sich bei beiden Knien das sagittale Moment verändert. So wurde in der Standphase das rechte Knie anfänglich weniger extendiert und in der Mitte der Standphase von einem flektierteren Knie abgefangen. Der M. quadrizeps femoris musste als regelnder Muskel dieser Belastung vermehrte exzentrische Kontraktionskraft aufbringen. Aufgrund dieser Veränderungen der rechten Körperseite der unteren Extremität waren weniger Kompensationsmechanismen des M. gastrocnemius, aber auch der ischiocruralen Muskulatur notwendig. Beim linken Knie ist durch das vergrößerte sagittale Moment eine flektiertere Position zur Mitte der Standphase zu verzeichnen gewesen. Zudem war durch das Muskelaufbautraining ein erhöhter Varusmoment des linken Knies mit der negativen Folge einer erhöhten Knieinnenbelastung festzustellen, so dass insbesondere der M. vastus medialis mehr Arbeit leisten musste.

Durch eine vergrößerte Bewegungsamplitude des rechten Knies wurde auf dieser Körperseite der Gang harmonischer, da eine bessere muskuläre Balance weniger muskuläre Kompensationsarbeit und somit auch weniger Energieaufwand erforderte. Die Veränderungen des linken Knies waren jedoch tendenziell als negative Folgen des Muskelaufbautrainings einzustufen und müssten bei dem Fortführen des Trainings permanent beobachtet werden. Diese asymmetrischen Veränderungen bestätigen die Annahme, dass die menschliche Haltung selten auf beiden Körperseiten eine gleichmäßig ausgebildete Muskulatur aufweist. Aufgrund der rechtsseitigen bzw. linksseitigen spezifischen Muskelausprägung vom Kindesalter an, hat sich bereits eine muskulär dominante und eine schwächere Körperseite herausgebildet, die es bei der Trainingsplankonzeption zu berücksichtigen galt. Zudem entwickelte sich eine verschiedenartige Muskelstruktur des Stand- und Spielbeins.

Ein Einfluss des rehabilitativen Muskelaufbautrainings auf die Fußdruckbelastung beim Gehen konnte nicht nachgewiesen werden.

Den Prozess der Muskelkräftigung sowie der erlangten muskulären Kraftausdauer haben die Probanden selbst gespürt. Dies war insbesondere bei der Steigerung der Gewichte bzw. der Wiederholungszahlen kognitiv bedeutend für das Entstehen eines besseren Körpergefühls und motivational einflussreich auf die Trainingsteilnahme. Letztendlich ist durch die Veränderung der Körperwahrnehmung ein positiver Effekt für die Probanden anzunehmen: 95% bewerten ihren körperlichen Fitnesszustand nach dem Training als besser. Sie bewerteten auch ihre Körperhaltung aufgrund des guten Körpergefühls als besser, was implizit einen positiven Einfluss auf die Psyche auslöste.

5.1.3. Ergebnisanalyse der Untersuchungsgruppe 3 ‚sensomotorische Einlegesohlen und rehabilitatives Muskelaufbautraining‘

Bei den Probanden der Gruppe 3 vollzog sich die Haltungskorrektur einerseits über eine effektivere Zusammenarbeit der Muskelketten durch die haltungsverbessernden sensomotorischen Einlegesohlen und andererseits durch gezieltes Kraftausdauer- bzw. Muskelaufbautraining der beteiligten Muskeln des muskulären Wirbelsäulen-Sicherungssystems.

Der Einfluss der sensomotorischen Einlagenelemente auf die Fußmuskulatur konnte in dieser Gruppe jedoch nicht nachgewiesen werden.

Abgesehen davon wirkte sich die ausgelöste veränderte Muskelkettenaktivität durch die Einlagenelemente nicht auf die drei abgeleiteten Muskeln des Oberkörpers bei einer statischen EMG-Messung aus: Eine Verringerung der Muskelaktivität war nicht festzustellen.

Den Effekt der Einlagenelemente zusammen mit dem Muskelaufbautraining auf die Oberkörperhaltung ließ sich anhand der dreidimensionalen Rückenvermessung nicht belegen. Obwohl im Schulterbereich nahezu die gleichen Muskeln durch beide Interventionsansätze angesprochen wurden und die Schulterregion weniger Belastung erfuhr und weniger Körpergewicht tragen musste als beispielsweise die Beckenregion, ist keine nachweisliche Änderung der Körperstatik erfolgt.

Trotz, dass keine Verbesserung der Oberkörperhaltung dieser Untersuchungsgruppe zu verzeichnen gewesen ist, bestätigen die Janda-Tests die symmetrische Kraftangleichung der Muskeln des Schulterbereichs bzw. der gesamten Muskulatur des Wirbelsäulensicherungssystems.

Nach dem Ende der Trainingszeit hat sich eine Angleichung der Muskeln beider Körperseiten hinsichtlich ihres Kraftniveaus vollzogen. Die linken, meist schwächeren Muskeln sind einerseits stärker geworden, während das Kraftniveau der rechten Seite andererseits gleich geblieben ist. Die geringfügig schlechteren Ergebnisse der manuellen

Muskelfunktionsprüfung gegenüber denen der Gruppe 2 waren dadurch zu erklären, dass in der Gruppe 2 beinahe ausschließlich dominierende, rechtsseitige Probanden teilgenommen haben. Demgegenüber war eine dominante Körperseite der Probanden der Gruppe 3 nicht zu erkennen, da verhältnismäßig gleich viele rechtsseitig und linksseitig dominante Probanden in dieser Gruppe vertreten waren.

Der Vergleich der Gruppe 3 mit denen der Gruppen 1 und 2 hinsichtlich der Resultate der dreidimensionalen Rückenscannung, der statischen EMG-Messung und der Pedographie ergab, dass nur eine therapeutische Maßnahme allein in der Lage ist, Veränderungen der Körperstatik und –dynamik zu erzielen.

5.1.4. Ergebnisanalyse der Gruppe 4 ‚Kontrollgruppe‘

Die Ergebnisse der dreidimensionalen Rückenvermessung und der Pedographie in der Kontrollgruppe belegten die Aussagen der Studienergebnisse der drei anderen Probandengruppen.

Die Rückenscannung bewies, dass die Körperstatik konstant blieb, sofern keine haltungsverbessernden Maßnahmen durchgeführt werden.

Bei der Pedographie konnte von einer konstanten Fußdruckverteilung ausgegangen werden, die sich ohne therapeutischen Einfluss nicht veränderte.

Demzufolge kann bei den Ergebnissen der Untersuchungsgruppen 1, 2 und 3 grundsätzlich von einer positiven statischen Haltungskorrektur und auch bei der Gruppe 1 von einer verbesserten Fußdruckverteilung ausgegangen werden, die auf die Wirkung der sensomotorischen Einlegesohlen zurückzuführen ist. Ohne das therapeutische Einwirken blieb sowohl die Körperstatik als auch die Körperdynamik konstant.

5.1.5. Ergebnisanalyse der Langzeitstudie der dreidimensionalen Rückenvermessung

Reicht ein Zeitraum von sechs Wochen aus, um eine langfristige Haltungskorrektur des Oberkörpers auszulösen? Oder fallen die Probanden 12-16 Wochen nach Beendigung der Studie in ihr vorheriges Haltungsschema im Oberkörperbereich zurück?

Bei den Abschlussuntersuchungen der dreidimensionalen Rückenscannung wurde eine individuelle Veränderung der Körperhaltung jedes Probanden beobachtet. Während sich die Statik einiger Probanden symmetrischer und ausgeglichener entwickelt hat, ist sie bei anderen hingegen nahezu unverändert geblieben oder hat sich in eine andere Haltung entgegengesetzt ihrer vorherigen Stellung gewandelt. Aus diesen Ergebnissen resultierte die Schlussfolgerung, dass sich die zentrale Verarbeitung der Einflüsse durch sensomotorische Einlegesohlen, durch ein rehabilitatives Muskelaufbautraining oder durch beides zusammen individuell unterschiedlich schnell vollzieht. Daher ist bei einer zufällig ausgesuchten Probandenzahl aus den drei Gruppen 1, 2 und 3 (Gruppe 1 = 7,

Gruppe 2 = 9, Gruppe 3 = 5) 12-16 Wochen nach dem Ende der eigentlichen Studie eine dreidimensionale Rückenscannung durchgeführt worden. Es sollte festgestellt werden, ob trotz der individuellen Reizverarbeitung der Probanden eine einheitliche Konstanz der neuen, verbesserten Oberkörperhaltung nach dem Ende der sechswöchigen Studiendauer nachzuweisen ist.

Die Ergebnisse des angewendeten Wilcoxon-Tests zeigten, dass in allen drei Gruppen die Nullhypothese angenommen werden musste, wonach die festgestellten Unterschiede zwischen der Ausgangsmessung und der Langzeitmessung nur zufälligen Ursprungs sind. Langzeitveränderungen sind so nicht nachzuweisen. Denn eine Annahme der Nullhypothese implizierte nicht das Gegenteil der Alternativhypothese, nämlich eine Konstanz der Körperhaltung. Nullhypothesen werden nicht interpretiert und sind folglich kein Beweis für die Konstanz der Haltung, sondern lediglich ein ‚Freispruch aus Mangel an Beweisen‘.

Der Prozess der Bewegungsveränderung und das motorische Lernen der neuen Situation vollzogen sich im Hinblick auf eine Veränderung der Oberkörperhaltung nur so lange wie die therapeutische Intervention ausgeführt wurde. Dies beschränkte sich auf die Zeit der Untersuchungsdurchführung.

Ohne die fehlenden Inputs der sensomotorischen Einlegesohlen, des Muskelaufbautrainings bzw. beidem in Kombination ist die Zeit der Untersuchung zu kurz gewesen, als dass diese neuen Informationen im Gedächtnis gespeichert wurden und die neue Oberkörperhaltung über den Zeitraum der Untersuchungsdauer hinweg persistierte.

5.2. Hypothesenprüfung

5.2.1. Hypothesenprüfung der Hypothesen 1 und 2

Hypothese 1: Sensomotorische Einlegesohlen sind in der Lage über ein effektiveres Zusammenspiel der an der Haltung beteiligten Muskelketten eine positive Haltungsveränderung hervorzurufen.

Hypothese 2: Ein gesundheitsorientiertes, rehabilitatives Muskelaufbautraining bewirkt eine Verminderung vorhandener muskulärer Dysbalancen durch gezieltes Trainieren einzelner, an der Haltung beteiligter Muskeln.

Grundsätzlich ist die Aufgabe der Muskulatur eine Kombination aus Stabilität, Funktionalität und Bewegung. Durch den Einsatz der sensomotorischen Einlegesohlen oder des rehabilitativen Muskelaufbautrainings werden diese Aufgaben der Muskulatur optimiert. Die Gang- und Haltungsmotorik sowie die Gleichgewichtskompensation werden über Regelkreise aktiv extern beeinflusst, was zu einem veränderten Bewegungsverhalten führt.

Innerhalb von sechs Wochen haben sich sowohl die haltungsverbessernden sensomotorischen Einlegesohlen als auch das gesundheitsorientierte, rehabilitative Muskelaufbautraining auf die Körperkonstitution ausgewirkt und sie verändert. Positive, ziel- aber auch zweckgerichtete funktionelle muskuläre Anpassungen sind erfolgt. Die Hypothesen 1 und 2 sind daher anzunehmen.

Die Struktur des biomechanischen Systems hat sich dahingehend gewandelt, dass es auf eine erzwungene Situation mit einer veränderten Zusammenarbeit der Muskeln, Knochen und Gelenke reagieren muss. Es wird nicht nur eine neue Koordination der Muskelarbeit ausgelöst, sondern es erfolgt auch ein anderes Zusammenwirken der passiven Strukturen. Demzufolge hat sich die Zusammenarbeit des aktiven und passiven Halte- und Bewegungsapparates auf die neue Belastungssituation eingestellt.

Der Einfluss der sensomotorischen Einlegesohlen auf das sensomotorische System beschreibt der Begriff „kontrollierte Sensorik“ (Henatsch 1986, S. 18). Eine „informierte Motorik“ (Henatsch 1986, S. 18) erklärt den Prozess der sensomotorischen Auswirkungen durch das Muskelaufbautraining. Je besser die Steuerung der muskulären Kontrolle funktioniert, desto besser kann die Stabilisation der Haltung erfolgen und Bewegungsabfolgen ökonomisiert werden.

Sowohl durch den Einfluss der sensomotorischen Einlegesohlen als auch durch den Einfluss des Muskelaufbautrainings liegt ein Wirkungszusammenhang zwischen der Reizaufnahme interner und externer Informationen, ihrer zentralen Bewertung und Verarbeitung und die entsprechende, ausführende Handlung des menschlichen Organismus vor, der eine gut funktionierende Kommunikation dieser Systeme miteinander voraussetzt: Die Systeme sind nach dem Prinzip der sensomotorischen Rückkopplung miteinander verbunden.

Durch zentral verarbeitete Informationen, die über efferente Bahnen mono- und polysynaptisch ausgeführt werden, erfolgt anschließend die Adaptation an die gewünschten Bedingungen. Bewegungsabfolgen werden auf diesem Weg optimiert. Bei zielmotorischen Aktionen werden so die Muskeln bzw. Muskelgruppen in einem richtigen Zeitintervall mit der angepassten, kontraktile Kraft in die Bewegung integriert.

Die Einstellung der Muskulatur erfolgt auf indirektem Weg durch den Einfluss der sensomotorischen Einlegesohlen über die Beeinflussung der Aktivität der Muskelspindeln oder Golgi-Sehnen-Apparate und der anschließenden veränderten α - γ -Koaktivierung der betroffenen Muskulatur. Bei einem rehabilitativen Muskelaufbautraining hingegen kann durch gezieltes Muskeltraining eine direkte Einstellung der Muskulatur über die Abstufung der aktivierten kontraktile Muskelemente gesteuert werden. Unökonomische Bewegungsmuster werden reduziert und die intra- und intermuskuläre Koordination geschult. Hierfür werden die im Muskel existierenden Fasertypen funktionsspezifisch und situationsadäquat aktiviert. In Anbetracht der Tatsache, dass jeder Muskel gemäß seiner Funktions- und Wirkungsweise bei einer Bewegungsausführung entweder statisch oder

dynamisch arbeiten kann, ist er weder einer Halte- noch einer Bewegungsfunktion eindeutig zuzuordnen.

Jeder sensomotorische Prozess bindet alle sensorischen Systeme bzw. Schaltebenen inklusive des Bewusstseins und Gedächtnisses in die komplexe, ganzheitliche, ergebnisorientierte Haltungs- und Bewegungsregulation mit ein. Dies ist unabhängig davon, ob er einem externen Einfluss unterliegt oder nicht.

5.2.2. Hypothesenprüfung der Hypothese 3

Hypothese 3: Die Kombination aus sensomotorischen Einlegesohlen und Muskelaufbautraining ist weniger effektiv als eine Methode allein, da die Ansatzweisen der Haltungskorrektur unterschiedliche Komponenten des sensomotorischen Systems ansprechen und die Kombination beider eine Reizüberflutung bewirkt.

Da sich das sensomotorische System aus den beiden Komponenten Sensorik und Motorik zusammensetzt, kann über beide Einzelsysteme auf dieses eingewirkt werden. Während die sensomotorischen Einlegesohlen auf die sensorische Leistung einwirken und gezielt über Muskelketten auf die einzelnen Muskeln dieser Muskelkette Einfluss nehmen, wirkt sich das rehabilitative Muskelaufbautraining vorwiegend auf die motorische Leistung durch den gesetzten Trainingsreiz aus, der auf den jeweiligen Zustand des trainierten Muskels einwirkt.

Bei einer zeitgleichen Kombination der beiden Interventionsmöglichkeiten scheint die Muskelkraft durch das Training schneller aufgebaut zu werden, als dass das sensomotorische System neben der Verarbeitung der Reizeinwirkung der Einlagenelemente in der Lage ist, beide Einflüsse gleichzeitig zu verarbeiten. Wenn auf beide Leistungskomponenten mit Hilfe der haltungsverbessernden Einlegesohlen und des Muskelaufbautrainings gleichzeitig Einfluss genommen wird, kommt es zu einer Überforderung des sensomotorischen Systems. Beide Reizeinflüsse können nicht vollkommen produktiv verarbeitet werden.

Dies ist anhand der vorliegenden Messergebnisse des Wilcoxon-Tests festzustellen. Die Ergebnisse der statischen, dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 3 sind in diesem Fall schlechter als die der Gruppen 1 oder 2. Eine gleichzeitige, direkte Beeinflussung der sensorischen und motorischen Leistung führt also zu signifikant schlechteren Ergebnissen.

Anhand dieser Erkenntnisse kann die dritte Hypothese bestätigt werden.

5.2.3. Hypothesenprüfung der Hypothese 4

Hypothese 4: Die Anforderungen an das sensomotorische System bei der Kontrolle und Aufrechterhaltung der Körperstatik sind höher als dies bei der Steuerung der Körperdynamik der Fall ist. Daher kann die Dynamik leichter und schneller beeinflusst bzw. korrigiert werden als die Statik.

Bei der Konzeption des Studiendesigns wurde in dieser Hypothese davon ausgegangen, dass die Anforderungen an das sensomotorische System bei der Kontrolle der Körperstatik und der Aufrechterhaltung des Gleichgewichts höher sind, als dies bei der Steuerung der Körperdynamik der Fall ist. Demzufolge erfordert die Erhaltung einer guten Körperstatik gegenüber der Körperdynamik eine multimodalere Verarbeitung sensorischer Informationen aller Analysatoren, eine Zusammenarbeit aller Ebenen des ZNS, eine harmonischere und verbesserte Kooperation zwischen dem aktiven und passiven Bewegungsapparat sowie einen intensiveren Ausgleich von externen und internen Krafteinwirkungen. Die Dynamik kann demgemäß leichter und schneller beeinflusst bzw. korrigiert werden als die Statik.

Diese Hypothese ist jedoch aufgrund der statistischen Ergebnisse zu widerlegen. Denn eine einwandfreie Kopplung des sensorischen mit dem motorischen System ist notwendig für eine harmonische Körperhaltung und einen fließenden Bewegungsablauf. Sowohl bei der Statik als auch bei der Dynamik muss sich der Organismus der jeweiligen Aufgabe und Umgebung sowie den körperlichen Gegebenheiten und motorischen Voraussetzungen anpassen. Weiterhin sind einige Kompensationsmechanismen des Körpers eher während der Fortbewegung und andere wiederum besser beim Stehen zu erkennen, da sie sich entweder nur im Bewegungsverhalten oder aber beim aufrechten Stehen niederschlagen.

Von diesem Gesichtspunkt ausgehend, sind die Statik und die Dynamik als gleichwertige Komponenten zu betrachten. Gleiches ist anhand der Messergebnisse zu verdeutlichen, wodurch die Frage ob die Dynamik leichter zu beeinflussen ist als die Körperstatik, nur bedingt beantwortet werden kann. Denn gruppenspezifisch werden innerhalb des vorgegebenen Untersuchungszeitraums die Körperstatik und die Körperdynamik gleichsam korrigiert. Die aussagekräftigsten Resultate bei den Auswertungen der sensomotorischen Einlagengruppe wurden mit der dreidimensionalen Rückenscannung, der instrumentellen Ganganalyse und der Pedographie erzielt, während die geringsten Aussagen das statische Oberflächen-EMG erbrachte. Im Gegensatz hierzu bewiesen die dreidimensionale Rückenscannung, die instrumentelle Ganganalyse sowie die Muskelfunktionsdiagnostik die Auswirkungen eines Muskelaufbautrainings am Besten.

Erst die Kombination aus statischen und dynamischen Messergebnissen ermöglicht ein optimales Verständnis der erzielten haltungsbedingten und bewegungsbedingten Veränderungen. Bei den statischen Messungen der Gruppen 1 und 2 stellte sich heraus,

dass die Körperrotationen im Schulter- und Lendenbereich zurückgegangen sind und sich dadurch eine ausgeglichene Körperhaltung entwickelt hat.

Durch das Tragen der Einlegesohlen konnte mit Hilfe der dynamischen EMG-Messung tendenziell eine Angleichung des linken M. trapezius pars descendens an sein rechtes Pendant sowie gleichzeitig der Rückgang der Aktivität des jeweiligen Muskels beschrieben werden. Verspannungen im Brustbereich wurden durch die Einlegesohlen gelöst. Diese Veränderungen bewirkten einen entspannteren Gang in der Stand- und Schwungphase, insbesondere der rechten Extremität.

Ohne eine statische, dreidimensionale Rückenscannung hätten die veränderten dynamischen ganganalytischen, pedographischen und elektromyographischen Messergebnisse möglicherweise nicht dementsprechend interpretiert werden können. Ohne die dynamischen Messreihen, wie die Pedographie oder die instrumentelle Ganganalyse, hätten die Auswirkungen der gelinderten Oberkörperrotation beim Stehen auf das Gehverhalten nicht dargelegt werden können.

Bei den Interventionsmöglichkeiten auf die körperliche Verfassung wird deutlich, dass nicht nur die Statik oder die Dynamik beeinflusst werden kann. Es wirkt sich ferner eine Komponente auf die andere aus, so dass sich beides gegenseitig bedingt. Da die sensorischen Einflüsse aller Rezeptoren wesentlich zu einer koordinativen Leistung des menschlichen Halte- und Bewegungssystems beitragen, kann das System auch nur so gut funktionieren, wie die motorische situationsadäquate Verarbeitung dieser Einflüsse ist. Es kommt also auf die Art der Intervention an, die bestimmt was sich zuerst verändert bzw. besser angegriffen werden kann. Daher ist mit den in dieser Studie eingesetzten Messtechniken nicht zu beweisen, dass die Dynamik leichter bzw. schneller durch die jeweilige Intervention zu beeinflussen ist als die Statik. Während das Stehen höhere Anforderungen an die Propriozeption stellt, ist das Gehen koordinativ schwieriger zu bewerkstelligen. Aufgrund der statistischen Messergebnisse können keine Rückschlüsse gezogen werden, ob im zentralen Nervensystem die Statik oder die Dynamik besser und schneller verarbeitet wird. Demzufolge muss diese Hypothese widerlegt werden.

5.2.4. Hypothesenprüfung der Hypothese 5

Hypothese 5: Die subjektive Selbsteinschätzung nimmt bei der Bewertung der Interventionseffektivität mindestens den gleichen Stellenwert ein wie die objektive Messtechnik.

Anhand der statistischen Ergebnisse der einzelnen Messreihen waren sowohl sensomotorische Einlegesohlen als auch ein Muskelaufbautraining in der Lage, neben der Ermöglichung einer Haltungskorrektur auch Schmerzzustände zu lindern bzw. sie bestenfalls sogar zu beseitigen. Dies beweist die Auswertung der Fragebögen vor und nach der eigentlichen Studiendauer. Dennoch stimmt die subjektive Selbsteinschätzung der

Testpersonen mit den objektiven Ergebnissen der Messtechnik nicht immer überein. Eine objektive Verbesserung der Körperhaltung impliziert nicht zwingend, dass diese neue Situation auch subjektiv als besser erachtet wird. Demzufolge muss eine veränderte Körperhaltung nicht immer gleich eine Schmerzlinderung bedeuten. Aber auch eine Beschwerdelinderung und eine Verbesserung des Körpergefühls müssen sich nicht gleichzeitig in den Messergebnissen widerspiegeln.

Insbesondere die Aussagen der Probanden der Muskelaufbautrainingsgruppe divergieren mit den objektiven Messergebnissen. Obwohl sich ihre Beschwerden z.T. kaum verbessert haben, fühlten sie sich fitter und leistungsfähiger. Die positiven körperlichen Veränderungen, die ein Krafttraining erzielen kann, scheinen für die Probanden einen höheren Stellenwert zu haben als der wissenschaftliche Beweis für eine Veränderung ihres Körpers. Aus diesem Grund sind die Effekte eines Muskelaufbautrainings auf die Psyche nicht zu unterschätzen.

Daher ist es wichtig, neben den objektiven Messreihen unterstützend einen Fragebogen einzusetzen, so dass dadurch die positiven, statistischen Ergebnisse der einzelnen Messreihen unterstützt oder aber auch eingeschränkt werden können.

Inwiefern sich die in dieser Studie erreichten Haltungsveränderungen jedoch auf die Psyche ausgewirkt haben, konnte anhand des Fragebogens nicht geklärt werden.

Demzufolge ist der Hypothese 5 zuzustimmen.

5.3. Schlussfolgerungen der Untersuchungsergebnisse

Die Körperhaltung kann nur in dem Maße beeinflusst bzw. korrigiert werden wie die sie haltende, schützende oder stützende Muskulatur samt ihrer neuronalen Steuerung allein -aber auch mit anderen Muskeln zusammen- arbeitet. Da die Muskelausprägung und -zusammenarbeit bei den Probanden vor dieser Untersuchung problematisch war und sie an haltungsbedingten Beschwerden litten, mussten bei ihnen unterstützende Maßnahmen wie das Tragen von haltungsverbessernden sensomotorischen Einlegesohlen und/oder ein rehabilitatives Muskelaufbautraining eingesetzt werden, um ihr Steh- und Gehverhalten zu modifizieren und zu optimieren.

Der zentrale Interventionspunkt der Einlegesohlen war der Fuß, von dem aus sich gemäß dem Prinzip der Muskelkettenwirkung die Haltungskorrektur vollzog, während ein Muskelaufbautraining gezielt die einzelnen zu trainierenden Muskeln ansprach.

Die Studiendauer von sechs Wochen war für diesen Nachweis ausreichend gewesen.

Da sensomotorische Einlegesohlen als Mittel und rehabilitatives Muskelaufbautraining als Methode der Haltungsverbesserung bei haltungsbedingten Beschwerden laut der Ergebnisanalysen der Messreihen nahezu gleichwertig sind, kann sich der Patient seinen speziellen Beschwerden, seiner körperlichen Konstitution und seiner frei verfügbaren Zeit entsprechend, zwischen diesen beiden Möglichkeiten entscheiden. Beide sind in der Lage

sowohl das statische als auch das dynamische Muskelverhalten nachhaltig positiv zu beeinflussen und können daher nicht nur rehabilitativ rückwirkend, sondern auch schon präventiv wirksam eingesetzt werden, bevor aus Alltagsbewegungen beeinträchtigende Beschwerden entstehen. Sie müssen jedoch beide personenadäquat ausgearbeitet werden, um nachhaltig erfolgreich eingesetzt zu werden und so das jeweilige Problem gezielt behandeln zu können.

Die beste Einlagenkonzeption und das intensivste, individuell angepasste Trainingsprogramm kann jedoch keine effektiven Reaktionen erreichen, wenn die sensorische und/oder die motorische Umsetzung nicht problemlos funktioniert, um den Halte- und Bewegungsapparat über zentrale Instanzen auf den angestrebten Zustand einzustellen. Neben den biologischen Komponenten, wie z.B. Muskeln, Sehnen, Knochen oder Bänder, wirken an allen Körpersegmenten auch physikalische, körperinterne Kräfte und Drehmomente sowie äußere externe Kräfte, wie beispielsweise die Bodenreaktionskraft, auf die menschliche Körperstatik und -dynamik ein. Ihr Zusammenwirken mit den biologischen Strukturen ist demzufolge unabdingbar für einen funktionell gut ausgeprägten und intakten Bewegungsapparat. Durch die Zusammenarbeit zwischen dem Nervensystem (sowohl zentral als auch peripher), dem Stütz- und Bewegungsapparat und den physikalischen Kräften resultiert ein komplexer, dynamischer Regelprozess.

Mit den Einlegesohlen war es möglich primär auf die sensorische Leistung und durch das Muskelaufbautraining vorwiegend auf die motorische Leistung des sensomotorischen Systems gezielt Einfluss zu nehmen, damit die bestehenden haltungsbedingten Beschwerden sich minimierten bzw. verschwanden.

Auf diese Weise haben die sensomotorischen Einlegesohlen einen ergebnisorientierten Prozess der Bewegungsveränderung ausgelöst, dem eine verbesserte Bewegungspräzision und -effizienz zu Grunde lag. Demgegenüber führte eine verbesserte Bewegungspräzision und -effizienz durch das Muskelaufbautraining zu einem ergebnisorientierten Prozess der Bewegungsveränderung:

Die neu modifizierten, komplexen Abläufe haben die ursprünglichen motorischen und koordinativen Bewegungsmuster verändert und einen ökonomischeren Bewegungsablauf bewirkt. Durch die Auswirkungen der Einlegesohlen bzw. dem Muskelaufbautraining ist es möglich gewesen, biomechanische aber auch trainingswissenschaftliche Parameter des Stehens und Gehens zu ändern. Die zentrale Gangkontrolle hat sich den Messergebnissen zufolge verbessert. Daher sind die gemessenen Parameter dieser Studie ein Indiz für die neurologischen Umstrukturierungen im zentralen Nervensystem. Allerdings haben die Messungen auch bewiesen, dass der Organismus bei der Haltungs- und Bewegungskontrolle permanent aktiv ist und fortwährend neue sensorische Inputs verarbeitet, die motorisch umgesetzt und vom Gedächtnis gespeichert werden. (Solange

wie der sensorische Input der Einlegesohle bzw. des Krafttrainings erfolgt, findet eine Bewegungsmodifikation statt.)

Demzufolge ist der Aufbau eines komplett veränderten Steh- und Gehverhaltens so komplex, dass sechs Wochen nicht vollständig ausreichen, um eine eigenständige Automatisierung der gegebenen externen Inputs zu erzielen und einen überdauernden sensomotorischen Lernerfolg zu erreichen.

Generell sind nahezu alle in dieser Studie angewendeten Messsysteme befähigt, Veränderungen der Statik und der Dynamik aufzuzeigen. Sowohl die Gesamtinterpretation aller Messreihen aber auch Einzelergebnisse einer Messreihe bestätigen ein ausgewogeneres Verhältnis der synergetisch zusammenarbeitenden Muskeln bzw. Muskelketten durch sensomotorische Einlegesohlen oder durch rehabilitatives Muskelaufbautraining. Daher sind fast alle hier verwendeten Messsysteme geeignete Messverfahren zur Beurteilung des menschlichen Steh- und Gehverhaltens.

Trotz der allgemeingültigen Ergebnisse in dieser Studie sollte vor allem bedacht werden, dass jedes Individuum die Frage nach seinem optimalen Steh- und Gehverhalten anders löst, wenn es darum geht mit minimaler Anstrengung und geringem Energieverbrauch bei hinreichender Stabilität sowie einer guten äußeren Erscheinung von einem Ort zum anderen zu gelangen. Der psycho-physische Einfluss auf das Steh- und Gehverhalten ist hierbei nicht zu vernachlässigen, da diese Faktoren in der Lage sind, indirekt die Gangvarianz zu beeinträchtigen. Daher ist die Einzigartigkeit des menschlichen Ganges genauso wie der Charakter dieses Menschen immer zu berücksichtigen.

Den Anamnesebögen der Gruppe 1 ist vor der Untersuchungsdauer zu entnehmen, dass die meisten Probanden Beschwerden bzw. Schmerzen primär im Lendenwirbelsäulen- und Schulterbereich (beides 31%) sowie im Kopf und Fuß (beides 15%) geäußert haben. Ähnliches ist in den Anamnesebögen der Probanden der Gruppe 2 zu erkennen. Hier sind es ebenfalls vorwiegend Beschwerden im Lendenwirbelsäulen- (82%) und Schulterbereich (59%) sowie im Nacken (68%).

Nach dem Ende der Untersuchung ist den folgenden beiden Grafiken zu entnehmen, dass sich die Beschwerden der Einlegesohlengruppe häufig verbessert haben bzw. ganz verschwunden sind. Ganz gelindert werden konnten Schmerzen im Brustwirbelsäulen- und Hüftbereich sowie Fußschmerzen. Schmerzen im Lendenwirbelsäulenbereich sind laut der subjektiven Beschwerdeeinstufung am Besten durch die Sohlen zu therapieren, so dass der Ausgangswert bei Schmerzen im Lendenwirbelsäulenbereich von 31% auf 8% gesunken ist.

Hinsichtlich der Schmerzdiversität der Muskeltrainingsgruppe ist zunächst anzumerken, dass die Linderung der Beschwerden im Lendenwirbelsäulenbereich durch das Training am Größten war (von 82% auf 23%) Bis auf die mit 5% gleich bleibenden Fußschmerzen, haben sich alle anderen Schmerzangaben ebenfalls stark verringert.

Abb. 5.1. Schmerzlinderung durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen

Abb. 5.2. Schmerzlinderung durch ein rehabilitatives Muskelaufbautraining

Demnach sind sowohl die haltungsverbessernden sensomotorischen Einlegesohlen als auch das gesundheitsorientierte rehabilitative Muskelaufbautraining in der Lage, bei multiplen haltungsbedingten Problemen zu intervenieren und diese zu kurieren.

5.3.1. Erkenntnisse für den systematischeren Einsatz sensomotorischer Einlegesohlen

Für Menschen, die weniger Interesse am körperformenden Aspekt des Muskeltrainings haben und ebenfalls wenig Zeit in die Linderung ihrer Beschwerden investieren können, sind die sensomotorischen Einlegesohlen ein geeignetes Mittel der Haltungskorrektur. Durch die veränderte Muskelzusammenarbeit wird muskulären Dysbalancen entgegengearbeitet. Gemäß dem Prinzip der Muskelkettenfunktion handelt es sich ferner um eine ganzkörperliche ‚Behandlung‘, in der die Muskelzusammenarbeit grundlegend verbessert wird. Die Fußmuskulatur dient hierbei als Werkzeug, von der die Harmonisierung der Skelettmuskulatur ausgeht.

Die Einlagenelemente der Sohlen aktivieren die Fußmuskulatur, so dass eine effektivere und verbesserte Propriozeption und intra- sowie intermuskuläre Koordination beim Abrollen entsteht. Eine Veränderung der plantaren Sensorik der Fußsohlenmuskeln ist resultiert, die die Steuerung der Muskelaktivität über den Einfluss oberflächensensorischer Inputs der Einlagenelemente bestätigt.

Der Einfluss der Einlagenelemente wirkt nicht nur im Bereich der Fußmuskeln, sondern erstreckt sich auf den ganzen Körper bis zur Schultermuskulatur. Im Bereich der Passagier-Einheit verringert sich die Oberkörperrotationsstellung im Schulter- und Lendenbereich, so dass die Muskelaktivität in den Bereichen der linken oberen Schultermuskulatur sinkt. Die beobachtete verringerte Muskelaktivität in diesen Bereichen ist ein tendenzielles Indiz für das Lösen von Muskelverspannungen. Die gesunkene Muskelaktivität ist jedoch nur beim Gehen zu beobachten und nicht beim Stehen statistisch nachzuweisen. Demnach verändert sich zwar die Zusammenarbeit der einzelnen an der Körperhaltung beteiligten Muskeln, ihre Aktivität hingegen bleibt beim aufrechten Stehen unverändert.

Eine Veränderung der bestehenden Wirbelsäulenstellung (Kyphose, Lordose oder skoliotische Fehlhaltung) erfolgt durch das Tragen der Einlegesohlen nicht. Demzufolge bleibt die Wirbelsäulenform des jeweiligen Haltungstyps zwar erhalten, die funktionelle Ausführung von Bewegungen in dieser Körperhaltung wird jedoch durch einen ökonomischen Muskeleinsatz und geringerem Kompensationsaufwand durch die Verringerung der Oberkörperrotation erleichtert.

Ist die Beckenstellung ausschlaggebend für die eingenommene Körperhaltung, dann verbessert sich neben der geringeren Oberkörperrotation auch die Höhenstellung der Schulterblätter- und SIPS-Marker zueinander. Außer einer verbesserten Oberkörperrotation und einer gesunkenen Muskelaktivität hat sich auch das Gehverhalten gewandelt. Eine bessere Abstimmung der Muskelzusammenarbeit bewirkt eine funktionsgerechte Bewegung sowie eine achsengerechtere Belastung der Gelenke. Diese

biomechanischen Veränderungen sind beispielsweise an dem veränderten Muskeleinsatz des M. quadrizeps, M. triceps surae oder M. gluteus maximus, zu erkennen.

Abgesehen von den verbesserten kinematischen Parametern, die eine Ökonomisierung des Gehverhaltens ausgelöst haben, reduzieren sich die aufzubringende Energie sowie Muskelanstrengungen durch eine Verringerung der lateralen Auslenkung des Körperschwerpunktes beim Gehen.

Neben den messtechnisch ermittelten Parametern, die eine Verbesserung des Steh- und Gehverhaltens belegen, ist die subjektive Bewertung der Schmerzzustände genauso bedeutend für den Einsatz von haltungsverbessernden sensomotorischen Einlegesohlen. Durch die Wiederherstellung der individuell günstigeren Körperstatik und -dynamik verbessert sich das Zusammenarbeiten der Muskeln, so dass Schmerzen bereits nach sechs Wochen verschwinden bzw. sich minimieren. Wenn der Körper aufgerichtet wird, entsteht durch diese Aufrichtung eine bessere Ausgangssituation für den Atmungsprozess, der das Atmen erleichtert und günstigere Bedingungen für ein Ausdauertraining schafft.

Auch positive Auswirkungen auf die Organe sind durch eine Aufrichtung des Körpers die Folge, da fast jedes Organ an einem Wirbelsäulenabschnitt befestigt ist und somit eine Wechselwirkung zwischen der Wirbelsäulenform und der Anordnung der Organe im Körperinneren entsteht. Mit der Körperraufrichtung werden möglichen Blockaden entgegen gewirkt und Verspannungen gelöst. So gelangt jedes Organ wieder besser in seine eigentliche, anatomisch vorhergesehene Position, wodurch seine Arbeit erleichtert wird.

Das Grundbedürfnis des Menschen, sich ohne Schmerzen zu bewegen und ein verbessertes Zusammenspiel der Komponenten Muskel-Nerv-Gehirn zu erreichen, wird durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen erreicht.

Weiterhin haben die Einlegesohlen den Vorteil, dass sie lediglich jederzeit bei Einhaltung der Trageanweisungen getragen werden müssen und somit ein geringer Eigenaufwand von Seiten des Patienten erforderlich ist. Die eigentliche Haltungskorrektur vollzieht sich unbewusst durch die reflexiv wirkende Muskelstimulation der Einlagenelemente in der Sohle.

Daher sind die Sohlen z.B. auch für berufstätige Patienten geeignet, ohne dass dieser Personenkreis die Berufsausübung aufgrund von zeitintensiven Rehabilitationsmaßnahmen unterbrechen muss.

Eine Überdauerung der Effekte der Sohlen nach dem sechswöchigen Tragen dieser, ist nicht der Fall. Nur so lange wie die sensomotorischen Einlegesohlen getragen werden, kann der sensorische Input des Körpers positiv extern beeinflusst werden.

5.3.2. Erkenntnisse für den systematischeren Einsatz eines rehabilitativen Muskelaufbautrainings

Bei den sensomotorischen Einlegesohlen wird die sensorische Leistung des menschlichen Organismus extern über die Einlagenelemente der Sohlen manipuliert. Da das Muskelaufbautraining diese Wirkung nicht erzielt, kann hier systematisch auf lokale Muskeln Einfluss genommen werden. Je mehr Muskeln trainiert werden, desto besser und systematischer wird die Körperstatik verändert. Ein optimales, funktionelles Zusammenwirken der einzelnen, isoliert trainierten Muskeln ist schwieriger zu erzielen als durch das Tragen der Einlegesohlen. Dennoch beweisen die Ergebnisse der statischen Rückenvermessung, dass das rehabilitative Muskelaufbautraining in der Lage ist, die motorische Leistung des sensomotorischen Systems und somit die Körperhaltung auf diesem Weg zu verändern. Die beeinflusste Körperhaltung wirkt sich jedoch nachweislich nicht auf das Abrollverhalten des Fußes oder auf die Druckverteilung der Füße beim Gehen aus.

Neben der gewünschten Haltungsbeeinflussung wandelt sich die subjektive Einstellung der Probanden bezüglich ihrer Beschwerden, ihrer Fitness und der Schulung ihres Körpergefühls positiv.

Durch das rehabilitative Muskelaufbautraining verbessern sich Kraft und Ausdauer der trainierten Muskeln, die das Muskelkorsett des Körpers prophylaktisch vor weiteren Verletzungen besser schützen. Sie tragen zu einer Schmerzlinderung, einer Funktionsverbesserung und -erhaltung sowie einer Verbesserung der Belastbarkeit und Leistungsfähigkeit des Organismus bei.

Durch das optimale Zusammenspiel von kräftigenden und dehnenden Anteilen der an der Körperhaltung beteiligten Muskulatur wird indirekt eine Verbesserung der koordinativen, intra- und intermuskulären Zusammenarbeit der motorischen Leistung des sensomotorischen Systems erreicht. Das ausgearbeitete, individuelle Trainingsprogramm ist in der Lage, den ästhetischen, körperformenden Aspekt des Muskeltrainings mit den Auswirkungen auf das Wohlbefinden und die Fitness zu vereinen. Auch die weiteren positiven Effekte eines Muskelaufbautrainings (Kapitel 2.2.4.) können durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen nicht erzielt werden.

Insgesamt trägt ein Muskelaufbautraining zu einer positiven Verbesserung der statischen Oberkörperhaltung bei. Dies ist allerdings nur möglich, wenn der Grund der Körperfehlhaltung auf eine ursächliche Beckenfehlstellung und nicht auf eine primäre Fußfehlstellung zurückzuführen ist. In diesem Fall verringert sich bei der dreidimensionalen Rückenvermessung die Rotationsstellung im Schulterblätter- und Lendenbereich. Bei einer Beckenstellung, in der es aufgrund der Anteriorstellung des Os iliums zu einer funktionellen Beinlängendifferenz mit einem kürzeren rechten Bein kommt, arbeitet das Muskelaufbautraining der funktionellen Beinlängendifferenz entgegen

und gleicht die Os iliumstellung beider Körperseiten wieder an. Gleiches ist bei der Höhe der beiden Schulterblättermarker zu beobachten gewesen.

Obwohl das Muskelaufbautraining befähigt ist bei einer ursächlich auf eine Beckenstellung zurückzuführende Fehlhaltung, die an der aufrechten Körperhaltung beteiligten Muskeln nachhaltig positiv zu beeinflussen, kann die Wirbelsäulenform durch ein Muskelaufbautraining jedoch nicht beeinflusst werden.

Eine ausgeglichene Körperstatik führt ferner zu einer muskulären Balance zwischen den Relationen der Kraft des Agonisten zu seinem Antagonisten. Bei der Herstellung der muskulären Balance aller beteiligten Muskeln verbessert das Muskelaufbauprogramm die räumliche und mechanische Stellung der Muskeln zueinander bei den jeweiligen Kraftwirkungen.

A = Agonist; B = Antagonist; D = Drehpunkt;
p.f. = punctum fixum; p.m. = punctum mobile

Abb. 5.3. Optimales Muskelverhältnis zwischen Agonist und Antagonist

Entnommen aus: Klee 1994, S. 26

Den Nachweis für den Muskelzuwachs sowie das Angleichen des Kraftniveaus beider Körperseiten liefern die Janda-Tests, die sich zur Beurteilung der Kraftentwicklung oder der Intensität bzw. Effektivität des Trainings als geeignetes Mittel herausstellten.

Der gezielte Kraftausgleich verursacht beim Gehen biomechanische Veränderungen der Knieparameter. Neben einer geringeren Extensionsbelastung beider Knie hat sich durch das Trainieren eine verstärkte Knieflexion ausgebildet, so dass die Körperlast von beiden Knien aus einer flektierteren Position abgefangen wird. Muskuläre Verspannungen werden gelindert. Es sind nun weniger Kompensationsmechanismen der unteren Extremitätenmuskeln notwendig.

Eine negative Folge des Krafttrainings ist eine gestiegene Innenbelastung des rechten Knies im ersten Drittel des Gangzyklus. Das Ausmaß dieser gestiegenen Innenbelastung des rechten Knies ist allerdings zu gering, als dass negative Auswirkungen zu befürchten sind. Trotzdem sollte diese Komponente in weiteren Untersuchungen besonders berücksichtigt werden.

Da das Trainingsprogramm keine gezielten Übungen für die Bereiche Waden- und Fußmuskulatur umfasste, sind hier keine nachweislichen Veränderungen, insbesondere bei der Pedographie, zu verzeichnen gewesen.

Durch den Ausgleich der Kräfteverhältnisse zwischen den beiden Körperseiten bzw. zwischen Agonist und Antagonist verringert sich die Oberkörperrotation, wodurch Kompensationsmechanismen reduziert werden, eine verbesserte intra- und intermuskuläre Koordination entsteht und weniger Energie für Handlungen aufgebracht werden muss. Gleichzeitig verbessert sich dadurch das Gehverhalten.

Bei einer Haltungskorrektur durch ein Muskelaufbautraining muss der Trainierende im Vergleich zum Tragen der Einlegesohlen eigenständig und bewusst aktiv werden. Damit der Trainierende und insbesondere ein Trainingsanfänger ein richtiges Bewegungsgefühl entwickelt, sind zunächst anfängliche (mindestens fünf) Trainingseinheiten in Anwesenheit eines Betreuers notwendig. So wird das Problem der Gewöhnung an falsche Bewegungsmuster bzw. Übungsausführungen ausgeschlossen, da die Verinnerlichung falscher Bewegungsausführungen die Effektivität des Muskelaufbautrainings in Frage stellt und falsche Trainingseffekte erzeugt.

Das Alter und das Geschlecht spielen bei einem gezielten, individuell abgestimmten rehabilitativen Muskelaufbautraining keine Rolle.

Der Nachteil eines Muskelaufbautrainings ist die Zeitintensität, die für eine trainingsgerechte Übungsausführung jeder Trainingseinheit benötigt wird.

5.4. Forderungen für zukünftige Untersuchungen beim Einsatz von sensomotorischen Einlegesohlen oder einem rehabilitativen Muskelaufbautraining

Obwohl die positiven Wirkungen der sensomotorischen Einlegesohlen und die des rehabilitativen Muskelaufbautrainings hinsichtlich des Steh- und Gehverhaltens bei generellen haltungsbedingten Beschwerden statistisch und messtechnisch bewiesen sind, resultieren aus den Ergebnissen neue Fragen. Ferner muss bedacht werden, dass die vorliegenden Messergebnisse nur tendenzielle Resultate sind, die sich bei den Probanden dieser Studie ergeben haben. In weiteren Untersuchungen müssten diese Resultate erneut bestätigt werden, so dass sie als allgemeingültige Aussagen anerkannt werden können.

5.4.1. Forderungen für zukünftige Untersuchungen beim Einsatz von sensomotorischen Einlegesohlen

Der Zusammenhang zwischen den Einlagenelementen in der Sohle, der zentralnervösen Verarbeitung dieser Inputs und der beabsichtigten Umsetzung einer verbesserten Körperhaltung ist nachgewiesen. Dennoch fehlen bisher wissenschaftliche Nachweise über Langzeitauswirkungen der Sohlen auf den menschlichen Körper. Weiterhin fehlen Erkenntnisse über den Weg zwischen den Einlegesohlen und ihren auslösenden Effekten. Welche neuronalen Prozesse und Verschaltungen sind körperintern zentral und peripher

bei der Umsetzung der Reizeinwirkung aktiv? In diesem Zusammenhang bietet es sich an, die Ergebnisse der statischen EMG-Messung hinsichtlich einer unveränderten Muskelaktivität durch das Tragen der Einlegesohlen weiterführend zu untersuchen und ergänzend eine EEG-Messung einzusetzen.

Auch die Grenzen und Möglichkeiten der Wirkung der sensomotorischen Einlegesohlen sind aufgrund mangelnder umfassender Studien noch unklar. Bisher ist nur bekannt, dass mit Hilfe der haltungsverbessernden sensomotorischen Einlegesohlen die Muskulatur über die Propriozeption, insbesondere über Muskelspindeln und Golgi-Sehnenapparate, gesteuert bzw. manipuliert werden kann. Dadurch werden die Körperstatik und die -dynamik verändert. Welche Kombination an Einlagenelementen für bestimmte Beschwerdebilder zu empfehlen ist, kann bisher nicht wissenschaftlich belegt werden. Weiterhin könnten längerfristige Studien mit einzelnen Beschwerdebildern zukünftig Auskunft darüber geben, welche Beschwerden des Halte- und Bewegungsapparates erfolgreicher und welche schlechter zu behandeln sind.

Da sich in der vorliegenden Untersuchung die biomechanischen Parameter der instrumentellen Ganganalyse und die elektromyographischen Parameter der dynamischen EMG-Messung gegenüber der statischen EMG-Messung positiv gewandelt haben, scheinen sich diese Parameter tendenziell schneller an die neue Situation anzupassen als dies bei der statischen Muskelaktivität der Fall ist. Demzufolge war die Tragezeit der Einlegesohlen für eine signifikante Veränderung der statischen Muskelarbeit zu kurz, um diese mittels einer statischen EMG-Messung nachzuweisen. Daher sollte die gleiche Messung erneut nach einer längeren Tragezeit der Sohlen erfolgen.

Abgesehen davon ist das Ausmaß der Wirkung der Einlegesohlen auf die Wirbelsäulenform eingängiger zu erforschen. Da bei vielen Probanden in allen drei Gruppen eine individuelle Veränderung der Wirbelsäulenform registriert wurde, die allerdings nicht statistisch zu belegen war, empfiehlt es sich dieser Fragestellung in anderen Untersuchungen oder mit einer anderen Messtechnik isoliert nachzugehen. Die Auswirkung der Einlegesohlen auf eine skoliotische Fehlhaltung wurde darüber hinaus in dieser Untersuchung nicht isoliert betrachtet und sollte daher zukünftig erforscht werden.

Was passiert mit dem menschlichen Organismus, wenn die Einlagenkonzeption dem Haltungs- und Beschwerdebild des Patienten nicht entspricht und durch eine veränderte Muskelkoordination weitere neue Beschwerden erfolgen oder andere Schmerzen dadurch ausgelöst werden?

Aus trainingswissenschaftlicher Sichtweise gilt es die Frage zu klären, ob durch die gelinderten muskulären Dysbalancen und die dadurch gesparte Energie für Kompensationsmechanismen eine größere Maximalkraft und Kraftausdauer aufgebracht werden kann. Durch die bessere Zusammenarbeit zwischen Agonist und Antagonist wäre auch eine bessere Relation der Muskel- und Hebelverhältnisse gegeben. Für letzteres wäre ein weiterer Einsatz der instrumentellen Ganganalyse aufschlussreich. Da sich die

Wirkung der Sohle bis in die Halsmuskulatur nachweisen lässt, sollten zukünftig die biomechanischen Parameter des gesamten Körpers untersucht werden und nicht nur die der unteren Extremität.

Neben den messtechnischen Forderungen für zukünftige Untersuchungen beim Einsatz der sensomotorischen Einlegesohlen ist ihr Einfluss auf die menschliche Psyche nicht zu vernachlässigen. Aus den Erkenntnissen der Fragebögen dieser Studie können weitere psychische Untersuchungen entworfen werden, die den komplexen Zusammenhang zwischen einer Haltungsverbesserung und ihren psychischen Auswirkungen eingängiger erforschen.

5.4.2. Forderungen für zukünftige Untersuchungen beim Einsatz eines rehabilitativen Muskelaufbautrainings

Das rehabilitative Muskelaufbautraining verfolgt im Gegensatz zu den sensomotorischen Einlegesohlen das Ziel, isoliert auf einzelne Muskeln oder auf Muskelgruppen einzuwirken, um auf diesem Weg muskulären Dysbalancen entgegen zu arbeiten und eine Haltungsveränderung hervorzurufen. Dadurch wird kontrolliert auf den momentanen Muskelzustand eingewirkt, wodurch sich das Verhältnis des Agonisten zu seinem Antagonisten bzw. zu seinen Synergisten verändert.

Neben dem körperformenden und haltungskorrigierenden Aspekt eines Krafttrainings sind bei langfristiger Durchführung weitere, bereits angeführte, präventive, rehabilitative und physiologische Adaptationen zu beobachten. Diesbezüglich sind die Auswirkungen eines Ausdauertrainings auf das kardiovaskuläre System bedeutungsvoll. In diesem Zusammenhang resultiert die Frage, ob sich die Verbesserung der Körperhaltung auch positiv auf die Ausdauerleistung des Probanden auswirkt. Ferner ist zu untersuchen, ob eine unterschiedlich schnelle Entwicklung der Muskelkraft neue muskuläre Dysbalancen auslösen könnten. Daher muss ebenfalls untersucht werden, inwiefern der gewünschte Trainingseffekt dadurch beeinträchtigt werden kann, dass einige Muskeln schneller adaptieren als andere Muskeln. Zudem sollte vor der Trainingsplankonzeption die maximale Kraftfähigkeit des Probanden geräteunterstützt festgestellt werden. So kann im Vergleich zu den Ergebnissen der Abschlussuntersuchung abgeleitet werden, inwiefern sich die maximale Kraft verändert hat.

Da grundsätzlich die Muskulatur im Lendenwirbelsäulenbereich mehr Energie für ausgleichende Bewegungen benötigt als dies im Brust- oder Halswirbelsäulenbereich der Fall ist, müsste die Muskulatur im Lendenwirbelsäulenbereich umso mehr Ausgleichsarbeit leisten, je mehr die aufrechte Haltung in den oberen Wirbelsäulenbereichen negativ beeinflusst wird. Bei jeder Trainingsübung im BWS-, Schulter- oder HWS-Bereich müssen mehr ausgleichende Muskelarbeiten im LWS-Bereich für eine Stabilisation der Übungsposition aufgebracht, so dass dieser

Bereich indirekt immer mittrainiert und häufiger beansprucht wird. Daher ist der Muskelaufbau der Lendenmuskeln eigentlich sehr intensiv. Der vermehrte Kraftzuwachs in diesem Bereich implizierte auch gleichzeitig einen geringeren Energieaufwand sowie eine geringere Muskelaktivität bei der Ausführung einer Bewegung. Aus den Ergebnissen dieser Studie resultiert jedoch die Frage, warum zwar eine aufrechtere Körperhaltung mit weniger Rotation im Oberkörper erreicht wurde, was zu einer verringerten Arbeitsintensität der Lendenmuskulatur führte, dies jedoch nicht im EMG statistisch zu belegen gewesen ist. Daher sollte diese Frage in weiteren Untersuchungen geklärt werden. Wie lange die Effekte des sechswöchigen Muskelaufbautrainings auf die Körperstatik und -dynamik nach dessen Beendigung aufrecht zu erhalten sind, konnte die dreidimensionale Rückenscannung drei bis vier Monate nach dem sechswöchigen Training nicht klären. Hierfür sind weitere Untersuchungen bzw. andere Messsysteme notwendig. Außerdem sind die Langzeitfolgen durch diese Veränderung noch unbekannt.

Ferner sollten intramuskuläre Wandlungen, die durch ein Muskelaufbautraining erzeugt werden, bei statischen und dynamischen EMG-Messungen eingängiger untersucht und berücksichtigt werden. Gegebenenfalls muss ein anderes Messsystem eingesetzt werden, mit dem eine Wandlung der Muskelaktivität gemessen werden kann.

Weiterhin war keines der Messsysteme dieser Studie in der Lage, Veränderungen der Muskelfaserzusammensetzung durch ein Kraft- bzw. Ausdauertraining nachzuweisen.

Auch konnte nicht geklärt werden, warum sich die veränderten Muskelproportionen nicht nachweislich in den Ergebnissen der Pedographie widerspiegeln. In diesem Zusammenhang wurden individuelle Veränderungen beobachtet, denen in einer weiteren Studie mit mehr Probanden nachgegangen werden sollte.

Neben den trainingswissenschaftlichen Aspekten, die es noch eingängiger zu erforschen gilt, müssen auch die biomechanischen, neuronalen sowie psychischen Einflüsse bzw. Auswirkungen in Wechselwirkung mit einem Muskelaufbautraining eingängiger untersucht werden.

Inwiefern existiert ein Unterschied der zentralen Bewegungssteuerung bei einem eher ausgeglichenen muskulären Verhältnis und einem vorherrschenden muskulären Ungleichgewicht im Körper. Wie sich die neu antrainierte Körperhaltung auf das Selbstwertgefühl oder die Bewegungsempfindung auswirkt, gilt es auch noch weiter zu erforschen. Warum passt sich das psychische Empfinden bei einigen Menschen schneller einer bestimmten Körperhaltung an als dies bei anderen der Fall ist? In diesem Zusammenhang wäre eine Untersuchung interessant, in der die biomechanischen Auswirkungen des Muskelaufbautrainings hinsichtlich der Veränderungen des ganzen Körpers analysiert werden.

5.4.3. Forderung für zukünftige Untersuchungen hinsichtlich der Auswirkungen auf das sensomotorische System durch die beiden Interventionsmöglichkeiten

Basierend auf den Schlussfolgerungen der Hypothese 3 ist es sinnvoll in weiteren Untersuchungen zu klären, warum eine gleichzeitige Beeinflussung des sensorischen und motorischen Systems den Organismus überlastet und wo die Grenzen einer gleichzeitigen Reizeinwirkung der beiden Systeme liegen.

Daher ist eine Aufbaustudie mit gleicher Messtechnik zu empfehlen, in der diese beiden Interventionsmöglichkeiten nacheinander über einen Zeitraum von 2 Jahren durchgeführt werden sollten. Zudem müssen den neurologischen und psychologischen Auswirkungen aber auch Einflüsse in weiteren Messreihen eine intensivere Beachtung geschenkt werden. Unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Wirkungsweisen beider, ist es interessant herauszufinden, ob so eine noch bessere und vor allem langfristige Veränderung der Körperhaltung zu erreichen ist. Da das Tragen der Einlegesohlen eine zeitsparendere und ‚ganzheitliche‘ Methode der Beeinflussung des Steh- und Gehverhaltens, im Gegensatz zum Muskelaufbautraining, ist, bei dem schneller Fehler bei der Ausführung auftreten können, empfiehlt es sich die Einlegesohlen zunächst für sechs Wochen zu tragen. Die vorangehende Haltungskorrektur durch die Einlegesohlen wirkt der Haltungsschwäche bereits entgegen, so dass das anschließende Muskeltrainingsprogramm bestenfalls auf einen zunehmenden Kraftaufbau und -ausgleich der gesamten Körpermuskulatur konzipiert werden muss. Nach den ersten sechs Tragewochen sollte in einer Nachkontrolle die bisherige Haltungsveränderung geprüft und überprüft werden, um mögliche negative Entwicklungen auszuschließen. Der gesamte Zeitraum, der für das Tragen der Einlegesohlen angesteuert werden sollte, liegt bei einem halben bis einem ganzen Jahr. Wenn der Körper die permanente Reizeinwirkung der Korkelemente adaptiert hat und die anfänglichen muskulären Dysbalancen sich zurückgebildet haben, kann anschließend mittels eines gezielten Muskelaufbautrainings das gesamte körperliche Muskelkorsett stabilisiert und gekräftigt werden.

Aus diesem Grund ist eben angeführte Reihenfolge zu empfehlen, da so die Effektivität eines Muskelaufbautrainings optimal ausgenutzt werden kann. Übungen gegen muskuläre Dysbalancen muss das Trainingsprogramm dann nicht mehr enthalten.

5.4.4. Forderungen für den zukünftigen Einsatz der Messtechnik

Der Beweis bzw. das Widerlegen der Hypothesen dieser Untersuchung bestätigt die Auswahl und den Einsatz der verwendeten Messsysteme. Aufgrund der Vielschichtigkeit des Untersuchungsaufbaus und der daraus resultierenden Hypothesen war es notwendig, nicht nur ein Messsystem, sondern verschiedene Messsysteme einzusetzen. Sie sind das

wissenschaftliche Fundament für die Darstellung und Deutung der Veränderungen der körperlichen Prozesse.

Beim gezielten Einsatz der einzelnen Messtechniken wurden die statistischen Gütekriterien der Objektivität, Reliabilität und Validität erfüllt. In diesem Zusammenhang müssen die möglichen Messfehler jedes Messsystems berücksichtigt werden, die zu einer falschen Messaussage führen können.

Die in dieser Untersuchung verwendete dreidimensionale Rückenvermessung war nur in der Lage, die Veränderungen der Rückenoberfläche und der oberflächlich gelegenen Muskulatur zu dokumentieren. Auswirkungen auf tiefer liegende Muskeln bleiben mit dieser Messmethode außen vor. Durch die eingeschränkte Betrachtungsweise des Rückens, vom Hals bis einschließlich zum Becken, können Bewegungen des Kopfes, der gesamten unteren Extremitäten sowie die Fußstellung nicht beobachtet werden. Es ist zu befürworten, das Ausmaß der Scannung in weiteren Studien ganzheitlich zu erweitern.

Zudem kann ein ungenaues Aufkleben der Marker die Messwerterfassung beeinträchtigen, so dass Messartefakte entstehen. Denn die Auswertung der Daten kann nur so gut sein wie die Genauigkeit und Zuverlässigkeit, mit der die Marker (anatomischen Fixpunkte) am zu vermessenden Rücken positioniert werden. Letztere Problematik kann jedoch vernachlässigt werden, da Natrup et al. (2004) in einer Studie mit dem gleichen Rückenscanner, wie er in dieser Untersuchung eingesetzt wurde, herausgefunden haben, dass die maximale Variation beim mehrmaligen Aufkleben der Marker bei unter 2 % liegt. Um den Einfluss der permanenten Körperausgleichsbewegungen im Stand bei den Messungen zu berücksichtigen, wurden in dieser Studie mehrfache Wiederholungen durchgeführt (mindestens drei Messungen). Der Mittelwert der Messungen lieferte ein aussagekräftiges Ergebnis. Diese minimalen Ausgleichsbewegungen haben sich in den einzelnen Messungen widerspiegelt.

Trotz der kritischen Betrachtung dieses Messverfahrens haben die Messergebnisse bewiesen, dass die statische dreidimensionale Rückenvermessung ein geeignetes Messverfahren in dieser Studie gewesen ist.

Der Einsatz elektromyographischer Messungen ist in weiteren Studien zu überarbeiten. Die Erkenntnisse der abgeleiteten drei Muskeln beider Körperseiten am Oberkörper sind für erste Schlussfolgerungen schwer ersichtlich. Daher sollte diese Messmethode weiter ausgearbeitet werden. Ob und inwiefern andere Muskeln weitere, ergänzende Aussagen über die Beteiligung und das Verhalten bei einer Beeinflussung der Körperstatik und -dynamik liefern können, muss in weiteren Untersuchungen geklärt werden. Des Weiteren wäre eine Messtechnik interessant, die die Muskelaktivität der tiefer gelegenen Muskeln hinsichtlich ihrer Beteiligung am Steh- und Gehverhalten messen kann.

Hinsichtlich der Problematik der Reproduzierbarkeit beim Aufkleben der Oberflächen Elektroden bei Messungen an verschiedenen Tagen konnte Freiwald zeigen, dass die Amplitudenwerte einer EMG-Messung nach erneutem Aufkleben der Elektroden

im Abstand von drei Tagen signifikant reproduziert werden können. (vgl. Engelhardt/Freiwald 1997, S. 90f.)

Der Einsatz elektromyographischer Messungen bei weiteren Studien, in denen eine Veränderung der Muskelaktivität bzw. des Muskelverhaltens durch gezielten äußeren Einfluss, wie z.B. durch ein Krafttraining, hervorgerufen wird, ist bezüglich der statistischen Gütekriterien zu überdenken. Ein Muskelaufbautraining bewirkt neben einem Muskelzuwachs auch eine Reduzierung des Unterhautfettgewebes, was sich auch auf das EMG-Signal bzw. die Rekrutierung und Frequenzierung der Muskelfasern auswirkt. Die Gleichheit der Messvoraussetzungen zu Beginn und nach Ende der Untersuchungsdauer ist somit nicht mehr gegeben. Aufgrund dessen sollte der Einsatz der Elektromyographie als Messverfahren, um Veränderungen der Körperkonstitution aufzuzeigen, überdacht werden.

Bezüglich der Pedographie entscheiden die Größe (Bauhöhe und Ausdehnung), Anzahl und Genauigkeit der Sensoren sowie der Untergrund über den mehr oder weniger großen Einfluss von Messfehlern (vgl. Natrup 1999, S.34). Ferner liegt laut Herstellerangaben der Reproduzierfehler eines Sensors bei $\pm 5 \%$ bei einer Ansprechschwelle von $0,3 \text{ N/cm}^2$ (vgl. Leifels 2002, S.28f.).

Wenn die Fußdruckmessplatte permanent kalibriert wird und dadurch eine Gleichheit der Messbedingungen gegeben ist, kann dieses dynamische Messverfahren die Auswirkungen der sensomotorischen Einlegesohlen anhand der Fußdruckverteilung aufzeigen. Dies bestätigen die Resultate dieser Studie.

Zudem kann die Konzentration des Probanden auf das richtige Treffen der Messplatte das natürliche Abrollen des Fußes gefährden und somit den Messablauf in seiner Reliabilität beeinträchtigen. Da die Probanden in dieser Untersuchung vor der eigentlichen Messung mehrere Testreihen durchlaufen haben, wurde diesem Problem entgegengewirkt. Außerdem sorgt eine ausreichend lange Gehstrecke dafür, dass die Bewegung nicht frühzeitig abgebremst werden muss.

Bei der instrumentellen Ganganalyse beträgt der Reproduzierfehler der Kraftmessplatten bei der vertikalen Bodenreaktionskraft (F_z) höchstens 1,5% und der der horizontalen (F_y) sowie der medio-lateralen (F_x) Bodenreaktionskraft liegt maximal bei 1%. Der Messfehler, der bei dem Angriffspunkt der Bodenreaktionskraft entstehen kann, ist bei der horizontalen Komponente der Bodenreaktionskraft zwischen 0-20 mm und bei der medio-lateralen Komponente zwischen 0-10 mm groß. (vgl. Rach 2004, S. 48).

Eine weitere Fehlerquelle kann in der Anordnung der Kraftmessplatten liegen sowie durch die Auflösung bzw. Pixelung der CCD-Kameras entstehen. Die Messgenauigkeit der Vicon-Kameras zur Aufnahme der passiven reflexiven Marker liegt bei 0,5 mm (vgl. Rach 2004, S.49). Durch eine Überprüfung der Kraftmessplatten vor jeder neuen Messreihe und der regelmäßigen Kalibrierung der Messgeräte sind hier die Fehlerquellen gering.

Abgesehen davon ist es zu empfehlen, die auszuwertenden Parameter der instrumentellen Ganganalyse auf den gesamten Körper auszuweiten, anstatt nur Veränderungen der unteren Extremität zu untersuchen.

Bei der Durchführung des manuellen Krafttests muss die Subjektivität der Kraftniveaubewertung berücksichtigt werden. Ferner ist eine gute Zusammenarbeit zwischen der zu testenden Person und der testenden Person unerlässlich. Je standardisierter die Ausgangsbedingungen sind, desto zuverlässiger und genauer wird das Ergebnis. Da ohne den Einsatz ausgewählter Janda-Tests die Überprüfung der Angleichung des Kraftniveaus der beiden Muskelseiten nicht möglich gewesen wäre, ist diese Messmethode in Kombination mit einem Muskelaufbautraining zu empfehlen. Die Auswirkungen des Kraftaufbaus können so gut verfolgt werden. Allerdings müssen diese Tests immer von der gleichen Person durchgeführt werden.

Aus der Sicht des Probanden ist es schwierig die vorgegebenen Anweisungen exakt wiederholen zu können. Diese Problematik ist bei allen Parametern der Messreihen zu berücksichtigen. Daher sollte dies bei der Einweisung der Probanden in den Testablauf bedacht werden. Eine natürliche Varianz der Bewegung ist menschlich. Aus diesem Grund wurden mehrere Messungen durchgeführt, aus denen der Mittelwert errechnet wurde.

5.4.5. Forderungen für weitere Studien zur Verbesserung der Haltungs- und Bewegungssteuerung

Im Hinblick auf die aussagekräftigen Ergebnisse der dynamischen Messreihen sowie die Annahme der Hypothese 4 sind die Dynamik und die Statik des Menschen als gleichwertige Komponenten zu erachten, da bei einer optimalen Haltungs- und Bewegungskontrolle die posturale und die dynamische Balance in einer engen Wechselbeziehung stehen. Während erstere sich auf die Stabilität des aufrechten Standes bezieht und die Auseinandersetzung des Körpers mit der Schwerkraft reguliert, ist letztere für die Aufrechterhaltung von Aktionen außerhalb der Körperachse verantwortlich.

Daher sollte die Anzahl der Probanden zukünftig äquivalent sein. Die ursprünglich ergänzenden Messmethoden zur Beurteilung von Veränderungen der Körperdynamik haben sich aufgrund der Resultate dieser Studie als gleichwertige Messkomponente gegenüber der Körperstatik etabliert. Ein größeres Probandenkollektiv in den einzelnen Gruppen ermöglicht eine vielschichtigere, aussagekräftigere Differenzierung in der Ergebnisinterpretation.

Des Weiteren ist zu diskutieren, ob die Reaktionen des Körpers besser nachzuvollziehen sind, wenn bei dynamischen Messungen unterschiedliche Voraussetzungen geschaffen werden könnten, wie z.B. durch unterschiedliche Geschwindigkeiten oder eine variierende Steigung in der Messstrecke. Abgesehen davon konnten keine der angewendeten

Messsysteme in dieser Studie Aussagen über eine Veränderung des Gleichgewichtes treffen. Diese Komponente muss zukünftig in das Untersuchungsdesign integriert werden. Ein weiterer wichtiger Gesichtspunkt der Haltungs- und Bewegungssteuerung ist die supraspinale Ebene des sensomotorischen Systems. In diesem Zusammenhang wäre eine Fragestellung interessant, die sich mit den Auswirkungen einer Haltungsveränderung auf die Gehirnaktivität befasst. Hierfür könnte ein EEG-Messgerät eingesetzt werden um zu überprüfen, ob sich eine verbesserte Bewegungskoordination und der daraus resultierende gesunkene muskuläre Energieaufwand in einer gewandelten Gehirnaktivität niederschlagen. Da sich neue Bewegungsmuster nach einer geraumen Zeit in das Bewegungsprogramm etabliert haben und ein sensomotorischer Lerneffekt erfolgt ist, wäre es interessant zu sehen, ob sich dies ebenfalls auf die Gehirnaktivität ausschlägt. Bei der generellen weiteren Erforschung dieses Themengebietes ist zu überlegen, einzelne Krankheitsfelder isoliert zu untersuchen, um die Funktion des sensomotorischen Systems differenzierter verstehen und nachvollziehen zu können.

Weiterhin wäre eine Studie aufschlussreich, die untersucht, ob sich die Konzentrationsfähigkeit eines Menschen bei einer verbesserten Körperhaltung und -bewegung positiv verändert.

Inwiefern sich die erreichten Haltungsveränderungen jedoch längerfristig auf die Psyche auswirken, konnte anhand des Fragebogens dieser Studie nicht geklärt werden und müsste in weiteren Untersuchungen eingängiger erforscht werden.

Darüber hinaus existieren bisher wenige Untersuchungen, die sich mit den Einflüssen der Kiefermuskulatur, einer Aufbissschiene, Zahnspange o.ä. auf die Körperstatik und -dynamik beschäftigen und einen Zusammenhang zwischen Kiefer- und Fußstellung eingängiger untersuchen.

Anhand der Fragen, die aus der vorliegenden Studie resultieren, wird der weitere Forschungsbedarf in diesem Themenkomplex verdeutlicht und muss in weiteren Studien fortgesetzt werden. Zudem sollten die Ergebnisse der vorliegenden Studie in weiteren Untersuchungen bestätigt werden. Das Ziel ist es, mit jeder neuen Studie das Phänomen der menschlichen Haltungs- und Bewegungssteuerung zu erforschen und zu verstehen. Ferner ist es für ein ganzheitliches Verständnis des menschlichen Organismus unumgänglich, neben den objektiven Messergebnissen die Auswirkungen einer veränderten Körperhaltung oder Bewegung auf die menschliche Psyche zu berücksichtigen bzw. zu erforschen.

Abschließend bleibt festzuhalten, dass die vorliegende Analyse einen Einblick über den gezielten Einsatz und die Auswirkungen von haltungsverbessernden sensomotorischen Einlegesohlen bzw. einem rehabilitativen Muskelaufbautraining bei Menschen mit haltungsbedingten Beschwerden gegeben hat. Insbesondere die positiven Effekte dieser

beiden externen Hilfsmittel beim Einwirken auf das menschliche Steh- und Gehverhalten beweisen indirekt, dass dadurch die motorische Bewegungssteuerung gezielt und systematisch gelenkt werden kann.

Die Wirkung ist allerdings nur so lange gegeben, wie die Einlegesohlen oder das Muskelaufbautraining die Bewegungsabfolgen beeinflussen. Innerhalb der sechswöchigen Untersuchungsdauer hat ein kurzzeitiger sensomotorischer Lernerfolg stattgefunden, der drei bis vier Monate nach Beendigung der Untersuchung in diesem Umfang nicht mehr erhalten ist.

In dieser Studie wurden insbesondere die Unterschiede zwischen vier Probandengruppen bei unterschiedlichem Einsatz der Interventionsmöglichkeiten erforscht und die biomechanischen, trainingswissenschaftlichen und psychischen Auswirkungen auf die Körperstatik und -dynamik untersucht. Bei der Interpretation der Studienergebnisse wurden die einzeln untersuchten Komponenten nicht nur allein bewertet, sondern in einen komplexen Wirkungszusammenhang gestellt.

Vor allem mit dem Vergleich der Effekte von sensomotorischen Einlegesohlen und rehabilitativem Muskelaufbautraining leistet die vorliegende Arbeit einen Beitrag zur aktuellen biomechanischen, trainingswissenschaftlichen und neurophysiologischen Forschung, da die Einflüsse beider Interventionsmöglichkeiten auf das menschliche Steh- und Gehverhalten in dieser Komplexität und Ganzheitlichkeit in der derzeitigen Literatur kaum zu finden sind. Insbesondere im Forschungsgebiet der sensomotorischen Einlegesohlenversorgung sind Studien in diesem Umfang noch nicht erfolgt. Des Weiteren unterstützen die vorliegenden Ergebnisse die bisherigen Studien der Einlagenforschung im Hinblick auf deren positive Wirksamkeit. Die haltungsverbessernden sensomotorischen Einlegesohlen dieser Untersuchung entsprechen zwar nicht den Kriterien der Einlagen anderer Studien, denen eine mechanische Wirksamkeit zugesprochen wird, unterstützen jedoch die bestehende Debatte über die generellen positiven Effekt von Einlagen.

6. Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit war es, mit Hilfe der beiden Therapiemöglichkeiten, den haltungsverbessernden sensomotorischen Einlegesohlen und dem rehabilitativen Muskelaufbautraining, das menschliche Steh- und Gehverhalten zu verbessern und dadurch Beschwerden im Bereich des Muskel- und Skelettsystems durch Einwirken auf den Muskeltonus effektiv in kürzester Zeit zu lindern.

Hierfür wurden vier unterschiedliche Probandengruppen miteinander verglichen, die zu Beginn und nach dem Ende der sechswöchigen Untersuchungsdauer verschiedene Messreihen durchlaufen haben. Der Einsatz jeder einzelnen Messreihe, ermöglichte das eindeutigere Unterscheiden zwischen einer natürlichen Varianz und einer erzwungenen Veränderung der Körperhaltung und -bewegung. Dies war notwendig, um eine definierte wissenschaftliche Beweislage zu erhalten.

Mit einer dreidimensionalen Rückenscannung wurde die Oberkörperhaltung vermessen. Das statische und dynamische EMG der HWS-Extensoren, des M. trapezius pars descendens sowie der Mm. multifidi erteilte Auskunft über die veränderte Muskelaktivität der drei abgeleiteten Muskeln. Die instrumentelle Ganganalyse zeigte die resultierenden Bodenreaktionskräfte, Gelenkmomente und Extensions-Flexions-Winkel im Oberen Sprunggelenk, des Kniegelenks und des Hüftgelenks. Mit der Pedographie wurden die maximale Druckverteilung des Quergewölbes und des Rückfußes, die belastete Fläche des Längsgewölbes, der Bodenkontakt, die Brems-/Beschleunigung und die Krafrate gemessen. Die Muskelkraftverhältnisse und der Muskelstatus vor und nach der Studie wurden durch Janda-Tests manuell ermittelt.

Das statistische Auswertungsverfahren dieser Studie war der Wilcoxon-Test. Allein die Ergebnisse der dynamischen Oberflächen-EMG-Messung basierten lediglich auf der deskriptiven Statistik, da einerseits die Probandenzahl für den Wilcoxon-Test zu gering gewesen ist und andererseits diese Messreihe nur eingesetzt wurde, um Tendenzen äußern zu können. Die Auswertung der manuellen Muskelfunktionstests erfolgte nach dem Prinzip der Rangzahlenzuordnung.

Mit diesem Auswertungsverfahren konnten die fünf aufgestellten Hypothesen der Studie verifiziert oder falsifiziert werden.

Aufgrund der bereits in Kapitel 5 angeführten geringen prozentualen Höhe der Reproduzierbarkeitsfehler der einzelnen Messreihen und den wenigen, daraus resultierenden Problematiken, sind die signifikanten Messergebnisse dieser Studie als sicher und zuverlässig zu beurteilen.

Von den Ergebnissen der einzelnen Messreihen konnten ausgehend über die zuvor bestimmten Bewertungsparameter Rückschlüsse auf die veränderte Körperstatik und -dynamik erfolgen, da die sensorische und/oder motorische Leistung des sensomotorischen Systems über die externen Hilfsmittel beeinflusst wurden. Die aus der

Intervention resultierten neurophysiologischen Umgestaltungsprozesse konnten auf diesem Weg indirekt bewiesen werden. Trotz der hierarchischen Gliederung der an einer Bewegungsausführung beteiligten peripheren und zentralen Strukturen, arbeiteten sie in einer Wechselwirkung miteinander und kommunizierten interaktiv, so dass die Reize, die von den sensomotorischen Einlegesohlen bzw. dem Krafttraining afferent ausgingen, zentral aufgenommen und verarbeitet und efferent motorisch umgesetzt werden konnten. Damit die Analyse und Interpretation der Effekte der beiden Interventionsmöglichkeiten eindeutiger einem Hilfsmittel zugeordnet werden konnten, wurden die Messergebnisse der vier Probandengruppen untereinander verglichen. Die erste Untersuchungsgruppe mit 22 Probanden hat über den gesamten Verlauf der Untersuchung sensomotorische Einlegesohlen getragen. Ein rehabilitatives Muskelaufbautraining haben die 22 Teilnehmer der Untersuchungsgruppe 2 absolviert. Sensomotorische Einlegesohlen und rehabilitatives Muskelaufbautraining in Kombination haben 5 Probanden der Untersuchungsgruppe 3 durchgeführt. Die 10 Untersuchungspersonen der Gruppe 4 gehörten der Kontrollgruppe an, anhand derer die tatsächlichen Einflüsse der sensomotorischen Einlegesohlen und/oder des Muskelaufbautrainings der Gruppen 1, 2 und 3 verdeutlicht und aufgezeigt wurden.

Die hypothetische Annahme, dass die Einlagenelemente in den sensomotorischen Sohlen über kybernetische Prozesse Einfluss auf das haltungskontrollierende System haben, konnten die statistischen Auswertungen der Messreihen beweisen.

Dadurch wurden die haltungsbedingten Beschwerden der Probanden dieser Untersuchungsgruppe gelindert.

Mit Hilfe des entwickelten, systematischen Trainingsplans wurden ausgewählte Muskelgruppen des Wirbelsäulensicherungssystems optimiert. Hierfür wurden über ein Muskelaufbau- bzw. Kraftausdauertraining gezielte haltungsrelevante Trainingsreize gesetzt. Eine verbesserte intra- sowie intermuskuläre Koordination steigerte die motorische Leistungsfähigkeit.

Auf diesem Weg konnte den haltungsbedingten Beschwerden der Probanden dieser Gruppe entgegengewirkt werden. Die subjektiven Beobachtungen der Probanden bekräftigten die messtechnischen Ergebnisse des muskulären Aufbautrainings bezüglich reduzierter Beschwerden sowie eine Steigerung des physischen und psychischen Wohlbefindens.

Die zeitgleiche Kombination aus sensomotorischen Einlegesohlen und Muskelaufbautraining konnten tendenziell keine positiven Veränderungen bezüglich eines verbesserten Steh- und Gehverhaltens erzielen. Das sensomotorische System scheint demzufolge nicht in der Lage zu sein, die gesetzten Reize der Einlegesohlen und des

Krafttrainings gleichzeitig zu verarbeiten und dadurch die sensomotorische Leistungsfähigkeit zu erhöhen. Die Folge ist eine Überforderung des sensomotorischen Systems.

Die Messergebnisse der Kontrollgruppe bestätigten die Resultate der zuvor eingesetzten Interventionsmöglichkeiten. Da hier weder das sensorische noch das motorische System extern beeinflusst wurden, blieben die Körperstatik und die Körperdynamik konstant.

Zusammengefasst sind beide angeführten Interventionsmöglichkeiten allein in der Lage, (neuro)muskulären Dysbalancen entgegenzuwirken. Dadurch verbessert sich ebenfalls die intra- und intermuskuläre Koordination, wodurch einzelne Bewegungsabfolgen ökonomischer durchgeführt werden und die Statik der Wirbelsäule optimiert wird, wobei gleichzeitig die Kompensationsmechanismen sinken. Hierdurch erfolgt eine bessere Verteilung der auf die Wirbelsäule einwirkenden Lasten.

Die gesamte Körperhaltung wird auf diesem Weg ursächlich und nachhaltig positiv beeinflusst, so dass bereits bestehenden Haltungsschwächen- bzw. Haltungsschäden entgegengewirkt wird.

Die Messergebnisse dieser Studie konnten die eingangs gestellten Fragen beantworten. Die Resultate verdeutlichen, dass die physiologischen, biomechanischen, trainingswissenschaftlichen, psychischen und neurologischen Komponenten in dieser Analyse nicht isoliert betrachtet werden dürfen. Ferner waren die umfangreichen Untersuchungen der verschiedenen, angeführten Komponenten notwendig, um durch diese Rückschlüsse das Phänomen der menschlichen Haltungs- und Bewegungsmotorik in seiner Komplexität nachvollziehen zu können.

Dennoch muss berücksichtigt werden, dass erst nach langjährigem Gebrauch eine Evaluation erst richtig möglich ist. Die Ergebnisse dieser Studie sind erste Tendenzen und nur eine mehrjährige Praxiserfahrung kann diese belegen bzw. falsifizieren.

Eine therapeutische Intervention zur Erlangung eines optimalen Steh- und Gehverhaltens mit einem ökonomischen und gut ausgeprägten Muskelverhalten und der Linderung von haltungsbedingten Beschwerden liegt nicht nur im Interesse des Individuums. Auch das Interesse der Volkswirtschaft die sensomotorischen Einlegesohlen oder das Muskelaufbautraining bereits präventiv wirksam einzusetzen und nicht erst als Rehabilitationsmaßnahme anzubieten, ist nicht zu vernachlässigen. Bei der richtigen, gezielten Anwendung der sensomotorischen Einlegesohlen oder dem Muskelaufbautraining sind hohe Kosten im deutschen Gesundheitswesen einzusparen.

Da sowohl die sensomotorischen Einlegesohlen als auch das rehabilitative Muskelaufbautraining in den Definitionsbereich der therapeutischen Leistungen der Gesundheitsausgaben des deutschen Gesundheitssystems fallen, zählen sie somit zu den Maßnahmen, die zu einer Gesundheitsverbesserung beitragen. Bei haltungsbedingten

Beschwerden sind die gewonnenen Erkenntnisse dieser Untersuchung bedeutend, da in kürzester Zeit effektiv eine gewünschte Verbesserung des Steh- und Gehverhaltens bei gleichzeitiger Linderung haltungsbedingter Beschwerden erreicht wird.

Der betroffene Mensch wird schneller rehabilitiert, wodurch sein krankheitsbedingter Berufsausfall verkürzt wird. Dadurch ist es möglich, die Ausgaben bzw. Kosten des deutschen Gesundheitswesens bei der Fortzahlung des Lohns im Krankheitsfall zu reduzieren.

Die Erkenntnisse der Studie sind folglich nicht nur für die Gesundheit des Menschen, sondern auch für die Minderung der Kostenausgaben des deutschen Gesundheitssystems von Interesse.

Literatur

1. AHONNEN, J., 1994: Sportmedizin und Trainingslehre. Schattauer Verlag. Stuttgart
2. AICH, L., 2001: Podo-äthiologische Therapiesohlen. In: Orthopädieschuhtechnik. 7/8 2001, S. 31- 32
3. AICH, L., 2006: Basismodul zur Podo-Äthiologie nach Lydia Aich. Lehr-CD
4. AICH, L., 1997: Fachinformation für Patienten
5. ALBRECHT, K., 2003: Körperhaltung : Haltungskorrektur und Stabilität in Training und Alltag. Haug-Verlag. Stuttgart
6. ALFERMANN, D./KÜSTER, C./ STILLER, J., 2003: Psychologische Effekte von Rückenschulprogrammen. In: Gesundheitssport und Sporttherapie. 19, S. 186-189
7. ARMBRUSTER, K., 1993: Verfahren zur Aufnahme und Vermessung von Körpern. In: Proceedings zum Symposium Bildverarbeitung '93, 24. bis 26. November 1993. Technische Akademie Esslingen
8. ARMSTRONG, D.G./LAVERY, L.A./BUSHMAN, T.R., 1998: Peak foot pressure influence the healing time of the diabetic foot ulcers treated with total contact casts. In: Journal of Rehabilitation Research and Development, Nr.35, S.1-5
9. ARSENAULT, A.B./WINTER, D.A./MARTENIUK, R.G., 1986: Is there a 'normal' profile of EMG activity in gait? In: Medical & Biological Engineering & Computing. 1986, 24, S. 337-343
10. ASHRY, H.R./LAVERY, L.A./MURDOCH, P.D./FROLICH, M./LAVERY, D.C., 1997: Effectiveness of diabetic insoles to reduce foot pressures. In: The Journal of Foot and Ankle Surgery. Nr.4, S. 328-329
11. BECKERS, D./ DECKERS, J., 1997: Ganganalyse und Gangschulung. Springer Verlag. Berlin. Heidelberg

12. BERSCHIN, G./ SOMMER, H.-M., 2004: Vibrationskrafttraining und Gelenkstabilität: EMG-Untersuchung zur Wirkung von Vibrationsfrequenz und Körperhaltung auf Muskelaktivierung und –koaktivierung. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, Jahrgang 55, Nr.6, S.153-156
13. BIGGOER, R./KIESER, G./ KUBLI, D./TROST, H./CAIMI, M./OEHLING, O./NEEF, P., 1997: Kräftigere Rückenmuskeln bedeuten weniger Schmerzen. Deutsch-schweizer Studie Medizinische Kräftigungstherapie bei chronischen Lumbalsyndrom. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 48. Nr. 2, S. 73
14. BIRKLBAUER, J., 2006: Modelle der Motorik: eine vergleichende Analyse moderner Kontroll-, Steuerungs- und Lernkonzepte. Meyer & Meyer Verlag. Aachen
15. BITTMANN,F./ BADTKE, G., 1994: Bewegungsmuster- primärer Faktor von Fehlentwicklungen des Muskel-Skelett-Systems. In: Manuelle Medizin. Nr. 32, S. 61-65
16. BIZZINI, M., 2000: Sensomotorische Rehabilitation nach Beinverletzungen: mit Fallbeispielen in allen Heilungsstadien. Thieme Verlag. Stuttgart
17. BOECKH-BEHRENS, W.-U./ BUSKIES, W., 1998: Gesundheitsorientiertes Fitnesstraining. Wehndemeier & Pusch Verlag. Lüneburg. 4.Aufl.
18. BOECKH-BEHRENS, W.-U./ BUSKIES, W., 2000: Fitness- Krafttraining. Rowohlt Taschenbuchverlag GmbH. Reinbek bei Hamburg
19. BOENICK, U. / NÄDER, M., 1991: Gangbildanalyse- Stand der Messtechnik und Bedeutung für die Orthopädie-Technik. Mecke Druck und Verlag. Duderstadt
20. BOURDIOL, R.-J., 1980: Pied et statique. Edition Maisonneuve.Paris
21. BOURDIOL, R.-J., 2003: Der gehende Mensch. In: Orthopädieschuhtechnik Nr. 1 + 2 S. 12-17
22. BOURDIOL, R.-J., 2003: Klinisch therapeutische Aspekte der Podoorthesiologie. In: Orthopädieschuhtechnik. Nr. 5, S. 23-26

23. BOURDIOL, R.-J., 2001: Die Folgen der bevorzugten Lateralität. In: Orthopädieschuhtechnik. Nr.10, S. 36-40
24. BOURDIOL, R.-J., 2001: Die Fußgewölbe. In: Orthopädieschuhtechnik. Nr. 9, S. 14-18
25. BOURDIOL, R.-J., 2001: Funktionelle Myologie. In: Orthopädieschuhtechnik. Nr. 7 und 8, S. 16- 25
26. BREITHECKER, D., 1992: Der Rücken im Kontext der Körperstatik. In: Haltung und Bewegung. Nr. 2, Se. 23-29
27. BRICOT, B., 2006: Die globale Reprogrammierung des Haltungssystems. Statipro Verlag
28. BRINCKMANN, P./FRABIN, W./LEIVSETH, G., 2000: Orthopädische Biomechanik. Georg Thieme Verlag. Stuttgart
29. BUCHBAUER,J., 1999: Präventives Muskeltraining zur Behebung von Haltungsfehlern; Totalrundrücken, Hohlrücken, Flachrücken und Skoliose. Verlag Karl Hofmann. Schorndorf
30. BURGESS, S./JORDAN, C./BARTLETT, R., 1997: The influence of a small insert, in the footbed of a shoe, upon plantar pressure distribution. In: Clinical Biomechanics. Nr. 3, S. 5-6
31. BUS, S.A./ULBRECHT, J.S./CAVANAGH, P.R., 2004: Pressure relief and load redistribution by custom-made insoles in diabetic patients with neuropathy and foot deformity. In: Clinical Biomechanics. Nr. 6, S. 629-638
32. BUSKIES,W./ DEMSKI, N., 2003: Rückenfitness : Grundlagen, Übungen, Spiele. Limpert Verlag. Wiebelsheim
33. CARL, H.D./PFANDER, D./SWOBODA, B, 1998: Assessment of plantar pressure in forefoot relief shoes of different designs. In: Foot Ankle International. Nr. 2, S. 117-120

34. CARL, H.D./PUTZ, C./WESELOH, G./FORST, R./SWOBODA, B., 2006: Insoles for the rheumatic foot. A clinical and pedobarographic. In: Der Orthopäde. Nr. 11, S.1176-1182
35. CASELLI, M.A./CLARK, N./LAZARUS, S./VELEZ, Z./VENEGAS, L., 1997: Evaluation of magnetic foil and PPT Insoles in the treatment of heel pain. In: Journal of the American Podiatric Medical Association. Nr. 1, S.11-16
36. CAVANAGH, P.R./ SIMS, D.S./ SANDERS, L.J., 1991: Body mass is a poor predictor of peak planar pressure in diabetic men. In: Diabetes care. Vol. 14, Issue 8, S. 750-755
37. CHEN, W.P./JU, C.W./TANG, F.T., 2003: Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis. In: Clinical Biomechanics. Nr. 6, S. 17-14
38. COCHRAN VAN B., G., 1988: Orthopädische Biomechanik. Ferdinand Enke Verlag. Stuttgart
39. CRENSHAW, S.J./POLLO, F.E./CALTON, E.F., 2000: Effects of Lateral-Wedged Insoles on Kinetics at the Knee. In: Clinical Orthopaedics & Related Research, S.185-192
40. DANIELS, L./ WORTHINGHAM, C., 1985: Manuelle Untersuchungstechniken. Gustav Fischer Verlag. Stuttgart, 5.Aufl.
41. DALICHAU, S./SCHEELE, K./REISSDORF, C./HUEBNER, J., 1998: Die kinematische Ganganalyse unter besonderer Berücksichtigung von Lendenwirbelsäule und Becken. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 49, Nr. 11 und 12, S. 340-346
42. DARGATZ,T./ KOCH, A., 2000: Starke Muskeln - gesunder Körper : das Kompaktprogramm für jedermann. Rowohlt-Taschenbuch-Verlag. Reinbek bei Hamburg
43. DEBRUNNER, H.U., 1998: Biomechanik des Fußes. Enke Verlag. Stuttgart, 2.Aufl.

44. DEED, E./HARRISON, R.C./DONALD, D.H./TRADEUSZ, J.J., 2002: How do anterior/posterior translations of the thoracic cage affect the sagittal lumbar spine, pelvic tilt, and thoracic kyphosis? In: European Spine Journal. Nr. 3, S. 287-293
45. DE MARREES, H., 2003: Sportphysiologie. Sportverlag Strauss.Köln, 9. Aufl.
46. DE LUCA, C.J., 1997: The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. In: Journal of Applied Biomechanics 1997, Nr. 13, S. 135-163
47. DENNER, A., 1998: Analyse und Training der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur. Springer Verlag. Berlin
48. DIETZ, V., 1996: Interaction between central programs and afferent input in the control of posture and locomotion. In: Journal of Biomechanics. Vol. 29. Nr. 7, S. 841-844
49. DIETZ, V., 1992: Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. In: Physiological Reviews. Vol 72. Nr. 1, S. 33-58
50. DRERUP, B./HAFKEMEYER, U./MÖLLER, M./WETZ, H.H., 2001: Der Einfluss der Geschwindigkeit beim Gehen auf die Druckverteilung bei orthopädischuhtechnischer Versorgung. In: Der Orthopädie. Nr. 30, S. 169-175
51. DRERUP, B./KOLLING, CH./KOLLER, A./WETZ, H.H., 2004: Verringerung des plantaren Spitzendrucks beim Diabetiker durch Verkürzung der Schrittlänge. In: Der Orthopäde. Nr. 33, S. 1013-1019
52. EINSINNGBACH, T./KLÜMPER, A./BIEDERMANN, L., 1988: Sportphysiotherapie und Rehabilitation. Georg Thieme Verlag. Stuttgart- New York
53. ELLRICH, J./STEFFENS, H./TREEDE, R.-D./SCHOMBURG, E.D., 1998: The Hoffmann Reflex of human plantar foot muscles. In: Muscle Nerve. Vol. 21. Nr. 6, S. 732-738

54. ELVING,B./ NÉMETH,G./ ARVIDSSON,I./ LAMONTAGNE,M., 1999: Reliability of EMG spectral parameters in repeated measurements of back muscle fatigue. In: Journal of Electromyography and Kinesiology. Nr. 9. 1999, S. 235-243
55. ENGELHARDT,M./FREIWALD, J., 1997: EMG-kontrollierte Muskelrehabilitation – Knieverletzungen. In: Sportverletzung, Sportschaden. Georg-Thieme Verlag. Stuttgart- New York, S.87-99
56. FACH, H.H., 2002: Geraüetrainer Rücken: die besten Übungen für einen gesunden Körper. Rowohlt-Taschenbuch-Verlag. Reinbek bei Hamburg
57. FAUTZ, M./SCHMITT, A., 2002: Ein volumenschnittbasiertes Verfahren zur Objekt- und Texturrekonstruktion. 7. ABW-Workshop. TA Esslingen
58. FREIWALD, J., 1992: Prävention und Rehabilitation im Sport. Rowohlt Taschenbuch Verlag GmbH. Reinbek bei Hamburg
59. FREIWALD, J./ ENGELHARDT, M., 1996: Neuromuskuläre Dysbalancen in Medizin und Sport. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 47. Nr. 3, 99-106
60. FREIWALD, J./ ENGELHARDT, M./ REUTER, I., 1998: Neuromuskuläre Dysbalancen in Medizin und Sport- Ursachen, Einordnung und Behandlung. In: Zichner,L./ Engelhardt, M./ Freiwald, J., 1998: Neuromuskuläre Dysbalancen. Novartis Pharma Verlag. Nürnberg , S. 165-190
61. FRISCH, H., 1999: Programmierte Therapie am Bewegungsapparat. Springer- Verlag Berlin Heidelberg. Berlin Heidelberg. 3. Aufl.
62. FROBÖSE, I./ NELLESSEN, G., 2003: Training in der Therapie: Grundlagen und Praxis. Urban & Fischer Verlag. München. 2. Aufl.
63. Gebrauchsanweisung: Vicon® Hardware User Manual.Oxford, United Kingdom.Vicon Motion Systems Limited, o. J.
64. GENOVA, J.M./GROSS, M.T., 2000: Effect of foot orthotics on calcaneal eversion during standing and treadmill walking for subjects with abnormal pronation. In: The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. Nr. 11, S, 664-675

65. GLITSCH, U., 2001: Die muskuläre Belastungsverteilung im Verlauf der Stützphase beim Gehen. In: Orthopädie Technik 4/01, S. 249-252
66. GOEBEL, S., STEPHAN, A., FREIWALD, J., 2005: Krafttraining bei chronischen lumbalen Rückenschmerzen. Ergebnisse einer Längsschnittstudie. In: deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 56. Nr.11, S. 388- 392
67. GÖTZ-NEUMANN, K., 2003: Gehen verstehen. Georg Thieme Verlag. Stuttgart
68. GOLLHOFER, A., 2002: EMG in der Bewegungsanalyse. In: Orthopädieschuhtechnik. Nr. 10, S. 33-41
69. GOSKE,S./ERDEMIR, A./PETRE, M./BUDHABHATTI, S./CAVANAGH, P.R.: Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis. In: Journal of Biomechanics. Nr. 13, S. 2363-2370
70. GOTTLOB, A., 2001: Differenziertes Krafttraining. Urban& Fischer Verlag. München- Jena
71. GROSSER, M./ EHLENZ, H./ GIEBL, R./ ZIMMERMANN, E., 1999: Muskeltraining. BLV Verlagsgesellschaft. München. 7. Aufl.
72. GUSTAVSON, R./ STREECK, R. 1991: Trainingstherapie. Georg Thieme Verlag. Stuttgart- New York
73. GUSTAVSON, R. 1997: Trainingstherapie im Rahmen der manuellen Medizin: Prophylaxe und Rehabilitation. Georg Thieme Verlag. Stuttgart- New York. 3. Aufl.
74. HAARER-BECKER, R./ SCHOER, D., 1998: Physiotherapie in Orthopädie und Traumatologie. Georg Thieme Verlag. Stuttgart. 2. Aufl.
75. HAASE, J./HENTASCH, H.-D./JUNG, R./STRATA, P./THODEN, U., 1976: Sensomotorik. Urban & Schwarzenberg. München-Berlin-Wien
76. HAFKEMEYER, U./WETZ, H.H./MÖLLER, M., 2002: Afferenzverstärkende (propriozeptive) Einlagen. In: Orthopädie- Technik. Nr. 6, S. 518-521

77. HAFKEMEYER, U./POPPENBURG, D./MÜLLER-GLIEMANN, C./DRERUP, B./MÖLLER, M./WETZ, H.H., 2003: Afferenzverstärkende (propriozeptive) Einlagen zur Behandlung des funktionellen Spitzfußes bei Kindern mit infantiler Cerebralparese (ICP). In: Medizinisch-Orthopädische Technik. Nr.4, S. 18-23
78. HARMSELT, I., 2000: Der Einfluss des Plattfußes auf die Gesamtstatik des Körpers. In: Naturheilpraxis. 5/2000, S.723-729
79. HARMSELT, I., 1997: Die Statik, Ursache vieler chronischer Sportverletzungen. In: Zeitschrift für Physiotherapeuten. Sonderdruck 49. Jg. (4/1997), S. 659-661
80. HATZITAKI, V./PAVALOU, M./BRONSTEIN, A.M., 2004: The integration of multiple proprioceptive information: effect of ankle tendon vibration on postural responses to platform tilt. In: Exp. Brain Research. Nr. 3, S. 345-254
81. HEILI, J.C., 2000: Neurologische Einlagen nach Jean-Claude Heili. In: Orthopädieschuhtechnik. Sonderheft Propriozeption, S. 60-61
82. HENATSCH, H.-D., 1986: Zu den neurophysiologischen Korrelaten motorischer Theorien. In: Mechling H./Schmidtbleicher, D./Starischka, S., 1986: Aspekte der Bewegungs- und Trainingswissenschaft. DVS. Clausthal-Zellerfeld
83. HENATSCH, H.-D., 1986: Die motorische Grammatik des Rückenmarks – Bestandsaufnahme und Revision. In: Fortschr. Neurol. Psychiat. Vol. 54, S.273-288
84. HENATSCH, H.-D./LANGER, H.H., 1985: Basic neurophysiology of motor skills in sport: a review. In: International journal of sports medicin. Vol. 6, Nr.1, S. 2-14
85. HOF, A.L., 1997: The relationship between electromyogram and muscle force. In: Sportverletzung, Sportschaden. Georg-Thieme Verlag. Stuttgart- New York, S.79-86
86. HOHMANN, A./ LAMES, M./ LETZELTER, M., 2002: Einführung in die Trainingswissenschaft. Limpert Verlag. Wiebelsheim
87. HOLLMANN, W./ HETTINGER, T., 2000: Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin. Schattauer Verlag. Stuttgart. 4. Aufl.

88. HOWALD, H., 1989: Veränderungen der Muskelfaser durch Training. In: Leistungssport. 2/89, S. 18- 24
89. HÜTER-BECKER, A./ SCHEWE, H./ HEIPERTZ,W., 1997: Physiotherapie. Georg Thieme Verlag. Stuttgart
90. HYLTON, N., 2000: Konzepte der dynamischen Orthetik- Hintergrund und Erfahrungen. Verlag Orthopädietechnik
91. JAHN, M., 2006: Prüfung der Wirkung von Modulen nach dem Podo-Orthesiologie-Konzept von Breukhoven. In: Sonderheft Sensomotorik der Zeitschrift Orthopädieschuhtechnik. 2006, S. 38-41
92. JAHRLING, L., 2000: Propriozeptive Einlagen für Spastiker. In: Orthopädieschuhtechnik- Sonderheft Propriozeption, S. 52-54
93. JANDA, V.,1994: Manuelle Funktionsdiagnostik. Ullstein Mosby GmbH & Co. KG. Berlin, 3. Aufl.
94. JUNQUEIRA,L.C./CARNEIRO,J./KELLEY, R.O:, 2002: Histologie. Springer-Verlag. Berlin Heidelberg New York, 4. Aufl.
95. KAKIHANA, W./AKAI, M./YAMASAKI, N./TAKASHIMA, T./NAKAZAWA, K., 2004: Changes of joint moments in the gait of normal subjects wearing laterally wedged insoles. In: American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. Nr. 4. S. 273-278
96. KENDALL, F./ KENDALL McCREARY, E./ GEISE PROVANCE, P. 2001: Muskeln-Funktionen und Tests. Urban& Fischer Verlag. München Jena, 4. Aufl.
97. KENT, M. (Hrsg.),1996: Wörterbuch Sport und Sportmedizin. Limpert Verlag GmbH. Wiesbaden

98. KERRIGAN, D.C./LELAS, J.L./GOGGINS, J./MERRIMAN, G.J./KAPLAN, R.J./FELSON, D.T., 2002: Effectiveness of a lateral-wedge insole on knee varus torque in patients with knee osteoarthritis. In: Arch. Phys. Med. Rehabil.. Nr. 7, S. 889-893

99. KIMMESKAMP, S./MILANI, T.L., 2002: Afferenzstimulierende Einlagenversorgung – der Versuch einer physiologisch begründeten Begriffserklärung. In: Orthopädieschuhtechnik. Nr. 10, S. 24-31

100. KLEE, A, 1994: Haltung, muskuläre Balance und Training. Verlag Harri Deutsch. Frankfurt am Main

101. KLEIN-VOGLBACH, S., 2001: Funktionelle Bewegungslehre. Springer-Verlag. Berlin. Heidelberg, 5. Aufl.

102. KÖSTERMEYER, G./ABU-OMAR, K./RÜTTEN, A., 2005: Rückenkraft, Fitness und körperliche Aktivität- Risiko oder Schutz vor Rückenbeschwerden? Ergebnisse einer Querschnittsuntersuchung. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 56. Nr. 2, S. 45-49

103. KONRAD, P., 2005: The ABC of EMG. Powered by Noraxon Inc.,USA

104. KONRAD,P./ FREIWALD, J., 1997: Einführung in das kinesiologische EMG. In: Binkowski, H./ Hoster, M./ Nepper, H.U., 1997: Medizinische Trainingstherapie in der ambulanten Rehabilitation : ausgewählte Aspekte. Sport Consult-Verlag. Waldenburg

105. KREIGHBAUM, E./ BARTHEL, K.M., 1985: Biomechanics: a qualitative approach for studying human movement. Macmillan Publishing Company. New York, 2. Aufl.

106. KUMMER, B., 2005: Biomechanik- Form und Funktion des Bewegungsapparates. Deutscher Ärzte- Verlag. Köln

107. KUNZ, M./ KOLL, R. Dr.med./ DROSTE, S., 2000: Medizinisches Aufbautraining. Gesundheits- Dialog Verlag GmbH. Oberhaching

108. KUNZ, M. (Hrsg.), 2003: Medizinisches Aufbautraining: Erfolg durch MAT in Prävention und Rehabilitation. Urban&Fischer Verlag. München. Jena. 2. Aufl.
109. KUROYANAGI, Y./NAGURA, T./MATSUMOTO, H./OTANI,T./SUDA, Y./NAKAMURA, T./TOYAMA, Y., 2007: The lateral wedged insole with subtalar strapping significantly reduces dynamic knee load in the medial compartment Gait analysis on patients with medial knee osteoarthritis. In: Osteoarthritis Cartilage. Nr.3
110. LAMOTH, C.J.C./MEIJER, O.G./DAFFERTSHOFER, A./WUISMAN, P.I.J.M./BEEK, P.J., 2006: Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. In: Europe Spine Journal. Nr. 15, S. 23-40
111. LARIVIÈRE,C./ ARSENAULT,A.B./ GRAVEL,D./ GAGNON,D./ LOISEL,P., 2002: Evaluation of measurements strategies to increase the reliability of EMG indices to assess back muscle fatigue and recovery. In: Journal of Electromyography and Kinesiology. Nr. 12. 2002, S. 91-102
112. LAUBE, W./BOCHDANSKY, T., 2003: Sensomotorik und Rehabilitation. In: Österr. Z. Phys. Med .Rehabil. Nr. 13/ 1, S. 3-4
113. LAUBE, W./HILDEBRANDT, H.D., 2000: Auswirkungen einer defizitären Propriozeption auf die Bewegungsprogrammierung – koordinative Aspekte nach Kniegelenksverletzungen und bei Rückenpatienten. Orthopädie-Technik 51, S. 534-550
114. LEIFELS, S., 2002: Einfluss eines 6-min-Laufs auf die plantare Druckverteilung bei Grundschulkindern mit und ohne Fußauffälligkeiten. Examensarbeit. Westfälische Wilhelms-Universität Münster
115. LEHNERT-SCHROTH, C., 1998: Dreidimensionale Skoliosenbehandlung – Atmungs- und Orthopädiessystem Schroth. Gustav Fischer Verlag. Stuttgart. Jena. Lübeck. Ulm
116. LUDIN, H.-P., 1993: Praktische Elektromyographie. Ferdinand Enke Verlag. Stuttgart. 4. Aufl.

117. LUDWIG, O./FUHR, N., 2004: Änderung der muskulären Aktivität durch propriozeptiv wirkende Einlegesohlen. In: Orthopädieschuhtechnik. Nr.12, S. 13-18
118. LUDWIG, O., SCHMITT, E., 2006: Neurokybernetik der Körperhaltung. In: Haltung & Bewegung. Nr.1, S. 5-14
119. LUDWIG, O./FUHR, N., 2006: Standards in der Haltungsvermessung bei sensomotorischer Versorgung. In: Orthopädieschuhtechnik. Sonderheft Sensomotorik, S. 32-37
120. MARTIN,D./CARL, K./LEHNERTZ, K., 2001: Handbuch Trainingslehre. Verlag Karl Hofmann. Schorndorf. 3.Aufl.
121. MECHLING,H./MUNZERT,J., 2003: Handbuch Bewegungswissenschaft - Bewegungslehre. Verlag Karl Hofmann. Schorndorf
122. MECHLING, H., 1985: Aspekte der Bewegungs- und Trainingswissenschaft : motorisches Lernen, Leistungsdiagnostik, Trainingssteuerung. DVS. Clausthal-Zellerfeld
123. MEIER, H., 1997: Medizinische Trainingstherapie in der Praxis. Methodik der MTT. Medicon Verlag. Mühlhausen
124. MEINEL, K./SCHNABEL, G., 2006: Bewegungslehre – Sportmotorik. Südwest Verlag. München, 10. Aufl.
125. MENSINK, G.B.M., 1999: Körperliche Aktivität. In: Gesundheitswesen 61. Sonderheft 2, S. 126-131
126. MERLETTI, R., 1999: Standards for Reporting EMG data. In: Journal of Electromyography and Kinesiology. Vol. 9, S. 3-4
127. MÜLLER-GLIEMANN, C./DRERUP, B./OSADA, N./WETZ, H.H., 2006: Der Einfluss neurologischer Einlagen nach Bourdiol auf die Rumpfhaltung. In: Der Orthopäde. Nr. 35, S. 1131-1136

128. NATRUP, J., OHLENDORF, D., FISCHER, F., 2004: Auswirkungen neurologischer Einlagen auf die Körperstatik. In: Orthopädieschuhtechnik, Sonderheft Einlagen 2004, S. 56-63.
129. NATRUP, J., 1999: Wie erfahre ich, wenn es dem Fuß zuviel wird? In: Orthopädieschuhtechnik. Nr. 11, S.29-35
130. NATRUP, J., 2001: Der Einsatz der elektronischen Fußdruckmessung am diabetischen Fuß. In: Gesundheitsprofi. Nr. 11, S. 34-36
131. NATRUP, J./FISCHER, F., 2003: Variationen im Schuh- und Einlagenbau und ihr Einfluss auf die Druckbelastung des Fußes. In: Medizinisch Orthopädische Technik. Nr. 4, S. 24-36
132. NENTWIG, C.G., 1999: Effektivität der Rückenschule. In: Der Orthopäde. Vol. 29. Nr. 11, S.958-965
133. NICOL, K./HENNIG, E.M., 1976: Time-depend method for measuring force distribution using a flexible mat as a capacitor. In: KOMI, P.V., 1976: Biomechanics. V-B. Baltimore University Park Press
134. NICOL, K./ RUSTEBERG, D., 1993: Pressure Distribution on Mattresses, In: Journal of Biomechanics, Vol. 12, S. 1479-1486
135. NICOL, K./ PEIKENKAMP, K., 1999: Apparative Biomechanik- Methodik und Anwendungen. Czwalina Verlag. Hamburg
136. NICOLAKIS, P./NICOLAKIS, M./PHIESLINGER, E./EBENBICHLER, G./VACHUDA, M./KIRTLEY, C./FIALKA-MOSER, V., 2000: Relationship between craniomandibular disorders and poor posture. In: Cranio. Nr. 2, S.106-112
137. NIGG, B. M./NURSE, M. A./STEFANYSHYN, D. J., 1999: Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. In: Medicine & Science in Sports & Exercise. Nr. 7, S. S421-428
138. NIGG, B.M./HERZOG, W., 1999: Biomechanics of the Muskulo-skeletal System. John Wiley & Sons Ltd. West Sussex, 2. Aufl.

139. NORTON, B.J./SAHRMANN, S.A./VAN DILLEN, F.L., 2004: Differences in measurements of lumbar curvature related to gender and low back pain. In: J. Orthop. Sports Phys. Ther.. Nr. 9, S. 524-534
140. OHLENDORF, D., 2004: Der Einfluss von sensomotorischen Einlagen auf die Körperstatik im Stand. Masterarbeit. Universität Göttingen
141. OLIVER, N./ROCKMANN, U., 2003: Grundlagen der Bewegungswissenschaft und – lehre. Verlag Karl Hofmann. Schorndorf
142. ORENDURFF, M.S., SEGAL, A.D., KLUTE, G.K., BERGE, J.S., ROHR, E.S., KADEL, N.J., 2004: The effect of walking speed on center of mass displacement. In: Journal of Rehabilitation Research & Development. Nr. 41, S. 629-634
143. OROSZ, N., 2003: Welche Bedeutung hat das Gleichgewicht für die Haltung? In: Gesundheitssport und Haltung. Nr. 19, S. 177-178
144. O`SULLIVAN, P.B./DANKAERTS, W./BURNETT, A.F./FARRELL G.T./JEFFORD, E./NAYLOR, C.S./O`SULLIVAN, K.J., 2006: Effect of different upright sitting postures on spinal-pelvic curvature and trunk muscle activation in a pain-free population. In: Spine. Nr. 19, E707-12.
145. PEACH, J.P./ GUNNING, J./ MCGILL, S.M., 1998: Reliability of spectral EMG parameters of healthy back extensors during submaximum isometric fatiguing contractions and recovery. In: Journal of Electromyography and Kinesiology. Nr. 8., S. 403-410
146. PERCY, M.L./MENZ, H.B., 2001: Effects of prefabricated foot orthoses and soft insoles on postural stability in professional soccer players. In: Journal of the American Podiatric Medical Association. Nr. 4, S. 194-202
147. PERRY, J., 2003: Ganganalyse. Urban & Fischer Verlag. München
148. PFEIFER, K./ VOGT, L./ BANZER, W., 2003: Kinesiologische Elektromyographie (EMG). In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 54. Nr. 11, S. 331-332

149. POSTEMA, K./BURN, P.E./ZANDE, M.E./LIMBEEK, L., 1998: Primary metatarsalgia: the influence of a custom moulded insole and a rockerbar on plantar pressure. In: Prosthet. Orthot. Int.. Nr. 1, S. 35-44
150. PULLMANN, S.L./GOODIN, D.S./MARQUINEZ, A.I./TABBAL, S./RUBIN, M., 2000: Clinical utility of surface EMG. In: Neurology. Vol. 55, S. 171-177
151. RACH, O., 2004: Ganganalytische Untersuchungen zu funktionellen Aspekten der neuen Bremskniegelenke 3R90 und 3R92. Diplomarbeit. Fachhochschule Gießen-Friedberg
152. RADLINGER, L., 1998: Rehabilitatives Krafttraining: theoretische Grundlagen und praktische Anwendungen. Georg Thieme Verlag. Stuttgart- New York.
153. REICHEL, H.-S./ SCHUCK, M./ SEIBERT, W./ HATZELMANN, E./ HELMER, G., 1992: Die Wirbelsäule- Prävention und Rehabilitation durch Entspannung. Gesundheits-Dialog Verlag GmbH. Unterhaching
154. REIBER, G.E./SMITH, D.G./BOONE, D.A./DEL AGUILA, M./BORCHERS, R.E./MATHEWS, J.A.W./BURGES, E.M., 1997: Design and pilot testing of the DVA/Seattle Footwear System for diabetic patients with foot insensitivity. In: Journal of Rehabilitation Research and Development. Nr. 1, S. 1-8
155. RISCH, S.V./ NORWELL, N.K./POLLOCK, M.L./ RISCH, E.D./LANGER, H./FULTON, M./GRAVES, J.E./LEGGETTS, S.H., 1993: Lumbar Strengthening in Chronic Low Back Pain Patients- Physiologic and Psychological Benefits. In: Spine. Vol. 2, S. 232- 239
156. RISTOW, B., 1997: Erfassung, Rekonstruktion und Simulation realer Objekte. 3. ABW- Workshop. TA Esslingen
157. RITTWEGER, J./JUST, K./KAUTZSCH, K./ REEG, P./FELSENBERG, P., 2002: Treatment of chronic lower back pain with lumbar extension and whole-body vibration exercise. In: Spine. Vol. 17, S. 1829-1834
158. RÖTHIG, P., 1992: Sportwissenschaftliches Lexikon. Verlag Karl Hofmann. Schorndorf. 5. Aufl.

159. ROHLAND, U., 2000: Statistik. Shaker Verlag. Aachen
160. ROHLMANN, A., WILKE, H.-J., MELLEROWICZ, H., GRAICHEN, F., BERGMANN, G., 2001: Belastungen der Wirbelsäule im Sport. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 52. Nr. 4, S. 118-123
161. ROTH, K./WILIMCZIK, K., 1999: Bewegungswissenschaft. Rowohlt Taschenbuch Verlag. Reinbeck bei Hamburg
162. RÜHL, J./ SCHUBA, V., 2003: Funktionelles Fitnesskrafttraining. Meyer & Meyer Verlag. Aachen
163. SAUR, P./ ENSINK, F.B.-M./STEINMETZ, U./STRAUB, A./HILDEBRANDT, J./NIKLAS, A./KETTLER, D., 1998: Göttinger-Rücken-Intensiv-Programm: Ergebnisse eines multidisziplinären Therapieprogrammes für Patienten mit chronischen lumbalen Rückenschmerzen. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 49, Sonderheft 1, S. 261-264
164. SCHALLMEY, W./TER HARMSEL, I., 2006: Skript Basiskurs Podo-Orthesiologie. Lehrinstitut. Warendorf
165. SCHEID, V. (Hrsg.), 2004: Trainingslehre. Limpert Verlag. Wiebelsheim, 9. Aufl.
166. SCHIEBLER, T.H./ SCHMIDT, W., 1999: Anatomie. Springer- Verlag Berlin Heidelberg. Berlin Heidelberg. 8. Aufl.
167. SCHMIDT, R. F./ THEWS, G., 2000: Physiologie des Menschen. Springer- Verlag. Berlin Heidelberg. Berlin Heidelberg. 28. Aufl.
168. SCHMITT, H./CARSTENS, C., 2004: Skoliose und Sport. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 55, Nr.6, S. 163-164
169. SCHNEIDER/SCHILTENWOLF, 2005: Preaching to the converted: Über- und Unterversorgung in der Schmerzprävention am Beispiel bundesdeutscher Rückenschulen. In: Der Schmerz. Nr. 6, S. 477-488

- 170. SCHOMBURG, E.D., 1990: Spinal functions in sensorimotor control of movements. In: Neurosurg. Rev.. Nr. 13, S. 179-185
- 171. SCHOUENBORG, J./WENG, H.-R., 1994: Sensorimotor transformation in a spinal motor system. In: Exp. Brain Res.. Vol. 100, S. 170-174
- 172. SCHÜLE, K./ HUBER, G. (Hrsg.), 2004: Grundlagen der Sporttherapie- Prävention, ambulante und stationäre Rehabilitation. Urban & Fischer Verlag. München. Jena. 2. Aufl.
- 173. SCHÜNKE, M./SCHULTE, E./ SCHUHMACHER, U./VOLL, M./WESKER,K., 2005: Prometheus. Lernatlas der Anatomie. Georg Thieme Verlag. Stuttgart
- 174. SHABAT, S./GEFEN, T./NYSKA, M./FOLMAN, Y./GEBSTEIN, R., 2005: The effect of insoles on the incidence and severity of low back pain among workers whose job involves long-distance walking. In: European Spine Journal. Nr.6, S. 546-550
- 175. SIMONEAU, G.G./ULBRECHT, J.S./ DERR, J.A./BECKER, M.B./ CAVANAGH, P.R., 1994: Postural instability in patients with diabetic sensory neuropathy. In: Diabetes Care. Nr. 17, S. 1411-1421
- 176. SEIBERT, W., 1998: Perfektes Körpertraining. Copress-Verlag GmbH. München. 7.Aufl.
- 177. SPRING, H., 1981: Muskelfunktionsdiagnostik nach Janda. In: Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 29, S. 143-146
- 178. STEININGER, K. Dr.med./BUCHBAUER, J., 1994: Funktionelles Kraftaufbautraining. Gesundheits- Dialog Verlag GmbH. Oberhaching
- 179. STREICHER, H., 2005: Neue Ansätze in der Rückenschule? Effekte einer therapeutischen Rückenschule mit integrativem propriozeptiv-koordinativen Training. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 56. Nr.4 , S. 100-106
- 180. TITTEL, K., 2003: Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. Urban & Fischer Verlag. München. Jena. 14. Aufl.

181. TREPEL, M., 1999: Neuroanatomie. Urban & Fischer Verlag. München. 2. Aufl.
182. VOGT, L./ BANZER, W., 1999: Vergleichende oberflächen-elektromyographische Untersuchung ausgewählter Rumpf- und Hüftmuskeln beim Gehen auf der freien Gehstrecke und dem Laufbandergometer. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 50. Nr.3, S. 84-88
183. VOGT, L./ BANZER, W., 2005: Instrumentelle Ganganalyse. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 56. Nr.4, S. 108-109
184. VOß, R., 2004: Einfluss der Absatzhöhe des Schuhs auf die Statik und das Gehen. Magisterarbeit. Universität Göttingen
185. WEINHARDT, C./ HELLER, K.D./ WEH, L., 2001: Konservative Therapie des chronischen Rückenschmerzes: spezifisches Krafttraining der Rückenmuskulatur oder Steigerung der allgemeinen körperlichen Fitness. In: Zeitschrift für Orthopädie. 6. Band, S. 490-495
186. WHITTLE, M.W., 2002: Gait analysis: an introduction. Butterworth-Heinemann. Oxford. 3. Aufl.
187. WINCHENBACH, H., 2003: Welche Bedeutung hat Kraft für die Haltung? In: Gesundheitssport und Therapie. Nr. 19, S. 173-174
188. WINDLE, C.M./GREGORY, S.M./DIXON, S.J., 1999: The shock attenuation characteristics of four different insoles when worn in a military boot during running and marching. In: Gait & Posture. Nr.1, S.31-37
189. WINKLER, W./ WAHLE, C., 2001: Statistik für Sportstudierende. Skript zur Vorlesung. IfS Universität Göttingen, 2. Aufl.
190. WINTER, D.A., 1990 : Integrated gait analysis as a diagnostic tool in orthopäedics and prosthetics. In: BOENICK, U./ NÄDER, M., 1991: Gangbildanalyse- Stand der Messtechnik und Bedeutung für die Orthopädie-Technik. Mecke Druck und Verlag. Duderstadt

191. WINTER, D.A., 1995: Human balance and posture control during standing and walking. In: Gait and Posture. Nr. 3, S. 193-214
192. WILLIMCZIK, K., 1975: Grundkurs Statistik. Wilhelm Limpert Verlag. Frankfurt am Main, 1. Aufl.
193. WOLF, H., 1998: Absolute Moirémesstechnik zur Formerfassung nicht notwendigerweise stetiger Oberflächen. 5. ABW-Workshop. TA Esslingen
194. WOLF, K., 2002: Schnelle absolute 3D-Messung. 7. ABW-Workshop. TA Esslingen
195. ZIEGLER, R., 2003: Vermessung der Körperstatik nach Bourdiol. In: Orthopädieschuhtechnik. 12/2003
196. ZIMMERMANN, K., 2000: Gesundheitsorientiertes Muskelkrafttraining: Theorie, Empirie, Praxisorientierung. Verlag Karl Hofmann. Schorndorf

Weitere Quellen

http://www.abw-3d.de/messverfahren/lichtschnitt/lichtschnitt_de.php; 05.10.06, 16:57

<http://www.aerzte-zeitung.de/docs/2006/01/25/013a0501.asp?cat=/medizin/schmerz;>
12.4.06, 11:33

http://www.bio-medical.com/news_display.cfm?mode=EMG&newsid=57;
07.01.2006,12:42

http://www.bio-medical.com/news_display.cfm?mode=EMG&newsid=13;
07.01.2006, 12:45

<http://www.bundesverband-skoliose.de/krankheitsbild.htm>; 03.07.2006, 8:18

<http://www.delsys.com/library/papers/SEMGintro.pdf>; 21.5.06, 13:14

http://www.destatis.de/presse/deutsch/pk/2004/Krankheitskosten_stat-hahlen.htm;
04.12.06, 17:26

http://www.dvgs.de/news/add_page.php?fnum=1&num=2; 7.8.06, 17:10

<http://www.gbe-bund.de>; 5.1. 07, 14: 22

http://www2.huberlin.de/biomechanik/Seminare/Methoden/EMG/EMG_Elektrtyp.htm;
07.01.06,13:31

http://www2.hu-berlin.de/biomechanik/Seminare/Methoden/EMG/EMG_Alg-gru.htm;
07.01.06,13:31

<http://www.ifpb-ev.de> ; 28.02.06, 10:37

<http://www.informatik.unibremen.de/agki/www/grp/sima/vortraege/AV3D/AV3D.htm>;
09.07.06, 8:18

<http://www.media.mit.edu/resenv/pubs/papers/2002-10-IEEE-EMBS-BMES-Shoe.pdf>;
19.2.07, 8:28

[http://www.mrt.uni-karlsruhe.de/download/A2\(3\).pdf](http://www.mrt.uni-karlsruhe.de/download/A2(3).pdf) ; 09.07.06, 8:23

<http://www.podo-orthesiologie.de/> ; 28.02.06, 10:37

<http://www.posturologie.org/> ; 02.12.2006, 9:36

<http://www.rehab.research.va.gov/mono/gait/bontrager.pdf>; 0.3.04. 07, 14:56

http://www.rki.de/nn_226044/DE/Content/GBE/Gesundheitsberichterstattung/GBEDownloadsB/gstel03,templateId=raw,property=publicationFile.pdf/gstel03;
03.12.06, 11:02

http://www.rki.de/cln_011/nn_226040/DE/Content/GBE/Gesundheitsberichterstattung/GBEDownloadsT/schmerz,templateId=raw,property=publicationFile.pdf/schmerz; 03.12.06,
11:14

http://www.rki.de/cln_011/nn_226040/DE/Content/GBE/Gesundheitsberichterstattung/GBEDownloadsT/fruehberentung,templateId=raw,property=publicationFile.pdf/fruehberentung;
03.12.2006, 11:27

http://www.rki.de/cln_011/nn_1001054/DE/Content/GBE/Gesundheitsberichterstattung/GesInDtld/kernaussagen__inhalt.html#doc1001608bodyText1; 15.12.06, 18:55

<http://www.semg.org/education/articles/article2.htm>; 07.01.2006, 13:12

<http://www.semg.org/education/articles/article3.htm>; 07.01.2006, 13:14

http://www.vision-academy.org/mv_wbuch/np/AAE646D1CEA41A75C1256C1C0023B1B4.htm; 09.07.06,
8:39

<http://www.wikipedia.de>; 11.07.06, 13:47

Anhang A - Abbildungen und Ergänzungen

Zusatz:

Rot = Bahnen und Kerne des Hinterstrangsystems;

Blau = Bahnen und Kerne des Vorderseitenstrangsystems

Abb. 2.1. Schematische funktionelle Übersicht des somatosensorischen Systems

Ergänzung 2.1.

Die Afferenzen werden über Neuriten der Spinalganglien an die Hinterwurzel des Rückenmarks (1. neuronale Umschaltung) geleitet. An den Hinterstrangkernen des verlängerten Marks (Medulla oblongata) erfolgt die 2. neuronale Umschaltung. Anschließend kreuzen diese Nervenbahnen in der mittleren Schleifenbahn (Tractus lemniscus medialis) zur Gegenseite. Danach erreichen die mechanorezeptiven und propriozeptiven Informationen den Ventrobasalkern des Thalamus, wo die 3. neuronale Umschaltung der Afferenzen ausgelöst wird. Zuletzt gelangen sie in die Kortexgebiete SI (Gyrus postcentralis) und SII.

Die ins Cerebellum geleiteten Impulse enthalten Informationen über die räumliche Körperpositionierung, die Stellung der Gelenke sowie die der Muskeln zueinander. Das Cerebellum bearbeitet Konzepte der geplanten Bewegungen, optimiert und korrigiert die Stützmotorik. Weiterhin überprüft es die langsame Zielmotorik und stimmt die Kooperation der Stütz- und Zielmotorik aufeinander ab.

Als weitere Kontrollinstanz der Motorik erhalten die Basalganglien Informationen von den assoziativen und sensomotorischen Kortexarealen. Sie fertigen Bewegungsprogramme an und überprüfen die komplexen, langsamen und gleichmäßigen Bewegungen.

Entnommen aus: Schmid/ Thews, 2000, S. 225

Abb. 2.2. Funktionelle Übersicht der zusammenwirkenden Propriozeptoren bei bewusst werdenden Vorgängen

Ergänzung 2.2.

Die Sensoren der Propriozeption befinden sich in den tieferen Gewebsschichten der Muskulatur, Gelenkkapseln, Bänder oder Sehnen und leiten dort entstandene Sinneseindrücke an den Kortex weiter. Diese propriozeptiven Reflexe sind von besonderer Bedeutung für die Erhaltung der neuromuskulären Balance, da sie an der Aufrechterhaltung der Stütz- und Zielmotorik beteiligt sind.

Entnommen aus: Schmidt/Thews 2000, S.223

Abb. 2.3. Vergleich der kortikalen Verbindungen von Basalganglien und Kleinhirn

Entnommen aus: Klinke/Pape/Silbernagl 2005, S. 762

Abb. 2.4. Vereinfachtes Schema funktioneller Schritte und Strukturen der Zielmotorik

Entnommen aus: Klinke/ Pape/ Silbernagl 2005, S. 782

Abb. 2.5. Muskeldehnungsreflex, reziproke Hemmung und γ -Muskelspindelschleife

Ergänzung 2.3.

A = Schema des längenstabilisierenden Regelkreises

B = Reziproke Hemmung antagonistischer Motoneurone über das inhibitorische Ia-Interneuron (disynaptische Verbindung). Außerdem ist dargestellt, dass die absteigende Aktivierung der γ -Motoneurone über die Spindelschleife α -Motoneurone indirekt erregt.

Entnommen aus Klinke/ Pape/ Silbernagl 2005, S. 754

Abb. 2.6. Der Prozess der Erregungsleitung an der motorischen Endplatte

Entnommen aus: Silbernagl/Despopoulos 2007, S. 57

Ergänzung 2.4.

Alpha-Motoneurone bilden zusammen mit der von ihnen innervierten extrafasalen Muskulatur als motorische Endplatte das Vollzugssystem der Motorik. An der postsynaptischen Membran der Muskelfaser wird bei der Überschreitung des Schwellenpotentials eine Depolarisation ausgelöst. Wenn sich das Ruhepotential der benachbarten Muskelfasermembranen von ca. -80mV auf $+50\text{mV}$ depolarisiert, entsteht ein Aktionspotential mit der Folge einer Depolarisationswelle. Eine Kontraktion kann entweder durch eine räumliche Summation der Potentiale von mehreren Synapsen an einer Nervenzelle oder durch eine zeitliche Summation an einer Synapse zu unterschiedlichen Zeitpunkten, entstehen (siehe Abb. 2.7.).

Abb. 2.7. Räumliche und zeitliche Summation eines Aktionspotentials

Entnommen aus Schmidt/Thews 2000, S. 51

Abb. 2.8. Feinbau der quergestreiften Muskelfaser

Entnommen aus: Silbernagl/Despopoulos 2007, S. 61

Ergänzung 2.5.

Den gesamten Muskel umgibt eine derbe Bindegewebshülle, das Epimysium. Dünnere Bindegewebssepten, das Perimysium, umfasst die einzelnen Muskelbündel im Inneren des Muskels. Ein Muskelbündel ist wiederum aus vielen Muskelfasern zusammengesetzt, die jeweils vom Endomysium umgeben sind. In dieser Bindegewebsschicht sind auch Kapillare, Lymphgefäße, Nervenfasern und Muskelspindeln (Dehnungsrezeptoren) lokalisiert.

Die quergestreifte Musterung des Muskels basiert auf einer charakteristischen Anordnung der kontraktilen Filamente Aktin und Myosin (siehe Abb. 2.9.). So entsteht die gleichmäßige Streifung, die sich je nach ihrem Proteinanteil in helle I-Banden (isotrop) und dunkle A-Banden (anisotrop) differenziert. Darüber hinaus sind an der A-Bande die dicken Myosinfilamente befestigt. Die Z-Linie, eine proteinhaltige Haltestruktur, hingegen teilt die I-Bande in der Mitte und zwei Z-Linien begrenzen jeweils in einem Abstand von ca. 2,2-2,4 µm ein Sarkomer, die kleinste kontraktile Muskeleinheit eines Muskels. Zwischen den Myosinfilamenten sind die dünneren Aktinfilamente parallel angeordnet. Mehrere aufeinander folgende Sarkomere bilden eine Myofibrille, so dass die Myofibrillen 80% der Muskelfaser ausmachen.

Innerhalb einer Muskelfaser sind je nach Muskel mehrere Hundert bis zu Tausend Myofibrillen vorzufinden, die zusammen als Myofilamente bezeichnet werden. Die dünnen Aktin- und dickeren Myosinproteine sind vom Sarkoplasma umschlossen. Sie sind dort im Verhältnis 2:1 (Aktin zu Myosin) parallel und seriell angeordnet. Das dünnere Aktinfilament besteht aus den drei verschiedenen Proteinen Aktin, Tropomyosin und dem auf den Aktin- und Tropomyosinproteinen aufliegendem Troponin.

Ein Myosinfilament besteht aus länglichen Myosinmolekülen, die wie eine Spirale gedreht sind und deren einzelne Myosinköpfchen nach außen ragen. Aufgrund dieser Konstruktion können sie Querbrücken ausbilden, die sich bei einer Kontraktion an die Aktinmoleküle binden.

Bei Veränderungen des Muskelzustandes verschieben sich die Aktin- und Myosinfilamente zueinander, ohne dabei ihre Länge zu ändern. Es verändert sich nur der Abstand der Z-Scheiben und somit die Länge der Sarkomere. Wenn sich alle Sarkomere simultan verkürzen, erfolgt schließlich eine Muskelkontraktion. (siehe Abb. 2.10.)

Abb. 2.9. Aufbau eines Sarkomers

Ergänzung 2.6.

Ein Aktinprotein setzt sich aus zwei spiralförmig miteinander verdrehten F-Aktin-Ketten zusammen, deren einzelne Moleküle als G-Aktin-Moleküle bezeichnet werden. Zudem greifen bei einer Muskelkontraktion dort die Myosinköpfe an. Diese Stellen sind im Ruhezustand vom Tropomyosin verdeckt, um eine Verbindung zwischen Aktin und Myosin zu verhindern.

Ergänzung 2.7.

Mit dem Myosin ist das Polypeptid Titin verbunden, welches an der M-Linie und dem Z- Streifen befestigt ist. Durch das Titin wird das Myosinfilament bei einer Kontraktion zwischen zwei Z-Scheiben in zentraler Position gehalten.

Entnommen aus: Silbernagl/Despopoulos 2007, S. 61

Abb. 2.10. Arbeitszyklus beim Filamentgleiten

Ergänzung 2.8.

Während einer Kontraktion gleiten die Aktinfilamente an den Myosinfilamenten entlang, wobei eine Hydrolyse von ATP notwendig ist. Dieser Prozess wird auch als Filament-Gleit-Mechanismus beschrieben. (vgl. Junqueira/Carneiro/Kelly 2002, S.149), (vgl. Klink/Pape/Silbernagl 2005, S.104f.), (vgl.

Hohmann/Lames/Letzelter 2002, S.69f.), (vgl. Whittle 2002, S.24f.), (vgl. Silbernagl/ Despopoulos 2007, S.62f.)

Mittels Kalzium, das aus dem sarkoplasmatischen Retikulum zwischen die Aktin- und Myosinfilamente gelangt, wird eine Querbrückenbildung ausgelöst. Erreicht ein Aktionspotential die Muskelfaser, nimmt die Durchlässigkeit der sarkoplasmatischen Retikulen zu und die Kalziumkonzentration steigt. Während des Querbrückenzyklus bindet sich zunächst ein ATP-Molekül an das aktive Zentrum des Myosinkopfes, wodurch sich dieser löst und die Bindung von Aktin und Myosin bricht. Kurz darauf spaltet das Enzym ATPase am Myosinkopf ATP (Adenosintriphosphat) in ADP (Adenosindiphosphat) und ein Phosphatmolekül (P). Es erfolgt eine Umlagerung des Myosinkopfes mit einem Umklappen des Hebelarms, der sich nun auf der Höhe eines anderen Aktinmoleküls befindet. Durch den Einfluss von Kalzium auf den Troponin-Tropomyosin-Komplex vollzieht sich aufgrund einer Konformationsänderung der Troponinmoleküle eine Lageänderung der Tropomyosinmoleküle hin zur Mittelachse des Aktinfilaments. Die Bindungsstelle am Aktin wird dadurch für die Myosinköpfe geöffnet, so dass sie sich an die Aktinfilamente anlagern können. Hierbei handelt es sich um ein ‚kurzes Andocken‘ der Myosinköpfe. Unter Abgabe eines Phosphatmoleküls klappen die Myosinköpfe ab und verändern ihren Winkel von 90° auf 45°, so dass die Aktinfilamente in die Zwischenräume der Myosinfilamente gleiten. Sie verschieben sich um ca. 6-8 nm gegeneinander, was auch als Kraftschlag bezeichnet wird. Die stabile Endstellung ist dann erreicht, wenn im zweiten Schritt des Kraftschlages ADP abgegeben worden ist. Der Hebelarm klappt noch weiter um, so dass die Filamente um weitere 2-4 nm gegeneinander verschoben werden. Erst bei einer ATP-Bindung in den Myosinköpfen lösen sie sich vom Aktin (‚Weichermacherwirkung des ATP‘) und stellen ihre Köpfe wieder gerade.

Die Kraftentfaltung steigt mit der Zunahme an gleichzeitig aktivierten Myofibrillen. Durch das transversale System, an den Grenzen zwischen den A- und den I-Banden, können sich die eintreffenden Aktionspotentiale insgesamt schneller entfalten. Sie breiten sich nicht nur entlang des Sarkolemmes längs der Muskelfaser, sondern auch entlang des transversalen Systems ins Faserinnere aus.

Neben den Aktin- und Myosinfilamenten sind im Sarkoplasma auch Mitochondrien und das sarkoplasmatische Retikulum (als Calciumspeicher) angesiedelt. Für eine Muskelkontraktion ist Kalzium unerlässlich. Das sarkoplasmatische Retikulum wird aufgrund seines Verlaufs längs der Muskelfaser auch als longitudinales System bezeichnet, in dem die Calciumionenkonzentration (Ca^{2+}) 10 000 Mal höher ist als im intrazellulären Raum. Über die Durchlässigkeit der sarkoplasmatischen Retikulen wird eine Kontraktion nicht nur ausgelöst, sondern auch gleichzeitig reguliert. Über eine Kalziumpumpe gelangen die Kalziumionen nach der Brückenbildung wieder zurück in das sarkoplasmatische Retikulum.

(vgl. Hollmann/Hettinger 2000, S. 41f.), (vgl. Klink/Pape/Silbernagl 2005, S.106f.)

Abb. 2.11. Schematische Darstellung einer Muskelspindel und eines Golgi-Sehnenorgans

Entnommen aus:

http://www1.uni-hamburg.de/spomed/scripte_2006/spezielleAnatomie/Muskulatur.pdf; 04.01.2007, 12:14

Abb. 2.12. Schematischer Überblick einer Muskelspindel

Entnommen aus: Trepel 1999, S. 315

Abb. 2.13. Der Rundrücken (Hyperkyphose)

Entnommen aus: Buchbauer 1999, S. 58

Ergänzung 2.9.

Gekennzeichnet von einer schwachen thorakalen Rückenmuskulatur entsteht eine verstärkte Kyphose im Brustwirbelsäulenbereich. Dadurch wird der Schultergürtel vor verlagert, die Schulterblätter ziehen sich auseinander und die Handinnenflächen rotieren nach innen. Die daraus resultierende Wirbelsäulenposition gleicht einer permanenten Ausatmestellung. Neben Atmungseinschränkungen entstehen ungünstige Belastungen der Disci intervertebrales im Brustwirbelsäulenbereich. Weiterhin ist eine Überstreckung bzw. Hyperlordosierung der Halswirbelsäule ('Geierhals') zu verzeichnen. (vgl. Buskies/ Demski 2003, S.17f.), (vgl. Fach 2002, S.48f.), (vgl. Buchbauer 1999, S.58)

Abb. 2.14. Der Hohlrücken (Hyperlordose)

Entnommen aus: Buchbauer 1999, S. 83

Ergänzung 2.10.

Aus einer starken Beckenkipfung resultiert eine Hyperlordose des Lendenwirbelsäulenbereichs. Diese Haltungsform basiert in den meisten Fällen auf einer zu schwachen Bauchmuskulatur und verkürzten Muskeln des gesamten unteren Rückens. Aus dieser Wirbelsäulenstellung heraus verändern sich auch die Druck- und Zugbelastungen der Disci intervertebrales und es erfolgt eine Überlastung der kleinen Zwischenwirbelgelenke (Articulatio intervertebrales) im lumbalen Anteil der Wirbelsäule. Aufgrund einer schwachen Glutealmuskulatur verlagert sich der Oberkörper nach hinten. Zudem erfolgt ein häufiges Überstrecken der Kniegelenke, so dass der gesamte Druck bzw. das Körpergewicht auf den Knorpelflächen lastet und nicht von den Muskeln gehalten wird. (vgl. Buskies/ Demski 2003, S.17), (vgl. Fach 2002, S.47), (vgl. Buchbauer 1999, S.83)

Abb. 2.15. Der Flachrücken

Entnommen aus: Buchbauer 1999, S. 127

Ergänzung 2.11.

Bei einem Flachrücken sind die physiologischen Krümmungen der Wirbelsäule nur schwach ausgebildet, so dass Brustkyphose und Lendenlordose abgeflacht sind und das Becken stark aufgerichtet ist. Durch die schwach ausgeprägten Krümmungen fehlt eine Stoßdämpferfunktion. Die Einflüsse müssen daraufhin von den Disci intervertebrales kompensiert werden. Ihre Degeneration und Abnutzung erfolgen viel schneller. Zudem ist häufig ein schwacher Gesamtzustand der Muskulatur zu verzeichnen. (vgl. Buskies/ Demski 2003, S.19), (vgl. Albrecht 2003, S.28)

Abb. 2.16. Der Hohlrundrücken

Entnommen aus: Buchbauer 1999, S. 107

Ergänzung 2.12.

Ein Hohlrundrücken ist eine zusammengesetzte Haltungsform aus Lordose und Kyphose. Geschwächte Muskeln sind hierbei insbesondere die obere Rückenmuskulatur sowie die Bauch- und die Glutealmuskulatur. Diese Haltungsschwäche ist eine Kombination aus einer Hyperlordosierung des Lendenwirbelsäulenbereichs mit einer Beckenkipfung und einer ausgeprägten Kyphose des thorakalen Anteils der Wirbelsäule. Aufgrund der veränderten Haltungsposition kommt es zu einer eingeschränkten Streckfähigkeit des Brustwirbelbereichs und einer mangelnden Rotationsfähigkeit. Ebenso sind Einschränkungen der Beweglichkeit im Schultergelenk und der Seitneigung zu verzeichnen. (vgl. Buskies/ Demski 2003, S.18), (vgl. Albrecht 2003, S.26)

Abb. 2.17. Totalrundrücken

Entnommen aus: Buchbauer 1999, S. 58

Ergänzung 2.13

Bei einem Totalrundrücken handelt es sich um eine verstärkte Brustkyphose und eine Abflachung der Lendenwirbelsäulenlordose. Kompensiert wird die Lendenlordose durch eine Beckenaufrichtung. Die gesamte Rückenmuskulatur ist geschwächt, so dass sich Rumpf und Becken rückwärts verlagern. Dadurch bewegt sich der Schultergürtel zum Ausgleich nach vorne. Da der Körper in solch einer Lage in einer permanenten Ausatmesituation steht, treten häufig neben Rückenproblemen Atmungs- und Herz-Kreislaufprobleme auf. (vgl. Buskies/ Demski 2003, S.18f.)

Abb. 2.18. Skoliotische Fehlhaltung

Entnommen aus: Buchbauer 1999, S. 138

Ergänzung 2.14.

Bei einer skoliotischen Fehlhaltung ist eine Seitverbiegung der Wirbelsäule in der Frontalebene mit paralleler Wirbelkörperverdrehung zu erkennen. Folgen einer Skoliose sind u.a. Einschränkungen der Beweglichkeit und Leistungsfähigkeit. Während eine skoliotische Fehlhaltung auf ein muskuläres Missverhältnis zurückzuführen ist und korrigiert werden kann, ist eine Skoliose ein Haltungsschaden mit irreversiblen Strukturveränderungen. Hierbei ist eine gerade Körperaufrichtung nicht mehr vollständig möglich. Bei einer ausgeprägten Skoliose entstehen ein Rippenbuckel sowie eine Lendenwulst. Abweichungen von der anatomisch korrekten Struktur der Schultern und des Beckens sind ebenfalls zu notieren. Neben den körperlichen Einschränkungen aufgrund einer skoliotischen Fehlhaltung können Störungen der inneren Organe, insbesondere des Herzens und der Lunge hinzukommen. (vgl. Fach 2002, S.50f.), (vgl. <http://www.bundesverband-skoliose.de/krankheitsbild.htm>)

Ergänzung 2.15.

Präventive, rehabilitative und physiologische Auswirkungen des Krafttrainings auf den Körper:

Präventive Ziele:

- Steigerung der Leistungsfähigkeit und Belastbarkeit des Stütz- und Bewegungsapparates.
- Stabilisierung der passiven Strukturen des Bewegungsapparates.
- Reduktion von Verletzungs- und Verschleißrisiken im Alltag, da eine kräftigere Muskulatur eine bessere Belastbarkeit des Körpers gewährleistet und die Belastungen auf die Wirbelsäule minimiert.
- Längerfristig gesehen hat ein Krafttraining auch positiven Einfluss auf den passiven Bewegungsapparat. Dieser wird durch eine steigende Belastbarkeit der Sehnen, Bänder, Knorpel und Knochen stabiler.
- Vorbeugung vor weiteren Beschwerden des Bewegungsapparates.
- Sensibilisierung für die individuelle Belastbarkeit.
- Erreichen einer besseren physiologischen Haltung.

Rehabilitative Ziele:

- Abnahme bzw. Linderung der bereits vorhandenen Beschwerden, wie beispielsweise Rückenschmerzen, Kniebeschwerden und Schulterschmerzen.
- Schnellere Regeneration bei beschwerde- und/oder verletzungsbedingten Ruhepausen, die eventuell zusätzlich zu einem Leistungsabfall führen.
- Abbau von reflektorischen Hemmungen in den Rumpfbewegungen der Extension, Flexion, Lateralflexion und Rotation, die sich im Laufe der Zeit durch die Beschwerden entwickelt haben könnten.
- Steigerung der Kraftausdauer und der Maximalkraft, wodurch zum einen eine Minderung des benötigten Krafteinsatzes bei der Ausführung von Bewegungen eintritt und zum anderen der Körper bei länger dauernden Bewegungen ermüdungsresistenter ist.
- Ausgleich von muskulären Dysbalancen

- Neubewertung von Schmerzen durch die Tolerierung des Belastungsschmerzes.
- Verringerung von degenerativen Prozessen der Wirbelsäule; arthrotische Prozesse können z.T. kompensiert werden.

Physiologische Ziele:

- Anpassungserscheinungen im Muskel (z.B. vergrößerter Muskelquerschnitt, verbesserte Kapillarisation, gesteigerte enzymatische Aktivität).
- Anpassungen des neuronalen Systems (Rekrutierung⁸⁴, Frequenzierung⁸⁵, Synchronisierung).
- Verbesserter Sauerstofftransport.

(vgl. Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.10), (vgl. Rühl/Schuba 2003, S.52f.)

Abb. 2.19. Überblick über die Methoden des Krafttrainings

Entnommen aus: Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.43

Abb. 2.20. Abhängigkeiten der individuellen Regenerationszeit

Entnommen aus: Gottlob 2001, S.148

⁸⁴ Rekrutierung = ... „, ist die anteilige Zusammensetzung der unterschiedlichen Muskelfasertypen; die für eine muskuläre Arbeit zeitlich herangezogen (rekrutiert) werden.“ (Kunz 2003, 73)

⁸⁵ Frequenzierung = eine Aufsummierung von Aktionspotentialen in einer Muskelfaser innerhalb einer bestimmten Zeit. Dabei wird die Impulsrate (Impulse/Zeit) von der Größe der α -Motoneurone bestimmt. (vgl. Kunz 2003, S.73)

Abb. 2.21. Modell der Superkompensation

Entnommen aus: Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.36

1. Erhöhung der Körperkerntemperatur	Die für die sportliche Leistung maßgeblichen Enzymsysteme haben erst ab 38,5 °C Körpertemperatur ihre optimale Arbeitstemperatur.
2. Anregung von Herz/Kreislauf	<ul style="list-style-type: none"> • Erhöhung der Pulsfrequenz • Erhöhung des Blutdrucks • Erhöhung der Muskeldurchblutung • Erhöhung des Atemminutenvolumens u. a.
3. Hormonelle Umstellung	Vermehrte Ausschüttung leistungsfördernder Hormone, z. B. Adrenalin und Glukagon
4. Muskuläre Umstellung	<ul style="list-style-type: none"> • Erhöhung des Spannungszustandes • Erhöhung der Kontraktionsgeschwindigkeit • Verbesserung der Stoffwechsellage • Erhöhung der Muskel- und Sehnenspindelaktivität • Reduktion des Verletzungsrisikos
5. Vorbereitung der passiven Strukturen	<ul style="list-style-type: none"> • Erhöhte Produktion der Synovialflüssigkeit (erst >5 Minuten Aufwärmen gegeben) • Verbesserte Durchblutung der Gelenksysteme • Erhöhung der Elastizität und Plastizität der kollagenen Fasern • Erhöhte Belastbarkeit gegen mechanische Reize
6. Verbesserte nervale Reizleitung	<ul style="list-style-type: none"> • Höhere Rezeptorempfindlichkeit • Beschleunigung der Reizleitung • Verbesserung der Koordination
7. Mentales Einstimmen	<ul style="list-style-type: none"> • Verbesserte Wahrnehmung – Wachheitszustand • Verbesserte Lern- und Leistungsbereitschaft

Abb. 2.22. Effekte des Aufwärmens

Entnommen aus Gottlob 2001, S. 140

Abb. 2.23. Dehnformen des aktiven und passiven Dehnens

Entnommen aus: Froböse/Nellessen 1998, S.47

Abb. 2.24. Untergliederung der Ganges

Entnommen aus Perry 2003, S.2

Abb. 2.25. Gliederung des Gangzyklus

Entnommen aus: Perry 2003, S.4

Ergänzung 2.16.

Die ersten beiden Unterphasen ‚initialer Bodenkontakt‘ und ‚Belastungsantwort‘ dienen dazu, die Körperlast zu übernehmen. Mit Aufsetzen der Ferse wird das Bein positioniert und die Standphase gestartet. Im Oberen Sprunggelenk (OSG) ist zu dieser Zeit ein 0° Winkel und zwischen dem Fuß und der Tibia (Schienbein) ein Winkel von 90° zu verzeichnen. Zudem befindet sich der Oberkörper eine halbe Schrittlänge hinter dem Bein, das die Standphase durchführt. Ziel dieser ersten beiden Phasen ist zum einen die Stoßdämpfung und zum anderen die Gewährleistung der Stabilität bei der Gewichtsübernahme des Beins. Die jeweilige Position des Gelenks determiniert dabei die Stoßdämpfung der unteren Extremität. Hierdurch soll Beständigkeit bei

der Bewegung gewährleistet werden. Die dritte Unterphase ‚mittlere Standphase‘ zählt zu der Überphase des ‚monopeden Stehens‘ und beginnt, wenn das kontralaterale Bein die Schwungphase einleitet und sich vom Boden abhebt. In diesem Abschnitt des Gangzyklus findet eine Fortbewegung über den sich in der Standphase befindenden Fuß statt, wobei Bein und Rumpf stabil sind. Die Hüfte geht von einer Flexions- in eine Extensionsstellung über. Der Körperschwerpunkt liegt dabei senkrecht über dem Vorfuß. Die anschließende Unterphase ‚terminale Standphase‘ beginnt, wenn sich die Ferse anhebt und das Körpergewicht auf den Vorfuß verlagert wird. Der andere Fuß setzt währenddessen mit der Ferse auf dem Boden auf. Somit bewegt sich der Körper über den stützenden Fuß hinweg.

Mit dem vierten Abschnitt geht der Gangzyklus über in die viergeteilte Phase des ‚Vorschwingen des Beins‘. Dieses Segment beginnt mit der ‚Vor-Schwungphase‘, die der ‚terminalen bipedalen Standphase‘ entspricht. Die Körperlast wird auf das kontralaterale Bein übertragen, wodurch sich das andere Bein für den anschließenden Schwung positionieren kann. Seine Zehen heben vom Boden ab und die Hüfte und das Knie flektieren, wobei das OSG in eine Plantarflexion übergeht. Generell wird eine Haltung eingenommen, in der der Oberkörper sich verwringt, so dass die Schulter und der Arm der eigentlichen Beinseite und das Becken der Seite des kontralateralen Beins vorne sind.

Die ‚initiale Schwungphase‘ umfasst den Zeitraum vom Lösen des Fußes vom Boden bis hin zu der Position, in der sich der schwingende Fuß opponiert zum stehenden Fuß befindet. Somit wird das Bein aus seiner zurück liegenden Stellung nach vorne geführt. In der folgenden ‚mittleren Schwungphase‘ überschneidet sich die Tibia des Standbeins mit der des Referenzbeins in sagitaler Ebene. Sie endet damit, dass die Tibia des Schwungbeins eine Lage vertikal zum Boden einnimmt und sich so das gesamte Bein vor dem Standbein positioniert. In diesem Fall ist die gleichmäßige, flektierte Stellung von Hüft- und Kniegelenk zu sehen. Die letzte Unterphase ‚terminale Schwungphase‘ beendet den Zyklus damit, dass der Fuß des Referenzbeins auf dem Boden aufsetzt und die Tibia vertikal zum Boden steht. Sie hat dabei eine Lage vor dem Femur (Oberschenkel) eingenommen. Hierbei wird das Bein erneut auf die Standphase vorbereitet. (vgl. Perry 2003, S.4f.), (vgl. Götz-Neumann 2003, S.10f.), (vgl. Whittle 2002, S.56f.)

Der höchste Punkt wird im Einbeinstand [Mid stance, kontralateraler Mid swing], der tiefste Punkt in den doppelt unterstützten Phasen erreicht [Loading response, kontralateraler Mid stance]

Abb. 2.26. Vertikale Verschiebungen der HAT-Einheit innerhalb eines Gangzyklus

Entnommen aus: Götz-Neumann 2003, S. 25

Abb. 2.27. Laterale Verschiebung der HAT-Einheit (von oben betrachtet)

Entnommen aus: Götz-Neumann 2003, S.26

Abb. 2.28. Körperschwerpunktswegung beim Gehen während eines Doppelschrittes

Entnommen aus: Perry 2003, S.23

Abb. 2.29. Erzeugung eines dreiphasigen Motor Unit- Aktionspotentials

Entnommen aus: Konrad 2005, S.8

Abb. 2.30. Modell eines wandernden elektrischen Dipols auf einer Muskelfasermembran

Entnommen aus: Konrad 2005, S.8

Ergänzung 2.17.

Die bipolare Ableitung der EMG-Signale entsteht, indem die Spannungsdifferenz zwischen den beiden Elektroden aber auch in Bezug auf die Referenzelektrode ermittelt wird. (vgl. Konrad 2005, S.4)

Abb. 2.31. Triangulation

Entnommen aus: Wolf, K. 2002, S. 1

Abb. 2.32. Lichtschnittverfahren

Entnommen aus: http://www.abw-3d.de/messverfahren/lichtschnitt/lichtschnitt_de.php

Abb. 2.33. Codierter Lichtansatz

Entnommen aus: Wolf, H. 1998, S.2

Name/ <u>Alter</u> : _____	Adresse: _____
Tel.: _____	Nr.: _____
Datum: _____	

1) Anamnese / bisherige Therapie

-

-

-

-

-

2) WS-Schwingung

- BWS-Kyphose

- Skoliose

- LWS-Lordose

- skoliotische Fehlhaltung

4) Muskuläre Dysbalance:

3) Lotabweichung:

Beckenschiefstand:

Beckentorsion:

Seitabweichung:

Oberflächenrotation:

5) Beschwerden an:

Nacken	li / re
Schulter	li / re
Arme	li / re
BWS	li / re
LWS	li / re
Steiß	li / re
Hüfte	li / re
Knie	li / re
Knöchel	li / re
Achillessehne	li / re
Fersensporn	li / re
Mortonsche N.	li / re
Hallux Valgus	li / re
Psyche	ja / nein

Sonstiges: _____

6) Abschlussuntersuchung

Vorher	nacher

Abb. 3.1. Anamnesebogen

Abb. 3.2. Abschlussfragebogen Gruppe 1

Bitte lesen Sie zunächst jeweils die Frage und die möglichen Antworten durch! Entscheiden Sie dann, ob sie nach dem 6wöchigen Tragen der Einlagen immer noch Beschwerden haben. Wenn ja, kreuzen sie bitte die Antwort (en) an, welche für diesen Hauptschmerz zutrifft und schreiben Sie bitte dahinter, ob sich die Beschwerden auf die linke/rechte Seite beschränken oder ob sie beidseitig vorhanden sind.

1. Kopfschmerzen
2. Nackenschmerzen
3. Schulterschmerzen
4. im Brustwirbelbereich
5. im Lendenwirbelbereich
6. im Steißbein
7. Hüftschmerzen
8. Knieschmerzen

1) Wie haben sich Ihre Beschwerden entwickelt?

1. sie sind weg
2. sie sind größtenteils verschwunden
3. sie sind minimal weniger geworden
4. es hat sich nichts verändert
5. sie sind etwas stärker geworden
6. sie sind viel stärker geworden

1b) Falls sich die Beschwerden/ Schmerzen verschlimmert haben sollten, können Sie genau sagen, wann dies der Fall gewesen ist? Und inwiefern? Können Sie die bestehenden Schmerzen in einem Schweregrad von 1 (ganz wenig) bis 6 (sehr stark) einordnen?

2) Wie fühlen Sie sich jetzt nach dem Tragen der Einlagen? Hat sich etwas an Ihrem Bewegungsgefühl verändert? Haben Sie während der Zeit des Tragens irgendeine Veränderung bemerkt? Wenn ja, ab wann (bitte beschreiben Sie den Verlauf)?

Viel Dank für die Teilnahme an meiner Studie.
Daniela Ohlendorf

Abb. 3.3. Abschlussfragebogen Gruppe 2

Bitte lesen Sie zunächst jeweils die Frage und die möglichen Antworten durch! Entscheiden Sie dann, ob sie nach dem 6wöchigen Trainingsprogramm immer noch Beschwerden haben. Wenn ja, kreuzen sie bitte die Antwort (en) an, welche für diesen Hauptschmerz zutrifft und schreiben Sie bitte dahinter, ob sich die Beschwerden auf die linke/rechte Seite beschränken oder ob sie beidseitig vorhanden sind.

1. Kopfschmerzen
2. Nackenschmerzen
3. Schulterschmerzen
4. im Brustwirbelbereich
5. im Lendenwirbelbereich
6. im Steißbein
7. Hüftschmerzen
8. Knieschmerzen

1) Wie haben sich Ihre Beschwerden entwickelt?

1. sie sind weg
2. sie sind größtenteils verschwunden
3. sie sind minimal weniger geworden
4. es hat sich nichts verändert
5. sie sind etwas stärker geworden
6. sie sind viel stärker geworden

1b) Falls sich die Beschwerden/ Schmerzen verschlimmert haben sollten, können Sie genau sagen, wann dies der Fall gewesen ist? Und inwiefern? Können Sie die bestehenden Schmerzen in einem Schweregrad von 1 (ganz wenig) bis 6 (sehr stark) einordnen?

2) Wie ist Ihnen das Trainingsprogramm bekommen? Wie fühlen Sie sich jetzt nach den 6 Wochen Training?

3) Werden Sie weiter an den Geräten trainieren oder werden Sie damit aufhören?

Viel Dank für die Teilnahme an meiner Studie.
Daniela Ohlendorf

Ergänzung 3.1.**Grundidee und Grundprinzipien der sensomotorischen Einlegesohlen**

Die Grundidee der sensomotorischen Einlegesohlen geht auf den französischen Neurologen Dr. René J. Bourdiol zurück. Durch verschiedene Druckveränderungen unter der Fußsohle war es dem Arzt in den 70er Jahren des 20. Jahrhunderts gelungen, die Propriozeption von Muskelketten und folglich auch die Körperstatik und Kinetik zu beeinflussen. Darauf basierend haben sich insbesondere zwei Techniken entwickelt, die sich in diesem Themengebiet durchsetzen konnten. Zum einen ist es die Podo-Äthiologie nach Lydia Aich und zum anderen die Podo-Orthesiologie nach Breukhoven (modifiziert von W. Schallmey). Der Unterschied zwischen den beiden Techniken besteht darin, dass die Podo-Äthiologie einen dreidimensionalen Denkansatz verfolgt, der die Funktion mit der Beschwerdesymptomatik verknüpft, während sich die Podo-Orthesiologie als Regulationstherapie versteht, bei der die Füße das Werkzeug sind, um chronisch rezidivierende Beschwerden des Bewegungsapparates zu therapieren. In beiden Methoden werden verschiedene Korkplättchen von 1 – 3 mm Dicke verwendet, mit denen ein Reiz auf die Muskelketten ausgeübt wird. Die Hauptelemente haben die gleiche Lokalisation unter der Fußsohle, werden allerdings unterschiedlich bezeichnet. Hierzu zählen das Retro-Element (1), das Retro-mediale Element bzw. Hallux-Element (2), das Retro-laterale Element bzw. vorderes laterales Element (3), das Calcaneal-mediale Element bzw. Valguselement (4), das Calcaneal-laterale Element bzw. Varuselement (5) und der Silviuspunkt (6).

Abb. 3.4. Lokalisation der Einlagenelemente

Die Elemente wirken auf die Fußsohlenmuskeln, indem sie dabei hypotone Muskelketten aktivieren und hypertone Muskelketten deaktivieren. Der Unterschied der Elemente liegt lediglich in der Kombinationswahl bei der Platzierung. Abgesehen davon existieren einige Elemente, die immer nur einer Technik zuzuordnen sind.

Die Rezeptoren, die die Podo-Orthesiologie und Podo-Äthiologie ausschließlich nutzen, sind die Muskelspindeln und die Golgi-Sehnenapparate. Zu schwache Muskeln werden durch eine gezielte Reizsetzung auf den Muskelbauch tonisiert. Dabei ist darauf zu achten, dass der Reiz weder zu stark noch zu schwach ist, um Muskelzuckungen oder einen Krampf zu vermeiden. Ist der Muskel hyperten, kann seine Aktivität durch einen Reiz auf den Golgi-Sehnenapparat mittels eines Korkelements gemindert werden. So sinkt auch die Aktivität der Muskelspindeln, wodurch der generelle Muskeltonus erniedrigt wird. Aufgrund der Korkelemente erfolgt eine gezielte Reizsetzung, die eine neue Muskelkettenzusammenarbeit hervorruft. Hauptsächlich vier Muskelketten des Körpers, die die Körperstatik und -dynamik steuern, werden durch die Einlagenelemente aktiviert. Bei den vier Basisketten handelt es sich um die Antero-mediale Kette (AM Kette, Abb.1), die Postero-mediale Kette (PM Kette, Abb.2), die Postero-laterale Kette (PL Kette, Abb.3) und die Antero-laterale Kette (AL Kette, Abb. 4).

Abb. 3.5. Die AM-Kette:

Kettenverlauf:

1. M. abd. hallucis
2. M. gastrocnemius med.
3. M. add. magnus und brevis
4. M. gracilis
5. M. piriformis
6. M. rectus abdominus
7. M. pectoralis inf. und transv.
8. M. scalenus ant.
9. M. sterno-cleido-mastoideus

Abb. 3.6. Die PM-Kette

Kettenverlauf:

1. M. flexor hallucis longus
2. M. flexor hallucis brevis
3. Aponeurose plantare
4. M. Soleus
5. Mm. flexor digitorum
6. M. semimembranosus
7. M. semitendinosus
8. M. gluteus max. und Lig. sacro-tuberale
9. Fascia thoraco-lumbale
10. M. longissimus dorsi
- M. iliocostale
- M. semispinalis capitis
11. M. latissimus dorsi
12. M. spinalis
13. M. trapezius

Abb. 3.7. Die PL-Kette

Kettenverlauf:

1. M. abd. digiti minimi
2. M. add. hallucis pars obliq.
3. M. plantaris
4. M. gastrocnem. lat.
5. M. peroneus long. und brevis
6. M. biceps fem. und Tractus ilio tibialis
7. M. gluteus medius
8. M. abdominus obliq. ext.
9. M. serratus ant.
10. M. trapezius sup.
11. M. trapezius transv.
12. M. serratus post., inf. und supp.
13. M. levator scap.
14. Mm. rhomboidei

Abb. 3.8. Die AL-Kette

Kettenverlauf:

- Mm. interossei plantaris
- Mm. lumbricalis
- M. add. hallucis pars transv.
- M. tibialis post.
- M. tibialis ant.
- 6. M.tensor fascia latae
- 7. M.gluteus med.
- 8. M. obliq. abdom. internus
- 9. M. serr. posterior inf.
- 10. Mm. intercost. interni
- 11. M. latissimus dorsi
- 12. M. pectoralis maj.
- 13. M. sterno-cleido-mastoideus

Die Muskeln über den Korkelementen sind Muskeln der Gruppe der Flexoren, Abduktoren oder Adduktoren. Darüber hinaus werden die Elemente nur unter die Propriozeptoren des statischen Fußes gelegt, d.h. bis zu den Köpfchen der Metatarsalien.

Durch ständige Bewegung erfolgt eine rezidivierende Reizsetzung, so dass jeder Schritt aktiv zu einer Harmonisierung und Verbesserung der gewünschten Körperstatik beiträgt mit dem Ziel einer beständigen Änderung der Haltung. Hierbei vollzieht sich die Steuerung der Körperhaltung unbewusst über zentralnervöse und sensomotorische Prozesse des Körpers. Alle afferenten Informationen der Propriozeptoren werden im zentralen Nervensystem gesammelt und genutzt, um die Muskel- und Gelenkstellung sowie die Bewegung und Orientierung des Körpers im Raum wahrzunehmen. Weiterhin bearbeiten das Cerebellum und die Basalganglien die Bewegungskonzepte. Diese Informationen werden über die pyramidalen und extrapyramidalen Bahnen an die beteiligten Muskelstrukturen zur mechanischen Informationsausführung übermittelt. Die beteiligten Muskelstrukturen reagieren mit Längen- und Spannungsanpassungen. (näheres siehe Kapitel 2.1.1.) Das Gehirn speichert die neue Körperhaltung ab, die durch ein verändertes Zusammenwirken der Muskelketten entstanden ist.

Aber nicht nur die Propriozeption und das Gehirn sind durch die Veränderung der Muskelaktivität betroffen, sondern genauso das extrapyramidale System, über das der Muskeltonus eingestellt wird.

Ausgehend von der Fußstatik wird so über den muskulären Ausgleich eine propriozeptive Veränderung der Körperstatik nachhaltig eingeleitet. Pathologische Beschwerden können durch eine neue, geänderte physiologische Körperstatik aufgelöst werden, insofern es sich nicht um gefestigte Pathologien wie beispielsweise Blockaden handelt. Auch wenn die Sohlen nach geraumer Zeit nicht mehr getragen werden, bleibt die Veränderung zunächst erhalten. Wie lange sie aufrechterhalten werden kann, ist individuell verschieden.

Bei dem gesamten Prozess ist jedoch zu beachten, dass immer nur so wenig wie möglich und so viel wie nötig in die individuelle Normalstatik eingegriffen werden sollte. Ferner kann immer eine funktionelle Haltungsstörung beeinflusst werden, da nur dieser eine muskuläre Dysbalance bzw. Dysharmonie zu Grunde liegt. (vgl. Aich 1997, 2007), (vgl. Schallmey/ Ter Harmsel 2006)

Abb. 3.9. Dynamischer Fußabdruck

Quelle: Daniela Ohlendorf

Ergänzung 3.2.

Prinzipien bei der Erstellung des Trainingsplans der Gruppen 2 und 3

Für das Einhalten der Trainingsprinzipien sind die Motivation sowie die physisch und psychisch vollständig Belastbarkeit des Trainierenden unabdingbar. Dies garantiert die vorschriftsmäßige Ausführung der Übungen und Verhindert eine Minderung des Trainingseffektes.

Das Training der Probanden der Untersuchungsgruppen 2 und 3 ist stark von dynamischen Trainingsübungen geprägt. Diese ähneln den Kraftbeanspruchungen alltäglicher Bewegungsabfolgen und erleichtern somit einen schnellen und einfachen Transfer. Auch aus gesundheitlicher Sichtweise und im Hinblick auf die passiven Strukturen des Bewegungsapparates sind die dynamischen Übungen den statischen vorzuziehen. Ein statisches Muskeltraining wird den dynamischen Muskelanforderungen des Alltags hingegen weniger gerecht. (vgl. Zimmermann 2000, S.149f.) Durch den Trainingsplan dieser Studie sollen besonders die wirbelsäulenstabilisierenden Muskeln angesprochen werden. Sie zählen zu den muskulären Wirbelsäulen-Sicherungssystemen und differenzieren sich in sieben Muskelgruppen, die in der folgenden Tabelle kurz aufgeführt werden. (vgl. Gottlob 2001, S.196)

Muskuläre Sicherungssysteme zur Entlastung der Wirbelsäule		Funktionen
1.	Rückenstreckmuskulatur (Alle Systeme des Erector spinae) (sowie Psoas als vertikaler LWS-Stabilisierer)	<ul style="list-style-type: none"> • Aufrichter aus Flexions- und Lateralflexionsstellung • Vertikale Verspannung der Fascia thoracolumbalis • Seit- und Rotationsstabilisation • WS-Haltung (WS-Statik)
2.	Seitliche Bauchmuskulatur (Transversus abdominis; Obliquus internus & externus sowie Quadratus lumborum)	<ul style="list-style-type: none"> • Aufrichter aus Extensions- und Lateralflexionsstellung • Horizontale Verspannung der Fascia thoracolumbalis (ohne Quadratus lumborum) • Seit- und Rotationsstabilisation
3.	Latissimus dorsi und oberste Fasern des Gluteus maximus (Schlingenbildung)	<ul style="list-style-type: none"> • Diagonale Verspannung der Fascia thoracolumbalis
4.	Gerade Bauchmuskulatur (Rectus abdominis)	<ul style="list-style-type: none"> • Aufrichter aus Extensionsstellung • Beckensicherungs- und Beckenstellungseinfluss • WS-Haltung (WS-Statik)
5.	Beckenaufrichter (Gluteus maximus, Ischiokrurale, Rectus abdominis)	<ul style="list-style-type: none"> • Beckensicherungs- und Beckenstellungseinfluss • ISG-Stabilisierung • WS-Haltung (WS-Statik)
6.	Beckenkipper (Iliopsoas; Rectus femoris; alle zum Becken ziehenden Rückenstrecker)	<ul style="list-style-type: none"> • Beckensicherungs- und Beckenstellungseinfluss • ISG-Stabilisierung • WS-Haltung (WS-Statik)
7.	HWS-Muskulatur	<ul style="list-style-type: none"> • HWS-Stabilisierung in allen Raumpositionen • Kopfsicherung • WS-Haltung (WS-Statik)

Abb. 3.10. Sieben muskuläre Wirbelsäulen-Sicherungssysteme

Entnommen aus: Gottlob 2001, S. 196

Die meisten Muskeln des Halte- und Bewegungsapparates sind generell zu schwach und müssen daher gekräftigt werden. Da die meisten Trainierenden Trainingsanfänger sind und ihnen ein Krafttraining unbekannt ist, müssen sie zuerst eine Gewöhnungsphase durchlaufen, die sich an der Methode des Ausdauertrainings orientiert. Erst im Anschluss erfolgt der Übergang in ein Hypertrophietraining, mit dem Muskelzuwachs erzielt werden soll. Die Muskeln, die bereits stark genug, jedoch verkürzt sind, müssen gedehnt werden, damit ihre Muskelkraft aufrechterhalten bleibt. In diesem Fall ist ein Ausdauertraining über den gesamten Trainingsverlauf durchzuführen.

Hinsichtlich der jeweiligen Sätze einer Übung empfehlen Boeckh-Behrens und Buskies (1998, S.46) bei Anfängern 2 - 3 Sätze und bei Fortgeschrittenen 3 - 5 Sätze. Daher ist eine Wiederholungszahl von drei Sätzen je Übung in dieser Messreihe festgelegt worden. Entsprechend des Trainingszustandes absolvieren Trainingsanfänger zuerst ein ein- bis zweiwöchiges Anpassungs- und Gewöhnungstraining mit Übungen geringerer Belastungsintensität, um die Geräte kennen zu lernen. Neben einer korrekten Übungsdurchführung ist ein koordinativer Lerneffekt bei Trainingsanfängern verantwortlich für einen gezielteren und ökonomischeren Muskeleinsatz (intermuskulär-koordinativer Effekt), der in einer neuronalen Umgestaltung mündet. Eine permanente Betreuung der Trainierenden muss bis zur selbständigen Trainingsplanausführung gewährleistet sein, um Fehler bei der Übungsausführung zu verhindern.

Weiterhin ist ein Mehr-Satz-Training einem Ein-Satz-Training vorzuziehen, da so vielfältigere Koordinationsreize gesetzt werden und ein deutlich höherer Kraftgewinn, eine bessere Muskelquerschnittzunahme, höhere Schnellkraft- und Kraftausdauerwerte sowie eine erheblich verbesserte Adaptation der passiven Strukturen erreicht werden.

Die Wiederholungszahlen eines Satzes belaufen sich zunächst bei einem Kraftausdauertraining auf 15-20 und bei dem darauf aufbauendem Muskelaufbautraining auf 8-15 Wiederholungen je Satz mit den entsprechenden Gewichtsteigerungen. (vgl. Gottlob 2001, S.152) (vgl. Boeckh-Behrens & Buskies 2000, S.43) (vgl. Radlinger 1998, S.63f.)

Da der erste Satz einer Wiederholungsserie dem Aufwärmen dient, sollen hier mehr Wiederholungen durchgeführt werden als bei den anschließenden beiden Arbeitssätzen, die entweder auf Kraftausdauer ausgerichtet sind (Wiederholungszahl von 15) oder aber weniger Wiederholungen (12 - 8 Wiederholungen) umfassen und somit den Kraftzuwachs fördern.

Das Bewegungstempo einer Serie sollte ‚natürlich‘ sein, d.h. die Übungen werden ohne Unterbrechung über die gesamte ihm zur Verfügung stehenden Bewegungsamplitude (von der maximalsten Verkürzung bis zur maximalsten Dehnung) mittelschnell durchgeführt. Eine zu hohe Bewegungsgeschwindigkeit

birgt die Gefahr von zu hohen Kraftspitzen, die hauptsächlich bei Beschleunigungen oder Abbremsvorgängen auftreten. Diese Vorgänge führen zu erheblichen Mehrbeanspruchungen der passiven Strukturen. (vgl. Zimmermann 2000, S.157f.), (vgl. Gottlob 2001, S.85), (vgl. Hollmann/Hettinger 2000, S.207)

Generell wird in allen Ausgangsstellungen⁸⁶ symmetrisch trainiert, um den einseitigen Alltagsbelastungen entgegenzuwirken. Der schwächeren Muskelseite wird ein stärkerer Trainingsreiz gesetzt als der stärkeren Seite, wodurch die schwächere Seite schnellere Kraftentwicklungen zeigt. Weiterhin ist es wichtig, nicht nur den eigentlichen Muskel - den Agonisten- zu trainieren, sondern auch seinen Gegenspieler - den Antagonisten- in den Übungskatalog zu integrieren.

Grundsätzlich wird bei den Trainingsübungen hauptsächlich auf maschinengestützte Übungen zurückgegriffen, da diese ein selektives und funktionelles Training gewährleisten. Einzelne Muskeln können auf diese Weise bei vorgegebener Körperhaltung isoliert trainiert werden. Bei den Übungen dieser Untersuchungsreihe handelt es sich um ein komplexeres und koordinativ anspruchsvolles, gerätegestütztes Muskeltraining, da neben der isolierten Bewegung des Hauptmuskels auch die Stützmuskulatur trainiert wird. So werden die intramuskuläre Koordination sowie die Innervationsfähigkeit der Muskulatur verbessert. Darüber hinaus unterstützt eine Abbildung der Übungen im Trainingsplan das schnellere selbständige durchführen dieser.

Die individuellen Trainingspläne wurden anhand der Anamnese und den Bildern der Rückenscannung konzipiert. Gemäß ihrer Wirbelsäulenstatik wurden die Probanden einer von vier möglichen Untergruppen zugeordnet:

- Hyperkyphose
- Hyperlordose
- Flachrücken
- Normale Haltung

Innerhalb dieser vier Untergruppen wurde weiterhin zwischen den Probanden mit und ohne skoliotische Fehllhaltung differenziert. Zusätzlich wurden die Beckenstellung und die individuellen Fehllhaltungen des Schulterbereichs berücksichtigt.

Alle individuellen Abweichungen von einer ‚idealen Wirbelsäulenstatik‘ wurden bei der Erstellung der einzelnen Trainingspläne berücksichtigt. Je nach Abweichung soll vorwiegend die Muskulatur auftrainiert werden, die die Fehllhaltung aktiv in eine nahezu individuell optimale Lage korrigieren kann. Eine Verbesserung der Wirbelsäulenstatik durch ein Muskeltraining ist nur unter der Prämisse möglich, dass es sich um eine muskulär bedingte Fehllhaltung handelt. (vgl. Gottlob 2001, S.199)

Für die Korrektur einer Hyperlordose ist die Aufrichtung des Beckens von primärer Bedeutung. Um der Beckenkipfung entgegen zu wirken müssen zu schwache Haltungsmuskeln gekräftigt und zu stark kontrahierende Muskeln gedehnt werden. Bei der zu kräftigenden Muskulatur handelt es sich um die Mm. abdomini (Bauchmuskeln), den M. gluteus maximus (großer Gesäßmuskel) und die Mm. ischiocruralae (Muskeln der Oberschenkelrückseite). Parallel zur Kräftigung der genannten Muskeln sollte eine Dehnung des M. erector spinae pars lumbalis (lumbaler Teil des Rückenstreckers), des M. iliopsoas (Hüftbeuger) und des M. rectus femoris (vorderer Oberschenkelstrecker) erfolgen.

Beim Muskelaufbautraining muss allerdings beachtet werden, dass eine Lordose nicht immer zwingend eine starke untere Rückenmuskulatur impliziert. Dies bedeutet ferner, dass häufig ihre Antagonisten (die Mm. abdomini) zu schwach sind und es daher sinnvoll ist, beides (sowohl den M. erector spinae pars lumbalis und die Mm. abdomini) zu kräftigen. (vgl. Buskies/ Demski 2003, S.17)

Um einer Hyperkyphose entgegenzuwirken ist eine Kräftigung des M. trapezius pars transversa (mittlerer Teil des Kapuzenmuskels), der Mm. rhomboidei (Rautenmuskeln), des M. erector spinae pars thoracalis (thorakaler Bereich des Rückenstreckers), des M. deltoideus pars spinalis (hintere Schultermuskulatur) sowie der gesamten Außenrotatoren des Schultergelenks notwendig. Gleichzeitig werden der M. pectoralis major (großer Brustmuskel), der M. deltoideus pars clavicularis (vorderer Anteil des Deltamuskels), der M. serratus anterior (mittlerer Anteil des vorderen Sägemuskels) sowie die Mm. abdomini gedehnt. (vgl. Buskies/ Demski 2003, S.17f.)

Bei der Behandlung eines Hohlrundrückens muss ein Kraftzuwachs des M. trapezius (Kapuzenmuskel), der Mm. rhombioides, des M. erector spinae pars thoracalis (thorakaler Anteil des Rückenstreckers), der Mm. abdomini, des M. biceps femoris (Muskulatur der Oberschenkelrückseite) und des M. gluteus maximus erreicht werden. Eine Dehnung ist bei dem M. pectoralis major, dem M. deltoideus pars clavicularis und dem M. iliopsoas durchzuführen. (vgl. Buskies/ Demski 2003, S.18)

⁸⁶ Bei Übungen im Sitzen muss eine aufrechte Körperhaltung eingenommen werden. Bei Übungen im Stand ist der Oberkörper ebenfalls aufrecht und die Beine stehen schulterbreit auseinander, wobei die Knie leicht gebeugt sind, um einen stabileren Stand zu gewährleisten. Die Knie sollten nicht in einer X- oder O-Beinstellung positioniert werden. (vgl. Scheid 2004, S.107)

Den muskulären Schwächen bei einem Totalrundrücken ist durch Stärkung der gesamten Rückenmuskulatur, insbesondere des M. erector spinae, des M. trapezius pars transversa und pars ascendens, der Mm. rhomboidei, des M. iliopsoas und der gesamten Außenrotatoren des Schultergelenks entgegenzuwirken. Demgegenüber werden der M. pectoralis major, M. deltoideus pars clavicularis, der M. serratus anterior, der M. gluteus maximus und die Mm. ischiocruralae gedehnt. Die Mm. abdomini müssen als einzige Muskeln sowohl gedehnt und anschließend gekräftigt werden. (vgl. Buskies/ Demski 2003, S.18f.)

Bei einem Flachrücken müssen der M. pectoralis major, der M. deltoideus pars clavicularis, der M. erector spinae pars lumbalis, der M. latissimus dorsi (breitester Rückenmuskel) und der M. iliopsoas gekräftigt werden, während der M. erector spinae pars thoracalis, der M. gluteus maximus und der M. biceps femoris gedehnt werden müssen. (vgl. Buskies/ Demski 2003, S.19)

Zum Erreichen einer optimalen Verbesserung der Muskelkraft ist ein Training zwei bis drei Mal pro Woche mit jeweils mindestens einem Tag Pause einzuhalten. Aufgrund der Widerstände im submaximalen Trainingsbereich und der regelmäßigen Ausführung des Trainingsprogramms erfolgen ein Kraftzuwachs und eine Volumenzunahme der Muskelmasse des aktiven Bewegungsapparates. Dabei führen Zugspannungen aber auch ein gesteigerter Verbrauch der lokalen Energiespeicher zu Aufbaueffekten des Körpers. Gleichzeitig werden körperinterne Schutz- und Ökonomisierungsabläufe angeregt. (vgl. Gottlob 2001, S.7)

Sowohl bei der Umsetzung als auch bei der Zielsetzung des Trainingsplans sollten das Ausmaß der Bewegungsbahn, die Belastbarkeit und die Repetition der Übungen an den Trainierenden angepasst sein. Eine Trainingseinheit umfasst ohne Aufwärmen ca. 60 Minuten.

Bei der Bestimmung der probandengerechten Gewichte an den einzelnen Trainingsmaschinen wurde auf die Wiederholungsmethode zurückgegriffen. Hierbei wird sich an der schwächeren Körperseite bei der Bestimmung des Gewichts orientiert. Mit geringem Gewicht beginnend wird es nach den einzelnen Wiederholungen so weit gesteigert, dass die letzten Wiederholungen des Satzes als ‚mittel‘ bis ‚schwer‘ empfunden werden. Auf Grundlage der siebenstufigen Borg-Skala [1 (= sehr leicht) bis 7 (= sehr schwer)] ist solch eine Belastungseinschätzung möglich. Der empfohlene Trainingsbereich sollte mit einer Zahl zwischen 4 (mittel) und 6 (schwer) bewertet werden. (vgl. Gottlob 2001, S.145), (vgl. Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.31f.)

Nach kurzer Pause wird die Übung mit dem zuvor bestimmtem Gewicht erneut durchgeführt, um die probandenadäquate Bewegungsdurchführung und die Wahl der Belastung zu kontrollieren. Der richtige Trainingsreiz und die Trainingsbelastung sind anhand dieser Methode nahezu gesichert. Negative Begleiteffekte werden dadurch sehr eingeschränkt. (vgl. Froböse/Nellessen 1998, S.39).

Zur Vorbereitung der Probanden auf die anschließende Anstrengung absolvieren sie ein allgemeines Aufwärmtraining. Die allgemeine Aufwärmzeit liegt zwischen 10 und 15 Minuten, wobei der Puls nicht 140 Schläge/Minute überschreiten sollte, da ansonsten das Aufwärmprogramm in ein Herz-Kreislauf-Ausdauertraining übergehen würde. Zudem würden bei zu hohen Intensitäten bereits Leistungsreserven angegriffen werden. (vgl. Grosser/Ehlenz/Giebl/Zimmermann 1999, S. 36f.), (vgl. Hüter-Becker/Schewe/Heipertz 1997, S.88f.)

Im anschließenden Muskelaufbautraining werden beinahe alle Übungen der Trainingspläne an Maschinen durchgeführt, da so die beabsichtigten Muskeln gezielter trainiert werden können. Zudem können Anfänger schneller die Widerstände erhöhen als dies bei einem freien Gerätetraining, wie z.B. mit Hanteln, möglich wäre. (vgl. Gottlob 2001, S. 64) Generell haben alle Probanden an den gleichen Geräten trainiert. Allerdings wurden der Umfang, die Intensität und das Gewicht individuell auf die Statik des Probanden abgestimmt.

Beim abschließenden Dehnen werden die Gelenke über ihr gesamtes Bewegungsmaß bewegt. Dabei können Muskeln sowohl statisch (haltend) als auch dynamisch (bewegend) gedehnt werden, wobei beide Dehnformen sowohl aktiv als auch passiv ausgeführt werden können.

Ergänzung 3.3. Exemplarischer Trainingsplan der Probandengruppen 2 und 3

Name: _____ Vorname: _____

1. Warm Up

Individuelles Aufwärmen 10-15 Min, beliebiges Cardiogerät

2. Rumpfkrafttraining

Sätze: 1

Wiederholungen: 20

Pausen: ca.1 Min

Gerader Crunch	Datum:								
	Wdh:								
Schräger Crunch	Wdh:								
Beckenheben	Wdh:								
Lateralflexion	Wdh:								
Hyperextension	Wdh:								

3. Gerätekrafttraining (s. nächste Seite)**4. Cool Down / Cardiotraining + Dehnprogramm**

Beliebiges Cardiogerät

5 - 10 Minuten Cool Down oder erweitern zum Cardiotraining

3. Gerätekrafttraining

Abduktion Bemerkungen:	<table border="1"> <tr> <td>Sätze</td> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td>Intensität</td> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td>Wiederholungen</td> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> </table>	Sätze									Intensität									Wiederholungen								
Sätze																												
Intensität																												
Wiederholungen																												
Adduktion Bemerkungen:	<table border="1"> <tr> <td>Sätze</td> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td>Intensität</td> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td>Wiederholungen</td> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> </table>	Sätze									Intensität									Wiederholungen								
Sätze																												
Intensität																												
Wiederholungen																												
Beinstrecker Bemerkungen:	<table border="1"> <tr> <td>Sätze</td> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td>Intensität</td> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td>Wiederholungen</td> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> </table>	Sätze									Intensität									Wiederholungen								
Sätze																												
Intensität																												
Wiederholungen																												
Beinbeuger Bemerkungen:	<table border="1"> <tr> <td>Sätze</td> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td>Intensität</td> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td>Wiederholungen</td> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> </table>	Sätze									Intensität									Wiederholungen								
Sätze																												
Intensität																												
Wiederholungen																												
Glutaeusisolator Bemerkungen:	<table border="1"> <tr> <td>Sätze</td> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td>Intensität</td> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td>Wiederholungen</td> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> </table>	Sätze									Intensität									Wiederholungen								
Sätze																												
Intensität																												
Wiederholungen																												
Beinpresse Bemerkungen:	<table border="1"> <tr> <td>Sätze</td> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td>Intensität</td> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td>Wiederholungen</td> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> </table>	Sätze									Intensität									Wiederholungen								
Sätze																												
Intensität																												
Wiederholungen																												

Butterfly inv. Bemerkungen:	<table border="1"> <tr><td>Sätze</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Intensität</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Wiederholungen</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> </table>	Sätze									Intensität									Wiederholungen								
Sätze																												
Intensität																												
Wiederholungen																												
Ruderzug Bemerkungen:	<table border="1"> <tr><td>Sätze</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Intensität</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Wiederholungen</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> </table>	Sätze									Intensität									Wiederholungen								
Sätze																												
Intensität																												
Wiederholungen																												
Latzug Bemerkungen:	<table border="1"> <tr><td>Sätze</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Intensität</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Wiederholungen</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> </table>	Sätze									Intensität									Wiederholungen								
Sätze																												
Intensität																												
Wiederholungen																												
Bankdrücken Bemerkungen:	<table border="1"> <tr><td>Sätze</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Intensität</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Wiederholungen</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> </table>	Sätze									Intensität									Wiederholungen								
Sätze																												
Intensität																												
Wiederholungen																												
Butterfly Bemerkungen:	<table border="1"> <tr><td>Sätze</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Intensität</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Wiederholungen</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> </table>	Sätze									Intensität									Wiederholungen								
Sätze																												
Intensität																												
Wiederholungen																												
Pull-over Bemerkungen:	<table border="1"> <tr><td>Sätze</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Intensität</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Wiederholungen</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> </table>	Sätze									Intensität									Wiederholungen								
Sätze																												
Intensität																												
Wiederholungen																												
Beidarmiges Ziehen des Seilzugs zum Kinn B:	<table border="1"> <tr><td>Sätze</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Intensität</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Wiederholungen</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> </table>	Sätze									Intensität									Wiederholungen								
Sätze																												
Intensität																												
Wiederholungen																												
Seitheben am Seilzug B:	<table border="1"> <tr><td>Sätze</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Intensität</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> <tr><td>Wiederholungen</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr> </table>	Sätze									Intensität									Wiederholungen								
Sätze																												
Intensität																												
Wiederholungen																												

Anmerkung: Je nach Einteilung der Probanden in ihre Ausgangsgruppe gemäß ihrer Körperhaltung wurden die Übungen an den Geräten zugeordnet. Folgende Übungen, die in diesem Plan aufgelistet sind, hat keiner der Probanden absolviert:

Beinstrecker, Gluteusisolator, Bankdrücken, Pull-over

Durchführung der einzelnen Übungen am Gerät samt der trainierten Muskelgruppen

I. Gerader und schräger crunch

a) Ausgangsstellung gerader und schräger crunch

b) Durchführung gerader crunch

Trainierte Muskeln: gerader crunch schräger crunch

II) Hyperextension

a) Ausgangsstellung

b) Durchführung

Trainierte Muskeln:

III) Lateralflexion

a) Ausgangsstellung

b) Durchführung

Trainierte Muskeln:

IV) Ruderzug

a) Ausgangsstellung

b) Durchführung

Trainierte Muskeln:

V) Butterfly

a) Ausgangsstellung

b) Durchführung

Trainierte Muskeln:

VI) Butterfly reverse

a) Ausgangsstellung

b) Durchführung

Trainierte Muskeln:

VII) Beinpresse

a) Ausgangsstellung

b) Durchführung

Trainierte Muskeln:

VIII) Lat-Zug

a) Ausgangsstellung

b) Durchführung

Trainierte Muskeln:

IX) Beinbeuger

a) Ausgangsstellung

b) Durchführung

Trainierte Muskeln:

X) Beidarmiges Ziehen am Seilzug zum Kinn

a) Ausgangstellung

b) Durchführung

Trainierte Muskeln:

XI) Seitheben am Seilzug

a) Ausgangsstellung

b) Durchführung

Trainierte Muskeln:

XII) Adduktion

a) Ausgangsstellung

b) Durchführung

Trainierte Muskeln:

XIII) Abduktion

a) Ausgangsstellung

b) Durchführung

Trainierte Muskeln:

XIV) Beckenheben

a) Ausgangsstellung

b) Durchführung

Trainierte Muskeln:

Abb. 3.13. Elektrodenapplikation bei einer Oberflächenableitung

Entnommen aus: Konrad 2005, S.20

Abb. 3.14. Exemplarisches Messkabel der EMG-Messung

Entnommen aus: Konrad 2005, S.12

Abb. 3.15. EMG-Verstärker

Entnommen aus: Konrad 2005, S.12

Abb. 3.16. EMG-Standard-Amplitudenparameter auf der Grundlage der korrigierten EMG-Kurve

Entnommen aus: Konrad 2005, S.39

Abb. 3.17. Anatomische Abbildung des oberen Anteils der autochthonen Rückenmuskulatur bzw. HWS-Extensoren

Entnommen aus: Schünke/Schulte/ Schuhmacher/Voll/Wesker 2005, S. 142

Abb. 3.18. Anatomische Abbildung des M. trapezius pars descendens

Entnommen aus: Schünke/Schulte/ Schuhmacher/Voll/Wesker 2005, S. 332

Abb. 3.19. Anatomische Abbildung der Mm. Multifidi

Entnommen aus: Schünke/Schulte/ Schuhmacher/Voll/Wesker 2005, S. 141

Abb. 3.23. Markerkonvention

Quelle: Ganglabor Otto Bock

Abb. 3.24. Angebrachte Marker am Probanden (während einer Ganganalyse)

Abb. 3.26. Softwareprogramm GP-Multisens

Ergänzung 3.4. Auflistung der getesteten Muskeln der Muskelfunktionsprüfung nach Janda

1) Hals

a) Flexion

5, 4 Ausgangsstellung: Rückenlage, untere Extremitäten leicht gebeugt.
Fixation: leichter Druck mit Handfläche auf untere Thoraxhälfte.
Bewegung: Flexion der Halswirbelsäule in vollem Ausmaß der Bewegung durch Vorschieben des Kinns.
Widerstand: Handfläche auf Stirn, Druck in der Mittellinie gegen Richtung der Bewegung.

Entnommen aus: Janda 1994, S.36

b) Extension

5, 4 Ausgangsstellung: Bauchlage, Arme neben Körper, Kopf hängt über den Bankrand hinaus, Halswirbelsäule maximal flektiert.
Fixation: durch Druck der Handfläche zwischen Schultern und auf Schulterblätter selbst und mit dem Unterarm über dem Brustkorb.
Bewegung: gleichmäßige Retroflexion in vollem Ausmaß der Bewegung.
Widerstand: mit ganzer Handfläche gegen den Hinterkopf. Druck wird im Bogen in Medianebene geführt.

Entnommen aus: Janda 1994, S. 41

2. Schulterregion

a) Elevation

5, 4 Ausgangsstellung: auf einem Stuhl (ohne Armstützen) sitzend, Arme neben dem Körper hängend.

Fixation: nicht erforderlich.

Bewegung: Patient zieht beide Schultern so hoch wie möglich.

Widerstand: Handflächen werden auf die Schultern gelegt, Druck geht vor allem auf das Akromion und das Schlüsselbein.

Untersuchender steht hinter dem Patienten.

(Aus photographischen Gründen steht er auf dem Bild von vorne.)

Entnommen aus: Janda 1994, S. 78

b) Adduktion

5, 4 Ausgangsstellung: Bauchlage, Kopf ruht in Mittelstellung mit dem Kinn auf der Unterlage abgestützt, Arme neben dem Körper, Schultern entspannt.

Fixation: nicht erforderlich.

Bewegung: Patient hebt Arm etwas von der Unterlage, zieht Schulterblätter zueinander und dreht kaudale Schulterblattwinkel nach innen.

Widerstand: Vertebrales Rand und unterer Winkel des Schulterblattes werden zwischen Zeigefinger und Daumen erfaßt, der ganze Zeigefinger drückt gegen Bewegungsrichtung.

Entnommen aus: Janda 1994, S. 74

c) Adduktion und Senkung

5, 4 Ausgangsstellung: Bauchlage, Stirn auf Unterlage, nicht getesteter Arm neben dem Körper, zu testender Arm nach oben gestreckt und innenrotiert; Extension im Ellenbogen, Handrücken weist nach oben.
Fixation: Oberarm im unteren Drittel unterstützt.
Bewegung: gleichzeitige Adduktion und Kaudalverschiebung des Schulterblattes.
Widerstand: Hand faßt unteren Schulterblattwinkel zwischen Zeigefinger und Daumen, drückt ihn proximalwärts und nach außen.

Entnommen aus: Janda 1994, S.76

d) Vorführen des Armes aus der Abduktion

5, 4 Ausgangsstellung: sitzend, Arm neben dem Körper, innenrotiert (Hohlhand nach hinten gerichtet), Ellenbogen gebeugt in 90°.
Fixation des Schulterblattes von oben.
Untersucher steht hinter dem Patienten.
Bewegung: Vorheben des Armes bis 90°.
Widerstand: mit Handfläche über dem unteren Oberarmdrittel oberhalb des Ellenbogengelenkes im Bogen gegen die Bewegungsrichtung.

Entnommen aus: Janda 1994, S. 84

3. Rumpf

a) Flexion

5 Ausgangsstellung: Rückenlage, Knie leicht unterlagert und gebeugt, Lendenlordose ausgeglichen, Füße entspannt, Arm hinterm Nacken, Ellenbogen nach vorn gerichtet.

Fixation: nicht erforderlich.

Bewegung: gleichmäßige bogenförmige Rumpfbeugung ohne Vorkippen des Beckens, daß senkrechte Entfernung zwischen Unterlage und Markierung mindestens 5 cm beträgt.

Widerstand: unterbleibt.

4 Ausgangsstellung: Rückenlage, Knie leicht unterlagert und gebeugt, Lendenlordose ausgeglichen, Füße entspannt. Arm gekreuzt vor der Brust, Hände liegen am unteren Drittel der Oberarme.

Fixation: nicht erforderlich.

Bewegung: gleichmäßige bogenförmige Rumpfbeugung ohne Vorkippen des Beckens, daß senkrechte Distanz zwischen Unterlage und Markierung mindestens 5 cm beträgt.

Widerstand: unterbleibt.

Entnommen aus: Janda 1994, S. 45

b) Rotation

5 Ausgangsstellung: Knie leicht unterlagert und gebeugt, Lendenlordose ausgeglichen. Hüftgelenke in einer 25°-Abduktion. Arme in den Nacken gelegt, Ellenbogen weisen nach vorn.

Fixation: nicht erforderlich.

Bewegung: gleichmäßige Beugung des Rumpfes mit Rotation, ohne Mitbewegung des Beckens, daß die senkrechte Distanz zwischen Unterlage und Markierung mind. 5 cm erreicht. Widerstand: unterbleibt.

4 Ausgangsstellung: Rückenlage, Knie leicht unterlagert und gebeugt, Lendenlordose ausgeglichen. Hüftgelenke in einer 25°-Abduktion. Arme gekreuzt vor der Brust.

Fixation: nicht erforderlich.

Bewegung: gleichzeitige gleichmäßige Beugung des Rumpfes mit Rotation, ohne Mitbewegung des Beckens, daß die senkrechte Entfernung zwischen Unterlage und Markierung mind. 5 cm erreicht. Widerstand: unterbleibt.

Entnommen aus: Janda 1994, S.49

c) Extension

5, 4 Ausgangsstellung: Bauchlage, Brustkorb oberhalb des Bankrandes, Rumpf ca. 30° vorgebeugt, Arme längs des Körpers.

Fixation: Gesäß, Becken und Lendenwirbelsäule.

Bewegung: Retroflexion (Extension) aus der Rumpfvorbeuge bis zur Horizontale für den Brustabschnitt, dann stetig fortlaufend bis zur maximalen Retroflexion des Lendenabschnittes.

Widerstand: während der ersten Phase mit Handfläche zwischen Schulterblättern (Abb. 1a), während der zweiten Phase gegen untere Rippen (Abb. 1b).

Entnommen aus: Janda 1994, S. 52

4. Hüfte

a) Flexion

5, 4 Ausgangsstellung: so hoch liegend, daß Unterschenkel herunterhängt, ohne den Boden zu berühren. Das andere Bein ist im Knie gebeugt aufgestellt, Arme neben dem Körper.

Fixation: Becken wird leicht am Darmbeinkamm der zu testenden Seite festgehalten. Der Untersucher steht auf der zu testenden Seite.

Bewegung: volle Flexion im Hüftgelenk. Widerstand: mit Hand an Ventralseite des distalen (unteren) Oberschenkeldrittels, bogenförmig gegen Richtung der Bewegung.

Entnommen aus: Janda 1994, S.185

b) Extension

5, 4 Ausgangsstellung: Bauchlage, Beine in Grundstellung, Fußspitzen ragen über den Bankrand.
 Fixation: Mit Finger und Hand wird das Becken auf der zu testenden Seite fixiert, während der Daumen den Trochanter major palpiert.
 Bewegung: Hyperextension des Beines im Hüftgelenk von 10–15° hinter die Frontalebene.
 Widerstand: mit Hand am unteren Drittel der Oberschenkeldorsalseite: bogenförmig gegen die Bewegungsrichtung.

Entnommen aus: Janda 1994, S.189

c) Hüftadduktion

5, 4 Ausgangsstellung: Seitenlage. Mit dem oben liegenden Arm hält sich Patient am Bankrand fest, um den Rumpf zu stabilisieren. Unterer Arm liegt unter dem Kopf, Beine sind gestreckt, das nicht zu testende Bein wird passiv bis 30° abduziert gehalten.
 Fixation: nur durch Unterstützung des nicht getesteten Beines in Abduktion.
 Bewegung: Patient abduziert das unten liegende Bein im Hüftgelenk über Mittellinie und zieht es an das andere heran.
 Widerstand: mit Hand gegen Innenseite des unteren Oberschenkeldrittels oberhalb des Knies.

Entnommen aus: Janda 1994, S.193

d) Hüftabduktion

5, 4 Ausgangsstellung: Seitenlage, unten liegendes nicht zu testendes Bein ist im Hüft- und Kniegelenk leicht gebeugt, oberes zu testendes Bein im Kniegelenk gestreckt, in der Hüfte etwas hyperexten-diirt. Unterer Arm liegt bequem unter dem Kopf, mit dem oberen Arm hält sich Patient am Bankrand fest, um Rumpf zu stabilisieren.
 Fixation: mit ganzer Hand am Darmbeinkamm der getesteten Seite; gleichzeitige Palpation des Trochanter major zur Kontrolle der Bewegungsausführung.
 Bewegung: volle Abduktion des gestreckten Beines.
 Widerstand: mit Handfläche auf Außenseite des unteren Oberschenkeldrittels.

Entnommen aus: Janda 1994, S.197

e) Außenrotation

5, 4 Ausgangsstellung: Rückenlage, Unterschenkel des zu testenden Beines hängt über den Bankrand. Das nicht getestete Bein steht, maximal in Hüft- und Kniegelenk flektiert, mit der Fußsohle auf der Untersuchungsbank.
Fixation: unteres Oberschenkeldrittel von der Kniekehle her.
Bewegung: Außenrotation des Oberschenkels in vollem Ausmaß der Bewegung (45°). Fuß bewegt sich dabei einwärts.
Widerstand: mit der Hand dicht über innerem Fußknöchel.

Entnommen aus: Janda 1994, S. 200

f) Innenrotation

5, 4 Ausgangsstellung: Rückenlage, zu testendes Bein im Knie gebeugt, Unterschenkel hängt über den Bankrand. Nicht getestetes Bein steht, im Hüft- und Kniegelenk gebeugt, mit Fußsohle auf der Untersuchungsbank.
Fixation: unteres Oberschenkeldrittel.
Bewegung: Innenrotation im Hüftgelenk in vollem Ausmaß (etwa 30°). Fuß bewegt sich nach außen.
Widerstand: oberhalb des äußeren Fußknöchels gegen Richtung der Bewegung.

Entnommen aus: Janda 1994, 203

5. Knie

a) Flexion

Entnommen aus: Janda 1994, S.207

b) Extension

Entnommen aus: Janda 1994, S. 211

6. Fuß

a) Plantarflexion

5., 4. Ausgangsstellung: auf Stuhl sitzend, ganze Fußsohle ist auf dem Boden aufgestellt. Fixation: nicht erforderlich. Bewegung: volle Plantarflexion durch Abheben der Ferse. Zehen bleiben auf dem Boden. Widerstand: mit Hand dicht oberhalb des Knies gegen Richtung der Bewegung. Stufen werden durch Kraft des Widerstandes und Zahl der aufeinanderfolgenden Bewegungen unterschieden (dreimal für Stufe 5, einmal für Stufe 4 und schwacher Widerstand für Stufe 3).

Entnommen aus: Janda 1994, S. 218

b) Dorsalflexion und Supination

5, 4 Ausgangsstellung: sitzend, Unterschenkel hängt herab, Kniegelenk rechtwinklig gebeugt, Fuß steht in Mittelstellung, berührt nicht den Boden. Fixation: Unteres Drittel des Unterschenkels wird von hinten oberhalb des Sprunggelenkes umfaßt, ohne auf den M. tibialis anterior zu drücken. Bewegung: gleichzeitige Supination und Dorsalflexion des Fußes. Muskeln der Zehen bleiben entspannt. Widerstand: Druck der Finger auf den inneren Fußrand; bogenförmig in Abduktions- und Plantarflexionsrichtung.

Entnommen aus: Janda 1994, S. 221

c) Supination des Fußes aus der Plantarflexion

5, 4 Ausgangsstellung: liegend auf der Seite des zu testenden, gebeugten Beines.
 Fixation: unteres Drittel des Unterschenkels liegt auf der Hand, wird oberhalb des Sprunggelenkes festgehalten.
 Bewegung: Supination des Fußes aus der Plantarflexionsstellung in vollem Ausmaß. Zehen sind während der Bewegung entspannt.
 Widerstand: im Bogen durch Anhängen an den medialen Fußrand gegen Bewegungsrichtung des Fußes.

Entnommen aus: Janda 1994, S. 224

d) Pronation des Fußes aus der Plantarflexion

5, 4 Ausgangsstellung: auf der Seite des nicht getesteten, gebeugten Beines, zu testendes Bein liegt mit dem Innenrand des plantarflektierten Fußes auf der Unterlage. Zehen sind entspannt.
 Fixation: unteres Drittel des Unterschenkels von der tibialen Seite.
 Bewegung: volle Pronation in Plantarflexion.
 Widerstand: am äußeren Fußrand über den Metatarsus im Bogen gegen die Richtung der Bewegung (als Zug in Richtung der plantaren Supination).

Entnommen aus: Janda 1994, S. 227

Ergänzung 3.5.

Bei der einheitlichen Definition der drei Körperachsen (Abb. 3.27.) gibt der Wert der x-Achsenkoordinate Auskunft über die Höhenveränderung eines Markers. Eine horizontale Verschiebung der platzierten Marker beschreibt ihre Lage auf der y-Achse. Durch den dritten Koordinatenwert kann eine Veränderung der z-Achsenkomponente dargestellt werden, d.h. wie weit sich ein Marker nach dorsal (weiter zur Kamera hin) oder aber auch nach ventral (in den Körper hinein) bewegt hat. Über diese Koordinatenbestimmung und ihre anschließende Differenzberechnung kann ein intraindividueller aber auch ein interindividueller Vergleich geschehen.

Abb. 3.27. Einheitliche Definition der Körperachsen

Abb. 3.30. Die sieben Parameter der Pedographie

Erklärung: Zu den sieben Parametern der Pedographie zählen von der Ferse zum Ballen gesehen, zunächst die Ferse, das Längsgewölbe, Ballen außen, Ballen mitte, Ballen innen und die Zehen. Der siebte Parameter ist die Ganglinie (rot).

Quelle: Daniela Ohlendorf

Anhang B - Diagramme

Diagramm 3.1. Exemplarische, statische EMG-Messung über 15 S.unden

Dieser Abbildung ist die Ableitung der linken und rechten Muskelseite des cervicalen Anteils der autochthonen Rückenmuskulatur (HWS-Extensoren), des M. trapezius pars descendens und der Mm. multifidi zu entnehmen.

Diagramm 3.2. Exemplarischer EMG-Kurvenverlauf der linken HWS-Extensoren während der Standphase

Diagramm 3.3. Exemplarischer EMG-Kurvenverlauf der linken HWS-Extensoren während der Schwungphase

Diagramm 3.4. Exemplarischer Verlauf eines Extensions-Flexionswinkels des Oberen Sprunggelenkes

Erklärung:

Durch das Aufsetzen der Ferse unmittelbar nach Standphasenbeginn entsteht bei 5-10% der Standphase eine Plantarflexion im Oberen Sprunggelenk (1.Maximum, $\Delta 1$). Während der anschließenden Abrollphase kommt es zu einem Aufsetzen des gesamten Vorfußes und zu einer Übernahme der Körperlast, so dass auf die Plantarflexion eine Dorsalflexion zu Mitte der Standphase folgt ($\Delta 2$). Die 2. Plantarflexion erreicht das OSG, wenn sich der Vorfuß vom Boden abstößt ($\Delta 3$) und sich das Körpergewicht über den Fuß hinweg bewegt. Während der Schwungphase befindet sich der Fuß über dem Boden und bereitet sich auf das nächste Aufsetzen mit der Ferse vor.

Für die Auswertung der Kurve ist das Verhalten des OSGs bei der Standphase zu berücksichtigen. Über Differenzen der Winkelwerte in $\Delta 1$, $\Delta 2$ und $\Delta 3$ kann das Ausmaß der Oberen Sprunggelenksbewegungen beschrieben werden. (vgl. Voß 04, S. 22)

Diagramm 3.5. Exemplarischer Verlauf eines Extensions-Flexionswinkel des Knies

Erklärung:

Zu Beginn der Standphase ist das Knie beim Aufsetzen der Ferse fast gestreckt. Mit der Übernahme der Körperlast erfolgt eine Knieflexion von 20° und erreicht damit das Minimum der Standphase.

Der Kurvenverlauf zum Maximum der Standphasenmitte ist auf eine zunehmende Streckung des Knies zurückzuführen. Anschließend flektiert das Knie während der Abstoßphase der Zehen erneut bis hin zum Ende der Standphase. In der Schwungphase kurz nach dem Zehenabstoß erreicht die Knieflexion ihren geringsten Wert. Während der Vorbereitungszeit für einen erneuten Fersenaufsatz folgt eine Kniestreckung, die kurz vor dem Aufsetzen der Ferse am Höchsten ist. Bei der Datenauswertung erfolgen ebenfalls wie beim OSG Differenzberechnungen zwischen dem Maximal- und dem Minimalwert der Standphase. (vgl. Voß 2004, 22f.)

Diagramm 3.6. Exemplarischer Verlauf des Hüft-Extensions-Flexions-Winkel

Erklärung:

Mit Beginn des Fersenaufsatzes ist der Hüftwinkel flektiert. Mit Übernahme der Körperlast und einem Strecken des Standbeins geht auch die Hüfte in eine Extensionsstellung über, die sich zu Beginn der Schwungphase erneut in eine Flexion wandelt.

Diagramm 3.7. Exemplarischer Kurvenverlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft

Erklärung:

Mit Aufsetzen der Ferse beginnt die Messung der Bodenreaktionskraft, die ihr erstes Maximum kurz nach dem Fersenaufsatz bei Übernahme der Körperlast auf das Standbein erreicht. Durch das kontralaterale Bein, das in der Schwungphase an dem Standbein vorbei schwingt resultiert ein Impuls aus dem sich der Körperschwerpunkt anhebt (Minimum).

Das anschließende zweite Maximum wird kurz vor dem Ende der Standphase gemessen und resultiert aus einer Beschleunigung des Körperschwerpunktes zum Boden hin, an die der Fersenabstoß anschließt. Da das kontralaterale Bein nun die Körperlast übernimmt, sinkt die vertikale Bodenreaktionskraft wieder.

(vgl. Voß 2004, S. 23f.)

Diagramm 3.8. Exemplarischer Kurvenverlauf der anterior-posterioren Bodenreaktionskraft

Erklärung:

Die anterior-posteriore Bodenreaktionskraft beschreibt die Brems- und Beschleunigungskräfte entlang der Fortbewegungsrichtung. Aufgrund des Abbremsens bei einem Fersenauftritt kommt es zu einer Abfederung des Körpergewichts, so dass die Kurve gleich zu Beginn der Standphase ihr Minimum erreicht. Durch die anschließende Vorwärtsbewegung bewirkt der Abstoß ein Ansteigen der Werte hin zu einem Maximum. Der Körper wird in die Bewegungsrichtung beschleunigt. (vgl. Voß 2004, S. 24f.)

Diagramm 3.9. Exemplarischer Kurvenverlauf der medio-lateralen Bodenreaktionskraft

Erklärung:

Mit dem Aufsetzen der Ferse beim initialen Bodenkontakt bewegt sich der Körper nicht nur nach vorne, sondern es findet auch eine seitliche Auslenkung des Körperschwerpunktes auf das Standbein statt (Maximum). Im weiteren Verlauf der Standphase wird der Körperschwerpunkt wieder in die Mitte nach medial beschleunigt, was anhand des Minimums zu erkennen ist. Bei der Auswertung werden das Minimum und das Maximum betrachtet. (vgl. Voß 2004, S. 25)

Diagramm 3.10. Exemplarischer Kurvenverlauf des Sagittalmoments des OSGs während der Standphase

Erklärung:

Kurz nach dem Aufsetzen der Ferse zu Beginn der Lastaufnahme kommt es kurzzeitig zu einem negativen Moment der Plantarflexion (Minimum), das sobald sich die Tibia am Femur vorbei bewegt, in ein positives Moment wandelt und eine Dorsalflexion (Maximum) erzeugt. (vgl. Voß 2004, S. 27)

Diagramm 3.11. Exemplarischer Kurvenverlauf des Sagittalmoments des Knies während der Standphase

Erklärung:

Während der gesamten Standphase bewegt sich das Moment mehrmals vor und hinter den Drehachsenpunkt des Knies. Zu Beginn der Standphase befindet sich das Knie bei der Stoßdämpfung in Extensionsstellung und erzeugt somit kurzzeitig ein extendierendes Drehmoment (1. Maximum), wobei die Bodenreaktionskräfte vor dem Kniedrehpunkt verlaufen. Anschließend wird die Körperlast von einem flektierten Knie abgefangen. Es ist das Minimum des Drehmoments zu erkennen, wobei sich die Kräfte hinter dem Kniedrehpunkt befinden. Auf das Minimum folgt ein zweites Maximum in der zweiten Hälfte der Standphase, das auf eine wiederholte Streckung des Standbeins und das Vorbringen des kontralateralen Beins zurückzuführen ist. Kurz bevor das Bein während der Vorwärtsbewegung in die Schwungphase übergeht, verlagert sich das Körpergewicht auf das andere Bein, so dass der Extensionsmoment wieder abnimmt und in den flektierten Momentbereich übergeht. (vgl. Voß 2004, S.27)

Diagramm 3.12. Exemplarischer Kurvenverlauf des Sagittalmoments der Hüfte während der Standphase

Erklärung:

Der Kurvenverlauf des Hüftmoments beginnt in einem flektierenden Bereich, der mit Beginn des Bodenkontaktes steil ansteigt (Maximum). Danach geht das Flexionsmoment langsam in ein Extensionsmoment im negativen Bereich der Kurve über. Während dieses Übergangs schwingt das kontralaterale Bein am Standbein vorbei. Das Extensionsmoment erreicht sein Minimum erst zum Ende der Standphase. Während der Standphase verlagert sich der Kraftvektor von anterior nach posterior, so dass die anfängliche Flexion während der gesamten restlichen Standphase in eine Extension übergeht. (vgl. Voß 2004, S. 28)

Diagramm 3.13. Exemplarischer Kurvenverlauf des Frontalmoments des OSGs während der Standphase

Erklärung:

Der Verlauf des OSG-Moments beginnt mit Aufsetzen des Fußes in Supinationsstellung aufgrund einer anatomischen Seitlage des Calcaneus in Bezug zur Beinachse (Maximum). Das kleine supinierende Moment geht schnell in einen großen pronierenden Moment über, der seinen minimalsten Wert gegen Ende der Standphase erhält. (vgl. Voß 2004, S. 29)

Diagramm 3.14. Exemplarischer Kurvenverlauf des Frontalmoments des Knies während der Standphase

Erklärung:

Gleich nach dem Aufsetzen der Ferse auf dem Boden geht das Frontalmoment des Knies in eine kurzzeitige Valgusstellung über (Minimum). Der anschließende varisierende Moment weist zwei Maxima auf, von denen für die Auswertungen nur der Wert des größeren Ersten benötigt wird. (vgl. Voß 2004, S. 29f.)

Diagramm 4.16. Veränderungen der Muskelkraft der linken Körperseite der Gruppe 2

Diagramm 4.17. Veränderungen der Muskelkraft der rechten Körperseite der Gruppe 2

Diagramm 4.18. Veränderungen der Muskelkraft der linken Körperseite der Gruppe 3

Diagramm 4.19. Veränderungen der Muskelkraft der rechten Körperseite der Gruppe 3

Anhang C - Tabellen

1. Technische Faktoren (Signalerfassung und -beeinflussung)

- **Verstärker**
 - Frequenzband
 - Verstärkungsfaktor
 - CMMR
 - Grundrauschen
- **Kabel**
 - Kabeltyp (Impedanz, Abschirmung)
- **Elektroden**
 - Oberfläche/ Nadel/ Faden
 - Mono-bipolare Ableitung
 - Vorverstärkung an der Elektrode
 - Leitmaterial (Gel)
 - Impedanz Haut- / Elektrodenübergang
 - Spezifische Filtereffekte (Elektrodentyp)
- **Störquellen**
 - Räumliche Anordnung (Abtasttheorem)
 - Externe technische elektrische Quellen (z.B. Netzbrummen) oder biologische Quellen (Crosstalk, z.B. EKG)
- **Signalverarbeitung**
 - A/D-Wandlung
 - Gleichrichtung
 - Glättung
 - Nonnalisierung
 - Mittelung (Averaging)

2. Anatomische, physiologische und nervöse Faktoren

- **Anatomie**
 - Lokalisation der motorischen Endplatten
 - Geometrische Orientierung der Muskelfaser
 - Faserverteilung (ST-FT)
- **Physiologie**
 - Allgemeine und lokale Durchblutungsbedingungen (Isometrie, Blutsperre, u.a.)
 - PH-Wert (Laktatakkumulation)
 - Elektrische Leitgeschwindigkeit der Muskulatur (MLG)
- **Nervöse Aktivierung**
 - Rekrutierung der motorischen Einheiten
 - Frequentierung der motorischen Einheiten
 - Synchronisation der motorischen Einheiten
 - Reflexinduktion (Inhibition/Exhibition)
 - Koaktivierung der Synergisten
 - Koaktivierung/Entspannung der Antagonisten
 - Migration der Muskelaktivität
 - Vorbeanspruchung (Voraktivierung)
 - Ermüdungs- Restitutionsgrad

3. Biomechanische Faktoren (Spezifik der Muskelaktionen, Belastungsnormative)

- **Spezifik der Muskelaktion**
 - Exzentrisch, konzentrisch, isometrisch, auxoton
 - Dehnungs-/Verkürzungszyklus
- **Belastungsnormative**
 - Intensität (Krafteinsatz)
 - Umfang (Wiederholungen, Zeit)
 - Sätze (Zyklen)

Tab. 2.1. Beeinflussende extrinsische und intrinsische Faktoren des oberflächlichen elektromyographischen Signals (modifiziert nach Engelhardt/Freiwald 1997, 90)

Anhang D – Publikationen

Daniela Ohlendorf, Jörg Natrup:

Das Individuelle beweisbar machen – Messmethoden zum Wirkungsnachweis sensomotorischer Einlagen

Zusammenfassung:

Um den Einfluss sensomotorischer Einlagen auf die Körperhaltung des Menschen nachweislich zu belegen, kann sich die Wissenschaft verschiedener Messmethoden bedienen. Die Autoren stellen die Rückenscannung, die instrumentelle Ganganalyse, die Elektromyographie (EMG) sowie die Fußdruckmessung als geeignete Verfahren vor. Die jeweilige Messmethode wird erklärt und eventuelle Einflussfaktoren auf das Messergebnis ebenso diskutiert wie die Möglichkeiten und Grenzen, die die Methode aufzeigt.

Anhand einer eigenen Messreihe mit 22 mit sensomotorischen Einlagen versorgten Probanden wird die kombinierte Anwendung der Messverfahren demonstriert. Die Auswertung zeigt eine Reihe signifikanter Messergebnisse, belegt aber auch, dass nicht mit jeder Messmethode signifikante Auswirkungen der Einlagen nachzuweisen sind, da letztlich jede Methode etwas anderes misst und beweist.

Aus diesem Grund plädieren die Autoren für eine kombinierte statt einer isolierten Anwendung der vorgestellten Messmethoden, damit sich der umfassende Nachweis der Wirkweise sensomotorischer Einlagen in Zukunft erbringen lasse.

Anschrift der Verfasser:

Dr. Jörg Natrup
Gesellschaft für Biomechanik
Münster mbH GeBioM
Johann-Krane-Weg 21
48149 Münster
E-Mail: Natrup@gebiom.de

Daniela Ohlendorf
Deine Haltung e. V.
Johann-Krane-Weg 21
48149 Münster
E-Mail: Danni.oh@web.de

Jeder Mensch besitzt ein natürliches Bewegungsspektrum, das eine große Variabilität aufweist. Zudem unterliegt jede Bewegung ihren normalen Schwankungen und ist daher niemals exakt zu reproduzieren.

Verschiedene körperinterne Ausgleichsprozesse führen dazu, dass Bewegungen zwar auf den ersten Blick genau gleich erscheinen, es allerdings nicht sind. Diese Ausgleichsprozesse finden unter anderem über das sensomotorische System, das Vestibularorgan oder die Augen statt. So werden die an der Bewegung beziehungsweise Körperhaltung beteiligten Muskelgruppen (Agonisten, Synergisten oder Antagonisten) koordiniert und lassen Schwankungen so gering wie möglich erscheinen. Um gezielt hervorgerufene Varianzen aufzudecken, die die Körperstatik beziehungsweise -dynamik nachhaltig beeinflussen und verändern, werden technische Verfahren eingesetzt.

Eine Methode der gezielten Haltungsänderung soll das Tragen von sensomotorischen Einlagen sein. Einige ausgewählte technische Messverfahren, die den Effekt der Einlagen von den natürlichen Schwankungen der menschlichen Natur abgrenzen sollen, werden im Folgenden näher erläutert und anhand einer Untersuchungsreihe anschließend kritisch betrachtet.

Technische Messverfahren Rückenscannung

Bei der Rückenscannung handelt es sich um ein statisches Verfahren, bei dem Lichtprojektionen auf die Rückenoberfläche der zu vermessenden Person geworfen werden, die eine Kamera dreidimensional aufzeichnet. Es entsteht ein Tiefenbild des Rückens mit x-, y- und z-Koordinaten aller gemessenen Punkte. Das dazugehörige Softwareprogramm erkennt bestimmte, zuvor festgelegte anatomische Fix-

punkte. So ist es möglich, über mathematische Verfahren Fehllagen des Rückens, wie eine Lordose oder Kyphose, eine skoliotische Fehllage, einen Becken- und/oder Schulterschiefstand sowie eine Rotation im Beckenbeziehungsweise Schulterbereich zu dokumentieren.

Die Erstellung eines dreidimensionalen Bildes basiert auf den physikalischen Grundlagen der Triangulationstechnik. Zu den Messverfahren der Triangulationstechnik zählen der codierte Lichtansatz und das Phasenshiftverfahren. Beide werden mit dem Lichtschnittverfahren kombiniert, so dass Objektberechnungen hinsichtlich der Höhe oder der Rotation erstellt werden können. Zuerst wird der genaue Ort eines festgelegten Oberflächenpunktes des Objektes über Winkelberechnungen bestimmt. Diese Winkel entstehen dadurch, dass der Lichtstrahl des Projektors und der Aufnahmewinkel der Kamera, die den reflektierten Lichtstrahl des Projektors aufnimmt, aus zwei verschiedenen Positionen auf den zuvor festgelegten Oberflächenpunkt auftreffen. Unter Beachtung des Winkels zwischen dem Projektor und der Kamera kann aus der veränderten Lichtlinie im Bild die Höhe des dreidimensionalen zu vermessenden Objektes berechnet werden.

Anstelle eines Lichtstrahls werden mehrere Lichtbündel auf das Objekt projiziert, so dass Hell-Dunkel-Abstufungen wie ein Lichtschnitt wirken und ein Liniengitter erzeugen. Durch die Aufnahme an Sequenzen von Bildern lässt sich jede Projektionslinie genau zuordnen und gestattet dadurch Aussagen über eine Höhenveränderung beziehungsweise eine Verschiebung des zu vermessenden Objektes. Demzufolge können die dreidimensionalen Koordinaten der Orientierungspunkte in einem berührungs- und rückwir-

1 Phasenbild der Rückenoberfläche (Bild: ABW GmbH).

kungsfreien Verfahren flächendeckend aufgenommen und mit einer Genauigkeit im Subpixelbereich wiedergegeben werden. Es entsteht ein höhenabgestuftes Bild (Abb. 1).

Nach der Aufnahme der Rückenoberfläche wird diese in einem Softwareprogramm komplett dreidimensional dargestellt. Innerhalb von zwei Sekunden ist die Messung abgeschlossen und ein dreidimensionales Bild auf dem Bildschirm zu sehen. Um Aussagen über die Rückenstatik beziehungsweise Fehlhaltungen der vermessenen Person äußern zu können, werden über mathematische Verfahren anhand der zuvor festgelegten Orientierungspunkte die bereits oben erwähnten Komponenten ersichtlich. Darüber hinaus

können mit Hilfe der Rückenscannung in einem variablen Zeitintervall Veränderungen und die Wirkungsweise von orthopädischen Hilfsmitteln, wie zum Beispiel die der sensomotorischen Einlagen, nachgewiesen werden. Die Veränderung ist aus einem Vergleich einer Neutalmessung mit einer Messung, bei der die sensomotorischen Einlagen getragen wurden, erkennbar.

Bei der Durchführung einer Messung beziehungsweise bei der Erfassung der dreidimensionalen Koordinaten der Orientierungspunkte ist zu beachten, dass diese nur so gut sein kann wie die Genauigkeit und Zuverlässigkeit, mit der die Marker (anatomische Fixpunkte) am zu vermessenden Rücken positioniert werden. Die maximale Variation hierfür wurde mit unter zwei Prozent festgestellt (Natrup u. a. 2004). Weiterhin sollte beachtet werden, dass ein Mensch permanente Körperausgleichsbewegenvollzieht, die sich um den Körperschwerpunkt bewegen, um das Gleichgewicht im freien Stand zu halten (vgl. Ludwig/Fuhr S. 32). Aus diesem Grund sollte nicht nur eine einzige Messung durchgeführt, sondern mehrfach wiederholt gemessen werden (mindestens drei Messungen), so dass die Mittelwerte der Messungen ein aussagekräftigeres Ergebnis bieten.

Instrumentelle Ganganalyse

Neben dem statischen Messverfahren der Rückenscannung können mit einer

funktionellen Ganganalyse dynamische Veränderungen durch das Tragen sensomotorischer Einlagen dargelegt werden. Über spezielle Kameras werden Signale der an Rumpf und Extremitäten befestigten Marker aufgenommen, so dass mittels der entsprechenden Computersoftware die Gelenkwinkel und Gelenkmomente oder Beschleunigungen von Körpersegmenten während des Gehens aufgezeichnet werden. Zudem kann über Kraftmessplatten, die in die Gehstrecke eingelagert sind, die Bodenreaktionskraft gemessen werden. Ferner sind Aussagen über die Gehgeschwindigkeit sowie die Schrittlänge und die prozentuale Verteilung der Stand- und Schwungphase möglich. Anhand dieser Komponenten kann anschließend das individuelle Gehverhalten beurteilt werden.

Bevor auf Veränderungen des individuellen Gehverhaltens, die beispielsweise durch das Tragen der sensomotorischen Einlagen hervorgerufen werden können, eingegangen werden kann, ist ein fundamentales Wissen über die Kriterien eines „normalen“ Ganges unabdingbar.

Ein normaler Gang ist ökonomisch, das heißt dass mit minimalem Energieaufwand und Gelenkwinkelverschleiß Bewegungsausführungen resultieren. Dies ist nur dann möglich, wenn der komplette Gangzyklus, der sich von einem Fersenstoß bis zum nächsten desselben Fußes erstreckt, seine entsprechenden Phasen einhält.

HALT UND GEBORGENHEIT

THANNER-CONTROL-ORTHESENSCHUHE

Im Hilfsmittelverzeichnis
16 Modelle
zur Auswahl

Fordern Sie unseren
kostenlosen Prospekt an.

THANNER GmbH · Am Fallenweg 30 · D-89420 Höchstädt/Donau · Telefon ++49 (0)9074 9551-0
 Telefax ++49 (0)9074 9551-50 · E-mail: info@thanner-gmbh.com · http://www.thanner-gmbh.com

2 Gliederung des Gangzyklus nach Perry (2003, S. 4)

Laut Perry (2003) setzt sich der Gangzyklus aus einer Standphase (60 Prozent) und einer anschließenden Schwungphase (40 Prozent) zusammen. Weitere Feinabstufungen, die innerhalb der Stand- und Schwungphase erfolgen, sind der Abbildung 2 zu entnehmen.

Bei einer funktionellen Ganganalyse geht die zu testende Person mehrmals auf der Gehstrecke entlang. Whittle (2002) fordert hierfür eine 10 bis 12 Meter lange Gehstrecke, so dass Personen mit schnellem Gang oder großen Schritten ihren Gang aufnehmen können, bevor die eigentliche Messung startet. Sie können sich so an die Strecke gewöhnen, ohne dass ihr individuelles Gehverhalten eingeschränkt wird. Sollen die Bodenreaktionskräfte ebenfalls bestimmt werden, sind meistens Kraftmessplatten in den Boden der Gehstrecke eingelassen. Von Vorteil sind diesbezüglich zwei hintereinander angeordnete Platten, um einen gesamten Schrittzzyklus, das heißt einen rechten und einen linken Schritt, zu erfassen.

Um eine komplette Bewegungsanalyse durchführen zu können, müssen prominente Bezugspunkte vorab definiert werden. Diese markanten Körperpunkte werden als Bezugspunkte für weitere Berechnungen genutzt. An ihnen werden meistens Marker befestigt. Diese können aus reflektierenden Materialien sein und als „passive Marker“ einfach aufgeklebt werden. Oder es handelt sich um „aktive Marker“, die über ein Verbindungskabel mit einer Systemeinheit in Kontakt stehen.

Bei der Aufnahme der Messungen werden über Lichtschranken Signale weitergeleitet, mit denen die Aufnahmezeit der Datenerfassung beareznt

wird. Anschließend werden die Signale jeder Kamera und die Daten der Bodenreaktionskraftmessplatten zur Datenstation weitergeleitet und dort zu einem Gesamtbild vereint. Individuelle Patientenangaben über das Gewicht, die Körpergröße oder die Knie- beziehungsweise Knöchelweite komplettieren die Daten und ermöglichen dann eine optimale Berechnung der gewünschten Parameter.

Um Messergebnisse verschiedener Ganganalyselabore vergleichen zu können, wäre es sinnvoll, sich an einer einheitlichen Markerpositionierung zu orientieren.

Elektromyographie (EMG)

Sowohl in der Stand- als auch in der Schwungphase ist der Körper darauf bedacht, Energie zu sparen. Dies versucht er über einen ökonomischen Muskeleinsatz. Dieser beziehungsweise seine elektrische Aktivität kann mittels eines Elektromyogramms (EMG) nachgewiesen werden. In Kombination mit einer Ganganalyse wird die muskuläre Aktivität speziell ausgesuchter Muskeln über den gesamten dynamischen Bewegungsablauf des Gangzyklus innerhalb einer Messung verfolgt. Als eigenständiges Messverfahren kann eine Elektromyographie bei statischer Haltung und bei dynamischen Bewegungen über einen bestimmten Zeitverlauf die Muskelaktivität messen.

Generell handelt es sich beim EMG um ein Verfahren, mit dem über Oberflächen- oder Nadelelektroden die elektrische Aktivität des Muskels innerhalb eines definierten Zeitraumes gemessen werden kann. Das Signal korreliert mit der Anzahl der erregten Muskelfasern und der Muskelspannung des jeweiligen Muskels. Ziel des EMGs

ist es herauszufinden, ob und mit welcher Intensität ein Muskel aktiv ist. Die Messung eines Muskels allein ist meistens nicht aussagekräftig, daher ist es immer zu empfehlen, die Aktivität mehrerer in Beziehung stehender Muskeln zu messen, wie zum Beispiel Agonist und Antagonist, Agonist und Synergist oder ein Agonist und sein Pendant der anderen Körperseite.

Bei biomechanischen Messungen sind Oberflächenelektroden zu bevorzugen. Sie lassen sich aufgrund ihrer nicht invasiven Anwendbarkeit einfacher und schneller auf dem Körper platzieren und sind daher in Untersuchungen mit Bewegungsabläufen den Nadelelektroden vorzuziehen. Insbesondere großflächige Muskeln nahe der Körperoberfläche können mittels des Oberflächen-EMGs gut erfasst werden. Für eine exakte EMG-Messung ist neben einer einwandfreien Hautvorbereitung eine optimale Elektrodenplatzierung bedeutend. Bei der Hautvorbereitung (Konrad 2005) kann auf verschiedene Methoden zurückgegriffen werden. Am geläufigsten ist das Abreiben der Haut mit Alkohol, um den Hautleitwiderstand (Impedanz) zu verringern. Zusätzlich wird ein guter Kontakt zwischen der Elektrode und der Haut erzielt. Sollten zu viele Haare das Befestigen der Elektroden beeinträchtigen, empfiehlt sich eine Rasur dieser Stelle.

De Luca (1997) weist darauf hin, dass beim Aufkleben der Elektroden darauf zu achten ist, dass sie immer paarweise und parallel zum Faserverlauf direkt auf dem Muskelbauch geklebt werden. Eine Palpation des Muskels unterstützt das Finden des Muskelbauches. Ein Elektrodenpaar fasst dabei alle erzeugten Aktionspotentiale der aktiven motorischen Einheiten innerhalb des Muskels als unterschiedlich stark auf. Je mehr Muskelfasern von der ableitenden Oberfläche erfasst werden, desto besser ist die Amplitude des EMG-Signals. Konrad und Freiwald (1997) weisen darauf hin, dass keine Aussage über einzelne motorische Einheiten getroffen werden kann. Es kann nur die Summe der Aktionspotentiale über neu hinzukommende motorische Einheiten (Rekrutierung) oder über eine steigende Feuerfrequenz (Frequenzierung) gemessen werden. Auf diese Weise ist auch das jeweilige Kraftniveau beziehungsweise die Intensität einer Muskelkontraktion steu-

3 Anatomische Positionen ausgewählter Elektrodenmesspunkte. Die linken Messpunkte zeigen tiefliegende Muskeln und Positionen für Feinkabelelektroden. Die rechte Seite listet die Oberflächenmuskeln und gleichzeitige Ableitpositionen auf. Links dorsale Ansicht, rechts frontale Ansicht.

erbar, was sich ebenfalls auf die Höhe und die Dichte eines EMG-Signals auswirkt.

Aus biomechanischer Sichtweise sind drei Verwendungsmethoden eines Oberflächen-EMGs zu erwähnen: Der Nachweis einer Muskelinitiation, die Herstellung eines Zusammenhangs zwischen Muskelkraft und EMG und der Einsatz als Indiz der Muskelermüdung (Whittle 2002). Die häufigsten Parameter, die bei der Auswertung der Daten in Betracht gezogen werden, sind das integrierte EMG, die mittlere Amplitude oder Minimal- beziehungsweise Spitzenwerte.

Allerdings muss beachtet werden, dass eine EMG-Messung nicht zwischen konzentrischer, isometrischer oder exzentrischer Kontraktion unterscheiden kann. Daher ist die Beziehung zwischen der EMG-Aktivität und dem Ausmaß der Kontraktion nur als solche zu betrachten.

Obwohl das EMG als ein wissenschaftliches objektives Verfahren anerkannt ist (Engelhardt/Freiwald 1997), existieren einige Einflussfaktoren, die den Amplitudenausgang beeinflussen können. Hierzu zählen unter anderem eine falsche Elektrodenplatzierung, die Filterungsfunktion des Fettgewebes (Isolationseffekt), ein Sinken des EMG-Signals aufgrund zu hohen Hautwiderstandes, die Überlagerung des EMGs von EKG-Werten bei Messungen im Brustraum, der Einfluss von ak-

tiven benachbarten Muskeln („crosstalk-Effekt“) sowie Elektrodenbewegungen bei dynamischen Messungen (vgl. Abb. 3).

Im Hinblick auf einen Nachweis der Wirkungsweise der sensomotorischen Einlagen können unter anderem die Fragen beantwortet werden, wie aktiv der abgeleitete Muskel an sich ist, ob er durch das Tragen mehr oder weniger aktiv ist und wie der Rechts-Links-Vergleich zu beurteilen ist.

Fußdruckmessung

Um genauere Aussagen über die Lastverteilung im Stand oder Gang zu erhalten, wird die elektronische Fußdruckmessung eingesetzt. Der messtechnische Unterschied zur reinen Kraftmessung ist der Einsatz von vielen Sensoren, die sich über die Belastungsfläche verteilen. Die elektronische Verschaltung geht auf das Multiplex-Verfahren von Nicol & Hennig (1976) zurück. Hierbei werden die Signale der Sensoren matrixförmig in Zeilen und Spalten abgefragt. Weitere Grundlagen zum Messverfahren und dessen Anwendung sind bei Nicol & Rusteberg (1993) nachzulesen.

Grundsätzlich kann in einen statischen und einen dynamischen Einsatz der Messtechnik differenziert werden. Für die Ermittlung der Druckverteilung in der Statik finden im Allgemeinen Druckmessplattformen Verwendung. Ein Proband stellt sich auf eine Platt-

form und bleibt über einen gewissen Zeitraum (etwa 30 Sekunden) möglichst ruhig stehen. Zur Beurteilung der Körperstatik werden die Lage und der Verlauf des Kraftangriffspunktes ausgewertet (Abb. 4). Im Wesentlichen ist dabei von Interesse, wie stark die Schwankungen über den gesamten Messzeitraum sind und wie weit der Angriffspunkt nach anterior – posterior sowie nach medial – lateral verlagert wird. In diesem Zusammenhang ist die Frage interessant, ob diese Parameter durch das Unterlegen von sensomotorischen Einlagenelementen zu beeinflussen sind.

Für dynamische Messungen können ebenfalls Druckmessplattformen eingesetzt werden. Eine oder mehrere Plattformen sind in eine Messstrecke eingelassen. Ein Proband wird vermessen, indem er einen Fuß während der gesamten Messstrecke auf die Plattform setzt. Eine Alternative hierzu ist der Einsatz einer Messsohle im Schuh. Beide Verfahren haben Vor- und Nachteile: Die Messung im Schuh ist rückwirkungsfrei, weil die Konzentration auf das Treffen der Messfläche entfällt. Demgegenüber besitzt die Plattform eine bessere räumliche Auflösung (mehr Sensoren pro Fläche) und birgt nicht die Problematik von Biegeeffekten, wie sie auf einer Fußbettung zu Fehlern führen können. Insgesamt entscheiden die Größe (Bauhöhe und Ausdehnung), Anzahl und Genauigkeit

der Sensoren sowie ihre Befestigung (Flexibilität) über den mehr oder weniger großen Einfluss von Messfehlern (Natrup 1999). Ferner ist das Verfahren der Kalibrierung in diesem Zusammenhang von großer Bedeutung.

Die wesentlichen Auswertungsparameter sind der maximale Druck, die belastete Fläche, der Kraft-Zeit-Verlauf sowie das Kraft-Zeit-Integral. Diese sind für den gesamten Fuß und für einzelne Fußzonen separat zu analysieren (Abb. 5). Ferner liefert der dynamische Verlauf des Kraftangriffspunktes (häufig auch als Ganglinie bezeichnet) Informationen über die Fußabrollung vom Fersenauftritt über den mehr medialen oder mehr lateralen Verlauf im Mittelfuß sowie den abschließenden Zehenabdruck. Für alle diese Parameter ist der Einfluss von sensomotorischen Einlagen ebenfalls von Interesse.

4 Druckverteilung und Kraftangriffspunkt in der Statik.

5 Druckverteilung und Kraftangriffspunkt in der Dynamik.

Eigene Studie

Beispielhaft sollen im Folgenden die Durchführung und erste Ergebnisse einer Studie dargestellt werden, bei der die oben aufgeführten Verfahren Anwendung finden. An der Untersuchung nahmen 22 Probanden teil, die über haltungsbedingte Beschwerden klag-

ten und daher sensomotorische Einlagen getragen haben. Ziel ist es, Erkenntnisse über die Wirkungsweise der sensomotorischen Einlagen zu erhalten. Ferner sollte die Frage geklärt werden, ob ein wissenschaftlicher Nachweis für eine Veränderung der Körperhaltung gefunden werden kann.

Laufend im grünen Bereich ...

... mit dem erfolgreichen Shop-in-Shop-Konzept, rund um die »Sensomotorische Einlage nach Jahrling«.

Jetzt informieren und Unterlagen anfordern!

FSOHG

footpower Service OHG

FSOHG • Bleichstraße 35

35390 Gießen • Fon (0641) 97 190 572 • Fax (0641) 97 190 576 • www.footpower.de

6 Markerkonvention (Bild: Ganganalyse-labor der Firma Otto Bock in Göttingen).

Alle Testpersonen wurden vor dem Start der Untersuchungsreihe nacheinander mit den vier Messsystemen vermessen. Dann haben sie über einen längeren Zeitraum ihre individuell angefertigten Einlagen getragen, bevor sie abschließend erneut vermessen wurden.

Anhand der einzelnen Messtechniken konnte bewiesen werden, dass sensomotorische Einlagen eine Veränderung der Körperstatik und -dynamik bei haltungsbedingten Beschwerden bewirken können. Die subjektive Aussagen der Probanden, dass ihre Beschwerden durch das Tragen der Einlagen gelindert worden sind, bestätigen die Ergebnisse.

Rückenscannung

Bei der Rückenscannung wurden sechs anatomische Fixpunkte (C7, L3, höchster Punkt beider Schulterblätter, und beide SIPS-Punkte) auf der Rückenoberfläche markiert. Mit fünfprozentiger Irrtumswahrscheinlichkeit konnte festgestellt werden, dass sich nach der Tragezeit der sensomotorischen Einlagen die Höhe der beiden SIPS-Punkte verändert. Demnach hat sich auch ein möglicher Beckenschiefstand verändert. Werden nach der Eingangsmessung die Probanden nach der Stellung ihres Beckens (SIPS-Punkte), das heißt nach einem Beckenschiefstand mit einem kürzeren linken beziehungsweise kürzeren rechten Bein unterteilt, sind die signifikanten Nachweise noch deutlicher. Bei den Probanden

mit einem kürzeren linken Bein verändert sich neben der Höhe der SIPS-Punkte (5 Prozent*) auch die Höhe der Schulterblättermarkierungen (5 Prozent). Darüber hinaus ist mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 0,1 Prozent beweisbar, dass sich die Beckenstellung nicht nur in der Höhe verändert, sondern auch in ihrer Rotation. Dahingegen verändern die sensomotorischen Einlagen bei den Probanden mit einem kürzeren rechten Bein sowohl die Rotationstellung der Schultern (1 Prozent) als auch die des Beckens (5 Prozent).

Instrumentelle Ganganalyse

Inwiefern das Tragen sensomotorischer Einlagen das Gehverhalten beeinflussen kann, wurde durch eine instrumentelle Ganganalyse der unteren Extremitäten untersucht. Vor jeder Messung wurden den Probanden Reflexionsmarker an markanten Stellen des Körpers aufgeklebt. Bei der Platzierung der Marker an den zuvor fest bestimmten markanten Knochenpunkten ist es besonders wichtig, dass die Marker bei allen Messreihen immer exakt an der gleichen Stelle positioniert werden, um aussagekräftige Messergebnisse zu erhalten (Abb. 6).

Während der Messungen wurde die gesamte Bewegungsabfolge von mehreren Infrarotlichtkameras (CCD-Kameras) aufgenommen. Sie waren über den gesamten Streckenverlauf an der Decke montiert, so dass das zweidimensionale Zentrum jedes Markers

errechnet wurde. Neben diesen Daten wurden die Daten der Kraftmessplatte an einen PC weitergeleitet, an dem Berechnungen des Extensions-Flexionswinkels des Knöchels und des Knies sowie der sagittalen und frontalen Gelenkmomente des Knöchels, des Knies und der Hüfte durchgeführt wurden. Anhand der Ergebnisse wird deutlich, dass durch das Tragen der sensomotorischen Einlagen hauptsächlich eine Bewegungsänderung im Kniegelenk zu verzeichnen ist. So hat sich der Extensions-Flexionswinkel nachweislich dahingehend verändert, dass sich die Streckung des Knies während der Mitte der Standphase mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 0,1 Prozent verringert hat. Zudem hat sich die Knieflexion in der Schwungphase verstärkt (1 Prozent). Während der Schwungphase schwingt sich das Bein am Standbein vorbei und bereitet sich so auf einen neuen Fersenaufsatz vor.

Neben dem Beugungs-Streckungswinkel hat sich nachweislich in der zweiten Hälfte der Standphase das sagittale, extendierende Kniemoment (1 Prozent) verringert. Während dieser Phase des Gangzyklus erfolgt eine Streckung des Standbeins, wobei gleichzeitig das kontralaterale Bein nach vorne geschwungen wird.

Als dritte Komponente ist die medio-laterale Bodenreaktionskraft zu erwähnen. Sie entsteht aus einer lateralen (seitlichen) Beschleunigung des Körperschwerpunktes. Mit dem Aufsetzen der Ferse beim initialen Bodenkontakt bewegt sich der Körper nicht nur nach vorne, sondern es findet auch eine seitliche Auslenkung des Körperschwerpunktes auf das Standbein statt. Im weiteren Verlauf der Standphase wird der Körperschwerpunkt wieder in die Mitte nach medial beschleunigt. Mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 Prozent haben sich durch das Tragen der Einlagen die seitlichen Auslenkungen des rechten und des linken Beines vermindert.

Elektromyographie (EMG)

Mit Hilfe von EMG-Messungen wurde versucht herauszufinden, inwiefern das Tragen sensomotorischer Einlagen die muskuläre Aktivität beeinflusst. Hierfür wurde die muskuläre Aktivität

* Die Prozentangaben in den Klammern beziehen sich auf das Signifikanzniveau der gemessenen Ergebnisse.

von drei an der Aufrechterhaltung der Körperstatik beteiligter Rückenmuskeln beider Körperseiten gemessen. Bei den abgeleiteten Muskeln handelt es sich um den M. cervicales im Halswirbelsäulenbereich, den M. trapezius (oberer Anteil) im Brustwirbelsäulenbereich und die Mm. multifidi im Lendenwirbelsäulenbereich.

Anhand der ausgewerteten Ergebnisse ist festzustellen, dass keine aussagekräftigen Veränderungen der Muskelaktivität der drei abgeleiteten Muskeln nachgewiesen werden konnten. Daraus ergibt sich die Schlussfolgerung, dass zwar Auswirkungen auf die muskuläre Aktivität zu verzeichnen waren, diese allerdings zu gering ausfielen, um signifikante Nachweise zu liefern.

Fußdruckmessung

Mit Hilfe der Fußdruckmessplatte sollten in dieser Studie dynamische Veränderungen der Druckverhältnisse der Fußsohle nach dem Tragen der sensomotorischen Einlagen nachgewiesen werden. Der wesentliche Effekt der sensomotorischen Einlagen bei der Fußdruckverteilung ist ein veränderter Fersenauftritt im Gang. Bei beiden Füßen verringert sich der maximale Druck in der Zone „Ferse“ mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 Prozent. Der Fußaufsatz ist somit gedämpfter. Diese Aussage wird durch eine Verkleinerung der Krafterate beider Füße bekräftigt (5 Prozent).

Diskussion

Generell ist der menschliche Organismus ein so feinfühliges und aufeinander abgestimmtes System von verschiedenen körperinternen Prozessen, die an der Haltung beteiligt sind, dass auf keinen Fall nur ein Messsystem ausreicht, um die Wirkung der sensomotorischen Einlagen zu beweisen. Es müssen statt dessen – wie an der Studie zu sehen ist – mehrere Messtechniken verwendet werden, da jede für sich etwas anderes misst und demnach auch beweisen kann. Die signifikanten Beweise sind diesbezüglich erst ein Anfang und ein großer Schritt in die richtige Richtung, um die Wirkungsweise der sensomotorischen Einlagen zu beweisen. Die Schwierigkeit der Beweisbarkeit ist eine nicht zu vernachlässigende Komponente, da als Beobachter beziehungsweise Fachmann zwar sehr oft eine Veränderung zu se-

hen oder zu palpieren ist, dies aber nicht von den vorhandenen Messsystemen erfasst werden kann oder sie (noch) keine signifikanten Nachweise ergeben, wie die Ergebnisse der EMG-Untersuchung zeigen.

Mit jeder neuen Messreihe und anderen Messgeräten wird es im Laufe der Zeit möglich sein, aus der natürlichen Varianz der Bewegungskontrolle eine definierte wissenschaftliche Beweislage zu erhalten. Hinsichtlich der Wirkungsweise der sensomotorischen Einlagen kann bisher schlussfolgernd gesagt werden, dass eine veränderte Körperhaltung durch das Tragen sensomotorischer Einlagen ansatzweise nachweisbar ist. Welche Langzeitfolgen entstehen und ob die Körperstatikveränderung aufrechterhalten bleibt, muss in weiterführenden Studien geklärt werden. ■

Literatur:

1. De Luca, C. J. (1997): The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. In: Journal of Applied Biomechanics 1997, Nr. 13, S. 135 – 163
2. Götz-Neumann, K. (2003): Gehen verstehen. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
3. Konrad, P. (2005): The ABC of EMG. Powered by Noraxon Inc., USA
4. Konrad, P./Freiwald, J. (1997): Einführung in das kinesiologische EMG. In: Binkowski, H./Hoster, M./Nepper, H. U. (1997): Medizinische Trainingstherapie in der ambulanten Rehabilitation: ausgewählte Aspekte. Sport Consult-Verlag, Waldenburg
5. Natrup, J. (1999): Wie erfahre ich, wenn es dem Fuß zuviel wird? in: Orthopädie-schuhtechnik 11, 1999, S. 29 – 35.
6. Natrup, J./Ohlendorf, D./Fischer, F. (2004): Auswirkungen neurologischer Einlagen auf die Körperstatik, in: Orthopädie-schuhtechnik Sonderheft Einlagen 2004, S. 56 – 63.
7. Nicol, K./Hennig, E. M. (1976): Time Dependent Method for Measuring Force Distribution Using a Flexible Mat as Capacitor, in: Komi, P. V.: Biomechanics V-B, Baltimore, 1976, S. 433 – 440.
8. Nicol, K./Rustenberg, D. (1993): Pressure Distribution on Mattresses, in: Journal of Biomechanics, 26 (12), 1993, S. 1479 – 1486.
9. Pfeifer, K./Vogt, L./Banzer, W. (2003): Kinesiologische Elektromyographie (EMG). In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, Jg. 54, Nr. 11, S. 331 – 332
10. Perry, J. (2003): Ganganalyse – Norm und Pathologie des Gehens. Urban & Fischer Verlag, München, Jena
11. Vogt, L./Banzer, W. (2005): Instrumentelle Ganganalyse. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, Jahrgang 56, Nr. 4, S. 108 – 109
12. Whittle, D. A. (2002): Gait analysis: an introduction. Butterworth-Heinemann Verlag, Oxford, 3. Aufl.

SANIKONZEPT AG
Qualität ist Innovation plus Handwerk
Zertifizierungsreihe
DIN EN ISO 9001:2000 13485:2003 MPG
KONZEPTQMS®
www.sanikonzept.de

www.jaeger-werbung.com

- Baumwolltaschen
- Polytüten
- Papiertaschen
- Einlagebeutel
- Etiketten

Natürlich von...
JÄGER WERBUNG
Tel. 0931-329 303-0 Fax 329 303-33

VOGLER
SCHAFTANFERTIGUNG

✓ **First Class-Modellkatalog**
✓ **Maßschuhschäfte**
✓ **Neu im Programm: Golfschuhe**

Auch im Internet finden Sie unsere Fußsparen:
www.vogler-schaftanfertigung.de
vogler@schaftanfertigung.de

Horstmarer Straße 68a · 44329 Dortmund
Telefon 0231/29 10 69 · Fax 0231/29 0975

RÖSCHE GmbH
Orthopädie Schaft Service

- Modische Schäfte
- Erstklassige Arbeit
- Schneller Lieferservice

Gartenstraße 93
72108 Rottenburg
fon: 0 74 72/28 37 55
fax: 0 74 72/28 37 59

Erschienen in: Sonderheft Sensomotorik 2006 der Zeitschrift Orthopädie-schuhtechnik

Einlagen

D. Ohlendorf, J. Natrup

Haltungskorrektur durch sensomotorische Einlegesohlen – Ergebnisse einer dreidimensionalen Rückenvermessung

Correction of Posture through Sensomotoric Insoles – Results of a Three-Dimensional Back Measurement

Jeder Mensch hat im Laufe des Erwachsenwerdens seine individuelle Körperhaltung gefestigt und ausgeprägt. Er repräsentiert so sein äußeres, körperliches Erscheinungsbild. Eine optimale Körperhaltung haben die wenigsten Menschen. Häufig entstehen daher Beschwerden des Halte- und Bewegungsapparates, die früher oder später in einer Beeinträchtigung des Alltags enden, wobei diese Beschwerden viele Ursachen haben können. Um den Beschwerden so gut wie möglich entgegenzuwirken, können sensomotorische Einlegesohlen eingesetzt werden. Durch ihr Tragen wirken sie gezielt auf den Muskelzustand ein und können die Körperhaltung positiv beeinflussen.

Um dies nachzuweisen, wurde bei 22 Testpersonen eine dreidimensionale Rückenvermessung vorgenommen. So sollte der Effekt der Einlegesohlen auf die Rückenstatik im Stand eingängiger betrachtet und dokumentiert werden.

Every person has consolidated their individual posture in the course of growing up. That's how they present their outer physical appearance. Only very few people have an optimum posture. From this fact often originates a discomfort of the supporting and moving system, which sooner or later ends up with a restriction of everyday activities. These problems may have many origins. To counteract the discomfort as well as possible, sensomotoric insoles may be used. By carrying

them the patient feels a direct effect on the condition of the muscles, and they can influence the posture positively. To prove this, a three-dimensional back measurement was carried out with 22 subjects. Thus the effect of the insoles on the back statics in a standing position could be regarded more closely and documented.

Einleitung

Grundsätzlich ist bei jedem Menschen eine gute aufrechte Körperhaltung von einem ausgeglichenen Verhältnis der beteiligten Körpersegmente und der sie haltenden und bewegenden Muskulatur abhängig. Wird über einen längeren Zeitraum eine unphysiologische Haltung eingenommen, folgen gegebenenfalls auch nachhaltige Veränderungen der Körperstatik. Unter Umständen resultiert eine veränderte Muskelaktivität oder Gelenkstellung. Eine andere Gewichtsverteilung mit muskulären Dysbalancen ist häufig die Folge, die der Organismus zu kompensieren versucht. Die Muskulatur versucht daher, durch einen erhöhten Spannungszustand und mit gesteigerter Aktivität sowie vermehrtem Energieverbrauch den Zusatzbelastungen entgegenzuwirken bzw. diese auszugleichen. Dieser Ausgangszustand erschwert die körperliche Gleichgewichtsregulation.

Im Gegensatz zu konstitutionellen Voraussetzungen, die nicht zu beeinflussen sind, ist es möglich,

über zentrale Instanzen variable Komponenten wie beispielsweise das Bewegungsverhalten zu steuern. Über das sensomotorische System wird aktiv die gewollte Haltung oder Bewegung geregelt. Der Begriff Sensomotorik verbindet das sensorische Wahrnehmungssystem mit dem motorischen System der Bewegungssteuerung. Im Zentralen Nervensystem werden alle peripheren Informationen mit zentralen Impulsen verarbeitet, so dass letztendlich über ausführende Signale eine situationsadäquate motorische Steuerung der Bewegung möglich ist.

Die jeweiligen Elemente auf der sensomotorischen Einlegesohle aktivieren je nach Positionierung die Muskelspindeln oder Golgi-Sehnenapparate der Fußsohlenmuskeln und beeinflussen so die sensorische Leistung des Organismus. Auf diese Weise können sie auf den Muskelzustand bzw. die Muskelaktivität Einfluss nehmen. Gemäß dem Muskelkettenprinzip verändert sich so auch der Muskelzustand der folgenden Muskeln. Demzufolge können Muskeln bzw. Muskelgruppen motorisch so gesteuert werden, dass sie einerseits in einem richtigen Zeitintervall mit einem angepassten Kraftniveau in die Bewegung integriert werden und andererseits eine Stabilisierung und Gleichgewichtserhaltung des Körpers gewährleisten.

Seit über 10 Jahren findet in Orthopädiekreisen eine rege Debatte über den genauen Einsatz und die Wirkungsweise der sensomotorischen Einlegesohlen statt. Studien

von Simoneau et al. (1994), Eils et al. (2003), Natrup/Ohlendorf/Fischer (2004) oder Jahn (2006) haben sich auch mit dieser Thematik in ihren Studien beschäftigt. Inhalt dieser Studien sind entweder die Einlegesohlen direkt oder Untersuchungen des Einflusses der plantaren Sensorik hinsichtlich ihrer Bedeutung für die Statik.

Das Ziel der angeführten Studie war es demnach, durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen ein effektiveres Zusammenspiel der Muskelketten im Körper zu erreichen, so dass sich eine Haltungsverbesserung einstellen konnte.

Methodik

Konzeption der sensomotorischen Einlegesohle

Gegenstand der Untersuchung sind sensomotorische Einlegesohlen, die von der Firma Fischer Fußfit in Amberg für jeden Probanden angefertigt worden sind, so dass sie variabel in alle Schuhe eingelegt werden konnten. Verschiedene Einlagenelemente, die jeweils an unterschiedlichen Stellen unter der Fußsohle lokalisiert sind, wurden individuell und der Beschwerde entsprechend in die Sohle eingearbeitet.

Weiterhin wird bei der Konzeption der Einlegesohle die Stärke der Elemente variiert.

Probanden

An der Untersuchung nahmen 22 (elf w, elf m) Probanden teil. Die Voraussetzung für die Teilnahme waren unterschiedliche, haltungsbedingte Beschwerden am Bewegungsapparat, die bereits ergebnislos behandelt bzw. klassisch orthopädisch versorgt worden waren.

Vor dem Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen wurde mit jedem Probanden ein Eingangsgespräch über seine jeweiligen Beschwerden geführt. Anschließend bekamen die Teilnehmer Informationen über das Tragen der Sohlen und über mögliche Nebeneffekte. Weiterhin wurden sie angewiesen, die Einlegesohlen jeden Tag (auch bei sportlichen Aktivitäten) zu tragen, wobei der normale Tagesablauf nicht verändert werden sollte.

Messwerterfassung

Um Veränderungen der Körperstatik und insbesondere der

Abb. 1 Phasenbild, in dem die sechs Marker ersichtlich sind.

Rückenstatik durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen dokumentieren zu können, wird eine dreidimensionale Rückenvermessung vorgenommen. Diese wird mit dem Rückenscanner MiniRot Kombi der Firma ABW GmbH durchgeführt.

Bei der Messung steht der Proband barfuß und mit freiem Rücken in einer Entfernung von ca. 1,20 m auf einem Podoskop mit dem Rücken zum Scanner. Die Ausgangsposition ist durch eine Schablone auf der Podoskopfläche standardmäßig definiert, so dass eine einheitliche, physiologische Ausgangsstellung vorherrscht.

Die Aufnahme der Rückenoberfläche durch den Rückenscanner erfolgt über einen integrierten Projektor, der ein Streifenmuster auf den Rücken projiziert (Abb. 1). Eine LCD-Kamera nimmt dieses Muster aus einem definierten Winkel auf.

Um die Aufnahme in einem Phasenbild auf dem Computer betrachten zu können, müssen bei allen Testpersonen sechs zuvor festgelegte anatomische Fixpunkte gekennzeichnet werden. Dazu werden an den jeweiligen Punkten Marker auf den unbedeckten Rücken aufgeklebt (Abb. 1):

1. Punkt 1 (C7)
2. Punkt 4 (L3-L4)
3. Linkes und rechtes Schulterblatt (Punkte 2 und 3)
4. Linkes und rechtes SIPS (Punkte 5 und 6).

Für die Aufnahme und Datengewinnung der sechs ausgewählten

Oberflächenpunkte, inklusive der Berechnung und Darstellung ihrer dreidimensionalen Koordinaten in einem Phasenbild, benötigt das Messgerät ca. zwei Sekunden. Während einer Sequenz werden 15 Bilder aufgenommen. Die maximale Bildfrequenz liegt bei 60 frames/s bei einer räumlichen Auflösung von 1/100 mm. Mit Hilfe der Triangulationstechnik ist die Berechnung der dreidimensionalen Koordinaten des Rückens flächendeckend möglich (vgl. www.abw-3d.de).

Untersuchungsablauf

Vor der Sohlenkonzeption und der Rückenvermessung mit dem Rückenscanner wird durch einen dreidimensionalen Sehtest die Sehfähigkeit des Probanden untersucht. Dies ist eine wichtige Voraussetzung für eine gute Gleichgewichtskontrolle und somit auch für die richtige Körperhaltung. Verfügt der Proband nicht über diese Sehfähigkeit, muss die Behandlung abgebrochen werden.

Anschließend wird jeder Proband durch spezifische manuelle Tests standardgemäß und systematisch untersucht, um eine zusätzliche Auskunft über die Statik des Körpers bzw. der Wirbelsäule im Speziellen zu erhalten.

Anschließend stellt sich die Testperson für die Rückenvermessung auf das Podoskop und es wird zunächst eine neutrale Ausgangsmessung durchgeführt. Danach werden die Einlagenelemente unter die Fußsohle gelegt, wobei nach jeder neuen Unterlage der Elemente eine Rückenscannung erfolgt.

Für die Herstellung der Einlegesohlen wurden die Befunde der manuellen Haltungsüberprüfung mit den dreidimensionalen Aufnahmen der Rückenvermessung zusammen ausgewertet. So gewährleisten fachmännische Kenntnisse zusammen mit computergestützter Messtechnik die beste Einlagenkombination für den Probanden.

Die dreidimensionale Rückenvermessung wurde vor und nach dem Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen durchgeführt, um das Resultat bzw. den Einfluss der Sohlen auf die Körperhaltung zu dokumentieren. Da alle Messungen bei normaler Raumtemperatur stattgefunden haben, können Temperatur- und Wettereinflüsse bei den

Auswertungen der Messreihen ausgeschlossen werden.

Um einen Einblick in die subjektive Wahrnehmung und Bewertung der Haltungsveränderung durch die Einlegesohlen zu erhalten, haben alle Testpersonen nach Ablauf der Untersuchungsdauer und Abschlussuntersuchung einen Fragebogen ausgefüllt. Hier sollten sie ihr persönliches Empfinden hinsichtlich der Entwicklung ihrer Beschwerden sowie ihre momentane Verfassung beschreiben und beurteilen. Der Untersuchungszeitraum dauerte sechs Wochen. In dieser Zeit haben alle Untersuchungsteilnehmer ihre sensomotorischen Einlegesohlen gemäß den Hinweisen getragen.

Untersuchungsergebnisse

Bei der Auswertung der gescannten und in einem Phasenbild dargestellten Rückenoberfläche wird der Rücken in drei Komponenten (Abb. 2) gegliedert, wobei immer zwei der sechs anatomisch festgelegten Rückenmarkierungen eine Komponente bilden. Jeder Marker liefert dreidimensionale Koordinatenwerte, so dass Veränderungen der Rückenstatik über Differenzberechnung ermittelt werden können.

Bei den Differenzberechnungen werden die Punkte der rechten Körperseite (P3 und P6) sowie der untere Lendenwirbelmarker (P4) als Ausgangspunkte festgelegt, von denen die Werte der linken Körperhälfte (P2 und P5) bzw. des oberen Halswirbelsäulenmarkers (P1) subtrahiert werden.

Der Schulterbereich (A) wird anhand der beiden Schulterblattmarkierungen (P2 und P3) dreidimensional erfasst. Hierfür wird mittels einer Differenzwertberechnung der beiden Punkte festgestellt, ob eine Schiefstellung oder Rotation der Schulterblättermarker vorliegt. Anhand dieser Daten ist es möglich, Aussagen über die aktuelle Haltung des Schulterbereichs treffen zu können, aber auch durch einen Vorher-Nachher-Vergleich eine Veränderung zu dokumentieren.

Die beiden Markerpunkte P1 und P4 repräsentieren den Verlauf der Wirbelsäule (B) und geben Auskunft über ihre Stellung. Bei einer geraden Wirbelsäule verläuft die Gerade (grüne Linie) genau durch beide Marker. Anhand der Diffe-

Abb. 2 Auswertungskomponenten der Rückenscannung

renz, die der P4-Marker von der Geraden abweicht, kann eine skoliothische Fehlhaltung diagnostiziert bzw. eingestuft werden. Neben der skoliothischen Fehlhaltung der Wirbelsäule ist ebenfalls die Wirbelsäulenform zu berechnen. Je nach der Stellung der Punkte im Raum liegt entweder eine tendenzielle Kyphose oder Lordose vor.

Die Stellung des Beckens ist durch die SIPS-Marker P5 und P6 im Lendenbereich (C) definiert. So können Angaben über eine eventuelle Schiefstellung des Beckens und über eine mögliche Rotation im Beckenbereich geäußert werden. Diese Daten ermöglichen eine Beurteilung der aktuellen Körperhaltung, womit ein Vergleich der Messungen zu verschiedenen Zeitpunkten oder mit anderen Personen mit der gleichen Voraussetzung erfolgen kann.

Anhand dieser Berechnungen konnte durch Einsatz des T-Tests statistisch bewiesen werden, dass durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen grundsätzlich positive Veränderungen der Rückenstatik dieser Probanden zu verzeichnen sind. So wurde festgestellt, dass sich die Rotationsstellung der Rückenoberfläche im LWS- (SIPS-Marker) und im Schulterblätterbereich (Schulterblättermarker) verringert hat. Veränderungen der Wirbelsäulenmarker hinsichtlich der Wirbelsäulenform sind zwar individuell festgestellt worden, allerdings zu variabel, als dass sie statistisch zu beweisen waren.

Darüber hinaus wurden die Probanden orientierend an ihrer drei-

dimensionalen Beckenstellung in vier Untergruppen aufgeteilt. Bei zwei Untergruppen ist die Rückenstatik auf die Beckenstellung zurückzuführen, während bei den anderen beiden Untergruppen die Fußform (Plattfuß oder Hohlfuß) die Beckenstellung und folglich auch die Rückenstatik bestimmte.

Hierbei stellte sich heraus, dass bei zwei der vier Untergruppen statistische Signifikanzen errechnet werden konnten. Die meisten positiven Markerverschiebungen an der Rückenoberfläche waren in der Untergruppe zu verzeichnen, in der die Beckenausgangsstellung die Haltung bestimmte. Hier besaßen die Probanden ein kürzeres linkes Bein, wobei das linke Ilium (Darmbein) sich weiter dorsal befindet. Demzufolge ist das linke Ilium posterior gedreht und das rechte Ilium anterior. In dieser Untergruppe haben sich die Schulterblätter- und SIPS-Marker nachweislich nicht nur in ihrer Tiefen-, sondern auch in ihrer Höhenstellung angeglichen.

Bei der anderen Untergruppe, in der die Wirksamkeit der sensomotorischen Einlegesohlen bewiesen werden konnte, ist die Beckenausgangsstellung durch eine Fußfehlstellung bedingt. Bei dieser Ausgangsposition der Marker ist ein kürzeres rechtes Bein bei gleichzeitiger Anterior-Stellung des Iliums zu verzeichnen. Die Ursache für diese Ausgangsstellung lässt sich entweder durch einen Plattfuß (Pes planus) auf der rechten oder einen Hohlfuß (Pes varus) auf der linken Körperseite erklären.

Für diese Gruppe liegen allerdings nur positive Nachweise für eine verbesserte Rotationsstellung im Lendenwirbelsäulen- und Schulterblätterbereich, und nicht auch für eine veränderte Höhenstellung der Marker vor.

Da bei der zweiten Untergruppe im Gegensatz zur ersten Untergruppe die Fußstellung und nicht die Beckenstellung ausschlaggebend für die Körperhaltung ist, besteht die Vermutung, dass hier der Grund für die signifikanten Unterschiede zu finden ist.

Nach Ablauf der Untersuchung haben die Probanden einen Fragebogen über die subjektive Wahrnehmung und Bewertung der Haltungsveränderung und der Beschwerdeentwicklung beantwortet.

Zudem wurde die bisherige Anamnese der einzelnen Untersuchungsteilnehmer in einem Eingangsfragebogen festgehalten, um einen besseren Einblick in ihre bisherigen Beschwerden und Therapien zu bekommen.

Auch die Auswertung der Fragebogen ergab, dass sich die Beschwerden bzw. Schmerzen aller Teilnehmer verbessert haben und bei einigen komplett verschwunden sind. Beschwerden im Brustwirbel- oder Lendenwirbelsäulenbereich sowie in der Hüfte oder den Knien konnten weitgehend gelindert werden. Nacken- und Schulterschmerzen sind hingegen bei vielen Teilnehmern geblieben.

Auf die Frage, ob sich das Bewegungsgefühl in irgendeiner Weise gewandelt hat, sind zusammenfassend drei Tendenzen geschildert worden: Zum einen wird beschrieben, dass sich die durch die Einlegesohlen veränderte Körperhaltung insgesamt besser und lockerer anfühlt. Andere Probanden haben einige Zeit benötigt, um sich an die Einlegesohlen zu gewöhnen, bevor sie sich problemlos tragen ließen. Die dritte Gruppe hat keine Veränderungen ihrer Haltung oder der Bewegungsabläufe registriert.

Diskussion

Allein durch eine unterschiedliche Reizsetzung auf die jeweiligen linken und rechten plantaren Fußmuskeln scheint eine generelle Rotationsverbesserung, unabhängig von der Höhenveränderung der Marker, zu erzielen zu sein.

Aufgrund dieser Haltungsveränderung der Schulterblätter- und SIPS-Marker ist ebenfalls eine individuell veränderte Wirbelsäulenform wahrzunehmen, die sich der neuen Haltung angepasst hat. Diese Veränderungen sind zwar individuell bei jedem einzelnen Probanden sichtbar, allerdings für eine einheitlich statistisch nachweisbare Aussage zu variabel.

Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse scheinen Kompensationsbewegungen durch das Tragen sensomotorischer Einlegesohlen gelindert werden zu können. Sobald der Rotation des Körpers entgegenwirkt werden konnte und sich diese verbessert hat, können die Bewegungen harmonischer werden, da den Bewegungsabläufen eine ausge-

glichere Muskelbelastung im Sinne einer verbesserten muskulären Balance zu Grunde liegt. Folglich müssen die an der Haltung beteiligten Muskeln auch weniger arbeiten.

Dieser Umgestaltung der Körperhaltung liegt eine Reizeinwirkung der Einlagenelemente, die in die Einlegesohle eingearbeitet sind, zu Grunde. Je nach Positionierung der hier verwendeten zwei und drei Millimeter starken Elemente sind sie imstande, eine dementsprechend unterschiedliche, effektive Aktivierung der Muskelketten zu bewirken. Je nach Lage der Korkelemente können sie entweder eine Aktivierung der Muskelspindeln oder der Golgi-Sehnenapparate erzeugen, wodurch die dreidimensionalen Bewegungen des Körpers feinfühlig und unbewusst gesteuert werden können.

Inwieweit sich diese Statikveränderung allerdings auch in der Körperdynamik äußert, kann anhand dieser Messmethode nicht nachgewiesen werden.

Die Autoren:

Daniela Ohlendorf / Jörg Natrup
Deine Haltung e.V. / GeBioM mbH
Johann-Krane-Weg 21
48149 Münster
E-Mail: dannni.oh@web.de
natrup@gebiom.de

Literatur:

- [1] Simoneau, G.G./Ulbrecht, J. S./Derr, J.A./ Becker, M.B./Cavanagh, P.R., 1994: Postural instability in patients with diabetic sensory neuropathy. In: Diabetes Care, 17, S. 1411-1421
- [2] Eils, E./Tewes, M./ Nolte, S./Rosenbaum, D., 2003: Der Einfluss reduzierter Fußsohlensensorik auf Schwankungs- und Druckverteilungsparameter beim Stehen und Gehen. In: Medizinisch-Orthopädische Technik, 4, S.46-54
- [3] Natrup, J., Ohlendorf, D., Fischer, F., 2004: Auswirkungen neurologischer Einlagen auf die Körperstatik. In: Orthopädischschuhtechnik. Sonderheft Einlagen, S. 56-63.
- [4] Jahn, M., 2006: Prüfung der Wirkung von Modulen nach dem Podo-Orthesiologie-Konzept von Breukhoven. In: Orthopädischschuhtechnik. Sonderheft Sensorik, S. 38-41

Lebenslauf

Am 11.07.1981 wurde ich als erstes Kind des Dipl.-Ing. Herrn Peter Ohlendorf und seiner Ehefrau Brigitte Ohlendorf, Erzieherin, in Salzgitter-Lebenstedt geboren. Ich habe einen neun Jahre jüngeren Bruder.

Von 1987 bis 1991 besuchte ich die Grundschule am Fredenberg. Die anschließenden zwei Jahre von 1991-1993 ging ich zur Orientierungsschule am Fredenberg. Danach wechselte ich auf das Gymnasium am Fredenberg, wo ich im Jahre 2000 das Abitur bestand.

Seit dem 01.10. 2000 war ich Studentin an der Sozialwissenschaftlichen Fakultät der Georg-August-Universität Göttingen. Mein Magisterstudium gliederte sich in drei Studienfächer. Im Hauptfach studierte ich Sportwissenschaften, im 1.Nebenfach Soziologie und im 2. Nebenfach Anthropologie. Im Zeitraum von März bis Mai 2002 bestand ich meine schriftliche und mündliche Zwischenprüfung im Fach Sportwissenschaft. Mein 2. Nebenfach wechselte ich im Sommersemester 2002 von Anthropologie zu medizinischer Physiologie. Von August bis November 2003 schloss ich das Grundstudium der beiden Nebenfächer ab.

Im Dezember 2004 beendete ich mein Magisterstudium mit der Note 1,3.

Während der Semesterferien absolvierte ich drei vierwöchige Praktika. Mein erstes Praktikum war im September 2001 im Ambulanten Reha-Zentrum in Salzgitter- Bad. Von März bis April 2003 war ich für vier Wochen im GRIP (Göttinger Rücken Intensivprogramm) in Göttingen Praktikantin und anschließend habe ich im September 2003 bei der Firma GeBioM (Gesellschaft für Biomechanik Münster) in Münster ein Praktikum gemacht.

Seit April 2005 bin ich als Doktorandin der Sozialwissenschaftlichen Fakultät angenommen und derzeit als Promotionsstudentin eingeschrieben. Neben der Promotion bin ich als wissenschaftliche Mitarbeiterin für den Verein „Deine Haltung e.V.“ tätig.

Göttingen, den 10.Oktober 2007