



Methoden und Mittel zur Verbesserung des statischen und dynamischen Muskelverhaltens bei haltungsbedingten Beschwerden-ein trainings- und bewegungswissenschaftlicher Vergleich zwischen sensomotorischen Einlegesohlen und 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 Mai 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:

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 sensomotorischen Einlegesohlen und 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.

Danksagung

Zunächst möchte ich mich ganz herzlich bei meinem Doktorvater Prof. Niklas für seine tatkräftige und hilfreiche Unterstützung während meiner Doktorarbeit danken. Auch die Hilfsbereitschaft von Dr. Natrup (Firma GeBioM), Dr. Schmalz (Firma Otto Bock) und Ina ter Harmsel ist für mich bei dem Auswerten der Studienergebnisse von großer Bedeutung gewesen.

Auch bei meiner Familie und meinen Freunden möchte ich mich für ihre Unterstützung während der ganzen Promotionsdauer aufrichtig bedanken.

VERZEICHNISSE

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

I. INHALTSVERZEICHNIS

| | | |
|-------------|--|-----------|
| 1. | EINLEITUNG..... | 1 |
| 1.1. | Eingliederung der Studie in den aktuellen Stand der Forschung..... | 4 |
| 2. | GRUNDLAGEN | 9 |
| 2.1. | Neuromuskuläre Regel und Steuermechanismen der Körperhaltung..... | 9 |
| 2.1.1. | Grundlagen der menschlichen Bewegungssteuerung..... | 9 |
| 2.1.2. | Die Körperhaltung - Ursachen und Auswirkungen bei Haltungsschwächen .. | 14 |
| 2.2. | Das gesundheitsorientierte, rehabilitative Muskelaufbautraing..... | 17 |
| 2.2.1. | Begriffsbestimmung und grundlegende Ziele des rehabilitativen Muskelaufbautrainings | 17 |
| 2.2.2. | Trainingsmethoden und Trainingsprinzipien | 19 |
| 2.2.3. | Die Bedeutung des Aufwärmens und Dehnens | 23 |
| 2.2.4. | Auswirkungen des rehabilitativen Muskelaufbautrainings auf den Körper | 24 |
| 2.3. | Verfahren zur Beschreibung der menschlichen Körperhaltung und Fortbewegung | 26 |
| 2.3.1. | Funktionelle Ganganalyse | 26 |
| 2.3.2. | Die Oberflächen-Elektromyographie | 28 |
| 2.3.3. | Dreidimensionale Rückenscannung | 31 |
| 2.3.4. | Pedographie | 32 |
| 2.3.5. | Muskelfunktionsprüfung zur Feststellung des allgemeinen Kraftniveaus und der Kraftverhältnisse | 34 |
| 2.4. | Wissenschaftliche Darstellung des gewählten Untersuchungsdesigns einschließlich der gewählten Hypothesen..... | 36 |

| | |
|---|-----------|
| 3. METHODIK | 39 |
| 3.1. Testpersonen | 39 |
| 3.1.1. Gruppe 1: Sensomotorische Einlegesohlen | 40 |
| 3.1.2. Gruppe 2: gesundheitsorientiertes, rehabilitatives Muskelaufbautraining | 41 |
| 3.1.3. Gruppe 3: Tragen von sensomotorischen Einlegesohlen und Durchführung eines rehabilitativen Muskelaufbautrainings (Kombination beider Methoden) | 42 |
| 3.1.4. Gruppe 4: Kontrollgruppe | 42 |
| 3.1.5. Aufgaben des Betreuers der 3 Gruppen während der Untersuchungen..... | 42 |
| 3.2. Bedingungen des Versuchsablaufes der einzelnen Messreihen..... | 43 |
| 3.2.1. Messung 1: dreidimensionale Rückenscannung mit dem 3D-Aufnahmesystem MiniRot Kombi der Firma ABW | 43 |
| 3.3. Messung 2: Die statische und dynamische Oberflächen-Elektromyographie | 46 |
| 3.3.1. Messung 3: Instrumentelle Ganganalyse..... | 49 |
| 3.3.2. Messung 4: Pedographie..... | 51 |
| 3.3.3. Messung 5: Ablauf einer manuellen Krafttestung..... | 52 |
| 3.4. Analyseparameter der einzelnen Messreihen | 53 |
| 3.4.1. Parameter der dreidimensionalen Rückenscannung..... | 53 |
| 3.4.2. Parameter der Elektromyographie..... | 54 |
| 3.4.3. Parameter der instrumentellen Ganganalyse | 55 |
| 3.4.4. Parameter der Pedographie..... | 56 |
| 3.5. Statistisches Auswertungsverfahren | 58 |
| 4. ERGEBNISSE..... | 62 |
| 4.1. Beschreibende Statistik | 62 |
| 4.1.1. Ergebnisse der dreidimensionalen Vermessung der Rückenoberfläche..... | 62 |
| 4.1.2. Ergebnisse der Elektromyographie..... | 70 |
| 4.1.3. Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse..... | 74 |
| 4.1.4. Ergebnisse der Pedographie | 79 |
| 4.1.5. Ergebnisse der manuellen Funktionsdiagnostik | 83 |
| 4.1.6. Auswertungen der Fragebögen..... | 87 |
| 4.2. Schließende Statistik: Übersicht der einzelnen statistischen Nachweise der Untersuchungsreihen innerhalb der drei Probandengruppen..... | 88 |
| 4.2.1. Nachweisliche Veränderungen der Gruppe 1 | 88 |
| 4.2.2. Nachweisliche Veränderungen der Gruppe 2 | 92 |
| 4.2.3. Nachweisliche Veränderungen der Gruppe 3 | 94 |

| | | |
|-------------|--|------------|
| 4.2.4. | Nachweisliche Veränderungen der Gruppe 4 | 96 |
| 4.2.5. | Nachweisliche Veränderungen bei einem Probandengruppen-vergleich | 97 |
| 4.2.6. | Nachweisliche Veränderungen einer Langzeitmessung der Gruppen 1, 2 und 3 | 99 |
| 5. | DISKUSSION | 100 |
| 5.1. | Ergebnisanalyse der Untersuchungen | 100 |
| 5.1.1. | Ergebnisanalyse der Untersuchungsgruppe 1 ‚sensomotorische Einlegesohlen‘ | 100 |
| 5.1.2. | Ergebnisanalyse der Untersuchungsgruppe 2 ‚rehabilitatives Muskelaufbautraining‘ | 103 |
| 5.1.3. | Ergebnisanalyse der Untersuchungsgruppe 3 ‚sensomotorische Einlegesohlen und rehabilitatives Muskelaufbautraining‘ | 105 |
| 5.1.4. | Ergebnisanalyse der Gruppe 4 ‚Kontrollgruppe‘ | 106 |
| 5.1.5. | Ergebnisanalyse der Langzeitstudie der dreidimensionalen Rückenvermessung | 107 |
| 5.2. | Hypothesenprüfung | 108 |
| 5.2.1. | Hypothesenprüfung der Hypothesen 1 und 2 | 108 |
| 5.2.2. | Hypothesenprüfung der Hypothese 3 | 109 |
| 5.2.3. | Hypothesenprüfung der Hypothese 4 | 110 |
| 5.2.4. | Hypothesenprüfung der Hypothese 5 | 112 |
| 5.3. | Schlussfolgerungen der Untersuchungsergebnisse | 112 |
| 5.3.1. | Erkenntnisse für den systematischeren Einsatz sensomotorischer Einlegesohlen | 116 |
| 5.3.2. | Erkenntnisse für den systematischeren Einsatz eines rehabilitativen Muskelaufbautrainings | 117 |
| 5.4. | Forderungen für zukünftige Untersuchungen beim Einsatz von sensomotorischen Einlegesohlen oder einem rehabilitativen Muskelaufbautraining | 120 |
| 5.4.1. | Forderungen für zukünftige Untersuchungen beim Einsatz von sensomotorischen Einlegesohlen | 121 |
| 5.4.2. | Forderungen für zukünftige Untersuchungen beim Einsatz eines rehabilitativen Muskelaufbautrainings | 122 |
| 5.4.3. | Forderung für zukünftige Untersuchungen hinsichtlich der Auswirkungen auf das sensomotorische System durch die beiden Interventionsmöglichkeiten. | 123 |
| 5.4.4. | Forderungen für den zukünftigen Einsatz der Messtechnik | 124 |
| 5.4.5. | Forderungen für weitere Studien zur Verbesserung der Haltungs- und Bewegungssteuerung | 126 |
| 6. | ZUSAMMENFASSUNG | 129 |

| | |
|---|------------|
| LITERATUR | 132 |
| Weitere Quellen | 148 |
| ANHANG A - ABBILDUNGEN UND ERGÄNZUNGEN | 150 |
| ANHANG B - DIAGRAMME | 210 |
| ANHANG C - TABELLEN | 219 |
| ANHANG D – PUBLIKATIONEN | 220 |

II. ABBILDUNGS- UND ERGÄNZUNGSVERZEICHNIS

| | |
|---|-----|
| Abb. 1.1. "La Reprogrammation Posturale Globale", Bernard Bricot | 1 |
| Abb. 2.1. Schematische funktionelle Übersicht des somatosensorischen Systems..... | 150 |
| Abb. 2.2. Funktionelle Übersicht der zusammenwirkenden Propriozeptoren bei bewusst werdenden Vorgängen | 151 |
| Abb. 2.3. Vergleich der kortikalen Verbindungen von Basalganglien und Kleinhirn | 151 |
| Abb. 2.4. Vereinfachtes Schema funktioneller Schritte und Strukturen der Zielmotorik | 152 |
| Abb. 2.5. Muskeldehnungsreflex, reziproke Hemmung und γ -Muskelspindelschleife.... | 152 |
| Abb. 2.6. Der Prozess der Erregungsleitung an der motorischen Endplatte | 153 |
| Abb. 2.7. Schematische Darstellung des Depolarisierungs-Repolarisierungs-Zyklus innerhalb erregbarer Membranen | 153 |
| Abb. 2.8. Räumliche und zeitliche Summation eines Aktionspotentials | 154 |
| Abb. 2.9. Feinbau der quergestreiften Muskelfaser..... | 154 |
| Abb. 2.10. Aufbau eines Sarkomers | 155 |
| Abb. 2.11. Arbeitszyklus beim Filamentgleiten | 155 |
| Abb. 2.12. Schematische Darstellung einer Muskelspindel und eines Golgi-Sehenorgans | 156 |
| Abb. 2.13. Schematischer Überblick einer Muskelspindel | 157 |
| Abb. 2.14. Der Rundrücken (Hyperkyphose)..... | 157 |
| Abb. 2.15. Der Hohlrücken (Hyperlordose)..... | 158 |
| Abb. 2.16. Der Flachrücken | 158 |
| Abb. 2.17. Der Hohlrundrücken | 159 |
| Abb. 2.18. Totalrundrücken..... | 159 |
| Abb. 2.19. Skoliotische Fehlhaltung | 160 |
| Abb. 2.20. Überblick über die Methoden des Krafttrainings | 161 |
| Abb. 2.21. Abhängigkeiten der individuellen Regenerationszeit..... | 162 |
| Abb. 2.22. Modell der Superkompensation..... | 162 |
| Abb. 2.23. Effekte des Aufwärmens | 163 |
| Abb. 2.24. Dehnformen des aktiven und passiven Dehnens | 163 |
| Abb. 2.25. Untergliederung der Ganges..... | 164 |
| Abb. 2.26. Gliederung des Gangzyklus..... | 164 |
| Abb. 2.27. Vertikale Verschiebungen der Hat-Einheit innerhalb eines Gangzyklus | 165 |
| Abb. 2.28. Laterale Verschiebung der HAT-Einheit (von oben betrachtet)..... | 165 |
| Abb. 2.29. Abhebung des Körpers ohne modulierende Mechanismen | 166 |
| Abb. 2.30. Körperschwerpunktbewegung beim Gehen während eines Doppelschrittes... | 166 |
| Abb. 2.31. Erzeugung eines dreiphasigen Motor Unit- Aktionspotentials..... | 167 |
| Abb. 2.32. Modell eines wandernden elektrischen Dipols auf einer Muskelfasermembran | 167 |
| Abb. 2.33. | 168 |
| Abb. 2.34. | 168 |
| Abb. 2.35. | 168 |
| Abb. 2.36. Höhenabgestuftes Phasenbild der Rückenoberfläche..... | 32 |
| Abb. 3.1. Anamnesebogen..... | 169 |
| Abb. 3.2. Abschlussfragebogen Gruppe 1 | 170 |
| Abb. 3.3. Abschlussfragebogen Gruppe 2..... | 171 |
| Abb. 3.4. Lokalisation der Einlagenelemente | 172 |
| Abb. 3.5. Die AM-Kette:..... | 173 |
| Abb. 3.6. Die PM-Kette..... | 173 |
| Abb. 3.7. Die PL-Kette..... | 173 |

| | |
|---|-----|
| Abb. 3.8. Die AL-Kette | 174 |
| Abb. 3.9. Dynamischer Fußabdruck | 175 |
| Abb. 3.10. Sieben muskuläre Wirbelsäulen-Sicherungssysteme | 176 |
| Abb. 3.11. MiniRot Kombi..... | 44 |
| Abb. 3.12. Phasenbild des Rückenscanners mit den sechs ersichtlichen Markern | 45 |
| Abb. 3.13. Elektrodenapplikation bei einer Oberflächenableitung | 195 |
| Abb. 3.14. Exemplarisches Messkabel der EMG-Messung | 195 |
| Abb. 3.15. EMG-Verstärker | 196 |
| Abb. 3.16. EMG-Standard-Amplitudenparameter auf der Grundlage der korrigierten EMG-Kurve | 196 |
| Abb. 3.17. Anatomie HWS-Extensoren | 196 |
| Abb. 3.18. Anatomie M. trapezius pars descendens..... | 196 |
| Abb. 3.19. Anatomie Mm. multifidi..... | 196 |
| Abb. 3.20. Positionierung der Elektroden im Halswirbelsäulen- und Schulterbereich | 48 |
| Abb. 3.21. Positionierung der Oberflächenelektroden im Lendenwirbelsäulenbereich..... | 48 |
| Abb. 3.22. Schematische Darstellung des Ganganalyselabors von Otto Bock | 49 |
| Abb. 3.23. Markerkonvention | 197 |
| Abb. 3.24. Angebrachte Marker am Probanden (während einer Ganganalyse)..... | 197 |
| Abb. 3.25. Fußdruckmessplatte | 51 |
| Abb. 3.26. Softwareprogramm GP-Multisens | 198 |
| Abb. 3.27. Einheitliche Definition der Körperachsen | 208 |
| Abb. 3.28. Die drei Komponenten der Rückenoberfläche | 54 |
| Abb. 3.29. Darstellung der ermittelten Momente..... | 56 |
| Abb. 3.30. Die sieben Parameter der Pedographie | 208 |
| Abb. 5.1. Schmerzlinderung durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen..... | 115 |
| Abb. 5.2. Schmerzlinderung durch ein rehabilitatives Muskelaufbautraining | 115 |
| Abb. 5.3. Optimales Muskelverhältnis zwischen Agonist und Antagonist..... | 119 |
| | |
| Ergänzung 2.1..... | 150 |
| Ergänzung 2.2..... | 151 |
| Ergänzung 2.3..... | 152 |
| Ergänzung 2.4..... | 155 |
| Ergänzung zum Myosin 2.5..... | 155 |
| Ergänzung zum Filamentgleiten 2.6..... | 156 |
| Ergänzung 2.7..... | 157 |
| Ergänzung 2.8..... | 158 |
| Ergänzung 2.9..... | 158 |
| Ergänzung 2.10..... | 159 |
| Ergänzung 2.11..... | 159 |
| Ergänzung 2.12..... | 160 |
| Ergänzung 2.13..... | 160 |
| Ergänzung 2.14..... | 164 |
| Ergänzung 2.15..... | 167 |
| Ergänzung 3.1..... | 172 |
| Ergänzung 3.2..... | 175 |
| Ergänzung 3.3. Exemplarischer Trainingsplan der Probandengruppen 2 und 3 | 178 |
| Ergänzung 3.4. Auflistung der getesteten Muskeln der Muskelfunktionsprüfung nach Janda | 198 |
| Ergänzung 3.5..... | 207 |

III. DIAGRAMMVERZEICHNIS

| | |
|---|-----|
| Diagramm 3.1. Exemplarische, statische EMG-Messung über 15 Sekunden..... | 210 |
| Diagramm 3.2. Exemplarischer EMG-Kurvenverlauf des linken M. cervicales während der Standphase | 210 |
| Diagramm 3.3. Exemplarischer EMG-Kurvenverlauf des linken M. cervicales während der Schwungphase | 211 |
| Diagramm 3.4. Exemplarischer Verlauf eines Extensions-Flexionswinkel des Oberen Sprunggelenkes..... | 211 |
| Diagramm 3.5. Exemplarischer Verlauf eines Extensions-Flexionswinkel des Knies ... | 212 |
| Diagramm 3.6. Exemplarischer Verlauf des Hüft-Extensions-Flexions-Winkel | 212 |
| Diagramm 3.7. Exemplarischer Kurvenverlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft..... | 213 |
| Diagramm 3.8. Exemplarischer Kurvenverlauf der anterior-posterioren Bodenreaktionskraft..... | 213 |
| Diagramm 3.9. Exemplarischer Kurvenverlauf der medio-lateralen Bodenreaktionskraft..... | 214 |
| Diagramm 3.10. Exemplarischer Kurvenverlauf des Sagittalmoments des OSG während der Standphase | 214 |
| Diagramm 3.11. Exemplarischer Kurvenverlauf des Sagittalmoments des Knies während der Standphase | 215 |
| Diagramm 3.12. Exemplarischer Kurvenverlauf des Sagittalmoments der Hüfte während der Standphase | 215 |
| Diagramm 4.1. Veränderungen des rechten Extensions-Flexions-Winkel des OSG durch das Tragen der Einlegesohlen..... | 75 |
| Diagramm 4.2. Veränderungen des rechten Extensions-Flexions-Winkel der Hüfte durch das Tragen der Einlegesohlen..... | 75 |
| Diagramm 4.3. Veränderungen des rechten sagittalen Hüftmoments durch das Tragen der Einlegesohlen | 76 |
| Diagramm 4.4. Veränderungen des linken sagittalen Kniemoments durch das Tragen der Einlegesohlen | 76 |
| Diagramm 4.5. Veränderungen des rechten sagittalen Kniemoments durch das Tragen der Einlegesohlen | 77 |
| Diagramm 4.6. Veränderungen medio-lateralen Bodenreaktionskraft durch das Tragen der Einlegesohlen | 77 |
| Diagramm 4.7. Veränderungen des rechten Extensions-Flexions-Winkel des Knies durch Muskelaufbautraining..... | 78 |
| Diagramm 4.8. Veränderungen des linken sagittalen Kniesmoments durch Muskelaufbautraining..... | 78 |
| Diagramm 4.9. Veränderungen des rechten sagittalen Kniesmoments durch Muskelaufbautraining..... | 79 |
| Diagramm 4.10. Veränderungen des linken frontalen Kniesmoments durch Muskelaufbautraining..... | 79 |
| Diagramm 4.11. Eingangsstatus der Muskelkraft der Gruppe 2 | 84 |
| Diagramm 4.12. Ausgangsstatus der Muskelkraft der Gruppe 2 | 85 |
| Diagramm 4.17. Veränderungen des Muskelstatus der Halsmuskeln der Gruppe 2..... | 85 |
| Diagramm 4.18. Eingangsstatus der Muskelkraft der Gruppe 3 | 86 |
| Diagramm 4.19. Ausgangsstatus der Muskelkraft der Gruppe 3 | 86 |
| Diagramm 4.20. Veränderungen des Muskelstatus der Halsmuskeln..... | 87 |
| Diagramm 4.13. Veränderungen der Muskelkraft der linken Körperseite der Gruppe 2.. | 217 |
| Diagramm 4.14. Veränderungen der Muskelkraft der rechten Körperseite | 217 |

| | |
|--|-----|
| Diagramm 4.15. Veränderungen der Muskelkraft der linken Körperseite | 218 |
| Diagramm 4.16. Veränderungen der Muskelkraft der rechten Körperseite | 218 |
| Diagramm 3.13. Exemplarischer Kurvenverlauf des Frontalmoments des OSGs während der Standphase | 216 |
| Diagramm 3.14. Exemplarischer Kurvenverlauf des Frontalmoments des Knies während der Standphase | 216 |

VI. TABELLENVERZEICHNIS

| | |
|--|-----|
| Tab. 2.1. Das oberflächliche elektromyographische Signal beeinflussende extrinsische und intrinsische Faktoren (modifiziert nach Engelhardt/Freiwald 1997, 90)..... | 219 |
| Tab. 4.1. Daten der dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 1 | 63 |
| Tab. 4.2. Daten der dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 2 | 64 |
| Tab. 4.3. Daten der dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 3 | 64 |
| Tab. 4.4. Daten der dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 4 | 65 |
| Tab. 4.5. Daten der Untergruppen der dreidimensionalen Rückenvermessung | 68 |
| Tab. 4.6. Langzeitmessung der dreidimensionalen Rückenvermessung | 69 |
| Tab. 4.7. Veränderungen der EMG-Mean-Werte eines Muskels auf beiden Körperseiten. | 71 |
| Tab. 4.8. Vorher-Nachher-Vergleich des EMG-Mean-Wertes eines Muskels..... | 72 |
| Tab. 4.9. Veränderungen des IEMGs beider Körperseiten der abgeleiteten Muskeln der Gruppe 1 | 73 |
| Tab. 4.10. Veränderungen des IEMGs beider Körperseiten der abgeleiteten Muskeln der Gruppe 2 | 73 |
| Tab. 4.11. Veränderungen des IEMGs der abgeleiteten Muskeln der Gruppe 1..... | 74 |
| Tab. 4.12. Veränderungen des IEMGs der abgeleiteten Muskeln der Gruppe 2..... | 74 |
| Tab. 4.13. Ergebnisse der Pedographie der Gruppen 1, 2 und 3 | 82 |
| Tab. 4.14. Ergebnisse der Kontrollgruppe (Gruppe 4)..... | 83 |
| Tab. 4.15. Prozentuale Ergebnisse der dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 1 | 89 |
| Tab. 4.16. EMG-Ergebnisse der Gruppe 1 | 90 |
| Tab. 4.17. Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse der Gruppe 1..... | 91 |
| Tab. 4.18. Ergebnisse der Pedographie der Gruppe 1 | 92 |
| Tab. 4.19. Ergebnisse der dreidimensionalen Rückenscannung der Gruppe 2 | 92 |
| Tab. 4.20. Ergebnisse der dynamischen Elektromyographie | 93 |
| Tab. 4.21. Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse der Gruppe 2..... | 93 |
| Tab. 4.22. Ergebnisse der Pedographie der Gruppe 2 | 94 |
| Tab. 4.23. Veränderungen der dreidimensionalen Rückenscannung der Gruppe 3 | 95 |
| Tab. 4.24. Ergebnisse der Pedographie | 95 |
| Tab. 4.25. Ergebnisse der dreidimensionalen Rückenscannung der Gruppe 4 | 96 |
| Tab. 4.26. Ergebnisse der Pedographie der Gruppe 4 | 97 |
| Tab. 4.27. Vergleich der Untergruppen der Gruppen 1 und 2 bei der dreidimensionalen Rückenscannung | 98 |
| Tab. 4.28. Pedographieergebnisse des Vergleichs der Gruppen 1, 2 und 3 | 99 |
| Tab. 4.29. Ergebnisse der Langzeitmessung | 99 |

1. Einleitung

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

Es ist genauso schwer das Gangverhalten sowie die Körperhaltung eines Menschen zu ändern wie seinen Charakter, da sich dies im Laufe des Erwachsenwerdens festigt und ausprägt. Dabei repräsentiert die Körperhaltung für den Außenstehenden das sichtbare Erscheinungsbild eines Menschen, während die Psyche anfänglich unsichtbar bleibt. Die Ursache für das Einnehmen einer bestimmten Körperhaltung kann jedoch sowohl physischen als auch psychischen Ursprungs sein. So ist die Körperhaltung einerseits durch die Psyche beeinflusst, und andererseits kann eine bestimmte Verfassung auch an der Körperhaltung diagnostiziert werden. Physis und Psyche stehen demnach in einer engen Wechselwirkung mit der Körperhaltung.

Eine optimale Körperhaltung nach Bricot (Abb. 1.1.) haben die wenigsten Menschen. Stattdessen ist sie individuell ausgeprägt und lässt sich irgendwo zwischen den abgebildeten Haltungstypen einordnen.

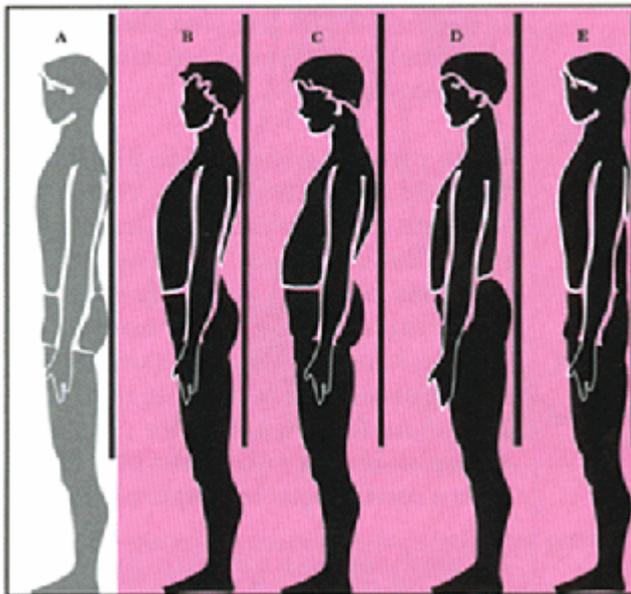


Abb. 1.1. "La Reprogrammation Posturale Globale", Bernard Bricot

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

(Entnommen aus: <http://www.posturologie.org/>; 02.12.2006, 9:36)

In den modernen Industriegesellschaften der heutigen Zeit ist das Phänomen zu beobachten, dass mit einer zunehmenden Automatisierung und Technisierung eine Abnahme der körperlichen (Leistungs-)Fähigkeit einhergeht. Diese Immobilisierung des Bewegungsapparates vollzieht sich häufig über lange Jahre, da neben der täglichen,

meist sitzenden beruflichen Tätigkeit körperliche Bewegungs- und Belastungsreize fehlen. Die Freizeitgestaltung ist selten so konzipiert, dass ein gebührender Ausgleich für die Volkskrankheit ‚Rückenschmerz‘ geschaffen wird.

Beschwerden 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.

Fast jeder erwachsene Mensch klagte in seinem bisherigen Leben schon einmal über Haltungsbeschwerden. 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. Durch diese entstand eine verminderte Erwerbsfähigkeit, die zu einer Frühberentung führte. (Quelle: Gesundheitsberichterstattung 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. Die Erfahrung, welches Therapieangebot sich individuell am Besten eignet, muss jeder selbst austesten und machen.

Der Weg hin zu einer Beschwerdelinderung führt die meisten Menschen zu verschiedenen Ärzten und/oder Therapeuten. Meistens ist dies 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 betragen 1999 2,5 Mrd. und die für krankheitsbezogene direkte Kosten lagen bei 20,2 Mrd. DM (Quelle: Gesundheitsberichtserstattung 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 Anzahl an Arbeitsunfähigkeitstagen. (Quelle: Statistisches Bundesamt)

Dies führt 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 Bundesgesundheitsurvey aus dem Jahre 1999 herausgefunden, dass Präventionsprogramme für Menschen mit einer hohen Anfälligkeit für Rückenleiden, wie beispielsweise für Vollzeitbeschäftigte, schlecht zugänglich sind (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 unabhängig des sozialen Status zugänglich sind. Des Weiteren sollten ebenfalls Rücksicht auf die Arbeitszeit und die Entfernung zu dem jeweiligen Ausrichtungsort genommen werden. Anhand der oben angeführten Kosten des Gesundheitssektors ist ersichtlich, dass sowohl der Prävention als auch der Rehabilitation in Zukunft eine immer bedeutendere Position im deutschen Gesundheitssystem einzuräumen sein wird.

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

Viele verschiedene Therapiemöglichkeiten zur Bekämpfung von Beschwerden im Bereich des Muskel- und Skelettsystems versuchen Einfluss auf den Muskelstatus zu nehmen. Da dieser Therapiebereich ein verbreitetes und kostenintensives Problem in der deutschen Gesellschaft ist, wird die Muskulatur von wissenschaftlicher Seite her

häufig als zentraler Angriffspunkt vieler Studien gesehen, da sie ein wesentlicher Leistungsfaktor des Haltungs- und Bewegungsapparates ist. Für den muskulären Antrieb ist neben einem ökonomischen Krafteinsatz auch die Ausdauer bedeutend. Unabhängig davon, ob eine Bewegung entweder schnell oder langsam, lang oder kurz ist oder sie nur aufrechterhalten werden soll, wird immer Kraft benötigt, die über den benötigten Zeitraum aufgewendet werden muss. Beim Stehen und Gehen ist neben den Komponenten Kraft und Ausdauer ein komplexes Zusammenwirken zwischen zentralem und peripherem Nervensystem mit dem Stütz- und Bewegungsapparat notwendig. Daher erweisen sich das menschliche Stehen und Gehen als Indikator, um Störungen der komplexen Zusammenarbeit dieser Systeme zu erforschen.

In der im Rahmen dieser Dissertation durchgeführten Studie werden zwei Interventionsmöglichkeiten eingesetzt, um gezielt die Muskulatur bzw. ihr Zusammenwirken mit anderen Muskeln zu verändern und somit Einfluss auf die Körperstatik und -dynamik nehmen zu können. Es handelt sich zum einen um sensomotorische Einlegesohlen und zum anderen um ein rehabilitatives Muskelaufbautraining. Innerhalb eines Zeitraumes von sechs Wochen wird untersucht, inwieweit beide Interventionsmöglichkeiten in der Lage sind, die Körperstatik als auch die Dynamik des Körpers positiv zu beeinflussen sowie die Schmerzen der einzelnen Probanden zu lindern. Anhand unterschiedlicher Messsysteme sollen die Auswirkungen auf den Körper dargelegt und bewiesen werden.

Neben Rückenschmerzen weitet sich das Gebiet der Beschwerden, mit dem sich die vorliegende Untersuchung befasst, auf den gesamten Bewegungsapparat aus, was in bisherigen Studien häufig nicht berücksichtigt wurde. Aus diesem Grund wird versucht Probanden mit generellen, haltungsbedingten Beschwerden zu therapieren, ohne sich ausschließlich auf Rückenbeschwerden zu konzentrieren. Denn häufig verursacht Bewegungsmangel eine generelle Unterforderung der Muskulatur, wodurch Kraft- und Mobilitätseinbußen nicht nur Rückenbeschwerden hervorrufen können.

1.1. Eingliederung der Studie in den aktuellen Stand der Forschung

Mit der vorliegenden Untersuchung soll dazu beigetragen werden, die zwei Interventionsmöglichkeiten zur Linderung haltungsbedingter Beschwerden hinsichtlich ihrer Erfolge zu betrachten und zu vergleichen. 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 der Lebensqualität kommt.

Der zentrale Ansatzpunkt für sensomotorischen Einlegesohlen und ihr gezieltes Einwirken auf den Körper ist der Fuß. Er kann zum einen die Ursache für die körperlichen Beschwerden sein, oder aber auch Angriffspunkt, um diese zu lindern.

Propriozeptiv wirkend stimulieren die verschiedenen Elemente der sensomotorischen Einlegesohlen die plantare Fußmuskulatur. Entsprechend der aufsteigenden, an der Körperhaltung beteiligten Muskelketten wird dadurch ein gezieltes, effektiveres Zusammenspiel dieser ermöglicht.

In Orthopädiekreisen findet seit ca. 15 Jahren eine rege Debatte über den genauen Einsatz und die Wirkungsweise jener Einlegesohlen statt, die über ein Ansprechen der Muskelspindeln oder der Golgi-Sehnenapparate den Muskelzustand und ihr Zusammenwirken mit anderen Muskeln erreichen kann. 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 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 1-3mm starken Einlagenelementen verschiedener Härte. Darüber hinaus muss diese flexible Therapiesohle 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.

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 wenn 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 die Auswirkungen auf das Stehen und Gehen untersucht wurde. 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 die Standphase sich verlängerte und die Schwungphase sich verkürzte. Die Autoren betonen jedoch, dass die Erfolge individuell unterschiedlich waren.

Natrup/Ohlendorf/Fischer (2004) haben sich in ihrer Studie mit der Fragestellung auseinandergesetzt, 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 nachgewiesen werden. Gleiches bestätigte Ohlendorf (2004) in ihrer Magisterarbeit 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 im Rahmen dieser Dissertation wird die Einlegesohle, die die oben genannten Kriterien erfüllt, als ‚sensomotorische Einlegesohle‘ bezeichnet.

Einlagen, wie die ‚propriozeptive Einlage‘ von Jahrling (2000,2003), erfüllt die oben genannten Eigenschaften nicht, da ihnen eher der Einfluss auf die Fußmechanik zugesprochen wird. Sie verändern über die Höhe der Pelottierung die Fußstatik und folglich auch die Knochen- und damit einhergehend auch die Gelenkstellung. Ein anderer Spannungszustand von Sehnen und Muskeln wird so provoziert.

Ähnliches gilt für die Einlagen nach Nancy Hylton (Hylton 2000), die für Patienten mit Neuropathien, wie z.B. bei Spastikern, entwickelt worden sind. Aufgrund ihrer anderen Wirkungsweise, können diese Studien nicht mit den Untersuchungen verglichen werden, die sich mit solchen Einlegesohlen befasst haben, die die oben angeführten Kriterien erfüllen.

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. Durch den ‚Fitnessboom‘ und das zunehmende Bestreben nach einem attraktiven äußeren Erscheinungsbild in den letzten Jahren hat sich 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, 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 der Erkenntnis, dass Lendenwirbelsäule und Becken beim Gehen ein

Kompensationssystem formen und so auf Auslenkungen der unteren Extremität antworten können. Das Becken antwortet auf 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 zu Folge genauso wirkungsvoll wie ein allgemeines Fitnessstraining 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, rückerrechtes körperliches Training minimierte hingegen das Risiko von Schmerzen bzw. Beschwerden.

2. Grundlagen

2.1. Neuromuskuläre Regel und Steuermechanismen der Körperhaltung

2.1.1. Grundlagen der menschlichen Bewegungssteuerung

Die Steuerung einer zielgerichteten, sicheren menschlichen Haltung und Bewegung vollzieht sich über ein selbstregulierendes System in Form eines rückgekoppelten Regelkreises. Für seine optimale Gewährleistung sind die Motorik (Ziel- und Stützmotorik) und Sensorik (Propriozeption) des Organismus verantwortlich, die durch die Bezeichnung Sensomotorik miteinander verbunden sind und unabhängig voneinander arbeiten, sich aber trotzdem gegenseitig ergänzen. Während die Stützmotorik eine statische, die Körperhaltung fixierende Funktion erfüllt, stehen bei der Zielmotorik (Körperbewegung) dynamische Mechanismen im Vordergrund. Über spezielle sinnesphysiologische Rezeptoren kann der Körper automatisiert Reize bewusst oder unbewusst aufnehmen, in eine nervöse Erregung umwandeln und Bewegungsausführungen auf diese Weise kontrollieren. Jeder Reiz, der zu einem Reflex führt, löst eine somatosensorische Reaktion¹ aus. Je nach Art des eintreffenden Reizes werden Mechano-, Thermo-, Chemo-, Photo- oder Nozizeptoren sowie Sensoren der Propriozeption² angesprochen. Alle afferenten Informationen der Rezeptoren werden im zentralen Nervensystem gesammelt und dienen der Wahrnehmung von Gelenkstellungen, Bewegungen sowie der Orientierung des Körpers im Raum. Diese Informationen werden an die beteiligten Muskelstrukturen weitergeleitet und lösen hier Längen- und Spannungsanpassungen aus.

Eine Veränderung des Muskelzustands wird durch eine dem sensorischen Reiz anschließende örtliche Veränderung des Membranpotentials ausgelöst, vorausgesetzt Rezeptoren werden physikalisch oder chemisch gereizt. Die Größe der Potentialänderungen innerhalb des empfindlichen Sensorbereiches determiniert die Reizstärke insofern, als der Reiz eine bestimmte sensorspezifische, variable Erregungsschwelle überschritten hat. Auf dem Weg zum Kortex laufen alle sensorischen Informationen an drei Neuronumschaltstationen vorbei.

(vgl. Schmidt/Thews 2000, S. 199f.), (vgl. Silbernagl/Despopoulos 2003, S. 312f.),

(vgl. Klinke/Pape/Silbernagl 2005, S. 628f.), (vgl. Trepel 1999, S. 84f.)

Der Bewegungsentwurf entsteht in den assoziativen Rindenarealen des Kortex in Zusammenarbeit mit dem limbischen System. Bevor die Ausführung der Zielmotorik erfolgt, erhält der Kortex Impulse aus den Basalganglien und dem Kleinhirn

¹ siehe Anhang Abb. 2.1.

² Siehe Anhang Abb. 2.2.

(Cerebellum), die mit dem Thalamus über interne Schleifen verbunden sind.³ Auf diesem Weg erfolgt ebenfalls eine Feinmodulation der Handlung. 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 Zielmotorik⁴ aufeinander ab.

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

Beinahe alle absteigenden Bahnen, wie die Pyramidenbahn (Tractus corticospinalis) und die extrapyramidalen Bahnen, entspringen dem Kortex und ziehen ins Rückenmark weiter. Diese Bahnen beeinflussen die Körperhaltung im Sinne einer Koordination der Muskelaktivität bei der Haltungs- und Gangmotorik, gleichzeitig werden aber auch Feedbackkontrollen der peripheren Signale durchgeführt.

Die wesentliche Aufgabe der Pyramidenbahn, die größtenteils der Rinde des Motokortex entspringt, besteht in der Steuerung und Muskelabstimmung der Zielmotorik über eine Innervierung der α -Motoneurone. Eine Kopie der Bewegungsausführung wird auch über die Olive an das Kleinhirn gesendet, so dass Bewegungen bei Bedarf noch korrigiert werden können. Alle absteigenden Bahnen außerhalb der Pyramidenbahn zählen zu den extrapyramidalen Bahnen. Sie haben einerseits Einfluss auf die Steuerung des Muskeltonus und andererseits auf die Motoneurone der Rumpfmuskulatur sowie den proximalen Extremitätenmuskeln.

(vgl. Klinke/Pape/Silbernagl 2005, S. 758f.), (vgl. Schmidt/Thews 200, S. 94f.), (vgl. Silberagl/ Despopoulos 2003, S. 326f.), (vgl. Trepel 1999, S. 90f.)

Die über das Rückenmark geleiteten efferenten Impulse gelangen über die Vorderwurzel zu den entsprechenden zu innervierenden Motoneuronen. Neben den α -Motoneuronen sind auch γ -Motoneurone im Vorderhorn des Rückenmarks lokalisiert, die den Längenzustand der intrafusalen Muskulatur (Muskelspindeln) steuern. Erfolgt ein Dehnungsreflex wird die γ -Spindelschleife angeregt, so dass durch eine Kontraktion der intrafusalen Muskelfasern ebenfalls eine Kontraktion der extrafusalen

³ Siehe Anhang Abb. 2.3.

⁴ Siehe Anhang Abb. 2.4.

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.⁵ (vgl. Schmidt/Thews 2000, S. 97f.+S.224), (vgl. Klinke/Pape/Silbernagl 2005, S. 739f.) Alpha-Motoneurone bilden zusammen mit der von ihnen innervierten extrafusalen Muskulatur als motorische Endplatte⁶ 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 +50mV depolarisiert, entsteht ein Aktionspotential mit der Folge einer Depolarisationswelle⁷. 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.⁸ (vgl. Hohmann/Lames/Letzelter 2002, S. 71), (vgl. De Marées 2003, S. 52f.), (vgl. Schmidt/ Thews 2000, S. 43f.)

Eine optimal funktionierende Skelettmuskulatur samt ihrer Innervation gestattet eine bestmögliche Funktion und Aktivität des Halte- und Bewegungsapparates. Um jedoch eine Muskelkontraktion vollständig nachvollziehen zu können, ist zunächst das Verständnis des anatomischen Muskelaufbaus⁹ erforderlich.

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 Bindegewebschicht sind auch Kapillare, Lymphgefäße, Nervenfasern und Muskelspindeln (Dehnungsrezeptoren) lokalisiert. (vgl. Junqueira/Carneiro/Kelly 2002, S. 144f.)

Die quergestreifte Musterung des Muskels basiert auf einer charakteristischen Anordnung der kontraktilen Filamente Aktin und Myosin. So entsteht die gleichmäßige Streifung, die sich je nach ihrem Proteinanteil in helle I-Banden (isotrop) und dunkle A-Banden (anisotrop) differenziert. In der Mitte der A-Banden befindet sich eine hellere H-Zone. Sie wird in der Mitte durch eine M-Linie getrennt. 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. Zwei Z-Linien begrenzen jeweils in einem Abstand von ca. 2,2-2,4 μm ein Sarkomer, die kleinste kontraktile Muskeleinheit eines Muskels.¹⁰ Zwischen den Myosinfilamenten sind die dünneren

⁵ Siehe Anhang Abb. 2.5.

⁶ Siehe Anhang Abb. 2.6.

⁷ Siehe Anhang Abb. 2.7.

⁸ Siehe Anhang Abb. 2.8.

⁹ Siehe Anhang Abb. 2.9.

¹⁰ Siehe Anhang Abb. 2.10.

Aktinfilamente parallel angeordnet und bilden mit der Z-Linie eine I-Bande. 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 Myosinköpfe nach außen ragen. Aufgrund dieser Konstruktion können sie Querbrücken ausbilden, die sich bei einer Kontraktion an die Aktinmoleküle binden. (vgl. Hohmann/Lames/Letzelter 2002, S. 69), (vgl. De Marreés 2003, S. 29), (vgl. Klink/Pape/Silbernagl 2005, S. 102f.)

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.

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.¹¹ (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. Silberagl/ Despopoulos 2003, S.60f.)

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 Sarkolemms 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 höherer ist als im intrazellulären Raum. Calciumpumpen in den Membranwänden der Muskelfaser sorgen für die Konstanthaltung einer niedrigen Calciumkonzentration. Bei einem eintreffenden Aktionspotential erfolgt aus dem Reservoir des sarkoplasmatischen

¹¹ Siehe Anhang Abb. 2.11.

Retikulums eine schnelle Calciumionenausschüttung in das Muskelfaserinnere, um eine Muskelkontraktion hervorzurufen. Über die Durchlässigkeit der sarkoplasmatischen Retikulen wird eine Kontraktion nicht nur ausgelöst, sondern auch gleichzeitig reguliert. (vgl. Hollmann/Hettinger 2000, S. 41f.), (vgl. Klinke/Pape/Silbernagl 2005, S.106f.)

Die zwei wichtigsten Muskelfasertypen, zwischen denen differenziert wird, sind die Slow-Twitch (ST)-Fasern und die Fast-Twitch (FT)-Fasern.¹² Als dritte Muskelfaserart sind die intermediären Fasern zu berücksichtigen. Des Weiteren unterteilen sich die FT-Fasern je nach der Art ihrer ATP-Gewinnung in Typ IIa (FT-oxidativ) und in Typ IIb Fasern (FT-glykolytisch). Das genetische Material eines jeden Menschen bestimmt das Verhältnis der ST-Fasern zu den FT-Fasern im Körper. (vgl. Junqueira/Carneiro/Kelly 2002, S.154), (vgl. Froböse/Nellesson, 1998, S. 36f.), (vgl. Grosser/Ehlentz/Giebl/Zimmermann 1999, S.19)

Für einen optimalen Muskeleinsatz ist eine sensorische Rückmeldung aus den Muskelorganen der Muskulatur erforderlich, um diese auf den Bewegungsvorgang einzustimmen. Hierfür befinden sich Muskelspindeln und Golgi-Sehnenorgane in der Muskulatur.¹³ 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 Sehnenorgane 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. Je nach erforderlichem Muskeltonus- und Kontraktionszustand erzielen die Golgi-Rezeptoren entweder ein Abnehmen des Muskeltonus durch Hemmungsimpulse zur Vermeidung von Überlastungen bzw. Überspannungen oder sie aktivieren den Muskel zur konstanten Haltung seiner Spannung. Für ihre Aktivierung wird eine höhere Schwelle der Reizaktivierung benötigt als dies bei den Muskelspindeln der Fall ist, denn erst bei einer Dehnung werden die Sehnenorgane aktiv. Neben den Muskelspindeln und Golgi-Sehnenorganen überwachen Gelenksensoren in den Weichteilen des knöchernen Gelenks, in der Gelenkkapsel (Membrana fibrosa) oder 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.

¹² Als schnellzuckende Fasern weisen FT-Fasern eine schnellere Kontraktionsgeschwindigkeit auf, enthalten allerdings wenig Myoglobin und ermüden schnell. Hingegen kontrahieren die ST-Fasern langsam, sind ermüdungsresistenter und besitzen mehr Myoglobin als die FT-Fasern.

¹³ Siehe Anhang Abb. 2.12. und Abb. 2.13.

Generell vollzieht sich jegliche Form der Bewegungsausführung oder -änderung über mono- und polysynaptische Projektionen mit Hilfe der α - und γ -Motoneurone. Eine Feinmodulation der intendierten Bewegung vollzieht sich über integrierte Interneurone, die einer supraspinalen Steuerung unterliegen und Anweisungen der Muskelkontraktion entweder weitergeleitet oder durch eine negative Rückkopplung (recurrente Hemmung) verhindert bzw. verringert werden. Die recurrente Renshaw-Hemmung ist für den monosynaptischen Rückkopplungskreis verantwortlich, wodurch der Muskelstatus ebenfalls überwacht wird. Während α -Motoneurone die quergestreifte Skelettmuskulatur innervieren, versorgen die γ -Motoneurone die Muskelspindeln. Dadurch wird eine optimal ausgewogene intra- und intermuskuläre Kraftentfaltung ermöglicht. (vgl. Schomburg 1998, S.40f.), (vgl. Frisch 1999, S.52f.), (vgl. Schmidt /Thews 2000, S.98f.), (vgl. Silbernagl/ Despopoulos 2003, S.316f.), (vgl. Deetjen/ Speckmann 1999, S.61f.), (vgl. Klink/Pape/Silbernagl 2005, S.39f.), (vgl. Henatsch 1986, S.18f.), (vgl. Henatsch 1976, S.222f.)

Für eine optimale Kraftentfaltung und Bewegungskoordination ist weiterhin ein intaktes menschliches Gleichgewichtssystem notwendig. Hierfür werden bei der sensomotorischen, sinnlichen Informationsaufnahme und -verarbeitung über fünf spezialisierte Analysatoren¹⁴ Reize verschiedener Arten empfangen und anschließend umkodiert, aufbereitet und weitergeleitet. Zu diesen Analysatoren zählen der statikodynamische, der kinästhetische, der optische, der akustische und der taktile Analysator. Anschließend werden efferente Befehle über das motorische System weitergegeben und an den entsprechenden Orten ausgeführt. (vgl. Froböse/Nellessen 1998, S. 65), (vgl. Meinel/Schnabel 2006, S. 48f.), (Birklbauer, 2006, S.30f.)

2.1.2. Die Körperhaltung - Ursachen und Auswirkungen bei Haltungsschwächen

Bei einer optimalen Haltungs- und Bewegungskontrolle stehen die posturale („Motor-hold-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)

Nur wenn die Wirbelsäule mit ihrer doppelten S-Form physiologisch optimal gekrümmt ist und von einem ausgeglichenen Muskelverhältnis und einer ökonomischen posturalen Balance gehalten wird, kann der Körper zehn Mal höhere Belastungen und Stöße

¹⁴ Analysatoren sind sensorische Funktionseinheiten, die neben den spezifischen Rezeptoren und ihren leitenden afferenten Nervenbahnen auch sensorischen Zentren sowie das primäre Projektionsfeld der Hirnrinde umfassen.

abfangen. Eine posturale Fehllhaltung kann der Auslöser für die Ausbildung von Haltungsschwächen sein, denen muskuläre Dysbalancen folgen können. Bei einer Haltungsschwäche handelt es sich um ein muskuläres Problem, ohne dass Formveränderungen der Knochen oder auch pathologische Einschränkungen der Beweglichkeit zu verzeichnen sind. Meistens resultiert die muskuläre Dysbalance aus einem Ungleichgewicht der Muskelspannung bzw. aus einer zu geringen Muskelreizung. Neben den Muskeln werden auch die Sehnen und Bänder beeinträchtigt, wodurch weitere Beschwerden auftreten können. Häufig erfolgt daraufhin eine kompensatorische Körperhaltung, die sich individuen- und beschwerdebildabhängig ausprägen kann. So kann sich die Wirbelsäulenstatik z.B. aufgrund von muskulären Schwächen in Richtung eines Rundrückens (Hyperkyphose)¹⁵, eines Hohlkreuzes (Hyperlordose)¹⁶, eines Flachrückens¹⁷, eines Hohlrundrückens¹⁸, eines Totalrundrückens¹⁹ oder einer skoliotischen Fehllhaltung²⁰ entwickeln. Belastungen können dann schlechter gedämpft bzw. abfangen werden. Die stärksten Biegebelastungen weist ein Hohlrundrücken auf. Allerdings kann eine skoliotische Fehllhaltung ebenfalls Belastungen schlecht kompensieren, da ein gestörter Kraftfluss vorliegt. (vgl. Gottlob 2001, 199), (vgl. Buskies/ Demski 2003,14f.), (vgl. Fach 2002, 47)

Um die unzähligen, auf die Körperhaltung einwirkenden Störfaktoren abfangen zu können, ist eine harmonische, muskuläre Beweglichkeit erforderlich. Die hierfür notwendige körperliche Muskelausprägung sollte sich einschließlich ihrer neuronalen Steuerung dahingehend entwickelt haben, dass ein Gleichgewicht vorherrscht. 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). 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.

Dieser muskuläre Idealzustand ist jedoch nicht immer zu erreichen. Leichte Unausgewogenheiten bei neuromuskulären Erscheinungen sind allein schon durch die dominantere rechtsseitige bzw. linksseitige Muskelausprägung gegeben.

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 Siehe Anhang Abb. 2.19.

Ein muskuläres Ungleichgewicht kann ein Auslöser für Einschränkungen bei Bewegungen oder arthromuskuläre Beschwerden sein, wobei Leistungseinbußen folgen können.

Probleme entstehen aber erst, wenn die individuelle kompensatorische Grenze des Ungleichgewichts überschritten wird. Fehlbelastungen, Verspannungen, Strukturschädigungen, Überbelastungen der Sehnen, Gelenkabnutzungen oder muskuläre Störungen der Funktion können die Folge sein. Abweichungen von den Norm- bzw. Idealwerten stereotyper Bewegungsprogramme sind erfolgt. Strukturelle Anpassungen dieser gestörten Homöostase können sogar pathophysiologische Ausmaße erreichen. Langfristig gesehen besteht die Gefahr einer Reduzierung des Muskelumfangs sowie der Muskelfaserlänge. (vgl. Engelhardt/ Freiwald 1996, 99f.), (vgl. Denner 1998, S.39), (vgl. Freiwald/Engelhardt/Reuter 1998, S.167f.), (vgl. Denner 1998, S.39), (vgl. Gisler 1998, S.20f.), (vgl. Gustavsen 1997, S.12)

Bei der Ausführung von Bewegungen stehen alle an der Bewegung beteiligten Muskeln in einer engen Wechselwirkung. Erst ein problemloses Zusammenspiel der einzelnen synergistisch und antagonistisch wirkenden Glieder garantiert eine zweckmäßige, aufeinander abgestimmte, ökonomische aber auch ästhetische Bewegungsdurchführung. Weiterhin kann sich die Kraftentwicklung eines Muskels unterstützend bzw. fördernd auf andere Muskeln auswirken. 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 Koordination.

Maßgebliche Determinanten der Koordination sind die intramuskuläre und intermuskuläre Koordination. Während die intramuskuläre Koordination eine optimale Zusammenarbeit einzelner motorischer Einheiten innerhalb eines Muskels beschreibt, bezieht sich die intermuskuläre Koordination auf das Zusammenwirken verschiedener Muskeln samt ihrer internen und externen Rückkopplungsmechanismen. So können das Bewegungstempo, die Effektivität oder die Qualität der jeweiligen Tätigkeit ‚fein‘ abgestimmt werden. Dieses Zusammenspiel der Muskeln wird als „kinetische Ketten“ (Ahonen 1994, S.250) bzw. „Muskelschlingen“ (Tittel 2003, S.223) bezeichnet. Neben den Muskeln stehen auch die dazugehörigen Gelenke in einer engen Beziehung. (vgl. Tittel 2003, S.223)

Generell beginnt die kinetische Muskelkette mit dem Glied, welches dem Boden am nächsten liegt. Bei der normalen aufrechten Fortbewegung ist dies der Fuß. Grundsätzlich sollte allerdings beachtet werden, dass sich jede Änderung eines Teils der Kette auf die anderen Muskeln samt ihrer gelenkigen Verbindungen auswirkt. Diese kann 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 muskulären 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 Adduktoren wirkt unterstützend und dient zusätzlich der Feinmodulation von Bewegungen. Jede Muskelkontraktion der einen Gruppe veranlasst die andere dazu, diese Änderung auszugleichen bzw. sich dem neuen Zustand anzupassen. Dies verlangt eine Anpassung nicht nur der antagonistischen Muskelgruppe, sondern auch eine Angleichung synergistisch wirkender Muskeln. Denn selten ist nur ein Muskel an einer Bewegung bzw. Bewegungskorrektur beteiligt. Meistens unterstützt mindestens ein Hilfsmuskel die Arbeit des Hauptmuskels.

2.2. Das gesundheitsorientierte, rehabilitative Muskelaufbautraing

„Kraft ist natürlich nicht alles - aber ohne Kraft ist vieles Nichts!“ (Gottlob 2001, S. 2)
Zu wenige körperliche Ausgleichsaktivitäten neben den gewöhnlichen, meist im Sitzen ausgeführten Tätigkeiten und Belastungen, haben Beschwerden des Haltungs- und Bewegungsapparates zur Folge. Eine ungleichmäßig ausgebildete und meist auch zu schwache Muskulatur bedingt die Entstehung einer körperlichen Fehlhaltung, der häufig auch Rückenschmerzen folgen. Ebenso können aus einer schlechten Körperstatik muskuläre Probleme resultieren. 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. Dies soll durch Kräftigung der schwachen Muskulatur bzw. durch Dehnung zu starker Muskulatur im Verhältnis zu dem Antagonisten erreicht werden, um ein ausgeglicheneres Muskelverhältnis herzustellen.

2.2.1. Begriffsbestimmung und grundlegende Ziele des rehabilitativen Muskelaufbautrainings

Das rehabilitative Muskelaufbautraing ist ein Teilbereich der medizinischen Trainingstherapie (MTT), die als eigenständige Therapieform in vielen Bereichen der Medizin eingesetzt wird. Sie wurde in Norwegen von Oddvar Holten entwickelt und dort am 13. November 1967 vom Gesundheitsministerium manifestiert. 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).

Seit dem 1.1.1989 wird die medizinische Trainingstherapie unter dem Begriff „besonders indizierte Therapie“ (Freiwald 1992, S.62) von den Verwaltungsberufsgenossenschaften in Deutschland anerkannt. Sie wird als eine Behandlungsform angesehen, „in der insbesondere die Behandlungselemente der physikalischen Therapie, der Krankengymnastik und des Aufbautrainings individuell zusammenwirkend eingesetzt werden, um einen optimalen, gesamtkörperlichen muskulären und koordinativen Aufbau zu erreichen und die Folgen von Arbeitsunfällen und Berufskrankheiten schnell und dauerhaft zu überwinden“ (aus: Grundsätze für besonders indizierte Therapie. DOK 418.9 der Verwaltungsberufsgenossenschaften. In: Freiwald 1992, S.62).

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 Kontraindikatoren²¹, 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 (haltend) als auch dynamisch (bewegend) zu arbeiten. Zudem sollte die Zusammenarbeit zwischen Nerven und Muskeln problemlos sein, im Sinne einer intakten inter- und intramuskulären Koordination. Die dadurch resultierten 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.)

Grundsätzlich wird bei den Trainingsübungen hauptsächlich auf maschinengestützte Übungen zurückgegriffen, da diese ein selektives und funktionelles Training

²¹ Absolute Kontraindikatoren schließen den Beginn eines Muskelaufbautrainings auf der Basis eines dynamischen Muskeltrainings aus (wie z.B. ungenügend verheilte Weichteilverletzungen, Schmerzen, stark eingeschränkte Beweglichkeit, hervorstechende Gelenkergüsse, starke Instabilität im Gelenk, akute Verletzungen sowie weitere Erkrankungen, die einer Trainingstherapie entgegen stehen). (vgl. Kunz/ Koll/ Droste 2000: 8). Relative Kontraindikatoren bei Beginn der Therapie erlauben ein eingeschränktes dynamisches Muskeltraining (wie beispielsweise Schmerzen, heftige Einschränkungen der Gelenkmobilität, Ergüsse oder Synovitis, chronische und/oder subakute Distorsionen, subjektive Missempfindungen) (vgl. Kunz/ Koll/ Droste 2000, S.8).

gewährleisten. Einzelne Muskeln können auf diese Weise bei vorgegebener Körperhaltung isoliert trainiert werden.

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. Weiterhin ist zu empfehlen, dass eine Trainingseinheit ohne Aufwärmen zwischen 30 – 60 Minuten umfasst.

Eine permanente Betreuung der Trainierenden muss bis zur selbständigen Trainingsplanausführung gewährleistet sein, um Fehler bei der Übungsausführung zu verhindern. (vgl. Gustavsen/ Streeck 1991, S.38f.), (vgl. Gustavsen 1997, S.39)

Je nach Trainingsumfang kann auf die einzelnen Ziele des Krafttrainings zur Erreichung der jeweiligen beabsichtigten physiologischen Reaktion Einfluss genommen werden.

Die Auswirkungen des Krafttrainings werden in präventive, rehabilitative und physiologische Gesichtspunkte²² zusammengefasst. Hinzu kommen noch die Effekte der Körperformung und Psyche.

Weiterhin beeinflussen die Art und das Ausmaß der physiologischen Adaptationen die Quantität und Qualität der Muskelbelastungen beim Ausführen der Trainingsübungen. (vgl. Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.9f.), (vgl. Rühl/Schuba 2003, S.52f.), (Vgl. Kunz 2003, S.73), (vgl. Zimmermann 2000, S.37)

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 (isotonische, konzentrische Kontraktionsform), sie statisch zu halten (isometrische Kontraktionsform) oder ihnen entgegenzuwirken (exzentrisch). Zudem unterteilt sich die motorische Kraft in die vier Erscheinungsformen Maximalkraft, Kraftausdauer, Schnellkraft und Reaktivkraft, wobei jede ein spezifisches Ziel der Muskelausbildung verfolgt. (vgl. Denner 1998, S.37), (vgl. Ehlenz/Grosser/Zimmermann 1998, S.10), (vgl. Scheid 2004, S.88f.), (vgl. Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.36f.)

Dank der konditionellen Fähigkeit Ausdauer kann der Körper Leistungen über einen möglichst langen Zeitraum aufrechterhalten. Dabei ist der Organismus im Stande eine Ermüdungswiderstandsfähigkeit und eine schnelle Erholungsfähigkeit auszuprägen. Lokale Stoffwechselforgänge, neuromuskuläre Steuerungs- und Regelungsvorgänge, aber auch die Motivation oder die Regenerationsfähigkeit können einen Einfluss auf die Ausdauerleistung des Organismus haben. Durch ein gezieltes Ausdauertraining ist es

²² Siehe Anhang Ergänzung 2.13.

möglich, die Belastungsverträglichkeit des gesamten Organismus durch eine Verschiebung der aeroben-anaeroben Schwelle zu steigern, welche allerdings individuell verschieden ist. Dies ist auf muskulärer Ebene durch die jeweilige Art der Muskelarbeit, durch die Art der Energiebereitstellung, durch zeitliche Kriterien oder in Zusammenhang mit anderen konditionellen Komponenten zu beeinflussen.

Innerhalb der Pyramide der Trainingsmethoden des Krafttrainings²³ ist das rehabilitative Muskelaufbautraining in den Bereich des „Gesundheitsorientierten Fitnessstrainings“ (Boeckh-Behrens/Buskies 1998, S.42) einzuordnen. Hauptsächlich soll der Muskelaufbau zur Stabilisierung des Bewegungsapparates dienen sowie eine Verbesserung der Kraftausdauer und der Muskelfunktionen erreicht werden.

Das rehabilitative Muskelaufbautraining unterteilt sich ferner in ein Kraftausdauertraining (Methode mittlerer Krafteinsätze mit hohen Wiederholungszahlen) und ein Muskelaufbautraining (Methode wiederholter submaximaler Krafteinsätze), wobei das Muskelaufbautraining auf dem Ausdauertraining aufbaut. (vgl. Boeckh-Behrens/Buskies 1998, S.42)

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. (vgl. Frobose/Nellessen 1998, S.42), (vgl. Boeckh-Behrens/Buskies 1998, S.42f.)

Im Anschluss an die Gewöhnungsphase wird zunächst ein Kraftausdauertraining mit 15-20 (25) Wiederholungen je Satz angestrebt. Darauf aufbauend verringern sich die Wiederholungen auf 8 (6) - 15 Mal pro Satz mit dementsprechendem Gewichtszuwachs, so dass eine muskelaufbaufördernde Wirkung erzielt wird. (vgl. Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.43), (vgl. Radlinger 1998, S.63f.)

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. Der erste Satz umfasst zum Aufwärmen mehr Wiederholungen. Die anschließenden zwei Arbeitssätze haben eine geringere Wiederholungszahl, die entweder auf Kraftausdauer (Wiederholungszahl von 15) oder auf Kraftzuwachs (8 - 12 Wiederholungen) ausgerichtet sind (vgl. Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.80).

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

²³ Siehe Anhang Abb. 2.20.

Organismus zwar gefordert, aber nicht überfordert wird, um einen steigenden Trainingserfolg zu verzeichnen. Der richtige Umfang des Trainingsreizes spiegelt sich in der Schultz-Arndt-Regel wider, wonach unterschwellige Reize wirkungslos bleiben, schwache Reize die Funktion erhalten, überschwellige Reize fordern und zu starke Reize überfordern. 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)

Aus diesem Grund sollte sich an die eigene subjektive Einschätzung hinsichtlich des Grades der Anstrengung gehalten 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.)

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 (z.B. Bodybuilding, gesundheitsorientiertes Krafttraining, rehabilitatives Training, etc.) bestimmt (vgl. Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.33).

Bei einem rehabilitativen Krafttraining liegt die ideale Trainingshäufigkeit bei zwei bis drei Mal wöchentlich, wobei zwischen den Trainingseinheiten zwei Erholungstage liegen sollten, um die Regenerationsphasen²⁴ auszunutzen und einen durchgreifenderen Trainingseffekt zu erreichen. (vgl. Gottlob 2001, S.148f.)

Weiterhin ist es zu empfehlen, ausschließlich in submaximalen Trainingsbereichen zu trainieren und nicht mehr als ca. 70% der Maximalkraft bei den letzten Wiederholungen aufzubringen. (vgl. Scheid 2004, S.104) Darüber hinaus ist beim Trainieren auf eine richtige Atmung zu achten. Beim Erzeugen von Muskelarbeit, die gegen Druck arbeitet, findet eine Ausatmung statt. Bei Zugarbeiten bzw. dem Zurückführen der Gewichte wird eingeatmet (vgl. Gottlob 2001, S.138f.).

²⁴ Siehe Anhang Abb. 2.21.

Für das Einhalten der Trainingsprinzipien sind die Motivation sowie die physisch und psychisch vollständig Belastbarkeit des Trainierenden bedeutend. Ansonsten werden die Übungen gegebenenfalls nicht vorschriftsmäßig ausgeführt, was eine Minderung des Trainingseffektes zur Folge hat.

Bei einem rehabilitativen Muskelaufbautraining sollte die Muskulatur des gesamten Körpers trainiert werden, so dass alle Skelettmuskeln gefordert werden. Nur so ist es möglich eine muskuläre Balance aufrecht zu erhalten bzw. herzustellen. Generell wird in allen Ausgangsstellungen²⁵ symmetrisch trainiert, um den einseitigen Alltagsbelastungen entgegenzuwirken. Der schwächeren Muskelseite wird ein stärkerer Trainingsreiz gesetzt als der stärkeren Seite, wodurch die schwächere Seite schnellere Entwicklungen 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. (vgl. Gottlob 2001, S.115), (vgl. Zimmermann 2000, S.170)

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. (vgl. Zimmermann 2000, S.157), (vgl. Gottlob 2001, S.85)

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. Hollmann/Hettinger 2000, S.207), (vgl. Zimmermann 2000, S.163)

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 Superkompensation²⁶ 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. Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.28f.).

²⁵ 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)

²⁶ Siehe Anhang Abb. 2.22.

2.2.3. Die Bedeutung des Aufwärmens und Dehnens

Die durch ein Aufwärmen²⁷ vor dem Krafttraining erzielten positiven Effekte bewirken eine verbesserte Koordination und damit eine Minderung der Verletzungsgefahr. 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, 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 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. Nach der Aufwärmphase kann nach dem vorgegebenen Trainingsplan trainiert werden.

Zur Vorbereitung des Trainierenden auf die anschließende Anstrengung eignet sich ein allgemeines Aufwärmtraining am besten. 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.)

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 Dehnübungen im Anschluss an das Krafttrainingsprogramm gewährleistet. Krafttraining und Dehnen bilden eine Einheit, da das Krafttraining den Muskelaufbau fördert und durch das Dehnen die Elastizität der Muskulatur aufrechterhalten bleibt und zudem Kontraktionsrückstände vermieden werden können. (vgl. Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.48)

Beim Dehnen werden die Gelenke über ihr gesamtes Bewegungsmaß bewegt. Dabei können Muskeln sowohl statisch (haltend) als auch dynamisch (bewegend) gedehnt werden, wobei beide Dehnformen²⁸ sowohl aktiv als auch passiv ausgeführt werden können. Ein abschließendes Dehnen ist zudem sinnvoll, da durch das Krafttraining eine Muskelhypertrophie erzeugt wird, die Einschränkungen der Bewegungsamplitude durch einen erhöhten Muskeltonus oder eine Muskelquerschnittsvergrößerung zur

²⁷ Siehe Anhang Abb. 2.23.

²⁸ Siehe Anhang Abb. 2.24.

Folge haben kann. (vgl. Radlinger 1998, S.69), (vgl. Froböse/Nellessen 1998, S.47f.), (vgl. Zimmermann 2000, S.175f.)

2.2.4. Auswirkungen des rehabilitativen Muskelaufbautrainings auf den Körper

Aus gesundheitlicher Sichtweise sind durch ein Muskelaufbautraining insbesondere positive Effekte auf den aktiven (Skelettmuskulatur) und den passiven Bewegungsapparat (Knochen, Sehnen, Bänder und Knorpel) sowie auf das kardiovaskuläre System zu erzielen.

Aufgrund der Widerstände im submaximalen Trainingsbereich und den regelmäßigen Trainingsprogrammen 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)

Die Auswirkungen des rehabilitativen Muskelaufbautrainings auf die Muskelstruktur sind hierbei vielfältig. Durch Wärme kann die Latenzzeit im Sinne einer Muskelverkürzung beeinflusst werden, während Kälte diese verlängert. Eine erhöhte Temperatur des Körpers bzw. der Muskulatur bedingt eine schnellere Weiterleitung der Nervenimpulse. Die optimale Arbeitstemperatur liegt bei 38,5°, bei der eine gute motorische Leistungsfähigkeit erbracht werden kann und physiologische Reaktionen im Körper einen günstigen Wirkungsgrad aufweisen. (vgl. Hohmann/Lames/Letzelter 2002, S.71), (vgl. Grosser/Giebl/Zimmermann 1999, S.18), (vgl. Junqueira/Carneiro/Kelly 2002, S.151)

Die Verteilung der drei verschiedenen Muskelfasern ist sehr bedeutend für die Kraftentwicklung. Grundsätzlich bestimmt das genetische Material eines jeden Menschen das Verhältnis von ST-Fasern und FT-Fasern im Körper. Allerdings können auch durch richtig dosierte Kraftübungen strukturelle und funktionelle Veränderung des Muskels ausgelöst werden. In diesem Zusammenhang ist es beispielsweise möglich, dass sich FT- und intermediäre Fasern den ST-Fasern in ihrer Struktur annähern. Zudem unterstützt eine langsamere Bewegungsdurchführung der Übungen beim Krafttraining das Ansprechen der ST-Fasern. Diese Prinzipien macht sich ein Ausdauertraining zu Eigen. Dahingegen verändert sich bei einem längeren Krafttraining die Faserzusammensetzung innerhalb der FT-Fasern. Der prozentuale Anteil der IIa-Fasern nimmt zu während sich der Anteil der IIb-Fasern minimiert. Ein Mensch mit einem höheren Anteil an FT-Fasern kann bei einem Hypertrophietraining schneller Muskelmasse aufbauen. Die Anzahl der Kapillaren bleibt bei einem Muskelaufbautraining jedoch unverändert.

Ebenfalls ist die Muskelquerschnittsfläche für die Muskelkraft von Bedeutung. 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. Diesbezüglich gibt es zwei differierende Theorien. Zum einen die ‚Energimangel-Theorie‘ und zum anderen die ‚Theorie des Proteinkatabolismus‘.

Bei einer maximalen Haltearbeit der Muskulatur arbeiten alle Fasern, die willkürlich aktivierbar und innervierbar sind. Dabei richtet sich die Rekrutierung der Muskelfasern nach der entsprechenden Belastungsintensität. Eine intramuskuläre Aktivierungsverbesserung kann durch eine maximale Rekrutierung, eine maximale Frequenzierung und/oder eine maximale Synchronisation erreicht werden.

(vgl. Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.24), (vgl. Hollmann/Hettinger 2000, S.195f.), (vgl. Froböse/Nellessen, 1998, S.36f.), (vgl. Grosser/Ehlenz/Giebl/Zimmermann 1999, S.19), (vgl. Hohmann/Lames/Letzelter 2002, S.74f.)

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. Zudem werden bei fehlender muskulärer Unterstützung die passiven Strukturen mehr belastet, wodurch auch die Leistungsfähigkeit und Belastbarkeit dieser beeinträchtigt werden kann (vgl. Zimmermann 2000, S.70f.).

Durch das dynamische Krafttraining kommt es an den Knochen durch Zug- und Druckbelastungen, die über die Muskeln auf die Sehnenansätze und somit auch auf den Knochen einwirken, zu folgenden (positiven) Adaptationen: Anpassungen der Knochenbinnenstruktur und kompakten Knochenrinde, gesteigerte mechanische Belastbarkeit sowie eine Zunahme der Knochendichte. (vgl. Zimmermann 2000, S.72f.), (vgl. Gottlob 2001, S.11f.)

Bei einem richtig angewendeten Krafttraining wird der Gelenkknorpel (hyaliner Knorpel) 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 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 seine Zugfestigkeit. (vgl. Zimmermann 2000, S.89), (vgl. Gottlob 2001, S.14f.)

Neben den Auswirkungen auf den aktiven und passiven Bewegungsapparat 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)

Zwei weitere Komponenten, die durch Krafttraining positiv verändert werden können, sind der Stoffwechsel und der Energieumsatz. Je höher die Aktivität der Skelettmuskeln ist, desto effektiver ist der Stoffwechsel. Bei körperlicher Betätigung steigt die Durchblutung, was auf ein gesteigertes Herzminutenvolumen sowie auf die Öffnung zuvor nicht benötigter Kapillargebiete zurückzuführen ist. Hinsichtlich der energetischen Anpassungen werden bei Belastungsintensitäten von 60 bis 90 % der Maximalkraft mit kurzen Pausen die besten Ergebnisse erzielt. Neben einem Anstieg der ATP (Adenosintriphosphat)-Speicher, steigen auch die KP (Kreatinphosphat)- und Muskelglykogenspeicher. (vgl. Gottlob 2001, S.22f.), (vgl. Hollmann/Hettinger 2000, S.197)

2.3. Verfahren zur Beschreibung der menschlichen Körperhaltung und Fortbewegung

Die Grundlagen der Verfahren der angewendeten Messtechnik sind von speziellem Interesse, da sie für das Verständnis der Studienmethodik unabdingbar sind. Umfassendere Darstellungen, die über die grundlegenden Fakten hinausgehen, werden jedoch vermieden, da dies den Rahmen der Arbeit überschreiten würde.

2.3.1. Funktionelle Ganganalyse

Zunächst stellt sich die Frage nach dem ‚normalen‘ Gang. Gibt es diesen überhaupt, zumal das Gehen vom Unterbewusstsein gesteuert wird?

Der Gang eines Fußballers ist anders als der einer Balletttänzerin und dennoch nutzen beide ihren Gang erfolgreich. In Anbetracht dieser Tatsache ist anzumerken, dass jedes Gangbild einen individuellen Charakter aufweist und daher der ‚normale‘ Gang schwer zu definieren ist.

Die funktionelle Ganganalyse beschäftigt sich mit dem Ablauf und den Besonderheiten eines Gangzyklus, der grundsätzlich bei allen Menschen gleich ist. Ein Gangzyklus²⁹ setzt sich aus einer Standphase (60 %) und einer anschließenden Schwungphase (40 %)

²⁹ Siehe Anhang Abb. 2.25.

zusammen, der sich „von einem Fersenstoß bis zum nächsten desselben Fußes“ (Van B. Cochran 1988, S.157) erstreckt. Bei einem ‚bipedalen Stand‘ befinden sich beide Füße auf dem Boden und bei einem ‚monopedalen Stand‘ ist es nur ein Fuß. (vgl. Perry 2003, S.2), (vgl. Whittle 2002, S.48f.)

Mit der Initiierung des Gehens verlagert sich nun das Körpergewicht auf das Bein, das in der Standphase ist und das gesamte Körpergewicht trägt. So kann sich das andere Bein vom Boden lösen und nach vorne bewegen. Es führt die Schwungphase durch. (vgl. Beckers 1997, S.18), (vgl. Van B. Cochran 1988, S.157)

Das Aufsetzen der Ferse leitet die Standphase ein und wird als ‚Initialer Bodenkontakt‘ (IBK) oder auch als ‚bipedale initiale‘ oder ‚doppelt unterstützte‘ Standphase bezeichnet. Das Bein, welches das Körpergewicht trägt, befindet sich in der monopedalen bzw. einfach unterstützten 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 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. (vgl. Perry 2003, S.2f.), (vgl. Götz-Neumann 2003, S.16f.), (vgl. Whittle 2002, S.47f.)

Zusammen müssen die Stand- und die Schwungphase drei Aufgaben erfüllen. Die Aufgaben der Standphase bestehen in der ‚Übernahme der Körperlast‘ (ÜK) und dem ‚monopedalen Stehen bzw. Stützen‘ (moSt). Die Schwungphase hingegen gestattet ein ‚Vorschwingen des (Schwung)Beins‘ (VorB).

Weiterhin unterteilt Perry die beiden Hauptphasen in acht Unterphasen³⁰, nämlich in den initialen Bodenkontakt, die Belastungsantwort, die mittlere Standphase, die terminale Standphase, die Vor-Schwungphase, die initiale Schwungphase, die mittlere Schwungphase und die terminale Schwungphase. (vgl. Perry 2003, S.4f.), (vgl. Götz-Neumann 2003, S.10f.), (vgl. Whittle 2002, S.56f.)

Beim Gehen wird der Körper in zwei Funktionseinheiten, in den oberen Passagier (HAT-Einheit³¹) und den unteren Lokomotor (Antriebs-Einheit) unterteilt. Während eines Gangzyklus verschiebt sich die Passagier-Einheit innerhalb von drei Ebenen (vertikal³², lateral³³ und progressional³⁴), so dass eine sinusoidale Kurve entsteht. Der

³⁰ Siehe Anhang Abb. 2.26.

³¹ HAT-Einheit = Head, Arms, Trunk-Einheit; hierzu zählen der Kopf, der Nacken, der Rumpf, das Becken und die Arme.

³² Siehe Anhang Abb. 2.27.

³³ Siehe Anhang Abb. 2.28.

³⁴ Unter einer progressionalen Verschiebung ist eine variable Vorwärtsbeschleunigung verschiedener Körpersegmente zu verstehen.

Lokomotor setzt sich aus Iliosakralgelenk, Hüft-, Knie-, oberes und unteres Sprunggelenk sowie den Metatarsophalangealgelenke zusammen. Das Becken ist beiden Einheiten zuzuordnen und fungiert somit als Bindeglied. (Vgl. Perry 2003, S.8f.), (Vgl. Götz-Neumann 2003, S.24f.) (vgl. Götz-Neumann 2003, S.25)

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. Hierzu zählen:

- eine kontralaterale Absenkung des Beckens,
- eine transversale Rotation des Beckens,
- eine laterale Beckenverschiebung und physiologische Valgusstellung,
- ein koordinierter Sprung- und Kniegelenkmechanismus,
- eine kontrollierte Dorsalextension in der mittleren Standphase,
- eine Fersenanhebung in der terminalen Standphase,
- ein Fersenkontakt beim initialen Bodenkontakt.

Aufgrund der Verknüpfung der oben genannten Faktoren erfolgt eine Reduzierung der vertikalen Körperschwerpunkt-Anhebung und -Absenkung sowie auch den lateralen Körperschwerpunkt-Verschiebungen.³⁵ (vgl. Whittle 2002, S.79f.)

Ferner unterstützen sieben Kennzeichen eines ‚normalen‘ Schrittes die Bewertung und Beurteilung des Ganges. Anhand derer kann der Gang in ‚normal‘ oder ‚pathologisch‘ eingestuft werden. 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.)

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)

³⁵ Siehe Anhang Abb. 2.29. und Abb. 2.30.

Eine Elektrode registriert immer nur ein bestimmtes Areal an Aktions- und Ruhepotentialen 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“³⁶ (Konrad 2005, S.8). 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.³⁷

Es kann allerdings keine Aussage über einzelne motorische Einheiten getroffen werden, sondern es kann nur die Summe der Aktionspotentiale 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. Dies wirkt sich auf die Höhe und die Dichte eines EMG-Signals und somit auch auf die Signalamplitude aus. Um eine optimale Bedingung für die Ableitung der Aktionspotentiale unterhalb der Oberflächen Elektrode erzielen zu können, sollte sie direkt auf dem Muskelbauch entlang der Muskelfasern appliziert werden. (vgl. Konrad 2005, S.4f.), (vgl. Konrad/Freiwald 1997, S.139), (vgl. De Luca 1997, S.142f.)

Ursächliche extrinsische und intrinsische Einflussfaktoren³⁸ können das Oberflächen-EMG bzw. die richtige Erfassung der aktiven motorischen Einheiten beeinträchtigen. Die Elektrodenstruktur und die Elektrodenplatzierung gehören zu den extrinsischen - von außen beeinflussbaren- Störfaktoren, während zu den intrinsischen ursächlichen Faktoren physiologische, anatomische und biochemische Muskeleigenschaften zählen und somit von außen unbeeinflussbar sind. Hierzu gehören auch die MUAPs. Sind sie in der Nähe der Oberflächen Elektrode aktiv, wird ein stärkeres Signal vermittelt. Sollten neue MUAPs weiter von der Elektrode entfernt rekrutiert werden, dann steigt zwar die Kraft an, die Amplitude des EMG-Signals bleibt allerdings unverändert. Ein weiterer intrinsischer Faktor ist die Verzögerung zwischen der Kraft und dem entstehenden EMG-Signal. Dies ist beispielsweise auf die viskoelastischen Eigenschaften des Muskels bzw. des Sehngewebes zurückzuführen. (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), (Konrad 2005, 11) durch eine Überlagerung der Aktionspotentiale

³⁶ Siehe Anhang Abb. 2.31.

³⁷ Siehe Anhang Abb. 2.32.

³⁸ Siehe Anhang Tab. 2.1.

benachbarter, aktivierter Muskeln entstehen. Dieser Effekt kann minimiert werden, indem die Elektrode direkt auf den Muskelbauch geklebt wird. (vgl. Konrad 2005, S.11) Als nicht-biologische Störgrößen können Kabelbewegungen oder das Grundrauschen des ‚EMG-Verstärkers‘ die Signale beeinträchtigen. (vgl. Konrad/Freiwald 1997, S.140)

Darüber hinaus sind noch weitere mögliche Einflussfaktoren auf das EMG zu berücksichtigen. Die Filterungsfunktion des Fettgewebes lässt eine Signalübermittlung mit zunehmendem Unterhautfettgewebe abschwächen (Isolationseffekt), da die Amplitude des Signals mit zunehmender Wegstrecke sinkt. Zudem minimiert auch der Hautwiderstand ein EMG-Signal, welcher beispielsweise durch gezieltes Abreiben der Haut mit Alkohol gesenkt werden kann. Abgesehen davon können Messfehler vermieden werden, indem das gleiche Elektrodenmaterial immer an der gleichen Stelle des Muskels bei gleicher Präparierung und gleichem Abstand zur zweiten Elektrode aufgeklebt wird. (vgl. Pfeifer/Vogt/Banzer 2003, S.331), (vgl. De Luca 1997, S.150)

Nach der Eliminierung der möglichen Störfaktoren des EMGs folgen die vorbereitenden Maßnahmen für eine Oberflächen-EMG-Messung. Hierfür ist eine einwandfreie Hautvorbereitung bedeutend, die durch verschiedene Methoden erreicht werden kann. (vgl. Konrad 2005, S.14) Am geläufigsten ist das Abreiben der Haut mit Alkohol, um somit den Hautleitwiderstand (Impedanz) zu verringern und einen guten Kontakt zwischen der Elektrode und der Haut zu erzielen. Sollten zu viele Haare das Befestigen der Elektroden beeinträchtigen, empfiehlt sich eine Rasur dieser Stelle.

De Luca (1997, S. 143) weist darauf hin, die Elektroden immer paarweise und parallel zum Faserverlauf direkt auf den Muskelbauch zu kleben. Bei der Elektrodenpositionierung kann eine Orientierung an auffälligen anatomischen oder per Palpation leicht zu lokalisierenden Bezugspunkten erfolgen. (vgl. Konrad 2005, S.14f.) Aufgrund ihres nicht invasiven Charakters lassen sich Oberflächenelektroden einfacher und schneller auf dem Körper platzieren als Nadelelektroden und sind daher in Untersuchungen mit Bewegungsabläufen vorzuziehen.

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 sollen Artefakte (Störsignale), die die Daten verfälschen könnten (wie der Herzschlag), herausgefiltert werden. Ziel dessen ist der Erhalt von Standardamplitudenparametern, wie das integrierte EMG³⁹, die mittlere Amplitude⁴⁰, eine Anstiegstangente sowie Minimal- und Spitzenwerte⁴¹ (vgl. Konrad/Freiwald 1997, S.144), (vgl. Konrad 2005, S.39).

³⁹ 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.

⁴⁰ Beschreibt das durchschnittliche Aktivierungsniveau während einer Analyseperiode.

⁴¹ Der Spitzenwert wird nur bei gemittelten EMG-Kurven berechnet, da er sogar bei Kurven, die

Aus biomechanischer Sicht ist das Oberflächen-EMG unterschiedlich einzusetzen. Neben dem Messen der Initiierung einer Muskelaktivität ist eine Aussage einer Muskelkraft-EMG-Beziehung möglich. Weiterhin kann das EMG als Indiz für die Muskelermüdung eingesetzt werden. Allerdings zeigt eine EMG-Messung nur das Ausmaß der Kontraktion an und unterscheidet nicht zwischen konzentrischer, isometrischer oder exzentrischer Kontraktion. (vgl. Whittle 2002, S.143), (vgl. De Luca 1997, S.136)

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 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.⁴² 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.⁴³ 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.⁴⁴ Demzufolge können die dreidimensionalen Koordinaten der

gleichgerichtet und geglättet sind, noch zu variabel ist.

⁴² Siehe Anhang Abb. 2.33.

⁴³ Siehe Anhang Abb. 2.34.

⁴⁴ Siehe Anhang Abb. 2.35.

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

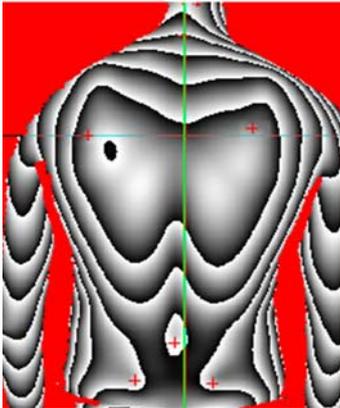


Abb. 2.36. Höhenabgestuftes Phasenbild der Rückenoberfläche

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. Eine Messung bzw. die Erfassung der dreidimensionalen Komponenten der Koordinaten kann nur so gut sein wie die Genauigkeit und Zuverlässigkeit, mit der die Marker (anatomischen Fixpunkte) am zu vermessenden Objekt angebracht werden.

Nach der Aufnahme wird das Objekt in einem Softwareprogramm komplett dreidimensional dargestellt. Damit bei einer Rückenscannung die Störfaktoren so gering wie möglich ausfallen, sollte der räumliche Abstand der Messungen immer der gleiche sein. Weiterhin ist zu beachten, dass sich die Markerplatzierung immer exakt nach denselben Regeln vollzieht. Falls eine Person vermessen wird, sollte sie sich so wenig wie möglich bewegen und ruhig in ihrer natürlichen Standposition verharren.

(vgl. <http://www.informatik.unibremen.de/agki/www/grp/sima/vortraege/AV3D/AV3D.htm>), (vgl. K.Wolf 2002, S.1f.), (vgl. H.Wolf 1998, S. 2f.), (vgl. http://www.visionacademy.org/mv_wbuch/np/AAE646D1CEA41A75C1256C1C0023B1B4.htm)

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. Zudem gestattet er dem Körper feine, differenzierte Bewegungen auszuführen, aber auch das Körpergewicht bei dynamischer Fortbewegung oder statischer Haltearbeit

auszubalancieren. 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. Zudem verteilen die Bereiche unter der Ferse und dem Zehenballen mechanisch als viskoelastischer Puffer die Kräfte auf eine ausgedehnte Fußsohlenfläche, die Bodenkontakt hat. Auch Druckrezeptoren der Fußsohle erfassen über die dort lokalisierten Sensoren Bodenerschütterungen und unterstützen so die Gleichgewichtsregulation des Organismus (vgl. Debrunner 1998, S.7f.).

Beim Gehen muss der Vorfuß zum Ende der Standphase beim Abstoßen das gesamte Körpergewicht und gleichzeitig die Schubkraft für die Vorwärtsbewegung des Körpers tragen. (vgl. Frisch 1999, S.324f.), (vgl. Ahonen 1994, S.181), (vgl. Schiebler/ Schmidt 1999, S.343)

Mit einer elektronischen Fußdruckmessung können genaue Aussagen über die Lastverteilung des Fußes beim Gehen getroffen werden. Damit die Druckbelastung richtig erfasst werden kann, sind Sensoren über die gesamte Belastungsfläche verteilt. Gemessen wird der Druck in der Messeinheit ‚Pascal‘ (Kraft pro Flächeneinheit). 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. 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. 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. Druckmessplatten werden für die Ermittlung der Druckverteilung in der Statik eingesetzt. Hierfür stellt sich ein Proband auf eine Plattform und bleibt über einen gewissen Zeitraum (ca. 30 Sekunden) möglichst ruhig stehen. Bei der anschließenden Beurteilung der Körperstatik werden die Lage und der Verlauf des Kraftangriffspunktes ausgewertet, um aussagen zu können, wie stark die Schwankungen über den gesamten Messzeitraum sind und wie weit der Angriffspunkt nach anterior - posterior sowie nach medial-lateral verlagert wird.

Bei dynamischen Messungen kann neben einer Druckmessplattform auch eine Innenschuhmessung eingesetzt werden.

Für die Messung mit einer Plattform sind eine oder auch mehrere Druckmessplatten in eine Gehstrecke eingelassen. Ein Proband wird vermessen, indem er einen Fuß während der gesamten Messstrecke auf die Plattform setzt. Zudem wird er angewiesen sein natürliches Gehverhalten während der Messung beizubehalten.

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 Biegungeffekten, wie auf einer Fußbettung.

Anschließend werden die Messergebnisse sowohl bei der statischen als auch bei der dynamischen Fußdruckmessung als farbige Netzgrafik in einem Softwareprogramm dargestellt, wobei unterschiedliche Farbtöne bestimmte Abstufungen der Druckwerte repräsentieren. Zur Analyse werden in vorab definierten Zonen die Parameter maximaler Druck, belastete Fläche, Kraft-Zeit-Verlauf sowie das Kraft-Zeit-Integral bestimmt. Darüber hinaus kann durch den dynamischen Verlauf des Kraftangriffspunktes (Ganglinie) der Abrollvorgang des Fußes vom Fersenauftritt über den mehr medialen oder mehr lateralen Verlauf im Mittelfuß sowie den abschließenden Zehenabdruck dokumentiert werden.

Allgemein ist bei der Erstellung eines dynamischen Fußabdrucks zu berücksichtigen, dass es sich um eine erzwungene Situation unter Laborbedingungen handelt. Es ist demzufolge mit geringen Abweichungen vom alltagstypischen Fortbewegungsmuster zu rechnen. Die Ursachen hierfür sind einerseits materialistische (Geräte, Kabel etc.) und andererseits psychophysische (,Untersuchungs-, Testsituation') Störeinflüsse.

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. ihren 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 den 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. (vgl. Froböse/ Nellessen 1998, S.134f.), (vgl. Kendall/Kendall McCreary/Geise Provance 2001, S.5f.), (vgl. Janda 1995, S.20)

Die Muskelkraft der Testperson beim Arbeiten gegen den gesetzten Widerstand wird in einer 5-stufigen Skala eingestuft. Die Bewertung ‚0/5‘ sagt aus, dass 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 Kraft gegen den gesetzten Widerstand entgegenzuwirken. Die zusätzlichen Bezeichnungen ‚+‘ oder ‚-‘ bei der Bewertung dienen der feineren Einstufung. (vgl. Janda 1994, S.15f.), (vgl. Kendall/ Kendall McCreary/ Geise Provance 2001, S.5f.), (vgl. Daniels/ Worthingham 1999, S.18f.)

2.4. Wissenschaftliche Darstellung des gewählten Untersuchungsdesigns einschließlich der gewählten Hypothesen

Der kontinuierliche Anstieg an Personen, die sich über Schmerzen ihres Halte- und Bewegungsapparates und insbesondere über Rückenschmerzen beklagen, steigt 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. Folglich müssen immer mehr Menschen persönlich erfahren, ein Leben mit haltungsbedingten Beschwerden zu verbringen. Häufig entwickeln sie ihrem Beschwerdeprofil entsprechend Kompensationsmechanismen, um sich ihren Leiden zu entziehen. Als Folge entstehen muskuläre Dysbalancen, eine unphysiologische 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. Dieser Zustand erschwert zudem auch die körperliche Gleichgewichtsregulation.

Meistens ist es jedoch zu spät, um etwas gegen diese Beschwerden, die Folge einer unökonomischen Körperbelastung sind, zu unternehmen. Die Zeit, in der sich die Kompensationsmechanismen des Körpers auf die neue Situation eingestellt haben, überschreitet vorwiegend die Möglichkeiten des eigenen Körpers, einen normalen, schmerzfreen körperlichen Zustand wieder herzustellen.

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. Demzufolge können Muskeln bzw. Muskelgruppen über beide Wahrnehmungssysteme 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.

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

Eine bekannte und häufig angewandte, rehabilitative Methode zur Stärkung des Körpers ist das Muskelaufbautraining, so dass zu schwache Muskeln gekräftigt und verkürzte Muskeln gedehnt werden. Ziel des Muskelaufbautrainings ist es, ein muskuläres Gleichgewicht der an der Körperhaltung beteiligten Muskeln annähernd wieder herzustellen.

In den Bereichen der Orthopädie hat sich ein alternatives, rehabilitatives Mittel heraus kristallisiert, mit der die Körperhaltung verbessert und so Schmerzen bzw. Beschwerden behandelt werden können. Es handelt sich hierbei um sensomotorische Einlegesohlen. Die speziellen Korkelemente, die in die dünne Ledersohle eingearbeitet sind erzeugen je nach Lage gemäß dem Prinzip der Muskelketten eine effektive Zusammenarbeit der an der Körperhaltung beteiligten Muskeln von der Fußmuskulatur ausgehend. Erzielt wird ein harmonischerer Bewegungsablauf des Körpers bei gleichzeitiger Linderung von Beschwerden.

Obwohl das Muskelaufbautraining und die sensomotorische Einlegesohle unterschiedliche Grundprinzipien aufweisen, verfolgen beide das einheitliche Ziel einer Verbesserung der Körperhaltung sowie einer Linderung der Beschwerden.

In beiden Themengebieten existieren bereits wissenschaftliche Studien, die einen Einfluss auf den Körper belegen. Untersuchungen, in denen beide Verfahren hinsichtlich ihrer Auswirkungen auf die Körperstatik und -dynamik miteinander verglichen worden sind, existieren bisher nicht. Ferner wurde bis dato keine Studie durchgeführt, in der beide Methoden zum gleichen Zeitpunkt ausgeführt worden sind.

Um die Effekte der Haltungsverbesserung dokumentieren zu können, wurden mehrere unterschiedliche Messmethoden ausgewählt, mit denen entweder die Veränderungen der Körperstatik oder die der Körperdynamik gemessen wurden.

Um neben den objektiven Messverfahren auch die subjektive Beschwerdebeurteilung der Probanden nicht zu vernachlässigen, wurden Fragebögen hinsichtlich der Beschwerdeentwicklung von den Probanden nach dem Ende der Studiendauer beantwortet.

Im Rahmen des gewählten Untersuchungsdesigns wurden 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 Haltungsverbesserung hervorgerufen worden sind, zunächst beschrieben und anschließend erläutert und somit der ausführlichen Hypothesenüberprüfung im Diskussionsteil vorangestellt.

3. Methodik

Der Grundlagenteil dieser Arbeit dient einer kurzen fachlichen Einführung der drei fundamentalen Themengebiete Sensomotorik, Trainingswissenschaft und Messtechnik. Im folgenden Methodikteil wird das Untersuchungsdesign samt der für die Auswertungen der Messungen benötigten Parameter und statistischen Verfahren beschrieben.

3.1. Testpersonen

Die Teilnehmer der Studie waren Erwachsene, die mit unterschiedlichen haltungsbedingten Beschwerden am Bewegungsapparat bereits ergebnislos behandelt bzw. klassisch orthopädisch versorgt worden sind.

Allerdings durfte sich keiner der Probanden während der Studie derart über seine Beschwerden bzw. chronische oder akute Schmerzen beklagen, dass es eine korrekte Durchführung der Anweisungen beeinträchtigt hätte und somit ein Ausschließen der Probanden aus der Studie zur Folge gehabt hätte.

Vielmehr sollten alle Studienteilnehmer in einer guten sowohl physischen als auch 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: 30 Frauen und 31 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 Anamnesegespräch⁴⁵ geführt. Anschließend wurde den Untersuchungspersonen ihre

⁴⁵ Siehe Anhang Abb. 3.1.

Aufgabe samt den dazugehörigen Bedingungen erklärt sowie über mögliche Nebeneffekte 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.

Nach Ablauf der Untersuchungsdauer und den dazugehörigen Abschlussuntersuchungen, die denen der Eingangsmessungen entsprachen, sollten alle Probanden einen gruppenspezifischen Fragebogen⁴⁶ beantworten. Durch eine neutrale Fragestellung wurde versucht die Probanden nicht in ihrer Beurteilung zu beeinflussen, da sie ausschließlich 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 Rückenaufnahmen des Rückenscanners (näheres siehe 3.2.1.) kombiniert.

Die Testpersonen wurden angewiesen ihre sensomotorische 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) zu tragen, da sonst die Reizsetzung der Korkelemente gemindert worden wäre.

Bei der Herstellung der individuellen Sohlen wurden die Grundprinzipien⁴⁷ der Podo-Orthesiologie nach Breukhoven und der Podo-Äthiologie nach Aich bei der Konzeption eingehalten.

Für die letztendliche Herstellung der Sohle war nicht nur die richtige Konstellation der Einlagenelemente erforderlich. Darüber hinaus müssen vorab ein dynamischer Blauabdruck⁴⁸ angefertigt werden, um erste Erkenntnisse über das Geh- und Stehverhalten sowie beeinträchtigte Muskelketten in ihrer Funktion 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

⁴⁶ Siehe Anhang Abb. 3.2.

⁴⁷ Siehe Anhang Ergänzung 3.1.

⁴⁸ Siehe Anhang Abb. 3.9.

dynamischen Blauabdruck eingezeichnet wurden. Anhand dessen konnte hinterher die individuelle sensomotorische Einlegesohle hergestellt werden. (Vgl. Aich 1997) (Vgl. Schallmey/ Ter Harmsel 2006)

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 18-24 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 Prinzipien⁴⁹ der Trainingsplankonzeption dieser Gruppe genauso wie ein exemplarischer, ausführlicher Trainingsplan mit den dementsprechenden Trainingsgeräten für die einzelnen Muskelpartien angeführt.⁵⁰

⁴⁹ Siehe Anhang Ergänzung 3.2.

⁵⁰ Siehe Anhang Ergänzung 3.3.

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 - drei Mal wöchentlich ein rehabilitatives Muskelaufbautraining durch.

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 3 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 erhalten zu Beginn des Trainings von der Betreuerin eine Einführung in das Gerätetraining und werden 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 der Betreuer jede neue Übung selbst durch, wobei er die wichtigsten Informationen erläuterte. Bei der praktischen Durchführung der Übungen von Seiten der Probanden leistete er 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 3D-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.

Danach wird bei allen Probanden der beiden Gruppen 1 und 3 die Fuß-, Knie-, Becken-, Schulter- und Schulterblattstellung durch Betrachten, Abtasten und das Einsetzen spezifischer Tests standardgemäß und systematisch untersucht. Ferner wird die Muskelspannung der oberflächlichen Muskeln beider Körperhälften palpiert. Zudem liefert 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 Haltungsverprüfung und den Abdrücken des dynamischen Blauabdrucks beider Füße entsteht 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 sind ein Linienprojektor und eine Videokamera eingebaut. Das Bildfeld der Kamera ist 600 x 400 mm groß und hat eine Auflösung von 640 x 480 Pixel. Während einer Sequenz werden 15 Bilder aufgenommen, wobei die maximale Bildfrequenz bei ca. 60 frames/s mit einer räumlichen Auflösung von 1/100 mm liegt.

Allein die Aufnahme der Datengewinnung der absoluten Koordinaten aller ausgewählten Oberflächenpunkte dauert weniger als 0,4 s.

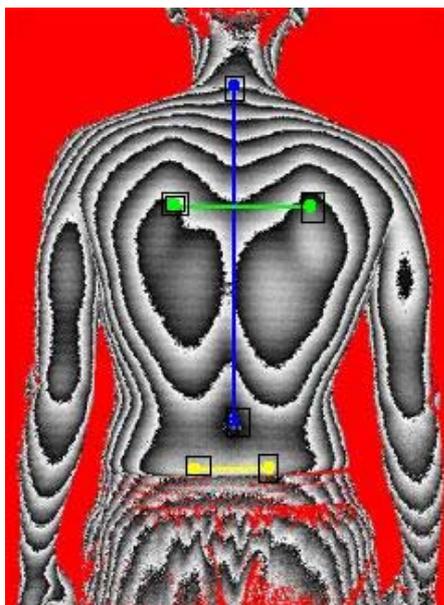


Abb. 3.11. MiniRot Kombi

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 kann, müssen bei allen Testpersonen sechs zuvor festgelegte anatomische Fixpunkte mit aufzuklebenden Markern von 2 cm Durchmesser gekennzeichnet werden. Diese aufzuklebenden Marker werden an folgenden Stellen am unbedeckten Rücken der zu vermessenden Person nach einem bestimmten Prinzip angebracht:

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



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 steht. Zudem stellt sie sich barfuß in eine vorgefertigte Schablone, so dass eine einheitliche, physiologische Ausgangsstellung von 14-15° Außenrotationsstellung vorherrscht. Anschließend wurde sie gebeten eine Haltung einzunehmen, die der natürlichen Haltung entspricht.

Durch die Verbindung des Rückenscanners mit einem PC kann auf die Daten in dem Softwareprogramm „ABW-Vis“ permanent zurückgegriffen werden, die auf dem Monitor graphisch ersichtlich sind.

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

Nachdem der erste Gesamteindruck mit den Resultaten der Scannung und denen des Anamnesegesprächs kombiniert worden sind, 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 wird die ausgewählte Einlagenkonstellation in die Einlegesohle entsprechend der Schuhgröße eingearbeitet.

Bei den Probanden der Gruppe 2 wird 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 ist. Bei den Untersuchungspersonen der dritten Gruppe wird beides nacheinander kombiniert.

Von allen Teilnehmern der Gruppen 2 und 3 werden 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.

3.3. Messung 2: Die statische und dynamische Oberflächen-Elektromyographie

Das Oberflächen-EMG ist eine weitere Untersuchungsmethode in dieser Studie, wobei das EMG-Messinstrument inkl. seiner Software und die Applikation der Oberflächenelektroden⁵¹ dem Anforderungsprofil der ‚International Society of Electrophysiology and Kinesiology‘ (ISEK 1999) entspricht. (vgl. Konrad 2005, 20), (vgl. www.isek-online.org/standards.html)

Das EMG-Gerät TeleMyo 2400 der Firma Noraxon (USA) des Ganganalyselabors von Otto Bock in Göttingen ist ein achtkanaliges, bipolares System (Frequenz 1KHz), das mit Oberflächenelektroden arbeitet. Die Blue Sensor-Einwegelektroden P-00-S (Größe: 50 QTY) der Firma Ambu sind selbstklebend und werden 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.

⁵¹ Siehe Anhang Abb. 3.13.

Bei der Signalübertragung wurde an jede Elektrode ein Messkabel befestigt. Das andere Kabelende wurde in einen Verstärker⁵² gesteckt, der um den Bauch des Probanden geschnallt war. Über ein Messkabel⁵³ 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 Softwareprogramm⁵⁴ gesendet, das die EMG-Kurve auf dem Bildschirm darstellte. Nach der Bearbeitung des Roh-EMGs erfolgte eine Übertragung der Daten in Messparameter⁵⁵.

Für die Gewährleistung der richtigen Muskelfaserableitung wurden vorab 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 Rückenmuskulatur⁵⁶ (die HWS-Extensoren), den M. trapezius pars descendens⁵⁷ im Brustwirbelsäulenbereich und die Mm. multifidi⁵⁸ 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.

⁵² Siehe Anhang Abb. 3.14.

⁵³ Siehe Anhang Abb. 3.15.

⁵⁴ 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.

⁵⁵ Siehe Anhang Abb. 3.16.

⁵⁶ Anatomieabbildung noch einbauen!!! Abb. 3.17.

⁵⁷ dito Abb. 3.18.

⁵⁸ dito Abb. 3.19.

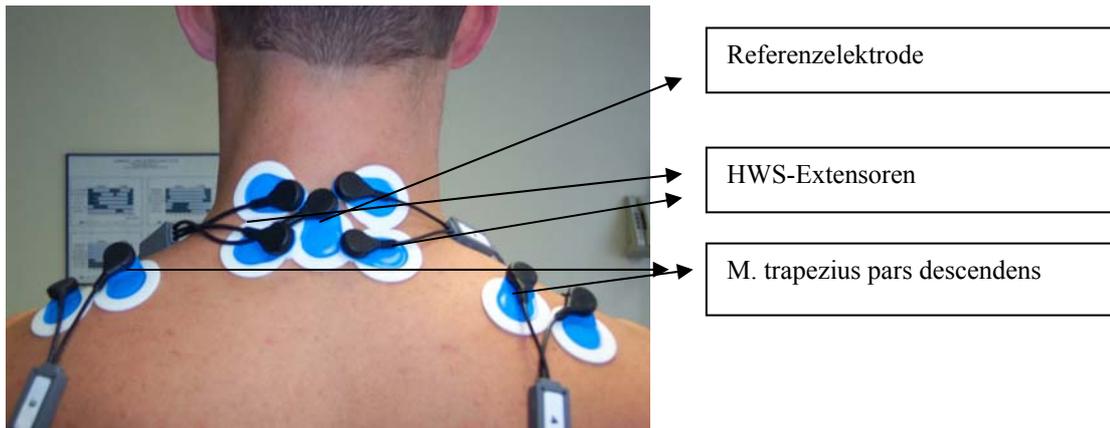


Abb. 3.20. Positionierung der Elektroden im Halswirbelsäulen- und Schulterbereich

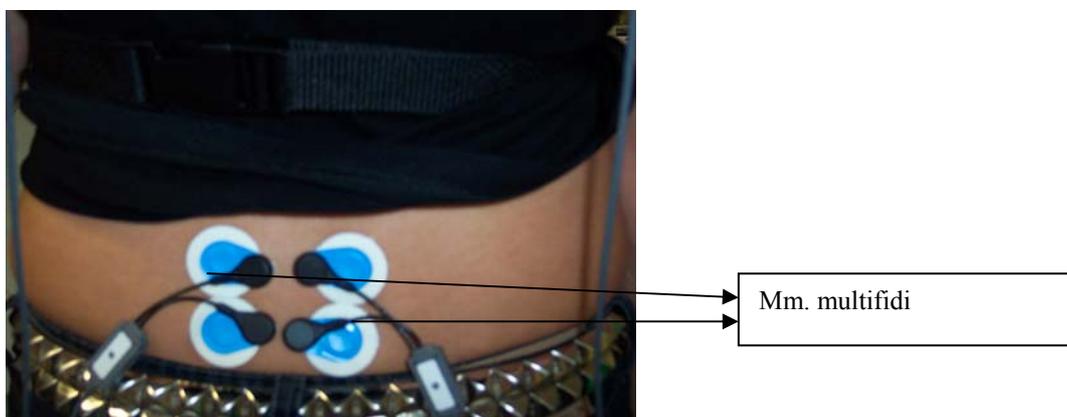


Abb. 3.21. Positionierung der Oberflächenelektroden im Lendenwirbelsäulenbereich

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 drei Mal 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 verbleiben.

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 liegt darin begründet, dass die dynamische Messung nur einen tendenziellen Einblick über eine

mögliche Veränderung der abgeleiteten Muskeln innerhalb des Gangzyklus eröffnet und bei den beiden ersten Gruppen eine eindeutige Zuordnung der Effekte der Einlegesohlen oder des Muskelaufbautrainings gegeben ist.

3.3.1. 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 sind im Göttinger Ganganalyselabor von Otto Bock (Abb.49) gegeben.

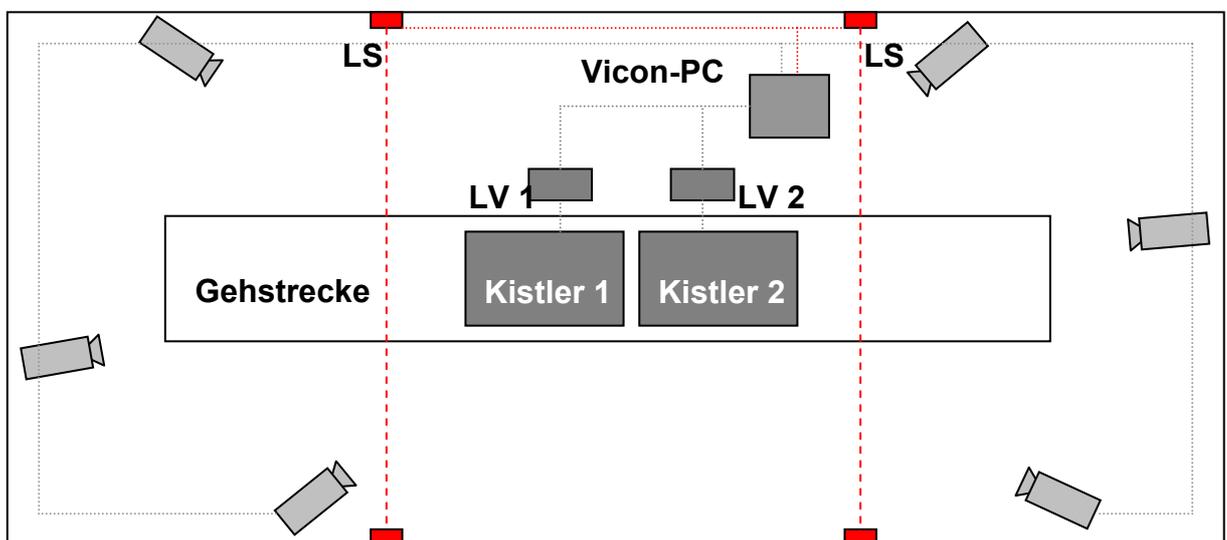


Abb. 3.22. Schematische Darstellung des Ganganalyselabors von Otto Bock

Dort ist 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 setzt 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 sind. Es handelt sich hierbei um Infrarotlichtkameras, die mit einer Auflösung von 1280 x 1024 Pixel arbeiten und bis zu 240 Bilder pro Sekunde erfassen können. [Gebrauchsanweisung: Vicon[®] Hardware User Manual. Oxford, United Kingdom. Vicon Motion Systems Limited, o. J.] (Quelle: Ganganalyselabor Otto Bock)

Dieses System arbeitet mit passiven Reflexionsmarkern, die an dem Probanden aufgeklebt wurden. Das Infrarotlicht trifft auf die Marker und wird so reflektiert, dass es von der Kameraoptik erfasst werden kann.

In dieser Studie wurden 17 Reflexionsmarker⁵⁹ 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 Kinetikmesssystem werden 1080 Werte pro Sekunde erfasst. Letztendlich bleiben 120 Wertepaare pro Sekunde übrig, die anschließend auf 100 Werte pro Betrachtungsintervall (entspricht der Dauer eines Doppelschritts) normiert und demzufolge auch verringert werden. Mittels der Software werden die Markerreflexe der jeweiligen anatomischen Struktur zugeordnet und so automatisch gelabelt. Letztendlich wurden mit Hilfe individueller Angaben, wie Körpermasse, Körpergröße, Knie- und Knöcheldurchmesser, die benötigten Parameter der Ganganalyse probandenspezifisch ergänzt.

Das Kinematikmesssystem besteht 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 haben sie eine Abtastrate von je 400Hz. So kann ein gesamter Schrittzyklus von zwei Schritten erfasst werden. Durch die vier Meßpylons mit jeweils drei piezoelektrischen Sensoren in der Platte, kann 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 startet auch gleichzeitig die Datenaufzeichnung.

Aufgrund unterschiedlich langer Schrittlängen sind 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 wird direkter Kontakt zur Messplatte hergestellt. Die passiven Elemente hingegen ermöglichen keine Kraftmessung, da sie nur auf einem Rahmen seitlich neben der Kraftmessplatte

⁵⁹ Siehe Anhang Abb. 3.23.

aufliegen. Die aufgezeichneten Signale der Kraftmessplatten werden 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.

3.3.2. Messung 4: Pedographie

Bei der Druckmessplattform MS 385 handelt es sich um eine 41x41 cm große Messplatte der Firma GeBioM (Abb. 50), mit der die plantare Druckbelastung beim barfuß gehenden Probanden erfasst werden kann. Die Plattform ist 4mm hoch und hat eine eigentliche Messfläche von 38,5 x 38,5 cm, auf der sich 2304 Sensoren verteilen, die in eine Messfolie integriert sind. Auf jedem Quadratzentimeter sind 1,5 Sensoren eingebaut, wobei ein Sensor 8x8 mm groß ist. Die Signale der Sensoren werden matrixförmig mit 48 Anschlüssen in der Zeilenlänge und 48 Anschlüssen in der Spaltenlänge abgefragt.



Abb. 3.25. Fußdruckmessplatte

Durch diese Matrixanordnung ist 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 richtet sich die

Messzeit nach der Abtastfrequenz⁶⁰, die bei den Messungen dieser Studie auf 50Hz je 20msek. eingestellt ist. Gemessen wird der Druck in der Messeinheit „Pascal“, d.h. Kraft pro Flächeneinheit (N/cm²). (Quelle: GeBioM)

Damit die Signale in dem Softwareprogramm GP-Manager Multisens⁶¹ auf dem Bildschirm dargestellt werden können, werden die analogen Signale bei den Messungen über eine spezielle Umsetzung in der Elektronik in digitale Signale verwandelt. Die Datenübertragung findet über ein USB-Kabel statt, das die Messplatte mit einem PC verbindet.

In dieser Studie wurde von insgesamt 14 Probanden (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 gegangen, die in die Gehstrecke eingelassen war. Aufgrund des geringen Probandenkollektivs hat diese Messreihe nur eine ergänzende Funktion mit der Absicht tendenzielle Erkenntnisse zu liefern, die die beiden ersten Hauptmessreihen und deren Erklärungsversuche unterstützen.

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 gemütlichen 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, deren Werte anschließend ausgewertet wurden.

3.3.3. 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 Muskelaufbautrainings hinsichtlich eines gestiegenen Kraftniveaus zu dokumentieren. Des Weiteren ist zu erwähnen, dass die Testpersonen der Gruppe 2 beinahe alle eine stärkere Rechtsseitigkeit ausgeprägt hatten, während das Verhältnis zwischen einer dominanteren Links- und Rechtsseitigkeit bei der Gruppe 3 ausgeglichen war.

Diese manuelle Methode steht in Ergänzung zu den technischen Messgeräten.

Bei den Muskeln, die in dieser Untersuchungsreihe auf ihren Kraftstatus hin geprüft wurden, handelte es sich um haltungsunterstützende, -aufrechterhaltende und -gewährleistende Muskeln. Es wurden immer antagonistisch wirkende Muskeln auf beiden Körperseiten getestet. Zu den antagonistisch wirkenden Muskeln, die

⁶⁰ Abtastfrequenz = Jeder Sensor wird in einem bestimmten Zeitintervall vom Interface abgefragt, inwiefern sich der Druck der einzelnen Sensoren verändert hat.

⁶¹ Siehe Anhang Abb. 3.26.

ausschlaggebend für eine gerade, aufrechte Haltung sind, zählen insbesondere die Extensoren und Flexoren.

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.⁶²

3.4. Analyseparameter der einzelnen Messreihen

3.4.1. 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 insbesondere zwei Komponenten Beachtung geschenkt nämlich, einerseits der Symmetrie der Isobaren beider, durch die Gerade durch den Halswirbelsäulen- und Lendenwirbelsäulenmarker getrennten, Körperseiten und andererseits der vertikalen Verschiebungen der Isobarenlinien. Sie erteilen 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 konstituiert. Da jeder Marker dreidimensionale Koordinatenwerte⁶³ 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.

⁶² Ergänzung 3.4. Auflistung der getesteten Muskeln im Anhang

⁶³ Siehe Anhang Ergänzung 3.5.

Ein positiver Wert der Differenzberechnung der x-Achse besagte, dass der Marker des rechten Schulterblattes bzw. der des 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 liegen. 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 4 von der Geraden durch den C7-Marker (P1). Anhand der Abweichung des L3-Marker von der Geraden konnte der Grad einer skoliotischen Fehlhaltung 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.

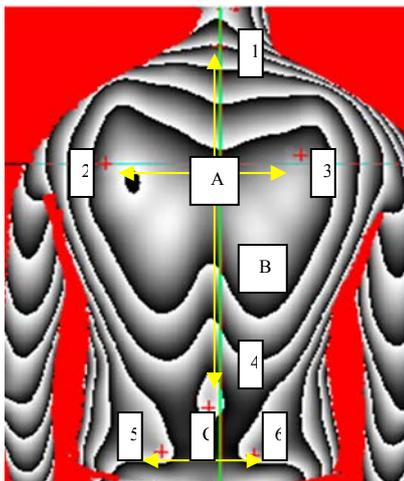


Abb. 3.28. Die drei Komponenten der Rückenoberfläche

3.4.2. Parameter der 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 Amplituden⁶⁴ 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 Sekunden erfolgte, wurde anschließend der mittlere Wert des gesamten muskulären Inputs errechnet.

⁶⁴ 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, 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 Muskelarbeit ebenfalls in diese beiden Komponenten geteilt. So konnte die Muskelarbeit des abgeleiteten Muskels hinsichtlich seiner aktiven Beteiligung am gesamten Gangzyklus besser untersucht werden.

3.4.3. 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.⁶⁵ Anschließend folgten die drei Unterteilungen der Bodenreaktionskraft in eine vertikale, horizontale und medio-laterale Bodenreaktionskraft⁶⁶.

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

Zu der dritten Komponente der instrumentellen Ganganalyse zählen das Sagittal- und das Frontalmoment des oberen Sprunggelenks, Knies und der Hüfte. Generell ist das Gelenkmoment eine physikalische Größe, die sich errechnet aus der angreifenden Kraft multipliziert mit dem Hebelarm, d.h. das Moment bildet 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 beschreibt die Wirkung des Momentes. Zusammen mit dem Körpergewicht konnte so das Gelenkmoment probandenspezifisch errechnet und normiert werden, wobei anhand der Breite des

⁶⁵ Siehe Anhang Diagramm 3.4., 3.5. und 3.6.

⁶⁶ Siehe Anhang Diagramm 3.7., 3.8. und 3.9.

oberen Sprung- und Kniegelenkes der Gelenkmittelpunkt bestimmt werden konnte.

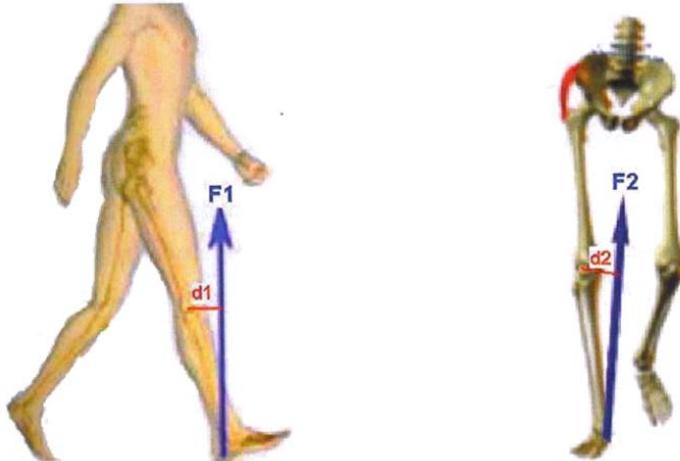


Abb. 3.29. Darstellung der ermittelten Momente

Quelle: Voß 2004, S. 26

Hinsichtlich des sagittalen Gelenkmoments entstanden Aussagen über eine Flexion bzw. Extension der Gelenke der unteren Extremität. Verläuft der Kraftvektor aus sagittaler Sichtweise ventral des Markers, so wirkt das Moment im OSG dorsalflektierend, im Knie extendierend und auf die Hüfte flektierend. Im Gegensatz dazu bewirkt 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. valgierende Gelenksstellung. Ein medialer Verlauf des Kraftvektors von der Gelenkmitte ausgehend erzeugt 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 können auf die Gehgeschwindigkeit zurückzuführen sein.

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

3.4.4. Parameter der Pedographie

Sieben Bewertungsparameter der Pedographie⁶⁷ beurteilen die dynamische Druckbelastung des Fußes. Die wesentlichen Bewertungskomponenten der einzelnen Parameter waren der maximale Druck, die belastete Fläche, der Kraft-Zeit-Verlauf

⁶⁷ Siehe Anhang Abb. 3.30.

sowie das Kraft-Zeit-Integral. Darüber hinaus lieferte der Verlauf des Kraftangriffpunktes (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 beurteilt werden konnte.

Durch das Zusammenwirken von Bändern, Knochen und Muskeln entstehen drei Bögen, zwei Längsbögen und ein Querbogen, zur Gewährleistung einer federnden Dämpfung und eines guten Abrollvorgangs beim Gehen. Das Längsgewölbe des Fußes konstituiert durch den hohen und äußerst flexiblen medialen Bewegungsbogen und den flachen lateralen Stützbogen die Fußform. Bei der Pedographie ist diese anhand der belasteten Fläche innerhalb des Bereiches des Längsgewölbes einzustufen. Werte der belasteten Fläche zwischen **nm und sda** $[mm^2]$ sind einem normalen Fuß zuzuordnen. Sollten die Werte oberhalb dieses Bereiches liegen, handelte es sich um einen tendenziellen Plattfuß. War der Bogen stärker als normal ausgeprägt, dann liegt die belastete Fläche unterhalb des Normbereichs und ein tendenzieller Hohlfuß ist zu verzeichnen.

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 entsteht ein dynamischer Verlauf des Kraftangriffpunktes, wodurch die Veränderung des Druckschwerpunktes beim Abrollen beschrieben werden konnte.

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 Bremsbeschleunigung Auskunft über das Verhältnis zwischen dem Abbrems- (1. Maximum) und dem Beschleunigungsvorgang (2. Maximum) der vertikalen Bodenreaktionskraft.

3.5. Statistisches Auswertungsverfahren

Mit Hilfe der induktiven Statistik soll in dieser Arbeit herausgefunden werden, ob durch das Tragen von sensomotorischen Einlegesohlen, durch ein Muskelaufbautraining oder durch den Einsatz von beidem in Kombination die größten Erfolge erzielt werden.

Zum einen wurden hierfür von jeder Person der jeweiligen Messreihe zwei Werte, die der Eingangsmessung und die der Ausgangsmessung, erhoben. In diesem Fall handelte es sich um einen Vergleich zweier korrelierender Stichproben. Zum anderen wurden bei der Gegenüberstellung zweier nicht korrelierender Stichproben in jeder Messreihe die Daten der Eingangs- und Ausgangsmessung einer Probandengruppe mit denen einer anderen Probandengruppe dahingehend getestet, welche der Gruppen die besseren, nachweislichen Veränderungen erbringt. (vgl. Willimczik 1975, S. 52), (vgl. Winkler/Wahle 2001, 79f.)

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, 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 Handlungsveränderung 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 Handlungsveränderung des Rücken 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 Methoden der Handlungsveränderung zusammen sind in der Lage, die Muskelaktivität zu verändern.

3. Pedographie

- H0: Die Fußdruckverteilung ändert sich durch beide Methoden der Handlungsveränderung nicht.
- H1: Die Fußdruckverteilung verändert sich durch beide kombinierte Methoden der Handlungsverbesserung

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 Methoden 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 wird die Entscheidung zu Gunsten der Null- oder der Alternativhypothese getroffen. Es handelt sich bei dem Hypothesentest um den t-Test, der für korrelierende sowie für nicht korrelierende Stichproben eingesetzt wird. So kann ein Vergleich der Mittelwerte eines Merkmals unter zwei verschiedenen Bedingungen (korrelierend) oder bei zwei verschiedenen Personengruppen (nicht korrelierend) stattfinden.

Sowohl beim t-Test für korrelierende als auch beim t-Test für nicht korrelierende Stichproben wird eine einseitige Fragestellung der zweiseitigen Fragestellung vorgezogen.

Um die Nullhypothese abzulehnen und stattdessen die Alternativhypothese anzunehmen, muss das Signifikanzniveau des t-Tests festgelegt werden.

Das Signifikanzniveau der vorliegenden Untersuchungen liegt bei

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

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

Die letztendliche Hypothesenentscheidung wird durch den Vergleich der Prüfgröße mit einem kritischen Wert bestimmt, welcher neben dem gewählten Signifikanzniveau außerdem von der Anzahl der Freiheitsgrade abhängt. Die Prüfgröße des t-Tests für korrelierende Stichproben wird durch folgende Formel definiert:

$$t = \frac{\bar{d}}{\sqrt{\sum_{i=1}^n d_i^2 - \frac{n \cdot \bar{d}^2}{n \cdot (n-1)}}$$

Die Formel des T-Tests für nicht korrelierende Stichproben wird folgendermaßen berechnet:

$$t = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{S_{gew.}} \quad \text{mit} \quad S_{gew.} = \sqrt{\frac{n_1 \cdot s_1^2 + n_2 \cdot s_2^2}{n_1 + n_2 - 2} \cdot \frac{n_1 + n_2}{n_1 \cdot n_2}}$$

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

4. Ergebnisse

In diesem Kapitel sind die Daten der einzelnen Messreihen⁶⁸, 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), deren Differenz (DIF) und die dazugehörige Standardabweichung (STABW) der Mittelwertdifferenz 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 („echte“) oder um eher „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 und Standardabweichung 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, Oben- oder Untenverschiebung oder eine Vorne- oder Hintenverschiebung 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. Bei der Tiefe der Schulterblätter führt die Differenz (-5,41) des Eingangswertes (-2,1) und des Ausgangswertes (3,31) zu einer STABW von 6,22. Bei der Tiefe der SIPS kommt es bei einem Eingangsmittelwert (-3,54) und einem Ausgangsmittelwert (-0,39) zu einer Differenz von -3,15 und einer STABW von 3,82. Die durchschnittliche seitliche Wirbelsäulenabweichung weist bei einem Eingangswert (EW) von 2,6 und einem Ausgangswert (AW) von 1,32 eine DIF von 1,28 und einer STABW von 7,77 auf. Als nächste Daten werden die Höhenveränderungen der Schulterblätter- und SIPS-Marker angeführt. Der MW der Schulterblätter bei der EM

⁶⁸ Alle Daten in den einzelnen Tabellen sind auf zwei Dezimalstellen nach dem Komma gerundet.

liegt bei -1,3 und der AW beträgt -4,45. Demzufolge ergibt dies eine Differenz von 3,15 und eine STABW von 9. Die STABW von 4,68 der Höhe der SIPS-Marker errechnet sich aus dem EW von -1,26 und einem AW von -2,61 bei einer DIF von 1,35. Die letzte zu berücksichtigende Komponente der dreidimensionalen Rückenvermessung ist die Lordosen- bzw. Kyphosenform der Wirbelsäulenmarker. Hier führen der EW (-4,69) und der AW (-0,18) zu einer DIF von -4,51 und einer STABW von 13,18.

| Gruppe 1: Sensomotorische Einlegesohlen | | | | |
|--|-------|-------|-------|-------|
| Probanden | n=22 | | | |
| Statistiken | EM:MW | AM:MW | DIF | STABW |
| Tiefe Schulterblätter | -2,1 | 3,31 | -5,41 | 6,22 |
| Tiefe SIPS | -3,54 | -0,39 | -3,15 | 3,82 |
| Seitliche Wirbelsäulen- abweichung | 2,6 | 1,32 | 1,28 | 7,77 |
| Höhe Schulterblätter | -1,3 | -4,45 | 3,15 | 9 |
| Höhe SIPS | -1,26 | -2,61 | 1,35 | 4,68 |
| Lordose- /Kyphoseform | -4,69 | -0,81 | -4,51 | 13,18 |

Tab. 4.1. Daten der dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 1

Auch der Gruppe 2, der Muskelaufbautrainingsgruppe, (Tab. 4.2.) sind 22 Probanden zuzuordnen. Die DIF der Tiefe der Schulterblätter (-2,15), die sich aus dem MW der EM (1,56) und der AM (3,71) berechnet, ergibt eine STABW von 9,41. Bei der Tiefe der SIPS führen der Eingangsmittelwert (-1,76) und der Ausgangsmittelwert (-1,1) zu einer DIF von -0,66 und einer STABW von 6,93. Bei der durchschnittlichen seitlichen Wirbelsäulenabweichung ist die STABW von 6,53 und die DIF von -0,36 auf den EW -0,49 und den AW -0,13 zurückzuführen. Die Daten der Höhe der Schulterblättermarker haben einen EW von -4,55 und einen AW von -2,67. Demzufolge kommt es hier zu einer DIF von -1,88 und einer STABW von 20,64. Die STABW der Höhe der SIPS-Marker (21,61) errechnet sich aus dem EW von -0,81 und einem AW von -5,84 bei einer DIF von 5,03. Als letzte Datenreihe der Lordosen- bzw. Kyphosenform der Wirbelsäulenmarker ergeben der EW (5,76) und der AW (9,23) eine DIF von -3,47 und eine STABW von 17,73

| Gruppe 2: Rehabilitatives Muskelaufbautraining | | | | |
|--|-------|-------|-------|-------|
| Probanden | n=22 | | | |
| Statistiken | EM:MW | AM:MW | DIF | STABW |
| Tiefe Schulterblätter | 1,56 | 3,71 | -2,15 | 9,14 |
| Tiefe SIPS | -1,76 | -1,1 | -0,66 | 6,93 |
| Seitliche Wirbelsäulen- abweichung | -0,49 | -0,13 | -0,36 | 6,53 |
| Höhe Schulterblätter | -4,55 | -3,67 | -1,88 | 20,64 |
| Höhe SIPS | -0,81 | -5,84 | 5,03 | 21,61 |
| Lordose-/Kyphoseform | 5,76 | 9,23 | -3,47 | 17,73 |

Tab. 4.2. Daten der dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 2

Die dritte Gruppe dieser Studie (Tab.4.3.) setzt sich aus fünf Untersuchungspersonen zusammen. Hier hat die Tiefe der Schulterblätter eine STABW von 9,62 bei einem MW der EM von 2,2 und einem AW von 8,05. Die DIF des EW und des AW beträgt -5,85. Bei der Tiefe der SIPS führt der Eingangsmittelwert (-1,9) und der Ausgangsmittelwert (1,78) zu einer DIF von -3,68 und einer STABW von 5,47. Hinsichtlich der durchschnittlichen seitlichen Wirbelsäulenabweichung sind bei einem EW von 3,51 und einem AW von 0,19 eine DIF von 3,32 und eine STABW von 7,77 zu verzeichnen. Die der Schulterblättermarker haben einen MW der EM von -0,32 und einen AW von -6,9. So entstehen eine DIF von 6,58 und eine STABW von 9. Die STABW von 4,68 der Höhe der SIPS-Marker setzt sich aus dem EW von -0,25 und dem AW -2,34 bei einer Differenz von 2,09 zusammen. Bei der Lordosen- bzw. Kyphosenform der Wirbelsäulenmarker entsteht durch den EW (-9,39) und AW (-7,39) eine DIF von -1,46 und eine STABW von 13,18.

| Gruppe 3: Sensomotorische Einlegesohlen und Rehabilitatives Muskelaufbautraining | | | | |
|--|-------|-------|-------|-------|
| Probanden | n=5 | | | |
| Statistiken | EM:MW | AM:MW | DIF | STABW |
| Tiefe Schulterblätter | 2,2 | 8,05 | -5,85 | 9,62 |
| Tiefe SIPS | -1,9 | 1,78 | -3,68 | 5,47 |
| Seitliche Wirbelsäulen- abweichung | 3,51 | 0,19 | 3,32 | 7,77 |
| Höhe Schulterblätter | -0,32 | -6,90 | 6,58 | 9 |
| Höhe SIPS | -0,25 | -2,34 | 2,09 | 4,68 |
| Lordose-/Kyphoseform | -9,39 | -7,93 | -1,46 | 13,18 |

Tab. 4.3. Daten der dreidimensionalen Rückenvermessung der Gruppe 3

In Tabelle 4.4. sind die Daten der Gruppe vier, der Kontrollgruppe, angeführt, die zehn Probanden beinhaltet. Aus der DIF (-7,99) des EW (-4,22) und AW (3,78) bei der Tiefe der Schulterblätter ergibt sich eine STABW von 6,84. Hinsichtlich der Tiefe der SIPS führt der Eingangsmittelwert (-0,85) und der Ausgangsmittelwert (1,9) zu einer DIF von -2,75 und einer STABW von 3,93. Die STABW (7,63) bei der durchschnittlichen seitlichen Wirbelsäulenabweichung ist auf die Daten des EW (0,11) und AW (6,03) sowie auf deren DIF (-5,92) zurückzuführen. Die Daten bei der Höhe der

Schulterblättermarker verlaufen sich auf einen EW von -2,84 und einem AW von -5,07. Demnach lässt sich hier eine DIF von 2,33 und eine STABW von 6,3 berechnen. Die STABW der Höhe der SIPS-Marker (5,15) errechnet sich aus dem EW von -2,39 und AW von -3,13 bei einer DIF von 0,74. Die Daten der Lordosen- bzw. Kyphosenform der Wirbelsäulenmarker ergeben einen EW von -4,32 und einen AW von -21,49, so dass daraus eine DIF von 17,18 sowie eine STABW von 40,3 resultiert.

| Gruppe 4: Kontrollgruppe | | | | |
|-----------------------------------|-------|--------|-------|-------|
| Probanden | n=5 | | | |
| Statistiken | EM:MW | AM:MW | DIF | STABW |
| Tiefe Schulterblätter | -4,22 | 3,78 | -7,99 | 6,84 |
| Tiefe SIPS | -0,85 | 1,9 | -2,75 | 3,39 |
| Seitliche Wirbelsäulen-abweichung | 0,11 | 0,11 | -5,92 | 7,63 |
| Höhe Schulterblätter | -2,84 | -5,07 | 2,23 | 6,3 |
| Höhe SIPS | -2,39 | -3,13 | 0,74 | 5,15 |
| Lordose-/Kyphoseform | -4,32 | -21,49 | 17,18 | 40,3 |

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, werden 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 Iliums (Darmbeins) oder auf die Fußform (Hohlfuß oder Plattfuß) 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 höherer/cranialer rechter SIPS-Marker und ein dorsaler linker Marker
 → Es handelt sich in diesem Fall um ein kürzeres linkes Bein, wobei das linke Ilium sich weiter dorsal befindet. Demzufolge ist das linke Ilium (Darmbein) posterior gedreht und das rechte Ilium anterior.

2. Ein tieferer/caudaler rechter SIPS-Marker und ein dorsaler linker Marker
→ 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 Plattfuß⁶⁹ (Pes planus) auf der rechten oder einen Hohlfuß⁷⁰ (Pes varus) auf der linken Körperseite erklären.
3. Ein tieferer/caudaler rechter SIPS-Marker und ein dorsaler rechter Marker
→ Die Ausgangslagen des Beckens dieser Untergruppe beschreibt ein kürzeres rechtes Bein und ein weiter dorsal gerichtetes Ilium, woraus sich die Beckenstellung rechtes Ilium posterior und/oder linkes Ilium anterior ergibt.
4. Ein höherer/cranialer rechter SIPS-Marker und ein dorsaler rechter Marker
→ Hier liegen ein kürzeres linkes Bein und ein sich weiter dorsal befindendes Ilium vor, was auf einen Plattfuß links oder einen Hohlfuß 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) zuzuordnen.

In der Tabelle 6 ist bei den Werten der Untergruppe 1 der Gruppe 1 bei der Tiefe der Schulterblätter- (S.B.) und SIPS-Marker ein höherer Eingangsmittelwert (-5,55 bzw. -4,23) gegenüber dem Ausgangsmittelwert (-0,29 bzw. -0,15) zu notieren. Aus diesen Werten ergibt sich bei den Schulterblättermarkern eine DIF der beiden Messungen von -5,26 und einer STABW von 6,53. Bei den SIPS-Markern beträgt die DIF -4,08, während die STABW einen Wert von 2,81 aufweist. Auch bei der seitlichen Wirbelsäulenabweichung (seitl. WS-abweichung) und der Höhe der S.B. liegt der MW der AM (3,60 bzw. -6,79) über dem der EM (2,91 bzw. 1,97). Daraus ergibt sich bei der seitl. WS-abweichung eine DIF von -0,69 und eine STABW von 9,49. Die Differenz von der EM (1,97) und AM (-6,79) liegt bei der Höhe der S.B. bei 8,76, die STABW bei 7,72. Bei der Höhe der SIPS ist hier die STABW (3,31) auf einen Eingangswert von 2,24 und einen Ausgangswert von -1,07 bei einer DIF von 3,30 zurückzuführen. Die größte Differenz (-9,71) aus den Daten der EM (-10,06) und AM (-0,35) ist bei der Lordose- bzw. Kyphoseform zu erkennen. Hier beträgt die STABW 13,59.

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: -5,86;

⁶⁹ Auswirkungen eines Plattfuß siehe Anhang Abb. add

⁷⁰ Auswirkungen eines Hohlfuß siehe Anhang Abb. add

-6,83; 13,20; 2,45; -6,25) gegenüber der AM (von links nach rechts: -0,29; -0,15; -6,97; -1,07; -0,35) zu erkennen. Der EW der seitl. WS-abweichung beträgt -0,05 und der AW 0,77, so dass die DIF dieser Daten (-0,82) gegenüber der STABW (5,74) sehr gering ist. Der höchste Wert der STABW ist bei der Tiefe der S.B. (10,85) bei einer Differenz von -9,25 zu sehen. Der Wert der DIF der Tiefe der SIPS (-5,92) und der Höhe der S.B. (6,33) ist identisch zu ihrer dazugehörigen STABW (5,75 bzw. 6,56). Bei der Höhe der SIPS und der Lordose-/ Kyphoseform ist dies bei einer DIF von 3,84 bzw. -2,73 und einer STABW von 4,74 bzw. 12,83.

Bezüglich der Untergruppe 2 der Gruppe 1 ist die höchste STABW (14,73) bei der Lordose-/Kyphoseform zu erkennen, die sich aus einem Mittelwert von 2,2 der EM und 4,92 der AM ergibt. Die geringste STABW (3,7) bei einem Eingangsmittelwert von -5,48 und einem Ausgangsmittelwert von -2,68 liegt bei der Tiefe der SIPS vor. Bei der Tiefe der S.B. ist eine STABW von 5,88 durch einen MW der Eingangsmessung von -3,4 und einen der AM von 3,65 (Differenz = 5,88) zu erklären. Die seitliche Abweichung der Wirbelsäule weist einen MW der EM von -1,95 und einen der AM von -3,64 auf, so dass sich hier eine DIF von 1,69 und eine STABW von 7,97 ergibt. Aus der EM (-0,37) und der AM (-2,43) der Höhe der S.B. resultiert eine STABW von 9,26. Hinsichtlich der Höhe der SIPS liegt eine STABW von 5,96 vor. Die Werte der EM (-2,58) und der AM (-2,55) sind hierbei nahezu übereinstimmend. Werden die Werte der Untergruppe 2 der Probandengruppe 2 betrachtet, sind ausgenommen der Werte der Tiefe der S.B. und der Lordosen-/Kyphosenform die Zahlen der AM (von links nach rechts: -5,56; -4,5; -15,06; -15,66) größer als die der EM (von links nach rechts: -1,85; -3,37; -1,78; -1,62). Die größte STABW liegt bei der Höhe der SIPS (37,0) vor, während die niedrigste STABW (6,68) die Tiefe der SIPS hat.

Als letzte Untergruppe wird die Untergruppe 3 der beiden Probandengruppen 1 und 2 beschrieben. Während dieser Untergruppe vier Probanden der Gruppe 1 zugeordnet werden könnten, sind dies bei der Gruppe 2 fünf Untersuchungsteilnehmer.

Bei den vier Probanden der Untergruppe 3 der Gruppe 1 sind die Differenzen (von links nach rechts: -0,1; -0,22; 2,56; -4,31; 1,64; 2,53) aller Kategorien zwischen der EM (von links nach rechts: 24,98; 19,96; 39,2; 21,17; 26,77; 26,52) und der AM (25,08; 20,18; 36,64; 25,48; 25,31; 23,99) recht gering. Abgesehen von der STABW der Höhe der SIPS (1,85), belaufen sich die restlichen Standardabweichungen auf Werte zwischen 5,28 und 7,45 (aufgelistet von links nach rechts: 7,45; 5,28; 7,33; 6,01; 5,44).

Bei den fünf Probanden der Untergruppe 3 der Gruppe 2 ist die STABW der Lordose-/Kyphoseform (16,44) am größten. Diese setzt sich aus den Werten der EM (12,34) und der AM (13,8) bei einer DIF von -1,46 zusammen. Die geringste STABW (1,91) mit einem Eingangswert von 2,34 und einem Ausgangswert von 2,81 ist bei der Kategorie seitl. WS-abweichung zu registrieren. Bei der Tiefe der S.B. berechnet sich die STABW (2,8) aus der EM von 6,06 und der AM von 3,37 (Differenz 2,69). Die

STABW der Tiefe der SIPS liegt bei 2,55 (EM: 3,85; AM: 0,57). Aus dem EW (-2,59) und dem AW (-8,39) der Höhe der S.B. ergibt sich eine STABW von 11,00. Die STABW der Höhe der SIPS beträgt 3,99 und einer DIF aus der EM und AM von -3,38.

| Gruppe 1: Untergruppe 1; n = 7 | | | | | | | | |
|---------------------------------|------|------------|------------|------------|----------------------|-----------|-----------|---------------------|
| R | SIPS | | Tiefe S.B. | Tiefe SIPS | Seitl. WS-abweichung | Höhe S.B. | Höhe SIPS | Lordose/Kyphoseform |
| oben | SIPS | MW: | | | | | | |
| L | SIPS | EM | -5,55 | -4,23 | 2,91 | 1,97 | 2,24 | -10,06 |
| hinten | SIPS | MW: | | | | | | |
| | | AM | -0,29 | -0,15 | 3,60 | -6,79 | -1,07 | -0,35 |
| | | Differenz: | | | | | | |
| | | EM - AM | -5,26 | -4,08 | -0,69 | 8,76 | 3,30 | -9,71 |
| | | STABW | 6,53 | 2,81 | 9,49 | 7,72 | 3,31 | 13,59 |
| Gruppe 2: Untergruppe 1; n = 10 | | | | | | | | |
| R | SIPS | MW: | -5,68 | -6,83 | -0,05 | 13,20 | 2,45 | -6,25 |
| oben | SIPS | EM | | | | | | |
| L | SIPS | MW: | 3,56 | -0,91 | 0,77 | 6,87 | -1,39 | -3,52 |
| hinten | SIPS | AM | | | | | | |
| | | Differenz: | | | | | | |
| | | EM - AM | -9,25 | -5,92 | -0,82 | 6,33 | 3,84 | -2,73 |
| | | STABW | 10,85 | 5,75 | 5,74 | 6,56 | 4,74 | 12,83 |
| Gruppe 1: Untergruppe 2; n = 11 | | | | | | | | |
| R | SIPS | MW: | -3,4 | -5,48 | -1,95 | -0,37 | -2,58 | 2,2 |
| unten | SIPS | EM | | | | | | |
| L | SIPS | MW: | 3,65 | -2,68 | -3,64 | -2,43 | -2,55 | 4,92 |
| hinten | SIPS | AM | | | | | | |
| | | Differenz: | | | | | | |
| | | EM - AM | -7,05 | -2,8 | 1,69 | 2,06 | -0,03 | -2,72 |
| | | STABW | 5,88 | 3,7 | 7,97 | 9,26 | 5,96 | 14,73 |
| Gruppe 2: Untergruppe 2; n = 7 | | | | | | | | |
| R | SIPS | MW: | 2,77 | -1,85 | -3,37 | -1,78 | -1,62 | 15,52 |
| unten | SIPS | EM | | | | | | |
| L | SIPS | MW: | 0,75 | -5,65 | -4,5 | -15,06 | -15,66 | 9,35 |
| hinten | SIPS | AM | | | | | | |
| | | Differenz: | | | | | | |
| | | EM - AM | 2,02 | 3,8 | 1,13 | 13,28 | 14,04 | 6,17 |
| | | STABW | 7,68 | 6,68 | 7,59 | 34,48 | 37,00 | 13,4 |
| Gruppe 1: Untergruppe 3; n = 4 | | | | | | | | |
| R | SIPS | MW: | 24,98 | 19,96 | 39,2 | 21,17 | 26,77 | 26,52 |
| unten | SIPS | EM | | | | | | |
| R | SIPS | MW: | 25,08 | 20,18 | 36,64 | 25,48 | 25,13 | 23,99 |
| hinten | SIPS | AM | | | | | | |
| | | Differenz: | | | | | | |
| | | EM - AM | -0,1 | -0,22 | 2,56 | -4,31 | 1,64 | 2,53 |
| | | STABW | 7,45 | 5,28 | 7,33 | 6,01 | 1,85 | 5,44 |
| Gruppe 2: Untergruppe 3; n = 5 | | | | | | | | |
| R | SIPS | MW: | 6,06 | 3,84 | 2,34 | -2,59 | -5,89 | 12,34 |
| unten | SIPS | EM | | | | | | |
| R | SIPS | MW: | 3,37 | 0,57 | 2,81 | -8,39 | -2,51 | 13,8 |
| hinten | SIPS | AM | | | | | | |
| | | Differenz: | | | | | | |
| | | EM - AM | 2,69 | 3,27 | -0,47 | 5,8 | -3,38 | -1,46 |
| | | STABW | 2,8 | 2,55 | 1,91 | 11,00 | 3,99 | 16,44 |

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 beinahe alle Probanden der dritten Gruppe (vier von fünf) 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 | 4,19 | 1,67 | 3,93 | -3,57 | -3,28 | -0,51 |
| MW: LM | -1,05 | -1,8 | 3,68 | -2,71 | -2,13 | 1,63 |
| Differenz: AM – LM | 5,24 | 3,46 | 0,26 | -0,86 | -1,14 | -2,14 |
| STABW | 8,26 | 4,41 | 6,54 | 7,85 | 3,45 | 25,53 |
| Anzahl der STE | 11 | 11 | 11 | 11 | 11 | 11 |
| Gruppe 2: Rehabilitatives Muskelaufbautraining | | | | | | |
| MW: AM | 7,02 | 1,23 | 0,00 | -8,1788 | -3,57 | 1,43 |
| MW: LM | 3,78 | -1,36 | -3,73 | -3,87 | -1,98 | 6,76 |
| Differenz: AM – LM | 3,24 | 2,59 | 3,73 | -4,31 | -1,59 | -5,33 |
| STABW | 10,08 | 4,44 | 5,31 | 7,62 | 3,98 | 13,4 |
| Anzahl der STE | 7 | 7 | 7 | 7 | 7 | 7 |
| Gruppe 3: Sensomotorische Einlegesohlen und Rehabilitatives Muskelaufbautraining | | | | | | |
| MW: AM | 8,05 | 1,78 | 0,19 | -6,90 | -2,35 | -7,93 |
| MW: LM | -0,16 | -2,08 | 1,07 | 0,85 | -1,38 | 0,02 |
| Differenz: AM – LM | 8,21 | 3,87 | -0,89 | -7,75 | -0,96 | -7,95 |
| STABW | 12,74 | 3,84 | 7,52 | 5,66 | 1,85 | 21,19 |
| 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: 4,19; 3,93; -3,57; -3,28) bis auf die Kategorien `Tiefe der SIPS` (AM: 1,67; LM: -1,8) und Lordose-/Kyphoseform (AM: -0,51; LM: 1,63) größer ist als der der LM.

Die Standardabweichungen der sechs Kategorien sind sehr unterschiedlich. Die höchste STABW ist bei der Lordose-/Kyphoseform (25,53) zu finden. Danach folgen in absteigender Reihenfolge die Tiefe der S.B. (8,26), die Höhe der S.B. (7,85), die seitliche Wirbelsäulenabweichung (6,54), die Tiefe der SIPS (4,41) und als letztes die Höhe der SIPS (3,45).

Bei den sieben der 22 Untersuchungsteilnehmer der Gruppe 2 liegt bei der Lordose-/Kyphoseform die höchste STABW (13,4) vor, wobei hier gleichzeitig der höchste MW der LM (6,76) zu erkennen ist. Die Tiefe der S.B. beschreibt einen MW der AM von 7,02 und einen MW der LM von 3,78. Dies ergibt eine DIF von 3,24 und eine STABW von 10,08. Bei der Tiefe der SIPS sind andere Mittelwerte (AM: 1,23; LM: -1,36) vorzufinden, so dass eine DIF von 2,59 und eine STABW von 4,44 entstehen. Bei der seitl. WS-abweichung ist ein MW von 0 bei der AM und ein Wert von -3,73 bei der LM erkennbar. Dies führt zu einer STABW von 5,31. Aus den Mittelwerten der AM und LM ergibt sich bei der Höhe der S.B. und SIPS eine STABW von 7,62 bei den S.B. und eine von 3,98 bei den SIPS.

Hinsichtlich der Langzeitmessung haben in der Gruppe 3 vier Probanden zur Verfügung gestanden. Dabei entsteht die größte DIF (8,21) der Mittelwerte der AM (8,05) und LM (-0,16) bei der Tiefe der S.B.. Anschließend folgt die DIF der Lordose-/Kyphoseform (-7,95) bei dem AW -7,93 und dem Langzeitwert 0,02. Die STABW ist hier mit 21,19 am Größten. Mit -7,75 folgt die DIF der Höhe der S.B. (AM: -6,9; LM: 0,85; STABW: 5,66). Die DIF der Tiefe der SIPS liegt bei 3,87 (AM: 1,78; LM: -2,08, STABW: 3,84). Bei der Kategorie ‚Höhe der SIPS‘ beträgt die DIF aus der AM (-2,35) und der LM (-1,38) -0,96. Die geringste DIF hat die Kategorie der seitl. WS-abweichung mit -0,89 (AM: 0,19; LM: 1,17; STABW: 7,52).

4.1.2. Ergebnisse der 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 wird der jeweilige Muskel hinsichtlich seiner Veränderung zwischen der Eingangs- und Ausgangsmessung einer Körperseite isoliert betrachtet und zum anderen soll über eine Differenzberechnung festgestellt werden, ob und inwieweit die benötigte Muskelaktivität symmetrischer geworden ist. Hierfür wird 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: Einlegesohlen | EMG-Mean | EMG-Mean |
|--------------------------------|---------------|----------------|
| | 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: Muskelaufbautraining | | |
| | Linker Muskel | Rechter Muskel |
| 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 | Rechter Muskel |
| 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 ist damit zusätzlich mit Abstand der Muskel, der bei allen drei Gruppen den höchsten Mean-Wert beschreibt.

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

| | | |
|--------------------------------|-------------------------|--------------------------|
| Gruppe 1: Einlegesohlen | Messzeitpunkt vorher | Messzeitpunkt nachher |
| HWS-Extensoren | 0,66 | 0,57 |
| M. trapezius pars descendens | 1,09 | -3,28 |
| Mm. multifidi | 0,11 | 0,23 |
| | | |
| Gruppe 2: Muskelaufbautraining | vorher | nachher |
| HWS-Extensoren | -1,04 | -0,34 |
| M. trapezius pars descendens | 2,55 | -5,58 |
| Mm. multifidi | -0,40 | 1,27 |
| | | |
| Gruppe 3: Beides | vorher | nachher |
| 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-Wertes eines Muskels

Sowohl bei der Eingangs- als auch bei der Ausgangsmessung der Gruppen 1 und 3 ist grundsätzlich 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 extrem 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: Einlegesohlen | Standphase | | Schwungphase | |
|-------------------------------------|------------|---------|--------------|---------|
| | vorher | nachher | vorher | nachher |
| 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 |
| recher 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 grundsätzlich größer als sein Wert 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.

Bei den Ergebnissen der integrierten EMG-Daten der Gruppe 2 (Tabelle 11) 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. Außer der Aktivität des rechten M. trapezius pars descendens fallen in der Standphase die Ausgangsmessungen geringer aus als bei den Eingangsmessungen. 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: Muskelaufbautraining | Standphase | | Schwungphase | |
|-------------------------------------|------------|---------|--------------|---------|
| | vorher | nachher | vorher | nachher |
| Muskeln | | | | |
| 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 |
| recher 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 nächsten zwei Tabellen beschreiben das Verhältnis der Muskelaktivität beider Körperseiten eines Muskels. Anhand der Differenzen der Gruppe 1 ist zu erkennen, dass alle 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: Einlegesohlen | Standphase | | Schwungphase | |
|------------------------------|------------|---------|--------------|---------|
| | vorher | nachher | vorher | nachher |
| 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 der 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: Muskelaufbautraining | Standphase | | Schwungphase | |
|--------------------------------|------------|---------|--------------|---------|
| | 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 Aufbaustraining eine Veränderung hinsichtlich in Kapitel 3.3. aufgeführter Bewertungsparameter hervorgerufen hat. 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 (4.1.) 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.

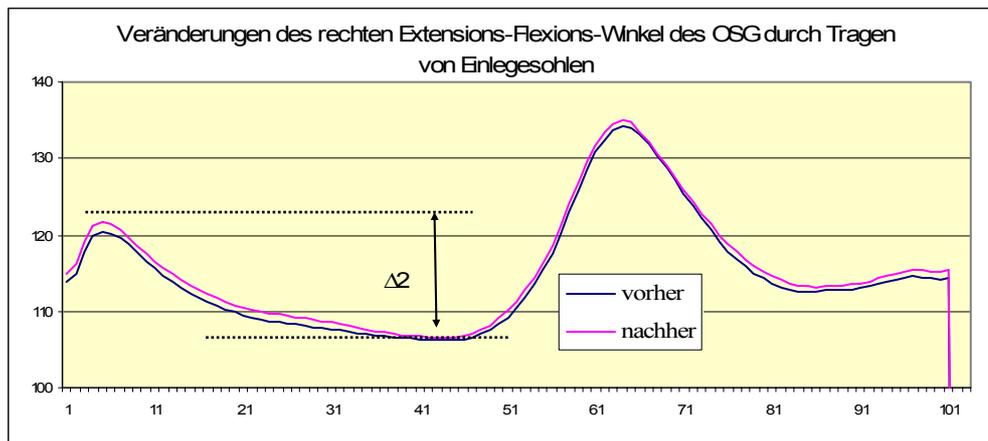


Diagramm 4.1. Veränderungen des rechten Extensions-Flexions-Winkel des OSG durch das Tragen der Einlegesohlen

Das Diagramm 4.2. 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.

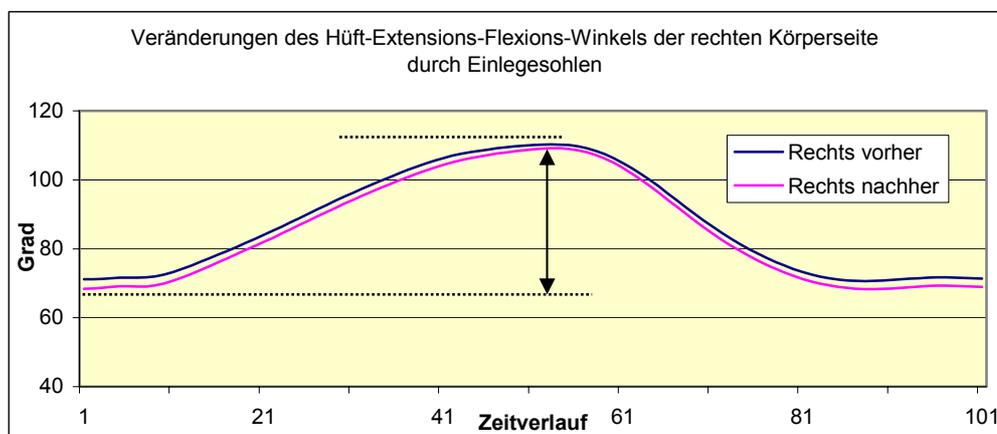


Diagramm 4.2. Veränderungen des rechten Extensions-Flexions-Winkel der Hüfte durch das Tragen der Einlegesohlen

Diagramm 4.3. 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.

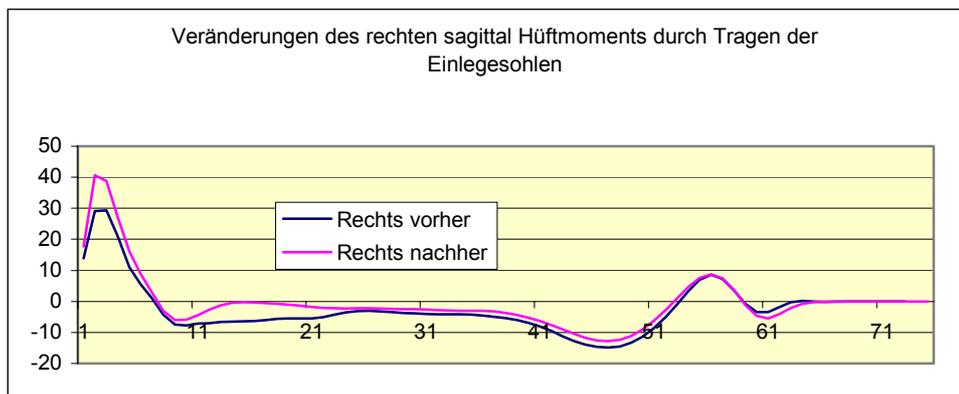


Diagramm 4.3. Veränderungen des rechten sagittalen Hüftmoments durch das Tragen der Einlegesohlen

Hinsichtlich der Veränderungen des linken und rechten sagittalen Kniemoments (Diagramm 4.4. und 4.5.) ist zu erkennen, dass beim Abfangen der Körperlast vor der zweiten Streckung beide Knie flektierter sind als bei den Eingangsmessungen. Auch ist die Kniestreckung des Standbeins während der Mitte der Standphase geringer, wenn das kontralaterale Bein gleichzeitig vorgeführt wird. Demzufolge ist durch das Tragen der Einlegesohlen eine erhöhte Flexion und eine erniedrigte Extension beider Knie erfolgt.

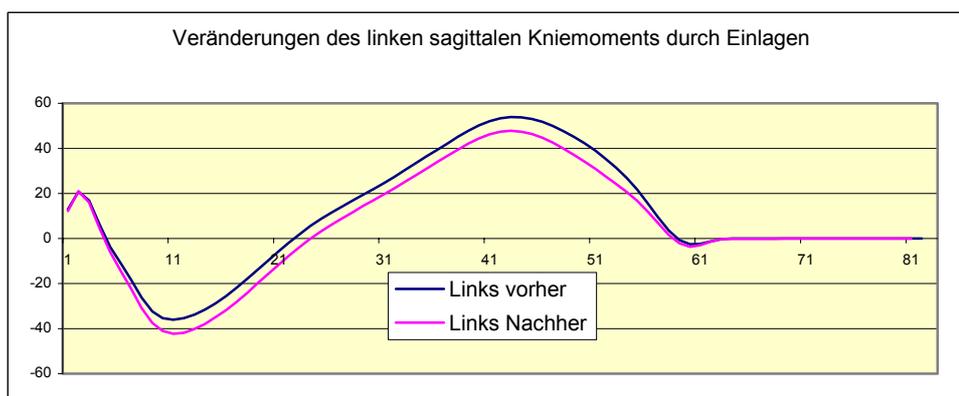


Diagramm 4.4. Veränderungen des linken sagittalen Kniemoments durch das Tragen der Einlegesohlen

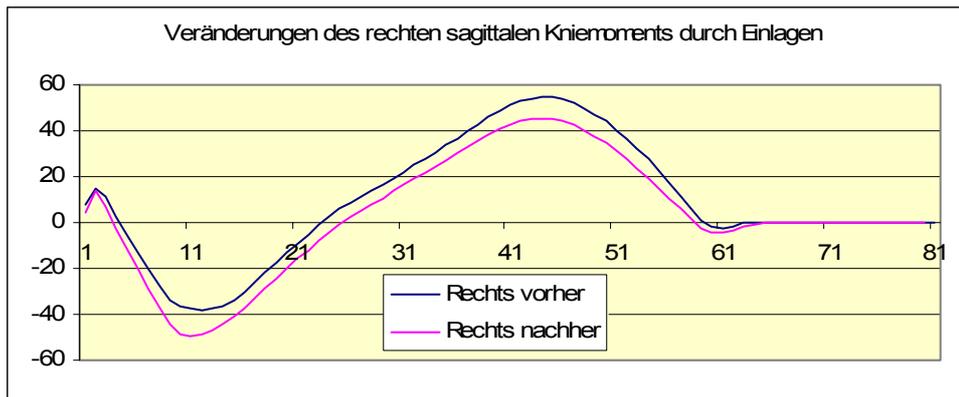


Diagramm 4.5. Veränderungen des rechten sagittalen Kniemoments durch das Tragen der Einlegesohlen

Die medio-laterale Bodenreaktionskraft beschreibt die seitliche Auslenkung des Körpers beim Gehen. Dem Diagramm 4.6. 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. Da diese Veränderung allerdings nachweislich nur auf der rechten und nicht auf der linken Körperseite zu erkennen ist, ist der Gang nicht gleichzeitig symmetrischer geworden.

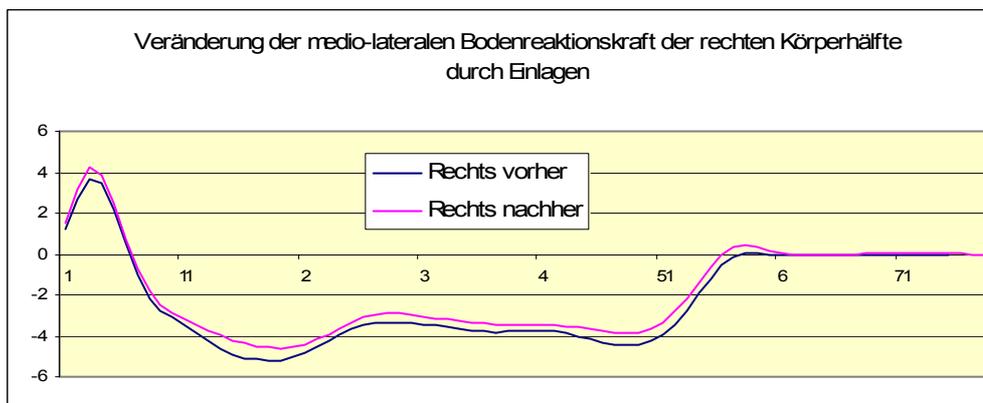


Diagramm 4.6. Veränderungen medio-lateralen Bodenreaktionskraft durch das Tragen der Einlegesohlen

In den nachfolgenden Diagrammen werden Veränderungen dargelegt, die durch ein Muskelaufbautraining (MT) hervorgerufen worden sind. Zunächst ist festzustellen, dass der Aufsetzwinkel des Extensions-Flexions-Winkel des Knies (Diagramm 4.7.) bei den Probanden dieser Gruppe gleich geblieben. 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 hat das Muskelaufbautraining neben einer vergrößerten Knieflexion eine verringerte Extension hervorgerufen. Innerhalb der Schwungphase ist jedoch keine Abweichung zu registrieren.

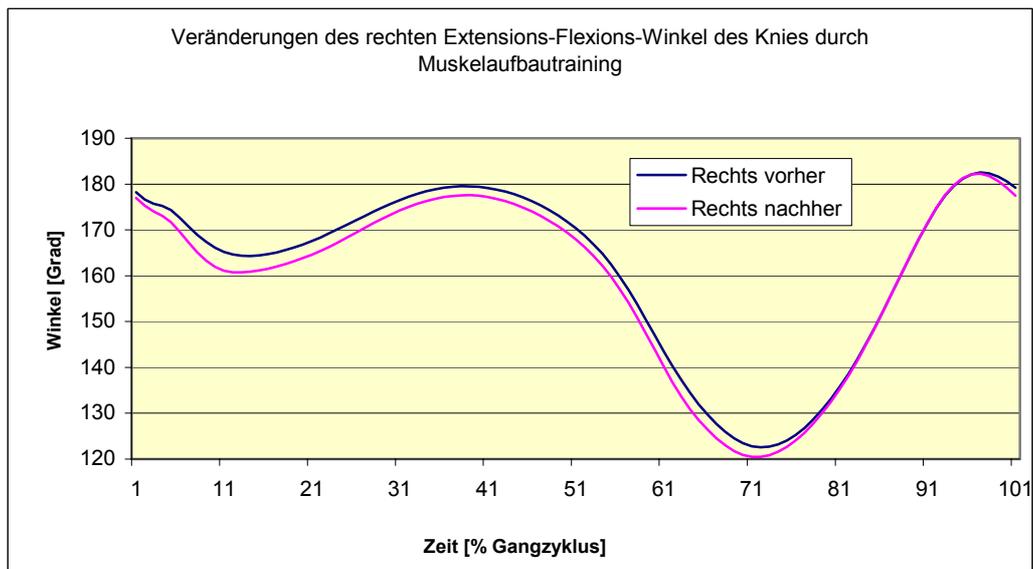


Diagramm 4.7. Veränderungen des rechten Extensions-Flexions-Winkel des Knies durch Muskelaufbautraining

Durch ein Muskelaufbautraining haben sich das rechte und linke sagittale Kniemoment verändert. Nach dem Aufsetzen der Ferse sind beide Knie (Diagramme 4.8. und 4.9.) 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.

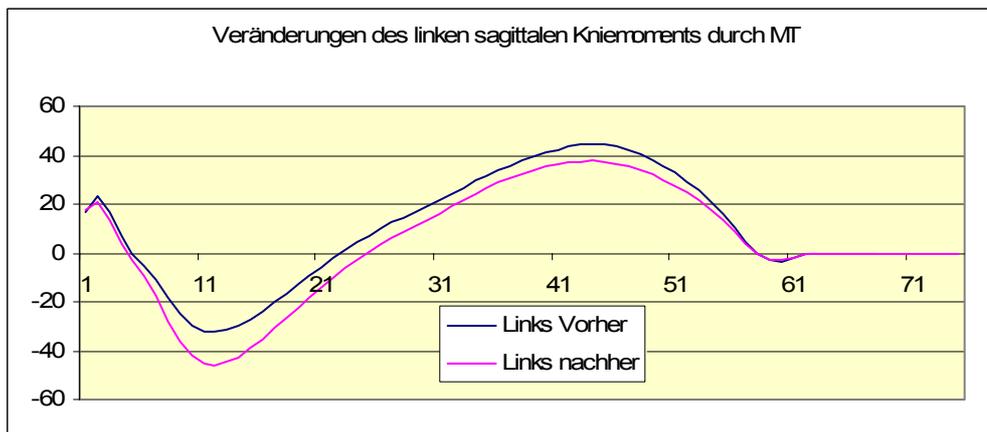


Diagramm 4.8. Veränderungen des linken sagittalen Kniemoments durch Muskelaufbautraining

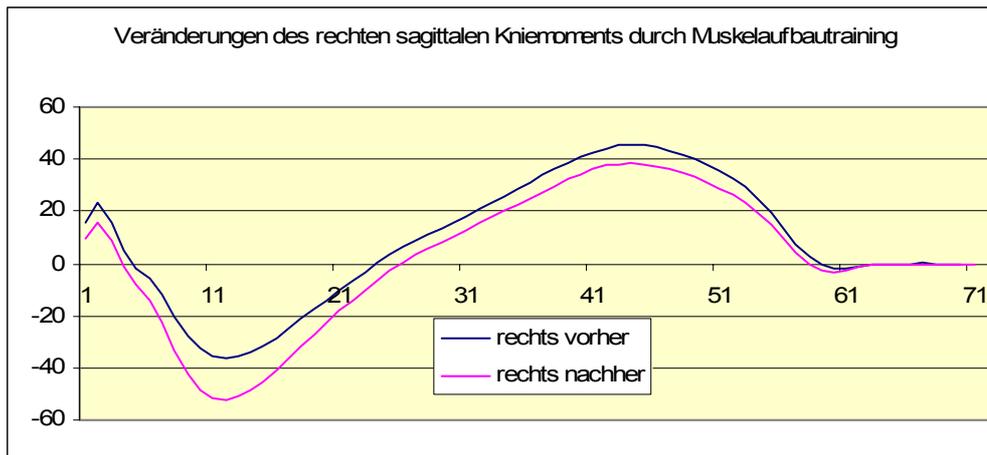


Diagramm 4.9. Veränderungen des rechten sagittalen Kniemoments durch Muskelaufbautraining

Bei der Kurve des linken frontalen Kniemoments (Diagramm 4.10.) hat sich durch das Training das Varusmoment im ersten Drittel des Gangzyklus erhöht. Daher ist die Innenbelastung des Knies gestiegen und der M. quadrizeps femoris als Kompensator dieser Belastung muss vermehrt arbeiten.

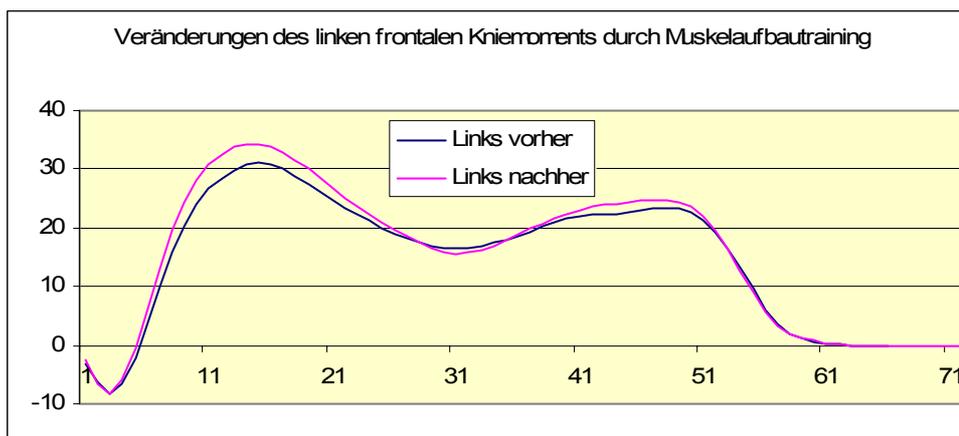


Diagramm 4.10. Veränderungen des linken frontalen Kniemoments durch Muskelaufbautraining

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, den Trägern der sensomotorischen Einlegesohlen (SE), haben fünf Probanden diese Messung ausgeführt. Aus dem EW (links: 2755,84; rechts: 2813,84) und AW (links: 2579,20; rechts: 2442,16) des linken und rechten Längsgewölbes ist eine höhere DIF (371,68) des rechten Längsgewölbes zu entnehmen. Die STABW des linken Längsgewölbes ist in dieser Kategorie jedoch größer (1580,72) als die des

rechten (1324,39). Hinsichtlich des linken und rechten Quergewölbes, welches sich drei Zonen (Innen, Mitte, Außen) gliedert, ist eine größere STABW in den Zonen Innen (4,8) und Mitte (6,35) der linken Seite zu erkennen. Die STABW der Zone Außen beschreibt beim rechten Quergewölbe (5,24) einen höheren Wert gegenüber dem linken (4,01). In allen Zonen des linken und rechten Quergewölbes ist ein höherer Eingangsmittelwert (von oben nach unten: 13,63; 11,98; 25,84; 25,86; 18,59; 1976) angeführt als bei der Ausgangsmessung (10,56; 7,25; 19,24; 21,54; 13,80; 17,61).

Auch die Maximalkraft der Ferse weist auf beiden Seiten einen höheren Wert bei der EM (links: 25,01; rechts: 21,80) gegenüber der AM (links: 21,41; rechts: 17,41) auf. Die Standardabweichungen von links (3,78) und rechts (3,47) sind nahezu gleich.

Die Eingangswerte der Bremsbeschleunigung (links: 85,56; rechts: 85,64) übersteigen die der AM (links: 84,50; rechts: 73,20). Weiterhin ähnelt sich die STABW der beiden Seiten (links: 8,31; rechts: 8,08).

Die geringe STABW (links: 0,05; rechts: 0,04) des Bodenkontaktes ist auf die geringe DIF der EM von der AM (links: 0,02; rechts: 0,3) zurückzuführen.

Hinsichtlich der Krafrate ist anzumerken, dass hier die Krafrate des linken Fußes eine größere DIF (1,79) und ebenfalls eine größere STABW (1,34) aufweist als die DIF (1,49) und STABW (1,08) bei der Krafrate des rechten Fußes.

Auch aus der Gruppe 2 haben fünf Probanden diese Messreihe durchgeführt. Die STABW des Längsgewölbes hat hier einen Wert von links 944,18 und rechts: 597,78. Bezüglich des Quergewölbes liegt die höchste STABW in der Zone des mittleren Quergewölbes auf beiden Fußseiten vor (links: 6,17; rechts: 6,99), wobei die DIF der EM (links: 25,11; rechts: 24,96) und AM (links: 25,84; rechts: 24,89) links 0,15 und rechts 0,95 beträgt. Die Differenzen der Eingangs- und Ausgangsmittelwerte der beiden anderen Zonen ‚Innen‘ und ‚Außen‘ (Innen- EM links: 13,33; rechts: 11,65; Außen- EM links: 14,78; rechts: 20,23) (Innen- AM links: 13,67; rechts: 12,74 ; Außen- AM links: 13,39; rechts: 19,88) 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; rechts: 18,45) als Ausgangsmesswert (links: 17,43; rechts: 16,80) zu verzeichnen. Dies führt zu einer STABW von 3,25 beim linken und 5,19 beim rechten Fuß.

Gleiches ist auch bei der Bremsbeschleunigung 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: 0,8; rechts: 0,82) als auch bei der AM (links: 0,65; rechts: 0,7) beim rechten Fuß länger. Die STABW fällt allerdings beim linken Fuß mit 0,1 größer aus als beim rechten mit 0,07.

Auch die Krafrate verringert sich bei der AM (links: 5,51; rechts: 5,36) gegenüber der EM (links: 6,58; rechts: 5,99).

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; rechts: 2233,50) des linken und rechten Längsgewölbes ist eine höhere DIF (1254,5) des rechten Längsgewölbes zu entnehmen. Die STABW des linken Längsgewölbes ist in dieser Kategorie kleiner (1840,45) als die des rechten (2024,14).

Das Quergewölbe des linken und rechten Fußes gliedert sich in drei Zonen (Innen, Mitte, Außen). Eine größere STABW ist in den Zonen Innen (2,98) und Außen (3,26) des rechten Fußes zu erkennen. Die STABW der Zone Mitte beschreibt beim linken Quergewölbe (1,96) einen höheren Wert gegenüber dem rechten (1,13). Weiterhin ist in allen Zonen des linken und rechten Quergewölbes ein höherer Eingangsmittelwert (von oben nach unten: 18,79; 17,13; 28,66; 26,94; 19,47; 1761) angeführt als bei der Ausgangsmessung (von oben nach unten: 13,84; 11,85; 21,44; 22,49; 11,36; 13,23).

Auch die Maximalkraft der Ferse weist auf beiden Seiten einen höheren Wert bei der EM (links: 25,57; rechts: 25,17) gegenüber der AM (links: 21,68; rechts: 18,66) auf. Die Standardabweichungen des linken Fußes liegt in dieser Kategorie bei 1,58 und die des rechten Fußes bei 2,39. Auch die Eingangswerte der Bremsbeschleunigung (links: 84,40; rechts: 90,85) übersteigen die der AM (links: 80,20; rechts: 68,00). Weiterhin ähnelt sich die STABW der beiden Seiten (links: 10,37; rechts: 10,46).

Die geringe STABW (links: 0,08; rechts: 0,09) des Bodenkontaktes ist auf die geringe DIF der EM von der AM (links: -0,03; rechts: -0,03) zurückzuführen.

Hinsichtlich der Krafrate ist anzumerken, dass hier die Krafrate des linken Fußes eine größere DIF (3,3) und ebenfalls eine größere STABW (1,11) aufweist als die DIF (12,95) und STABW (0,97) bei der Krafrate 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 | STABW | EM:MW | AM:MW | DIF | STABW | EM:MW | AM:MW | DIF | STABW |
| Längsgewölbe Links | 2755,84 | 2579,20 | 176,64 | 1580,72 | 3810,13 | 3780,27 | 29,88 | 944,18 | 2968,40 | 1811,00 | 1157,4 | 1840,45 |
| Längsgewölbe rechts | 2813,84 | 2442,16 | 371,68 | 1324,39 | 3707,73 | 3919,33 | -211,8 | 597,78 | 3488,00 | 2233,50 | 1254,5 | 2024,14 |
| Quergewölbe Innen links | 13,63 | 10,56 | 3,07 | 4,80 | 13,33 | 13,67 | -0,34 | 2,7 | 18,79 | 13,84 | 4,95 | 0,54 |
| Quergewölbe Innen rechts | 11,98 | 7,25 | 4,73 | 3,73 | 11,65 | 12,74 | -1,09 | 3,32 | 17,13 | 11,85 | 5,28 | 2,98 |
| Quergewölbe Mitte links | 25,84 | 19,24 | 6,6 | 6,25 | 25,11 | 24,96 | 0,15 | 6,17 | 28,66 | 21,44 | 7,22 | 1,96 |
| Quergewölbe Mitte rechts | 25,86 | 21,54 | 4,32 | 4,94 | 25,84 | 24,89 | 0,95 | 6,69 | 26,94 | 22,49 | 4,45 | 1,13 |
| Quergewölbe Außen links | 18,59 | 13,80 | 4,79 | 4,01 | 14,78 | 13,39 | 1,39 | 5,44 | 19,47 | 11,36 | 8,11 | 2,14 |
| Quergewölbe Außen rechts | 19,76 | 17,61 | 2,15 | 5,24 | 20,23 | 19,88 | 0,35 | 5,4 | 17,61 | 13,23 | 4,38 | 3,26 |
| Maximalkraft der Ferse links | 25,01 | 21,41 | 3,6 | 3,78 | 19,58 | 17,42 | 2,16 | 3,25 | 25,57 | 21,68 | 3,89 | 1,58 |
| Maximalkraft der Ferse rechts | 21,80 | 17,41 | 4,39 | 3,47 | 18,45 | 16,80 | 1,65 | 5,19 | 25,17 | 18,66 | 6,51 | 2,39 |
| Bremsbeschleunigung links | 85,56 | 84,50 | 1,06 | 8,31 | 99,74 | 86,38 | 13,36 | 11,61 | 84,40 | 80,20 | 4,2 | 10,37 |
| Bremsbeschleunigung rechts | 85,64 | 73,20 | 12,44 | 8,08 | 91,27 | 79,26 | 12,01 | 17,8 | 90,85 | 68,00 | 22,85 | 10,46 |
| Bodenkontakt links | 0,73 | 0,71 | 0,02 | 0,05 | 0,80 | 0,65 | 0,15 | 0,1 | 0,70 | 0,73 | -0,03 | 0,08 |
| Bodenkontakt rechts | 0,74 | 0,71 | 0,3 | 0,04 | 0,82 | 0,7 | 0,12 | 0,07 | 0,69 | 0,72 | -0,03 | 0,09 |
| Krafrate links | 6,13 | 4,34 | 1,79 | 1,34 | 6,58 | 5,51 | 1,07 | 0,91 | 7,96 | 4,66 | 3,3 | 1,11 |
| Krafrate rechts | 5,1 | 3,61 | 1,49 | 1,08 | 5,99 | 5,36 | 0,63 | 1,53 | 7,4 | 4,45 | 2,95 | 0,97 |

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; rechts: 1681,47) als auch in der AM (links:1398,6; rechts 1326,93) sind beim linken Längsgewölbe höhere Werte der belasteten Fläche zu registrieren. Die STABW des rechten Längsgewölbes (1312,49) ist jedoch höher als die des linken (1252,72). Bezüglich des Quergewölbes ist anzumerken, dass in der Zone des inneren Quergewölbes die Standardabweichungen des linken und rechten Fußes beinahe gleich sind (links: 5,475; rechts: 5,881). Die STABW der mittleren Zone beträgt beim linken Fuß 9,921 und beim rechten Fuß 6,004. Diese sind auf die Werte der EM (links: 19,65; rechts: 18,13) und AM (links: 20,9; rechts: 29,3) zurückzuführen. Bei der äußeren Zone des Quergewölbes sind die Eingangswerte (links: 24,13; rechts: 25,95) größer als die der Ausgangswerte bei beiden Füßen (links:16,6; rechts: 21,3). Die STABW des linken Fußes liegt in dieser Zone bei 4,59 und die des rechten Fußes bei 7,85. Ein höherer Wert bei der EM (links: 32,07; rechts: 35,27) gegenüber der AM (links: 33,43; rechts: 31,10) ist bei der Maximalkraft der Ferse zu

erkennen. Die STABW des linken Fußes liegt in dieser Kategorie bei 7,48 und die des rechten Fußes bei 5,82. Die Eingangswerte der Bremsbeschleunigung 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 STABW (links: 0,06; rechts: 0,05) des Bodenkontaktes ist durch die geringe DIF der EM von der AM (links: -0,16; rechts: -0,13) erklärbar. Hinsichtlich der Krafrate ist abzulesen, dass hier die Krafrate des rechten Fußes eine größere DIF (3,47) und ebenfalls eine größere STABW (1,74) aufweist als die DIF (1,86) und STABW (1,42) bei der Krafrate des linken Fußes.

| Gruppe 4: Kontrollgruppe, n= 10 | | | | |
|---------------------------------|---------|---------|--------|---------|
| Statistiken | EM:MW | AM:MW | DIF | STABW |
| Längsgewölbe links | 1738,67 | 1398,6 | 340,07 | 1252,72 |
| Längsgewölbe rechts | 1681,47 | 1326,93 | 354,54 | 1312,49 |
| Quergewölbe innen links | 12,85 | 24,34 | -11,49 | 5,48 |
| Quergewölbe Innen rechts | 38,03 | 31,3 | 6,73 | 5,88 |
| Quergewölbe Mitte links | 19,65 | 20,9 | -1,25 | 9,92 |
| Quergewölbe Mitte rechts | 18,13 | 29,3 | -11,17 | 6,00 |
| Quergewölbe Außen links | 24,13 | 16,6 | 7,53 | 4,59 |
| Quergewölbe Außen rechts | 25,95 | 21,3 | 4,65 | 7,85 |
| Maximalkraft der Ferse links | 32,07 | 33,43 | -1,36 | 7,48 |
| Maximalkraft der Ferse rechts | 35,37 | 31,10 | 4,27 | 5,82 |
| Bremsbeschleunigung links | 85,70 | 86,3 | -0,6 | 12,63 |
| Bremsbeschleunigung rechts | 86,70 | 84,7 | 2 | 14,87 |
| Bodenkontakt links | 0,83 | 0,99 | -0,16 | 0,06 |
| Bodenkontakt rechts | 0,84 | 0,97 | -0,13 | 0,05 |
| Krafrate links | 6,33 | 4,47 | 1,86 | 1,42 |
| Krafrate rechts | 7,67 | 4,20 | 3,47 | 1,74 |

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 Muskelaufbautrainingsgruppe (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 Unterscheid zwischen der Eingangs- und der Ausgangsmessung hat sich allerdings minimiert.

Die beiden Diagramme 4.11. und 4.12. verdeutlichen die Ausbildung der Muskelkraft im Vorher-Nachher-Vergleich. Die schwächere linke Seite ist einerseits stärker geworden und hat sich andererseits 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.⁷¹

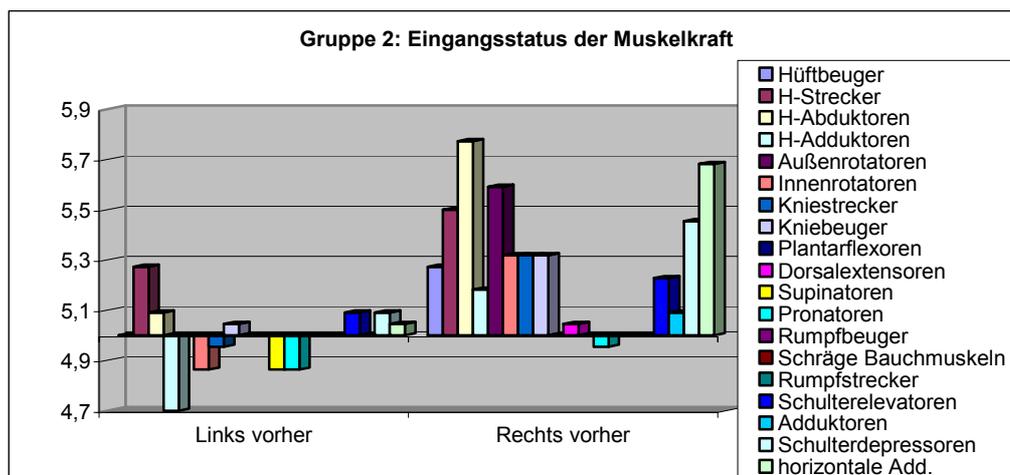


Diagramm 4.11. Eingangsstatus der Muskelkraft der Gruppe 2

⁷¹ Siehe Anhang Diagramm 4.13.- 4.16.

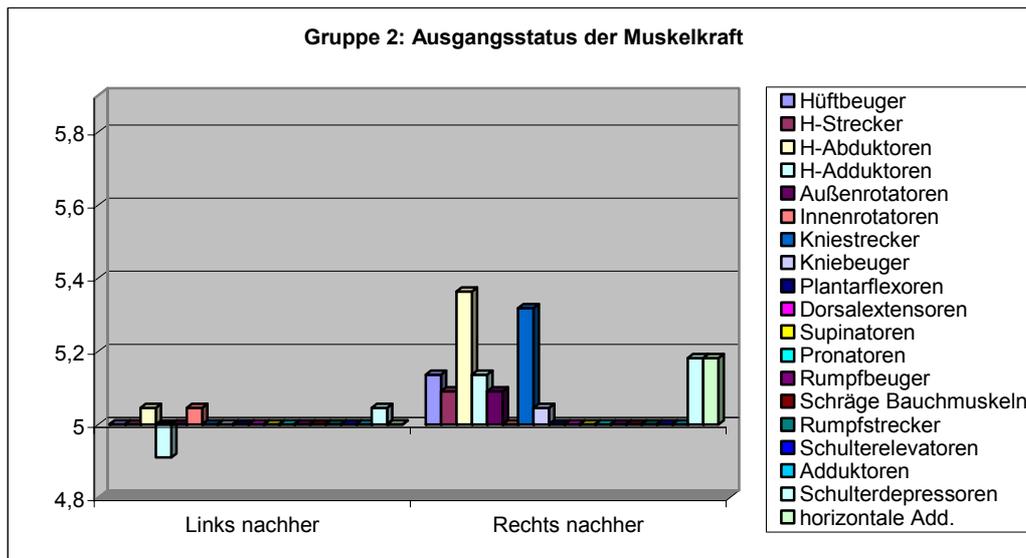


Diagramm 4.12. Ausgangsstatus der Muskelkraft der Gruppe 2

Beim Test der Halsmuskulatur (Diagramm 4.17.) wird nicht zwischen den beiden Körperseiten 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 verbessert bei einem gleich bleibenden Kraftverhältnis.

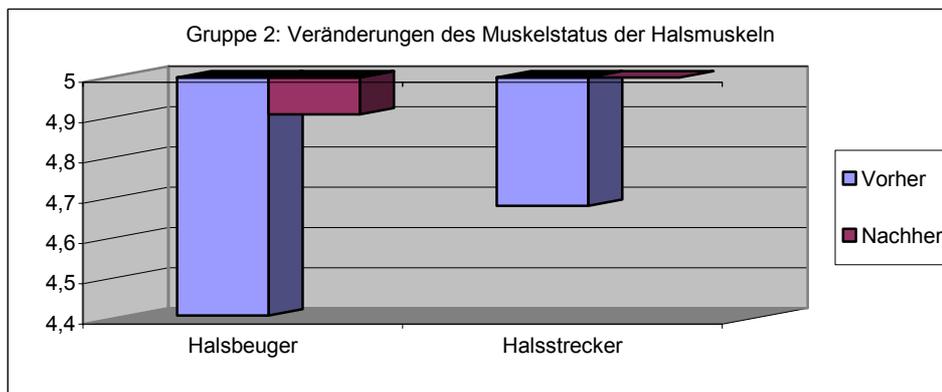


Diagramm 4.17. Veränderungen des Muskelstatus der Halsmuskeln der Gruppe 2

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 vorher stärker gewesen sind, 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 bei gleich bleibendem Kraftstatus nahezu aller rechten Muskeln.

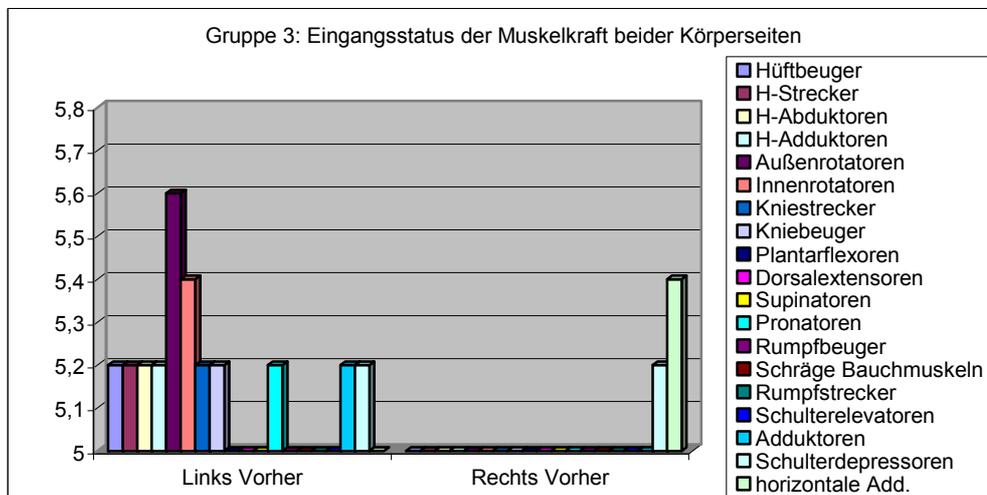


Diagramm 4.18. Eingangsstatus der Muskelkraft der Gruppe 3

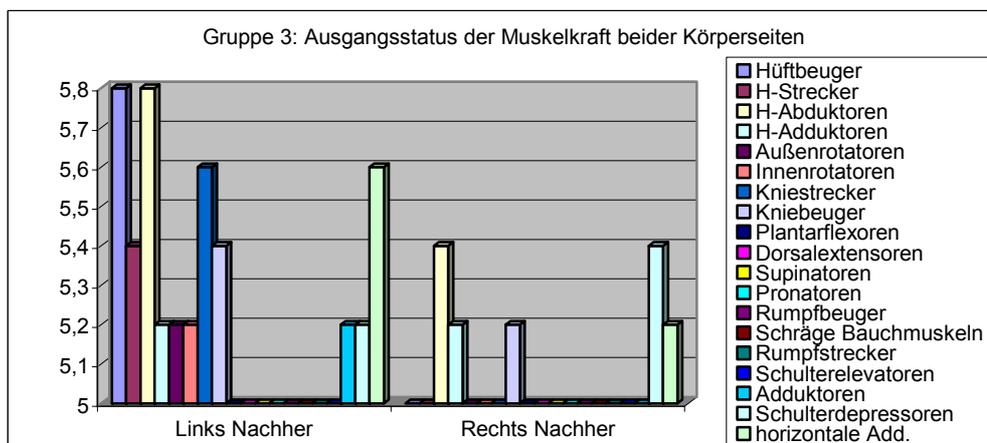


Diagramm 4.19. Ausgangsstatus der Muskelkraft der Gruppe 3

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.

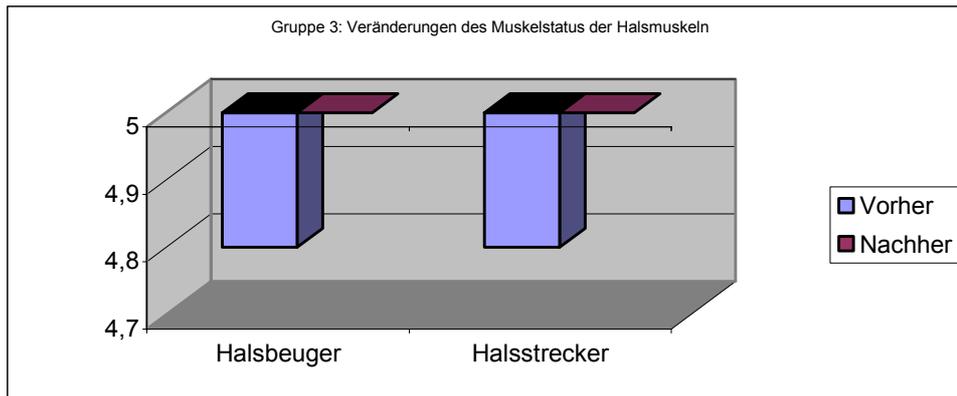


Diagramm 4.20. Veränderungen des Muskelstatus der Halsmuskeln

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, ob sich ihr Bewegungsgefühl durch die Einlegesohlen in irgendeiner Weise gewandelt hat, sind zusammenfassend 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 haben sie selten beschrieben.

Die Aussagen der Gruppe 2 hinsichtlich des Einflusses eines Muskelaufbautrainings auf ihre Körperhaltung und die 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 solchen, bei denen die Beschwerden verschwunden und solchen, deren Leiden unverändert geblieben sind. Trotz ihrer zum Teil

unveränderten Schmerzen werden alle das Muskelaufbautraining weiter durchführen, da sie sich gesundheitlich besser fühlen.

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

Mit dem t-Test, der in dieser Untersuchung als geeignetes statistisches Verfahren der Prüfstatistik ausgewählt worden ist, kann eine eventuelle Überzufälligkeit der Ergebnismittelwerte nachgewiesen bzw. verworfen werden. Bei den folgenden Ergebnissen des t-Tests 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. Es handelt sich hierbei grundsätzlich um positive Umgestaltungen des Halte- und Bewegungsapparates gegenüber der Eingangsmessungen zu Beginn der gesamten Untersuchungsreihen. Da jede Untersuchungsreihe eine andere, haltungsbedingte statische oder dynamische Komponente misst, wird 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 alle grundsätzlich als positiv zu bewerten. Bei allen Probanden der Gruppe 1 als Einheit ohne eine Unterteilung in Untergruppen ist eine positive Korrektur der Tiefenstellung der Schulterblätter- und der SIPS-Marker in der z-Achse mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 1% möglich. Demnach ist die gesamte Rückenoberfläche weniger in sich rotiert.

Auch bei den Probanden der Untergruppe 1 wurde eine Optimierung der SIPS-Marker (1%) 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- und SIPS-Marker (beides 5%) auf der x-Achse aneinander angeglichen. Die Beckenausgangsstellung dieser Untergruppe ist auf ein kürzeres linkes Bein durch eine Drehung des linken Iliums nach posterior und rechts nach anterior zurückzuführen. Auf der Basis dieser 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 verbessert sich die Plattfußstellung, wodurch sich letztendlich das Bein wieder verlängert, Ober- und Unterschenkelknochen in eine normale Stellung zurückgehen und das Ilium sich nach posterior bewegt. Da sich Bewegungen oder Veränderungen einer Körperseite auch immer indirekt auf die andere Seite auswirken, hat sich Lage der beiden SIPS-Marker zueinander verändert. Demzufolge ist eine dreidimensionale Angleichung der SIPS-Marker erfolgt. Diese Haltungsveränderung des Beckens in dieser Untergruppe bewirkt auch eine dreidimensionale Höhen- und Tiefenveränderung der Schulterblättermarker.

Die Beckenausgangsstellung der Untergruppe 2 ist auf eine Fußfehlstellung, d.h. entweder auf einen Plattfuß rechts oder einen Varusfuß links, zurückzuführen. Diese Fußausgangsstellung wirkt sich nach cranial auf die Stellung der Tibia, der Fibula und des Femurs aus, so dass sich demzufolge die Beckenposition verändert, bei der das rechte Ilium nach anterior und gleichzeitig nach medial gedreht ist, so dass die Ausgangslage des linken SIPS-Markers höher und weiter dorsal positioniert ist als der rechte SIPS-Marker.

Durch das Muskelaufbautraining konnte der Rotation des Oberkörpers entgegengewirkt werden. Mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 1% ist dies bei den Schulterblättermarkern und mit 5% bei den SIPS-Markern der Fall.

| Dreidimensionale Rückenscannung | Einlegesohlen Untergruppe 1 | Einlegesohlen Untergruppe 2 | Einlegesohlen-gesamt |
|---------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|-----------------------|
| | R SIPS oben + L SIPS hinten | R SIPS unten+ L SIPS hinten | Vorher-Nachher-Vergle |
| Tiefe Schulterblätter | 5% | 1% | 1% |
| Tiefe SIPS | 1% | 5% | 1% |
| Höhe Schulterblätter | 5% | | |
| Höhe SIPS | 5% | | |

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

Die veränderte Körperhaltung durch die sensomotorischen Einlegesohlen ist 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 lässt sich demzufolge nicht durch das Tragen von sensomotorischen Einlegesohlen verändern.

Demgegenüber ist eine Angleichung der muskulären Aktivität der linken und der rechten HWS-Extensoren in beiden Phasen des Gangzyklus statistisch erfolgt. Allein in der Schwungphase haben sich die EMG-Werte des M. trapezius pars descendens denen der Standphase signifikant angepasst. Nahezu die gleichen Ergebnisse resultieren auch

in einem Vorher-Nachher-Vergleich der Muskelaktivität eines Muskels auf einer Körperseite. Allerdings ist hier nachweislich nur eine gesunkene EMG-Aktivität der linken HWS-Extensoren und des M. trapezius pars descendens in jeweils beiden Phasen des Gangzyklus zu beobachten.

| Dynamische Elektromyographie | Sensomotorische Einlegesohlen | Sensomotorische Einlegesohlen | Sensomotorische Einlegesohlen | Sensomotorische Einlegesohlen |
|------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|
| | Angleichung | Angleichung | Eingangsmessung-Ausgangsmessung | Eingangsmessung-Ausgangsmessung |
| | Standphase | Schwungphase | Standphase | Schwungphase |
| HWS-Extensoren | 5% | 1% | Links, 0,1% | Links, 1% |
| M. trapezius pars descendens | | 5% | Links, 1% | Links, 5% |

Tab. 4.16. EMG-Ergebnisse der Gruppe 1

Bei der instrumentellen Ganganalyse wurden insbesondere Veränderungen auf der rechten Körperseite ausgelöst. Diese sind alle als positive Veränderungen zu werten. Da keine signifikanten Nachweise eines veränderten Gehverhaltens bezüglich der Geschwindigkeit oder der Schrittlänge beim Gehen vorliegen, handelt es sich um wirklich erzielte Effekte durch das Tragen der Einlegesohlen. Bei dem Extensions-Flexions-Winkel des rechten oberen Sprunggelenks ist eine größere Winkeldifferenz zwischen der Plantarflexion zu Beginn der Standphase und der Dorsalextension bei der Übernahme der Körperlast in der Mitte der Standphase zu registrieren. Durch das Tragen der Einlegesohlen wurde eine stärkere Plantarflexion des Fußes bei gleich bleibender Dorsalextension hervorgerufen, mit der Folge einer vergrößerten Winkelamplitude zwischen dem Knöchelwinkelmaximum und

-minimum. Weiterhin wird dadurch die Aktivität der Muskeln, die an der Plantarflexion beteiligt sind, insbesondere die des M. trizeps surae erhöht, woraus die vergrößerte Plantarflexion resultiert. Die muskuläre Kontrolle des oberen Sprunggelenks wird in der Standphase von den Plantarflexoren und in der Schwungphase von den Dorsalextensoren übernommen. Daher ist die veränderte Plantarflexion in der Standphase entstanden. (vgl. Perry, 2003, S.31f.) Ein vergrößerter Winkel ist demzufolge durch eine Kräftigung der Muskeln, die sich über den Einlagenelementen befinden und Muskelspindeln aktivieren, erfolgt, da durch diese erzeugte Spannungserhöhung der Muskeln eine bessere Muskelkontrolle über ein Kraftzunahme erreicht wird. Neben dem Extensions-Flexions-Winkel des rechten oberen Sprunggelenks hat sich auch der der rechten Hüfte 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, erfolgt 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. Die Veränderung des linken und rechten sagittalen Kniemoments ist die Ursache für eine Verkleinerung der Extension beider Beine während der Mitte der Standphase.

Durch die Einlegesohlen ist die Auslenkung des Körperschwerpunktes vom Standbein nach der lateralen Körperschwerpunktauslenkung wieder in die Mitte zurück gesunken und somit ist die Zentralisation des Körperschwerpunktes auf der rechten Körperseite gestiegen. Da diese Veränderung allerdings nur auf der rechten Körperseite festgestellt worden ist, wird ihr weniger Beachtung geschenkt, da der Gang dadurch nicht gleichzeitig symmetrischer geworden ist.

| Instrumentelle Ganganalyse | Sensomotorische Einlegesohlen | Sensomotorische Einlegesohlen |
|------------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|
| | Linke Körperseite | Rechte Körperseite |
| Extensions-Flexions-Winkel Hüfte | | Minimum, 5% |
| Extensions-Flexions-Winkel OSG | | Δ 2, 5% |
| Sagittales Hüftmoment | | Maximum, 5% |
| Sagittales Kniemoment | 2. Maximum, 5% | 2. Maximum, 5% |
| Medio-laterale Bodenreaktionskraft | | Minimum, 5% |

Tab. 4.17. Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse der Gruppe 1

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

Zunächst beurteilen die beiden Komponenten Maximalkraft der Ferse und Krafrate zusammen den gesamten Fersenauftritt. Aus der Zusammensetzung eines geringeren maximalen Drucks beim Aufsetzen der Ferse und einer niedrigeren Krafrate resultiert eine verkleinerte Druckbelastung beim Fersenauftritt (5%).

Zudem hat sich die maximale Druckbelastung des Quergewölbes sowohl beim linken Fuß (Mitte und Außen) als auch bei Rechten (Innen) reduziert. Eine Druckverringerng in allen drei 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 ist, kann ausgeschlossen werden, dass diese Veränderungen auf einen Geschwindigkeitseffekt zurückzuführen sind. Aus diesem Grund muss von einer konstant gebliebenen Ganggeschwindigkeit ausgegangen werden, so dass die beiden dargestellten Veränderungen allein durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen hervorgerufen worden sind.

Nicht in Tabelle 19 aufgelistet und somit keine Veränderung auf die Fußdruckverteilung zeigt sich im Längsgewölbe. Hier hat das Kriterium der belasteten Fläche keine signifikanten Nachweise erbracht, so dass von einem konstant gebliebenen

Längsgewölbe ausgegangen werden muss. Demnach bleibt die Form des Längsgewölbes, die ausschlaggebend für die Fußform ist, erhalten. Individuelle Veränderungen des Längsgewölbes sind jedoch nicht ausgeschlossen, sie sind nur so variabel bzw. zu gering, als dass sie einen einheitlichen Nachweis ergeben.

| Pedographie | Sensomotorische Einlegesohlen | Sensomotorische Einlegesohlen |
|------------------------|-------------------------------|-------------------------------|
| | Linke Körperseite | Rechte Körperseite |
| Quergewölbe Innen | | 5% |
| Quergewölbe Mitte | 5% | |
| Quergewölbe Außen | 5% | |
| Maximalkraft der Ferse | 5% | 5% |
| Bremsbeschleunigung | | 5% |
| Kraftrate | 5% | 5% |

Tab. 4.18. Ergebnisse der Pedographie der Gruppe 1

4.2.2. Nachweisliche Veränderungen der Gruppe 2

Bei den Probanden der Gruppe 2 kann ohne eine Unterteilung des Beckens keine statistische Veränderung bei allen Gruppenmitgliedern bewiesen werden. In zwei der drei Untergruppen sind jedoch signifikante Veränderungen zu verzeichnen. Bei diesen beiden Untergruppen ist die anfängliche Körperhaltung auf die Stellung des Iliums und nicht auf den Fuß zurückzuführen. In den Untergruppen 1 und 3 hat sich bewiesenermaßen die Rotationsstellung der Schulterblätter (5%)- und der SIPS-Marker (5%) auf der z-Achse verbessert und die Oberkörperrotation verringert.

Bei der Untergruppe 1 gleicht sich neben der Tiefenstellung der Marker auch ihre Höhenstellung (5%) positiv an. Ein positiver Rückgang der Oberkörperrotation durch die Schulterblätter (5%)- und SIPS-Marker (5%) ist durch das Trainieren bei der Untergruppe 3 erreicht worden. Die beiden Kategorien ‚seitliche Wirbelsäulenabweichung‘ und ‚Lordosen-/Kyphosenform‘ verändern sich in keiner Untergruppe nachweislich.

| Dreidimensionale Rückenscannung | Muskelaufbautraining Untergruppe 1 | Muskelaufbautraining Untergruppe 3 |
|---------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|
| | R SIPS oben+ L SIPS hinten | R SIPS unten+ R SIPS hinten |
| Tiefe Schulterblätter | 5% | 5% |
| Tiefe SIPS | 5% | 5% |
| Höhe Schulterblätter | 5% | |
| Höhe SIPS | 5% | |

Tab. 4.19. Ergebnisse der dreidimensionalen Rückenscannung der Gruppe 2

Durch ein Muskelaufbautraining ist nachweislich nur eine positive Beeinflussung des M. multifidus bei der dynamischen und bei der statischen EMG-Messung erfolgt.

Bei dem dynamischen IEMG der Schwungphase ist eine Verkleinerung der Muskelaktivität der linken Mm. multifidi zu verzeichnen. Diese scheint sich im Laufe des Muskelaufbautrainings der stärkeren rechten Seite angeglichen zu haben, so dass diese Aktivitätsverringering nur auf der linken Körperseite zu verzeichnen ist. Aufgrund des stärkeren Kraftzuwachses der linken Mm. multifidi ist nur hier eine Verbesserung zu erkennen.

| Statische und Dynamische Elektromyographie | Muskelaufbautraining | Muskelaufbautraining |
|--|----------------------|--|
| | Angleichung EMG | Eingangsmessung - Ausgangsmessung IEMG |
| | Standmessung | Schwungphase |
| Mm. multifidi | 1% | Links, 5% |

Tab. 4.20. Ergebnisse der dynamischen Elektromyographie

Durch das Training werden ebenfalls signifikante Veränderungen der Ganganalyse nachgewiesen. Es handelt sich nur um Parameter des Knies, die ein anderes Gehverhalten hervorgerufen haben. Da keine nachweislichen Veränderungen der Zeit-Distanz-Parameter auftreten, sind die Veränderungen als echt einzustufen.

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

Die dritte Komponente der Knie, die sich durch ein Muskelaufbautraining verändert hat, ist die des linken frontalen Kniemoments. Hier ist eine Erhöhung des Varusmoments im ersten Drittel des Gangzyklus erfolgt, wodurch die Innenbelastung des Knies folglich steigt.

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

Tab. 4.21. Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse der Gruppe 2

Ein rehabilitatives Muskelaufbautraining hat keinen Einfluss auf die Fußbelastung. Die Strukturen des Quergewölbes, der Fußform (Längsgewölbe) oder die die maximale Druckbelastung beim Aufsetzen der Ferse bleiben statistisch gesehen unverändert. Da sich der Bodenkontakt beider Füße signifikant verringert hat, handelt es sich hierbei um

einen Geschwindigkeitseffekt. Aus diesem Grund sind die weiteren signifikanten Effekte, wie die gesunkene Krafrate und Bremsbeschleunigung der linken Körperseite, auf eine geringere Kontaktzeit des Fußes zurückzuführen und folglich nicht als Effekt des Muskelaufbautrainings zu begründen.

| Pedographie | Muskelaufbautraining | Muskelaufbautraining |
|---------------------|----------------------|----------------------|
| | Linke Körperseite | Rechte Körperseite |
| Bremsbeschleunigung | 5% | |
| Bodenkontakt | 5% | 1% |
| Krafrate | 5% | |

Tab. 4.22. Ergebnisse der Pedographie der Gruppe 2

Bei den Ergebnissen der manuellen Funktionsdiagnostik konnte kein angemessenes, induktives statistisches Verfahren eingesetzt werden, da für die Anwendung eines t-Tests richtige Zahlen unerlässlich sind. Bei der Auswertung des Janda-Tests wurden die Ergebnisse der einzelnen Bewertungsstufen jedoch Rangzahlen zugeordnet. Bei der Auswertung der Rangzahlen wurde die Differenz jedes Muskels zwischen der Eingangs- und der Ausgangsmessung berechnet. Die Summe der Differenzen aller Probanden vor dem Training und nach Ablauf der Trainingsdauer dividiert durch die Anzahl der Probanden gibt Auskunft über eine Veränderung des Kraftstatus. Bis auf die Innenrotatoren der Hüfte, deren Angleichung sich minimal verschlechterte, hat sich das Kraftniveau aller getesteten Muskeln angeglichen. Generell hat eine Angleichung der Muskelkraft stattgefunden, so dass die Muskelpaare gleichstark geworden sind und keine dominantere Körperseite mehr auszumachen ist. So ist der meist schwächere linke Muskel einerseits stärker geworden, während andererseits das Kraftniveau der rechten Seite gleich geblieben ist. Das Ziel des Muskelaufbautrainings ist dahingehend erreicht, dass eine ausgleichende Stärkung der Muskulatur erfolgt ist, die dem Halte- und Bewegungsapparats einerseits eine verbesserte Stützfunktion und dadurch andererseits einen Einfluss auf die Körperstatik garantiert.

4.2.3. Nachweisliche Veränderungen der Gruppe 3

Die einzige Komponente der dreidimensionalen Rückenscannung, die beide therapeutischen Maßnahmen zusammen kombiniert positiv beeinflussen können, ist die Höhe der beiden Schulterblätter (5%) zueinander. Beide Positionen der Marker gleichen sich auf der x-Achse einander an.

Ferner wurde bei dieser Probandengruppe 3 keine Differenzierung in Untergruppen durchgeführt, da das Probandenkollektiv für eine derartige Unterteilung zu klein gewesen ist und demzufolge nicht repräsentativ mit den Ergebnissen der anderen beiden Gruppen vergleichbar wäre.

| | |
|---------------------------------|--------|
| Dreidimensionale Rückenscannung | Beides |
| Höhe Schulterblätter | 5% |

Tab. 4.23. Veränderungen der dreidimensionalen Rückenscannung der Gruppe 3

Die Ergebnisse der statischen EMG-Messung zeigen keine Verringerung der Muskelaktivität der abgeleiteten drei Muskeln. Hier konnten keine Signifikanzen errechnet werden.

Die Effekte der Pedographie der Gruppe 3 ähneln denen der Gruppe 1. Alle Unterzonen des Quergewölbes weisen bei den Nachmessungen eine geringere maximale Druckverteilung beim Ballenabdruck auf. Im Gegensatz zu den Veränderungen des Quergewölbes bleibt die belastete Fläche des Längsgewölbes statistisch gesehen unverändert.

Obwohl sich der maximale Fersendruck beider Füße verringert hat, ist die Krafrate des rechten Fußes gesunken. Neben der rechten Krafrate ist auch die rechte Bremsbeschleunigung kleiner geworden, so dass hier eine geringere Fersenbelastung vorherrscht als beim linken Fersenaufsatz. Ein Sinken der Fußbelastung beim Gehen entsteht aus einem verminderten Fersenaufsatz zusammen mit einer geringeren Druckbelastung des Quergewölbes.

Die statistischen Ergebnisse bestätigen ferner keinen Effekt der Kontaktzeiten. Demnach ist keine prozentuale Veränderung der Stand- und Schwungphasenanteile des Gangzyklus zu verzeichnen, wodurch die genannten Veränderungen somit nicht durch eine veränderte Gehgeschwindigkeit verursacht worden sind, sondern durch die Kombination des Einlegesohlentragens und Muskelaufbautraining.

| Pedographie | Beides | Beides |
|---------------------|-------------------|--------------------|
| | Linke Körperseite | Rechte Körperseite |
| Quergewölbe Innen | 1% | 5% |
| Quergewölbe Mitte | 5% | 5% |
| Quergewölbe Außen | 1% | 5% |
| Fersenauftritt | 1% | 1% |
| Bremsbeschleunigung | | 1% |
| Krafrate | | 5% |

Tab. 4.24. Ergebnisse der Pedographie

Bezüglich der Auswertungen der manuellen Funktionsdiagnostik ist auch hier das gleiche Verfahren der Zuordnung von Rangzahlen angewendet worden.

Anfänglich ist bei fast allen Muskeln eine stärkere rechte Muskulatur diagnostiziert worden. Nach dem Ende der Trainingszeit, zusammen mit dem Tragen der Einlegesohlen, haben sich grundsätzlich die Muskeln beider Körperseiten hinsichtlich ihres Kraftniveaus einander angeglichen, so dass meistens die rechte Körperseite ihre Dominanz verliert. Die linken, vorwiegend schwächeren Muskeln sind einerseits stärker geworden, während andererseits das Kraftniveau der rechten Seite gleich geblieben ist. Die Kniebeugemuskulatur ist sowohl bei der Eingangs- als auch bei der Ausgangsmessung konstant gleichstark 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 belegen eine prinzipiell konstante Körperstatik, die sich innerhalb des sechswöchigen Messungsabstandes nicht verändert hat. Die einzige Komponente, die bei der Haltung variiert, trotz eines gleich bleibenden Lebensstils ist die Rotationsstellung des Schulterbereichs. Diese hat sich bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% bei der zweiten Messung gegenüber der ersten verringert.

| | |
|---------------------------------|----------------|
| Dreidimensionale Rückenscannung | Kontrollgruppe |
| Tiefe Schulterblätter | 5% |

Tab. 4.25. Ergebnisse der dreidimensionalen Rückenscannung der Gruppe 4

Die Ergebnisse der Pedographie ergeben mehrere nachweisliche Veränderungen der Kontrollgruppe. Hierzu zählt vor allem der verringerte Bodenkontakt (0,1%) des rechten Fußes bei der Nachmessung im Vergleich zur Eingangsmessung. Weiterhin sind ebenfalls beim rechten Fuß eine verringerte Krafrate (1%) und eine geringere Maximalkraft (5%) der Ferse festzustellen. Eine verringerte Bodenkontaktzeit impliziert jedoch einen schnelleren Gang mit einer einhergehenden geringeren Druckbelastung der Maximalkraft und der Krafrate beim Aufsetzen der Ferse. Weiterhin sind gesunkene Druckbelastungen des Maximaldrucks sowohl in der inneren als auch in der mittleren Ballenzone des linken Fußes sowie in der mittleren und äußeren Zone des rechten Fußes zu registrieren. Alle genannten Auswirkungen basieren auf einen Geschwindigkeitseffekt zurückzuführen.

| | Kontrollgruppe |
|-------------------------------|----------------|
| Quergewölbe Innen links | 1% |
| Quergewölbe Innen rechts | |
| Quergewölbe Mitte links | 1% |
| Quergewölbe Mitte rechts | 1% |
| Quergewölbe Außen links | |
| Quergewölbe Außen rechts | 1% |
| Maximalkraft der Ferse links | |
| Maximalkraft der Ferse rechts | 5% |
| Bremsbeschleunigung links | |
| Bremsbeschleunigung rechts | |
| Bodenkontakt links | |
| Bodenkontakt rechts | 0,1% |
| Krafrate links | |
| Krafrate rechts | 1% |
| Längsgewölbe links | |
| Längsgewölbe rechts | |

Tab. 4.26. Ergebnisse der Pedographie der Gruppe 4

4.2.5. Nachweisliche Veränderungen bei einem Probandengruppenvergleich

Neben den Darstellungen der einzelnen Messreihen hinsichtlich ihrer Veränderungen, erfolgt nun ein Vergleich der Resultate zwischen den Gruppen 1, 2 und 3, um herauszufinden, mit welchem Verfahren eine bessere Körperstatikveränderung herbeigeführt werden kann.

Dieser Vergleich wurde bei zwei Messsystemen untersucht: Bei der dreidimensionalen Rückenscannung und der Pedographie.

Im Rahmen der dreidimensionalen Rückenvermessung ist kein signifikanter Nachweis bei einem Vergleich der drei Probandengruppen festzustellen. Demnach kann hier nicht gesagt werden, welche Gruppe einen besseren Effekt auf die jeweilige Bewertungskomponente ausübt als eine andere. Daher wurden die Untergruppen der Gruppen 1 und 2 gegenübergestellt. In der Untergruppe 2 der Gruppen 1 und 2 ist ein Muskelaufbautraining mit 1% Irrtumswahrscheinlichkeit in der Lage die Tiefe der Schulterblätter besser zu korrigieren als dies das Tragen von sensomotorischen Einlegesohlen in dieser Untergruppe herbeiführen kann. Gleiches ist ebenfalls bei der Tiefe der SIPS (5%) zu erkennen. Der Vergleich in den beiden anderen Untergruppen ergibt keine Aussage bezüglich dieser Fragestellung.

| Vergleich | SE und MT | SE und MT | SE und MT |
|-------------------------------------|-------------------------------|------------------------------|-------------------------------|
| | Untergruppe 2 | Untergruppe 1 | Untergruppe 3 |
| | R SIPS unten L SIPS hinten | R SIPS oben L SIPS hinten | R SIPS unten R SIPS hinten |
| Tiefe Schulterblätter | 1% , MT>E | | |
| Tiefe SIPS | 5% , MT> E | | |
| Seitliche Wirbelsäulenabweichung | | | |
| Höhe Schulterblätter | | | |
| Höhe SIPS | | | |
| Lordose-/Kyphoseform | | | |

Tab. 4.27. Vergleich der Untergruppen der Gruppen 1 und 2 bei der dreidimensionalen Rückenscannung

Bei dem Vergleich 1 sind nachweislich bei den Gruppen 1 und 3 kaum Unterschiede festzustellen. Nur bei der rechten Krafrate ist eine bessere Wirkung durch die Kombination von Einlegesohlen und Muskelaufbautraining zu erzielen. Alle anderen Komponenten ergaben bei beiden Gruppen innerhalb des Untersuchungszeitraumes keine Aussage hinsichtlich der Fragestellung. Die Vergleiche 2 und 3 bestätigen die Aussage, dass sich bei der Gruppe 2 hauptsächlich der Bodenkontakt beider Füße verändert hat, was auf einen Geschwindigkeitseffekt zurückzuführen ist. Ein Muskelaufbautraining allein beeinflusst die Fußdruckverteilung jedoch kaum. Hinsichtlich der Ergebnisse im Vergleich 3 ist ein nachweislich besserer Erfolg auf das gesamte linke und das innere, rechte Quergewölbe sowie auf die Krafrate durch die Kombination der Einlegesohlen mit dem Muskeltraining zu erzielen. Zudem wird hier der Geschwindigkeitseffekt der Gruppe 2 erneut bestätigt. Weiterhin erzielt die Gruppe 3 einen besseren Effekt auf die einzelnen Komponenten der Fußbelastung beim Gehen.

| Pedographie | Vergleich 1: SE - SE+MT | Vergleich 2: SE - MT | Vergleich 3: MT - SE+MT |
|-------------------------------|----------------------------|-------------------------|----------------------------|
| Quergewölbe Innen links | | | 1%, SE+MT > MT |
| Quergewölbe Innen rechts | | 5%, SE > MT | 5%, SE+MT > MT |
| Quergewölbe Mitte links | | | 5%, SE+MT > MT |
| Quergewölbe Mitte rechts | | | |
| Quergewölbe Außen links | | | 5%, SE+MT > MT |
| Quergewölbe Außen rechts | | | |
| Maximalkraft der Ferse links | | | |
| Maximalkraft der Ferse rechts | | | |
| Bremsbeschleunigung links | | 5%, MT > SE | |
| Bremsbeschleunigung rechts | | | |
| Bodenkontakt links | | 5%, MT > SE | 1%, MT > SE+MT |
| Bodenkontakt rechts | | 5%, MT > SE | 1%, MT > SE+MT |
| Krafrate links | | | 1%, SE+MT > MT |
| Krafrate rechts | 5%, SE+MT > SE | | 5%, SE+MT > MT |

| | | | |
|---------------------|--|--|--|
| Längsgewölbe links | | | |
| Längsgewölbe rechts | | | |

Tab. 4.28. Pedographieergebnisse des Vergleichs der Gruppen 1, 2 und 3

4.2.6. Nachweisliche Veränderungen 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 = 5) wurde ca. 12-16 Wochen nach dem Ende der eigentlichen Studie eine dreidimensionale Rückenscannung durchgeführt.

Bei der Gruppe 1 ist nur bei der Tiefe der SIPS-Marker die Alternativhypothese mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% anzunehmen. Demzufolge ist hier keine konstante Körperstatik 12-16 Wochen nach dem Ende der sechswöchigen Untersuchungsdauer erhalten geblieben ist. Die Rotation im Beckenbereich hat sich verändert. Gleiches ist bei der Höhe der Schulterblättermarker bei den ausgesuchten Probanden der Gruppe 3 zu verzeichnen gewesen. Auch hier ist die Körperhaltung nicht konstant geblieben, sondern hat sich gegenüber der Ausgangsmessung nach dem Ende der Untersuchungsdauer gewandelt. Bei der Gruppe 2 liegt kein signifikanter Nachweis für eine inkonstante Körperstatik vor. Bei den Kategorien, in denen keine Irrtumswahrscheinlichkeit nachzuweisen ist, muss die Nullhypothese angenommen werden.

| Langzeitmessung | | | |
|----------------------------------|----------|---------|------------|
| Gruppe | SE; n=11 | MT; n=7 | SE+MT; n=4 |
| Irrtumswahrscheinlichkeit | | | |
| Tiefe Schulterblätter | | | |
| Tiefe SIPS | 5% | | |
| Seitliche Wirbelsäulenabweichung | | | |
| Höhe Schulterblätter | | | 5% |
| Höhe SIPS | | | |
| Lordose-/Kyphoseform | | | |

Tab. 4.29. Ergebnisse der Langzeitmessung

5. Diskussion

Aus einer spezifischen Körperhaltung, bei der ein in sich harmonisch ausgeprägter muskulärer Bewegungsapparat nicht mehr gegeben ist, entwickeln sich haltungsbedingte Beschwerden. Letztendlich sind sehr häufig eingreifende therapeutische Maßnahmen zur Linderung dieser Beschwerden erforderlich. Auch die sensomotorische Einlegesohle oder das Muskelaufbautraining sind als therapeutische Maßnahmen zu verstehen und wurden daher in dieser Studie eingehender erforscht.

Mit Hilfe des angewendeten t-Tests bei der Auswertung der Studiendaten konnte gezeigt werden, dass es sich bei den folgenden interpretierten Studienergebnissen nicht um zufällige, sondern um signifikante Veränderungen der Körperstatik und -dynamik handelt, die durch die Einlegesohlen bzw. das Muskeltraining hervorgerufen worden sind. Basierend auf diesen Ergebnissen sollen nun ergänzende bzw. neue Empfehlungen für den weiteren Einsatz der beiden therapeutischen Maßnahmen zur Verbesserung haltungsbedingter Beschwerden formuliert werden.

5.1. Ergebnisanalyse der Untersuchungen

5.1.1. Ergebnisanalyse der Untersuchungsgruppe 1 ‚sensomotorische Einlegesohlen‘

Jeglicher Eingriff in das Bewegungsmuster beeinträchtigt den natürlichen Bewegungsablauf, indem kompensatorische muskuläre Ausgleichsbewegungen erzwungen werden. Durch die Ergebnisse des t-Tests wird gezeigt, 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 zum Teil gelöst werden.

Die Wirkung der sensomotorischen Einlagenelemente betrifft zunächst die Muskelaktivität der Fußmuskeln. Von dort werden aufsteigend die jeweils zugehörigen Muskelketten beeinflusst.

Generell belegt die Pedographiemessung eine minimierte Druckbelastung des gesamten Ballenbereichs sowie des Fersenauftritts, was auf eine erzielte effektivere Muskelzusammenarbeit und eine verbesserte Propriozeption hindeutet. Eine Belastungsreduzierung beim Ballenabstoß und beim Fersenauftritt ist erfolgt. Daraus resultiert eine koordinativ bessere intermuskuläre Abrollbewegung, die eine verbesserte Muskelkontrolle durch einen gezielteren Krafteinsatz bzw. eine Kraftentwicklung bei gleichzeitig geringerem Energieverbrauch gestattet. Daraus resultiert ein ausgewogeneres Verhältnis zwischen Stabilität und Mobilität der die Fußbewegungen

aufrechterhaltenden und bewegenden Muskeln. Das für die Fußform ausschlaggebende Längsgewölbe bleibt trotz der reduzierten Druckbelastung unverändert.

Diese Veränderungen wirken sich ferner auf die biomechanischen Komponenten des oberen Sprunggelenks, des Knies und der Hüfte aus.

Eine verstärkte Plantarflexion des oberen Sprunggelenks wird durch die veränderte Aktivität der beteiligten Muskeln hervorgerufen. Weiterhin ist ein erniedrigter Extensionswinkel im linken und rechten Knie eingetreten, so dass eine mögliche Hyperextension gelindert wird und dadurch das Risiko des Entstehens muskulärer Verspannungen sinkt.

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

Werden die Veränderungen des rechten sagittalen Hüftmoments mit denen des rechten Knies kombiniert, hat sich nach dem Tragen der Einlegesohlen die Aktivität des M. rectus femoris verändert. Als zweigelenkiger Muskel beeinflusst er die Extension im Knie und die Flexion in der Hüfte. Die Knieextension verringert sich demnach durch eine geringere Kontraktion des M. rectus femoris, der auf diesem Weg das Ausmaß der Knieflexion limitiert. Indirekt wirkt sich diese muskuläre Veränderung auch auf 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 Gleichgewichtsaufrechterhaltung, finden im Hüftgelenk des Standbeins andere Bewegungen statt als beim Spielbein. Meistens ist bei Personen mit einer 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 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 sein könnten, was sich dann wiederum auf das individuelle Gehverhalten ausgewirkt haben könnte.

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

Die Resultate der dreidimensionalen Rückenscannung belegen die Wirkung der sensomotorischen Einlagenelemente auf die Muskelketten bis hin zum Schulterbereich. Denn diese Messergebnisse belegen eine generell verminderte Rotationsstellung des Oberkörpers im LWS- und im Schulterblattbereich nach dem Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen. Dadurch werden die Bewegungen harmonischer, da den Bewegungsabläufen eine ausgeglichene Muskelbelastung im Sinne einer verbesserten muskulären Balance zu Grunde liegt. Resultierende Veränderungen der Wirbelsäulenform sind jedoch statistisch nicht zu beweisen.

Die anschließende Probandenaufteilung in verschiedene Gruppen orientiert sich an der dreidimensionalen Beckenstellung der Probanden und erwies sich als gutes Kriterium für einen differenzierten statistischen Nachweis der Oberkörperveränderungen durch die sensomotorischen Einlegesohlen. Die Signifikanzen bei zwei der drei⁷² Untergruppen beweisen den Einfluss auf die Körperstatik, wenn sowohl die Beckenstellung als auch die Fußstellung ausschlaggebend für die Körperhaltung ist. Die Körperhaltung ist jedoch besser bei einer ursächlichen Beckenfehlstellung zu korrigieren als bei einer Fußfehlstellung. Eine generelle Rotationsverbesserung des Oberkörpers ist unabhängig von Muskelbewegungen in der Höhe (y-Ebene) möglich.

Auch die an der Haltung beteiligten Muskeln müssen durch die geminderte Rotation weniger arbeiten. Dies ist mit Hilfe der EMG-Ergebnisse der linken HWS-Extensoren sowie dem linken M. trapezius pars descendens in der Brustwirbelregion zu belegen.

Da diese Gegenrotationsbewegungen beim bewegungslosen Stehen nicht wirken, sind solche Veränderungen durch die statische Oberflächen-EMG-Messung nicht messbar. Es ist bewiesen, dass das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen die Haltung des Rückens beeinflusst, ohne dass sich die abgeleitete linke und rechte Muskelaktivität beim Stehen verändern.

Gemäß dieses Gegenrotationsprinzips beim Gehen und dem Zusammenspiel der diagonal verlaufenden Muskeln ist die Wirkung der reduzierten Oberkörperrotation und der verringerten Muskelaktivität der beiden linken Muskeln im HWS- und BWS-Bereich in den Ergebnissen der instrumentellen Ganganalyse, insbesondere der rechten Körperseite, aber auch in der veränderten Fußdruckverteilung zu erkennen.

⁷² 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.

5.1.2. Ergebnisanalyse der Untersuchungsgruppe 2 ‚rehabilitatives Muskelaufbautraining‘

Durch das kombinierte Kraftausdauer- bzw. Muskelaufbautraining der Muskeln des Wirbelsäulen-Sicherungssystems ist ein richtiges Belastungsprofil dieser erfolgt. Eine gleichmäßige Stärkung der Muskulatur garantiert dem Halte- und Bewegungsapparat eine verbesserte Stützfunktion und einen besseren Einfluss auf die Körperstatik. Die Körperhaltung wird demzufolge aktiv über eine verbesserte muskuläre Balance gesteuert.

Das Muskelaufbautraining bewirkt nachweislich einen Einfluss auf die Rückenstatik, wenn die Ursache der Körperhaltung auf eine Beckenfehlstellung zurückzuführen ist. In diesem Fall ist eine gesunkene Rotation im Schulterblatt- und Beckenbereich eingetreten. Sollte die Beckenstellung ein posterior gedrehtes linkes Ilium und ein anterior gedrehtes rechtes Ilium aufweisen, ist neben der Rotationsverbesserung des Oberkörpers auch eine Angleichung der Muskeln in der y-Ebene möglich.

Diese Endrotation des Oberkörpers wirkt sich auch auf die Muskelaktivität im Lendenwirbelsäulenbereich aus. Durch das Muskelaufbautraining hat sich nachweislich die Aktivität der Mm. multifidi beim Stehen verringert. Auch in der Schwungphase bei der dynamischen EMG-Messung ist die Aktivität dieser Muskeln gesunken.

Die EMG-Ergebnisse der beiden anderen abgeleiteten Muskeln bleiben unverändert. Nicht signifikante, individuelle positive aber auch negative Veränderungen der EMG-Kurven sind jedoch zu beobachten gewesen.

Da die Muskulatur im Lendenwirbelsäulenbereich mehr Energie für ausgleichende Bewegungen benötigt als dies im Brust- oder Halswirbelsäulenbereich der Fall ist, muss die Muskulatur in der Lendenwirbelsäule umso mehr Ausgleichsarbeit leisten, je mehr die aufrechte Haltung darüber aus dem Lot fällt. Bei jeder Trainingsübung im BWS-, Schulter- oder HWS-Bereich sind ausgleichende Muskelarbeiten im LWS-Bereich für eine Stabilisation der Übungsposition nötig, so dass dieser Bereich indirekt immer mittrainiert und häufiger beansprucht wird. Daher ist der Muskelaufbau der Lendenmuskeln intensiver. Eine aufrechtere Körperhaltung wird erreicht, was zu einer verringerten Arbeitsintensität der Lendenmuskulatur führt. Der vermehrte Kraftzuwachs in diesem Bereich impliziert auch gleichzeitig einen geringeren Energieaufwand sowie eine geringere Muskelaktivität bei der Ausführung einer Bewegung. Dies zeigt sich in den Ergebnissen des EMGs.

Da bei den meisten Probanden eine dominantere Rechtsseitigkeit vorlag und sie somit eine muskulär schwächere linke Körperseite besitzen, wird auf dieser Seite durch das Krafttraining ein vermehrter Kraftzuwachs erreicht. Ein geringerer Energieaufwand bei dem Ausführen einer Bewegung geht mit einem Kraftzuwachs einher. Eine verringerte Muskelaktivität ist nur bei den linken Mm. multifidi zu belegen.

Die Resultate der manuellen Muskelfunktionsprüfung nach Janda unterstützen 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 richtig dosierten Kraftübungen erzielten strukturelle und funktionelle Veränderungen der Muskelfaserzusammensetzung, so dass die Muskulatur eine bessere Ausdauerleistung sowie eine höhere Arbeitsleistung erzielen kann. Eine längere ökonomische Arbeitsleistung ist somit möglich, wobei Energiereserven bei einem Muskel mit größerem Durchschnitt erst später zum Einsatz kommen.

Die veränderte Oberkörperhaltung sowie die gesunkene LWS-Aktivität wirken sich auch auf die drei biomechanischen Knieparameter der instrumentellen Ganganalyse aus.

Zum einen vergrößert sich der Winkel der Knieflexion des rechten Knies bei Übernahme der Körperlast. Weiterhin hat sich bei beiden Knien das sagittale Moment verändert. So wird in der Standphase das rechte Knie anfänglich weniger extendiert und in der Mitte der Standphase von einem flektierteren Knie abgefangen. Der M. quadrizeps femoris muss als regelnder Muskel dieser Belastung vermehrte exzentrische Kontraktionskraft aufbringen. Aufgrund dieser Veränderungen der rechten Körperseite der unteren Extremität sind 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. Zudem ist ein erhöhter Varusmoment festzustellen. Die negative Folge einer verstärkten Knieinnenbelastung steigt. Weiterhin erhöht sich durch das Muskelaufbautraining die Varusstellung des linken Knies, so dass insbesondere der M. vastus medialis mehr Arbeit leisten muss.

Durch eine vergrößerte Bewegungsamplitude des rechten Knies wird auf dieser Seite der Gang harmonischer, da eine bessere muskuläre Balance weniger muskuläre Kompensationsarbeit und somit auch weniger Energieaufwand erfordert. Die Veränderungen des linken Knies sind jedoch tendenziell als negative Folgen des Muskelaufbautrainings einzustufen und sollten bei einem weiteren Training 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 von Kindesalter an, hat sich bereits eine muskulär dominante und eine schwächere Körperseite herausgebildet, die es bei der

Trainingsplankonzeption zu berücksichtigen gilt. Zudem entwickelt sich eine verschiedenartige Muskelstruktur des Stand- und Spielbeins.

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

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

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

Auch hier wird der Einfluss der sensomotorischen Einlagenelemente auf die Fußmuskulatur nachgewiesen. Die Ergebnisse der Pedographiemessung gleichen annähernd den Ergebnissen der Gruppe 1, den Trägern der sensomotorischen Einlegesohlen. Eine Reduzierung der Fußbelastung beim Ballenabdruck und beim Fersenaufsatz ist erfolgt, ohne dabei die Form des Längsgewölbes zu verändern. Es kommt wie bei den Untersuchungspersonen der Gruppe 1 zu einer geringeren Fußbelastung, die auf einer verbesserten intermuskulären Koordination und Propriozeption sowie einer besseren Muskelaktivierung und Muskelzusammenarbeit der für das Gehen notwendigen Muskeln basiert. Der Fuß wird kontrollierter abgerollt. Die zum Teil geringfügig besseren Ergebnisse gegenüber denen der Gruppe 1, sind auf die Effekte des Muskelaufbautrainings zurückzuführen.

Die gewandelte Fußdruckverteilung und die dadurch ausgelöste veränderte Muskelkettenaktivität wirkt sich nicht auf die drei abgeleiteten Muskeln des Oberkörpers bei einer statischen EMG-Messung aus: Eine Verringerung der Muskelaktivität ist nicht festzustellen.

Die einzige Komponente des Oberkörpers, die sich durch den Einsatz der Einlagenelemente zusammen mit dem Muskelaufbautraining anhand der dreidimensionalen Rückenvermessung belegen lässt, ist die signifikante Veränderung der Höhe der Schulterblättermarker. Dies erklärt sich dadurch, dass nahezu die gleichen Muskeln in diesem Bereich angesprochen werden. Allerdings muss der Fakt bedacht werden, dass die Schulterregion weniger Belastung erfährt und weniger Körpergewicht tragen muss als die Beckenregion beispielsweise. Weiterhin kann sich dadurch diese Region den jeweiligen häufig durchgeführten Tätigkeiten schnell anpassen. Aufgrund dessen ist diesem signifikanten Ergebnis weniger Beachtung zu schenken.

Eine symmetrische Kraftangleichung der Muskeln des Schulterbereichs durch das Krafttraining bestätigt sich durch die Janda-Tests. 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 sind dadurch zu erklären, dass in der Gruppe 2 beinahe ausschließlich dominierende, rechtsseitige Probanden teilgenommen haben. Demgegenüber ist 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.

Im Vergleich zu den Ergebnissen der Gruppe 1 hinsichtlich der Pedographie ist ein nahezu identisches Ergebnis der Signifikanzen zu beobachten. Der Vergleich der Gruppenergebnisse 1 und 2 der dreidimensionalen Rückenscannung ergibt, dass nur eine therapeutische Maßnahme besser in der Lage ist, Veränderungen der Körperstatik zu erzielen, als deren Kombination. Demnach ist eine Kombination der Einlegesohlen und des Muskelaufbautrainings bei der Dynamik genauso erfolgreich wie die der sensomotorischen Einlegesohlen allein. Die Statik hingegen kann besser durch die Einlegesohlen oder das Training beeinflusst werden.

5.1.4. Ergebnisanalyse der Gruppe 4 ‚Kontrollgruppe‘

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

Die Rückenscannung beweist, dass die Körperstatik annähernd konstant bleibt, sofern keine haltungsverbessernden Maßnahmen durchgeführt werden. Der einzige Parameter, der sich bei dieser Gruppe innerhalb der zwei Kontrollmessungen verändert hat, ist die Tiefenstellung der Schulterblättermarker. Da die Schulterregion weniger Belastung erfährt und Körpergewicht trägt als die Beckenregion, muss sie demzufolge weniger kompensieren. Daher ist eine Schulterkorrektur leichter zu beeinflussen und kann sich so auch den jeweiligen, derzeit am häufigsten durchgeführten Tätigkeiten schnell anpassen. Deshalb ist dieser Signifikanz keine Beachtung beizumessen.

Bei der Pedographie kann von einer konstanten Fußdruckverteilung ausgegangen werden, die sich ohne therapeutischen Einfluss auch nicht verändert. Die errechneten Signifikanzen der Kontrollgruppe sind auf einen Geschwindigkeitseffekt zurückzuführen, der auf einem gesunkenen Bodenkontakt des rechten Fußes basiert. Eine verringerte Bodenkontaktzeit bewirkt implizit auch eine geringere Krafrate des gleichen Fußes. Aus diesem Grund sind die weiteren Ergebnisse nichtig.

Demzufolge kann bei den Ergebnissen der Untersuchungsgruppen 1, 2 und 3 grundsätzlich von einer positiven statischen Haltungskorrektur, aber auch bei den

Gruppen 1 und 3 von einer verbesserten Fußdruckverteilung ausgegangen werden, die entweder auf die Wirkung der sensomotorischen Einlegesohlen und/oder auf ein rehabilitatives Krafttraining zurückzuführen sind. Ohne das therapeutische Einwirken bleibt 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 heraus wurde geschlussfolgert, 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 ihrer neuen Oberkörperhaltung nach dem Ende der sechswöchigen Studiendauer nachzuweisen ist.

Die Ergebnisse des angewendeten t-Tests zeigen, dass lediglich in der Gruppe 1 die Tiefe der SIPS-Marker sowie die Höhe der Schulterblättermarker der Gruppe 3 eine Signifikanz von 5% aufweisen. Demnach ist bei diesen Komponenten der beiden Gruppen die Körperstatik nicht aufrechtzuerhalten.

In den anderen Kategorien der drei Gruppen musste die Nullhypothese angenommen werden, wonach die festgestellten Unterschiede zwischen der Ausgangsmessung und der Langzeitmessung nur zufälligen Ursprungs sind. Langzeitveränderungen sind so nicht nachzuweisen. Denn eine Annahme der Nullhypothese impliziert 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‘.

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 und/oder des rehabilitativen Muskelaufbautrainings wurden diese Aufgaben der Muskulatur optimiert. Die Gang- und Haltungsmotorik sowie die Gleichgewichtskompensation wurde über Regelkreise aktiv von außen beeinflussen und veränderten das Bewegungsverhalten.

Innerhalb von sechs Wochen haben sich sowohl die sensomotorischen Einlegesohlen als auch das 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 musste. Es wurde nicht nur eine neue Koordination der Muskularbeit ausgelöst, sondern es erfolgte nach geraumer Zeit 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. Durch zentral verarbeitete Informationen, die über efferente Bahnen mono- und polysynaptisch ausgeführt werden, erfolgt anschließend die Adaptation an die gewünschten Bedingungen. Bei zielmotorischen Aktionen werden so die Muskeln bzw. Muskelgruppen in einem richtigen Zeitintervall mit der angepassten, kontraktiven Kraft in die Bewegung integriert.

Eine Einstellung der Muskulatur ist 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 möglich. Bei einem rehabilitativen Muskelaufbautraining hingegen kann durch gezieltes Muskeltraining eine direkte Einstellung der Muskulatur über die Abstufung der aktivierten kontraktilen 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.

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 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. Sollte auf beide Leistungskomponenten mit Hilfe der Einlegesohlen und des Muskelaufbautrainings gleichzeitig Einfluss genommen werden, kann es zu einer Überforderung des Systems kommen. Beide Reizeinflüsse können nicht vollkommen produktiv verarbeitet werden.

Zumindest die Ergebnisse der dreidimensionalen Rückenvermessung und der statischen EMG-Messung 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.

Lediglich die dynamische Messung zur Feststellung einer veränderten Fußdruckverteilung hat bessere Ergebnisse erzielt, als dies in den Gruppen 1 und 2 der Fall gewesen ist. Das Muskelaufbautraining scheint demnach die Wirkung der sensomotorischen Einlegesohlen beim Gehen zu verstärken.

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, ein Zusammenwirken aller Ebenen des ZNS, ein harmonisches und verbessertes Zusammenspiel zwischen dem aktiven und passiven Bewegungsapparat sowie einem Ausgleich von äußeren 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 die Statik als auch die Dynamik müssen der jeweiligen Aufgabe und Umgebung sowie den körperlichen Gegebenheiten und motorischen Voraussetzungen entsprechen. Somit 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 Stand 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 wird innerhalb des vorgegebenen Untersuchungszeitraums die Körperstatik und -dynamik gleichsam korrigiert. Die aussagekräftigsten Resultate bei den Auswertungen der sensomotorischen Einlagengruppe 1 wurden mit der dreidimensionalen Rückenscannung, der

instrumentellen Ganganalyse und der Pedographie erzielt, während die geringsten Aussagen das statische Oberflächen-EMG erbringt. Im Gegensatz hierzu beweisen die dreidimensionale Rückenscannung, die instrumentelle Ganganalyse sowie das statische und dynamische EMG die Auswirkungen eines Muskelaufbautrainings am Besten.

Erst die Kombination aus statischen und dynamischen Messergebnissen ermöglichte ein optimales Verständnis der erzielten haltungsbedingten und bewegungsbedingten Veränderungen. Bei den statischen Messungen der Gruppe 1 und 2 stellte sich heraus, dass die Körperrotationen im Schulter- und Lendenbereich zurückgegangen sind und sich dadurch eine ausgeglichene Körperhaltung entwickelt hat. Zudem hat das Muskelaufbautraining eine geringere statische Muskelaktivität des M. multifidus bewirkt.

Durch das Tragen der Einlegesohlen konnte mit Hilfe der dynamischen EMG-Messung eine Angleichung der linken HWS-Extensoren und des linken M. trapezius pars descendens an ihre rechten Pendanten sowie gleichzeitig der Rückgang der Aktivität des jeweiligen Muskels nachgewiesen werden. Verspannungen im Hals- und Brustbereich wurden durch die Einlegesohlen gelöst. Diese Veränderungen bewirkten einen entspannteren Gang in der Stand- und Schwungphase, insbesondere der rechten Extremität. Gleichzeitig entstand eine verbesserte propriozeptive Zusammenarbeit der Fußmuskeln, wodurch auch der Abrollvorgang kontrollierter wird.

Die geringere Oberkörperrotation durch das Muskeltraining spiegelt sich kaum in den Ergebnissen einer dynamischen EMG-Messung und der Pedographie wider. Die Veränderungen der Rückenoberfläche, die durch das Tragen der Einlegesohlen hervorgerufen wurden, sind in der Ganganalyse in den Parametern beider Knie zu erkennen.

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. Demzufolge ist dieser Hypothese nicht zuzustimmen, sondern muss 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, fühlen 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 Handlungsveränderungen jedoch auf die Psyche ausgewirkt haben, konnte anhand des Fragebogens nicht geklärt werden.

5.3. Schlussfolgerungen der Untersuchungsergebnisse

Die Körperhaltung kann nur so gut beeinflusst bzw. korrigiert werden wie die sie haltende, schützende oder stützende Muskulatur allein aber auch mit anderen Muskeln zusammenarbeitet. Da die Muskelausprägung und –zusammenarbeit bei einigen

Probanden problematisch war, mussten bei ihnen unterstützende (Hilfs)Maßnahmen wie das Tragen von sensomotorischen Einlegesohlen und/oder ein rehabilitatives Muskelaufbautraining eingesetzt werden, um ihr Steh- und Gehverhalten zu optimieren. Mit den Einlegesohlen ist es möglich primär auf die sensorische Leistung und durch das Muskelaufbautraining vorwiegend auf die motorische Leistung gezielt Einfluss zu nehmen, damit die bestehenden Beschwerden sich minimieren bzw. verschwinden.

Der zentrale Interventionspunkt der Einlegesohlen ist der Fuß, von dem aus sich gemäß dem Prinzip der Muskelkettenwirkung die Haltungskorrektur vollzieht, während ein Muskelaufbautraining gezielt die einzelnen zu trainierenden Muskeln anspricht. Die Studiendauer von sechs Wochen ist für diesen Nachweis ausreichend gewesen.

Da sensomotorische Einlegesohlen als Mittel und rehabilitatives Muskelaufbautraining als Methode der Haltungsverbesserung bei haltungsbedingten Beschwerden 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 aber auch 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 das Zusammenspiel zwischen dem Nervensystem (sowohl zentral als auch peripher), dem Stütz- und Bewegungsapparat und den physikalischen Kräften resultiert ein komplexer, dynamischer Regelprozess.

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 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.

Generell sind 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 zusammen arbeitenden Muskeln bzw. Muskelketten durch sensomotorische Einlegesohlen oder durch rehabilitatives Muskelaufbautraining. Daher sind die hier verwendeten Messsysteme geeignete Messverfahren zur Beurteilung des menschlichen Steh- und Gehverhaltens.

Den Anamnesebögen der Probanden der Gruppen 1 (sensomotorische Einlegesohlen) und 2 (Muskelaufbautraining) ist vor der Untersuchungsdauer zu entnehmen, dass die meisten Probanden der Gruppe 1 Beschwerden bzw. Schmerzen primär im Lendenwirbelsäulen- und Schulterbereich (beides 31%) sowie im Kopf und Fuß (beides 15%) geäußert haben. Ähnliches ist den Anamnesebögen der Probanden der Gruppe 2 zu entnehmen. 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 sich die anfänglichen 31% der Teilnehmer mit Schmerzen im Lendenwirbelsäulenbereich auf 8% minimiert hat.

Hinsichtlich der Schmerzdiversität der Muskeltrainingsgruppe 2 ist zunächst anzumerken, dass am Besten durch das Training die Beschwerden im Lendenwirbelsäulenbereich von 82% auf 23% gelindert werden konnten. Alle anderen Schmerzangaben haben sich ebenfalls stark verringert, abgesehen von den gleich bleibenden 5% der Fußschmerzen.

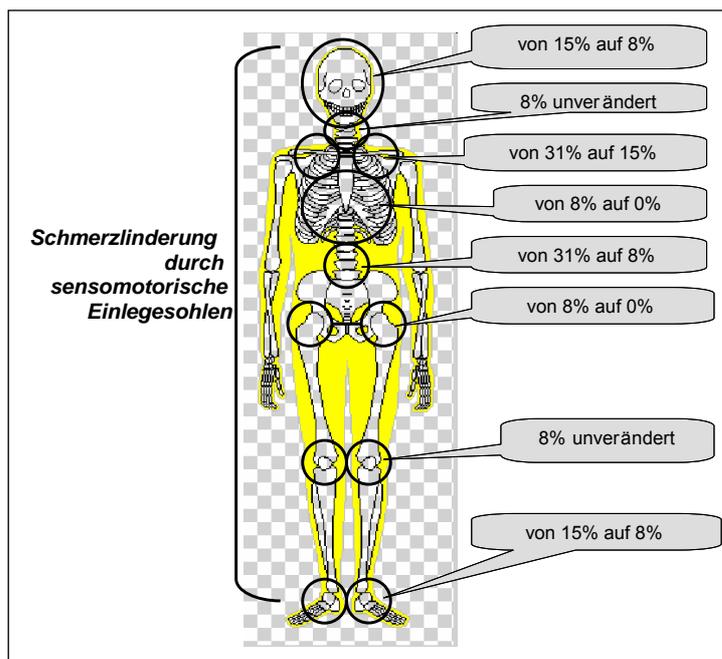


Abb. 5.1. Schmerzlinderung durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen

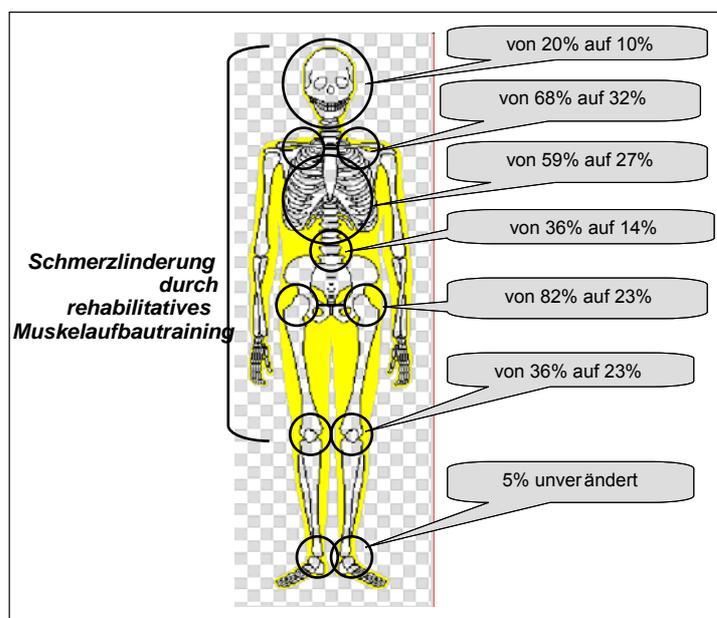


Abb. 5.2. Schmerzlinderung durch ein rehabilitatives Muskelaufbautraining

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

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 das geeignete Mittel der Haltungskorrektur.

Dass der Einfluss der Einlagenelemente nicht nur im Bereich der Fußmuskeln wirkt, sondern sich auf den ganzen Körper bis zur Halsmuskulatur erstreckt, lässt sich aus den Ergebnissen der einzelnen Messreihen schlussfolgern.

Im Bereich der Passagier-Einheit ist neben einer verbesserten Rotationsstellung des Oberkörpers auch eine verringerte Muskelaktivität in den Bereichen der Hals- und oberen Schultermuskulatur zu beobachten. Hinsichtlich der Oberkörperbewegungen, die mit dem dreidimensionalen Rückenscanner beobachtet werden konnten, ist durch die Einlegesohle generell eine Verbesserung der Rotationsstellung im Schulterbereich und im Lendenbereich ausgelöst worden.

Wenn die Beckenstellung ausschlaggebend für die eingenommene Körperhaltung gewesen ist, dann verringert sich nicht nur die Oberkörperrotation durch die sensomotorische Einlegesohle, sondern verbessern sich auch die Höhenstellung der Schulterblätter- und SIPS-Marker zueinander.

Ist die eingenommene Körperhaltung auf eine Fußfehlstellung, d.h. auf einen Pes varus oder Pes planus, zurückzuführen, dann ist durch die Sohle möglich, eine Reduzierung der Oberkörperrotation zu erreichen.

Eine Veränderung der bestehenden Wirbelsäulenstellung (Kyphose, Lordose oder skoliotische Fehllhaltung) kann durch das Tragen der Einlegesohlen nicht bewirkt werden. Demzufolge bleibt die Wirbelsäulenform des jeweiligen Haltungstyps zwar erhalten, die funktionelle Ausführung von Bewegungen in dieser Körperhaltung wird jedoch durch einen ökonomischen Muskeleinsatz aufgrund eines geringeren Kompensationsaufwands erleichtert. Eine Überdauerung der Wirkung eines sechswöchigen Tragens der Einlegesohlen, kann 3-4 Monate später nicht mehr nachgewiesen werden.

Eine verringerte Muskelaktivität der abgeleiteten Muskeln der HWS-Extensoren, des M. trapezius pars descendens und der Mm. multifidi ist durch die sensomotorischen Einlegesohlen beim Stehen nicht gegeben. Demnach verändert sich zwar die Zusammenarbeit der einzelnen an der Körperhaltung beteiligten Muskeln, ihre Aktivität hingegen bleibt beim aufrechten Stehen unverändert. Eine verringerte Aktivität der linken HWS- Extensoren und des linken M. trapezius pars descendens im Schulterbereich ist demgegenüber beim Gehen durch das Tragen der Einlegesohlen

nachzuweisen. Eine verringerte Muskelaktivität in diesen Bereichen ist ein Indiz für das Lösen von Muskelverspannungen.

Durch das Tragen der Sohlen hat sich auch das Gehverhalten gewandelt. Diese biomechanischen Veränderungen wirken sich auch auf die Muskelaktivität der beteiligten Muskeln aus, wie z.B. auf den M. quadrizeps, den M. triceps surae oder den M. gluteus maximus. Eine bessere Abstimmung der Muskelzusammenarbeit bewirkt eine funktionsgerechte Bewegung sowie eine achsengerechte Belastung der Gelenke.

Diese Reduzierung der lateralen Auslenkung des Körperschwerpunktes der medio-lateralen Bodenreaktionskraft reduziert ebenfalls die aufzubringende Energie und somit auch die Muskelanstrengung.

Eine effektivere Muskelaktivierung der Fußsohlenmuskeln durch eine verbesserte Propriozeption und eine dadurch ebenfalls verbesserte intra- und intermuskuläre Koordination beim Abrollen beweist die Pedographie. Die Signifikanzen der Fußdruckmessung belegen eine Veränderung der plantaren Sensorik der Fußsohlenmuskeln und somit auch den Einfluss der Einlagenelemente auf diese.

Aufgrund der Messergebnisse kann folglich bestätigt werden, dass die Muskelaktivität über oberflächensensorische Inputs der Einlagenelemente gesteuert wird und sich dadurch Kompensationsbewegungen lindern lassen, was zu harmonischeren Bewegungsabläufen führt.

Auch die subjektive Beurteilung der Schmerzzustände zeigt, dass diese Schmerzen durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen bereits nach Ende der sechswöchigen Untersuchungsdauer verschwunden bzw. gelindert worden sind.

Generell haben die sensomotorischen Einlegesohlen den Vorteil, dass ein geringer Eigenaufwand von Seiten des Patienten erforderlich ist. Er muss die sensomotorischen Einlegesohlen lediglich jederzeit tragen und die Trageanweisungen einhalten. Die eigentliche Haltungskorrektur vollzieht sich unbewusst durch die reflexiv wirkende Muskelstimulation der Einlagenelemente in der Sohle.

Ferner sind die Sohlen besonders für berufstätige Patienten geeignet, da sich die Linderung bzw. Bekämpfung der Beschwerden während der Berufsausübung automatisch vollzieht, ohne die Berufsausübung aufgrund von zeitintensiven Rehabilitationsmaßnahmen unterbrechen zu müssen.

5.3.2. Erkenntnisse für den systematischeren Einsatz eines rehabilitativen Muskelaufbautrainings

Durch das rehabilitative Muskelaufbautraining verbesserten sich die Kraft und die Ausdauer der trainierten Muskeln, die das Muskelkorsett des Körpers prophylaktisch vor Verletzungen besser schützen können. Sie tragen somit zu einer Schmerzlinderung,

Funktionsverbesserung und -erhaltung, sowie 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 seinen Auswirkungen auf das Wohlbefinden und die Fitness zu vereinen.

Weiterhin trägt es vermutlich zu einer positiven Verbesserung der statischen Oberkörperhaltung bei. Dies ist allerdings nur möglich, wenn der Grund der Körperhaltung auf eine ursächliche Beckenfehlstellung und nicht auf eine primäre Fußfehlstellung zurückzuführen ist.

In den zwei Untergruppen, die auf einer Beckenfehlstellung basieren, verringert sich bei der dreidimensionalen Rückenvermessung die Rotationsstellung im Schulterblätter- und Lendenbereich. Bei der Untergruppe, in der das linke Ilium posterior und das rechte Ilium anterior gedreht ist, kommt es aufgrund der Anteriorstellung des Iliums zu einer funktionellen Beinlängendifferenz mit einem kürzeren rechten Bein. Mit Hilfe des Muskelaufbautrainings kommt es zu einer Angleichung der Beckenstellung und somit auch der funktionellen Beinlängendifferenz. Gleiches ist bei der Höhe der beiden Schulterblättermarker zu beobachten gewesen.

Demzufolge ist das Muskelaufbautraining befähigt bei einer ursächlich auf eine Beckenfehlstellung zurückzuführenden Fehlstellung, die an der aufrechten Körperhaltung beteiligten Muskeln, das so genannte Wirbelsäulensicherungssystem, nachhaltig positiv zu beeinflussen. Durch den Ausgleich der Kräfteverhältnisse zwischen den beiden Körperseiten bzw. zwischen Agonist und Antagonist verringert sich die Oberkörperrotation, wodurch Kompensationsmechanismen reduziert werden. Die Wirbelsäulenform kann durch ein Muskelaufbautraining nicht nachweislich beeinflusst werden.

Durch das Muskelaufbautraining reduziert sich die Muskelaktivität im Lendenwirbelsäulenbereich. Bei den statischen EMG-Messungen zeigt sich ein Angleichen der Muskelaktivität der linken Körperseite an die rechte. Darüber hinaus ist die Aktivität der linken Mm. multifidi in der Schwungphase des Gehens gesunken. Durch die geminderten Kompensationsbewegungen im Oberkörper ist bei geringer Muskelaktivität weniger Energieaufwand im Lendenbereich notwendig, um den aufrechten Stand zu gewährleisten.

Der Nachweis für einen Muskelzuwachs sowie das Angleichen des Kraftniveaus beider Körperseiten ist mit Hilfe der Janda-Tests sinnvoll. Zur Beurteilung der

Kraftentwicklung oder der Intensität bzw. Effektivität des Trainings stellten sich diese Tests als geeignetes Mittel heraus.

Durch das Erreichen der ausgeglicheneren Körperstatik wurden folglich auch die muskulären Dysbalancen gelindert, wodurch sich die Relation zwischen der Kraft des Agonisten zu seinem Antagonisten ausgeglichen hat und weniger Energieaufwand für eine Bewegung aufgebracht werden muss. Um bestmöglich eine ausgeglichene Kraft aller beteiligten Muskeln zu erzeugen, wurde durch das Muskelaufbauprogramm die räumliche und mechanische Stellung der Muskeln zueinander bei den jeweiligen Kraftwirkungen verbessert.

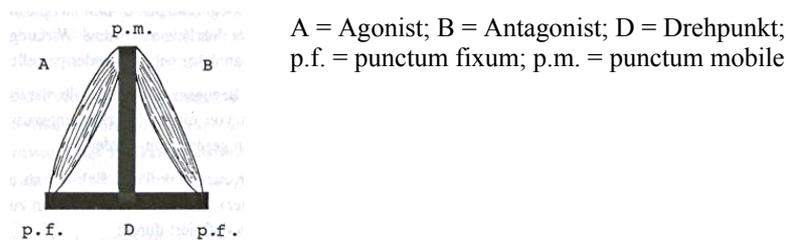


Abb. 5.3. Optimales Muskelverhältnis zwischen Agonist und Antagonist

Entnommen aus: Klee 1994, S. 26

Durch das gezielte Trainieren wurden beim Gehen aus biomechanischer Sichtweise Veränderungen der Knieparameter ausgelöst. 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.

Die Beeinflussung der Körperhaltung durch ein Muskelaufbautraining wirkt sich nicht nachweislich auf das Abrollverhalten des Fußes oder auf die Druckverteilung beim Gehen aus.

Bei der Haltungskorrektur durch ein Muskelaufbautraining mussten die Probanden bei der Ausführung des Trainingsplans im Vergleich zu den Trägern der Einlegesohlen eigenständig bewusst aktiv werden. Die Betreuerin erteilte lediglich Anweisungen oder Korrekturen, falls die Übungen nicht einwandfrei ausgeführt wurden. Damit die Probanden und insbesondere die Trainingsanfänger unter ihnen ein richtiges Bewegungsgefühl entwickeln konnten, wurden ihre ersten fünf Trainingseinheiten in Anwesenheit der Betreuerin überwacht. So wurde das Problem der Gewöhnung an

falsche Bewegungsmuster bzw. Übungsausführungen ausgeschlossen, da die Verinnerlichung falscher Bewegungsausführungen die Effektivität des Muskelaufbautrainings in Frage stellen würde. Zudem wurde so verhindert durch nicht korrekte Übungsausführungen falsche Trainingseffekte zu erzeugen, um das Ziel einer optimalen Haltungskorrektur zu gewährleisten und mögliche negative Folgen auszuschließen.

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

Bei den sensomotorischen Einlegesohlen wird die sensorische Leistung des menschlichen Organismus manipuliert, wobei von der Fußmuskulatur ausgehend die Körperhaltung über das Prinzip der Muskelketten feinfühlig und systematisch je nach Aktivierung der gewünschten Muskelkette gesteuert wird. 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 kann die Körperstatik verändert werden. Ein optimales, funktionelles Zusammenwirken der einzelnen, isoliert trainierten Muskeln ist daher schwieriger zu erzielen als durch das Tragen der Einlegesohlen. Dennoch beweisen die Ergebnisse der statischen Messreihen, dass das rehabilitative Muskelaufbautraining in der Lage ist, die motorische Leistung des sensomotorischen Systems und somit auch die Körperhaltung zu verändern. Dadurch dass das Trainingsprogramm keine gezielten Übungen für die Bereiche Waden- und Fußmuskulatur umfasste, sind hier auch keine nachweislichen Veränderungen, insbesondere bei der Pedographie, zu verzeichnen.

Der Anamnese- sowie der abschließende Fragebogen der Gruppe 2 belegt, dass sich neben der gewünschten Haltungsbeeinflussung die subjektive Einstellung der Probanden bezüglich ihrer Beschwerden aber auch hinsichtlich ihrer Fitness und der Schulung ihres Körpergefühls positiv gewandelt hat. Das Alter aber auch das Geschlecht spielte diesbezüglich keine Rolle.

Die weiteren positiven Effekte eines Muskelaufbautrainings können durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen nicht erzielt werden.

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

Obwohl die positive Wirkung der sensomotorischen Einlegesohlen als auch die des rehabilitativen Muskelaufbautrainings hinsichtlich des Steh- und Gehverhaltens der Probanden bei generellen haltungsbedingten Beschwerden bewiesen werden kann, entstehen aus den neuen Ergebnissen neue Fragen.

Die Resultate der Messtechnik belegen die Wirkung der Einlegesohlen bzw. des jeweiligen Einlagenelements auf die plantaren Fußmuskeln und die dazugehörige

Muskelkette. Auch das Ziel der veränderten Muskelzusammenarbeit der jeweiligen Muskelkette kann messtechnisch belegt werden, wodurch muskulären Dysbalancen entgegengearbeitet werden konnte. Gemäß dem Prinzip der Muskelkettenfunktion handelt es sich ferner um eine ganzkörperliche ‚Therapie‘, in der die Muskelzusammenarbeit grundlegend verbessert wird.

5.4.1. Forderungen für zukünftige Untersuchungen beim Einsatz von sensomotorischen Einlegesohlen

Der Zusammenhang zwischen den auslösenden Einlagenelementen und dem beabsichtigten Ergebnis der Sohlen ist nachgewiesen. Dennoch fehlen bisher wissenschaftliche Nachweise über Langzeitauswirkungen der Sohlen auf den menschlichen Körper. Weiterhin fehlen Erkenntnisse über den Weg zwischen den auslösenden Einlegesohlen und ihren 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.

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 werden kann. Längerfristige Studien mit einzelnen Beschwerdebildern könnten zukünftig Auskunft darüber geben, welche Beschwerden des Halte- und Bewegungsapparates besser und welche schlechter zu behandeln sind.

Auch das Ausmaß der Wirkung der Einlegesohlen auf die Wirbelsäulenform ist 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 aber 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 ein Mehr an 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 der Einsatz der biomechanischen, instrumentellen Ganganalyse aufschlussreich. Denn bereits die Ergebnisse der vorliegenden, instrumentellen Ganganalyse geben Auskunft über die Auswirkungen der Sohlen.

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 z.T. auch Muskelgruppen einzuwirken. Dadurch wird kontrolliert auf den momentanen Muskelzustand eingewirkt. Je nach seinem aktuellen Zustand ist ein Training der Kraftausdauer oder des Kraftzuwachses zu bevorzugen. Dadurch verändert sich das Verhältnis des Agonisten zu seinem Antagonisten bzw. auch zu seinen Synergisten. Da dieses Muskelverhältnis sich bei allen Muskelgruppen veränderte, auf die das Muskeltrainingsprogramm gezielt Einfluss genommen hat, erfolgte die Haltungsveränderung. Folglich wurde der muskulären Dysbalance entgegengearbeitet, die bei den Untersuchungspersonen das ursächliche Problem ihrer Beschwerden gewesen ist. Der Problematik, dass sich einige Muskeln schneller an die gewünschte Situation adaptieren als andere Muskeln, ist ebenfalls nachzugehen. Zudem sollte vor der Trainingsplankonzeption die Kraftfähigkeit des Probanden geräteunterstützt festgestellt werden.

Wie lange die Effekte nach Ende des sechswöchigen Muskelaufbautrainings aufrecht zu erhalten sind, konnte die dreidimensionale Rückenscannung 3-4 Monate nach dem sechswöchigen Training nicht klären. Hierfür sind weitere Untersuchungen bzw. andere Messsysteme notwendig.

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 cardiovaskuläre System bedeutungsvoll. In diesem Zusammenhang resultiert die Frage, ob sich die Verbesserung der Körperhaltung auch positiv auf die Ausdauerleistung des Probanden auswirkt.

Bei der Interpretation der EMG-Ergebnisse bleibt, warum sich die Muskelaktivität nur im Lendenbereich sowohl bei statischer als auch bei dynamischer EMG-Messung in der Schwungphase nachweislich verändert. Ferner sollten intramuskuläre Wandlungen, die durch ein Muskelaufbautraining erzeugt werden, mit statischen und dynamischen

EMG-Messungen eingängiger untersucht werden.

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

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

Ferner ist eingängiger zu erforschen, wie lange der Einfluss des Muskelaufbautrainings auf die Körperstatik und -dynamik nach Beendigung dieses aufrecht zu halten ist. Außerdem sind die Langzeitfolgen durch diese Veränderung noch unbekannt.

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. 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 die zeitsparendere und ‚globalere‘ Methode der Beeinflussung des Steh- und Gehverhaltens ist, im Gegensatz zu dem Muskelaufbautraining 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 Muskelaufbautraining bestenfalls auf einen zunehmenden Kraftaufbau und -ausgleich der gesamten Körpermuskulatur konzipiert werden muss. Nach den ersten sechs Tragewochen sollte in einer Nachkontrolle die bisherige Handlungsveränderung 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 Studienthemas und der daraus resultierenden Hypothesen war es notwendig, nicht nur ein Messsystem, sondern verschiedene Messsysteme einzusetzen. Sie sind das wissenschaftliche Fundament für 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. Die eingeschränkte Betrachtungsweise des Rückens vom Hals bis einschließlich zum Becken kann Bewegungen des Kopfes, der gesamten unteren Extremität sowie die Fußstellung nicht beobachten. Es ist zu befürworten, das Ausmaß der Spannung 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 bedeutend. Daher sollte diese Messmethode weiter ausgearbeitet werden. Ob und inwiefern andere Muskeln weitere, ergänzende Aussagen über ihre Beteiligung und ihr 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 Oberflächenelektroden 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 erzielt 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 (siehe 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.)

Insofern 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 den Messablauf in seiner Reliabilität beeinträchtigen, da die Konzentration auf das richtige Treffen der Messplatte das natürliche Abrollen des Fußes gefährdet. Da die Probanden in dieser Untersuchung der eigentlichen Messung mehrere Testreihen durchlaufen haben, wurde diesem Problem entgegengewirkt. Zudem wurde für eine ausreichend lange Gehstrecke gesorgt, um die Bewegung nicht frühzeitig abbremsen zu müssen.

Bei der instrumentellen Ganganalyse liegt die Messgenauigkeit der passiv reflexiven Marker bei 2mm. Der Reproduzierfehler der Bodenreaktionskräfte und Drehmomente beträgt weniger als 2%. (Vgl. Rach 2004, S. x)

Eine weitere Fehlerquelle kann in der Anordnung der Kraftmessplatten liegen sowie durch die Auflösung bzw. Pixelung der CCD-Kameras entstehen. Durch eine Überprüfung der Kraftmessplatten vor jeder neuen Messreihe und der regelmäßigen Kalibrierung der Messgeräte ist hier die Fehlerquelle jedoch sehr 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 Funktionstests 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 guten Ergebnisse der dynamischen Messreihen sowie die Erkenntnis der Hypothese 4 ist zu empfehlen, 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 ergänzende Messmethode hinsichtlich der Körperdynamik hat sich aufgrund der Resultate als gleichwertige Messkomponente gegenüber der Körperstatik etabliert.

Ein Mehr an Probanden 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 Geschwindigkeit oder Steigung.

Abgesehen davon konnten keine Aussagen über eine Veränderung des Gleichgewichtes getroffen werden, da keine Messtechnik in der Lage gewesen ist, diese Komponente zu untersuchen.

Eine weitere wichtige Komponente 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. Diesbezüglich könnte geprüft werden, 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 Aufbisschiene, Zahnspange o.ä. auf die Körperstatik und -dynamik beschäftigen und einen Zusammenhang zwischen Kiefer- und Fußstellung eingängiger untersuchen.

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.

Anhand der Fragen, die aus der vorliegenden Studie resultieren, wird der weitere Forschungsbedarf in diesem Themenkomplex verdeutlicht und sollte in weiteren Studien fortgesetzt 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.

Die schnellst- und bestmögliche Intervention zur Erlangung eines optimalen Steh- und Gehverhaltens mit einem ökonomischen und gut ausgeprägten Muskelverhalten liegt einerseits im Interesse des Individuums und andererseits im Interesse der Volkswirtschaft. Ferner sollte diese Intervention bereits auch präventiv wirksam sein und nicht erst rehabilitativ zum Einsatz kommen, wenn sich bereits eine Haltungsschwäche und/oder Beschwerden entwickelt haben.

6. Zusammenfassung

Normalerweise versucht das menschliche Halte- und Bewegungssystem Schmerzen durch Kompensationsmechanismen zu entlasten, um Beschwerden zu mindern. Hierfür bildet sich eine entsprechende Muskulatur aus, die meistens eine (neuro)muskuläre Dysbalance zur Folge hat. Häufig besteht hierbei die Gefahr, dass sich durch unterschiedliche (neuro)muskuläre Adaptationen weitere bzw. andere Beschwerden entwickeln.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie belegen, dass durch das Tragen der sensomotorischen Einlegesohlen aber auch durch das Absolvieren des rehabilitativen Muskelaufbautrainings auf die körperliche Haltungs- und Bewegungssteuerung eingewirkt wurde und diese nachhaltig positiv veränderte. Diese Beeinflussung wurde durch das gezielte Einwirken auf den Muskelzustand erreicht. So waren beide angeführten Interventionsmöglichkeiten in der Lage, (neuro)muskulären Dysbalancen entgegenzuwirken und eine harmonischere, zusammenarbeitende Muskulatur zu erzeugen. Dadurch verbesserte sich ebenfalls die intra- und intermuskuläre Koordination, wodurch einzelne Bewegungen und Bewegungsabfolgen ökonomischer durchgeführt werden konnten. Weiterhin beweisen die Untersuchungsergebnisse eine einerseits koordinativ besser zusammenarbeitende Muskulatur und andererseits einen kräftigeren Muskelmantel, wodurch eine ungünstige Statik der Wirbelsäule ausgeglichen werden kann. Die Körperhaltung wurde ursächlich und nachhaltig günstig beeinflusst, so dass bereits bestehenden Überlastungs- und Abnutzungsschäden oder anderen Haltungsbeschwerden des Körpers entgegengewirkt werden konnten. Hierdurch erfolgte eine bessere Verteilung der auf die Wirbelsäule einwirkenden Lasten. Außerdem ist ein ökonomischeres, harmonischeres, entspannteres Bewegungsverhalten zu beobachten gewesen, wobei gleichzeitig Kompensationsmechanismen gesunken sind.

Über die Einlagenelemente in der sensomotorischen Sohle wurden die Muskelspindeln bzw. die Golgi-Sehnen-Apparate gereizt, so dass sich der Muskelzustand der Fußsohlenmuskeln veränderte. Entweder diese Muskulatur kontrahierte stärker oder sie verringerte ihren Kontraktionszustand und dehnte sich. Auf diese Weise konnte ihre Arbeitsweise gesteuert werden, deren Änderungen über sensorische und motorische Nervenbahnen sowohl monosynaptisch als auch polysynaptisch verarbeitet wurden. Polysynaptische Reize wurden im zentralen Nervensystem be- und verarbeitet.

Trotz der hierarchischen Anordnung der an einer Bewegungsausführung beteiligten motorischen Strukturen (Rückenmark, Hirnstamm, Kortex mit Basalganglien und Cerebellum) arbeiteten sie alle in einem Wechselwirkungsgeflecht miteinander und kommunizierten so interaktiv, bevor die efferente Reizumsetzung erfolgte.

Durch das Prinzip der Muskelketten veränderten sich nicht nur die Muskelaktivität des manipulierten Muskels, sondern alle anschließenden Muskeln der jeweiligen Muskelkette.

Anhand der Untersuchungsergebnisse konnte bestätigt werden, dass eine Beeinflussung der menschlichen Statik und Dynamik durch die Einlagenelemente auf die sensorische Leistung des Körpers möglich war. Durch das Einwirken auf die Sensorik wurde eine Verbesserung der Propriozeption erreicht. Dies war eindeutig an einem kontrollierteren Abrollvorgang beim Gehen ersichtlich.

Mit Hilfe des entwickelten, systematischen Trainingsplans, welcher auf einer wissenschaftlichen Basis beruht, wurden alle großen Muskelgruppen gekräftigt, die insbesondere für die Grundfunktionen des Körpers benötigt werden.

Hierfür mussten gezielte haltungsrelevante Trainingsreize gesetzt werden, so dass dadurch die motorische Leistung des Körpers aufgrund einer verbesserten intermuskulären Koordination verändert wurde.

Ziel war eine optimale Haltungssicherung sowie eine Ökonomisierung der Muskelkraft. Durch eine dosierte und gezielte Reizsetzung war das hier angewandte Krafttraining ungefährlich durchzuführen. Das gezielte, individuelle muskuläre Aufbautraining war darüber hinaus für die Probanden ein guter Ausgleich zum Berufsleben und führte bei ihnen zu einem verbesserten körperlichen Wohlbefinden.

Für den wissenschaftlichen Beweis der Wirkung der sensomotorischen Einlegesohlen oder des rehabilitativen Muskelaufbautrainings sind jedoch Messsysteme notwendig. Es müssen hierfür jedoch, wie an der Studie zu sehen ist, mehrere Messsysteme eingesetzt werden, da jedes System etwas anderes misst und beweisen kann. Die signifikanten Beweise der einzelnen Messreihen belegen, dass sie in der Lage gewesen sind, um Veränderungen der Körperstatik und -dynamik aufzuzeigen.

Aufgrund der bereits in Kapitel 5 angeführten geringen prozentualen Höhe der Reproduzierbarkeitsfehler der einzelnen Messreihen und die daraus resultierenden Problematiken, sind die signifikanten Messergebnisse als sicher und zuverlässig zu erachten. Die Hauptfehlerquelle liegt bei der dreidimensionalen Rückenscannung, der statischen und dynamischen EMG-Messung und der instrumentellen Ganganalyse in der exakten Platzierung der Marker. Die möglichen Reproduzierbarkeitsfehler sind jedoch zu gering, als dass sie die statistischen Ergebnisse hätten immens beeinträchtigen können.

Da die Messgeräte kalibriert worden sind, wurden auf diesem Weg auch mögliche Messfehler ausgeschlossen.

Des Weiteren ist das eindeutige Belegen bzw. Verifizieren der aufgestellten Hypothesen schwierig. Denn ein Fachmann beobachtet zwar sehr oft Veränderungen, die jedoch nicht immer von den eingesetzten Messsystemen erfasst werden können bzw. keinen signifikanten, statistischen Nachweise ergeben. Keinen signifikanten

Nachweis war in dieser Studie in der Messreihe ‚statisches Oberflächen-EMG‘ zu beobachten.

Der Einsatz jeder weiteren, neuen Messreihe, ermöglichte das Unterscheiden zwischen einer natürlichen Varianz und einer erzwungenen Veränderung der Körperhaltung und -bewegung. Dies war notwendig, um eine definierte wissenschaftliche Beweislage zu erhalten. Allerdings muss bei der Beurteilung des Steh- und Gehverhaltens berücksichtigt werden, dass eindeutig definierte Grenzen und die Eingliederung der Haltung oder Bewegung in einen bestimmten Status aufgrund der Individualität jedes Menschen schwer festzulegen sind. Der Übergang zwischen einer ‚normalen‘ Haltung und einer Haltungsschwäche ist fließend. Von daher muss immer auf die Beschwerden bzw. Schmerzen des Einzelnen besonders Rücksicht genommen werden.

Die vorliegenden Studienergebnisse sind allerdings nur als Tendenzen zu betrachten, da sie ausschließlich bei den Untersuchungspersonen festgestellt worden sind. Inwieweit sich die Schlussfolgerungen verallgemeinern lassen, sollte in weiteren Untersuchungen eingängiger erforscht werden. Auch der Einsatz weiterer Messsysteme sollte in zukünftigen Studien ähnlicher Thematik diskutiert werden.

Da die sensomotorischen Einlegesohlen und 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 oder Krankheitsheilung beitragen. Im Rahmen der Therapiemaßnahmen bei Menschen mit haltungsbedingten Beschwerden sind die gewonnenen Erkenntnisse dieser Untersuchung bedeutend, um durch einen gezielteren Einsatz beider Therapiemöglichkeiten der Ursache der Beschwerden zukünftig systematischer nachzugehen und sie folglich schneller und langfristiger beseitigen bzw. mildern zu können. Zudem sind weitere Kosten im deutschen Gesundheitswesen einzusparen, wenn die sensomotorischen Einlegesohlen und das Muskelaufbautraining nicht nur als Therapiemaßnahmen eingesetzt werden, sondern bereits schon präventiv zum Einsatz kommen würden.

Auch die Ausgaben des deutschen Gesundheitswesens bei der Entgeltfortzahlung des Lohns im Krankheitsfall könnten durch den gezielten Therapieeinsatz der Einlegesohlen oder des Muskelaufbautrainings bei Menschen mit haltungsbedingten Beschwerden dazu beitragen, den betroffenen Menschen schneller zu rehabilitieren und den krankheitsbedingten Berufsausfall zu verkürzen. Kostenausgaben für Lohnfortzahlungen im Krankheitsfall könnten so eingespart werden.

Die Erkenntnisse der Studie sind demzufolge 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. ARMSTRONG, D.G./LAVERY, L.A./BUSHMAN, T.R., 1998: Peak foot pressure influence the healing time of the diabtic foot ulcers treated with total contact casts. In: Journal of Rehabilitation Research and Development, Nr.35, S.1-5
8. 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
9. ARMBRUSTER, K., 1993: Verfahren zur Aufnahme und Vermessung von Körpern. In: Proceedings zum Symposium Bildverarbeitung '93, 24. bis 26. November 1993. Technischen Akademie Esslingen
10. BECKERS, D./ DECKERS, J., 1997: Ganganalyse und Gangschulung. Springer Verlag. Berlin. Heidelberg
11. 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
12. 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
 13. BIRKLBAUER, J., 2006: Modelle der Motorik: eine vergleichende Analyse moderner Kontroll-, Steuerungs- und Lernkonzepte. Meyer & Meyer Verlag. Aachen
 14. BITTMANN,F./ BADTKE, G., 1994: Bewegungsmuster- primärer Faktor von Fehlentwicklungen des Muskel-Skelett-Systems. In: Manuelle Medizin. Nr. 32, S. 61-65
 15. BOECKH-BEHRENS, W.-U./ BUSKIES, W., 1998: Gesundheitsorientiertes Fitnessstraining. Wehdemeier & Pusch Verlag. Lüneburg. 4.Aufl.
 16. BOECKH-BEHRENS, W.-U./ BUSKIES, W., 2000: Fitness- Krafttraining. Rowohlt Taschenbuchverlag GmbH. Reinbek bei Hamburg
 17. BOENICK, U. / NÄDER, M., 1991: Gangbildanalyse- Stand der Messtechnik und Bedeutung für die Orthopädie-Technik. Mecke Druck und Verlag. Duderstadt
 18. BOURDIOL, R.-J., 1980: Pied et statique. Edition Maisonneuve.Paris
 19. BOURDIOL, R.-J., 2003: Der gehende Mensch. In: Orthopädieschuhtechnik Nr. 1 und 2, S. 12-17
 20. BOURDIOL, R.-J., 2003: Klinisch therapeutische Aspekte der Podoorthesiologie. In: Orthopädieschuhtechnik. Nr. 5, S. 23-26
 21. BOURDIOL, R.-J., 2001: Die Folgen der bevorzugten Lateralität. In: Orthopädieschuhtechnik. Nr.10, S. 36-40

-
22. BOURDIOL, R.-J., 2001: Die Fußgewölbe. In: Orthopädieschuhtechnik. Nr. 9, S. 14-18
 23. BOURDIOL, R.-J., 2001: Funktionelle Myologie. In: Orthopädieschuhtechnik. Nr. 7 und 8, S. 16- 25
 24. BREITHECKER, D., 1992: Der Rücken im Kontext der Körperstatik. In: Haltung und Bewegung. Nr. 2, Se. 23-29
 25. BRINCKMANN, P./FRABIN, W./LEIVSETH, G., 2000: Orthopädische Biomechanik. Georg Thieme Verlag. Stuttgart
 26. BUCHBAUER,J., 1999: Präventives Muskeltraining zur Behebung von Haltungsfehlern; Totalrundrücken, Hohlrücken, Flachrücken und Skoliose. Verlag Karl Hofmann. Schorndorf
 27. BUSKIES,W./ DEMSKI, N., 2003: Rückenfitness : Grundlagen, Übungen, Spiele. Limpert Verlag. Wiebelsheim
 28. 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
 29. COCHRAN VAN B., G., 1988: Orthopädische Biomechanik. Ferdinand Enke Verlag. Stuttgart
 30. DANIELS, L./ WORTHINGHAM, C., 1985: Manuelle Untersuchungstechniken. Gustav Fischer Verlag. Stuttgart, 5.Aufl.
 31. DARGATZ,T./ KOCH, A., 2000: Starke Muskeln - gesunder Körper : das Kompaktprogramm für jedermann. Rowohlt-Taschenbuch-Verlag. Reinbek bei Hamburg
 32. 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

-
33. DEBRUNNER, H.U., 1998: Biomechanik des Fußes. Enke Verlag. Stuttgart, 2.Aufl.
 34. DE MARREES, H., 2003: Sportphysiologie. Sportverlag Strauss.Köln, 9. Aufl.
 35. DE LUCA, C.J., 1997: The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. In: Journal of Applied Biomechanics 1997, Nr. 13, S. 135-163
 36. DENNER, A., 1998: Analyse und Training der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur. Springer Verlag. Berlin
 37. 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
 38. DIETZ, V., 1992: Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. In: Psychological Reviews. Vol 72. Nr. 1, S. 33-58
 39. DRERUP, B./HAFKEMEYER, U./MÖLLER,M./WETZ, H.H., 2001: Der Einfluss der Geschwindigkeit beim Gehen auf die Druckverteilung bei orthopädiesschuhtechnischer Versorgung. In. Der Orthopädie. Nr. 30, S. 169-175
 40. 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
 41. EINSINNGBACH, T./KLÜMPER, A./BIEDERMANN, L., 1988: Sportphysiotherapie und Rehabilitation. Georg Thieme Verlag. Stuttgart- New York
 42. ENGELHARDT,M./FREIWALD, J., 1997: EMG-kontrollierte Muskelrehabilitierung – Knieverletzungen. In: Sportverletzung, Sportschaden. Georg-Thieme Verlag. Stuttgart- New York, S.87-99

-
43. 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
 44. 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
 45. FACH, H.H., 2002: Gerätetrainer Rücken: die besten Übungen für einen
gesunden Körper. Rowohlt-Taschenbuch-Verlag. Reinbek bei Hamburg
 46. FAUTZ, M./SCHMITT, A., 2002: Ein volumenschnittbasiertes Verfahren zur
Objekt- und Texturrekonstruktion. 7. ABW-Workshop. TA Esslingen
 47. FEIWALD, J./ ENGELHARDT, M./ REUTER, I., 1998: Neuromuskuläre
Dysbalancen in Medizin und Sport- Ursachen, Einordnung und Behandlung. In:
Zichner,L./ Engelhardt, M./ Feiwald, J., 1998: Neuromuskuläre Dysbalancen.
Novartis Pharma Verlag. Nürnberg , S. 165-190
 48. FREIWALD, J./ ENGELHARDT, M., 1996: Neuromuskuläre Dysbalancen in
Medizin und Sport. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 47. Nr. 3, 99-
106
 49. FRISCH, H., 1999: Programmierte Therapie am Bewegungsapparat. Springer-
Verlag Berlin Heidelberg. Berlin Heidelberg. 3. Aufl.
 50. FREIWALD, J., 1992: Prävention und Rehabilitation im Sport. Rowohlt
Taschenbuch Verlag GmbH. Reinbek bei Hamburg
 51. FROBÖSE, I./ NELLESSEN, G., 2003: Training in der Therapie: Grundlagen
und Praxis. Urban & Fischer Verlag. München. 2. Aufl.
 52. GLITSCH, U., 2001: Die muskuläre Belastungsverteilung im Verlauf der
Stützphase beim Gehen. In. Orthopädie Technik 4/01, S. 249-252

-
53. 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
 54. GOLLHOFER, A., 2002: EMG in der Bewegungsanalyse. In: Orthopädieschuhtechnik. Nr. 10, S. 33-41
 55. GOTTLOB, A., 2001: Differenziertes Krafttraining. Urban& Fischer Verlag. München- Jena
 56. GÖTZ-NEUMANN, K., 2003: Gehen verstehen. Georg Thieme Verlag. Stuttgart
 57. GROSSER, M./ EHLENZ, H./ GIEBL, R./ ZIMMERMANN, E., 1999: Muskeltraining. BLV Verlagsgesellschaft. München. 7. Aufl.
 58. GUSTAVSON, R./ STREECK, R. 1991: Trainingstherapie. Georg Thieme Verlag. Stuttgart- New York
 59. GUSTAVSON, R. 1997: Trainingstherapie im Rahmen der manuellen Medizin: Prophylaxe und Rehabilitation. Georg Thieme Verlag. Stuttgart- New York. 3. Aufl.
 60. HAARER-BECKER, R./ SCHOER, D., 1998: Physiotherapie in Orthopädie und Traumatologie. Georg Thieme Verlag. Stuttgart. 2. Aufl.
 61. HAASE, J./HENTASCH, H.-D./JUNG, R./STRATA, P./THODEN, U., 1976: Sensomotorik. Urban & Schwarzenberg. München-Berlin-Wien
 62. HAFKEMEYER, U./WETZ, H.H./MÖLLER, M., 2002: Afferenzverstärkende (propriozeptive) Einlagen. In: Orthopädie- Technik. Nr. 6, S. 518-521
 63. 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

-
64. HARMSELT, I., 2000: Der Einfluss des Plattfußes auf die Gesamtstatik des Körpers. In: Naturheilpraxis. 5/2000, S.723-729
65. HARMSELT, I., 1997: Die Statik, Ursache vieler chronischer Sportverletzungen. In: Zeitschrift für Physiotherapeuten. Sonderdruck 49. Jg. (4/1997), S. 659-661
66. HEILI, J.C., 2000: Neurologische Einlagen nach Jean-Claude Heili. In: Orthopädieschuhtechnik. Sonderheft Propriozeption, S. 60-61
67. 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
68. HENATSCH, H.-D., 1986: Die motorische Grammatik des Rückenmarks – Bestandsaufnahme und Revision. In: Fortschr. Neurol. Psychiat. Vol. 54, S.273-288
69. 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
70. HOF, A.L., 1997: The relationship between electromyogram and muscle force. In: Sportverletzung, Sportschaden. Georg-Thieme Verlag. Stuttgart- New York, S.79-86
71. HOHMANN, A./ LAMES, M./ LETZELTER, M., 2002: Einführung in die Trainingswissenschaft. Limpert Verlag. Wiebelsheim
72. HOWALD, H., 1989: Veränderungen der Muskelfaser durch Training. In: Leistungssport. 2/89, S. 18- 24
73. HOLLMANN, W./ HETTINGER, T., 2000: Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin. Schattauer Verlag. Stuttgart. 4. Aufl.

-
74. HÜTER-BECKER, A./ SCHEWE, H./ HEIPERTZ,W., 1997: Physiotherapie. Georg Thieme Verlag. Stuttgart
 75. HYLTON, N., 2000: Konzepte der dynamischen Orthetik- Hintergrund und Erfahrungen. Verlag Orthopädietechnik
 76. JUNQUEIRA,L.C./CARNEIRO,J./KELLEY, R.O., 2002: Histologie. Springer-Verlag. Berlin Heidelberg New York, 4. Aufl.
 77. 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
 78. JANDA, V.,1994: Manuelle Funktionsdiagnostik. Ullstein Mosby GmbH & Co. KG. Berlin, 3. Aufl.
 79. JAHRLING, L., 2000: Propriozeptive Einlagen für Spastiker. In: Orthopädieschuhtechnik- Sonderheft Propriozeption, S. 52-54
 80. KENDALL, F./ KENDALL McCREARY, E./ GEISE PROVANCE, P. 2001: Muskeln-Funktionen und Tests. Urban& Fischer Verlag. München Jena, 4. Aufl.
 81. KENT, M. (Hrsg.),1996: Wörterbuch Sport und Sportmedizin. Limpert Verlag GmbH. Wiesbaden
 82. KIMMESKAMP, S./MILANI, T.L., 2002: Afferenzstimulierende Einlagenversorgung – der Versuch einer physiologisch begründeten Begriffserklärung. In: Orthopädieschuhtechnik. Nr. 10, S. 24-31
 83. KLEE, A, 1994: Haltung, muskuläre Balance und Training. Verlag Harri Deutsch. Frankfurt am Main
 84. KLEIN-VOGLBACH, S., 2001: Funktionelle Bewegungslehre. Springer-Verlag. Berlin. Heidelberg, 5. Aufl.
 85. KONRAD, P., 2005: The ABC of EMG. Powered by Noraxon Inc.,USA

-
86. 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
87. 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
88. KREIGHBAUM, E./ BARTHEL, K.M., 1985: Biomechanics: a qualitative approach for studying human movement. Macmillan Publishing Company. New York, 2. Aufl.
89. KUMMER, B., 2005: Biomechanik- Form und Funktion des Bewegungsapparates. Deutscher Ärzte- Verlag. Köln
90. KUNZ, M./ KOLL, R. Dr.med./ DROSTE, S., 2000: Medizinisches Aufbautraining. Gesundheits- Dialog Verlag GmbH. Oberhaching
91. KUNZ, M. (Hrsg.), 2003: Medizinisches Aufbautraining: Erfolg durch MAT in Prävention und Rehabilitation. Urban&Fischer Verlag. München. Jena. 2. Aufl.
92. 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
93. LAUBE, W./BOCHDANSKY, T., 2003: Sensomotorik und Rehabilitation. In: Österr. Z. Phys. Med .Rehabil. Nr. 13/ 1, S. 3-4
94. 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

-
95. LEIFELS, S., 2002: Einfluss eines 6-min-Laufs auf die plantare Druckverteilung bei Grundschulkindern mit und ohne Fußauffälligkeiten. Examensarbeit. Westfälische Wilhelms-Universität Münster
 96. LEHNERT-SCHROTH, C., 1998: Dreidimensionale Skoliosenbehandlung – Atmungs- und Orthopädiensystem Schroth. Gustav Fischer Verlag. Stuttgart. Jena. Lübeck. Ulm
 97. LUDIN, H.-P., 1993: Praktische Elektromyographie. Ferdinand Enke Verlag. Stuttgart. 4. Aufl.
 98. LUDWIG, O., SCHMITT, E., 2006: Neurokybernetik der Körperhaltung. In: Haltung & Bewegung. Nr.1, S. 5-14
 99. LUDWIG, O./FUHR, N., 2004: Änderung der muskulären Aktivität durch propriozeptiv wirkende Einlegesohlen. In: Orthopädienschuhtechnik. Nr.12, S. 13-18
 100. LUDWIG, O./FUHR, N., 2006: Standards in der Haltungsvermessung bei sensomotorischer Versorgung. In: Orthopädienschuhtechnik. Sonderheft Sensomotorik, S. 32-37
 101. MARTIN,D./CARL, K./LEHNERTZ, K., 2001: Handbuch Trainingslehre. Verlag Karl Hofmann. Schorndorf. 3.Aufl.
 102. MECHLING,H./MUNZERT,J., 2003: Handbuch Bewegungswissenschaft - Bewegungslehre. Verlag Karl Hofmann. Schorndorf
 103. MECHLING, H., 1985: Aspekte der Bewegungs- und Trainingswissenschaft : motorisches Lernen, Leistungsdiagnostik, Trainingssteuerung. DVS. Clausthal-Zellerfeld
 104. MEIER, H., 1997: Medizinische Trainingstherapie in der Praxis. Methodik der MTT. Medicon Verlag. Mühlhausen
 105. MEINEL, K./SCHNABEL, G., 2006: Bewegungslehre – Sportmotorik. Südwest Verlag. München, 10. Aufl.

-
106. MERLETTI, R., 1999: Standards for Reporting EMG data. In: Journal of Electromyography and Kinesiology. Vol. 9, S. 3-4
 107. 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
 108. NATRUP, J., OHLENDORF, D., FISCHER, F., 2004: Auswirkungen neurologischer Einlagen auf die Körperstatik. In: Orthopädieschuhtechnik, Sonderheft Einlagen 2004, S. 56-63.
 109. NATRUP, J., 1999: Wie erfahre ich, wenn es dem Fuß zuviel wird? In: Orthopädieschuhtechnik. Nr. 11, S.29-35
 110. NATRUP, J., 2001: Der Einsatz der elektronischen Fußdruckmessung am diabetischen Fuß. In: Gesundheitsprofi. Nr. 11, S. 34-36
 111. 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
 112. NENTWIG, C.G., 1999: Effektivität der Rückenschule. In: Der Orthopäde. Vol. 29. Nr. 11, S.958-965
 113. 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
 114. NICOL, K./ RUSTEBERG, D., 1993: Pressure Distribution on Mattresses, In: Journal of Biomechanics, Vol. 12, S. 1479-1486
 115. NICOL, K./ PEIKENKAMP, K., 1999: Apparative Biomechanik- Methodik und Anwendungen. Czwalina Verlag. Hamburg
 116. NIGG, B.M./HERZOG, W., 1999: Biomechanics of the Muskulo-skeletal System. John Wiley & Sons Ltd. West Sussex, 2. Aufl.

-
117. 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
 118. OHLENDORF, D., 2004: Der Einfluss von sensomotorischen Einlagen auf die Körperstatik im Stand. Magisterarbeit. Universität Göttingen
 119. OLIVER, N./ROCKMANN, U., 2003: Grundlagen der Bewegungswissenschaft und -lehre. Verlag Karl Hofmann. Schorndorf
 120. OROSZ, N., 2003: Welche Bedeutung hat das Gleichgewicht für die Haltung? In: Gesundheitssport und Haltung. Nr. 19, S. 177-178
 121. 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
 122. PERRY, J., 2003: Ganganalyse. Urban & Fischer Verlag. München
 123. PFEIFER, K./ VOGT, L./ BANZER, W., 2003: Kinesiologische Elektromyographie (EMG). In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 54. Nr. 11, S. 331-332
 124. 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
 125. RACH, O., 2004: Ganganalytische Untersuchungen zu funktionellen Aspekten der neuen Bremskniegelenke 3R90 und 3R92. Diplomarbeit. Fachhochschule Gießen-Friedberg

-
126. RADLINGER, L., 1998: Rehabilitatives Krafttraining: theoretische Grundlagen und praktische Anwendungen. Georg Thieme Verlag. Stuttgart-New York.
 127. REICHEL, H.-S./ SCHUCK, M./ SEIBERT, W./ HATZELMANN, E./ HELMER, G., 1992: Die Wirbelsäule- Prävention und Rehabilitation durch Entspannung. Gesundheits-Dialog Verlag GmbH. Unterhaching
 128. 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
 129. RISTOW, B., 1997: Erfassung, Rekonstruktion und Simulation realer Objekte. 3. ABW- Workshop. TA Esslingen
 130. 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
 131. ROHLAND, U., 2000: Statistik. Shaker Verlag. Aachen
 132. 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
 133. ROTH, K./WILIMCZIK,K., 1999: Bewegungswissenschaft. Rowohlt Taschenbuch Verlag. Reinbeck bei Hamburg
 134. RÖTHIG, P., 1992: Sportwissenschaftliches Lexikon. Verlag Karl Hofmann. Schorndorf. 5. Aufl.
 135. RÜHL, J./ SCHUBA, V., 2003: Funktionelles Fitnesskrafttraining. Meyer & Meyer Verlag. Aachen
 136. 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
137. SCHALLMEY, W./TER HARMSEL, I., 2006: Skript Basiskurs Podo-Orthesiologie. Lehrinstitut. Warendorf
138. SCHEID, V. (Hrsg.), 2004: Trainingslehre. Limpert Verlag. Wiebelsheim, 9. Aufl.
139. SCHIEBLER, T.H./ SCHMIDT, W., 1999: Anatomie. Springer- Verlag Berlin Heidelberg. Berlin Heidelberg. 8. Aufl.
140. SCHMITT, H./CARSTENS, C., 2004: Skoliose und Sport. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 55, Nr.6, S. 163-164
141. SCHMIDT, R. F./ THEWS, G., 2000: Physiologie des Menschen. Springer-Verlag. Berlin Heidelberg. Berlin Heidelberg. 28. Aufl.
142. 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
143. SCHOUENBORG, J./WENG, H.-R., 1994: Sensorimotor transformation in a spinal motor system. In: Exp. Brain Res.. Vol. 100, S. 170-174
144. SCHOMBURG, E.D., 1990: Spinal functions in sensorimotor control of movements. In: Neurosurg. Rev.. Nr. 13, S. 179-185
145. SCHÜLE, K./ HUBER, G. (Hrsg.), 2004: Grundlagen der Sporttherapie-Prävention, ambulante und stationäre Rehabilitation. Urban & Fischer Verlag. München. Jena. 2. Aufl.
146. 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

-
147. SEIBERT, W., 1998: Perfektes Körpertraining. Copress-Verlag GmbH. München. 7.Aufl.
 148. STEININGER, K. Dr.med./BUCHBAUER, J., 1994: Funktionelles Kraftaufbautraining. Gesundheits- Dialog Verlag GmbH. Oberhaching
 149. 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
 150. SPRING, H., 1981: Muskelfunktionsdiagnostik nach Janda. In: Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 29, S. 143-146
 151. TITTEL, K., 2003: Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. Urban & Fischer Verlag. München. Jena. 14. Aufl.
 152. TREPPEL, M., 1999: Neuroanatomie. Urban & Fischer Verlag. München. 2. Aufl.
 153. 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
 154. VOß, R., 2004: Einfluss der Absatzhöhe des Schuhs auf die Statik und das Gehen. Magisterarbeit. Universität Göttingen
 155. VOGT, L./ BANZER, W.,2005: Instrumentelle Ganganalyse. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 56. Nr.4, S. 108-109
 156. 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

-
157. WINCHENBACH, H., 2003: Welche Bedeutung hat Kraft für die Haltung?
In: Gesundheitssport und Therapie. Nr. 19, S. 173-174
 158. WINKLER, W./ WAHLE, C., 2001: Statistik für Sportstudierende. Skript zur
Vorlesung. IfS Universität Göttingen, 2. Aufl.
 159. WHITTLE, M.W., 2002: Gait analysis: an introduction. Butterworth-
Heinemann. Oxford. 3. Aufl.
 160. WINCHENBACH, H., 2003: Welche Bedeutung hat Kraft für die Haltung?
In: Gesundheit und Sporttherapie. 19, S. 173-174
 161. 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
 162. WINTER, D.A., 1995: Human balance and posture control during standing
and walking. In: Gait and Posture. Nr. 3, S. 193-214
 163. WILLIMCZIK, K., 1975: Grundkurs Statistik. Wilhelm Limpert Verlag.
Frankfurt am Main, 1. Aufl.
 164. WOLF, H., 1998: Absolute Moirémesstechnik zur Formerfassung nicht
notwendigerweise stetiger Oberflächen. 5. ABW-Workshop. TA Esslingen
 165. WOLF, K., 2002: Schnelle absolute 3D-Messung. 7. ABW-Workshop. TA
Esslingen
 166. ZIEGLER, R., 2003: Vermessung der Körperstatik nach Bourdiol. In:
Orthopädieschuhtechnik. 12/2003
 167. ZIMMERMANN, K., 2000: Gesundheitsorientiertes Muskelkrafttraining:
Theorie, Empirie, Praxisorientierung. Verlag Karl Hofmann. Schorndorf

Weitere Quellen

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

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

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

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

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

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

[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.ifpb-ev.de> ; 28.02.06, 10:37

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

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

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

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

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.semg.org/education/articles/article2.htm;](http://www.semg.org/education/articles/article2.htm) 07.01.2006, 13:12

[http://www.semg.org/education/articles/article3.htm;](http://www.semg.org/education/articles/article3.htm) 07.01.2006, 13:14

[http://www.delsys.com/library/papers/SEMGintro.pdf;](http://www.delsys.com/library/papers/SEMGintro.pdf) 21.5.06, 13:14

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

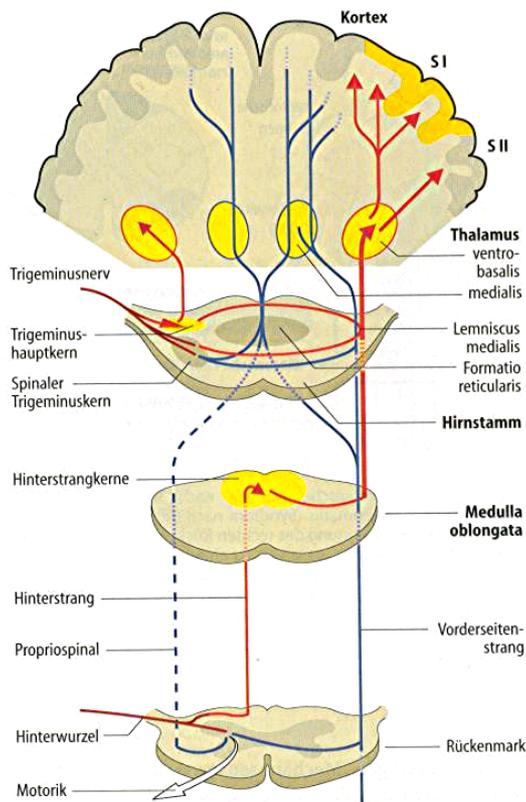
http://www.rki.de/cln_011/nn_226040/DE/Content/GBE/Gesundheitsberichterstattung/GBEDownloadsT/fruehberentung,templateId=raw,property=publicationFile.pdf/fruehberentung; 03.12.2006, 11:27

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

[http://www.abw-3d.de/messverfahren/lichtschnitt/lichtschnitt_de.php,](http://www.abw-3d.de/messverfahren/lichtschnitt/lichtschnitt_de.php) 05.10.06, 16:57

[Gebrauchsanweisung: Vicon[®] Hardware User Manual.Oxford, United Kingdom.Vicon Motion Systems Limited, o. J.]

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.

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

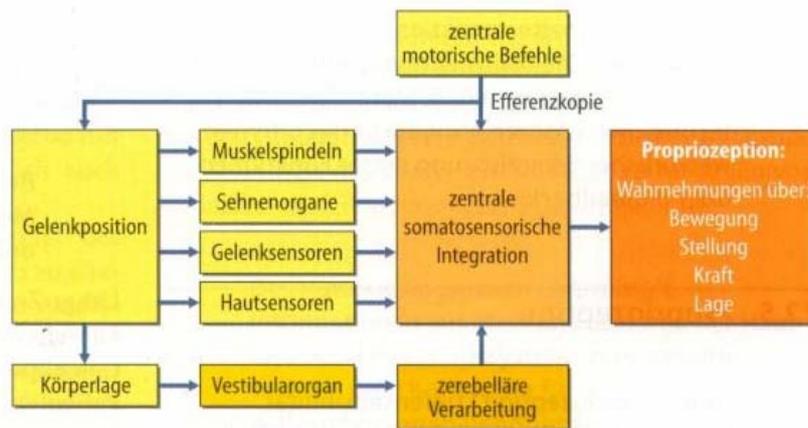


Abb. 2.2. Funktionelle Übersicht der zusammenwirkenden Propriozeptoren bei bewusst werdenden Vorgängen

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

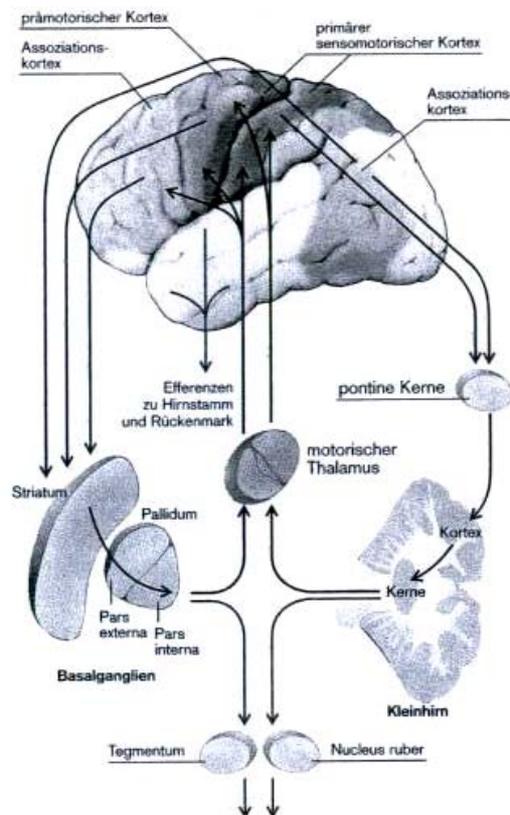


Abb. 2.3. Vergleich der kortikalen Verbindungen von Basalganglien und Kleinhirn

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

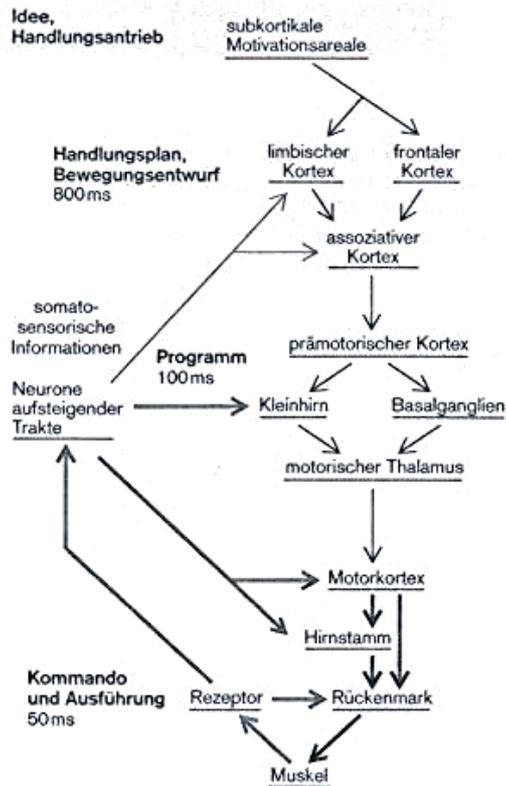


Abb. 2.4. Vereinfachtes Schema funktioneller Schritte und Strukturen der Zielmotorik

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

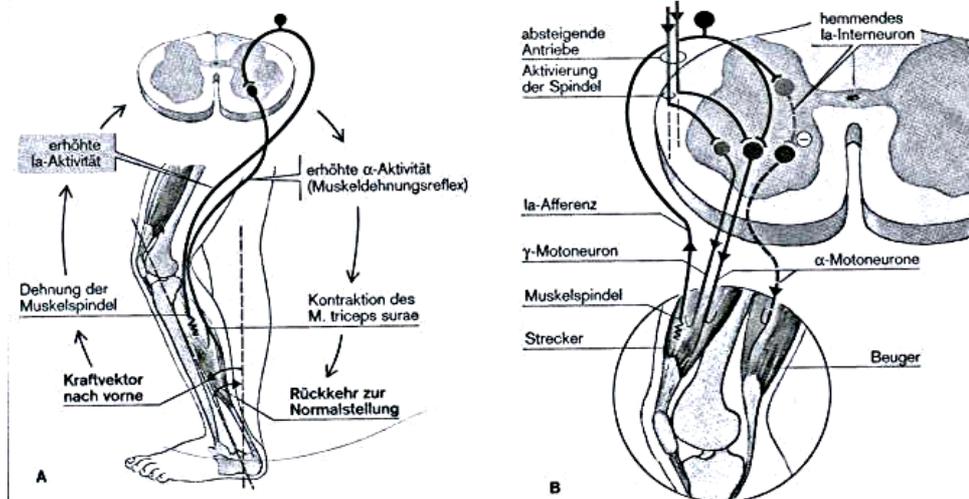


Abb. 2.5. Muskeldehnungsreflex, reziproke Hemmung und γ -Muskelspindelschleife

Ergänzung 2.3.

A = Schema des längenstabilisierenden Regelkreises

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

Entnommen aus Silbermagl/Pape, S. 754

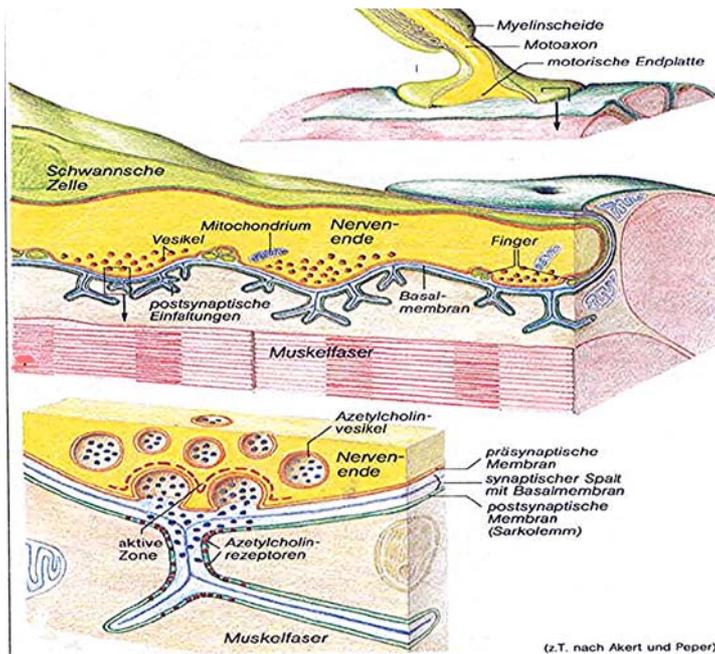


Abb. 2.6. Der Prozess der Erregungsleitung an der motorischen Endplatte

Entnommen aus: Silbernagl/Despopoulos 2003, S. 57

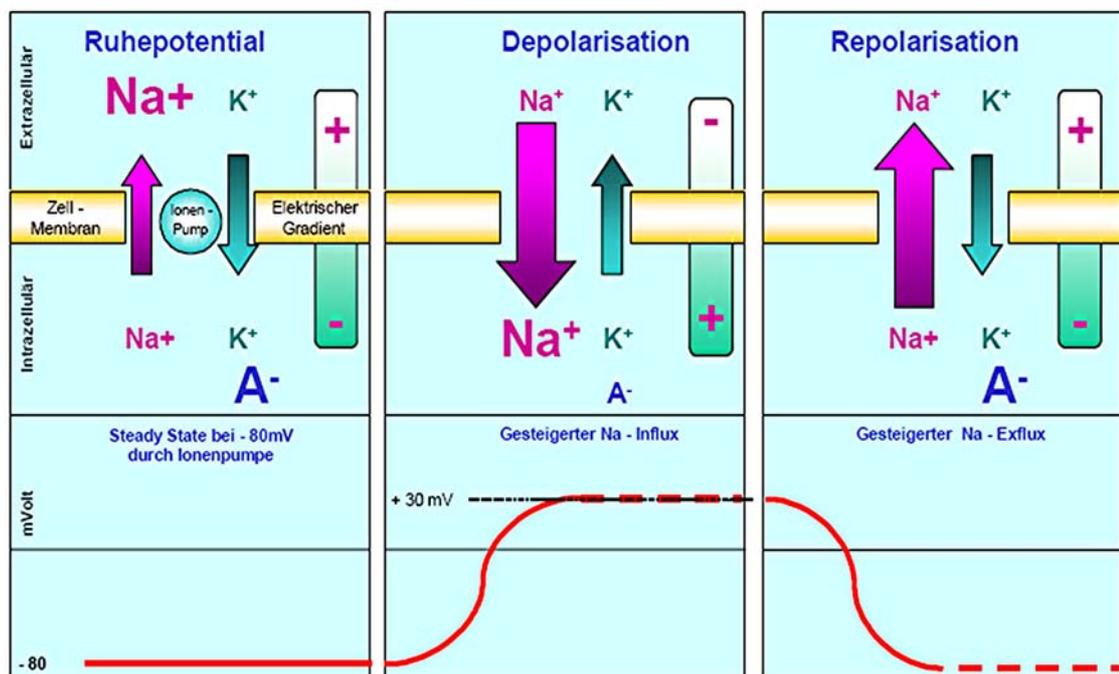


Abb. 2.7. Schematische Darstellung des Depolarisierungs-Repolarisierungs-Zyklus innerhalb erregbarer Membranen

Entnommen aus: Konrad 2005, S. 6

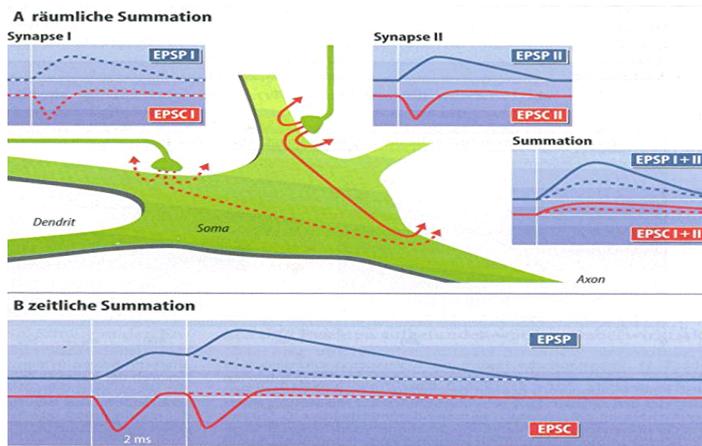


Abb. 2.8. Räumliche und zeitliche Summation eines Aktionspotentials

Entnommen aus Schmidt/Thews 2000, S. 51

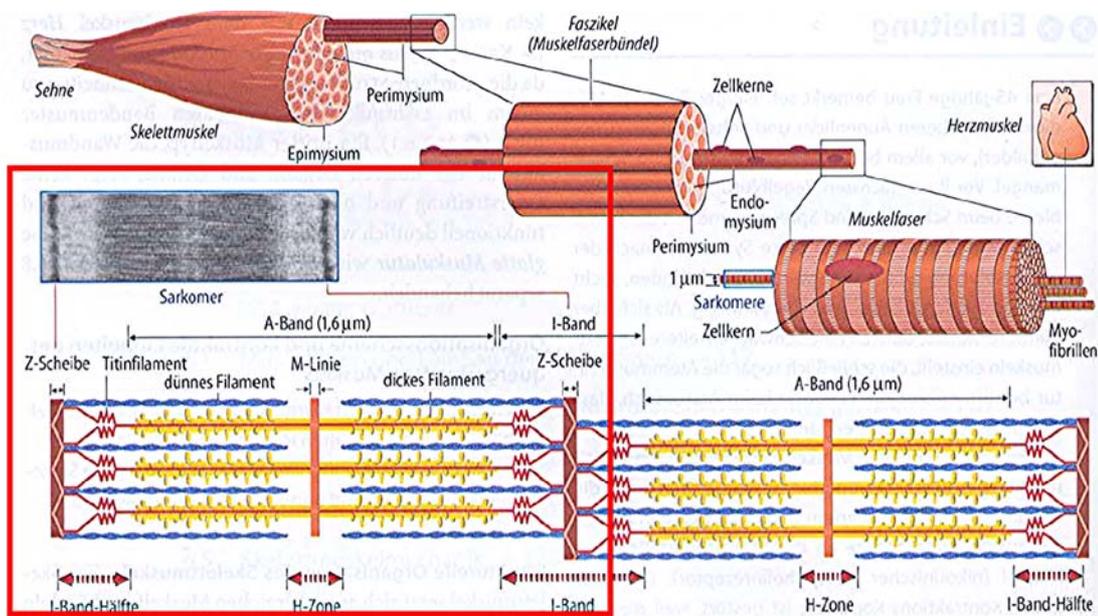


Abb. 2.9. Feinbau der quergestreiften Muskelfaser

Entnommen aus: aus schmidt/thews, 2005 \rightarrow suchen!!!

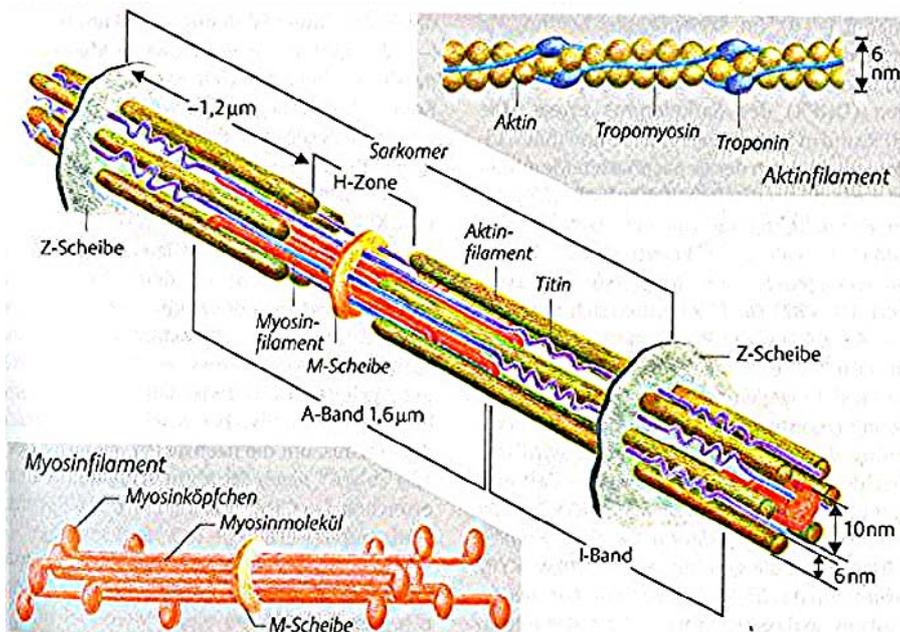


Abb. 2.10. Aufbau eines Sarkomers

Ergänzung 2.4.

Ein Aktinprotein baut sich aus zwei spiralförmig miteinander verdrehten F-Aktin-Ketten auf, 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 zum Myosin 2.5.

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 2003, S. 61

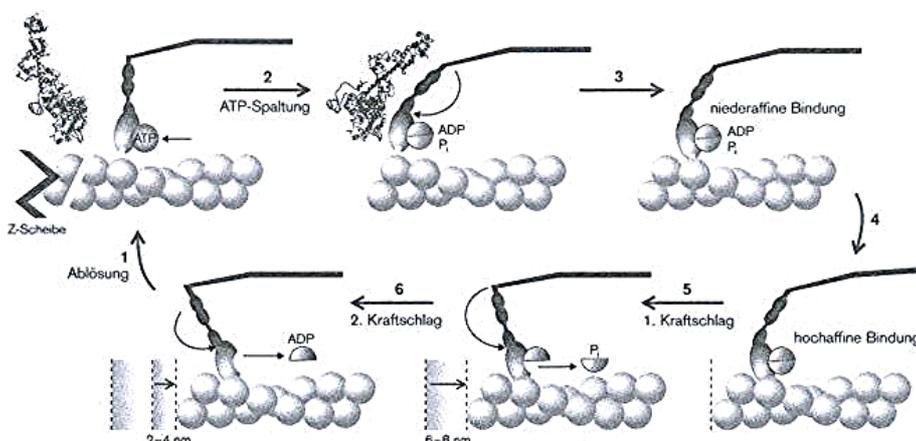


Abb. 2.11. Arbeitszyklus beim Filamentgleiten

Ergänzung zum Filamentgleiten 2.6.

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. Über eine Kalziumpumpe gelangen die Kalziumionen nach der Brückenbildung wieder zurück in das sarkoplasmatische Retikulum.

Entnommen aus: Klinke/Pape/Silbernagl 2005, S.106

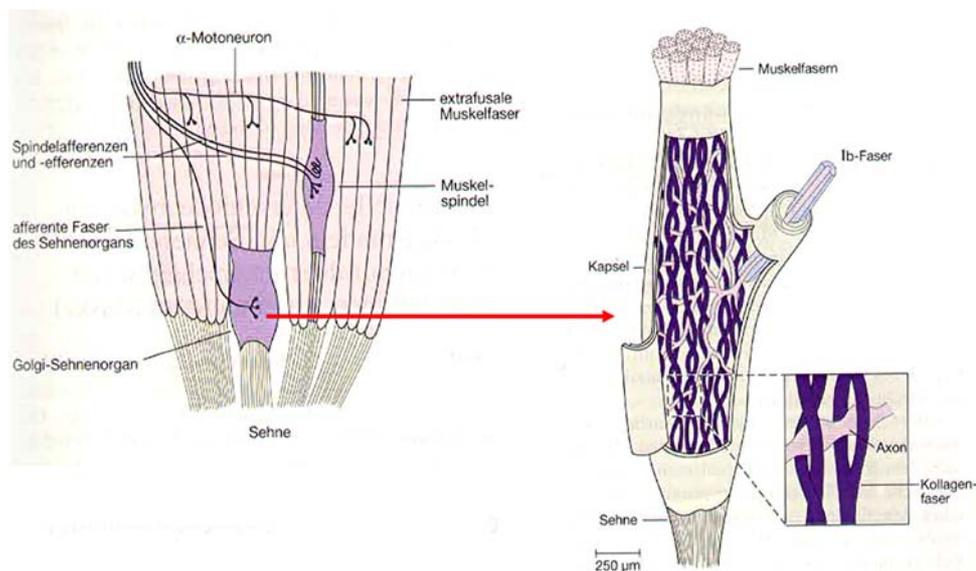


Abb. 2.12. Schematische Darstellung einer Muskelspindel und eines Golgi-Sehnenorgans

Entnommen aus:

http://www1.uni-hamburg.de/spomed/scripte_2006/spezielleAnatomie/Muskulatur.pdf; 04.01.2007, 12:14

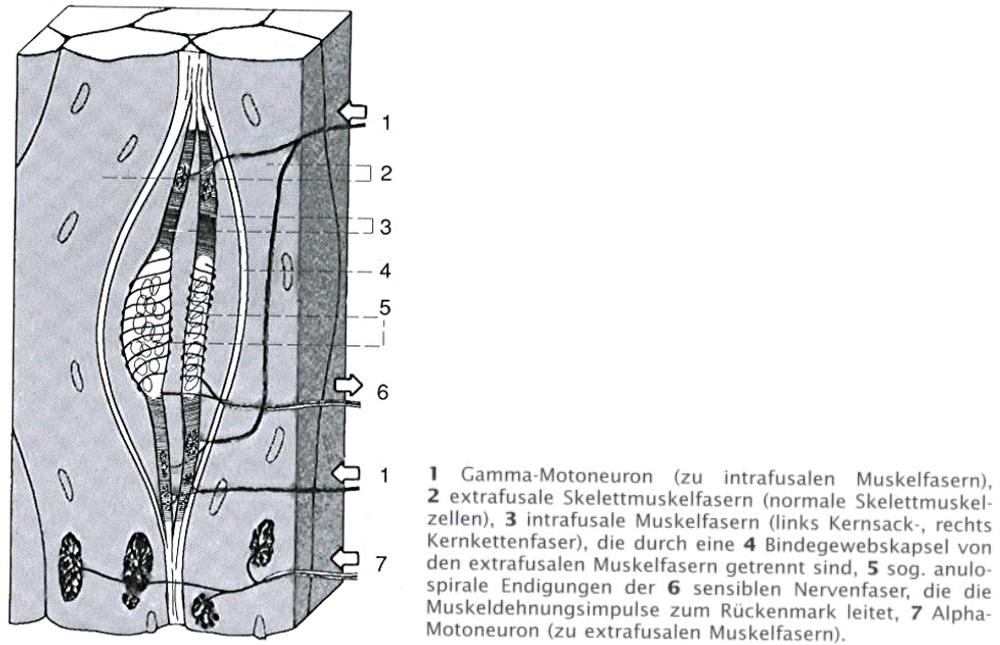


Abb. 2.13. Schematischer Überblick einer Muskelspindel

Entnommen aus: Trepel 1999, S. 315

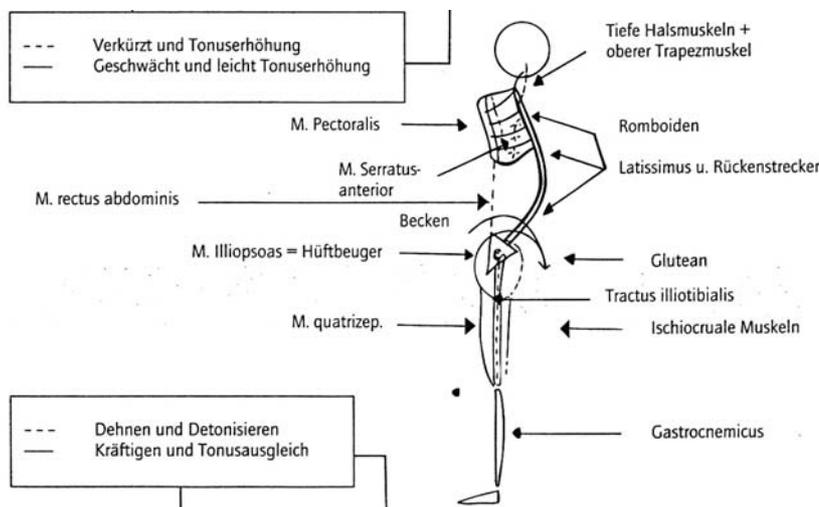


Abb. 2.14. Der Rundrücken (Hyperkyphose)

Ergänzung 2.7.

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 („Geierhal“) zu verzeichnen. (vgl. Buskies/ Demski 2003, S.17f.), (vgl. Fach 2002, S.48f.), (vgl. Buchbauer 1999, S.58)

Entnommen aus: Buchbauer, 1999, S.

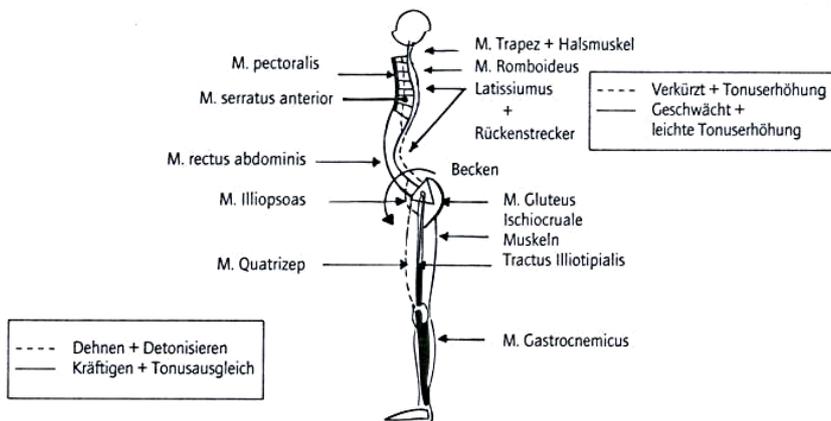


Abb. 2.15. Der Hohlrücken (Hyperlordose)

Ergänzung 2.8.

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)

Entnommen aus: Buchbauer, 1999, S. 83

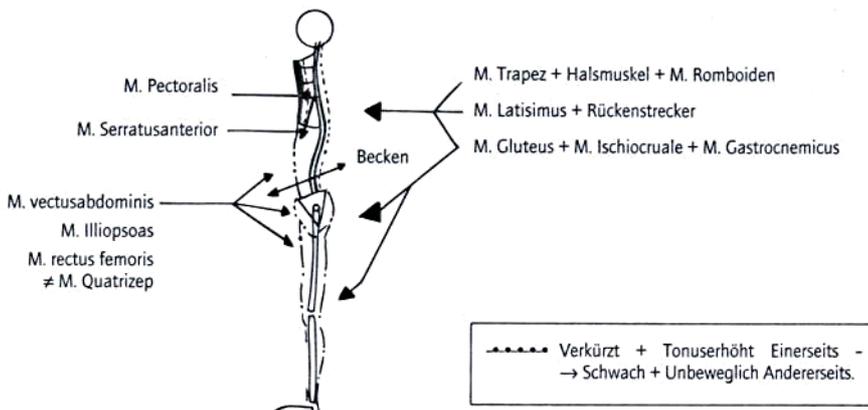


Abb. 2.16. Der Flachrücken

Ergänzung 2.9.

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 sehr oft ein schwacher Gesamtzustand der Muskulatur zu verzeichnen. (vgl. Buskies/ Demski 2003, S.19), (vgl. Albrecht 2003, S.28)

Entnommen aus: Buchbauer, 1999, S. 127

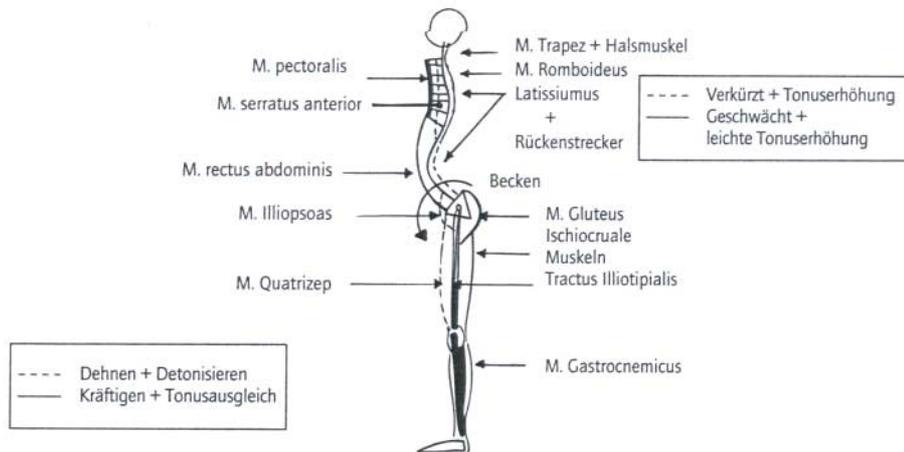


Abb. 2.17. Der Hohlrundrücken

Ergänzung 2.10.

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)

Entnommen aus: Buchbauer, 1999, S. nn

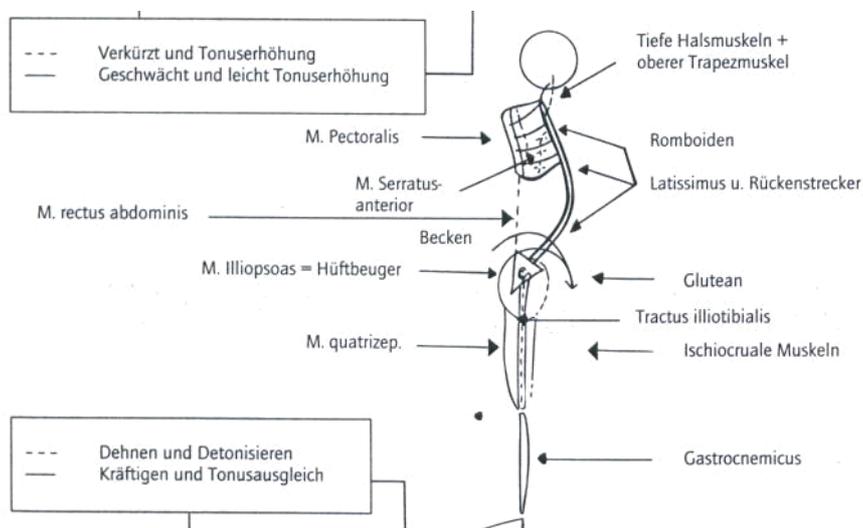


Abb. 2.18. Totalrundrücken

Ergänzung 2.11

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.)

Entnommen aus: Buchbauer 1999, S. 58

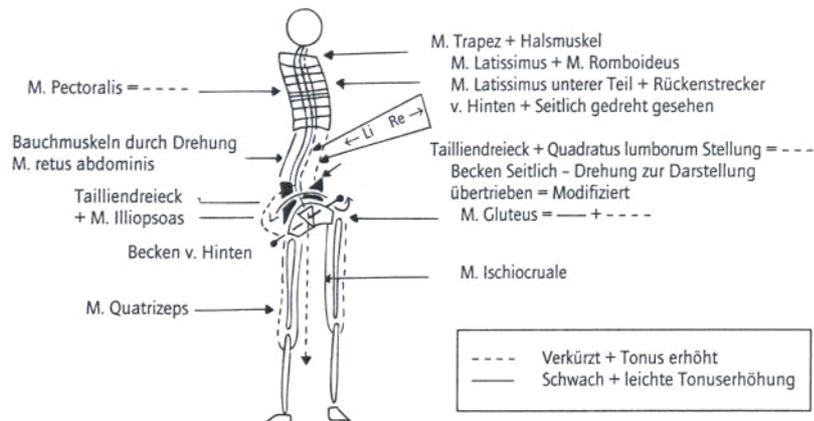


Abb. 2.19. Skoliotische Fehlhaltung

Ergänzung 2.12.

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>)

Entnommen aus: Buchbauer 1999, S.

Ergänzung 2.13.

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 auch 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 Kräfteinsatzes bei der Ausführung von Bewegungen eintritt und zum anderen der Körper bei länger dauernden Bewegungen ermüdungsresistenter ist.
- Ausgleich von muskulären Dysbalancen, die möglicherweise die Beschwerden vor dem Training verstärkt haben können.
- 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 (vergrößerter Muskelquerschnitt, verbesserte Kapillarisation, gesteigerte enzymatische Aktivität).
- Anpassungen des neuronalen Systems (Rekrutierung⁷³, Frequenzierung⁷⁴, Synchronisierung).
- Verbesserter Sauerstofftransport.

(vgl. Boeckh-Behrens/Buskies 2000, S.10), (vgl. Rühl/Schuba 2003, S.52f.)

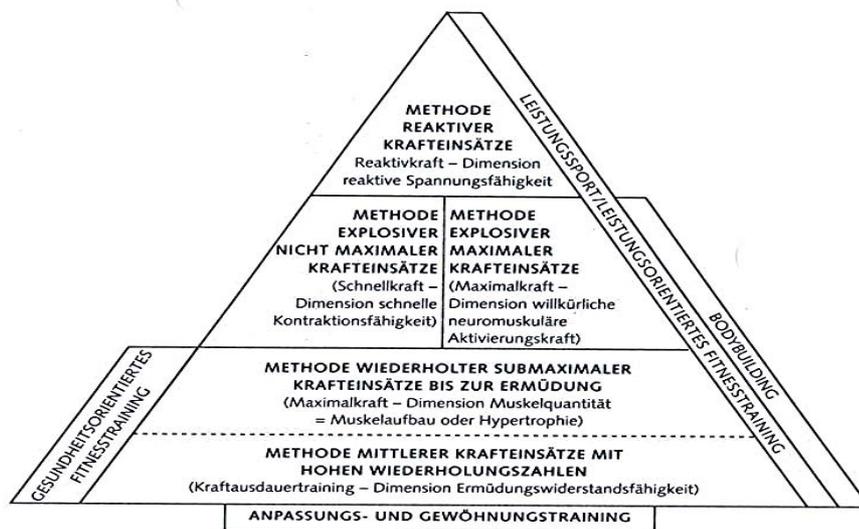


Abb. 2.20. Überblick über die Methoden des Krafttrainings

Entnommen aus: Boeckh-Behrens/Buskies, S.43

⁷³ Rekrutierung = ... „, ist die anteilige Zusammensetzung der unterschiedlichen Muskelfasertypen; die für eine muskuläre Arbeit zeitlich herangezogen (rekrutiert) werden.“ (Kunz 2003, 73)

⁷⁴ 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)

- Die jeweilige Regenerationszeit ist umso länger:**
- je größer die beanspruchte Muskelgruppe
 - je älter der Übende
 - je mehr exzentrisch trainiert wurde; je mehr Negativwiederholungen durchgeführt wurden
 - je größer der individuelle Muskel ausgebildet ist
 - je seltener eine bestimmte Übung durchgeführt wird
 - je intensiver trainiert wurde (umso höher die Widerstände, umso mehr Sätze und Übungen, umso erschöpfender die Satzausführung)
 - je vollständiger die mögliche Bewegungsamplitude ausgeschöpft wurde
 - je geringer der jeweilige Muskel kapillarisiert ist (→ Notwendigkeit eines Grund-Ausdauertrainings bzw. entsprechender Kraftausdauer-elemente!)
 - je mehr der prozentuale Muskelquerschnitt FT-faserhaltig ist

Abb. 2.21. Abhängigkeiten der individuellen Regenerationszeit

Entnommen aus: Gottlob 2001, S.148

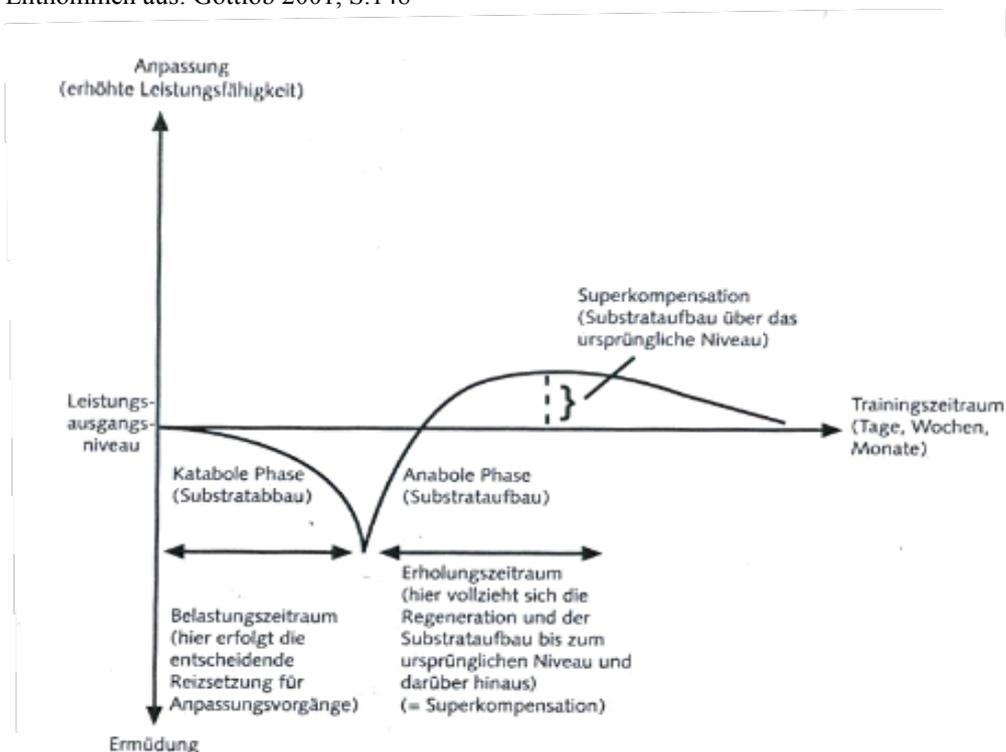


Abb. 2.22. Modell der Superkompensation

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 Sehnen spindleaktivität • 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. 2.23. Effekte des Aufwärmens

Entnommen aus Gottlob 2001, S. 140

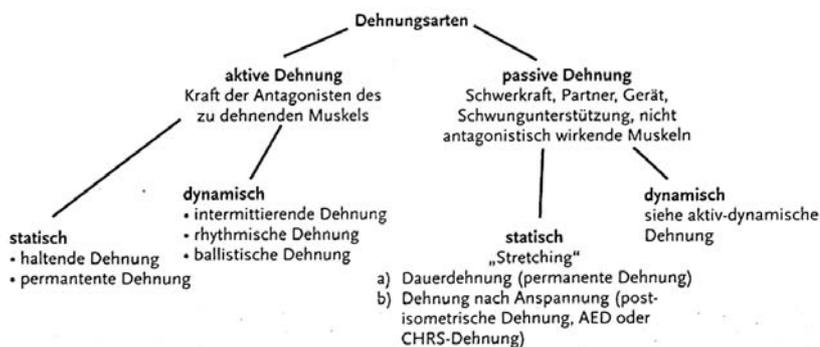


Abb. 2.24. Dehnformen des aktiven und passiven Dehnens

Entnommen aus: Froböse/Nellessen 1998, S.47

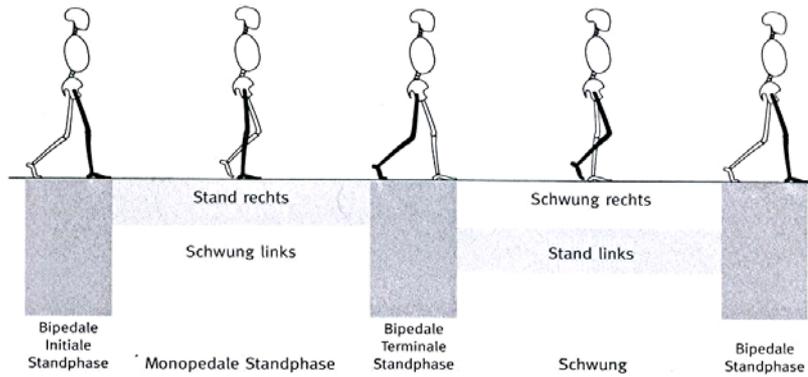


Abb. 2.25. Untergliederung der Ganges

Entnommen aus Perry 2003, S.2

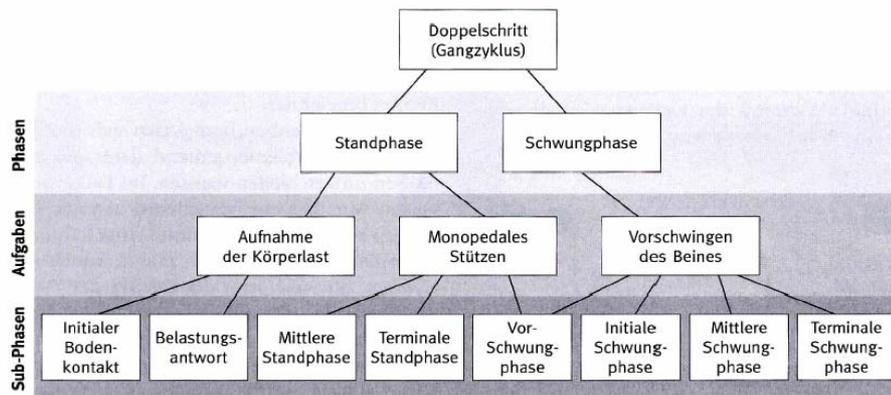


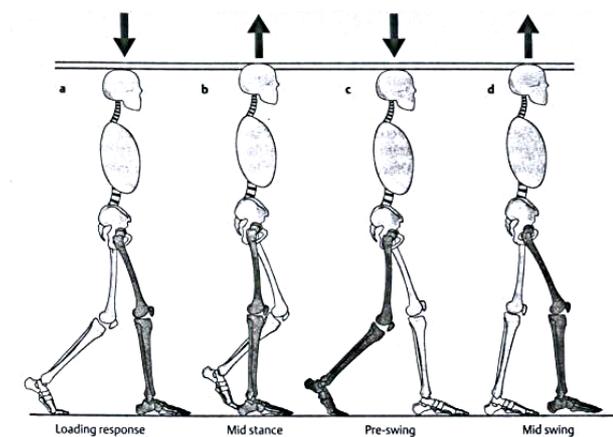
Abb. 2.26. Gliederung des Gangzyklus

Ergänzung 2.14.

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 verwindet, 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 Schwingbeins 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.)

Entnommen aus: Perry 2003, S.4



Der höchste Punkt wird im Einbeinstand [Mid stance, kontralateraler Mid swing], der tiefste Punkt in den doppelt unterstützten Phasen erreicht [Loading response, kontralateraler Mid swing]

Abb. 2.27. Vertikale Verschiebungen der Hat-Einheit innerhalb eines Gangzyklus

Entnommen aus: Götz-Neumann, 25 oder 26

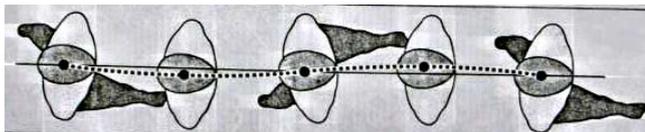


Abb. 2.28. Laterale Verschiebung der HAT-Einheit (von oben betrachtet)

Entnommen aus: Götz-Neumann, 25 oder 26

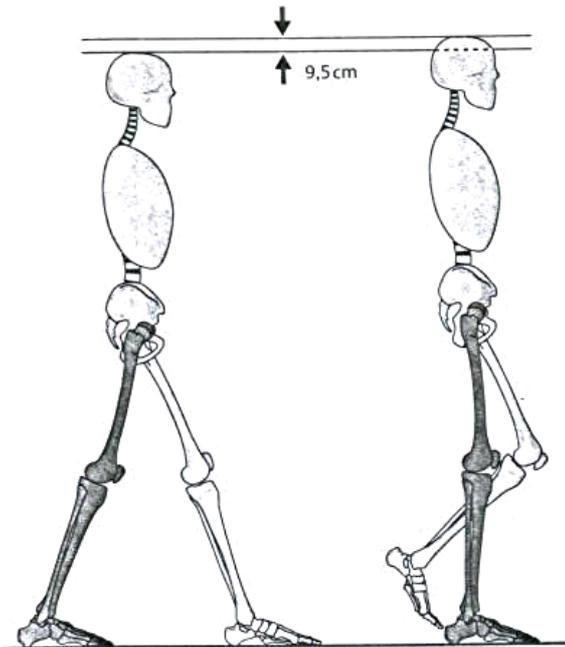


Abb. 2.29. Abhebung des Körpers ohne modulierende Mechanismen

Entnommen aus: Götz-Neumann, S, 37

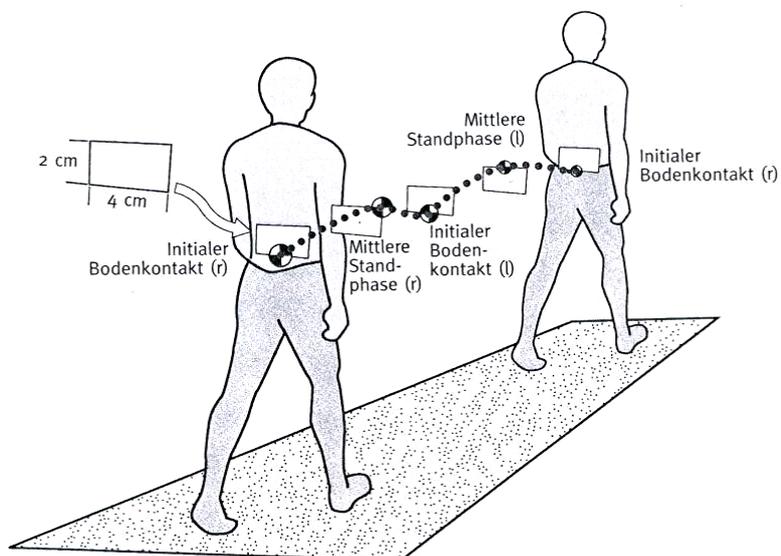


Abb. 2.30. Körperschwerpunktbewegung beim Gehen während eines Doppelschrittes

Entnommen aus: Perry 2003, S.23

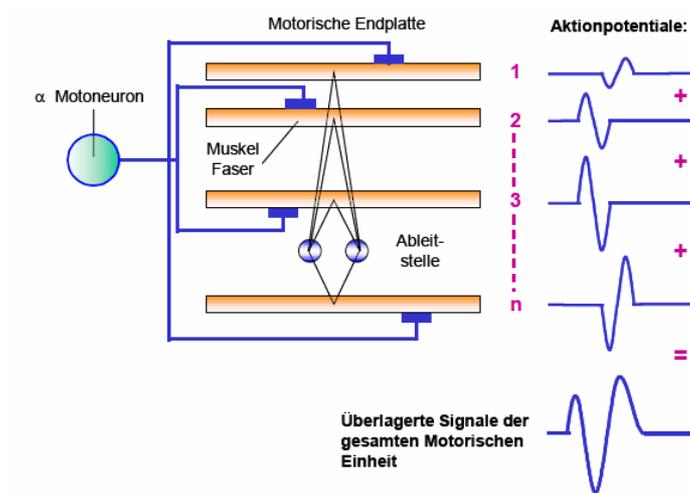


Abb. 2.31. Erzeugung eines dreiphasigen Motor Unit- Aktionspotentials

Entnommen aus: Konrad 2005, S.8

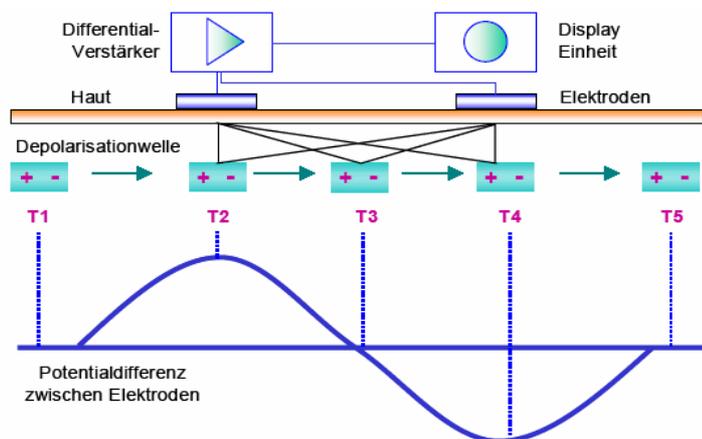


Abb. 2.32. Modell eines wandernden elektrischen Dipols auf einer Muskelfasermembran

Ergänzung 2.15.

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)

Entnommen aus: Konrad 2005, S.8

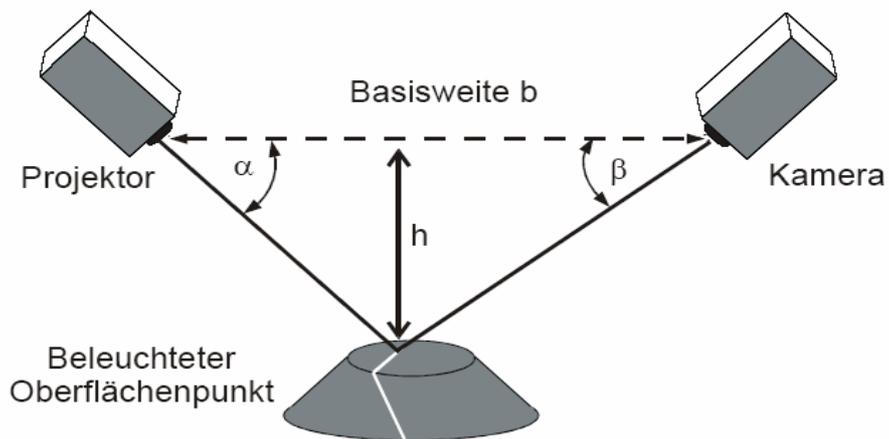


Abb. 2.33.

Entnommen aus: Wolf, K. 2002, S. 1

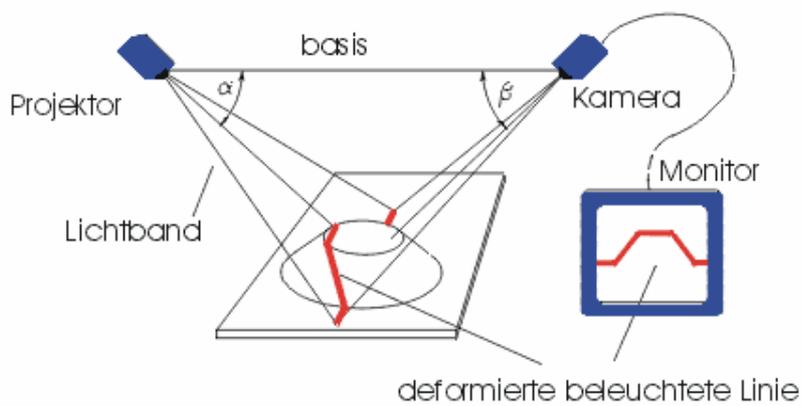


Abb. 2.34.

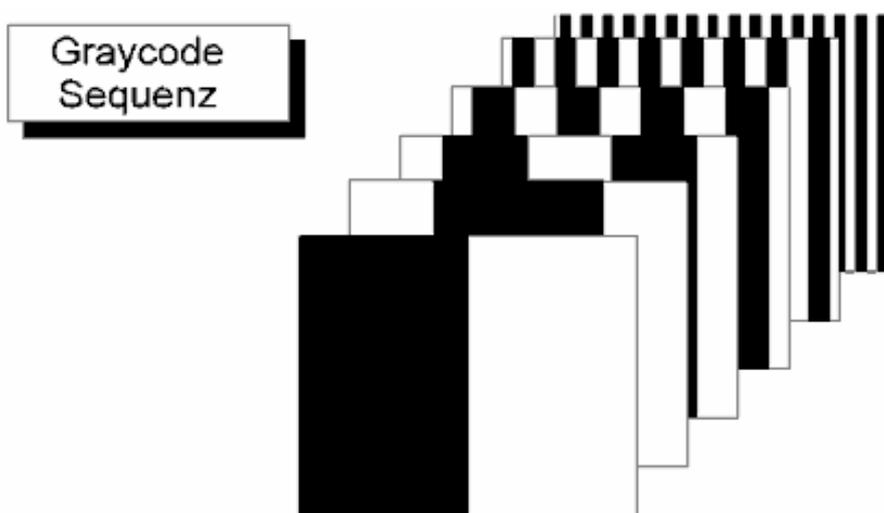
Entnommen aus: http://www.abw-3d.de/messverfahren/lichschnitt/lichschnitt_de.php

Abb. 2.35.

Entnommen aus: Wolf, H. 1998, S.2

Name/Alter: _____ Adresse: _____
 Tel.: _____ Nr. _____
 Datum: _____

1) Anamnese / bisherige Therapie

-
-
-
-
-

2) WS-Schwingung

- BWS-Kyphose
- Skoliose
- LWS-Lordose
- skoliotische Fehlhaltung

3) Lotabweichung:

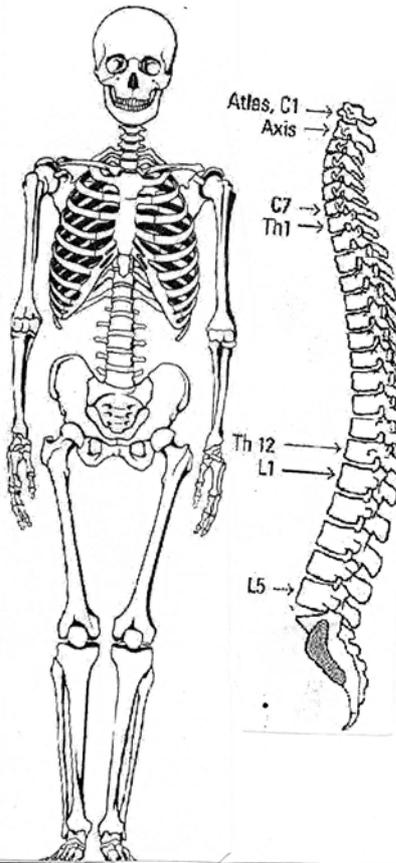
Beckenschiefstand:

Beckentorsion:

Seitabweichung:

Oberflächenrotation:

4) Muskuläre Dysbalance:



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

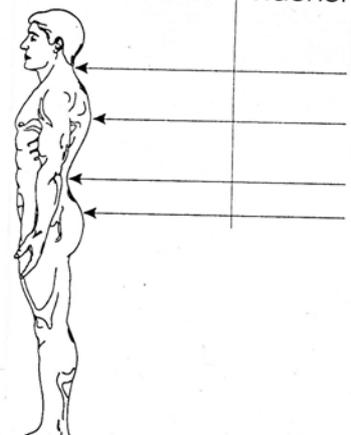


Abb. 3.1. Anamnesebogen

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 gelungen die Propriozeption von Muskelketten und folglich auch die Körperstatik und Kinetik zu beeinflussen. Drauf basierend entwickelten sich insbesondere zwei Techniken, die sich in diesem Themengebiet durchsetzen konnten. Zum einen 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 0,5 – 5 mm Dicke verwendet, mit denen ein Reiz auf die Muskelketten ausgeübt wird. Die Hauptelemente haben die gleiche Lokalisation der Plättchen unter der Fußsohle, die allerdings unterschiedlich bezeichnet werden. 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 Calcaneale-laterale Element bzw. Varuselement (5) und der Silviuspunkt (6).

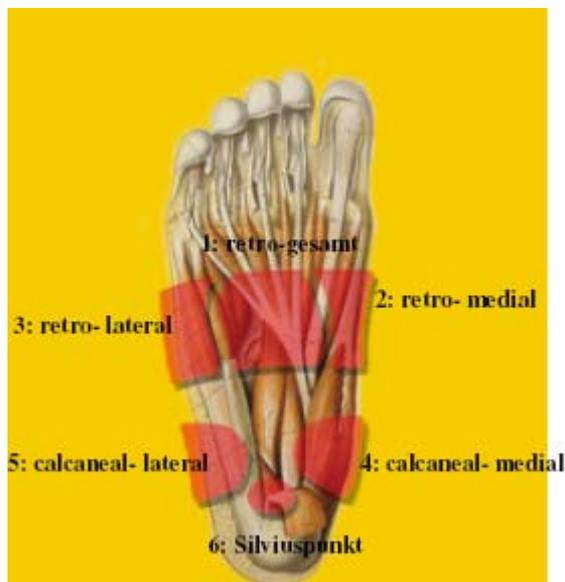


Abb. 3.4. Lokalisation der Einlagenelemente

Die Elemente unterscheiden sich nur in der Kombinationswahl hinsichtlich der Platzierung. Abgesehen davon existieren einige Elemente, die immer nur einer Technik zuzuordnen sind.

Sie wirken auf die Fußsohlenmuskeln, indem sie dabei hypotone Muskelketten aktivieren und hypertone Muskelketten deaktivieren.

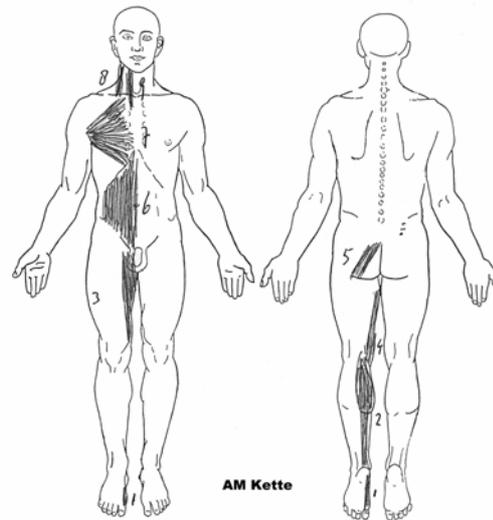
Die Rezeptoren, die die Podo-Orthesiologie und Podo-Äthiologie ausschließlich nutzen, sind die Muskelspindeln und die Golgi-Sehnenapparate. Zu schwache Muskeln werden durch eine gezielte Reizsetzung auf den Muskelbauch tonisiert. Dabei ist darauf zu achten, dass der Reiz weder zu stark noch zu schwach ist, um Muskelzuckungen oder einen Krampf zu vermeiden. Ist der Muskel hypertone, kann seine Aktivität durch einen Reiz auf den Golgi-Sehnenapparat mittels eines Kornelements gemindert werden. So sinkt auch die Aktivität der Muskelspindeln, wodurch der generelle Muskeltonus erniedrigt wird. Aufgrund der Kornelemente erfolgt eine gezielte Reizsetzung, die eine neue Muskelkettens Zusammenarbeit hervorruft.

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:

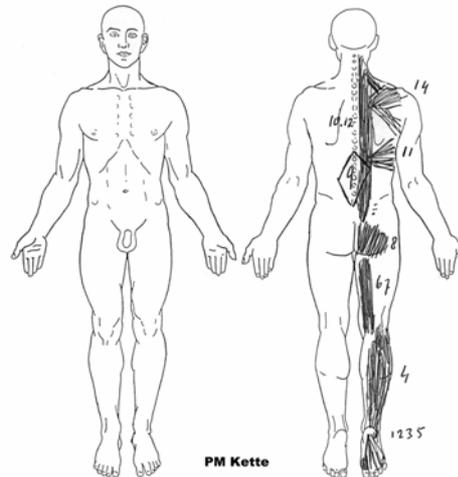
Kettenverlauf:

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

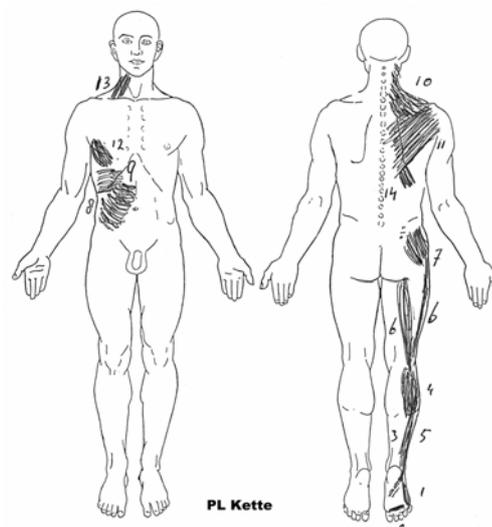
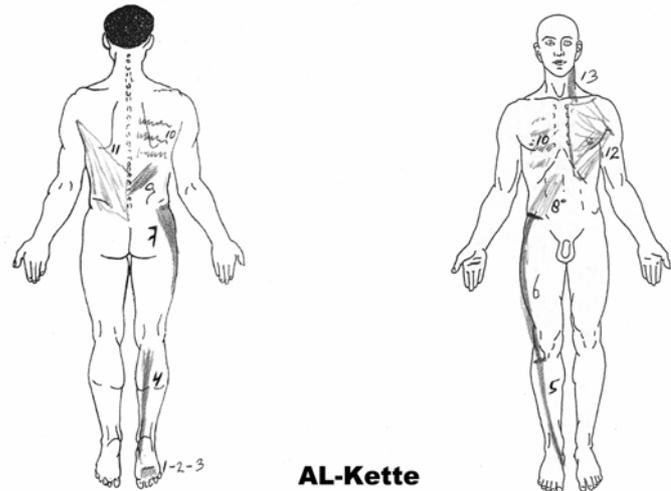


Abb. 3.8. Die AL-Kette

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, unter die die Korkelemente gelegt werden, sind Muskeln der Gruppe der Flexoren, Abduktoren oder Adduktoren. Darüber hinaus werden die Elemente nur unter die Propriozeptoren des statischen Fußes gelegt, d.h. sie gehen nicht über die 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 aus der Propriozeption 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 pyridalen und extrapyridalen 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 extrapyridale 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) (Vgl. Schallmey/ Ter Harnsel 2006)



Abb. 3.9. Dynamischer Fußabdruck

Quelle: Daniela Ohlendorf

Ergänzung 3.2.

Prinzipien bei der Erstellung des Trainingsplans der Gruppe 2

Das Training der Probanden der Untersuchungsgruppe ‚gesundheitsorientiertes, rehabilitatives Muskelaufbautraining‘ 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 Glutaeus 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 (Glutaeus 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. Ein Mehr-Satz-Training ist 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. (Vg. 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.

Zum Erreichen einer optimalen Verbesserung der Muskelkraft ist ein Training zwei bis drei Mal pro Woche mit jeweils mindestens einem Tag Pause einzuhalten.

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 Fehlhaltung differenziert. Zusätzlich wurden die Beckenstellung und die individuellen Fehlhaltungen 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 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), 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 Deltamuskel), 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. rhombioidi, 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)

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 werden der M. pectoralis major, der M. deltoideus pars clavicularis, der M. erector spinae pars lumbalis, M. latissimus dorsi (breiter Rückenmuskel) und der M. iliopsoas gekräftigt, 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)

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‘ (Stufe 4 - 6) auf der Borg-Skala empfunden werden.

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) .

Damit die Probanden optimal auf das Trainieren vorbereitet sind, führen sie vor dem Trainieren ein allgemeines Aufwärmtraining durch.

Im anschließenden Muskelaufbautraining werden beinahe alle Übungen der Trainingspläne werden 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.

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.

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

| | | | | | | | | | |
|-----------------|--------|--|--|--|--|--|--|--|--|
| | Datum: | | | | | | | | |
| Gerader Crunch | 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

| | | | | | | | | | |
|--|----------------|--|--|--|--|--|--|--|--|
| <p>Abduktion</p>  <p>Bemerkungen:</p> | Sätze | | | | | | | | |
| | Intensität | | | | | | | | |
| | Wiederholungen | | | | | | | | |
| <p>Adduktion</p>  <p>Bemerkungen:</p> | Sätze | | | | | | | | |
| | Intensität | | | | | | | | |
| | Wiederholungen | | | | | | | | |
| <p>Beinstrecker</p>  <p>Bemerkungen:</p> | Sätze | | | | | | | | |
| | Intensität | | | | | | | | |
| | Wiederholungen | | | | | | | | |
| <p>Beinbeuger</p>  <p>Bemerkungen:</p> | Sätze | | | | | | | | |
| | Intensität | | | | | | | | |
| | Wiederholungen | | | | | | | | |
| <p>Glutaeusisolator</p>  <p>Bemerkungen:</p> | Sätze | | | | | | | | |
| | Intensität | | | | | | | | |
| | Wiederholungen | | | | | | | | |
| <p>Beinpresse</p>  <p>Bemerkungen:</p> | Sätze | | | | | | | | |
| | Intensität | | | | | | | | |
| | Wiederholungen | | | | | | | | |

| | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|--|---|-------|--|--|--|--|--|--|--|--|------------|--|--|--|--|--|--|--|--|----------------|--|--|--|--|--|--|--|--|
| <p>Butterfly inv.</p>  <p>Bemerkungen:</p> | <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 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| <p>Ruderzug</p>  <p>Bemerkungen:</p> | <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 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| <p>Latzug</p>  <p>Bemerkungen:</p> | <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 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| <p>Bankdrücken</p>  <p>Bemerkungen:</p> | <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 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| <p>Butterfly</p>  <p>Bemerkungen:</p> | <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 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| <p>Pull-over</p>  <p>Bemerkungen:</p> | <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 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| <p>Beidarmiges Ziehen des Seilzugs zum Kinn</p> <p>B</p> | <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 | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| <p>Seitheben am Seilzug</p> <p>B</p> | <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

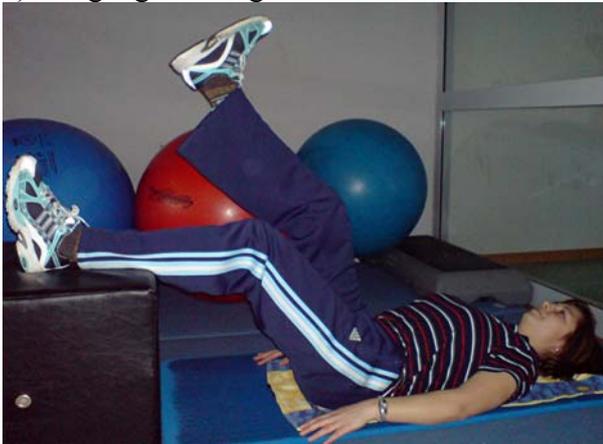


Trainierte Muskeln:



XIV) Beckenheben

a) Ausgangsstellung



b) Durchführung



Trainierte Muskeln:



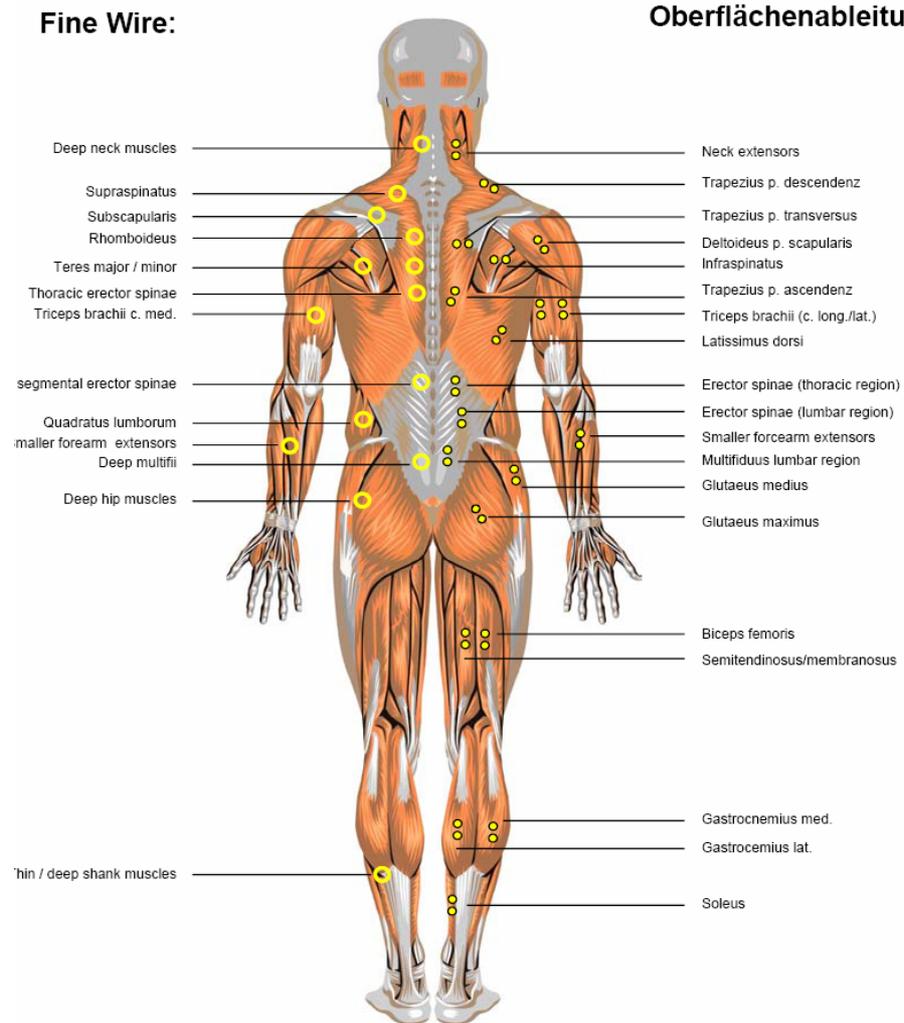


Abb. 3.13. Elektrodenapplikation bei einer Oberflächenableitung

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

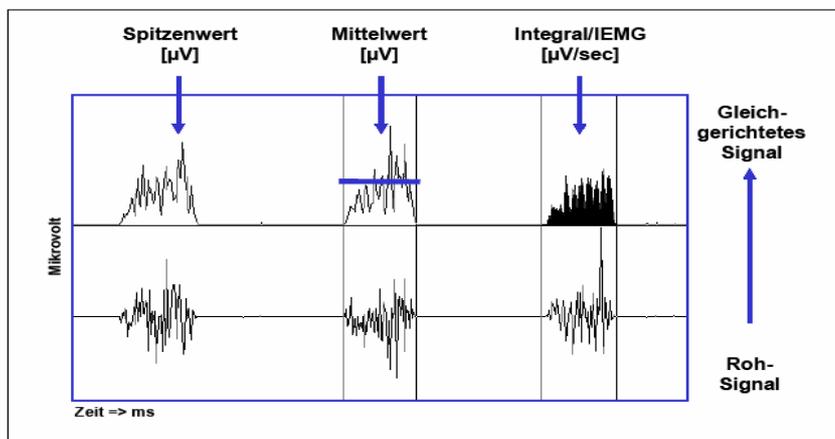


Abb. 3.16. EMG-Standard-Amplitudenparameter auf der Grundlage der korrigierten EMG-Kurve

Entnommen aus: Konrad 2005, S.39

Abb. 3.17. Anatomie HWS-Extensoren

Abb. 3.18. Anatomie M. trapezius pars descendens

Abb. 3.19. Anatomie Mm. multifidi

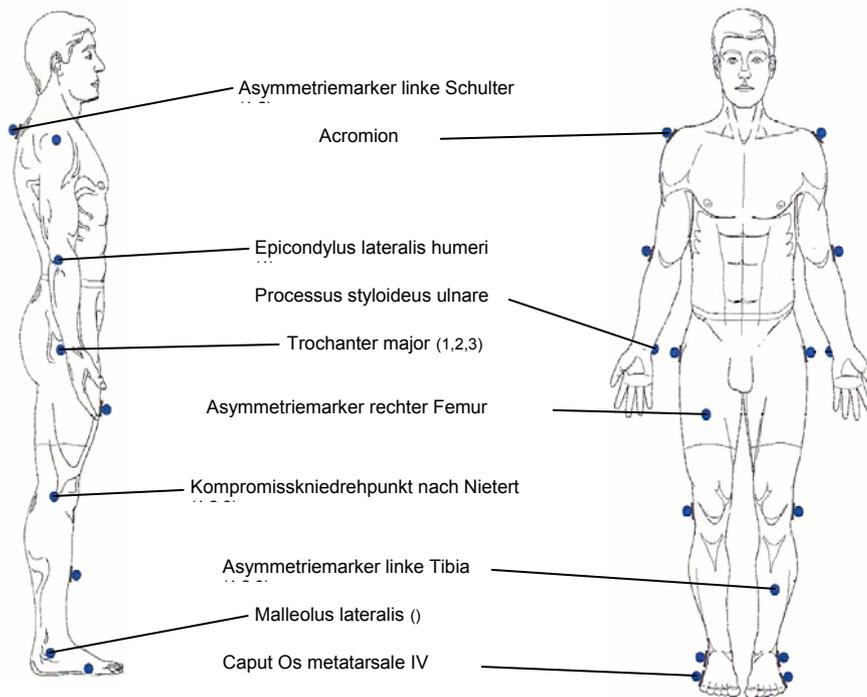


Abb. 3.23. Markerkonvention

Quelle: Ganglabor Otto Bock



Abb. 3.24. Angebrachte Marker am Probanden (während einer Ganganalyse)

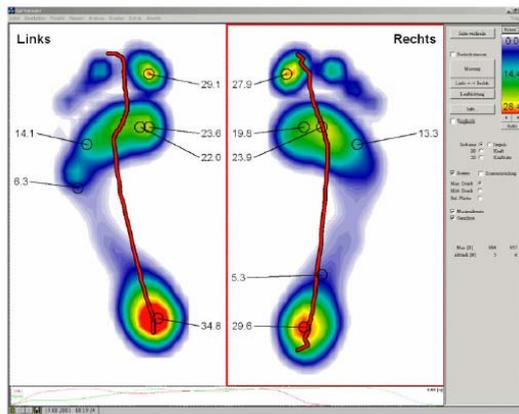


Abb. 3.26. Softwareprogramm GP-Multisens

Ergänzung 3.4. Auflistung der getesteten Muskeln der Muskelfunktionsprüfung nach Janda

1) Hals

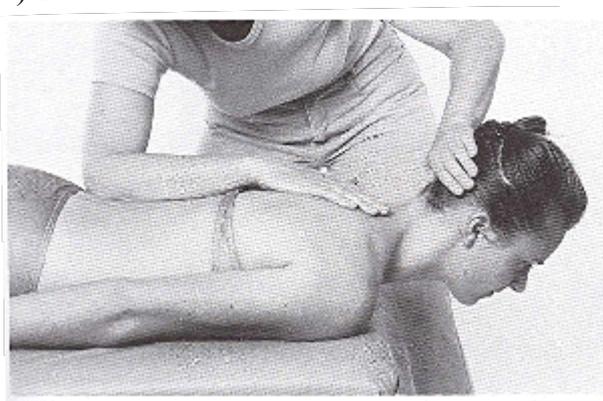
a) Flexion



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 ,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 , 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, 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.

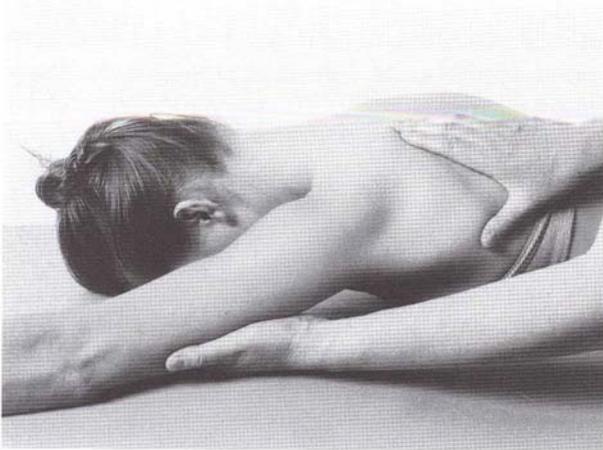
Fixation: nicht erforderlich.

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 , S. 74

c) Adduktion und Senkung



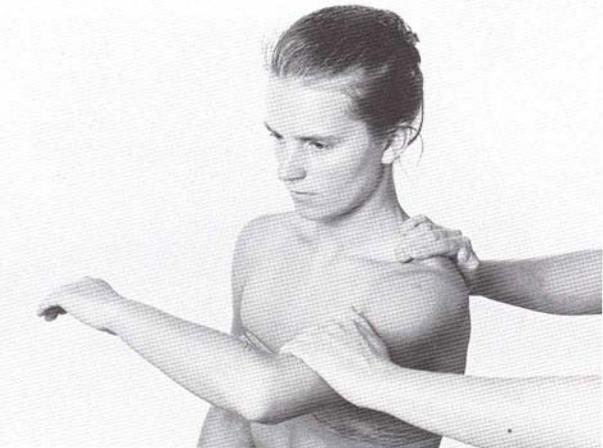
5, 4 Ausgangsstellung: Bauchlage, Stirn auf Unterlage, nicht getesteter Arm neben dem Körper, zu testender Arm nach oben gestreckt und innenrotiert; Extension im Ellenbogen, Handrücken weist nach oben.

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, 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.

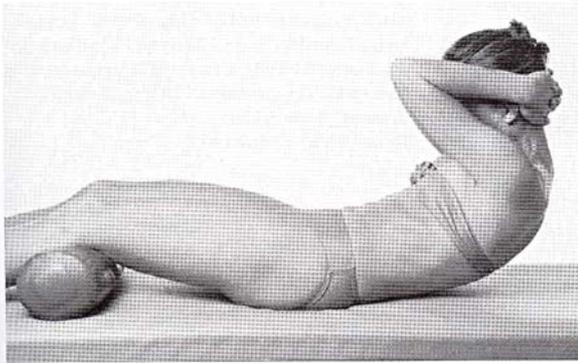
Bewegung: Vorheben des Armes bis 90°.

Widerstand: mit Handfläche über dem unteren Oberarmdrittel oberhalb des Ellenbogengelenkes im Bogen gegen die Bewegungsrichtung.

Entnommen aus Janda, S. 84

3. Rumpf

a) Flexion

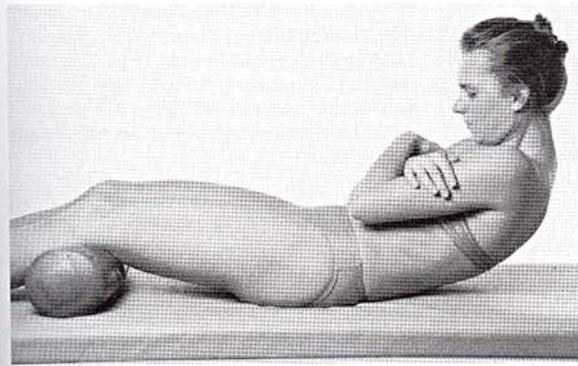


5 Ausgangsstellung: Rückenlage, Knie leicht unterlagert und gebeugt, Lendenlordose ausgeglichen, Füße entspannt, Arm hinterm Nacken, Ellenbogen nach vorn gerichtet.

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.

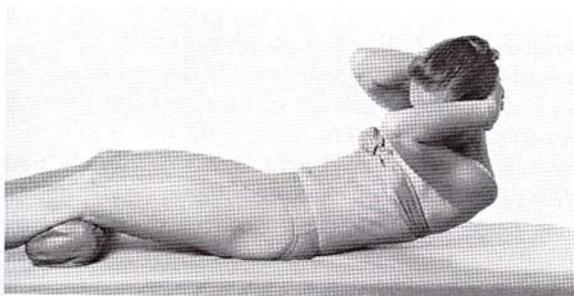
Fixation: nicht erforderlich.

Bewegung: gleichmäßige bogenförmige Rumpfbeugung ohne Vorkippen des Beckens, daß senkrechte Distanz zwischen Unterlage und Markierung mindestens 5 cm beträgt.

Widerstand: unterbleibt.

Entnommen aus: Janda, S. 45

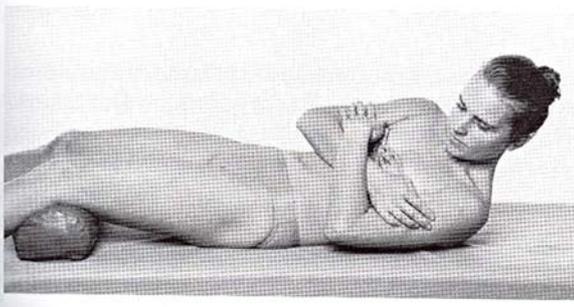
b) Rotation



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.

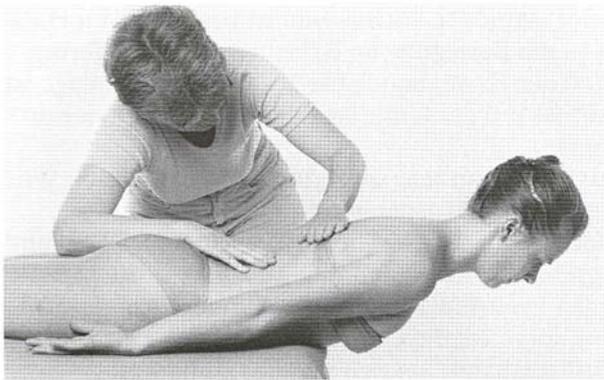
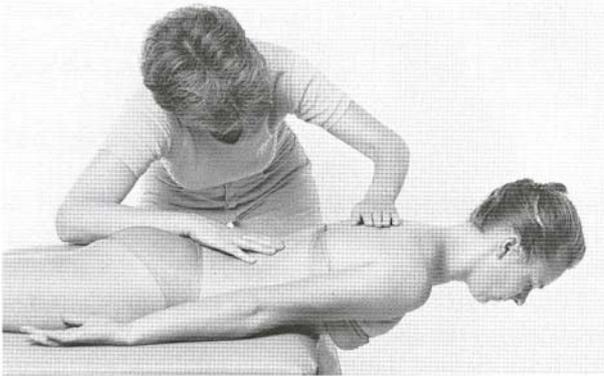
Fixation: nicht erforderlich.

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 49

c) Extension

**Abb. 1a,b**

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, 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 185

b) Extension



5, 4 Ausgangsstellung: Bauchlage, Beine in Grundstellung, Fußspitzen ragen über den Bankrand.

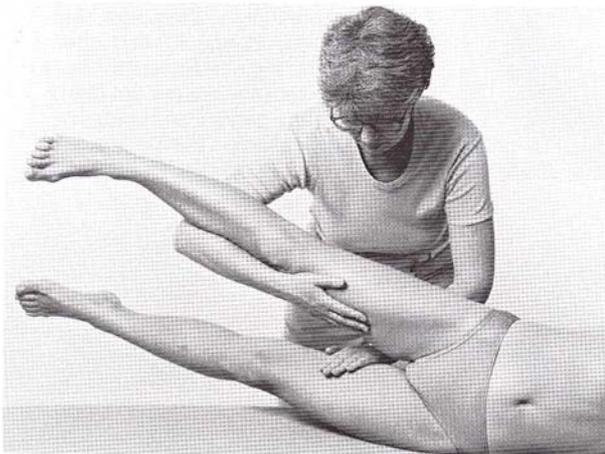
Fixation: Mit Finger und Hand wird das Becken auf der zu testenden Seite fixiert, während der Daumen den Trochanter major palpiert.

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 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.

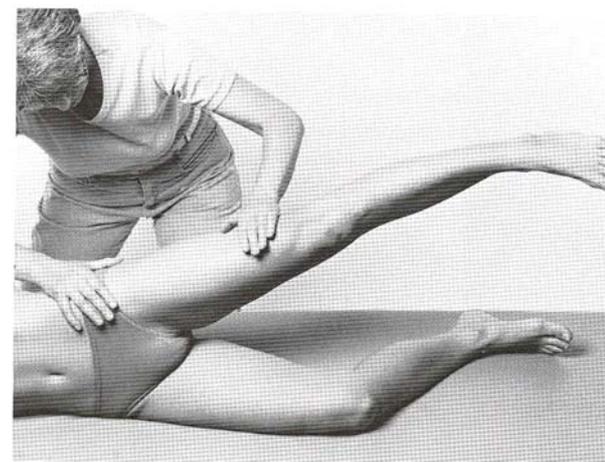
Fixation: nur durch Unterstützung des nicht getesteten Beines in Abduktion.

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 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 hyperextendiert. Unterer Arm liegt bequem unter dem Kopf, mit dem oberen Arm hält sich Patient am Bankrand fest, um Rumpf zu stabilisieren.

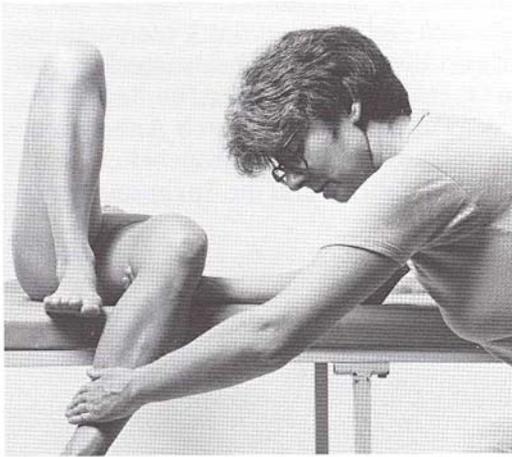
Fixation: mit ganzer Hand am Darmbeinkamm der getesteten Seite; gleichzeitige Palpation des Trochanter major zur Kontrolle der Bewegungsausführung.

Bewegung: volle Abduktion des gestreckten Beines.

Widerstand: mit Handfläche auf Außenseite des unteren Oberschenkeldrittels.

Entnommen aus: Janda 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.

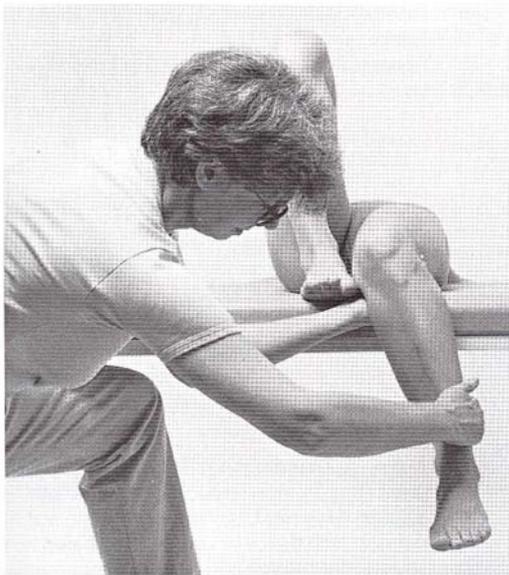
Fixation: unteres Oberschenkeldrittel von der Kniekehle her.

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 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 203

5. Knie

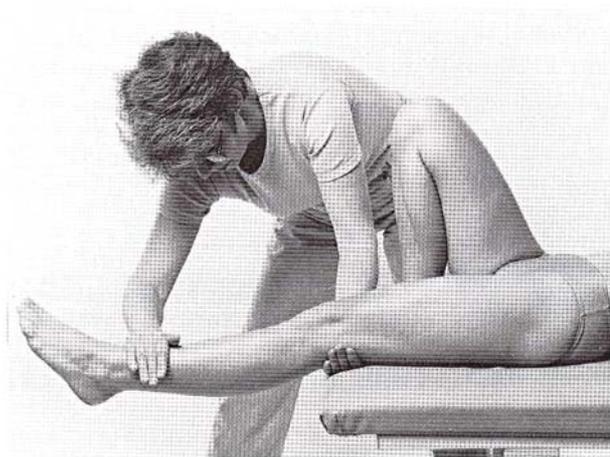
a) Flexion



5, 4 Ausgangsstellung: Bauchlage, ein Kissen unter dem Bauch, Beine gestreckt, Füße hängen über den Bankrand.
 Fixation: Becken wird mit der ganzen Handfläche fixiert.
 Bewegung: Flexion im Kniegelenk in vollem Ausmaß.
 Widerstand: mit Hand gegen unteres Drittel des Unterschenkels oberhalb der Achillessehne gegen Bewegungsrichtung.

entnommen aus: Janda 1994, S.207

b) Extension



5, 4 Ausgangsstellung: Rückenlage, Unterschenkel des zu testenden Beines hängt frei über den Bankrand herab, Knie ist im rechten Winkel flektiert. Nicht getestetes Bein steht auf der Bank.
 Fixation: Oberschenkel von unten her.
 Bewegung: Streckung im Kniegelenk von 90° aus in die volle Extension.
 Widerstand: dicht oberhalb des Fußknöchels bogenförmig gegen Bewegungsrichtung.

Entnommen aus: Janda 211

6. Fuß

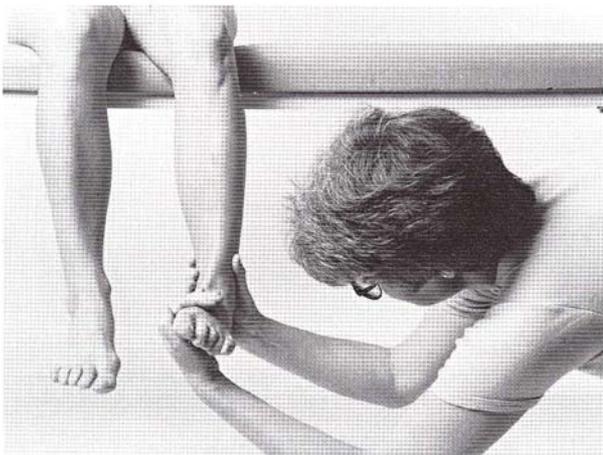
a) Plantarflexion



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 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 221

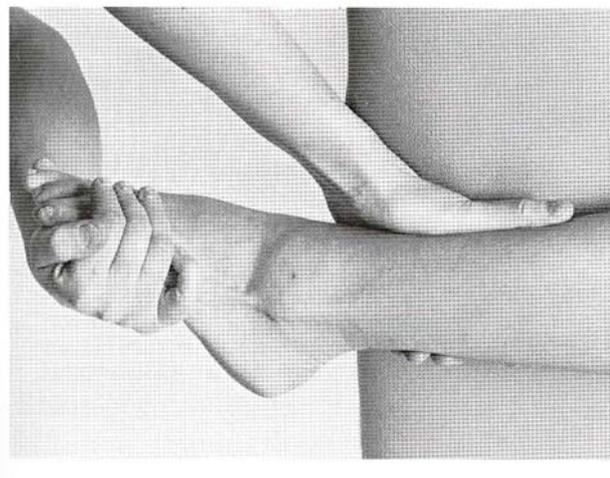
c) Supination des Fußes aus der Plantarflexion



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 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 227

Ergänzung 3.5.

Bei der einheitliche Definition der drei Körperachsen (Abb. xxx) 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 intraindividuellem aber auch ein interindividuellem Vergleich geschehen.

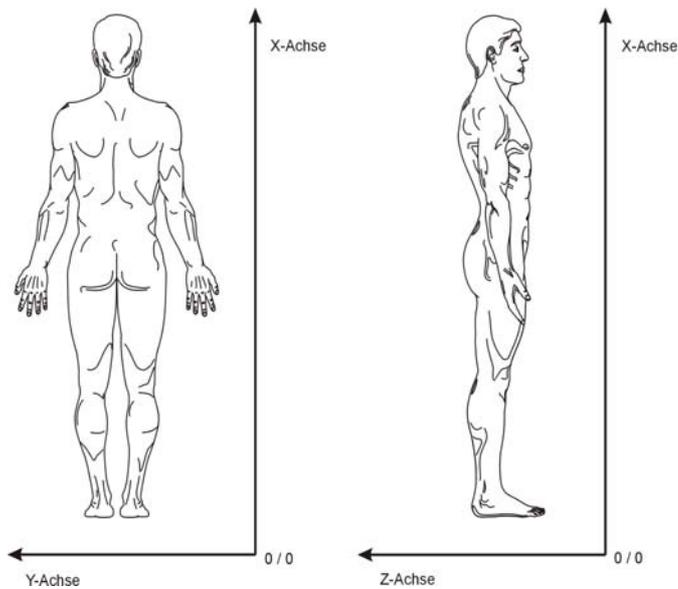


Abb. 3.27. Einheitliche Definition der Körperachsen

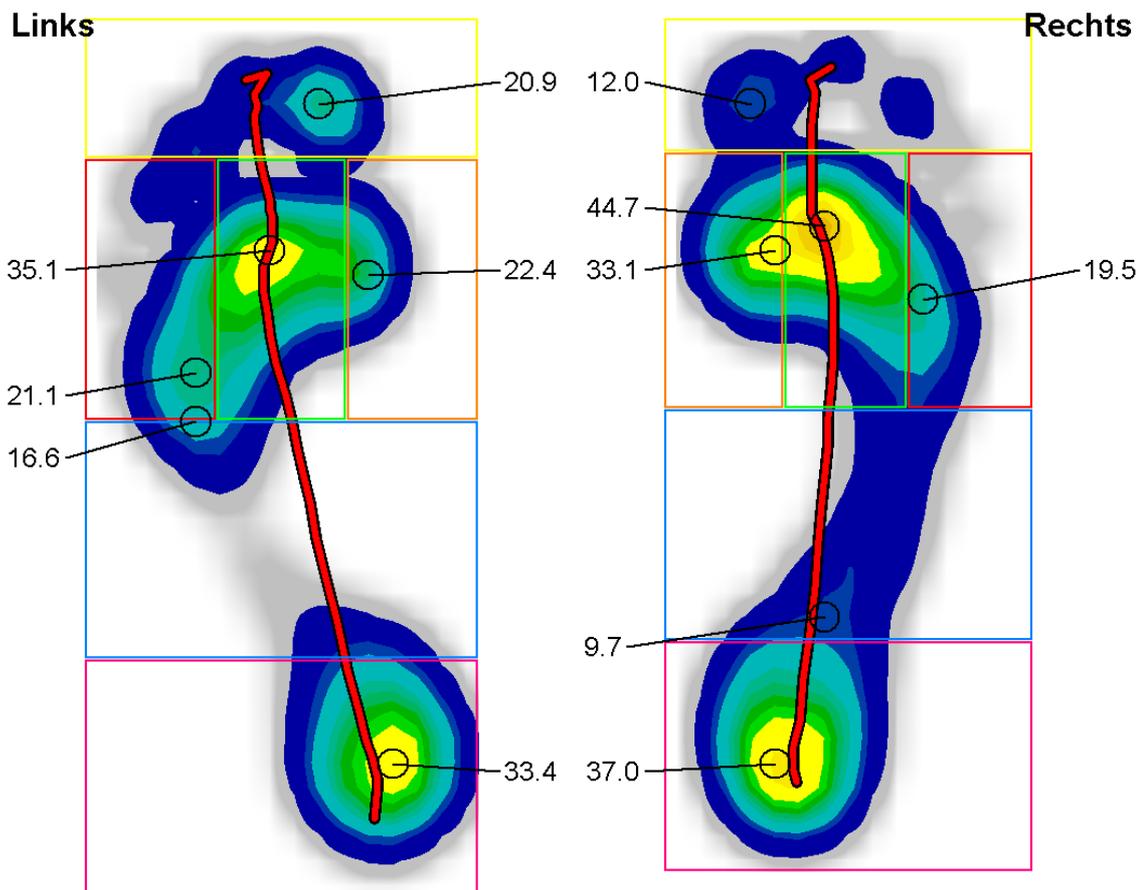
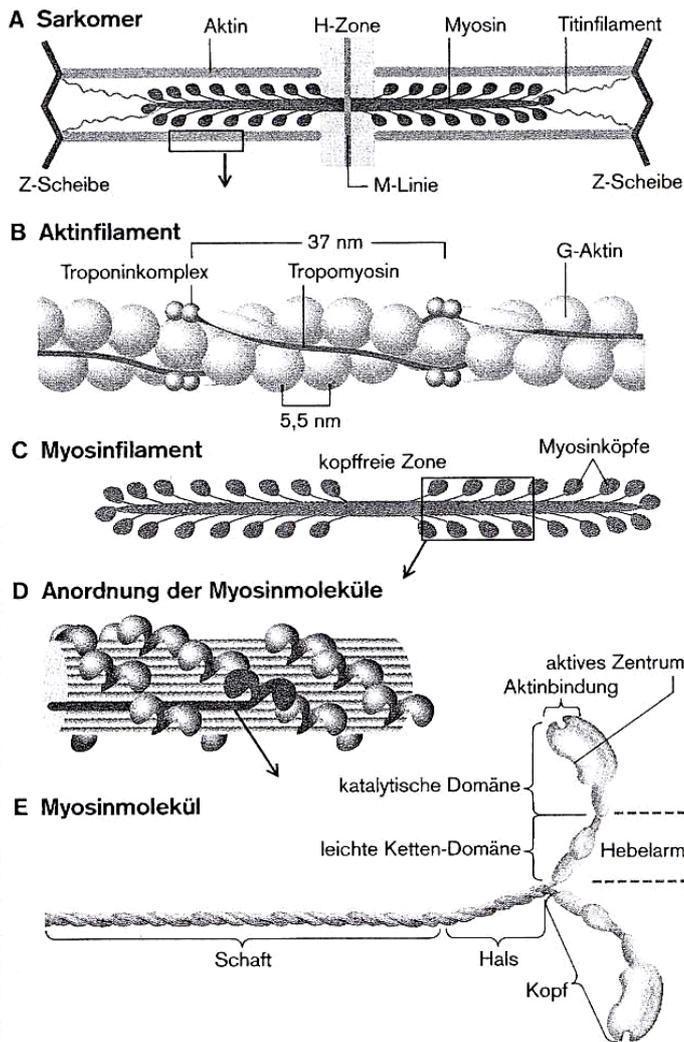


Abb. 3.30. Die sieben Parameter der Pedographie

Erklärung: Zu den sieben Parametern der Pedographie zählen von der Ferse zum Ballen gesehen, zunächst der Ballen, das Längsgewölbe, Ballen außen, Ballen mitte, Ballen innen und die Zehen. Der siebte Parameter ist die Ganglinie (rot).

Quelle: Daniela Ohlendorf



→ aus Silbernagl 104 viell. Noch irgendwo einbauen

Anhang B - Diagramme

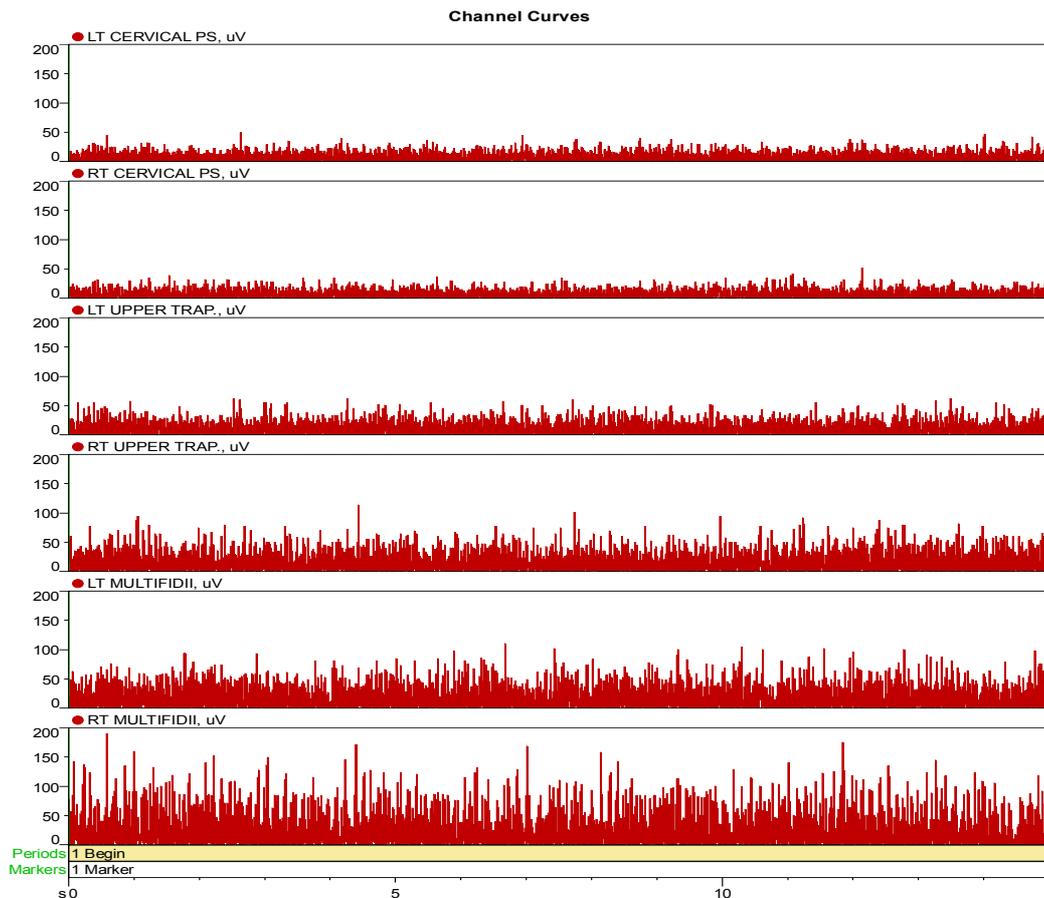


Diagramm 3.1. Exemplarische, statische EMG-Messung über 15 Sekunden

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.

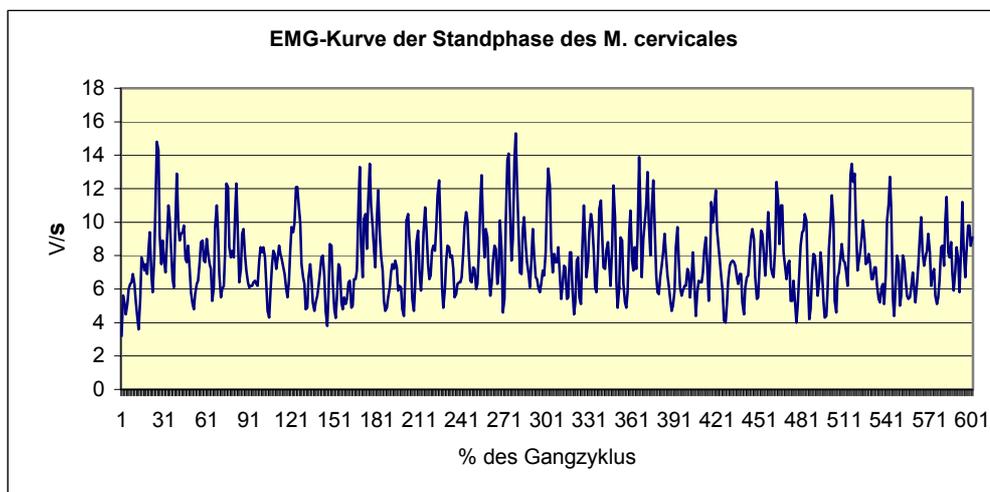


Diagramm 3.2. Exemplarischer EMG-Kurvenverlauf des linken M. cervicales während der Standphase

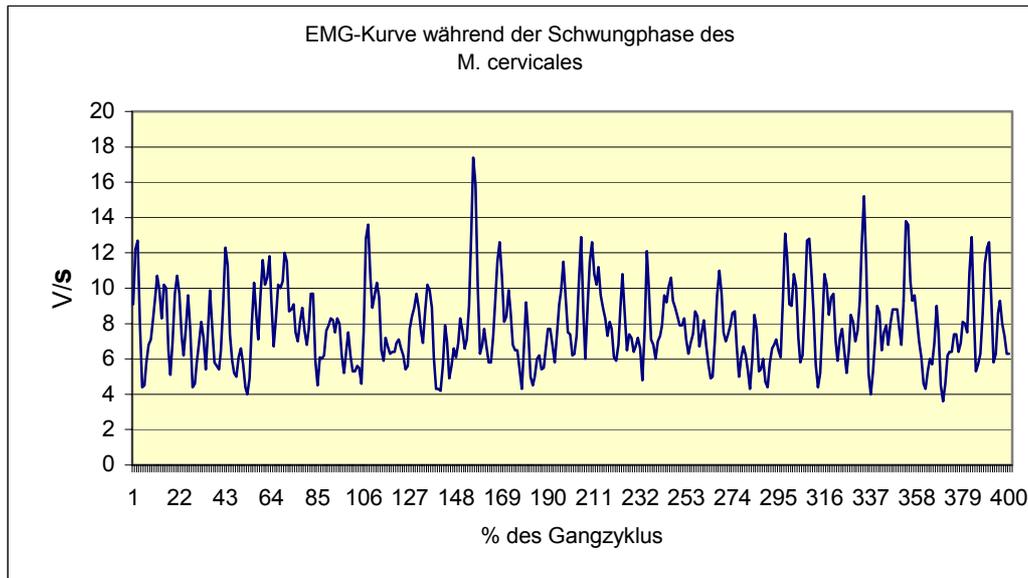


Diagramm 3.3. Exemplarischer EMG-Kurvenverlauf des linken M. cervicales während der Schwungphase

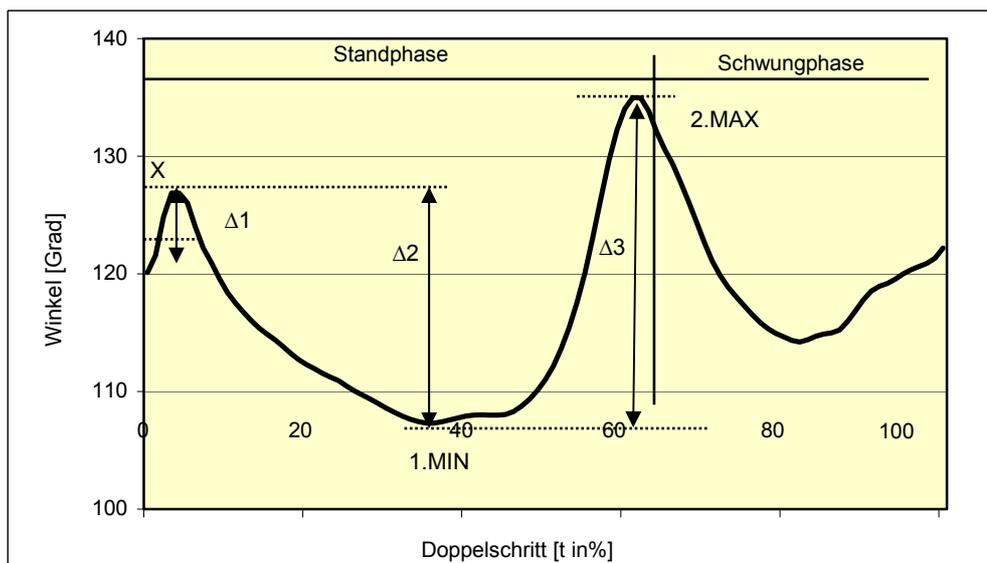


Diagramm 3.4. Exemplarischer Verlauf eines Extensions-Flexionswinkels des Oberen Sprunggelenkes

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. Die Winkeldifferenz zwischen der ersten Plantarflexion und der Dorsalflexion eröffnet den Unterschied zwischen dem Knöchelwinkelmaximum und dem Aufsetzwinkel. Die Differenz in $\Delta 2$ beschreibt den Abstand zwischen dem Winkelmaximum und -minimum des OSGs. Die Letzte Differenz ermöglicht Erkenntnisse über das Verhältnis des Knöchelablösewinkels und dem Knöchelminimum. (vgl. Voß 04, S. 22)

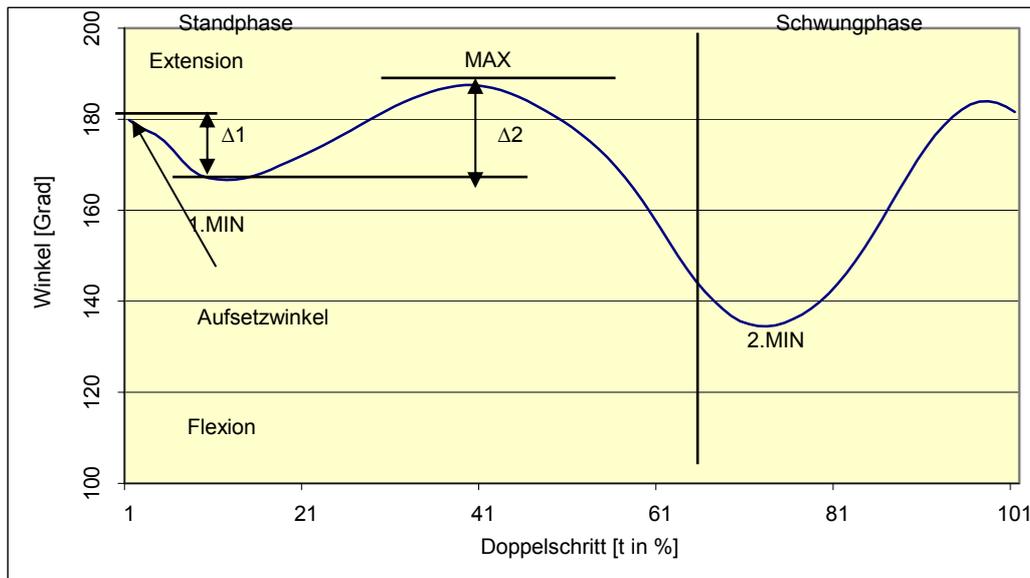


Diagramm 3.5. Exemplarischer Verlauf eines Extensions-Flexionswinkels des Knies

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 minimalsten Wert. Während der Vorbereitungszeit für einem 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.)

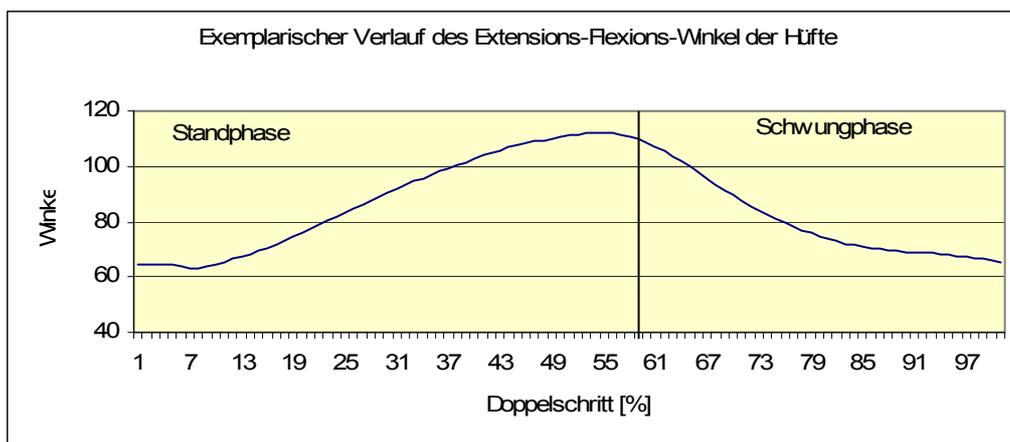


Diagramm 3.6. Exemplarischer Verlauf des Hüft-Extensions-Flexions-Winkel

Erklärung:

Mit Beginn des Fersenaufsatzes ist der Hüftwinkel flektiert. Mit Übernahme der Körperlast und einer Streckung des Standbeines geht auch die Hüfte in eine Extensionsstellung über, die sich zu Beginn der Schwungphase erneut in eine Flexion wandelt.

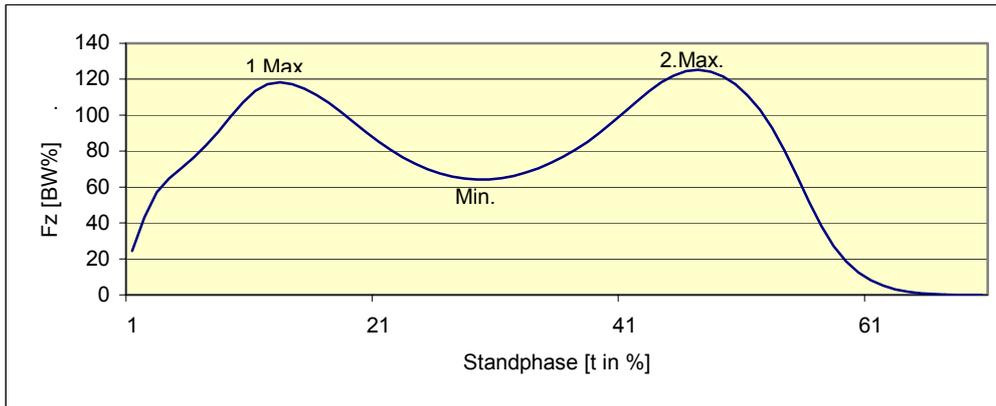


Diagramm 3.7. Exemplarischer Kurvenverlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft

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.)

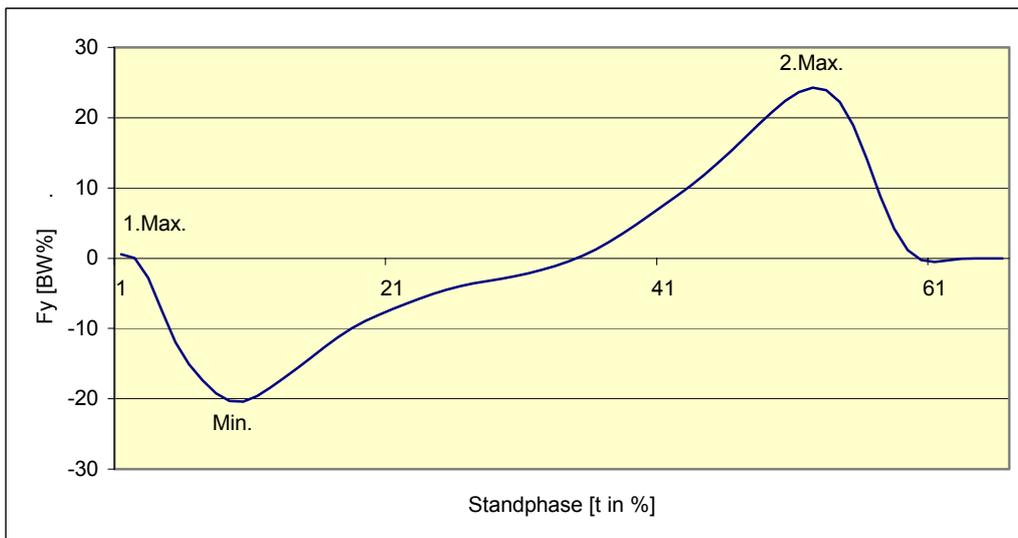


Diagramm 3.8. Exemplarischer Kurvenverlauf der anterior-posterioren Bodenreaktionskraft

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.)

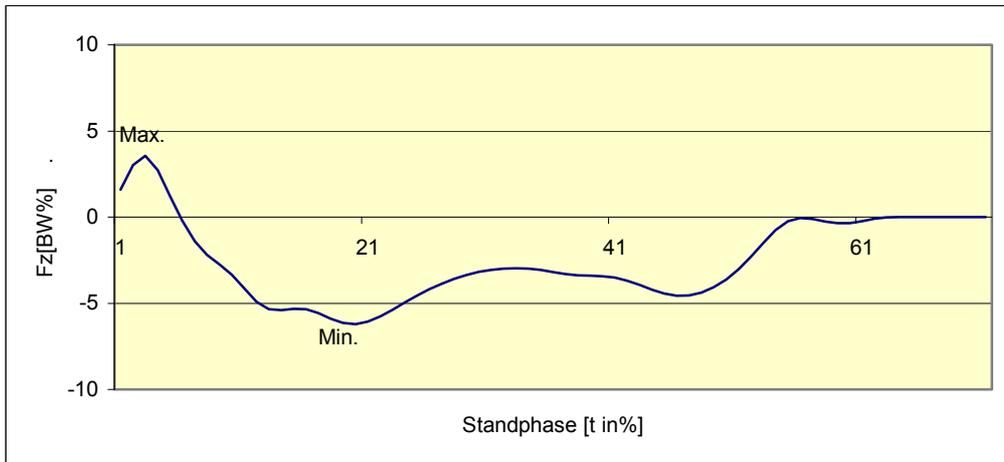


Diagramm 3.9. Exemplarischer Kurvenverlauf der medio-lateralen Bodenreaktionskraft

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)

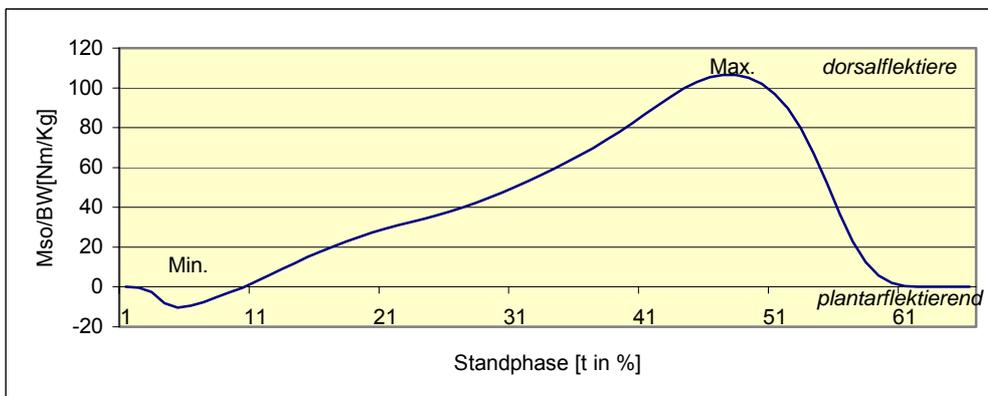


Diagramm 3.10. Exemplarischer Kurvenverlauf des Sagittalmoments des OSG während der Standphase

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)

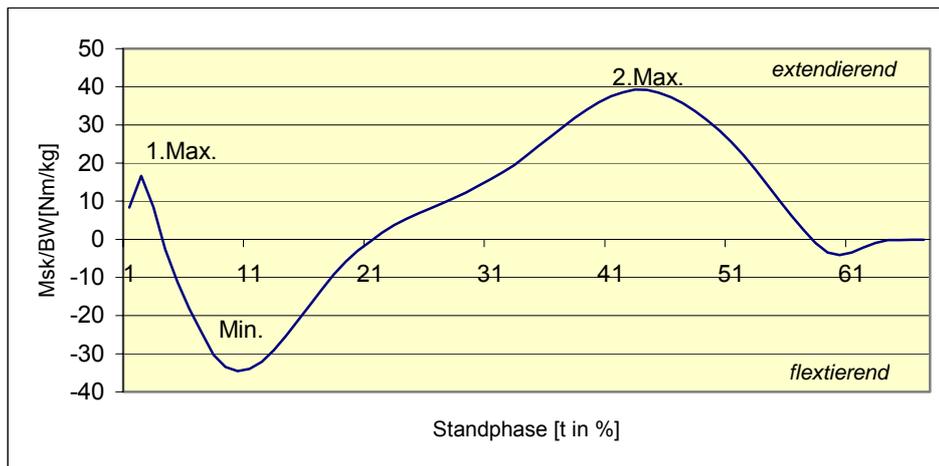


Diagramm 3.11. Exemplarischer Kurvenverlauf des Sagittalmoments des Knies während der Standphase

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 einerseits und das Vorbringen des kontralateralen Beins andererseits 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)

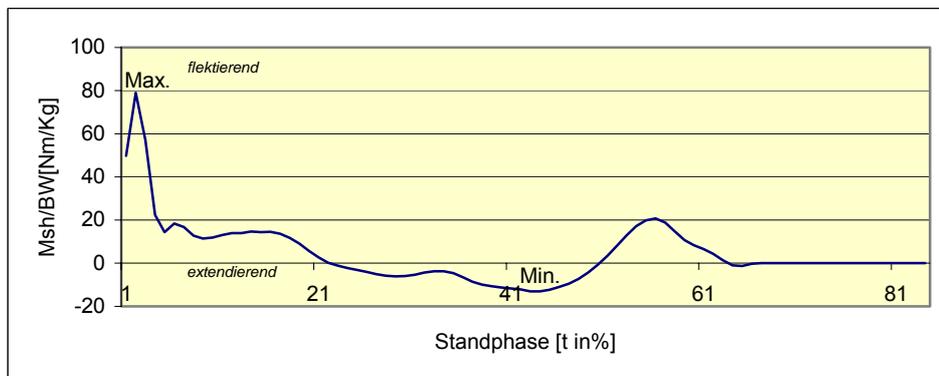


Diagramm 3.12. Exemplarischer Kurvenverlauf des Sagittalmoments der Hüfte während der Standphase

Erklärung:

Der Kurvenverlauf des Hüftmoments beginnt in einem flektierenden Bereich, der mit Beginn des Bodenkontaktes steil ansteigt (Maximum). Ein weiterer kleinerer Anstieg der Kurve gleich im Anschluss ist auf einen Adduktionsmoment zurückzuführen. 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)

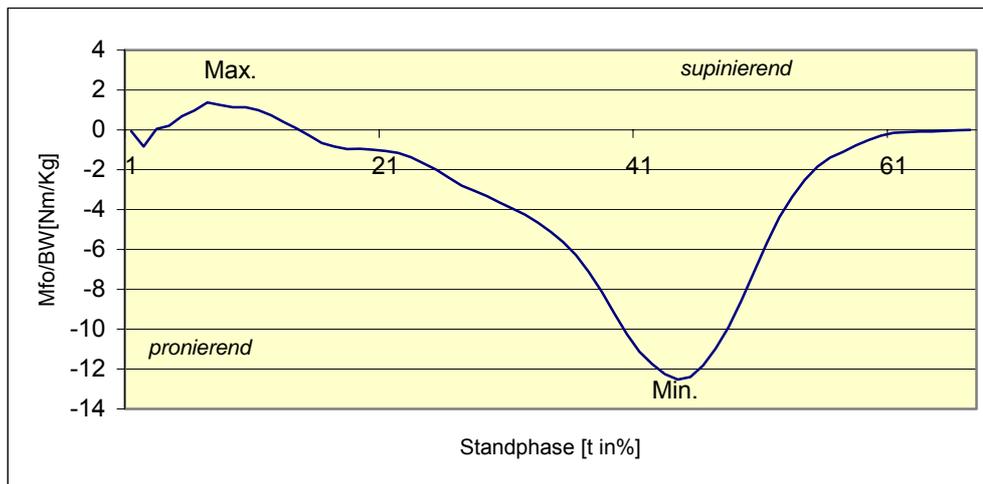


Diagramm 3.13. Exemplarischer Kurvenverlauf des Frontalmoments des OSGs während der Standphase

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)

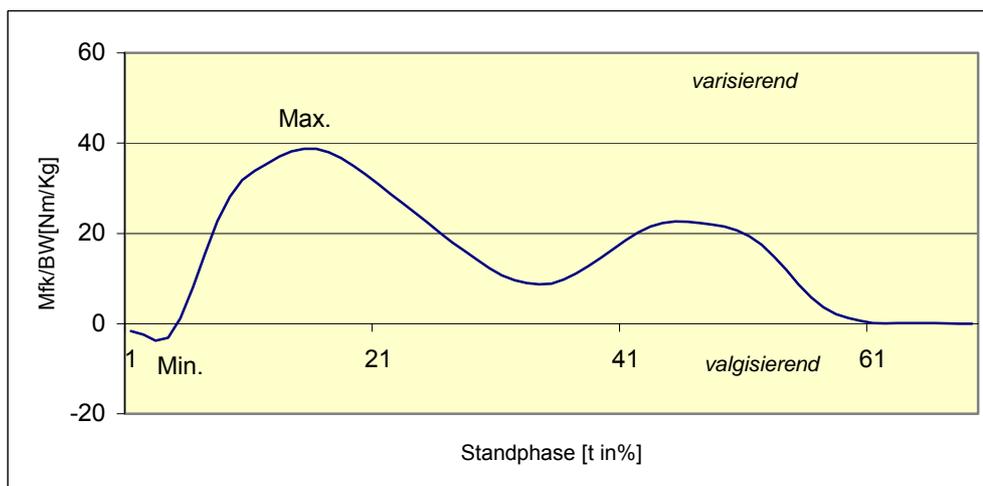


Diagramm 3.14. Exemplarischer Kurvenverlauf des Frontalmoments des Knies während der Standphase

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.)

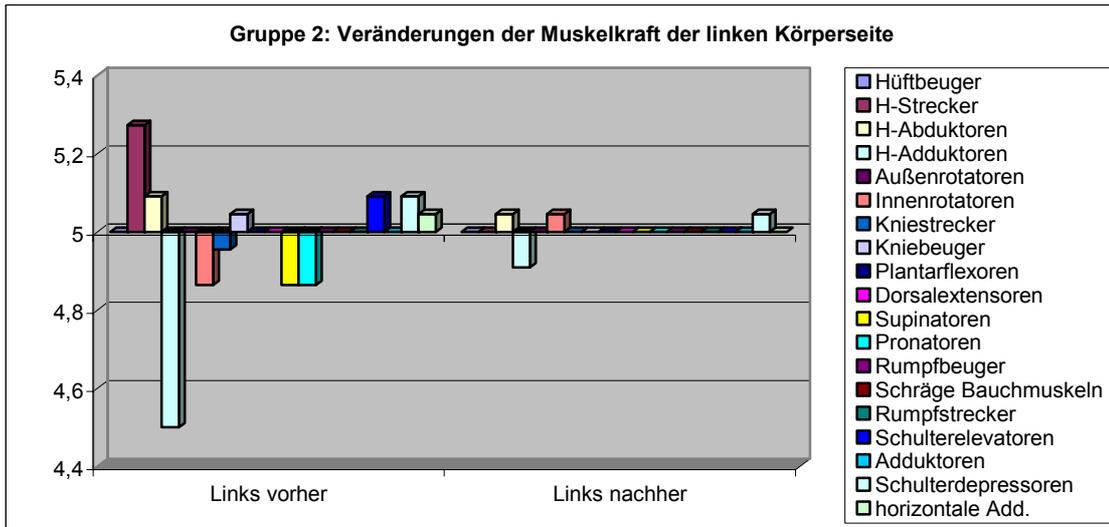


Diagramm 4.13. Veränderungen der Muskelkraft der linken Körperseite der Gruppe 2

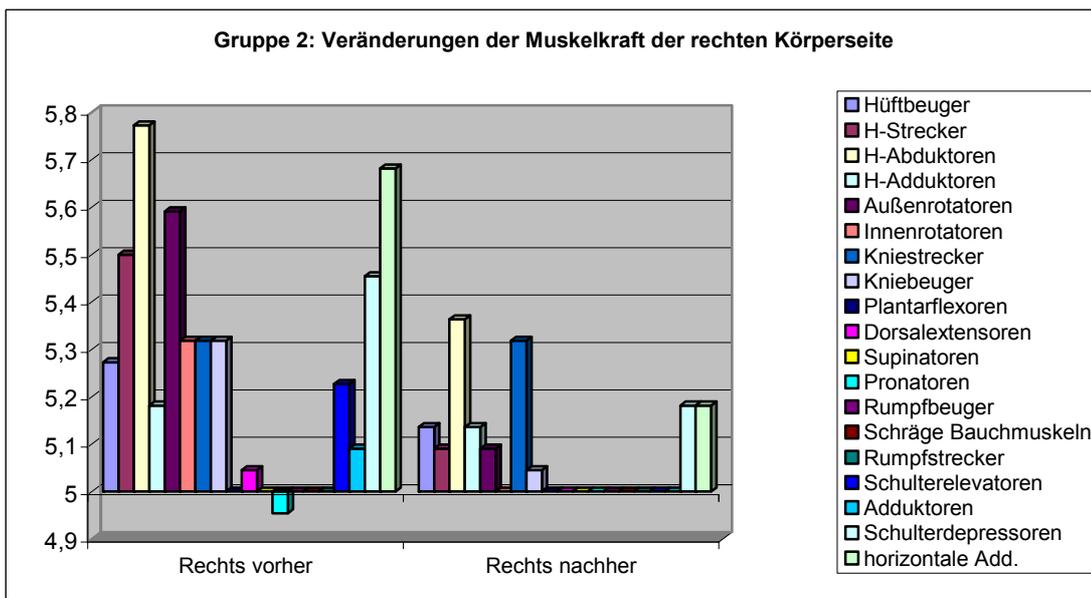


Diagramm 4.14. Veränderungen der Muskelkraft der rechten Körperseite

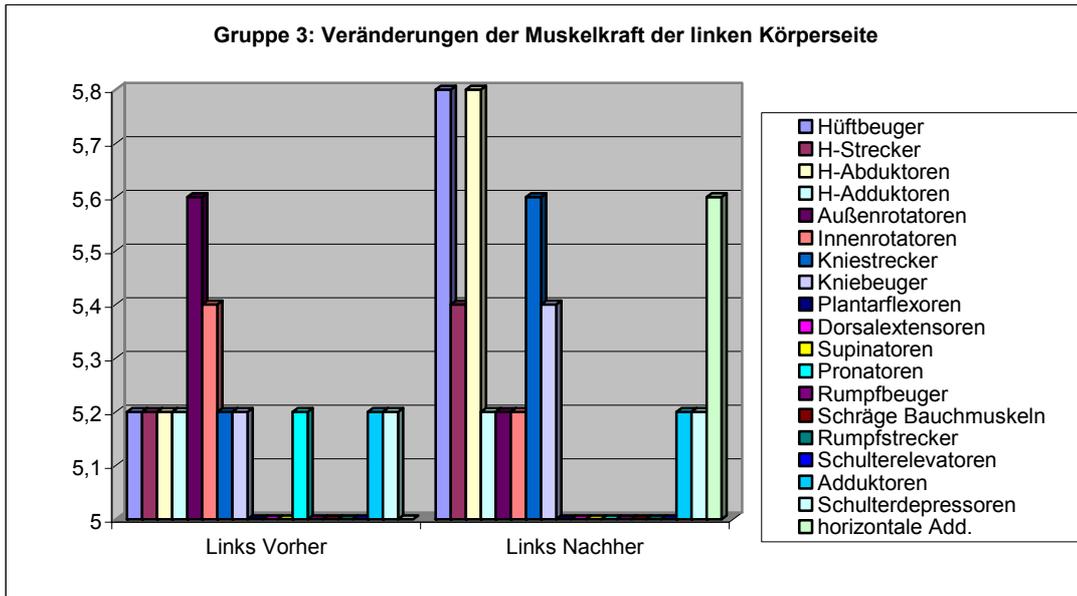


Diagramm 4.15. Veränderungen der Muskelkraft der linken Körperseite

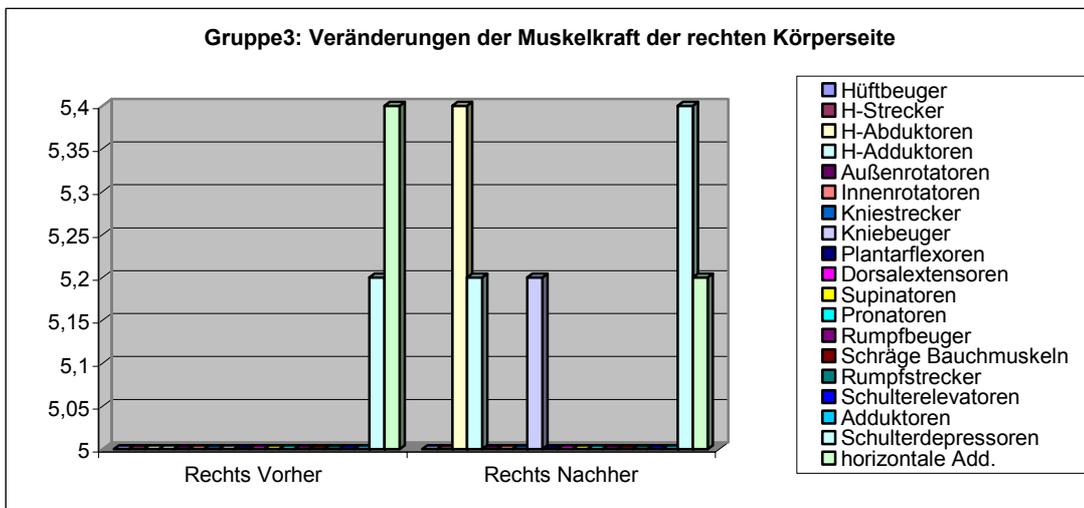


Diagramm 4.16. Veränderungen der Muskelkraft der rechten Körperseite

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)
- **Signal**
 - A/D-Wandlung
- **-verarbeitung**
 - 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
- **Belastungs-normative**
 - Intensität (Krafteinsatz)
 - Umfang (Wiederholungen, Zeit)
 - Sätze (Zyklen)

Tab. 2.1. Das oberflächliche elektromyographische Signal beeinflussende extrinsische und intrinsische Faktoren (modifiziert nach Engelhardt/Freiwald 1997, 90)

Anhang D – Publikationen

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 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 Einlageelemente, 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

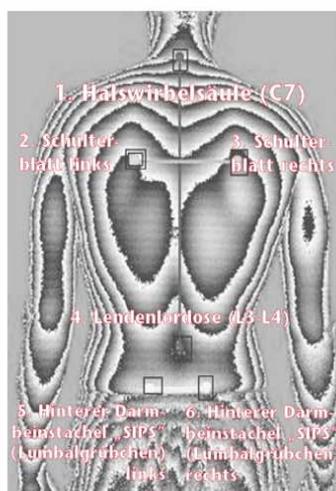


Abb. 1 Phasenbild, in dem die sechs Marker ersichtlich sind.

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 Einlageelemente unter die Fußsohle gelegt, wobei nach jeder neuen Unterlage der Elemente eine Rückensscannung 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 Wittereinflüsse 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-

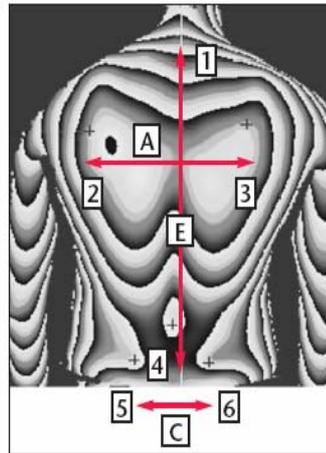


Abb. 2 Auswertungskomponenten der Rückenscannung

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 entgegengewirkt 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: danni.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: Orthopädienschuhtechnik. Sonderheft Einlagen, S. 56-63.
- [4] Jahn, M., 2006: Prüfung der Wirkung von Modulen nach dem Podo-Orthesiologie-Konzept von Breukhoven. In: Orthopädienschuhtechnik. Sonderheft Sensomotorik, 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 zunächst 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 2003 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 war anschließend im September 2003 bei der Firma GeBioM (Gesellschaft für Biomechanik Münster) in Münster.

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, denApril 2007

