Vibrationstraining und Kohärenzmessung

Zur Leistungsoptimierung im Hochleistungssport

Dissertation

zur Erlangung des Grades des Doktors

der Sportwissenschaft

beim Fachbereich Bewegungswissenschaft

der Fakultät für Erziehungswissenschaft, Psychologie und

Bewegungswissenschaft

der Universität Hamburg

vorgelegt von

Robert Wegner

geb. am 08.11.1975 in Gdingen (Polen)

Hamburg, 2010

Diese Arbeit hat dem Promotionsausschuss des Fachbereichs Bewegungswissenschaft an der Universität Hamburg vorgelegen. Am Promotionsverfahren haben
Prof. Dr. Peter Weinberg und Prof. Dr. Jürgen Lange
als Gutachter sowie Prof. Dr. Klaus Mattes als Vorsitzender mitgewirkt. Ursprünglicher Titel der Dissertation
"Leistungsoptimierung im Hochleistungssport"

Datum der Disputation: 16.08.2011

Basierend auf der Promotionsordnung vom 3. Februar 1983

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis vi

Abbildungsverzeichnis ix

Tabellenverzeichnis xiii

1 Einleitung 1

2 Problemstellung 2

3 Theoretische Grundlagen und Annahmen 5

3.1 Mensch als Schwingungsfeld 5

3.2 Vibrationstraining 9

3.2.1 Entwicklung 9

3.2.2 Funktionsweise 13

3.2.3 Trainingswirkung 15

3.3 Kohärenz 18

3.4 Kohärenzmessung 20

3.4.1 Entwicklung 20

3.4.2 Funktionsweise 21

3.4.3 Interpretation der Messergebnisse 26

3.5 Beschreibung der eingesetzten Geräte 31

3.5.1 Ganzkörpervibrationsplatte Galileo 31

3.5.2 Kohärenzmessgerät SAM 35

4 Untersuchungsziel, Fragestellungen und Hypothesen 38

5 Untersuchungsverlauf; Forschungsweise; Methoden 41

5.1 Anlage der Untersuchung 41

5.2 Studie I: Leistungsoptimierung im Rahmen eines 8-wöchigen Vibrationstrainings und der Einsatz eines Kohärenz-Messgerätes im Leistungssport 43

5.2.1 Teilnehmer an der Untersuchung 44

5.2.2 Studienaufbau 45

5.2.3 Datenerhebung 49
5.2.3.1 Kinematisches Messverfahren 49
5.2.3.2 Elektromagnetisches Messverfahren 51
5.2.3.3 Kinetisches Messverfahren 53
5.2.4 Studienablauf 54
5.2.5 Datenverarbeitung 56
5.2.6 Fehlerbetrachtungen 58
5.3 Studie II: Leistungsoptimierung in der Handball-Bundesliga nach einem biophysikalischen Konzept 60
5.3.1 Teilnehmer an der Untersuchung 61
5.3.2 Studienaufbau 63
5.3.3 Datenerhebung 67
5.3.3.1 Kinetisches Messverfahren 67
5.3.3.2 Kinematisches Messverfahren 68
5.3.3.3 Optoelektronisches Messverfahren 69
5.3.3.4 Elektromagnetisches Messverfahren 70
5.3.4 Studienablauf 71
5.3.5 Datenverarbeitung 73
5.3.6 Fehlerbetrachtungen 74

6 Ergebnisse 75
6.1 Ergebnisse zu den Untersuchungszielen der Studie I 76
6.1.1 Leistungsentwicklung im Sprung 77
6.1.2 Kohärenzdiagnostik 80
6.1.3 Einbeinige Gleichgewichtsfähigkeit 97
6.2 Ergebnisse zu den Untersuchungszielen der Studie II 101
6.2.1 Gelenk- und Muskelbeweglichkeitsmessung 102
6.2.2 Leistungsentwicklung im Sprung 120
6.2.3 Slalomparcours 129
6.2.4 Sprinttest 131
6.2.5 Kohärenzdiagnostik 138

7 Diskussion und Ausblick 139
7.1 Diskussion zu den Untersuchungszielen der Studie I 139

7.1.1 Ausblick zur Studie I 144
7.2 Diskussion zu den Untersuchungszielen der Studie II 146
7.2.1 Ausblick zur Studie II 150

8 Zusammenfassung 151

9 Anhang 153
9.1 Anamnese und Einverständniserklärung 153
9.2 Trainingspläne 155
9.2.1 Studie I 155
9.2.2 Studie II 163
9.3 Darstellung der Absolutzahlen der gesamten Tests 171
9.3.1 Studie I 171
9.3.2 Studie II 173
9.4 Literaturverzeichnis 191

Eidesstattliche Erklärung xvi

Tabellarischer Lebenslauf xvii

Danksagung xxi

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ANOVA	analysis of variance
B	Breite
BMS	Biomechanische Muskelstimulation
bzw.	beziehungsweise
ca.	Circa
°C	Grad Celsius
cm	Zentimeter
CMJ	Counter Movement Jump
cm^2	Quadrat Zentimeter
DMS	Dehnungsmessstreifen
et al.	et alia
GKV	Ganzkörpervibration
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
GRFP	Ground Reaction Force Platform
H	Höhe

Hz	Hertz
Inkl.	inklusive
Kg	Kilogramm
L	Länge
mm	Millimeter
MV	Mikrovibration
N	Teilnehmer
p	Signifikanzwert
RLF	Russisches Langzeitflugprojekt
SAM	Status Analyse Monitor
Sek.	Sekunden
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
T-Test	T-verteilter Test
Tab.	Tabelle
TDS	Talent Diagnose System
TVR	Tonic Vibration Reflex
vgl.	vergleiche

vs.	versus
WBV	Whole Body Vibration
WLAN	Wireless Local Area Network
1RM	One-Repetition-Maximum/ Einwiederholungsmaximum

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Mikrovibration von verschiedenen Körperstellen mit gleicher Verstärkung (Abnahme mit Philips-Erschütterungsaufnehmer). Die oberen Zahlen geben die Amplitude in Mikron, die unteren die Frequenz in Hertz an (Rohracher & Inanaga, 1969, S. 19). 5
Abb. 2: 24-stündige Messung der Körpertemperatur (Deetjen, Speckmann & Hescheler 2005, S. 683). 8
Abb. 3: Vibrationsstuhl zur Behandlung von Parkinsonpatienten (Götz, 2009). ... 9
Abb. 4: Vibrationshelm zur Behandlung von neurologischen Erkrankungen (Götz, 2009). 10
Abb. 5: Punktuelle Übertragung der Biomechanischen Stimulation über eine Vibrathode, Nazarov Stimulation GmbH Bad Lobenstein 11
Abb. 6: Diverse Geräte der Biomechanischen Stimulation (Nazarov 1996, S.48, 53, 51). 11
Abb. 7: Referenzhäufigkeitsverteilung der Lognormalen Verteilung in grün, der Gaußschen Verteilung in schwarz und der Delta-Verteilung in rot gekennzeichnet. Zusätzlich ist hier zur Veranschaulichung in gelb die Mirror-Lognormal-Verteilungskurve eingezeichnet worden. 23
Abb. 8: Nadelmatrixgrafik der elektrisch gemessenen Spannung. 24
Abb. 9: Verteilungshistogramm der elektrischen Ströme mit den Referenzhäufigkeitsverteilungen. 25
Abb. 10: Kohärenz- bzw. Harmoniedreieck. 26
Abb. 11: Histogramm mit der Häufigkeitsverteilung der gemessenen elektrischen Ströme. 27
Abb. 12: Zeitachsenverlauf der logarithmierten Messwerte. 28
Abb. 13: Darstellung des Messfeldes (Nadelmatrix) während einer Messung. 29
Abb. 14: Ansicht des dreidimensionalen Histogramms über den Zeitverlauf. 30
Abb. 15: Galileo-Trainingsgerät mit Darstellung der möglichen Fußpositionen und der entsprechenden Auslenkung auf den Körper, Novotec Medical GmbH Pforzheim. 31
Abb. 16: Darstellung der Trainingswirkung durch die Wahl der Frequenz, Novotec Medical GmbH Pforzheim. 32

Abb. 17: Probetraining im Inneren der Versuchsanlage am IBMP, Novotec Medical GmbH Pforzheim. 34
Abb. 18: Einsatz im Leistungssportbereich in der Disziplin Hürdenlauf. 35
Abb. 19: Status Analyse Monitor in der Version 3. 37
Abb. 20: Kraftmessplatte Leonardo Mechanographie. 45
Abb. 21: Countermovementjump, Einbeinsprünge und der Gleichgewichtstest. .. 46
Abb. 22: Von oben links Einstiegsübung, Abfahrtshocke und die einbeinige dynamische Übung. 47
Abb. 23: Status Analyse Monitor 2 am Handgelenk mittels Klettband befestigt. .. 48
Abb. 24: Darstellungsfenster der Leonardo-Mechanographie. 50
Abb. 25: Auswertungsfenster des Kohärenzmessgerätes SAM 2. 52
Abb. 26: Einbeiniger Gleichgewichtstest mit Zeitmessung. 53
Abb. 27: Darstellung des regelmäßigen Untersuchungsablaufes ab der zweiten Messung. 54
Abb. 28: Darstellung eines ungültigen Messergebnisses durch die Leonardo-Mechanographie. 58
Abb. 29: Darstellung eines gültigen Messergebnisses durch die Leonardo-Mechanographie. 59
Abb. 30: Warmlaufen vor dem Untersuchungsbeginn. 63
Abb. 31: Skizze des zehn-Meter langen Slalomparcours. 64
Abb. 32: 10-Meter-Slalomparcours. 64
Abb. 33: Ansicht des 20-Meter-Sprinttests. 65
Abb. 34: Gleichzeitiges Training von Kontroll- und Testperson. 66
Abb. 35: Doppelte Reflexlichtschranke zur Erfassung des Slalomparcours und des Sprints. 69
Abb. 36: Kohärenzmessung in der Studie II am linken Unterarm des Athleten. ... 70
Abb. 37: Darstellung des regelmäßigen Untersuchungsablaufes am Testtag. 72
Abb. 38: Dokumentation der Leistungsfähigkeit je Kilogramm Körpergewicht während der Studie. 78
Abb. 39: Dokumentation der Summe des einbeinigen Standes des linken und rechten Beines. 97
Abb. 40: Balkendiagramm der Gleichgewichtsfähigkeit des linken und rechten Beines von Athlet 1 im Einbeinstand. 98

Abb. 41: Balkendiagramm der Gleichgewichtsfähigkeit des linken und rechten Beines von Athlet 2 im Einbeinstand. 99
Abb. 42: Balkendiagramm der Gleichgewichtsfähigkeit des linken und rechten Beines von Athlet 3 im Einbeinstand. 99
Abb. 43: Liniendiagramm der Hüftaußenrotation links und rechts als Mittelwert in Prozent. 102
Abb. 44: Liniendiagramm der Hüftaußenrotation links und rechts als Median in Prozent. 103
Abb. 45: Liniendiagramm der Hüftinnenrotation links und rechts als Mittelwert in Prozent. 104
Abb. 46: Liniendiagramm der Hüftinnenrotation links und rechts als Median in Prozent. 105
Abb. 47: Liniendiagramm der linken Hüftaußen- und -innenrotation als Mittelwert in Prozent. 106
Abb. 48: Liniendiagramm der linken Hüftaußen- und -innenrotation als Median in Prozent. 107
Abb. 49: Liniendiagramm der rechten Hüftaußen- und -innenrotation als Mittelwert in Prozent. 109
Abb. 50: Liniendiagramm der rechten Hüftaußen- und -innenrotation als Median in Prozent. 110
Abb. 51: Liniendiagramm der Beweglichkeit der ischiocruralen Muskulatur als Mittelwert in Prozent. 111
Abb. 52: Liniendiagramm der Beweglichkeit der ischiocruralen Muskulatur als Median in Prozent. 112
Abb. 53: Liniendiagramm der Beweglichkeit der Lendenwirbelsäule als Mittelwert in Prozent. 113
Abb. 54: Liniendiagramm der Beweglichkeit der Lendenwirbelsäule als Median in Prozent. 114
Abb. 55: Liniendiagramm der Adduktorenbeweglichkeit als Mittelwert in Prozent. 115
Abb. 56: Liniendiagramm der Adduktorenbeweglichkeit als Median in Prozent. 116
Abb. 57: Liniendiagramm des Finger-Boden-Abstandes als Mittelwert in Prozent. 117
Abb. 58: Liniendiagramm des Finger-Boden-Abstandes als Median in Prozent. 118

Abb. 59: Liniendiagramm der Sprungkraft als Mittelwert in Prozent. 120
Abb. 60: Liniendiagramm der Sprungkraft als Mittelwert in Prozent. 121
Abb. 61: Liniendiagramm der Leistungsfähigkeit als Mittelwert in Prozent. 122
Abb. 62: Liniendiagramm der Leistungsfähigkeit als Median in Prozent. 123
Abb. 63: Liniendiagramm der Sprunggeschwindigkeit als Mittelwert in Prozent. 124
Abb. 64: Liniendiagramm der Sprunggeschwindigkeit als Median in Prozent. ... 125
Abb. 65: Liniendiagramm der Sprunghöhe als Mittelwert in Prozent. 126
Abb. 66: Liniendiagramm der Sprunghöhe als Mittelwert in Prozent. 127
Abb. 67: Liniendiagramm des Slalomlaufes als Mittelwert in Prozent. 129
Abb. 68: Liniendiagramm des Slalomlaufes als Median in Prozent. 130
Abb. 69: Liniendiagramm der Beschleunigungsfähigkeit als Mittelwert in Prozent..... 131
Abb. 70: Liniendiagramm der Beschleunigungsfähigkeit als Median in Prozent. 132
Abb. 71: Liniendiagramm der Sprintfähigkeit als Mittelwert in Prozent. 133
Abb. 72: Liniendiagramm der Sprintfähigkeit als Median in Prozent. 134
Abb. 73: Liniendiagramm des Sprinttests als Mittelwert in Prozent. 135
Abb. 74: Liniendiagramm des Sprinttests als Mittelwert in Prozent. 136

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Anthropometrische Daten der Teilnehmer aus der zweiten Studie. 62
Tab. 2: Messdaten aus der Leonardo Mechanographie. 77
Tab. 3: Auswertung des Histogramms des Teilnehmers D.G. 81
Tab. 4: Auswertung der Zeitachse des Teilnehmers D.G. 83
Tab. 5: Auswertung des Pinnfeldes des Teilnehmers D.G. 84
Tab. 6: Auswertung des Kohärenzdreieckes des Teilnehmers D.G. 85
Tab. 7: Auswertung des Histogramms des Teilnehmers M.P. 87
Tab. 8: Auswertung der Zeitachse des Teilnehmers M.P. 88
Tab. 9: Auswertung des Pinnfeldes des Teilnehmers M.P. 90
Tab. 10: Auswertung des Kohärenzdreieckes des Teilnehmers M.P. 91
Tab. 11: Auswertung des Histogramms des Teilnehmers H.S. 92
Tab. 12: Auswertung der Zeitachse des Teilnehmers H.S. 93
Tab. 13: Auswertung des Pinnfeldes des Teilnehmers H.S. 94
Tab. 14: Auswertung des Kohärenzdreieckes des Teilnehmers H.S. 95
Tab. 15: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die beidseitige Hüftaußenrotation. 104
Tab. 16: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die beidseitige Hüftinnenrotation. 106
Tab. 17: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die linke Hüftaußen- und -innenrotation. 108
Tab. 18: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die rechte Hüftaußen- und -innenrotation. 110
Tab. 19: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die ischiocrurale Muskulatur. 112
Tab. 20: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die Lendenwirbelbeweglichkeit. 114
Tab. 21: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die Beweglichkeit der Adduktoren. 116
Tab. 22: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für den Finger-Boden-Abstand. 118
Tab. 23: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die Sprungkraft. . 121

Tab. 24: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die Sprungkraft. . 123
Tab. 25: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die Sprunggeschwindigkeit. 125
Tab. 26: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die Sprunghöhe. 127
Tab. 27: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für den Slalomlauf... 130
Tab. 28: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die Beschleunigungsfähigkeit. 132
Tab. 29: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die Sprintfähigkeit. 134
Tab. 30: Angabe der p-Werte und Konfidenzintervalle für den gesamten Sprint.136
Tab. 31: Gesamtbetrachtung der SAM 2-Messung des Teilnehmers D. G. aus der Studie I..... 141
Tab. 32: Gesamtbetrachtung der SAM 2-Messung des Teilnehmers M. P. aus der Studie I..... 142
Tab. 33: Gesamtbetrachtung der SAM 2 Messung des Teilnehmers H. S. aus der Studie I..... 143
Tab. 34: Leichtathletik-Trainingsplan Woche I. 155
Tab. 35: Leichtathletik-Trainingsplan Woche II. 156
Tab. 36: Leichtathletik-Trainingsplan Woche III. 157
Tab. 37: Leichtathletik-Trainingsplan Woche IV. 158
Tab. 38: Leichtathletik-Trainingsplan Woche V. 159
Tab. 39: Leichtathletik-Trainingsplan Woche VI. 160
Tab. 40: Leichtathletik-Trainingsplan Woche VII. 161
Tab. 41: Leichtathletik-Trainingsplan Woche VIII. 162
Tab. 42: Handball-Trainingsplan Woche I. 163
Tab. 43: Handball-Trainingsplan Woche II. 164
Tab. 44: Handball-Trainingsplan Woche III. 165
Tab. 45: Handball-Trainingsplan Woche IV. 166
Tab. 46: Handball-Trainingsplan Woche V. 167
Tab. 47: Handball-Trainingsplan Woche VI. 168
Tab. 48: Handball-Trainingsplan Woche VII. 169
Tab. 49: Handball-Trainingsplan Woche VIII. 170
Tab. 50: Leistungsentwicklung in Absolutzahlen der Studie II. 171
Tab. 51: Gleichgewichtstest in Absolutzahlen der Studie I. 172

Tab. 52: Hüftaußenrotation links in Absolutzahlen der Studie II. 173
Tab. 53: Hüftaußenrotation rechts in Absolutzahlen der Studie II. 174
Tab. 54: Hüftinnenrotation links in Absolutzahlen der Studie II. 175
Tab. 55: Hüftinnenrotation rechts in Absolutzahlen der Studie II. 176
Tab. 56: Beweglichkeit der Ischiocruralen Muskulatur links in Absolutzahlen der Studie II..... 177
Tab. 57: Beweglichkeit der Ischiocruralen Muskulatur rechts in Absolutzahlen der Studie II..... 178
Tab. 58: Lendenwirbelsäulen Flexion in Absolutzahlen der Studie II. 179
Tab. 59: Lendenwirbelsäulen Extension in Absolutzahlen der Studie II. 180
Tab. 60: Adduktoren-Beweglichkeit in Absolutzahlen der Studie II. 181
Tab. 61: Finger-Boden-Abstand in Absolutzahlen der Studie II. 182
Tab. 62: Sprungkraft in Absolutzahlen der Studie II. 183
Tab. 63: Leistungsfähigkeit in Absolutzahlen der Studie II. 184
Tab. 64: Sprunggeschwindigkeit in Absolutzahlen der Studie II. 185
Tab. 65: Sprunghöhe in Absolutzahlen der Studie II. 186
Tab. 66: Slalomlauf in Absolutzahlen der Studie II. 187
Tab. 67: Beschleunigungsfähigkeit in Absolutzahlen der Studie II. 188
Tab. 68: Sprintschnelligkeit in Absolutzahlen der Studie II. 189
Tab. 69: Gesamtzeit auf 20 m in Absolutzahlen der Studie II. 190

1 Einleitung

Über die Notwendigkeit von regelmäßiger Muskeltätigkeit durch klassisch-physikalische und in erster Linie lokomotorische Bewegung (Israel, 1995) hinaus wird in dieser Arbeit der Aspekt des permanenten und biophysikalischen Bewegens als eine weiterte Optimierungsmöglichkeit im Hochleistungssport herausgearbeitet.

Optimierung meint hier eine Verbesserung der sportlichen Leistung eines Athleten in seiner jeweiligen Disziplin. Ein Hochspringer soll höher springen, ein Handballer soll mehr Tore erzielen und der Kugelstoßer weiter stoßen. Eine Leistungssteigerung im Sport erfolgt im Idealfall durch optimale Realisierung der jeweiligen sportlichen Technik und nicht selten durch maximale Ausschöpfung körperlicher Belastbarkeit. Ein zeit- und kraftintensives (Technik-) Training geht oft an die gesundheitlichen Grenzen des Athleten (vgl. Kreider, Fry & O'Toole, 1998, S. VII).

In dieser Arbeit soll eine neuartige Optimierungsmöglichkeit als unterstützende Maßnahme im sportlichen Training vorgestellt werden.

Eine Optimierung soll auf neurophysiologisch-informationeller Ebene in Form von Koordination erfolgen und soll zusätzlich auf energetischer Ebene die konditionellen Fähigkeiten des Athleten erweitern, die zur Verbesserung der jeweiligen Technik beitragen.

Das Verständnis eines permanenten Bewegens geht davon aus, dass der menschliche Organismus ein permanentes Schwingungsfeld (biologische Rhythmen) ist, das z.B. circadianen Rhythmen folgt (vgl. Smolensky & Lamberg, 2001; Weinberg & Ziaja, 2008 a; Weinberg & Ziaja, 2008 b). Die sogenannte Mikrovibration, die von Rohracher bei Menschen 1944 und später auch bei warmblütigen Tieren entdeckt und intensiv untersucht wurde, ist ein gesichertes funktionelles Kennzeichen eines permanenten Schwingungsfeldes (Rohracher & Inanaga, 1969). Diese wirkende Funktion kann als Schwingungsfeld und Vibration verstanden werden, welche durch frequenzcodierte Schwingungsinformationen ‚von außen' aktiviert wird (vgl. Weinberg, 2008, S. 161-167). Dadurch können Schwingungen auch eine physikalisch-lokomotorische Bewegung verbessern.

2 Problemstellung

Nazarov hat in seinen Untersuchungen zur Biomechanischen Stimulation (BMS) durch Vibrationsgeräte Verbesserungen der Bewegungen (und sportlichen Technik unterschiedlicher Athleten) in Form einer größeren Beweglichkeit feststellen können (Nazarov, 1996). Methodisch hat Nazarov durch lokale Anwendung Schwingungen induziert, ohne dabei den Körper muskulär-energetisch ‚hoch' zu belasten.

In der vorliegenden Arbeit soll ebenfalls eine mechanische Vibrationsübertragung als Mittel einer Leistungsverbesserung untersucht werden. Die Vibrationsübertragung erfolgt über harmonische Sinusschwingung (vgl. Magnus & Popp, 2005, S. 18) und wird über eine Vibrationsplatte aktiviert. Die Schwingung, auch Vibration genannt, bewirkt eine Zustandsänderung mit anschließender Rückkehr zur Ausgangssituation. Mittels der Frequenz wird die Häufigkeit der Veränderungen pro Zeiteinheit angegeben. Durch die Amplitude beziehungsweise den Hub wird die Schwingungsweite beschrieben. Die Schwingungsübertragung wird als ein Informationsgeber auf den Menschen umschrieben, (vgl. Zeilinger, 2005, S. 229; Zhang, 2007, S.97) die über die aktuelle Schwingung in Relation zu Mikrovibration und Bewegung des Athleten steht.

Ein spezielles Problem stellt sich nun hinsichtlich der Frage nach 'Energie'. Jeder Aufwand an 'Arbeit' (Muskeltätigkeit) ist zugleich eine Belastung, die sich energetisch (Stoffwechsel, Wärmeregulation, Erschöpfung usw.) auf den Menschen auswirkt. Überlastungszustände beim Sportler äußern sich durch eine Art Überhitzung (vgl. Schneider & Sagan, 2006, S. 265-266). Nach dem ersten Hauptsatz der Thermodynamik gilt das Gesetz der Energieerhaltung. Dieser beschreibt, dass Leistung Energie in Wärme umwandelt. Dies hat zur Folge, dass eine gewünschte Leistungssteigerung durch entsprechend hohe Trainingsumfänge realisiert und beim Athleten dadurch eine höhere thermische Energieumwandlung ausgelöst wird.

Eine hohe thermische Energieumwandlung lässt sich im Körper des Athleten beispielweise durch erhöhte elektrische Messströme feststellen (Wegner et al., 2009; Ziaja, 2008, 2010). Es wird hier auch dargelegt werden, wie

elektrische Ströme im Körper des Athleten während des Trainings wirken. Liegt beim Sportler eine permanente Überhitzung vor, so kann von einem Überlastungszustand ausgegangen werden. Dieser lässt sich dann auch mit auffällig hohen Mess-Strömen feststellen.

Optimierungsgrad und Belastungszustand werden als kohärent (informativ) oder entsprechend inkohärenten (energetisch) beschrieben. Mit dem Begriff „Kohärenz“ wird ein multiplikatives Gestaltungsgeschehen[1] des Körpers auf zellulärer/organischer Ebene beschrieben (vgl. Zhang, 2007, S. 130; Ziaja, 2010, S. 8). In kohärenten Zuständen ist eine ‚bewegliche Lebensführung (unter Einschluss von Sport)relativ ausgewogen. Anhaltende inkohärente Zustände entwickeln sich beispielsweise durch dauerhaften Stress oder durch Krankheit.

Eine Lebensführung in überwiegender Kohärenz ist anzustreben.

Forschungen zu Kohärenz in dem hier aufgeführten Sinne liegen in diversen Untersuchungen vor (Weinberg & Ziaja, 2008 a; Wegner et al., 2009; Ziaja, 2008). Hier konnten wahrgenommene Einschränkungen und Leistungssteigerungen messtechnisch ermittelt und im Training berücksichtigt (korrigiert, verbessert, erweitert usw.) werden. Die hier beschriebene Kohärenzdiagnostik[2] hat sich also in den letzten Jahren weiter entwickelt und der Einsatz entsprechender Geräte ist in ersten sportwissenschaftlichen Untersuchungen überprüft worden.

[1] Mit einem multiplikativen Gestaltungsgeschehen sind hier zwei biologische Größen gemeint, die sich durch ihr Verhältnis zueinander unterscheiden. Ein Unterschied wird durch Veränderung mittels Multiplikation mit einem Faktor hervorgerufen (größer oder kleiner als eins).

[2] Kohärenzdiagnostik beruht auf einer Messmethode, auf deren Basis elektromagnetisch das Befinden (Gesundheitszustand) des Menschen untersucht wird.

Diese Geräte arbeiten als Monitore für Kohärenz. Sie messen elektromagnetische Werte, und machen so einen kohärenten Zustand sichtbar und erlauben in der Folge entsprechende Maßnahmen zur Gestaltung und Optimierung des Trainings.
Die Problemstellung dieser Arbeit ist nun genau darauf fokussiert erstens kohärente Zustände eines Athleten vor, während oder nach dem Training zu erfassen, diese zweitens in einer Relation zu unterschiedlichen Maßnahmen im Training diagnostisch zu bestimmen und drittens heraus zu finden, ob in der Beziehung zu Kohärenz und Vibrationstraining eine verbesserte sportliche Leistung erreicht werden kann. In diesem Sinne kann dann wieder von einer Optimierung gesprochen werden, die sich vorrangig an schwingungsinduziertem kohärentem Trainieren orientiert (so der Titel dieser Arbeit).
Die dargelegte Problemstellung wird wie folgt den weiteren Gang der Arbeit (auf Basis meiner Untersuchungen) bestimmen:

- es werden diejenigen theoretischen Grundlagen und Annahmen vorgestellt, die zum Verständnis von Kohärenz, Schwingung und Vibration beitragen und das hier implizite Forschungsverständnis sichtbar werden lassen (vgl. Kapitel 3)

- in einer weiteren Ausrichtung soll das Problem über Trainingsmaßnahmen in erster Linie und weitgehend experimentell untersucht werden (vgl. Kapitel 4 und 5). Es soll ermittelt werden, inwieweit durch ein Vibrationstraining in einer Relation zu Kohärenz sich ein Training tatsächlich optimieren lässt, indem eine relativ stabile Leistungsverbesserung feststellbar sein wird.

- in den Kapiteln 6 und 7 werden Ergebnisse vorgestellt und Schlussfolgerungen ausgeführt.

3 Theoretische Grundlagen und Annahmen

3.1 Mensch als Schwingungsfeld

Der gesamte Körper steht in einem weiten Frequenzspektrum unter permanenter Schwingung. Von langsamen periodischen Bewegungen der Lunge bis zum hochfrequent arbeitenden Trommelfell (Genta, 1998, S. XXIII). Die folgende Abbildung zeigt die gemessenen Schwingungswerte von Rohracher in den unterschiedlichen Körperregionen (Rohracher & Inanaga, 1969). Die Messwerte wurden mit Dehnungsmessstreifen (DMS) und Beschleunigungsaufnehmern mit der Funktion eines piezoelektrischen und elektrodynamischen Systems, ermittelt.

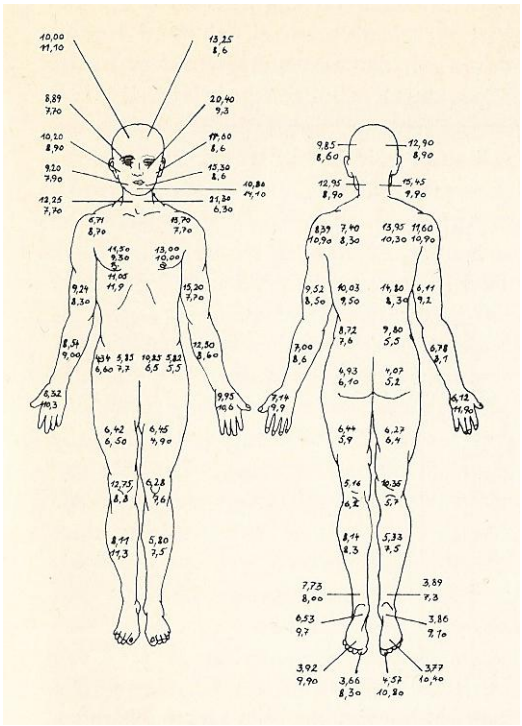


Abb.1: Mikrovibration von verschiedenen Körperstellen mit gleicher Verstärkung (Abnahme mit Philips-Erschütterungsaufnehmer). Die oberen Zahlen geben die Amplitude in Mikron, die unteren die Frequenz in Hertz an (Rohracher & Inanaga, 1969, S. 19).

Der Mensch und warmblütige Tiere werden ununterbrochen und ihr gesamtes Leben lang von rhythmischen Mikrobewegungen erschüttert (vgl. Haider & Donald, 1964). Die Durchschnittsfrequenz im entspannten Zustand liegt zwischen 7 und 13 Hz und die Amplitude bei 0,5 bis 10 Mikron (Tausendstelmillimeter). Im angespannten Zustand kann die Amplitude um das Zehnfache höher liegen und im Schlafzustand circa ein Drittel niedriger. Frauen weisen eine geringere Schwingung auf als Männer.

Die Mikrovibration (MV) wird in der Neurologie Ruhetremor genannt (Gallasch & Kenner, 1992). In der vorliegenden Arbeit wird statt „Ruhe“ der Begriff „Bereitschaftspotential“ verwendet. Mit diesem Begriff wird deutlicher, dass sich der Körper nicht in völliger Ruhe befindet sondern in einer lebendigen Bereitschaft.

Zur Entstehung der Mikrovibration gibt es zwei Hypothesen: die kardiovaskuläre und die neuromuskuläre. Die kardiovaskuläre Hypothese wird durch experimentelle Resultate gestützt (Brumlik, 1962; Brumlik et al., 1964). Aus neueren Erkenntnissen des Russischen Langzeitflugprojektes (RLF) (Kenner et al., 1993-1995) wurden im Experiment MIKROVIB (Mikrovibration) deutliche Hinweise für die Richtigkeit der „Herzschlaghypothese“ gefunden. Anhand eines mathematischen Modells konnte gezeigt werden, dass die angespannte Muskelfaser eines Menschen vom Herzschlag in Resonanz gesetzt wurde und so an der Hautoberfläche 8 bis 12 Hz messbar waren. Zudem wurde mit den Untersuchungen erstmalig sicher gezeigt, dass durch Schwerelosigkeit keine Mikrovibration in „Ruhe bzw. im Bereitschaftspotential“ beim Menschen vorherrscht. Sie tritt in der Schwerelosigkeit nur durch körperliche Arbeit in Form von kleinen Zitterbewegungen (Aktivitätstremor) wieder auf.

Dem setzen Wissenschaftler entgegen, dass eine Mikrovibration noch zwischen 60 und 90 Minuten nach Herzstillstand messbar ist und daher nicht ausschließlich über die Herztätigkeit verursacht werden kann (Rohracher & Inanaga, 1969, S. 32; Sugano, 1957; Yoshii, Inaba, & Arai, 1965). Des Weiteren wurde bei Patienten mit Rückenmarkserkrankungen eine reduzierte und teilweise gar keine Mikrovibration in den betroffenen Regionen gemessen (Buskirk & Fink, 1962). Es wird vermutet, dass für die Entstehung der Mikrovibration zwei Komponenten von Bedeutung sind. Diese Zwei-Komponenten könnten die kardiovaskuläre (Herzschlag) und die

neuromuskuläre (Kontraktion der quergestreiften Muskulatur) sein. Aus Untersuchungen ist bekannt, dass durch Kontraktion von Muskeln elektrische Aktionsströme fließen, die mit der Durchschnittsfrequenz der Mikrovibration übereinstimmen. Mit dieser Hypothese wären diese Mikroprozesse erklärbar. Des Weiteren sind durch Experimente mit pharmakologischer Veränderung der Muskelaktivität deutliche Hinweise auf eine direkte Beziehung zwischen Muskulatur und Mikrovibration gefunden worden (vgl. Lienert & Grögler, 1961). Durch weitere tierexperimentelle Erkenntnisse, in denen sowohl das Herz stillgelegt als auch die dorsalen und ventralen Wurzeln durchtrennt wurden, konnte noch Mikrovibration mit verringerter Amplitude erfasst werden. Dieser Tatsache folgend entstand eine Theorie der permanenten alternierenden Faserkontraktion bei warmblütigen Lebewesen. Sie beschreibt die Entstehung der Mikrovibration durch unregelmäßige Einzelkontraktionen von Muskelfasern, die sowohl durch kardiovaskuläre als auch durch neuronale Signale in ihrer Amplitude beeinflusst werden. Innerhalb eines Muskels werden nur sehr wenige Fasern kontrahiert, die dann mechanische Kontraktionsbewegungen auf die Knochen übertragen und dadurch das Skelett minimal in Bewegung setzen (vgl. Rohracher & Inanaga, 1969, S. 36). Damit lässt sich auch der Muskeltonus von einer dauerhaften Grundspannung (d.h. damit auch einer lebensförderlichen Schwingung) zum Ereignis einer ständig wechselnden Einzelkontraktion definieren (belastende oder entlastende Schwingungen usw.).

Aus neueren Studien des RLF-Projekts (Gallasch, Kenner & Kozlowskaya, 1998), das in der Schwerelosigkeit und unter Schwerkraftwirkung durchgeführt wurde, ist inzwischen der direkte Zusammenhang zwischen der Muskelgrundspannung (Tonus) und der Mikrovibration deutlich geworden.

Wie in Untersuchungen von Rohracher und Inanaga festgestellt wurde, gibt es zusätzlich einen kausalen Zusammenhang zwischen Homoiothermie (Warmblütigkeit) und Mikrovibration (Rohracher & Inanaga, 1969; Rohracher, 1964). Bei einer Körpertemperatur von 36,5°C bis 37,4°C wurden 10 Hz, bei 38°C bis 39,7°C wurden 12 Hz und bei über 39°C 14 Hz gemessen. Danach ließe sich eine erhöhte Körpertemperatur, wie sie auch von Überlastungszuständen beim Menschen (Hochleistungs-, bzw. Leistungssportlern) bekannt ist, einer entsprechend erhöhten Mikrovibration zuordnen. Temperaturschwankungen und

offensichtlich auch Schwankungen der Mikrovibration im Tages- und Nachtverlauf sind beim Menschen bereits bekannt.

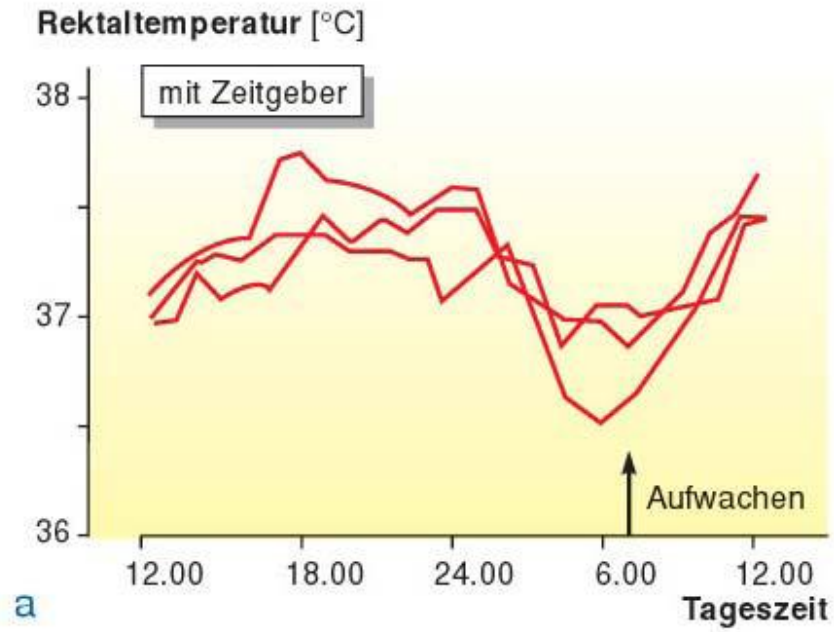


Abb. 2: 24-stündige Messung der Körpertemperatur (Deetjen, Speckmann & Hescheler 2005, S. 683).

Ein weiterer Zusammenhang zwischen Homoiothermie und Mikrovibration ist bei kalter Umgebung als Kältezittern zu beobachten. Wenn eine alternierende Faserkontraktion auf Mikroebene nicht mehr ausreicht, wird die Amplitude der Mikrovibration erhöht und das sichtbare makroskopische Kältezittern (physiologischer Tremor) der Muskulatur ausgelöst.

3.2 Vibrationstraining

3.2.1 Entwicklung

Bereits im 19. Jahrhundert untersuchte der französische Neurologe Jean-Martin Charcot bemerkenswerte Effekte bei Parkinsonpatienten, deren Zustand sich nach einer Reise nach Salpêtrière deutlich verbesserte. Er führte die Verbesserungen auf Vibrationen bei der Anreise in Pferdekutsche und Eisenbahn zurück und entwickelte einen elektrisch angetriebenen vibrierenden Stuhl, den er erfolgreich in seinem Wartezimmer einsetzte.

Abb. 3: Vibrationsstuhl zur Behandlung von Parkinsonpatienten (Götz, 2009).

Aufgrund des Therapieerfolges entwickelte sein Assistent Gilles de la Tourette eine portable Version, den „casque vibrant“, einen vibrierenden Helm, der 1892 im „Scientific American“ vorgestellt wurde (vgl. Götz, 2009).

Abb. 4: Vibrationshelm zur Behandlung von neurologischen Erkrankungen (Götz, 2009).

Vor 50 Jahren beschrieb Biermann die Wirkung von lokaler zyklischer Vibration auf die Rumpfmuskulatur des Menschen (Biermann, 1960). In der Studie untersuchte er den möglichen Einfluss von Vibration auf die Beweglichkeit der Teilnehmer.

Ende der 70er Jahre entwickelte und verfeinerte Nazarov in der damaligen UdSSR mit seinem Forschungsteam die Biomechanische Stimulation (BMS), die ebenfalls lokal auf den Körper angewendet wurde (Nazarov, 1996). In den damaligen Untersuchungen wurden Trainingsgeräte in Schwingung versetzt, beziehungsweise die Vibration wurde über eine Vibrathode (punktueller Schwingkopf) auf lokale Körperbereiche direkt übertragen.

Abb. 5: Punktuelle Übertragung der Biomechanischen Stimulation über eine Vibrathode, Nazarov Stimulation GmbH Bad Lobenstein

Unter den Trainingsgeräten waren diverse Handstimulatoren in dessen Griffhebeln Vibration eingeleitet wurde. Des Weiteren wurden Geräte zur Beinstimulation verwendet und Turnringe unter Vibration gesetzt.

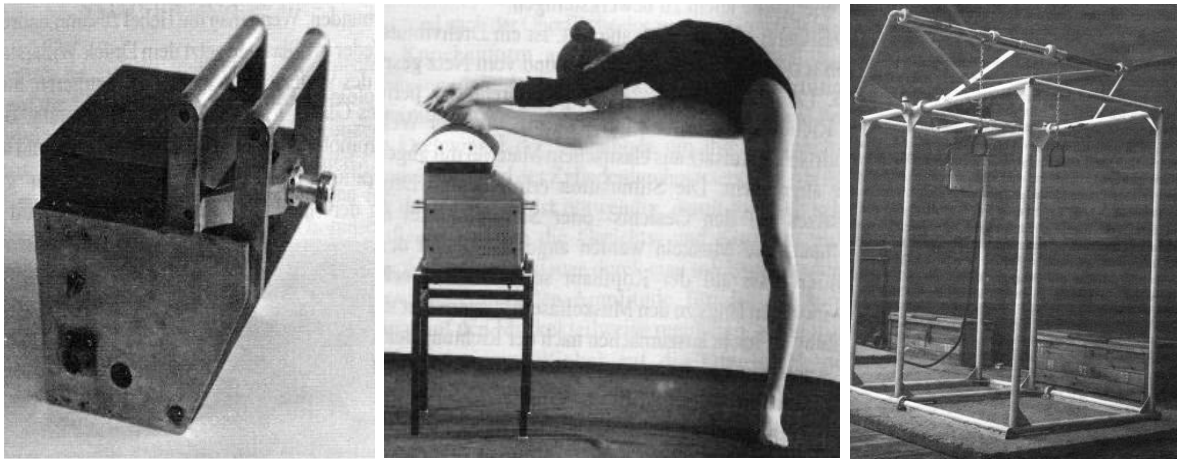


Abb. 6: Diverse Geräte der Biomechanischen Stimulation (Nazarov 1996, S.48,53,51).

Die BMS soll auch unter russischen Raumfahrern eingesetzt worden sein, um dem in der Schwerelosigkeit auftretenden starken Muskel- und Knochenschwund entgegenzuwirken. Die Vorteile äußerten sich in der Dauer des Weltraumaufenthaltes der Kosmonauten gegenüber ihren amerikanischen Kollegen. Bis zum heutigen Tag ist der Rekord des Kosmonauten Valeri Polyakov

ungebrochen. Er hielt sich knapp 438 Tage lang ununterbrochen auf und soll dort regelmäßig mit Vibrationsgeräten trainiert beziehungsweise experimentiert haben.
Zunehmend beschäftigt die Methode der mechanischen Schwingungsübertragung auch Wissenschaftler aus verschiedenen Forschungsbereichen, die die Untersuchungen zum Beispiel unter arbeitsmedizinischen, neurophysiologischen und trainingswissenschaftlichen Aspekten durchführen. Aus diesen Arbeitsbereichen sind besonders in den letzten 20 Jahren die meisten Studien zum Thema Vibrationstraining entstanden.
1996 wurde in Deutschland die weltweit erste patentierte Vibrationsplatte namens Galileo angemeldet. In den vergangenen 10 Jahren folgten weitere Vibrationsgeräte mit teilweise unterschiedlicher Krafteinleitung von verschiedenen Herstellern. Dazu zählt das vertikal arbeitende Gerät namens Power Plate, welches 1999 entwickelt wurde. Weitere Geräte, die auf dem Vibrationsmarkt Bekanntheit erlangt haben, sind das multimodal vibrierende Gerät Bestvibe sowie die Stochastische Resonaz-Therapie und das im Mikrometerbereich vibrierende Gerät der Firma Juvent.
In den letzten 5 Jahren kamen aufgrund der vielversprechenden Trainingseffekte, noch unzählige weitere Geräte auf den Markt. Die neuen Geräte lassen sich anhand Ihrer Funktionalität in den meisten Fällen den schon genannten Gerätetypen zuordnen.

3.2.2 Funktionsweise

Grundsätzlich unterscheidet man zwischen lokaler Vibration und Ganzkörpervibration (GKV). Bei lokalen Anwendungen wirkt eine Vibrathode oder ein Trainingsgerät auf begrenzte Körperpunkte bzw. Körperregionen. Durch den Einsatz von Ganzkörper-Vibrationsplatten kann die Vibrationswirkung großflächiger auf den Körper übertragen werden (vgl. Griffin, 2004, S. 27). Der Fokus dieser Arbeit liegt auf den Ganzkörpervibrationsplatten. Durch eine Vibrationsplatte wird grundsätzlich Information (Schwingung) in Form von mechanischer Energie auf das biologische System des Menschen übertragen. Die unterschiedliche Krafteinleitung der Geräte beschreibt die jeweilige Funktionsweise. Vibrationsgeräte werden technisch in vertikalbetriebene, seitenalternierende (Wippfunktion), stochastisch, multimodal, und mit Mikrovibration betriebene unterteilt. Eine Ganzkörpervibrationsplatte, international auch whole body vibration (WBV) platform genannt, ist dadurch charakterisiert, dass der Trainierende auf einer Trainingsplattform steht und diese nahezu den ganzen Körper durch Schwingungen in Bewegung versetzt. Die vertikal betriebene Plattform schwingt auf- und abwärts, die seitenalternierende schwingt wie eine Wippe von links nach rechts und die mikrovibrierende arbeitet mit 50 Mikrometern auf vertikaler Ebene. Das stochastische Prinzip überträgt seine variablen Schwingungen über zwei getrennte Standplatten auf den Trainierenden. Die multimodale Funktion ist durch ellipsenförmige Auf- und Abwärtsbewegungen charakterisiert. Des Weiteren unterscheiden sich die Geräte in der Auswahlmöglichkeit der Betriebsfrequenz und darin, dass sich bei dem seitenalternierend arbeitenden Gerät noch zusätzlich die Amplitude[3] verändern lässt.

Durch die Übertragung einer Vibration auf die Mechanorezeptoren des Trainierenden werden grundsätzlich Muskelkontraktionen als Reflexantwort hervorgerufen. Diese werden als „Tonic-Vibration-Reflex“ bezeichnet (TVR) (Hagbarth & Eklund, 1966; Martin & Park, 1997; Matthews, 1966).

[3] Amplitude bedeutet bei dem seitenalternierenden Gerät Schwingungsweite der Wippe.

Ein Dehnungsreflex wird bei Frequenzen bis circa 12 Hz aus dem zentralen Nervensystem (Supraspinalreflex) generiert, ab 12 Hz liegt das Reflexzentrum im Rückenmark (Spinalreflex). Bei Frequenzen ab circa 12 Hz wird ein nicht willentlich gesteuerter Dehnungsreflex in der Muskulatur aktiviert. Dieser Dehnungsreflex ist vergleichbar mit dem unwillkürlichen Patellarsehnenreflex. Je nach Wahl der Frequenz wird die Muskulatur entsprechend zeitlich angespannt und entspannt. Jedoch ist die Frequenz- beziehungsweise Vibrationsverarbeitung durch den menschlichen Körper beschränkt. Durch Vibrationstraining werden überwiegend die schnellen Typ-II Fasern aktiviert (vgl. Landscheck, 2004). Die durchschnittliche Kontraktions- und Relaxationsphase von schnellen Muskelfasern beträgt je circa 20 – 65 Millisekunden (Hüter-Becker & Dölken, 2004, S. 172; Weineck, 2004, S. 253). Dadurch kann die Muskulatur zwischen den Frequenzen 12 Hz und 25 Hz vollständig kontrahieren und relaxieren. Alle weiteren Frequenzsteigerungen verkürzen die Relaxationsphase des Muskels. Der Übergang vom unvollständigen Tetanus[4] zum vollständigen beträgt circa 30 Hz. Frequenzen über 30 Hz führen zu einem vollständigen Tetanus der Muskulatur.

[4] Der Tetanus beschreibt in der Physiologie eine dauerhafte Muskelverkürzung (Anspannung). Man unterscheidet den unvollständigen und den vollständigen Tetanus.

3.2.3 Trainingswirkung

Nazarov führte die positiven Effekte von Vibration auf einen gesteigerten Aktivitätstremor der Skelettmuskulatur zurück (Nazarov, 1996). Vibrationen wirken auf die Mechanorezeptoren der stimulierten Muskulatur verstärkend und erhöhen den Muskeltonus. In den Untersuchungen deutete sich eine hohe Trainingseffizienz in Bezug auf Trainingsumfang und Zuwachsraten der Kraftfähigkeit und Beweglichkeit an (vgl. Weber, 1997). An dem Experimentaltraining nahmen damals Turner und Tänzer der russischen Auswahlmannschaft teil. Die Vorteile deuteten sich in Form von verbesserten Kraftanstiegen trotz eines verhältnismäßig geringen Belastungsumfangs an.

Es wird weiterhin angenommen, dass durch Vibrationsstimulation eine Synchronisierung der motorischen Einheiten erreicht wird und Vibrationstraining zu einer höheren Kontraktionskraft führt. Über die Muskelspindelfasern kommt es zu einer zusätzlichen Rekrutierung der Motorischen Einheiten (vgl. Spitzpfeil et al., 1999). Dieses erklärt auch eine Steigerung der Maximalkraft, die in Untersuchungen häufig festgestellt wurde. So konnte beispielsweise in einer Studie beobachtet werden, wie sich die Maximalkraft (1RM) beim Rudern am Kabelzug schon nach drei Wochen Training unter Vibrationseinfluss im Mittel um 49,8% steigerte, gegenüber einer Steigerung um 16,1% ohne Vibrationseinfluss unterschied (Issurin, Liebermann & Tenenbaum, 1994).

Durch eine vermehrte Durchblutung während der Vibrationsbelastung wird die Muskulatur z.B. besser mit Sauerstoff versorgt (Nazarov, 1996, S. 18-22).

Eine gesteigerte Dehnfähigkeit durch die Vibrationsbelastung hängt vermutlich mit der Verringerung der Schmerzempfindlichkeit zusammen. Darüber hinaus werden durch den erhöhten Stoffwechsel schmerzauslösende Substanzen schneller abtransportiert. Dadurch verschiebt sich die Dehnschmerzgrenze. Zudem könnte auch eine vibrationsbedingte Lockerung des Bindegewebes zur Verbesserung der Beweglichkeit beitragen (vgl. Weber, 1997).

In Trainingsstudien konnten in der Testgruppe mit Vibrationseinfluss ein größerer Zuwachs an Beweglichkeit als bei der Kontrollgruppe ohne Vibrationseinfluss beobachtet werden (Van den Tillar, 2006; Fagnani et al. 2006). Zudem wurde festgestellt, dass ein niederfrequentes Training mit ca. 20 Hz sich stärker auf den

Beweglichkeitszuwachs auswirkte als ein höherfrequentes Training mit etwa 40 Hz. (Cardinale & Lim, 2003 b).

Künnemeyer und Schmidtbleicher erläuterten den Wirkmechanismus der Vibration auf neurophysiologischer Ebene (Künnemeyer & Schmidtbleicher, 1997). Sie konnten durch die EMG- und H-Reflex-Messungen[5] Aussagen zur Modulation der α-Motoneuronen machen. Durch die Messungen konnte der Dehnungsreflex nachgewiesen werden und es zeigte sich eine starke Hemmung der α-Motoneuronen. Dieser hemmende Regelkreis konnte für den Erfolg des Beweglichkeitstrainings verantwortlich gemacht werden. Es wurde von Künnemeyer und Schmidtbleicher angedeutet, dass durch eine Kombination aus Krafttraining und gleichzeitiger Applikation von Vibration die besten Leistungsresultate zu erzielen sind (Künnemeyer & Schmidtbleicher, 1997).

Die positive Wirkung des Vibrationstrainings auf die Muskelkraft beziehungsweise -Leistung und die Knochenfestigkeit wurde in diversen Studien immer wieder beschrieben. So verbesserte sich unter dem Einfluss von Vibrationstraining die Knochenfestigkeit deutlich (Johnell & Eisman, 2004; Kerr et al., 1996; Kleinmond, 2002). In dem Projekt „Auf die Beine“ der Kinderklinik der Universität zu Köln, wird durch gezieltes Vibrationstraining systematisch die Muskelleistung von den an Glasknochenkrankheit erkrankten Kindern verbessert (Semler, 2006). Auch kann die in der älteren Bevölkerung stark verbreitete Sarkopenie mit dieser Trainingsmethode effektiv behandelt und verbessert werden (Kaeding T. S., 2009).

Unter den koordinativ-konditionell gemischten Fähigkeiten (Bös, 2001, S. 3; Grosser et al., 1987, S. 15) wurden Schnelligkeit und Kraftfähigkeit im Sprung auf leistungssteigernde Unterschiede zwischen herkömmlichen Übungen ohne Vibrationseinfluss und identische Übungen mit Vibration untersucht. Hinsichtlich der Sprungkraft konnten in einigen Studien leistungssteigernde Effekte gegenüber herkömmlichen Übungen durch das zusätzliche Vibrationstraining beobachtet werden (Chochrane & Stannard, 2005; Delecluse, Roelants, & Verschueren, 2003; Ramolla, 2004; Torvinen et al., 2002 b). Die Verbesserung der Schnelligkeit durch zusätzliches Vibrationstraining gegenüber einer identisch trainierenden

[5] H-Reflex-Messung ist eine elektroneurographische Methode, die in der Neurologie zur Diagnose des Eigenreflexbogens eingesetzt wird.

Kontrollgruppe ohne Vibration konnte bisher in wenigen Studien beobachtet werden (Berschin, 2003; Paradisis & Zacharogiannis, 2007; Ziegler, 2001). Durch ein unterstützendes Vibrationstraining stellen sich Verbesserungen bei einigen koordinativen Fähigkeiten in Form von schnellen Richtungswechseln (Berschin, 2003) und in Form von einer Gleichgewichtsstabilisierung ein (Bruyere et al., 2005; Rees, Murphy & Watsford, 2009; Torvinen et al., 2002 a). Grundsätzlich ist eine neuromuskuläre Verbesserung durch das Vibrationstraining schon in vielen Studien beobachtet worden (Ahlborg, Andersson, & Julin, 2006; Bosco, Marco, & Tsarpela, 1999; Cardinale & Lim, 2003; Mischi & Cardinale, 2009; Nishihira, et al., 2002; Rittweger, Mutschelknauss, & Felsenberg, 2003).

Das Zentrum für Muskel- und Knochenforschung der Berliner Charité untersuchte die Wirkung eines 12 minütigen täglichen Vibrationstrainings während 8-wöchiger Immobilisierung bei 20 Probanden in der ersten Studie (BBR-Berliner BedRest Studie, 2004) und 24 Probanden in der zweiten Studie (BBR2-Berliner BedRest Studie, 2007). Aus den Untersuchungen der BedRest-Studie erhielten die Forscher interessante Einblicke zur Trainierbarkeit des muskuloskelettalen Systems des Menschen. Die Studien sind Teil eines Weltraumforschungsprogramms der Europäischen Weltraumbehörde und des Deutschen Luft- und Raumfahrtministeriums. Sie sollen helfen, eine effektivere Trainingsmethode für die bemannte Raumfahrt zu finden und den zusätzlichen Nutzen zur Behandlung diverser irdischer Beschwerden zu erforschen. In der weltraummedizinischen BedRest-Studie I konnte ein nahezu vollständiger Erhalt des Muskel-Knochen-Apparates durch das tägliche Training beobachtet werden. Hierfür dokumentierten unter anderem, Computertomographen, Magentresonaztomographen und Muskelbiopsien den Trainingserfolg. Durch die BedRest-Studie II sollen die Ergebnisse aus der ersten Studie überprüft werden. Zusätzlich werden durch die weiteren trainingsrelevanten Daten weitere Erkenntnisse zur Trainingsmethode gesammelt.

Insgesamt kann festgehalten werden, dass Vibrationsstimulation die übliche Trainingsmethodik sinnvoll bereichern und den Leistungsaufbau optimieren beziehungsweise beschleunigen kann.

3.3 Kohärenz

Die Abläufe von Lebensvorgängen in einem Organismus folgen einer erstaunlichen Ordnung (Schrödinger, 2004). Diese Ordnung kann dann als modulierendes Potential, das gegen Verfall und den Tod arbeitet (vgl. Heisenberg, 2003; Schrödinger, 2004) angesehen werden. In diesem Sinne hält sich der Organismus fern vom thermischen und biophysikalischen Gleichgewicht, da er sonst nicht mehr lebensfähig sein könnte. Es ist daher folgerichtig, das ein kohärent wirkendes bewegliches Potenzial gesichert, gepflegt und vor schnellem Verfall geschützt werden muss. Der optimale Ordnungsgrad lebt nicht allein von körperlichen Prozessen, sondern wird durch nicht körperliche Ordnungsgeber (Licht, Wärme, Photonen) gestaltet (vgl. Becker, 1994). Hierbei spielen rhythmische Ordnungsgeber als ‚Systemeigenschaften' eine bedeutende Rolle (Noble, 2006, S. 60) wie z.B. die bereits angeführte.

Befindet sich der Ordnungsgrad im Menschen dann auch durch sportliche Bewegung in einem optimalen Bereich, bleibt der Mensch gesund und leistungsfähig.

Der menschliche Körper ist ein Lebendigkeitsfeld und (vgl. Weinberg, 2001) ein so genanntes offenes System dar (Prigogine & Stengers, 1987). Er regelt seine Ordnung informativ durch Kommunikation mit der Umwelt. Das Verhältnis von Organismus und Umwelt bei lebenden Organismen konnte auch durch bildgebende Verfahren sichtbar gemacht werden (Ho, 2008). In den Untersuchungen ließ sich die Organisation im Körper in den Spektralfarben des Lichts darstellen. Oschman hat umfangreiches Forschungsmaterial zu Qualität und zur organisierenden Funktion von Vibration vorgelegt (Oschman, 2000). In seinen Ausführungen wird vor allen Dingen das Potential der elektromagnetischen Kräfte in direkter Verbindung mit der Vibration in und um unseren Körper dargestellt.

Der lebendige menschliche Körper ist also informativ, z.B. in den Frequenzen des ‚Regenbogens', eingebettet in eine schwingende Umwelt. Innerhalb dieser entfaltet er sich klassisch-physikalisch ortsverändernd als Bewegung (Lokomotion), quantenphysikalisch realisiert er sich als permanentes Bewegen (vgl. Schrödinger, 2004).

Es ist bekannt, dass neben anderen positiven Lebensstilmodifikationen die physische Bewegung des Menschen zu einer Kohärenz beitragen kann. Hierbei stellt eine ideale Modulation von Belastung und Bereitschaft eine je optimierte Kohärenz dar. Kohärenz ist also ein dynamischer Gestaltungsvorgang. Somit wird deutlich, dass eine ‚harmonische' (in sich gefügte, stimmige) Kohärenz entsprechend der Belastung gepflegt werden sollte. Liegt beispielweise eine chronische Krankheit vor, befindet sich das System des Körpers tendenziell stärker im chaotischen oder im perfekt geordneten Zustand. Beide Zustände sind dauerhaft für den Körper schädlich.

Der Grad dieser geordneten oder ungeordneten Zustände im Körper lässt sich mit Kohärenzmessgeräten erfassen (Weinberg & Ziaja, 2008 b).

Es ist in den bisherigen Erklärungen zur Kohärenz immer wieder der Begriff „Ordnung" gefallen. Hierzu hilft die Bedeutung des Wortes für den Menschen genauer darzustellen. In der Thermodynamik charakterisiert der Begriff „Entropie" ein Maß für Unordnung. Die Entropie lässt sich in negative und positive einteilen. Der Organismus ernährt sich durch negative Entropie und produziert positive Entropie (Schrödinger, 2004). Das Sonnenlicht beispielsweise überträgt freie Energie in Form von negativer Entropie. Somit wird deutlich, dass sich der körperliche Ordnungszustand permanent und dynamisch auf eine recht komplexe Art wandelt.

3.4 Kohärenzmessung

3.4.1 Entwicklung

Kohärenzmessung ist ein Begriff für Messverfahren zur Bestimmung von Ordnung. Wissenschaftlich beruht Kohärenzmessung ‚von der Idee bis zum Gerät' auf Untersuchungen von Popp und Zhang (Popp, 2006; Zhang, 2007).

Hier wurde mit Kohärenzmessgeräten gearbeitet, die als Diagnoseapparatur zur Bestimmung von elektromagnetischen Körperparametern eingesetzt werden (vgl. Zhang & Popp, 1994). Kohärenz wird in Relation zum elektromagnetischen Feld des menschlichen Körpers ermittelt. Es wird so das Wandlungs- und Gestaltungspotential des Menschen darstellbar. Aus der Vielzahl der gemessenen Werte wird eine entsprechende Verteilung ermittelt, die einen charakteristischen Kurvenverlauf als lognormale Verteilung darstellt (vgl. Höllischer et al., 1979).

Die Entwicklung einer Vorrichtung zur Bestimmung der entsprechenden elektromagnetischen Kennwerte des Bewegens geht auf den Biophysiker Fritz Albert Popp zurück, der 1994 das Patent dafür angemeldet hat.

Das von Zhang 1999 weiterentwickelte Kohärenzgerät mit dem Namen Stressmeter wurde 2002 zum Holistic Physiological and Psychological Monitor (PPM) und 2003 zum Status Analyse Monitor (SAM) umbenannt (vgl. He et al., 1999). Das Messverfahren wurde erweitert: statt nur eines Mess-Stiftes wurden 128 Mess-Stifte eingesetzt. Dadurch sind bis zu 128 Messungen pro Sekunde möglich. Der SAM kann Kohärenz in Form von elektromagnetischen Schwingungen messtechnisch aufzeichnen und sie ihrer Häufigkeit entsprechend darstellen. Damit ist es möglich, nach dieser Methode den inneren Regulationszustand in Lebewesen zu beobachten und zu analysieren (vgl. Gerber, 2001; Klimek, 2004).

3.4.2 Funktionsweise

Durch die variablen Messwerte entsteht eine Reihe von Zahlen, die sich mathematisiert, grafisch als logarithmisch Normalverteil darstellt. Diese entspricht einem linkssymmetrischen grafischen Kurvenverlauf. Nach den Regeln der Statistik ordnen sich die Kenngrößen, gleich welcher Art sie sind, einer bestimmten Häufigkeitsverteilung nach an (Sachs 1972, S. 86-89). Als Beispiel für biologische Kenngrößen von Lebewesen gelten zum Beispiel Blutdruck, Brustumfang und Glukosegehalt. In Untersuchungen wurde festgestellt, dass die Kenngröße die durch den SAM ermittelt wird, sich nach entsprechender Häufigkeit und im idealen biologischen Organisationsgrad in logarithmischer Verteilung darstellt (Zhang, 1996). Kohärenz als Ordnung manifestiert sich als logarithmische Häufigkeitsverteilung.

Die Kenngröße in dieser Arbeit stellt der gemessene elektrische Körperstrom in Mikroampere beziehungsweise die daraus interpretierbare elektrische Leitfähigkeit dar. Aus der Häufigkeitsanordnung der Kennwerte entsteht ein individuelles Bild von Kohärenz. Dieses wird mit Referenzhäufigkeitsverteilungen in Gestalt einer logarithmischen Normalverteilung, einer Gaußschen-Normalverteilung und einer Delta-Verteilung verglichen. Zusätzlich wird als weitere Kenngröße die elektrische Spannung ermittelt und dargestellt. Für die lognormale Häufigkeitsverteilung wird ein multiplikatives Gestaltungsprinzip gefolgert (Gebelein & Heite, 1950). Das heißt, dass in der organischen Welt die Messwerte der gewachsenen Dinge sich überwiegend in ihrem Quotienten (Verhältnis) zueinander unterscheiden und somit einem multiplikativen Gestaltungsgeschehen folgen. Dadurch werden Aussagen über den Gesundheitszustand beziehungsweise den biologischen Organisationsgrad der untersuchten Person ermöglicht.

Sowohl das Eigenschwingungspotential als auch die induzierte Schwingung (Vibrationstraining) können aufgezeichnet werden. Somit wird die gesamte Körperschwingung durch das Messverfahren festgehalten. Zusätzlich ist in Untersuchungen von Weinberg und Ziaja in der Schlafforschung eine weitere typische Verteilungskurve entdeckt worden (Weinberg & Ziaja, 2008 a). So konnte beobachtet werden, dass sich nachts bei Teilnehmern ohne Schlafstörungen die sogenannte Mirror-Lognormal-Verteilung in den Messungen einstellte. Bei den schlafgestörten Teilnehmern blieb überwiegend die Log-Normal Verteilung bestehen. Das bedeutet, dass die Patienten mit Schlafstörungen in der Nacht nicht in der Lage waren, ihren Körper ökonomisch herunterzufahren, sondern ähnlich viel Energie wie im Tagesverlauf verbrauchten. Der Kurvenverlauf der Mirror-Lognormal-Verteilung ist im Verteilungshistogramm durch eine Rechtssymmetrie charakterisiert und steht für ein ökonomisches Regenerieren. Sie wandelt sich in der Schlafphase bei Menschen ohne Schlafbeeinträchtigung von der Log-Normalverteilung in die spiegelverkehrte Mirror-Log-Normal Verteilung um.
Damit hat sich einmal mehr gezeigt, dass ordnende Kohärenz ein dynamisch-prozesshaftes Potenzial ist, das sich nicht auf eine valide Norm reduzieren lässt. Diagnostisch wesentlich (und entscheidend) ist die Verteilungsrelation von lognormal zu Gauß, weil sich daraus eine je aktuelle und potenzielle Wirkungsweise von Kohärenz folgern lässt.

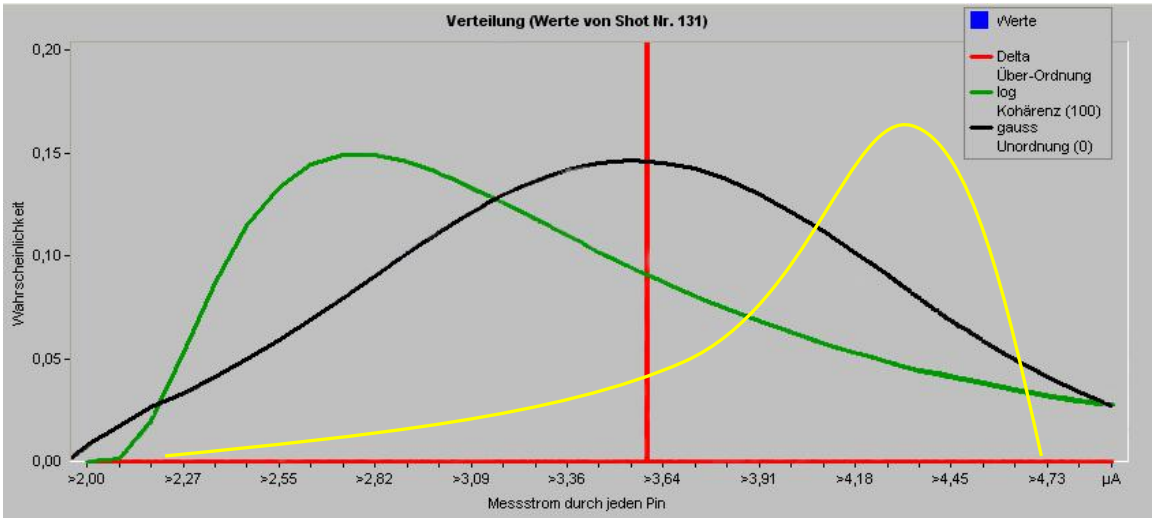


Abb. 7: Referenzhäufigkeitsverteilung der Lognormalen Verteilung in grün, der Gaußschen Verteilung in schwarz und der Delta-Verteilung in rot gekennzeichnet. Zusätzlich ist hier zur Veranschaulichung in gelb die Mirror-Lognormal-Verteilungskurve eingezeichnet worden.

Pro Sekunde können mit dem Status Analyse Monitor in der Version 2 (SAM 2) automatisch 128 Messungen nichtinvasiv über eine Nadelmatrix an der Hautoberfläche durchgeführt werden. Die zeitliche Häufigkeit des Messintervalls lässt sich über die Software zwischen einer Sekunde und 360 Sekunden einstellen. Die Nadelmatrix besteht aus 128 Mess-Stiften, die zur Erfassung des elektrischen Stromes und der elektrischen Spannung an der anliegenden Körperstelle messen. Ein Mess-Stift ist im Durchmesser einen Millimeter und in der Länge ebenfalls einen Millimeter groß. Die elektrische Spannung fällt durch die Spannungsquelle von 3 Volt an der 8 cm² großen Nadelmatrix unterschiedlich ab. Zusätzlich misst eine Gegenelektrode die Restspannung an einer anderen Position als an der Nadelmatrix zum Beispiel am selben Arm an der gegenüberliegenden Handgelenksfläche. Die Größe des Gerätes beträgt 8 x 5,5 x 2,5 cm. Zur Messung wird das Gerät vorzugsweise am Handgelenk angebracht. Es kann aber auch an anderen Hautarealen angebracht werden.

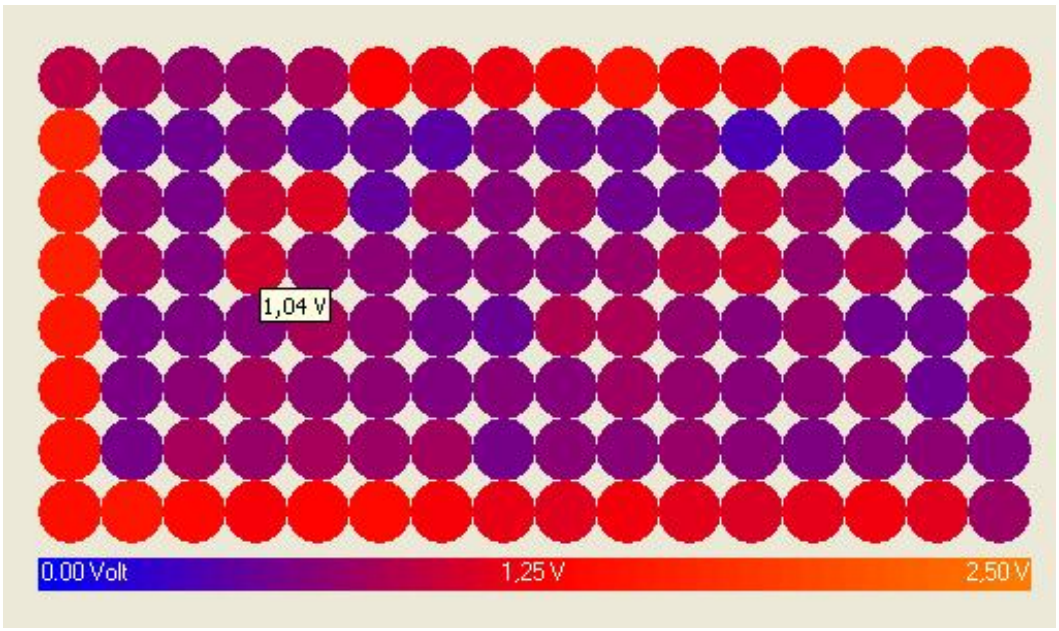


Abb. 8: Nadelmatrixgrafik der elektrisch gemessenen Spannung.

Die Daten aus den Messungen werden mit der zugehörigen SAM 2-Software verarbeitet und gespeichert und stehen somit auch für spätere Analysen zur Verfügung. In dieser Studie ist der Gerätetyp SAM in der Version 2 zum Einsatz gekommen. Für die Datenübertragung muss das SAM 2-Messgerät mit einem Computer über ein Kabel verbunden werden. Der Datensatz wird durch die Kenngröße der elektrischen Spannung als Nadelmatrixgrafik und als elektrischer Strom in einem Häufigkeitshistogramm mit blauen Balken dargestellt. Da sich der elektrische Strom proportional zur elektrischen Leitfähigkeit verhält, kann aus den Strommessungen auch eine Aussage zur elektrischen Leitfähigkeit im Körper getroffen werden.

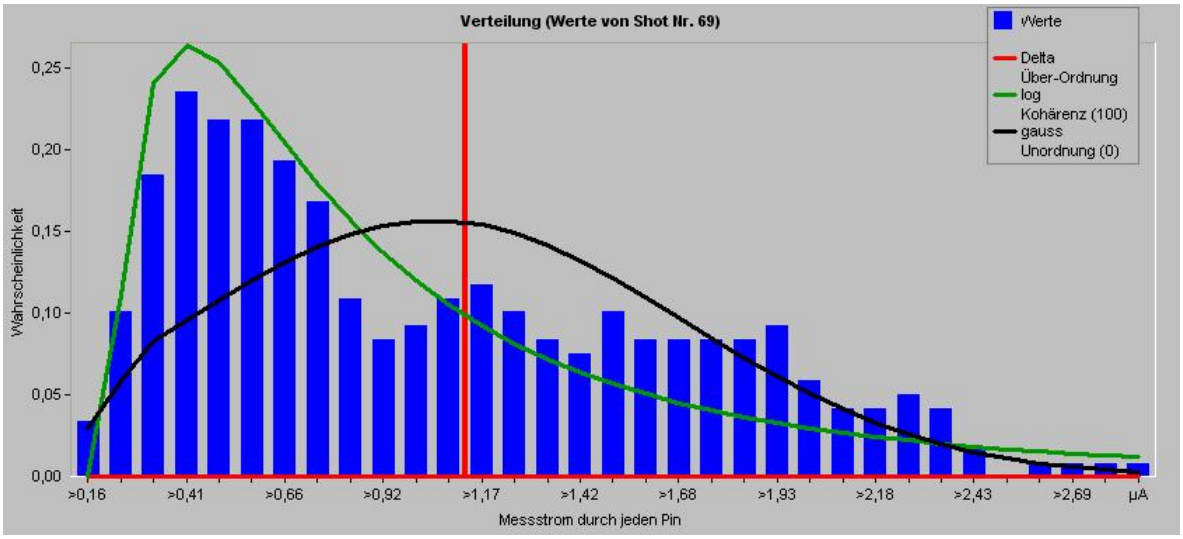


Abb. 9: Verteilungshistogramm der elektrischen Ströme mit den Referenzhäufigkeitsverteilungen.

Die drei hergeleiteten Bezugsverläufe der statistischen Verteilungsdichte werden immer als Referenz zur Einschätzung der gemessenen Stromwerte zusätzlich abgebildet. Dabei befindet sich das kohärente Regulationsfeld des Organismus in der Regel zwangsläufig im lognormalen Verteilungstyp, also in idealer Organisation. Dieses Verteilungsbild stellt sich, wie auf der Grafik zu sehen, in Form von linkssymmetrisch angeordneten blauen Balken dar.

3.4.3 Interpretation der Messergebnisse

Für Auswertung und Interpretation der Messergebnisse stehen Grafiken zur Verfügung, anhand derer ein Eindruck von den Messdaten gewonnen werden kann. Zum einen in einem Kohärenzdreieck, in dem der Organisationsgrad der Messwerte dargestellt wird. Des Weiteren wird in einem Verteilungshistogramm die Messhäufigkeit oder Wahrscheinlichkeit in Abhängigkeit der gemessenen Stromstärke in Mikroampere dargestellt und mit logarithmisch normalverteilten, Gauß-verteilten und Delta-verteilten Kurvenverläufen verglichen. Eine weitere Grafik stellt die drei Kurvenverläufe der spezifischen Verteilungsform in Abhängigkeit von der Messzeit dar. In einer letzten Grafik wird die Nadelmatrix beziehungsweise das Messfeld mit den Mess-Stiften farbig abgebildet und es werden die Werte der gemessenen Spannungen an jedem Stift durch den Mauszeiger des Computers angezeigt.
In der folgenden Darstellung des Kohärenzdreieckes wird der mathematisierte delta-Logarithmuswert durch das Delta des Gaußwertes mit dem grünen Zahlenwert angegeben. Durch diesen wichtigen Zahlenwert erhält der Anwender eine Information zum Kohärenzgrad wobei der Wert 100 die perfekte Kohärenz beziehungsweise die ideale Harmonie markiert.

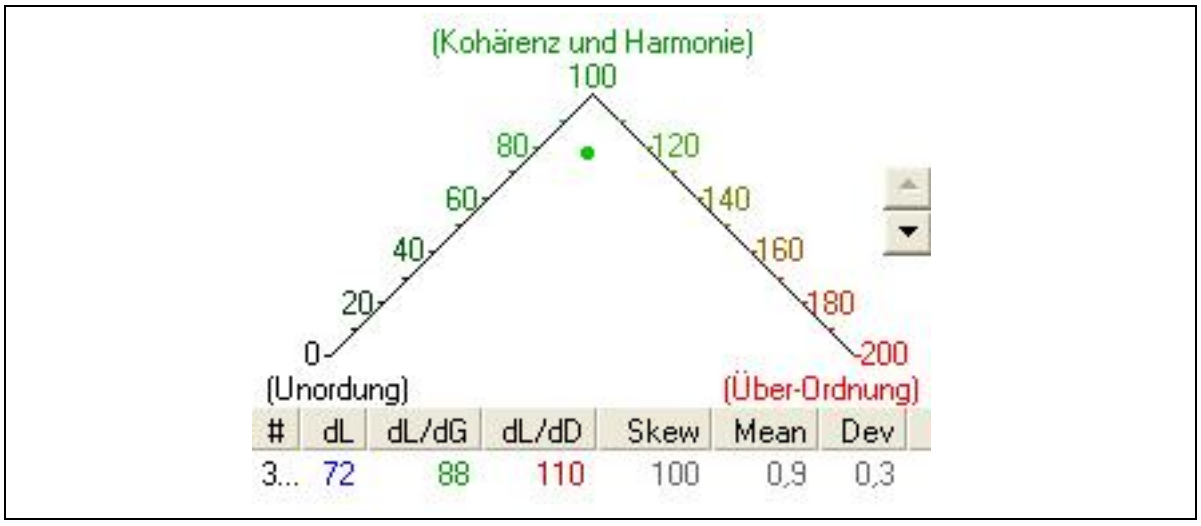


Abb. 10: Kohärenz- bzw. Harmoniedreieck.

Der grüne Punkt in dem Kohärenzdreieck oder mathematisch ausgedrückt im Hilbertraum[6], wandert während einer Messung innerhalb der Pyramide mehr oder weniger umher. Dadurch markiert er entsprechend seiner Position, zu welch einem Zustand der Messteilnehmer tendiert. Die grüne Spitze markiert den optimalen Bereich. Der Bereich Richtung untere rechte Ecke und linke Ecke markiert in rot den vollständigen Ordnungszustand und in schwarz den ungeordneten Zustand. Die letzteren Zustände beschreiben dabei einen für den Menschen nicht vorteilhaften oder auch nicht gesundheitsförderlichen Bereich, wenn er sich dauerhaft einstellt. Allerdings sind entsprechende Schwankungen in die Bereiche durch diverse psychische und physische Belastungssituationen völlig normal.

In dieser Abbildung wird das Fenster des Verteilungshistogramms mit den im Vorfeld erläuterten Referenzhäufigkeitsverteilungen angezeigt.

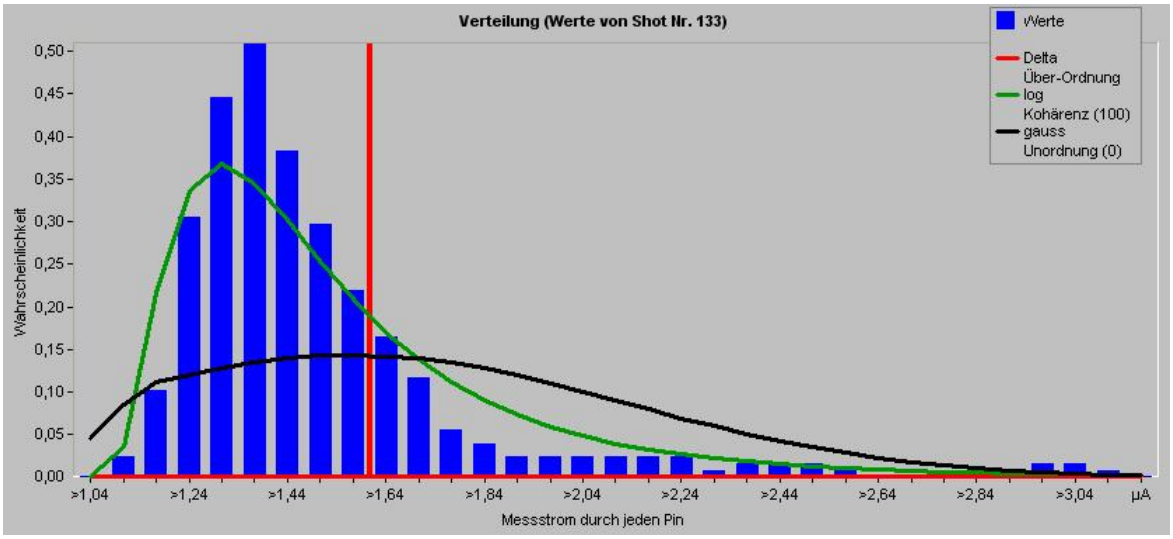


Abb. 11*:* Histogramm mit der Häufigkeitsverteilung der gemessenen elektrischen Ströme.

Die X-Achse stellt die elektrische Stromstärke in Mikroampere dar, die sich statistisch entsprechend verteilt, und die Y-Achse zeigt die Häufigkeit des gemessenen Wertes an. Insgesamt werden 128 Messwerte pro eingestelltem

[6] Nach dem Mathematiker David Hilbert benannt. Stellt ein linearen Vektorraum dar, über den reellen Zahlen oder komplexen Zahlen mit einem Skalarprodukt.

Zeitintervall dargestellt. Die Zeitintervalle lassen sich zwischen 1 und 360 Sek. einstellen. Aus dieser Grafik ist eine Lognormale-Verteilung erkennbar und damit ein harmonisches Verteilungsbild des Messteilnehmers.

In der nächsten Grafik werden die logarithmisierten Werte in Abhängigkeit des Messzeitpunktes in Form von Kurvenverläufen dargestellt. Über der Zeitachse ist der Wert „757 Shots“ eingeblendet. Aus diesen 757 Messungen werden über die Software die durchschnittlichen Werte für alle Shots dieser Messreihe errechnet und unter der Zeitachse mit den Werten dL, dL/dG und dL/dD abgebildet.

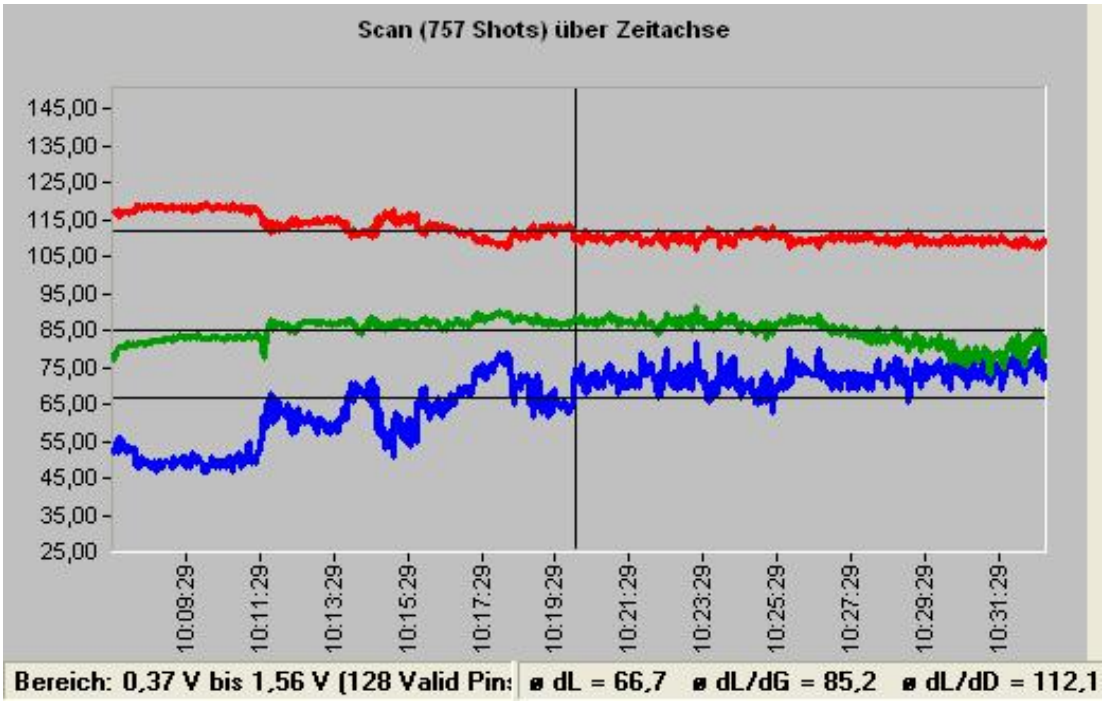


Abb. 12: Zeitachsenverlauf der logarithmierten Messwerte.

Die dynamischen Kurvenverläufe visualisieren den zeitlichen Verlauf während der Messung. Dabei steht die rotgefärbte Linie für das Ausmaß der Unordnung, die grüne Linie für den Harmoniegrad und die blaue Linie für das Ausmaß der Ordnung. An der X-Achse wird der Messzeitpunkt abgebildet und an der Y-Achse der mathematisierte Wert angezeigt. Wenn die grüne und rote Linie sich im Verlauf der Messung in Richtung des Wertes 100 bewegen, gilt dieses als

optimale Entwicklung. Das bedeutet, dass eine Annährung der roten Linie zur grünen Linie als positive Veränderung gewertet werden kann.

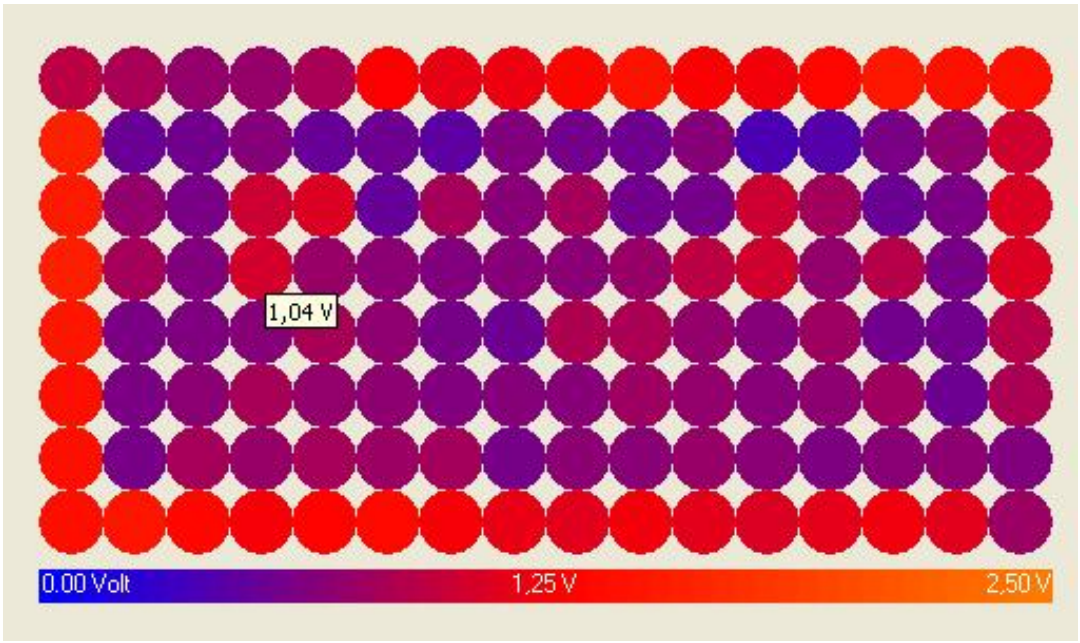


Abb. 13: Darstellung des Messfeldes (Nadelmatrix) während einer Messung.

Die Grafik zeigt das aus 128 metallischen Mess-Stiften bestehende Feld, welches im eingestellten Zeitintervall den Spannungsabfall an jedem einzelnen Mess-Stift mittels Mauszeigerwahl anzeigt. Sind die Punkte blau gefärbt, steht das für eine geringere Spannung und sind die Punkte rot beziehungsweise orange gefärbt, hängt dieses mit einem erhöhten Spannungsabfall zusammen. Dabei gilt grundsätzlich, je geringer der Spannungsabfall an den Mess-Punkten ausfällt, desto effizienter arbeitet der Organismus (Ziaja, 2010). Durch das proportionale Verhältnis zwischen elektrischer Spannung und dem elektrischem Strom ist bei einem geringen Spannungsabfall ein geringer Strom festzustellen. Die Höhe des elektrischen Stromes beeinflusst direkt die Temperatur. Das bedeutet: niedriger Strom führt zu einer geringen Temperatur, hoher Strom zu einer höheren. Wenn also eine geringe elektrische Spannung beim Athleten festgestellt wird, hängt dieses auch entsprechend mit einer geringeren Temperatur zusammen. Ein geringerer Temperaturabfall steht für ein ökonomisches Arbeiten des Körpers.

Entsprechend ist ein hoher Temperaturabfall auf Dauer ein Signal dafür, dass sich der Körper am Limit befindet.

Eine weitere Möglichkeit der zeitlichen Betrachtung der Werte ist die detaillierte dreidimensionale Ansicht der statistischen Verteilungsbilder. Diese Darstellung veranschaulicht den dynamischen Verlauf des Verteilungshistogramms während der Messung vom ersten bis zum hundertsten Shot. Aus dieser Darstellung ist der stabile und überwiegend logarithmische Verlauf während der Messung gut ersichtlich.

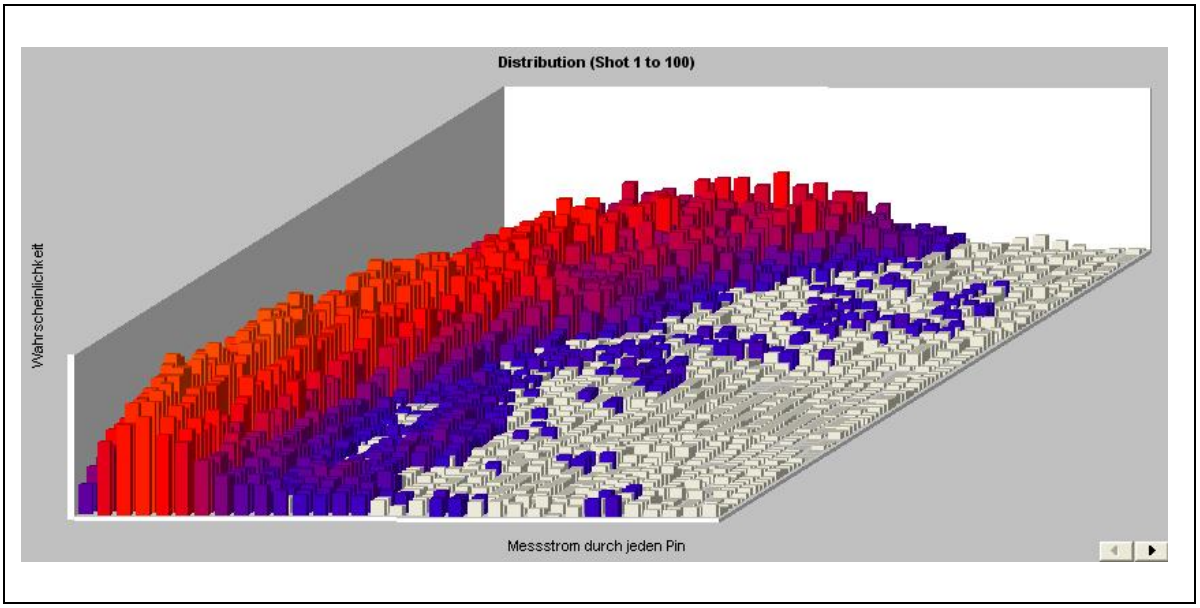


Abb. 14: Ansicht des dreidimensionalen Histogramms über den Zeitverlauf.

3.5 Beschreibung der eingesetzten Geräte

3.5.1 Ganzkörpervibrationsplatte Galileo

Die Kohärenzmessung wird in dieser Arbeit in Relation gesetzt zur Induzierung von Vibration/Schwingung als speziellen ‚Programm des Bewegens'. Für ein Vibrationstraining wurde die Galileo-Vibrationsplatte ausgewählt.
Das seitenalternierende Training mittels Galileo-Vibrationsplatte hat einen bipedalen (wechselseitigen) Charakter und ist mit der Bewegung einer Wippe vergleichbar. Damit entspricht die Krafteinleitung des Trainingsgerätes dem physiologischen Gangbild des Menschen und wird somit als angenehm und vertraut empfunden.

Abb. 15: Galileo-Trainingsgerät mit Darstellung der möglichen Fußpositionen und der entsprechenden Auslenkung auf den Körper, Novotec Medical GmbH Pforzheim.

Durch die eingeleitete Vibration kommt es zur reflektorischen Kontraktion von Agonist und Antagonist in den trainierten Körperregionen. Innerhalb kurzer Zeit werden beispielsweise bei bis zu 30 Hz 1800 Zyklen pro Minute an den Trainierenden übertragen und lösen entsprechend oft den muskulären Eigenreflex aus. Dadurch kommt es zu einer hohen inter-, und intramuskulären Stimulation (vgl. Abercromby et al., 2007).
Mit der Frequenzwahl lässt sich grundsätzlich das Trainingsziel bestimmen. Frequenzen bis 12 Hz eignen sich zur Muskelentspannung und zur Verbesserung des Gleichgewichtes. Ab einem Bereich um 12 Hz wird die unwillkürliche reflektorische Muskelfunktion aktiviert. In dem Bereich von 12 Hz bis 20 Hz lässt

sich die Koordination zwischen den Muskeln am effektivsten steigern. Ab einer Frequenz von 20 Hz wird die Muskelkraft beziehungsweise die Muskelleistung maßgeblich gesteigert (vgl. Burkhardt, 2006).

Abb. 16: Darstellung der Trainingswirkung durch die Wahl der Frequenz, Novotec Medical GmbH Pforzheim.

Die Studienlage zum Einsatz des Gerätes ist sehr vielfältig. Sie reicht von Sturzprophylaxe für Senioren (Bruyere et al., 2005; Runge, Rehfeld & Resnicek, 2000) bis zu weltraummedizinischen Untersuchungen (Blottner et al., 2006; Novotec Medical GmbH, 2009; Salanova et al., 2006).

Aus den motorischen Fähigkeiten ist die koordinative Fähigkeit in Form von der Gleichgewichtsfähigkeit mit diversen Probandengruppen untersucht worden. Altersassoziierte Stürze können durch das regelmäßige Galileotraining stark reduziert werden (Bautmans et al., 2005; Kaeding, 2009; Van Nes et al., 2004). Aber auch bei nicht sturzgefährdeten Teilnehmern aus dem Leistungssportbereich bewirkte das Training eine deutliche Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit (Harbrecht, 2003; Wegner et al. 2009). Des Weiteren konnten nach einer 6-wöchigen Vibrationstrainingsstudie in einer Bundesliga-Rugbymannschaft schnellere Richtungswechsel festgestellt werden (Berschin, 2003).

Ein wirkungsvolleres Training durch Vibration zur Steigerung der Muskelkraft beziehungsweise Muskelleistung konnte in den folgenden Studien nachgewiesen werden (Rees, Murphy, & Watsford, 2008; Russo, et al., 2003; Schlitter et al., 1999; Schmitz et al., 2007). Eine positive Wirkung auf die Knochenqualität in Form von gesteigerter Knochenmasse wurde in folgenden Studien festgestellt (Gusi et al., 2006; Siegrist et al. 2006; Stengel et al., 2008). Diverse Anwendungserfahrungen wurden bereits im Bereich der Rehabilitation gesammelt. Der Einsatz des Gerätes, beispielsweise zur Therapie der vorderen

Kreuzbandruptur, hat sich gegenüber der klassischen Therapie in folgenden Untersuchungen als wirkungsvollere Therapie erwiesen (Behrens, 2004; Melnyk & Gollhofer, 2006/07). Bei Patienten mit Gonathrose konnte ein vibrationsgestütztes Training gegenüber einem Krafttraining einen größeren Kraftzuwachs erzielen (Rapp et al., 2007; Stein, et al., 2010). Im Bereich von neuronalen Erkrankungen zeigen erste Studien aussichtsreiche Ergebnisse. Bei der zerebralen Kinderlähmung verbesserte sich durch die zusätzliche Unterstützung mittels Vibrationstraining, der Therapieerfolg deutlich (Ruck, Chabot & Rauch, 2010; Stark et al., 2010). Die Wirksamkeit des Vibrationstrainings auf Parkinsonpatienten beziehungsweise Patienten mit neuromuskulären Defiziten wurden bereits in diversen Studien nachgewiesen (Ebersbach et al., 2008 ;Gianutsos et al., 2000; Rembitzki & Schneider, 2001).

Im Leistungssport sind über viele Jahre gute Erfahrungen zum Einsatz des Galileo-Systems in diversen Sportdisziplinen gesammelt worden (Berschin, 2003; Chochrane & Stannard, 2005; Harbrecht, 2003). Besonders die Sprungleistung und Sprunghöhe konnte in diversen Studien durch den positiven Einfluss des zusätzlichen Vibrationstrainings gesteigert werden (Bosco et al., 1998; Chochrane & Stannard, 2005; Harbrecht, 2003). Diese Trainingswirkung wird auf die beobachtete Verbesserung der Explosivkraft zurück geführt. Es wird ebenfalls aus einer Reihe von Studien deutlich, dass das Vibrationstraining eine gute Verletzungsprophylaxe darstellt (Berschin & Sommer, 2004; Melnyk et al., 2007; Runge, 2006).

Die Galileo-Vibrationsplatte wurde bereits in weltraummedizinischen Untersuchungen eingesetzt. Durch die BedRest-Studien der Berliner Charité sind weitere wissenschaftliche Nachweise zur Optimierung der Muskel-Knochen-Qualität durch das Galileotraining erbracht worden (BBR-Berliner BedRest Studie, 2004; BBR2-Berliner BedRest Studie, 2007).

Seit Anfang Juni wird mit der ‚Mars500-Mission' (European Space Agency, 2010) in Moskau ein bemannter Flug zum Mars unter den Schwerkrafteinflüssen der Erde aber mit ansonsten realen Weltraumbedingungen, simuliert. Die Untersuchung des 520 Tage andauernden Experiments findet mit sechs Teilnehmern in der Versuchsanlage des Moskauer Institutes für Medizinisch-Biologische Probleme (IBMP) statt. In dem Gemeinschaftsprojekt zwischen der

russischen Weltraumagentur Roskosmos und der europäischen ESA wird ebenfalls ein Galileo-Vibrationsgerät eingesetzt. Durch das regelmäßige Training soll die Leistungsfähigkeit des Bewegungsapparates möglichst verlustfrei erhalten werden.

Abb. 17: Probetraining im Inneren der Versuchsanlage am IBMP, Novotec Medical GmbH Pforzheim.

3.5.2 Kohärenzmessgerät SAM

Durch die Grundlagenforschung zur Entwicklung der Geräte sind diverse Einsatzmöglichkeiten untersucht worden (He et al., 1999). Unter anderem wurde die Funktion des Gerätes als Monitor für den Stresszustand bei Qigong-Teilnehmern gegenüber Menschen, die kein Qigong trainiert hatten erforscht. Zusätzlich wurde mit sehr unterschiedlichen Teilnehmern aus der Schlaflaborforschung (Weinberg & Ziaja, 2008 a; Ziaja, 2010) und Teilnehmern aus diversen Leistungssportdisziplinen (Wegner et al., 2009; Ziaja, 2008, 2010) eine Kohärenzmessung mit dem SAM durchgeführt. Ein Vibrationstraining wirkt sich demnach über die Muskeltätigkeit optimierend auf die Ordnung/Kohärenz aus. Es scheint, als ob die zusätzliche Induzierung der Vibration mit optimierendem Charakter (5-30 Hz) eine positive Schwingungsresonaz im Körper erzeugt.

Abb. 18: Einsatz im Leistungssportbereich in der Disziplin Hürdenlauf.

Aus den Beobachtungen zur Modulation von Kohärenz im Schlaf ist durch den zusätzlichen Einsatz der SAM-Geräte in Schlaflaboruntersuchungen deutlich geworden, wie sich ein gesunder vs. ungesunder (gestörter/nicht regelmäßiger) Schlaf in der elektromagnetischen Verteilungshäufigkeit darstellt (Ziaja, 2010, S. 20). Die neue Verteilungshäufigkeit, die für einen erholsamen Schlaf steht, trägt den Namen „Mirror-lognormale Verteilung“ und ist als neues Kennbild identifiziert worden. Aus weiteren Untersuchungen zu Qigong-Übungen ist die positive Veränderung der lognormalen Verteilungshäufigkeit auffällig gewesen. Die langsamen Bewegungen haben einen direkten positiven Einfluss auf die elektromagnetische (Strom und Leitfähigkeit) Verteilungshäufigkeit genommen (Ziaja, 2010, S. 28). Aus den Leistungsportuntersuchungen zeigte sich, dass der optimale kohärente Zustand sich nicht zwingend während der Belastung einstellen muss. Die Modulation der Kohärenz sollte deshalb auch unter zeitlichen Verläufen regelmäßig beobachtet werden. Durch diese Erkenntnisse wird deutlich, dass eine regelmäßige Untersuchung auch des Schlafes gerade bei Leistungssportlern zu weiteren hilfreichen Beobachtungen führt.

Zurzeit finden weitere Untersuchungen mit den Geräten statt. Die bisherigen Ergebnisse deuten darauf hin, dass es sich um eine ergänzende und sinnvolle Diagnosemethode handelt.

Zusätzlich wird auf ein sogenanntes Kohärenzmanagement hingewiesen, in dem die kohärente Ordnung ein Resultat der beweglichen Lebensführung darstellt (Weinberg & Ziaja, 2005).

Inzwischen ist die neuste Entwicklung des Status Analyse Monitors in der Version 3 erhältlich. Dieser verfügt über 120 Mess-Stifte und kann die Daten über WLAN in Echtzeit auf den Rechner übertragen. Dadurch sind die Messungen in Echtzeit zu beobachten und Belastungszustände noch deutlicher erkennbar.

Abb. 19: Status Analyse Monitor in der Version 3.

Aus den vorhandenen Studien zu den Einsatzmöglichkeiten der Geräte ist deutlich geworden, dass die Messergebnisse zur Einschätzung der ordnenden Regulation im Körper des Messteilnehmers beitragen.
Um mehr Klarheit zu erhalten, sollten unbedingt weitere Studien mit diesen Geräten erfolgen.

4 Untersuchungsziel, Fragestellungen und Hypothesen

Grundsätzlich bleibt Sport ein physikalisches Resultat, daran musste auch in dieser Untersuchung angeknüpft werden. Daher habe ich es mir in meiner Arbeit zur Aufgabe gemacht, die logische Ausrichtung in eine biophysikalische Denkweise zu übertragen, durch geeignete Experimente anzusteuern und entsprechende Daten zu übersetzen. Entsprechend werden die physikalischen Kenngrößen in Relation zu biophysikalisch messbaren Effekten gesetzt.
Wie in den bereits vorangegangenen Erläuterungen dargestellt, ergeben sich zwei Untersuchungsziele.

1. Evaluation/Bewertung einer Leistungsoptimierung durch seitenalternierende Ganzkörpervibration auf sportmotorische Fähigkeiten von Hochleistungssportlern

2. Überprüfung der Bedeutung von Kohärenzmessung im Hochleistungssport zur Erfassung der Trainingswirksamkeit auf elektromagnetischer Basis des permanenten Bewegens.

Hieraus leiten sich folgende Fragestellungen und Hypothesen ab:

Zum ersten Untersuchungsziel:

In den bereits bestehenden Trainingsstudien mit dem Galileo-System finden sich nur wenige Angaben zur genauen Trainingsgestaltung. Gerade in Mannschaftssportarten ist die Datenlage sehr gering und die motorischen Leistungsparameter werden häufig nur einzeln untersucht. Dieser Zustand macht es für die Anwender dieser Geräte sehr schwer, verlässliche Trainingsempfehlungen aus den diversen Studien zur Dosierung durch Frequenz und Dauer und zur Übungsausführung zu erhalten. Daher sind Studien mit genauen Angaben zur Trainingsdurchführung von großem praktischem Interesse.

In diesen Untersuchungen wurde auch sportmotorisch (auf der Basis von Bewegung in Raum und Zeit) geprüft, wie sich ein klassisch durchgeführtes Vibrationstraining auf dem Galileo-System auswirkt. Klassisch bedeutet, dass ein typischer Trainingsablauf mit dem Gerät eingehalten wurde, welcher mit einer einleitenden allgemeinen Übung begann und sich mit weiteren spezifischen Übungen fortsetzte. Zur Steigerung der Akzeptanz gegenüber der Trainingsdurchführung in beiden Untersuchungsgruppen wurden überwiegend dynamische Übungen gewählt.

Fragestellung zur Studie I :

1.1 Kann das zusätzlich durchgeführte niederfrequente Vibrationstraining die Gleichgewichtsfähigkeit der Hochleistungssportler verbessern?

Fragestellung zur Studie II:

1.2 Kann das durchgeführte Vibrationstraining sich optimierend auf ausgewählte koordinative und konditionelle Parameter auswirken?

Hypothese zur Studie II:

1.3 Es wird vermutet, dass das hier durchgeführte Vibrationstraining einen Einfluss auf die Schnelligkeit der Athleten hat.

Zum zweiten Untersuchungsziel:

In zwei Trainingsstudien wird die Wirkung durch Vibration auf Kohärenz hin untersucht. Die Untersuchungen bestehen aus einer Einzelfallstudie und einer randomisiert-kontrollierten Studie. Mit Hilfe von Kohärenzmessungen soll Auswirkung bzw. Effekt des Trainings als bestimmtes und weitgehend lognormales Verteilungsmuster ermittelt werden messen.

Fragestellung zur Studie I:

2.1 Wie stellt der Status Analyse Monitor 2 jeweils die Trainingswirkung dar?

Fragestellung zur Studie II:

2.2 Welchen Einfluss hat das Vibrationstraining als Informationsgeber auf Kohärenz und in welcher Art und Größe lassen sich ‚kohärente Unterschiede' in den zwei Trainingsgruppen messtechnisch erfassen?

5 Untersuchungsverlauf; Forschungsweise; Methoden

5.1 Anlage der Untersuchung

Im Rahmen der Forschungsweise wurde die theoretische Grundüberlegung in experimentelle Studien überführt. Damit sollte ein Schwerpunkt innerhalb einer empirisch angelegten Forschung gelegt werden weil es weitgehend darum ging, Vibrationstraining und Kohärenzmessung einer praktischen Bewährung zu unterziehen. Es sollten keine weitergehenden Ergebnisse in Richtung einer sample Studie ermittelt werden. Das Vorgehen ist dadurch gerechtfertigt, dass sich Kohärenzmessungen generell einer festgelegten normativen Bestimmung (einer validen Messgröße) entziehen (das gilt ebenso für den bei Zhang dargelegten Harmoniepunkt; vgl. Ziaja 2009). Messungen von Kohärenz wurden hier auf andere Gruppen im Sport ausgeweitet und es sollte sich zeigen, inwieweit das Messgerät selbst anwendbar ist (bei Handballspielern) und welche Bedeutung den Daten aus der konkreten Trainingsmaßnahme (Vibrationstraining hier als eine spezifische Art der Aktivierung von Kohärenz) auch in Relation zu klassischen Übungsformen beigemessen werden konnte. Während die Übungen in den Testverfahren zeigen sollten, ob eine Leistungsverbesserung erkennbar ist, sollen Kohärenzmessungen darauf hin interpretiert werden, dass ein Potenzial des Bewegens durch Vibrationstraining stabilisiert bzw. erweitert werden kann, das sich nicht linear und ursächlich, sondern ‚ganzheitlich und funktionell variabel leistungsoptimierend auswirkt.

Es wurden zwei Trainingsstudien im Hochleistungssport durchgeführt. Die erste Studie war eine Einzelfallstudie mit vier Kader-Leichtathleten, die von Februar 2008 bis Juni 2008 in der Wettkampfvorbereitungsphase in Hamburg durchgeführt wurde. Die zweite Studie war eine randomisierte und kontrollierte empirische Studie, die von Juli 2008 bis Oktober 2008 in Bad Schwartau (Schleswig-Holstein) mit der Herren-Handballmannschaft aus der 2. Bundesliga stattfand. In der Mannschaftssportart fanden 75% des Vibrationstrainings in der Wettkampfvorbereitungsphase und 25% in der Wettkampfphase statt. Beide Untersuchungen wurden wetterunabhängig und vollständig in Sporthallen durchgeführt. In der ersten Studie war aufgrund der geringen Teilnehmerzahl von

4 Athleten keine Kontrollgruppe vorgesehen. In der Handball-Studie wurden die Teilnehmer zu Beginn der Studie randomisiert in Kontroll- und Testgruppe aufgeteilt.

5.2 Studie I: Leistungsoptimierung im Rahmen eines 8-wöchigen Vibrationstrainings und der Einsatz eines Kohärenz-Messgerätes im Leistungssport

Von Februar 2008 bis Juni 2008 wurde mit vier Kaderathleten eine Trainingsstudie in Zusammenarbeit mit dem betreuenden Trainer in der Hamburger Leichtathletikhalle durchgeführt. Die Übungen für die Athleten im Rahmen des Vibrationstrainings wurden mit dem Trainer abgestimmt. Eine dynamische Bewegungsanalyse und Leistungsdiagnostik mittels Kraftmessplatte wurde zwei Wochen vor Beginn der Trainingsintervention durchgeführt und ein spezifischer Gleichgewichtstest erfolgte am ersten Trainingstag als Eingangsuntersuchung vor dem Vibrationstraining. Während des 6-minütigen Trainings wurde das kohärente Potenzial der elektrischen Spannung und des elektrischen Stromes auf der Haut der Athleten aufgezeichnet. In der ersten Trainingswoche fand das Vibrationstraining zweimal und in den darauffolgenden sieben Wochen dreimal in der Woche statt. Eine damit einhergehende Bewegungsanalyse und Leistungsdiagnostik wurde in einem drei Wochen Intervall durchgeführt. Ein Gleichgewichtstest wurde vor der ersten Trainingswoche, in der zweiten Trainingswoche und danach im selben drei-Wochen-Rhythmus durchgeführt. Die Tests erfolgten nach der 8-wöchigen Vibrationsstudie noch zweimal im 3-Wochen-Rhythmus, um die Dauer des Trainingseffektes zu dokumentieren.

5.2.1 Teilnehmer an der Untersuchung

An der Studie nahmen zwei Bundes- und zwei Landeskaderathleten vom Hamburger Sportverein Abteilung Leichtathletik, teil. Diese wurden aus eigenem Interesse und durch das Einverständnis des Trainers in die Studie aufgenommen. Die Teilnehmer kamen teilweise aus verschiedenen Sportdisziplinen. Es waren zwei Hürdenläufer, eine Hochspringerin und ein Zehnkämpfer an der Studie beteiligt. Die Studie wurde von zwei Sportwissenschaftlern durchgeführt. Zu Beginn der Studie wurden alle Teilnehmer über den Studienablauf informiert. Eine Athletin konnte wegen unregelmäßiger Teilnahme aufgrund von längeren Aufenthalten in Trainingslagern und einer aus ihrem gewöhnlichen sportlichen Training stammende Verletzung, nicht in die Untersuchung einbezogen werden. Kontraindikationen für das Vibrationstraining stellen dar:

- Akute Thrombosen
- Akute Entzündungen des Bewegungsapparates
- Akute Tendinopathien in trainierten Körperregionen
- Steinleiden von Gallenwegen und ableitenden Harnwegen
- Implantate in trainierten Körperregionen
- Kürzliche Operationen
- Akute Hernien
- Akute Diskopathien
- Akute Migräneanfälle
- Frische Wunden und Narben in trainierten Körperregionen
- Rheumatoide Arthritis
- Epilepsie
- Aktive Arthrosen und Arthropathien

5.2.2 Studienaufbau

In der Eingangsuntersuchung wurde eine dynamische Bewegunsanalyse und Leistungsdiagnostik auf einer Bodenmessplatte (Leonardo Mechanographie, Firma Novotec Medical GmbH, Pforzheim) durchgeführt. Insgesamt nehmen 8 Kraftsensoren mit einer Abtastrate von 800 Hz pro Sensor die Daten auf.

Abb. 20: Kraftmessplatte Leonardo Mechanographie.

Die Aufgabe der Athleten bestand darin, nach Ihrem gewohnten Aufwärmprogramm mit drei durch eine Pause zeitlich voneinander getrennten Countermovementjumps (CMJs) auf der Messplatte, eine maximale Sprunghöhe zu erreichen. Die Countermovement-Sprünge wurden jeweils dreimal ohne und mit Armschwung durchgeführt. Nach den Sprüngen wurden circa 5 Einbeinsprünge ohne Armschwung, auch multiple One Leg Jumps (m1LJ) genannt, je Seite mit nahezu gestrecktem Knie auf dem Vorfuß und in dem Bestreben, eine maximale Höhe zu erreichen, ausgeführt. Alle Sprünge wurden mit Sportschuhen ausgeführt.

Zusätzlich dokumentierte ein einbeiniger Gleichgewichtstest die Gleichgewichtsfähigkeit der teilnehmenden Athleten vom Beginn bis zum Ende der Studie. In der Ausführung des Gleichgewichtstests wurde im einbeinigen Stand

das freie Bein rechtwinklig angewinkelt, die Hände an die Hüfte geführt, der Kopf im Nacken gehalten und mit geschlossenen Augen die Dauer des Standes mit einer Stoppuhr erfasst. Die Athleten führten auch diesen Test mit Ihren Sportschuhen aus und durften dabei nicht hüpfen. Sie wurden zusätzlich darauf hingewiesen den Test während der Untersuchung nicht einzuüben. Der Gleichgewichtstest wurde immer direkt nach dem üblichen Aufwärmprogramm der Athleten durchgeführt.

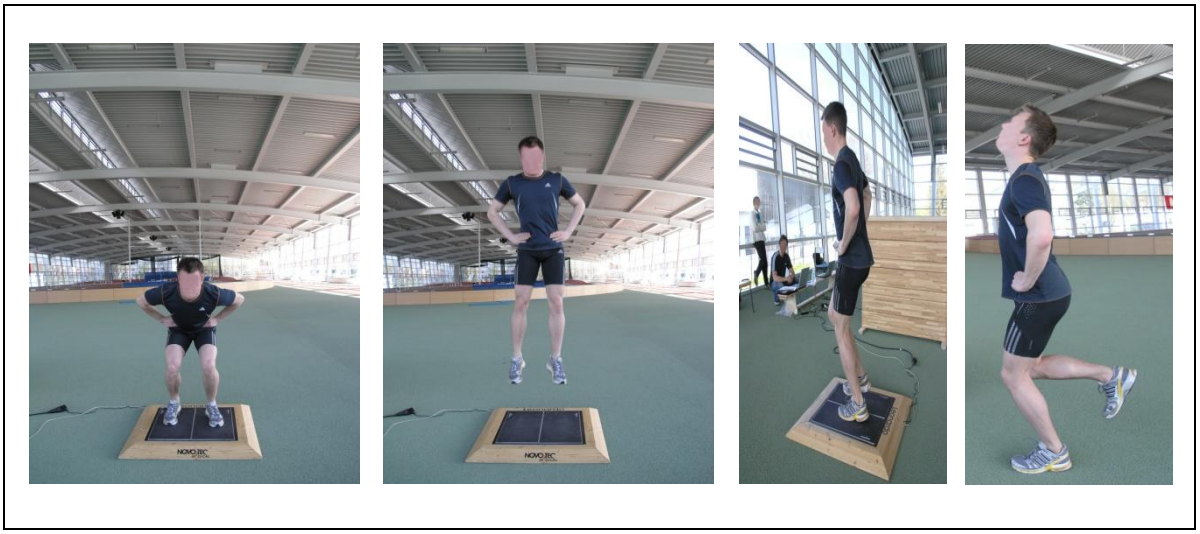


Abb. 21: Countermovementjump, Einbeinsprünge und der Gleichgewichtstest.

Die Bewegungsanalyse und Leistungsdiagnostik wurde im Dreiwochenintervall und der Gleichgewichtstest wurde anfänglich vor den ersten zwei Trainingswochen und im weiteren Verlauf ebenfalls im Dreiwochenintervall durchgeführt. Insgesamt erfolgten die Tests über einen Zeitraum von 16 Wochen. Während dieser Zeit fand ein 8-wöchiges Vibrationstraining auf einer Trainingsplatte (Galileo, Firma Novotec Medical GmbH, Pforzheim, Deutschland) statt. Das Gerät weist die folgenden Maße auf (L) 770 mm x (B) 560 mm x (H) 185 mm, wobei die Trittfläche mit (L) 720 mm x (B) 512 mm für das Training zur Verfügung steht. Die Frequenz lässt sich zwischen 5 und 30 Hz einstellen und die Amplitude beträgt in Abhängigkeit der Fuß Positionierung maximal 6,4 mm. Auf der Vibrationsplatte wurden unter dem Vibrationseinfluss drei Übungen über insgesamt 6 Minuten inklusive Pause ausgeführt. In der ersten Trainingswoche wurden zwei Trainingstage und im weiteren Verlauf drei Trainingstage auf dem

Gerät durchgeführt. Die erste Übung diente als Einstiegsübung und bestand im beidbeinigen statischen Stand auf dem Trainingsgerät. Bei der nächsten Übung wurde eine beidbeinige dynamische Abfahrtshocke auf dem Trainingsgerät ausgeführt. Als letzte Übung wurde eine einbeinige Übung gewählt, die aus dem Tiefstart in die Aufrichtung des Körpers und im Anschluss wieder in die Ausgangsposition zurück geführt wurde. Neben dem Trainingsgerät trug ein Turnkasten auf jeder Seite zur Sicherheit und Unterstützung der Athleten bei.

Abb. 22: Von oben links Einstiegsübung, Abfahrtshocke und die einbeinige dynamische Übung.

Vor dem Vibrationstraining wurden die Athleten an ihrem Unterarm mit einem Kohärenzmessgerät versehen. Das Gerät mit den Maßen (L) 85 mm x (B) 65 mm x (H) 18 mm war während der Trainingszeit auf der Vibrationsplatte mittels Klettband an dem Unterarm der Teilnehmer befestigt. Der Status Analyse Monitor 2 (SAM 2) nahm während des Trainings elektromagnetische Daten der Athleten

auf. Die Daten sollen zusätzliche Erkenntnisse zur wahrgenommenen Trainingsbelastung der Sportler liefern.

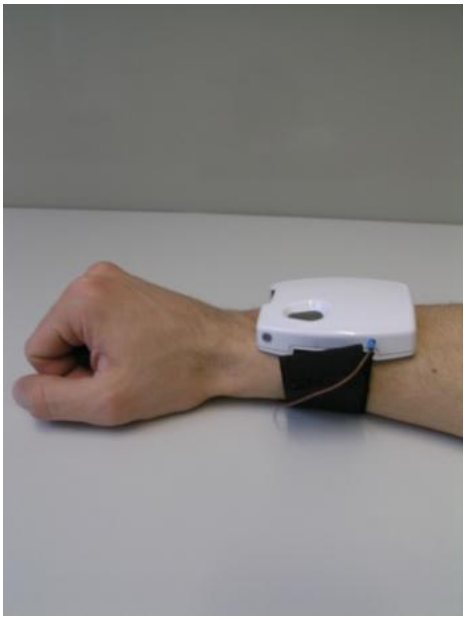


Abb. 23: Status Analyse Monitor 2 am Handgelenk mittels Klettband befestigt.

5.2.3 Datenerhebung

5.2.3.1 Kinematisches Messverfahren

Die Leonardo Mechanographie, auch Ground Reaction Force Platform (GRFP) genannt, misst das dynamische Sprungverhalten anhand der Bodenreaktionskräfte. Das Gerät zur Bewegungsanalyse und Leistungsdiagnostik erfasst während eines Sprunges Kraft, Beschleunigung, Geschwindigkeit, Leistung, kinetische Energie, potentielle Energie, Sprunghöhe, Ausholbewegung, Gewicht und Links/Rechts-Differenzen und das Kraftmaximum in Relation zum Körpergewicht. Der gemessene Datensatz kann mit der zugehörigen Software für weitere Analysen dargestellt und abgespeichert werden. Mit Hilfe des CMJ mit und ohne Armschwung und den einbeinigen Mehrfachsprüngen ohne Armschwung (m1LJ) wurde auf der Messplatte die Leistungsfähigkeit während des Vibrationstrainings dokumentiert. Die Sprünge wurden von den Teilnehmern der Studie in regelmäßigen Abständen ausgeführt.

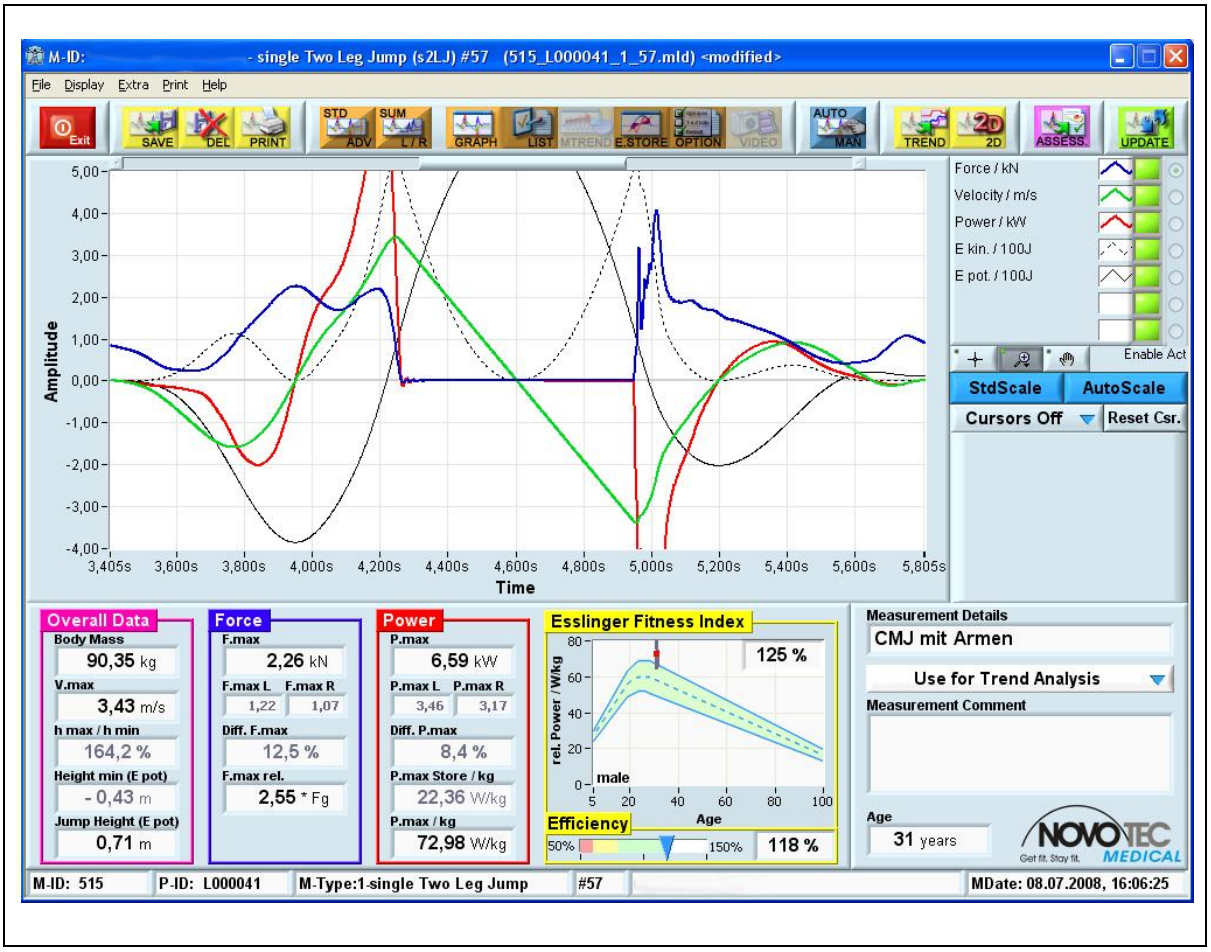


Abb. 24: Darstellungsfenster der Leonardo-Mechanographie.

5.2.3.2 Elektromagnetisches Messverfahren

Der SAM 2 misst über jeweils 128 Mess-Stifte nichtinvasiv die abfallende elektrische Spannung in Volt und den elektrischen Strom in Mikroampere. Die Messungen erfolgen vorzugsweise auf der Hautoberfläche des Unterarmes. In bisherigen Studien (Wegner, 2008; Wegner et al. 2009; Weinberg & Ziaja, 2008 a; Weinberg & Ziaja, 2008 b; Ziaja, 2010) hat sich die Anbringung des Kohärenzmessgerätes am Unterarm als optimal erwiesen, deshalb wird der Unterarm zur Anbringung verwendet. Das eingestellte Messintervall in dieser Studie betrug 2 Sekunden. Die Daten werden via Software am Computer dargestellt und gespeichert. In der Daten-Darstellung werden die gemessenen elektrischen Ströme nach ihrer Häufigkeit grafisch abgebildet. Die gemessenen elektrischen Spannungen werden über eine Pinnfeld-Grafik angezeigt. Zudem werden die ermittelten Daten durch das Softwareprogramm mathematisch bearbeitet und in weiteren Grafiken zur Trainingsanalyse dargestellt. Nach dem Spannungsabfall in Volt und den elektrischen Strömen in Mikroampere sind der mathematisch berechnete delta Logarithmus, delta Logarithmus durch delta Gauß und der delta Logarithmus durch delta Delta wichtige Werte, die zur Einschätzung der wahrgenommenen Trainingswirkung und -belastung herangezogen werden können.

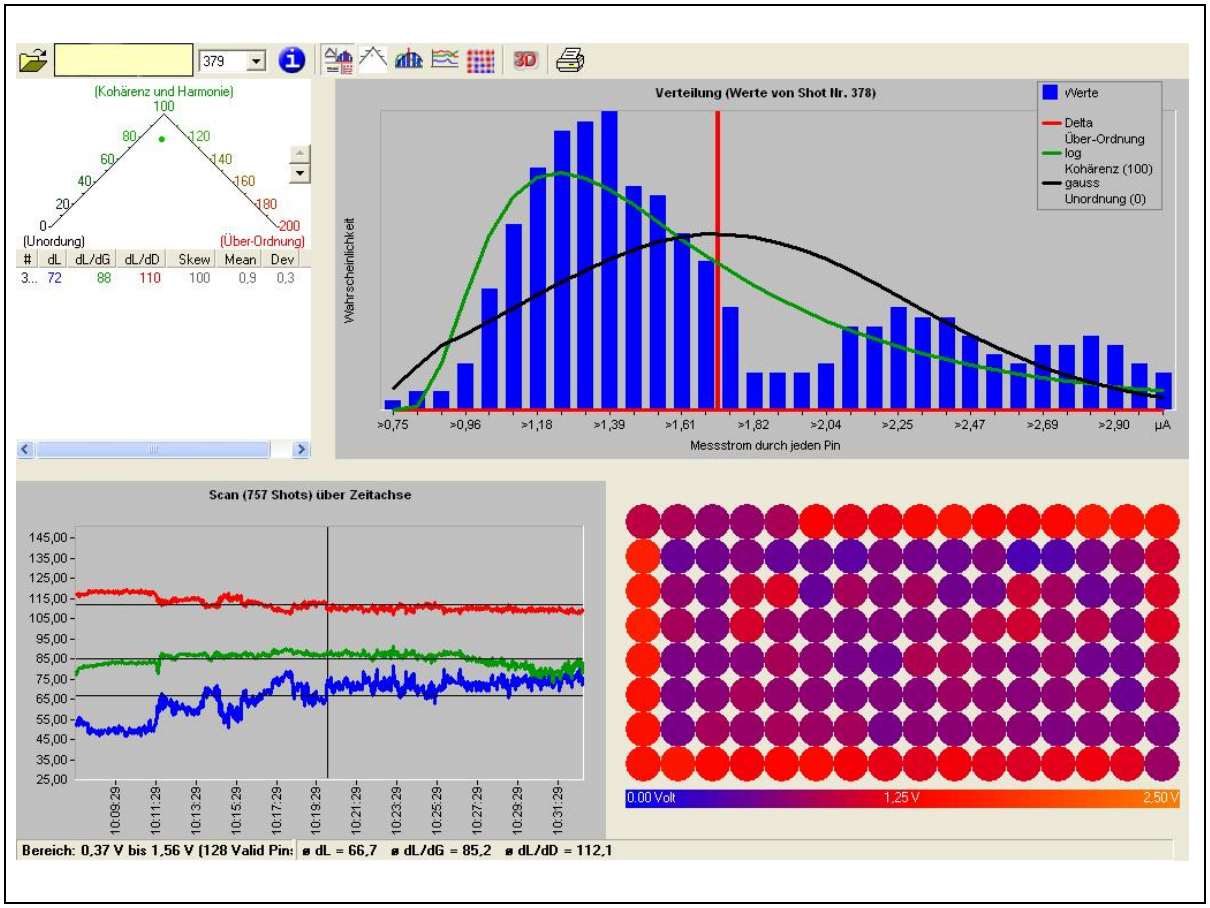


Abb. 25: Auswertungsfenster des Kohärenzmessgerätes SAM 2.

5.2.3.3 Kinetisches Messverfahren

In dem hier vorgestellten Gleichgewichtstest wurde das einbeinige Standgleichgewicht festgehalten. Es wurde die Zeit in Sekunden nach dem Schließen der Augen bis zum Moment der Berührung des Bodens mit dem freien Bein gemessen. Der Test wurde im statischen Stand ohne ausbalancierendes Hüpfen durchgeführt. Die Durchführung des Tests fand immer am selben Ort (ruhige Umgebung) und mit gleichbleibender Bodenbeschaffenheit statt. Durch die regelmäßigen Messungen wurde der Trainingsverlauf während der Studie dokumentiert.

Abb. 26: Einbeiniger Gleichgewichtstest mit Zeitmessung.

5.2.4 Studienablauf

Die Studie begann am 19.02.2008 und endete während der 16. Studienwoche am 03.06.2008. Nachdem die Studienteilnehmer und der betreuende Trainer über das geplante Studienvorhaben informiert worden waren und ihre Teilnahme zugesagt hatten, wurde bei jedem Teilnehmer zwei Wochen vor Beginn des Vibrationstrainings eine Eingangsmessung mit dem Leonardo-Mechanographen durchgeführt. Die Aufgabe bestand darin, jeweils drei zeitlich voneinander getrennte Countermovement-Sprünge mit und ohne Armschwung auf der Platte zu realisieren. Zwischen den Sprüngen verließen die Teilnehmer die Messplatte und konnten die Dauer der Pausenzeit nach ihrer eigenen Einschätzung bestimmen. Derselbe Vorgang wiederholte sich mit den jeweils einmal ausgeführten Einbeinigen Mehrfachsprüngen. Die Hände befanden sich beim einbeinigen Mehrfachsprung in Griffhaltung an der Hüfte. Vor der ersten Trainingseinheit auf dem Vibrationsgerät wurde das Standgleichgewicht festgehalten. Vor den Messungen führten die Athleten ihr gewohntes Aufwärm-Programm durch.

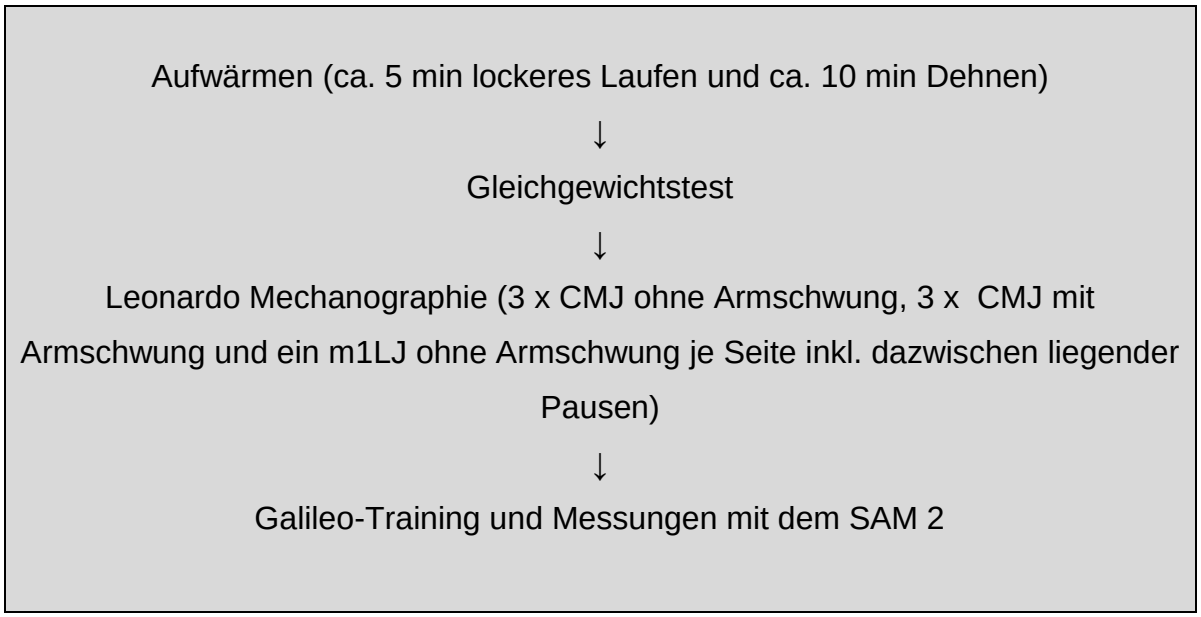


Abb. 27: Darstellung des regelmäßigen Untersuchungsablaufes ab der zweiten Messung.

Ab der zweiten Trainingswoche fanden der Gleichgewichtstest und die Messungen mit der Kraftmessplatte gemeinsam im drei Wochen Intervall statt. Nach den Tests wurden die Athleten mit den SAM 2 Gerät verbunden und führten ein 6-minütiges Vibrationstraining durch. Das Vibrationstraining fand in der ersten Trainingswoche zum Einstieg zweimal pro Woche und ab der zweiten Trainingswoche dreimal die Woche statt. Das Training bestand aus einer beidbeinigen statischen Einstiegsübung, einer dynamischen beidbeinigen Übung und einer dynamischen einbeinigen Übung. Die Pausenzeit betrug zwischen jeder Übung 30 Sekunden. Im Anschluss an die Trainingsstudie führten die Athleten ihr gewohntes Leichtathletik-Training durch.

5.2.5 Datenverarbeitung

Um den zwei Untersuchungszielen, den Fragen und der Hypothese nachzugehen und sie entsprechend zu beantworten, ist eine Auswertung der gesammelten Daten notwendig. In einer Exceltabelle mit einfarbiger Balkengrafik zu den jeweiligen Teilnehmern werden die 6 Messzeitpunkte zum Gleichgewichtsverhalten der Athleten während der Studie durch die zeitliche Dauer der Testausführung dokumentiert. Zusätzlich zeigt eine zweifarbige Balkengrafik, die Summe von der Gesamtzeit des linken und rechten Beines. Die Blaufärbung des Balkendiagrammes steht für die Dauer des Gleichgewichthaltens des Athleten auf dem linken, die Grünfärbung für die Dauer des Gleichgewichthaltens auf dem rechten Bein. Diese wurde mit dem Statistikprogramm SPSS 15.0 dargestellt.

Die Daten aus der dynamischen Sprunganalyse mit der Leonardo-Mechanographie sind zur besseren Anschaulichkeit in einer Exceltabelle zu den jeweiligen 6 Testtagen mit folgenden Daten zusammen gefasst worden:

- CMJ mit Armschwung mit dem jeweils besten Versuch.
    - maximale Kraft in Kilonewton
    - maximale Geschwindigkeit in Meter pro Sekunde
    - maximale Leistung in Kilowatt pro Kilogramm Körpergewicht

-CMJ ohne Armschwung mit dem jeweils besten Versuch.
    - maximale Kraft in Kilonewton
    - maximale Geschwindigkeit in Meter pro Sekunde
    - maximale Leistung in Kilowatt pro Kilogramm Körpergewicht

- m1LJ ohne Armschwung.
    - maximale Kraft in Relation zum Körpergewicht
    - maximale Kraft in Kilonewton
    - maximale Leistung in Kilowatt pro Kilogramm Körpergewicht

Aus diesen Daten wurde mit dem individuellen Leistungsparameter Watt pro Kilogramm Körpergewicht aus dem CMJ mit Armschwung ein Balkendiagramm über die 6 Messzeitpunkte erstellt.

Aus den umfangreichen Messdaten von dem SAM 2 wurden ebenfalls Exceltabellen angelegt. Für die Histogramm-Analyse der elektrischen Mess-Ströme wurden jeweils für jeden Messtag die Daten aus dem ersten, aus dem mittleren und dem letzten Messzeitpunkt während einer Trainingseinheit dargestellt.

Die Zeitachsendarstellung aus den errechneten logarithmischen Werten wurde mit dem Durchschnittswert pro Messtag in einer Tabelle gestaltet. Wie bei der Histogramm-Analyse wurde dasselbe Verfahren für die Werte der elektrischen Spannung in der Pinnfelddarstellung und den logarithmischen Werten der Kohärenzdreiecks-Analyse angewendet.

5.2.6 Fehlerbetrachtungen

Durch den Einsatz des Leonardo Mechanographen kommt es zu geringfügigen Messfehlern. Diese werden in diesem Kapitel näher erläutert. Für den Status Analyse Monitor werden mögliche Beeinflussungen die einen entsprechenden Messfehler begünstigen könnten näher dargestellt. Die Ungenauigkeit der tatsächlichen Frequenzwahl des Galileo Vibrationsgerätes wird hier ebenfalls entsprechend dargelegt.

Der Leonardo Mechanograph misst das Körpergewicht auf ± 50 Gramm genau. Demnach ergibt sich ein Messfehler von ca. 0,1%. Der Messfehler des Gerätes fällt sehr gering aus, so dass dieser zu vernachlässigen ist und keinen relevanten Einfluss auf die Ergebnisse hat. Wichtiger gestaltet sich der Aufbau des Gerätes. Das Gerät sollte wenn möglich, immer auf derselben Standfläche positioniert werden. Der Aufbauort war während der gesamten Studie der gleiche. Idealerweise sollte der Boden kaum mitschwingen. Dieses ist in der Leichtathletikhalle durch den leicht mitschwingenden Boden nicht möglich gewesen. Allerdings hat der Boden nur Einfluss auf die erfolgreiche Durchführung der Tests. Das bedeutet, wenn die Bodenmessplatte soweit eingerichtet ist das eine erfolgreiche Messung möglich ist, spielt die Einschränkung des Bodens keine Rolle mehr. Entsprechend sind die ermittelten Daten hier in dieser Studie reliabel.

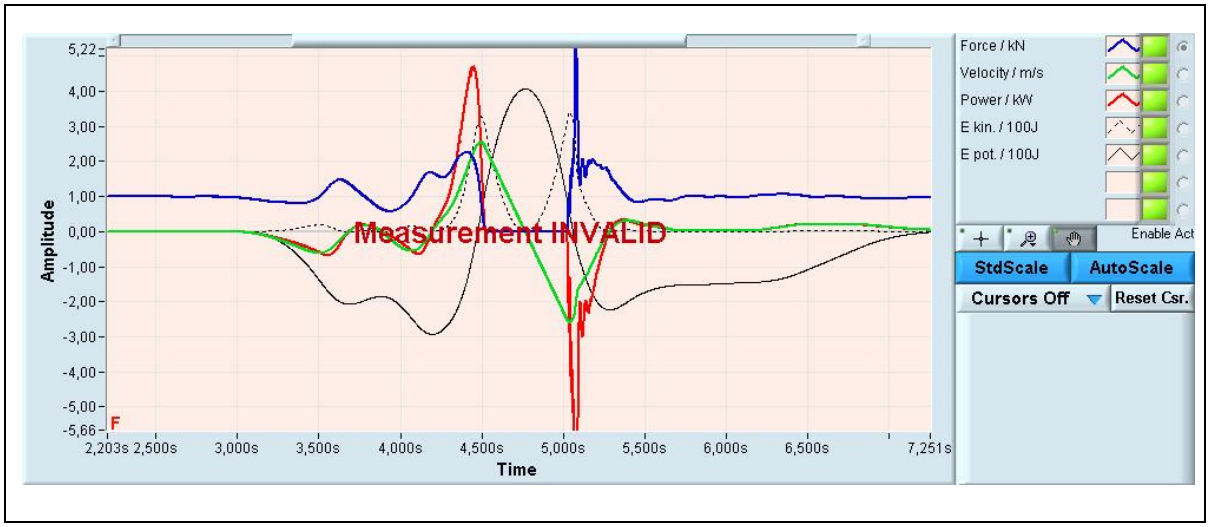


Abb. 28: Darstellung eines ungültigen Messergebnisses durch die Leonardo-Mechanographie.

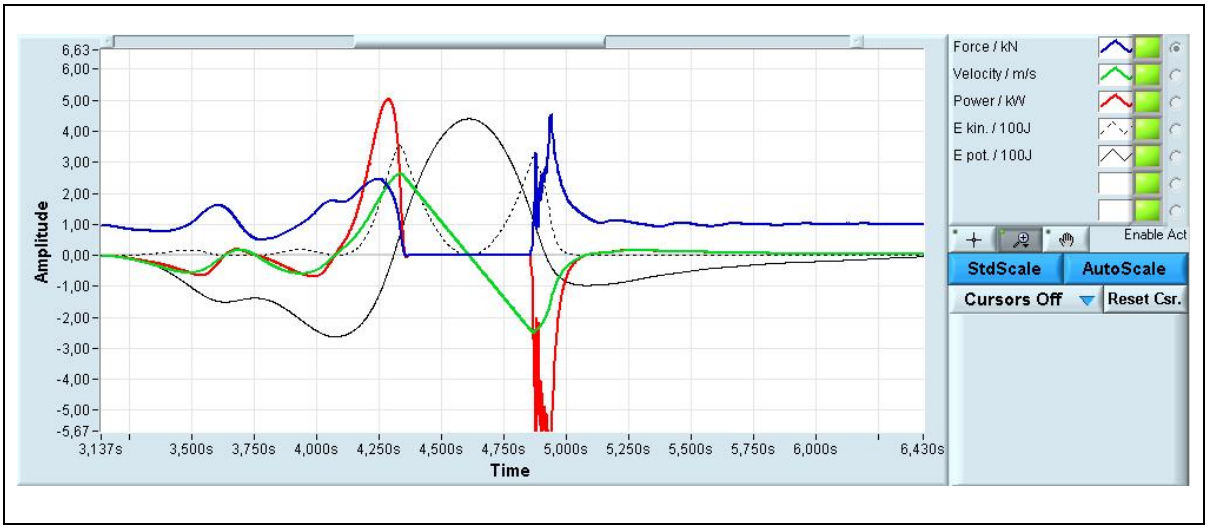


Abb. 29: Darstellung eines gültigen Messergebnisses durch die Leonardo-Mechanographie.

Bei dem Kohärenzmessgerät SAM 2 von der Firma HBI Germany wird keine Messungenauigkeit angegeben. Mögliche Beeinflussungen hängen unter anderem leicht vom Messort ab. Feuchtigkeit in Form von Schweiß und die Umgebungstemperatur können einen leichten Einfluss auf das Messergebnis nehmen. Dank der vollautomatisierten Lüftungseinrichtung in der Leichtathletikhalle waren die Temperaturschwankungen sehr gering und die Anbringung des Messinstruments war bei allen Teilnehmern standardisiert. Die möglichen beschriebenen Einflüsse sind für den standardisierten Messort nicht relevant und können deshalb vernachlässig werden.

Für das Galileo Vibrationsgerät wird vom Hersteller (Novotec Medical GmbH, Pforzheim, Deutschland) eine Ungenauigkeit von ca. +/-0,2 Hz angegeben. Diese geringe Abweichung ist zu vernachlässigen und hat keinen Einfluss auf die hier vorgestellten Ergebnisse.

5.3 Studie II: Leistungsoptimierung in der Handball-Bundesliga nach einem biophysikalischen Konzept

Von Juli 2008 bis Oktober 2008 fand die Trainingsstudie mit 18 Handballern vom Bundesligaclub Bad Schwartau statt. Viele der Handballer konnten bzw. können beim Handball Sport Verein Hamburg Erfahrungen in der ersten Bundesliga sammeln. Eine Kooperation zwischen beiden Vereinen mit Zweitspielrecht für die Spieler macht dieses möglich.

Die Studie wurde in den Trainingshallen des Vereins durchgeführt. Um eventuelle Kontraindikationen der Athleten vor dem Studienbeginn zu erfassen, wurde von jedem Teilnehmer ein ausgefüllter Anamnesebogen mit Einverständniserklärung, entgegen genommen. Die Athleten wurden vorab bei einem gesonderten Termin über das Vorhaben und den Umfang der Studie informiert.

Eine Woche vor Studienbeginn wurde die Eingangsuntersuchung mit allen Teilnehmern durchgeführt. Die Verlaufsuntersuchungen wurden regelmäßig von mir, einem Sportmediziner und einem weiteren Sportwissenschaftler durchgeführt. Die Eingangsuntersuchung wurde nach 5-minütigem Warmlaufen mit der Messung der Gelenk- und Muskelbeweglichkeit begonnen. Darauf folgte eine dynamische Leistungsdiagnostik zur Erfassung der Sprungkraft, Leistungsfähigkeit, Sprunggeschwindigkeit und der Sprunghöhe. Danach schloss sich ein Koordinationstest in Form eines 10 Meter langen Slalomlaufes, der mit Lichtschranken zeitlich gemessen wurde, an. Im Anschluss erfolgte ein Sprint über 20 Meter, der ebenfalls durch Lichtschranken zeitlich auf 10 Metern und 20 Metern erfasst wurde. Die Testuntersuchungen wurden im dreiwöchigen Intervall insgesamt fünfmal bzw. viermal wiederholt. Am ersten Testtag wurden die Teilnehmer in eine Test-, beziehungsweise Kontrollgruppe randomisiert eingeteilt.

Nach der ersten Testwoche begann das Vibrationstraining. Dieses wurde in Abhängigkeit von den mannschaftlichen Bedingungen beziehungsweise Möglichkeiten (Trainingslager, Wettkämpfe) gelegentlich zweimal überwiegend aber dreimal wöchentlich über 8 Wochen durchgeführt. Während des Vibrationstrainings wurde bei allen Athleten eine Kohärenzmessung mit dem SAM 2 durchgeführt.

5.3.1 Teilnehmer an der Untersuchung

Es nahmen 18 Handballer aus der 2. Bundesliga an dieser Studie teil. Die Handballer aus Bad Schwartau (Schleswig-Holstein) wurden nach dem Ausfüllen eines Anamnesebogens mit Einverständniserklärung randomisiert in eine Test- und Kontrollgruppe unterteilt. Nach der Aufteilung standen neun Testpersonen und acht Kontrollpersonen fest. Ein Teilnehmer kam kurzfristig nach der bereits erfolgten Randomisierung dazu und wurde randomisiert in die Testgruppe eingeteilt. Somit standen zehn Testpersonen und acht Kontrollpersonen fest. Durch das Ausfüllen des Anamnesebogens wurden die Teilnehmer zusätzlich über Kontraindikationen aufgeklärt und bestätigten die Kenntnisnahme durch ihre Unterschrift. Über Art und Umfang der Untersuchung wurden die Athleten vor dem Studienbeginn informiert. Im Verlauf der Studie hat die Gruppengröße verletzungsbedingt zwischen 11 und 15 Teilnehmern variiert.

Tab. 1: Anthropometrische Daten der Teilnehmer aus der zweiten Studie.

	Männlich (N=18)		
	Mittelwert	Standard-abweichung	Intervall
Alter (Jahre)	22,61	3,73	18-33
Größe (cm)	191,05	5,04	182-202
Gewicht (kg)	95,71	10,34	72,7-113,9

5.3.2 Studienaufbau

Vor der Eingangsuntersuchung liefen sich die Handballer in der Trainingshalle fünf Minuten lang in Ihrem gewohnten Tempo warm.

Abb. 30: Warmlaufen vor dem Untersuchungsbeginn.

Danach wurde die Gelenk- und Muskelbeweglichkeit mittels Plurimeter, Winkellineal und Maßband von einem Sportmediziner auf einer Liege bei allen teilnehmenden Athleten von der Außen- und -innenrotation des Hüftgelenkes, sowie der Extension und Flexion des lumbalen Teils des Rückens ermittelt. Zusätzlich wurden der Finger-Boden-Abstand, die Beweglichkeit der Ischiocruralen Muskulatur und die Adduktorenbeweglichkeit erfasst.
Im Anschluss erfolgte eine dynamische Leistungsdiagnostik über die Leonardo-Kraftmessplatte. Diese zeichnete neben anderen Parametern die Sprungkraft, Leistungsfähigkeit, Sprunggeschwindigkeit und die Sprunghöhe innerhalb eines maximal ausgeführten Sprunges auf. Es wurden drei CMJs mit Armschwung gemessen. Die Sprünge wurden ohne Sportschuhe durchgeführt.
Hiernach erfolgte ein Koordinationstest über einen Slalom-Parcours. der mit Sportschuhen auf einer Strecke von zehn Metern schnellstmöglich bewältigt werden musste.

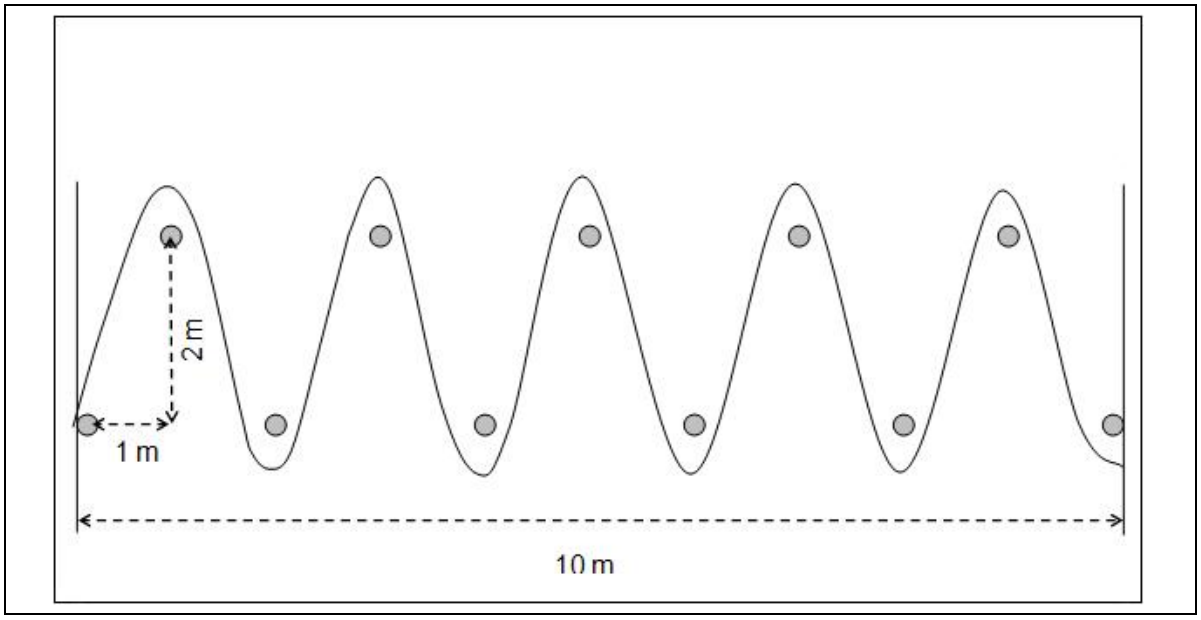


Abb. 31: Skizze des zehn-Meter langen Slalomparcours.

Die Startlinie war einen Meter vor dem ersten Lichtschrankenpaar (erste Pylon) angebracht. Der Start erfolgte aus dem versetzten Stand.

Abb. 32: 10-Meter-Slalomparcours.

Nach diesem Test folgte nach fünfminütiger Pause ein Sprint über 20 Meter, der unter den gleichen Startbedingungen wie schon beim Slalomlauf ausgeführt wurde. Die zeitliche Erfassung des Slalomparcours und des 20-Meter-Sprints erfolgte über TDS-Doppellichtschranken der Firma Werthner, Österreich. Die Tests wurden von mir und einem weiteren Sportwissenschaftlern betreut.

Abb. 33: Ansicht des 20-Meter-Sprinttests.

Eine Woche nach der Eingangsuntersuchung begann das in der Regel dreimal wöchentlich stattfindende Training. Dieses bestand aus überwiegend dynamischen Übungen auf einer aktiven Vibrationsplatte bei der Testgruppe und einer deaktivierten bei der Kontrollgruppe. Die Trainingsdauer betrug bei allen Athleten während der insgesamt sieben standardisierten Übungen ca. zwölf Minuten inkl. Pausen. Während der Trainingszeit wurden alle Teilnehmer mit einem SAM 2 ausgestattet. Dieser nahm die elektrischen Ströme in Mikroampere und die elektrische Spannung in Volt vom Unterarm der Athleten auf. In der dritten Trainingswoche fand die zweite Verlaufsuntersuchung statt. Diese wurde im selben Umfang durchgeführt wie die Eingangsuntersuchung. Es folgten drei weitere identische Verlaufsuntersuchungen im selben dreiwöchigen Intervall. Dank der regelmäßigen Untersuchungen in den Teststationen können Veränderungen innerhalb der Studie dokumentiert werden.

Abb. 34: Gleichzeitiges Training von Kontroll- und Testperson.

5.3.3 Datenerhebung

5.3.3.1 Kinetisches Messverfahren

Das verwendete Beweglichkeitsmessgerät “Plurimeter” ist ein flüssigkeitsgedämpftes Inklinometer (Neigungsmesser), welches einen Winkel zur Schwerelinie G messen kann (Bruzek, 2006; Croft et al., 1996; Urbanet al., 2002). Es ermittelt während der Messung die Stellung und das Bewegungsausmaß von Gelenken und der Wirbelsäule am Körper. Diese Werte wurden nach der Neutral-Null-Methode (vgl. Buckup, 2005; Hüter-Becker & Dölken, 2005; Wolff & Lonquich, 2000) hauptsächlich auf einer Liege und teilweise aus dem Stand heraus festgehalten. Die Athleten waren für eine uneingeschränkte Messung bis auf die Unterwäsche entkleidet.
Mit dem Plurimeter wurde die Gelenkbeweglichkeit gemessen von:

- Lendenwirbelsäulen-Flexion und -Extension

Mit dem Plurimeter wurde die Muskelbeweglichkeit gemessen von der:

- Ischiocruralen Muskulatur

In der Beweglichkeitsmessung kam zusätzlich ein Winkellineal zum Einsatz. Mit dem Winkellineal wurden die Daten nach der Neutral-Null-Methode auf einer Liege erfasst.
Mit dem Winkellineal wurden gemessen:

- Hüft-Außen- und Innenrotation

Zur Einschätzung der Gesamtbeweglichkeit der Hüfte, des Beckens und des Rückens wurde der Finger-Boden-Abstand auf einem Turnkasten ermittelt. Die Adduktorenbeweglichkeit wurde in Rückenlage auf einer Liege mit einem Bandmaß ermittelt.

5.3.3.2 Kinematisches Messverfahren

In dieser Studie wurde ebenfalls die Leonardo Mechanographie zur Leistungsdiagnostik im Sprung verwendet. Die Funktion dieser dynamischen Leistungsdiagnostik wurde bereits in der ersten Studie ausführlich beschrieben. Vor den Messungen liefen sich die Athleten fünf Minuten warm. Es wurden die Daten aus drei Countermovement-Sprüngen regelmäßig aufgezeichnet. Auf die einbeinigen Mehrfachsprünge (m1LJ) wurde aufgrund des bereits schon hohen Zeitaufwandes für die weiteren Tests verzichtet. Der CMJ wurde nur mit Armschwung ausgeführt. Bei jedem Athleten wurde aus den drei Countermovement-Sprüngen der beste für die Datenauswertung ausgewählt. Die Messungen erfolgten während der gesamten Studie im dreiwöchigen Intervall. Die Athleten führten die Sprünge ohne Sportschuhe aus. Vor den Messungen wurde jeder Athlet zu eventuellen Einschränkungen befragt und entsprechende Einschränkungen wurden vermerkt. Jeder Teilnehmer konnte zwischen den Sprüngen eine individuell gewählte Pause einhalten.

5.3.3.3 Optoelektronisches Messverfahren

Die doppelte Reflexlichtschranke zur Detektierung der Athleten wurde von der Firma Werthner aus Österreich verwendet. Das Talent Diagnostik System (TDS) wird durch eine Software zur Erfassung und Bearbeitung der Daten komplementiert. Die Geräte erfassten auf Millisekunden genau den zeitlichen Wert für den 10 Meter Slalomtest und den 20-Meter-Sprint. Der Start erfolgte aus dem versetzten Stand, einen Meter vor der ersten Lichtschranke und endete bei 10 Metern bzw. beim Sprint bei 10 Metern und 20 Metern. Damit liegen für den Sprint Daten für die Beschleunigungsfähigkeit zwischen 0 und 10 Metern und der Sprintschnelligkeit zwischen 10 und 20 Metern vor. Für den Slalomtest kamen zwei Lichtschrankenpaare und beim Sprinttest drei Lichtschrankenpaare zum Einsatz.

Abb. 35: Doppelte Reflexlichtschranke zur Erfassung des Slalomparcours und des Sprints.

5.3.3.4 Elektromagnetisches Messverfahren

Wie in der ersten Studie kam der SAM in einem größeren Teilnehmerfeld zum Einsatz. In dieser Studie ermittelte ebenfalls die Version 2 die elektrische Spannung in Volt und den elektrischen Strom in Mikroampere. Die Messungen wurden identisch zur ersten Studie während des Trainings am Unterarm der Athleten durchgeführt.

Abb. 36: Kohärenzmessung in der Studie II am linken Unterarm des Athleten.

5.3.4 Studienablauf

Die Studie begann am 13.07.2008 mit der Vorstellung des geplanten Ablaufes der Studie und der Entgegennahme der ausgefüllten Anamnesebogen mit Einverständniserklärung der Athleten. In der darauffolgenden Woche wurde die Eingangsuntersuchung wegen der höheren Teilnehmeranzahl und den Testumfängen an zwei Tagen durchgeführt. An den Testtagen erfolgte nach der Erwärmung durch lockeres 5-minütiges Laufen eine Beweglichkeitsmessung mittels Plurimeter, Winkellineal und Bandmaß. Im Anschluss wurden auf der Leonardo Kraftmessplatte die dynamischen Sprünge durchgeführt. Zwischen den Sprüngen konnte sich jeder Athlet ausreichend erholen. Es wurden drei Counter Movement Sprünge auf der Messplatte absolviert. Danach musste der 10 Meter lange Slalomparcours mit maximaler Schnelligkeit durchquert werden. Die Pylonen durften weder übersprungen noch umgeworfen werden. Bei Fehlern oder Ausrutschern hatten die Teilnehmer die Möglichkeit, ein weiteres Mal den Parcours zu durchlaufen. Zum Schluss musste ein 20-Meter-Sprint durchgeführt werden. Dieser wurde ebenfalls mit Lichtschranken erfasst. Zwischen den Teststationen wurde den Athleten eine ausreichende Erholungszeit eingeräumt. Nach der Eingangsuntersuchung erfolgte der Start der Trainingsintervention. Hierfür wurden die Athleten bereits in der Eingangsuntersuchung randomisiert und in Kontroll- und Testgruppe unterteilt. Das in der Regel drei Mal in der Woche stattfindende Training begann mit einer 5-minütigen Erwärmung durch lockeres Laufen. Danach wurden von den Athleten die Langhanteln mit der entsprechenden Prozentzahl Ihres Körpergewichts über Hantelscheiben belastet. Das Training dauerte circa 12 Minuten und bestand aus insgesamt 7 Übungen mit dazwischen liegender Pausenzeit zum Erholen. Der Unterschied zwischen der Kontrollgruppe und der Testgruppe bestand in der deaktivierten bzw. aktivierten Vibrationsplatte während der Übungsausführung. Während des Trainings waren die Teilnehmer mit einem SAM 2 am Unterarm verbunden. Dieser zeichnete elektromagnetische Daten auf. Nach der Trainingsintervention begann für die Athleten ihr ursprüngliches Handballtraining. Die Studie endete nach circa 13 Wochen am 09.10.2008.

Abb. 37: Darstellung des regelmäßigen Untersuchungsablaufes am Testtag.

5.3.5 Datenverarbeitung

Es erfolgte aus den empirisch gesammelten Daten eine Datenverarbeitung über Excel 2007. Zusätzlich wurde für alle Werte eine statistische Analyse über die deskriptive Ergebnisdarstellung durch Diagramme der Mittelwerte und des Medianes durchgeführt. In der Datenanalyse wurden die Gruppen durch das Statistikprogramm SPSS 15.0 miteinander verglichen. Auf diese Weise können die gestellten Fragen beantwortet und die Hypothese bestätigt beziehungsweise widerlegt werden. Für die statistischen Verfahren wurde das Signifikanzniveau von $p < 0{,}05$ festgelegt.

Die Ergebnisse aus den Liniendiagrammen der Mittelwerte und des Medianes liefern Aufschluss über die Veränderungen der Werte im Studienzeitraum. Dadurch fällt eine Interpretation der Gruppenunterschiede leichter. Die Betrachtung der Gruppenwerte über den Mittelwert zeigt den realen Verlauf auf. Allerdings haben „Ausreißer“ einen großen Einfluss auf die Gesamtdarstellung der Ergebnisse. Daher wurde zusätzlich für alle Daten der Median angegeben. Bei der Darstellung des Medians erhält man ein stabileres Bild der Werte gegenüber Ausreißern. Zusätzlich wurde ein T-Test für unabhängige Stichproben mit allen Messdaten durchgeführt. Es wird das 95-prozentige Konfidenzintervall zu jedem Ergebnis mit angegeben.

5.3.6 Fehlerbetrachtungen

Die Fehlerbetrachtung von der Kraftmessplatte Leonardo und dem Kohärenzmessgerät SAM 2 sind bereits in der ersten Studie auf technischer Ebene dargelegt worden. Die Geräteeigenschaften haben sich nicht verändert, deshalb wird auf sie nicht mehr eingegangen.

Bei der Beweglichkeitsmessung wurde unter anderem ein Plurimeter eingesetzt. Das flüssigkeitsgedämpfte Inklinometer kann nach Herstellerangaben (Dr. Rippenstein, Desimed GmbH & Co. KG, Deutschland) auf 5° genau die Winkellagen darstellen. Sehr wichtig ist, dass die Messungen immer von einer erfahrenen Person durchgeführt wurden. Bei der Beweglichkeitsdokumentation kam zusätzlich ein Winkellineal zum Einsatz. Die Werte sind auf ± 2,5° auf- bzw. abgerundet worden. Für die Längsschnitt-Studie ist der Messfehler von ± 2,5°, bzw. wie vom Hersteller angegeben ± 5°, tolerierbar. Die Entwicklung wurde über 4 Messzeitpunkte festgehalten und kann die deutlichen Veränderungen sicher darstellen. Zudem wurde ein Bandmaß zur Dokumentation vom Finger-Boden-Abstand und der Beweglichkeit der Adduktoren verwendet. Auch hier ist der Messfehler, der durchs Ablesen im Millimeterbereich liegen könnte, zu vernachlässigen. Die Beweglichkeitsmessungen wurden immer von einem erfahrenen Sportmediziner durchgeführt.

Der Einsatz der Kraftmessplatte Leonardo erfolgte in zwei unterschiedlichen Sporthallen. Diese waren mit Schwingböden ausgestattet, was dazu führte, dass die Messplatte entsprechend justiert werden musste, damit eine gültige Messung durchgeführt werden konnte. Die Justierung erfolgte über die schraubbaren Kontaktfüße der Bodenmessplatte. Dadurch wird ein sicherer Stand der Platte gewährleistet.

Die Lichtschranken sind vollelektronische Doppellichtschranken, die auf Millisekunden genau die Zeit erfassen. Ein Messfehler wird vom Hersteller nicht angegeben. Die Daten können entsprechend uneingeschränkt verwendet werden.

Messungen mit den Kohärenzmessgeräten SAM 2 waren in der zweiten Studie aufgrund der kraftvollen und dynamischen Übungsausführungen nicht verlaufsgerecht und nur eingeschränkt möglich.

6 Ergebnisse

Die Ergebnisse werden in folgender Reihenfolge für beide Studien getrennt vorgestellt: Bei der ersten Studie werden die gestellten Untersuchungsziele gefolgt von den Fragestellungen und der Hypothese mit entsprechenden Ergebnissen dargestellt. In derselben Reihenfolge werden auch die Ergebnisse für die zweite Studie angegeben.

Die Ergebnisdarstellung in der ersten Studie erfolgt mit Absolutzahlen deskriptiv in Excel-Tabellen. Der Trainingsverlauf bezüglich der Leistungsfähigkeit je Kilogramm Körpergewicht und des einbeinigen Gleichgewichtes wird mit Balkendiagrammen über Excel 2007 und SPSS 15.0 visualisiert.

In der zweiten Studie werden die Ergebnisse in Form von prozentualen Mittelwerten und des Medians der Trainingsgruppen in Liniendiagrammen mit SPSS 15.0 dargestellt. Zuerst werden die Daten der Beweglichkeitsmessung dargestellt, danach die Werte der dynamischen Sprunganalyse, gefolgt von den Daten des Slalomparcours und des Sprinttests. Alle Daten werden zusätzlich mit einem 95-prozentigen Konfidenzintervall angegeben.

6.1 Ergebnisse zu den Untersuchungszielen der Studie I

Das erste Untersuchungsziel dieser Arbeit ist, eine Bewertung zur Leistungsoptimierung durch seitenalternierende Vibration auf ausgewählte sportmotorische Fähigkeiten von Hochleistungssportlern vorzunehmen. In der ersten Studie mit Leichtathleten wurde durch eine Bodenmessplatte eine dynamische Kraft-Leistungsanalyse und zusätzlich ein einbeiniger Gleichgewichtstest während des Trainingsverlaufs durchgeführt. Dadurch werden die Entwicklung der Leistungsfähigkeit im Sprung und die einbeinige Gleichgewichtsfähigkeit im Studienverlauf darstellbar.

Die Datendarstellung der Messparameter der Bodenmessplatte Leonardo Mechanographie (Bewegungsanalyse und Leistungsdiagnostik), wird auf die wesentlichen Kraft, Geschwindigkeit und Leistung je Kilogramm Körpergewicht im CMJ mit und ohne Arme und das Kraftmaximum in Relation zum Körpergewicht im einbeinigen Mehrfachsprung reduziert. Diese werden in Form von Absolutzahlen im Verlauf der Messzeitpunkte in einer Tabelle dargestellt. Es wurden jeweils drei CMJs mit und ohne Armschwung auf der Bodenmessplatte ausgeführt. Aus den drei Versuchen des CMJ wurde das beste Ergebnis verwendet.

Wie auf der folgenden Tabelle zu sehen, entwickeln sich die Parameter zum Ende der Untersuchung bei einem Teilnehmer wie erwünscht und bei zwei Teilnehmern nicht ideal. Ein besonderer Fokus liegt auf der Leistung je Kilogramm Körpergewicht. Diese ermöglicht eine gute gesamt Einschätzung des aktuellen Trainingszustandes und ist deshalb grafisch dargestellt.

Die maximale Absprungkraft in Relation zur Körpergewichtskraft (F.max rel/g) beim einbeinigen Mehrfachsprung (m1LJ) bestimmt die willentliche Maximalkraft pro Bein. Durch den Parameter ist die Maximalkraft, Steifigkeit des Muskel-Sehnen-Apparats und die Energiespeicherfähigkeit eines Athleten interpretierbar. Mit dem Test werden Bewegungsdefizite und somit Einschränkungen der Leistungsfähigkeit durch Verletzungen schnell erkennbar. Deshalb fand er in dieser Untersuchung zur zusätzlichen Absicherung der beidbeinigen Sprünge statt.

6.1.1 Leistungsentwicklung im Sprung

Tab. 2: Messdaten aus der Leonardo Mechanographie.

Messergebnisse Leonardo Mechanographie													
Name		**D.G.**				**M.P.**				**H.S.**			
Test		CMJ ohne Arme	CMJ mit Armen	m1LJ ohne Arme		CMJ ohne Arme	CMJ mit Armen	m1LJ ohne Arme		CMJ ohne Arme	CMJ mit Armen	m1LJ ohne Arme	
				links	rechts			links	rechts			links	rechts
Zeitpkt.	**Para-meter**												
1	F. max. rel./g			3,61	/			3,43	4,36			3,81	3,58
	F. max. in kN	2,39	2,42			2,63	2,38			2,58	/		
	V. max. in m/s	3,34	3,5			3,14	3,46			3,09	/		
	P. max./kg	72,74	79,12			61,51	73,63			69,45	/		
2	F. max. rel./g			3,38	3,01			3,98	3,49			3,37	3,55
	F. max. in kN	2,45	2,41			2,59	/			2,23	2,08		
	V. max. in m/s	3,42	3,42			3,2	/			3,02	3,31		
	P. max./kg	68,03	72,88			59,48	/			60,89	73,12		
3	F. max. rel./g			/	2,86			/	3,73			3,3	3,58
	F. max. in kN	2,32	3,37			2,3	/			2,03	2,25		
	V. max. in m/s	3,28	3,5			2,98	/			3,05	3,25		
	P. max./kg	67,69	71,16			54,5	/			61,67	76,51		
4	F. max. rel./g			3,4	3,04			3,85	3,83			/	3,54
	F. max. in kN	2,42	2,52			2,42	2,29			2,34	2,23		
	V. max. in m/s	3,29	3,45			3,1	3,27			3,17	3,45		
	P. max./kg	67,59	77,25			56,21	64,02			65,7	79,66		
5	F. max. rel./g			3,4	3,35			3,62	4,09			/	/
	F. max. in kN	2,4	2,33			2,48	2,26			2,52	2,28		
	V. max. in m/s	3,45	3,38			3,19	3,37			3,29	3,59		
	P. max./kg	68,59	72,59			60,49	69,43			71,13	85,52		
6	F. max. rel./g			3,96	3,16			3,89	3,32			3,53	3,26
	F. max. in kN	2,44	2,16			2,7	2,3			2,49	2,21		
	V. max. in m/s	3,41	3,37			3,15	3,37			3,33	3,36		
	P. max./kg	69,27	70			58,91	65,58			69,81	84,56		

In der vorangegangenen Tabelle sind die vier Parameter zusammengefasst und den sechs Messzeitpunkten zugeordnet. Mit den Daten ist eine anschauliche Verlaufskontrolle möglich. Anhand der Tabelle lassen sich interessante Erkenntnisse bezüglich der maximalen Absprungkraft in Relation zur Körpergewichtskraft sammeln. Ein gesunder Mensch kann in etwa das Dreifache an Maximalkraft in Relation zur Körpergewichtskraft aufbringen. Im Leistungssport sind auch Werte um das Vierfache möglich. Dieses ist bei den Teilnehmern auch der Fall. Allerdings sind die Schwankungen beim Athleten M.P. auffällig und deuten vielleicht schon auf die am Ende der letzten Messung auftretende intensive Reizung des ischiocruralen Nervs rechtsseitig hin.

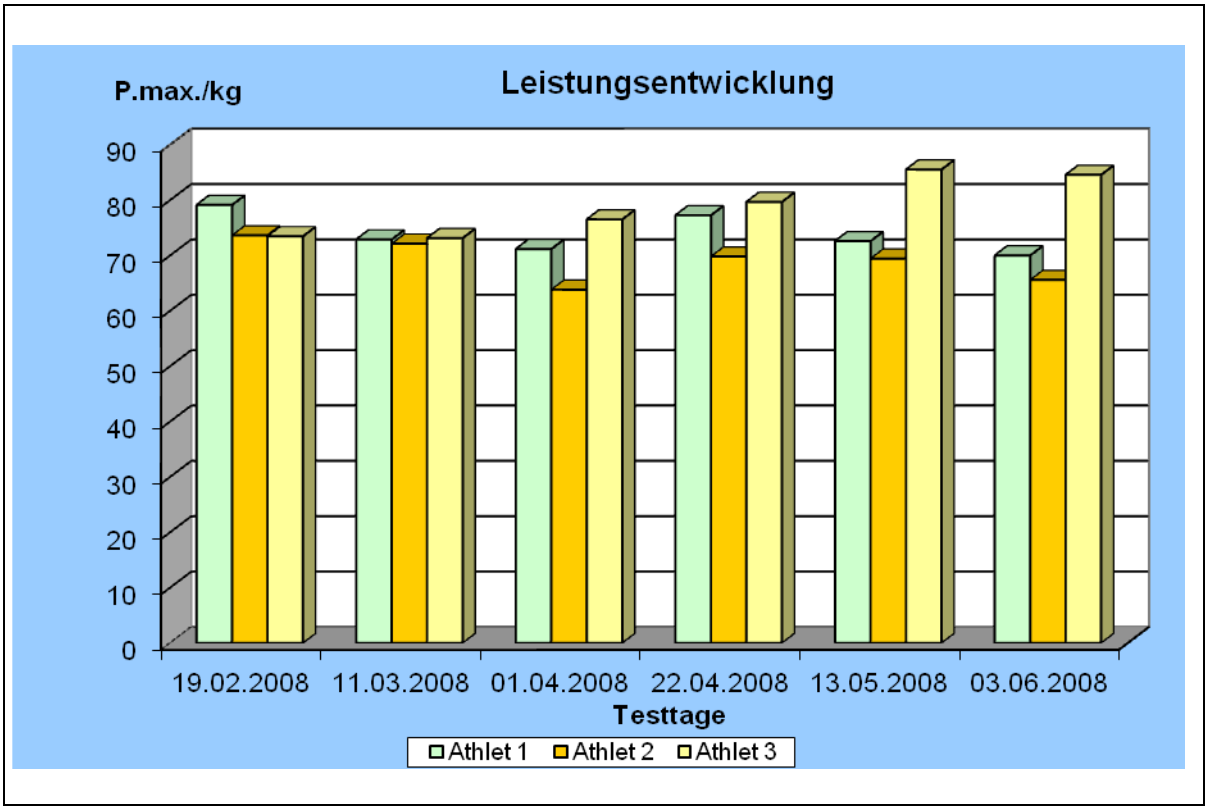


Abb. 38: Dokumentation der Leistungsfähigkeit je Kilogramm Körpergewicht während der Studie.

Aus dem Balkendiagramm lässt sich der Verlauf der individuellen Leistungsfähigkeit innerhalb der Trainingsstudie gut beobachten. Nur bei einem Teilnehmer konnte sich die Leistung wie gewünscht entwickeln. Bei einem Athleten unterlagen die Schwankungen dem Einfluss einer muskulären

Dysbalance und beim zweiten Athleten hat sich die Leistung ohne gesundheitliche Einschränkung zum Ende der Messungen nicht ideal entwickelt.

6.1.2 Kohärenzdiagnostik

Das zweite Untersuchungsziel der Studie war die Überprüfung eines Diagnosegerätes zur ganzheitlichen Erfassung der Trainingswirkung auf elektromagnetischer Basis im Hochleistungssportbereich. Hierzu wird die Datenlage des Kohärenzmessgerätes dargestellt. Aus den grafischen Diagrammen sind die Anfangs-, Mittel- und Endwerte in einer Tabelle aufgearbeitet worden.

Mit der Histogrammtabelle wird begonnen, gefolgt von der Tabelle der Zeitachsenwerte und Pinnfeldwerte und zuletzt der Tabelle der Werte aus der Kohärenzdreieckgrafik.

Aus dieser gewählten Darstellung der insgesamt hohen Datenmenge kann eine überschaubare Bewertung der insgesamt 23 Verlaufsmessungen durch das Kohärenzmessgerät SAM 2 vorgenommen werden. Im Folgenden werden die gemessenen Daten für jeden Teilnehmer einzeln dargestellt.

Tab. 3: Auswertung des Histogramms des Teilnehmers D.G.

Histogramm-Analyse von D.G.						
Zeit	Anfang		Mitte		Ende	
Einheit	Messbild	Mess-Strom	Messbild	Mess-Strom	Messbild	Mess-Strom
1	Log-N.-MOD.	Ø 2,9 µA	Theta	Ø >4,91 µA	Log-N.-MOD.	Ø >4,9 µA
2	Log-N.-MOD.	Ø 3,24 µA	Theta	Ø >4,93 µA	Log-Normal	Ø 3,29 µA
3	Theta	Ø >4,9 µA	Mirror-Log	Ø >4,83 µA	Theta	Ø >4,96 µA
4	Log-Normal	Ø 0,37µA	Theta	Ø >4,95 µA	Theta	Ø >4,97 µA
5	Log-Normal	Ø 0,27µA	Log-N.-MOD.	Ø 1,72 µA	Theta	Ø >4,96 µA
6	Theta	Ø >4,94 µA	Theta	Ø >4,97 µA	Theta	Ø >4,96 µA
7	Theta	Ø >4,92 µA	Theta	Ø >4,93 µA	Theta	Ø >4,89 µA
8	Theta	Ø >4,76 µA	Theta	Ø >4,93 µA	Theta	Ø >4,96 µA
9	Theta	Ø >4,86 µA	Theta	Ø >4,91 µA	Theta	Ø >4,96 µA
10	Messung nicht möglich					
11	Theta	Ø >4,93 µA	Theta	Ø >4,91 µA	Theta	Ø >4,93 µA
12	Theta	Ø >4,95 µA	Theta	Ø >4,92 µA	Theta	Ø >4,93 µA
13	Gauß	Ø 2,58 µA	Log-Normal	Ø 2,56 µA	Theta	Ø >4,88 µA
14	Theta	Ø >4,91 µA	Theta	Ø >4,94 µA	Theta	Ø >4,92 µA
15	Delta	Ø 3,32 µA	Log-Normal	Ø 3,15 µA	Log-N.-MOD.	Ø 3,84 µA
16	Theta	Ø >4,95 µA	Theta	Ø >4,93 µA	Theta	Ø >4,93 µA
17	Theta	Ø >4,97 µA	Theta	Ø >4,96 µA	Theta	Ø >4,92 µA
18	Theta	Ø >4,87 µA	Theta	Ø >4,84 µA	Theta	Ø >4,87 µA
19	Theta	Ø >4,88 µA	Log-Normal	Ø 1,91 µA	Log-N.-MOD.	Ø 1,49 µA
20	Theta	Ø >4,97 µA	Theta	Ø >4,94 µA	Log-N.-MOD.	Ø >2,4 µA
21	Theta	Ø >4,95 µA	Log-N.-MOD.	Ø >4,93 µA	Theta	Ø >4,93 µA
22	Theta	Ø >4,97 µA	Theta	Ø >4,95 µA	Theta	Ø >4,94 µA
23	Theta	Ø >4,93 µA	Theta	Ø >4,93 µA	Theta	Ø >4,92 µA

Aus der Tabelle wird ein typisches Messbild der gemessenen elektrischen Ströme in Mikroampere erkennbar. Es stellt sich überwiegend die sogenannte Theta-Verteilung bei dem Athleten ein. Diese ist durch hohe elektrische Körperströme gekennzeichnet und verhält sich proportional zur thermischen Wirkung. Das heißt, dass das Vorliegen eines überwiegend hohen Körperstroms auf eine höhere Körpertemperatur hindeutet. Allerdings lässt sich das nur tendenziell beschreiben, da eine genaue Temperaturmessung nicht vorgenommen wurde. Die Zusammenhänge zwischen diesen Kenngrößen sind in der Physik und der Elektrotechnik entsprechend dargelegt.
Als nächstes folgt die Tabelle der Zeitachsenwerte die mit Durchschnittswerten vom delta-Logarithmus, vom delta-Logarithmus zum delta-Gauß und vom delta-Logarithmus zum delta-Delta Wert angegeben werden. Zusätzlich ist das Minimum und Maximum vom delta-Logarithmus zum delta-Gauß Wert angegeben.

Tab. 4: Auswertung der Zeitachse des Teilnehmers D.G.

Zeitachsen-Analyse von D.G.						
Einheit	Durchschnitts-Werte			Schwankung der dL/dG-Kurve		
	Ø dL	Ø dL/dG	Ø dL/dD	min.	max.	Differenz
1	65,8	81,2	112,3	67	91	24
2	66,3	82,4	112,1	64	91	27
3	61,7	74,3	113,7	45	83	38
4	58,5	81,6	114,7	66	92	26
5	59	79,8	110,5	73	88	15
6	46,5	78,3	114,3	79	84	5
7	60,8	82,7	113,9	70	87	17
8	51,9	79	117	65	84	19
9	54,3	82,2	116,1	77	84	7
10	Messung nicht möglich					
11	65,3	77,5	112,3	61	85	24
12	54,8	77,1	115,8	63	88	25
13	73	84,5	109,8	56	92	36
14	64,3	82,7	112,7	71	89	18
15	71,3	78,8	110,3	55	88	33
16	65,9	81,3	112,7	77	85	8
17	61,5	75,3	113,6	68	81	13
18	68,7	84,1	111,2	75	89	14
19	66,2	83,8	112,2	78	90	12
20	64,3	82,5	112,7	60	90	30
21	66,5	83,9	112	59	88	29
22	65,8	80,1	112,1	69	88	19
23	64,8	84,7	112,5	78	88	10

Die Daten aus der Zeitachsendarstellung sind unauffällig.

Die nächste Tabelle zeigt die Werte des Pinnfeldes mit der elektrischen Einheit Volt zum Anfang, in der Mitte und zum Ende der Messung einer jeden Trainingseinheit.

Tab. 5: Auswertung des Pinnfeldes des Teilnehmers D.G.

Pinnfeld-Analyse von D.G.						
Zeit	Spannungsbereich			Farbdarstellung (überwiegend)		
	0.00 Volt		1,25 V			2,50 V
Einheit	Anfang	Mitte	Ende	Anfang	Mitte	Ende
1	0,45-2,49 V	1,04-2,5 V	0,97-2,5 V	rot	orange	rot
2	1,24-2,5 V	1,25-2,5 V	1,27-2,5 V	hell rot	hell rot	rot
3	0,61-2,5 V	0,79-2,5 V	1,6-2,5 V	orange	orange	orange
4	0,06-2,5 V	1,43-2,5 V	1,9-2,5 V	blau	orange	orange
5	0,06-2,5 V	0,15-2,5 V	1,64-2,5 V	blau	lila	orange
6	0,96-2,5 V	1,43-2,5 V	1,55-2,5 V	orange	orange	orange
7	1,18-2,5 V	1,34-2,5 V	0,93-2,5 V	orange	orange	orange
8	0,21-2,5 V	1,10-2,5 V	1,69-2,5 V	orange	orange	orange
9	0,32-2,5 V	1,14-2,5 V	1,66-2,5 V	rot	orange	orange
10	Messung nicht möglich					
11	1,32-2,5 V	1,25-2,5 V	1,23-2,5 V	rot	orange	orange
12	1,61-2,5 V	0,51-2,5 V	1,24-2,5 V	orange	orange	orange
13	0,5-2,5 V	0,67-2,5 V	0,42-2,5 V	rot	rot	rot
14	1,14-2,5 V	1,24-2,5 V	1,19-2,5 V	rot	orange	orange
15	0,65-2,5 V	1,18-2,5 V	1,14-2,5 V	rot	rot	rot
16	1,57-2,5 V	1,46-2,5 V	1,35-2,5 V	orange	orange	orange
17	1,54-2,5 V	1,65-2,5 V	1,28-2,5 V	orange	orange	orange
18	0,6-2,5 V	0,5-2,5 V	0,6-2,5 V	rot	rot	rot
19	0,51-2,5 V	0,54-2,5 V	0,09-2,5 V	orange	rot	lila
20	1,88-2,5 V	1,49-2,5 V	0,85-2,5 V	orange	orange	rot
21	1,84-2,5 V	1,48-2,5 V	1,32-2,5 V	orange	orange	orange
22	1,72-2,5 V	1,7-2,5 V	1,53-2,5 V	orange	orange	rot
23	1,04-2,5 V	1,34-2,5 V	1,17-2,5 V	orange	orange	rot

Durch die Tabelle wird deutlich, dass die Spannung überwiegend im höheren Bereich abfällt. Aufgrund der Tatsache, dass sich der elektrische Strom proportional zur elektrischen Spannung verhält, steht der rote beziehungsweise orangefarbene Bereich auch für einen erhöhten Stromfluss. Wenn sich beispielsweise die Spannung im Verlauf der Messung verdoppelt, verdoppelt sich auch der elektrische Strom. Ein erhöhter Stromfluss geht immer mit einer

Temperaturerhöhung einher, so dass die Farbdarstellung des Pinnfeldes nicht allein einen Eindruck über den Spannungsabfall liefert, sondern damit auch eine entsprechende Temperaturverteilung sichtbar wird. Man erhält aus dieser Darstellung einen weiteren Hinweis auf eine überwiegend höhere Körpertemperatur des Athleten.

In der folgenden Tabelle wird der dL/dG-Wert als wichtiger mathematisch berechneter Parameter zur Einschätzung des Harmoniegrades des Körpers angegeben.

Tab. 6: Auswertung des Kohärenzdreieckes des Teilnehmers D.G.

Kohärenzdreiecks-Analyse von D.G.			
Zeit	Anfang	Mitte	Ende
Einheit	dL/dG	dL/dG	dL/dG
1	80	71	91
2	82	86	87
3	80	61	81
4	92	83	81
5	83	83	80
6	81	80	79
7	86	78	85
8	74	82	82
9	77	84	82
10	Messung nicht möglich		
11	81	76	84
12	80	82	85
13	56	89	88
14	89	85	82
15	63	77	83
16	81	82	81
17	75	80	78
18	88	80	85
19	79	88	87
20	81	82	90
21	82	83	85
22	81	87	80
23	82	85	88

Es lässt sich aus der Tabelle erkennen, dass der Wert des Harmoniegrades dL/dG sich überwiegend zum Ende der Trainingseinheit gegenüber dem anfänglichen Wert verbessert hat. Das deutet auf eine positive Wirkung des Vibrationstrainings hin.

In den nächsten Tabellen werden die Daten des zweiten Teilnehmers dargestellt.

Tab. 7: Auswertung des Histogramms des Teilnehmers M.P.

Histogramm-Analyse von M.P.						
Zeit	Anfang		Mitte		Ende	
Einheit	Messbild	Mess-Strom	Messbild	Mess-Strom	Messbild	Mess-Strom
1	Log-N.-MOD.	Ø 1,08 µA	Log-N.-MOD.	Ø 1,17 µA	Gauß	Ø 1,37 µA
2	Log-Normal	Ø 0,76 µA	Log-Normal	Ø 0,97 µA	Log-Normal	Ø 1,01 µA
3	Log-Normal	Ø 2,01 µA	Log-Normal	Ø 1,31 µA	Delta	Ø 1,91 µA
4	Delta	Ø 1,35 µA	Log-Normal	Ø 0,99 µA	Log-N.-MOD	Ø 4,36 µA
5	Messung nicht möglich					
6	Log-N.-MOD.	Ø 2,52 µA	Log-Normal	Ø 3,14 µA	Log-Normal	Ø 3,63 µA
7	Delta	Ø 3,8 µA	Delta	Ø 2,96 µA	Log-Normal	Ø 2,53 µA
8	Messung nicht möglich					
9	Delta	Ø 3,26 µA	Log-Normal	Ø 3,59 µA	Mirror-Log	Ø 4,88 µA
10	Messung nicht möglich					
11	Athlet war verhindert					
12	Messung nicht möglich					
13	Log-Normal	Ø 1,34 µA	Log-Normal	Ø 1,19 µA	Log-Normal	Ø 1,91 µA
14	Theta	Ø >4,90 µA	Log-Normal	Ø 2,07 µA	Log-N.-MOD	Ø >4,88 µA
15	Log-Normal	Ø 0,32 µA	Log-Normal	Ø 0,4 µA	Log-Normal	0,79 µA
16	Log-Normal	Ø 1,36 µA	Log-Normal	Ø 1,31 µA	Log-Normal	Ø 1,24 µA
17	Log-Normal	Ø 0,24 µA	Log-Normal	Ø 0,28 µA	Log-Normal	Ø 0,25 µA
18	Gauß	Ø 2,24 µA	Log-Normal	Ø 2,09 µA	Log-Normal	Ø 1,45 µA
19	Log-Normal	Ø 1,22 µA	Log-Normal	Ø 1,01 µA	Log-Normal	Ø 1,10 µA
20	Athlet war verhindert					
21	Gauß	Ø 3,50 µA	Theta	Ø >4,94 µA	Theta	Ø >4,97 µA
22	Theta	Ø >4,96 µA	Theta	Ø >4,94 µA	Delta	Ø 3,82 µA
23	Theta	Ø >4,92 µA	Theta	Ø >4,91 µA	Theta	Ø >4,90 µA

Der Teilnehmer ist überwiegend im Messbild Log-Normal verteilt, was für eine ökonomische Verteilung spricht. Das bedeutet, dass sich die elektrischen Ströme in der Häufigkeitsverteilung linkssymmetrisch anordnen. Auffällig ist, dass in der letzten Trainingswoche die Theta-Verteilung an Dominanz zunimmt. Dieses spiegelt sich auch in den höheren Mess-Strömen wieder. Der Athlet fühlte sich in der letzten Woche nach eigener Angabe sehr abgeschlagen und müde. Diese

Aussage deutet vielleicht schon auf die zunehmende Reizung des ischiocruralen Nervs rechtsseitig hin. Diese Reizung wurde schon 2007, also weit vor der Studie, zum ersten Mal diagnostiziert. Im Juni 2008 wurde die Reizung akut, also etwa ca. sechs Wochen nach dem Ende des Vibrationstrainings. Offensichtlich konnte das 8-wöchige Vibrationstraining den Akutfall nicht vollständig abwenden. Dennoch bleibt die Überlegung, ob sich der Akutfall auch bei Weiterführung des Vibrationstrainings eingestellt hätte.

Tab. 8: Auswertung der Zeitachse des Teilnehmers M.P.

Zeitachsen-Analyse von M.P.						
Einheit	Durchschnitts-Werte			Schwankung der dL/dG-Kurve		
	Ø dL	Ø dL/dG	Ø dL/dD	min.	max.	Differenz
1	63,8	74,7	113,1	42	90	48
2	66,3	82,4	112,1	64	91	27
3	53	81,7	116,2	72	88	16
4	59	85,1	114,3	68	94	26
5	Messung nicht möglich					
6	63,8	83,5	112,7	73	91	18
7	49,5	74,3	117,6	57	85	28
8	Messung nicht möglich					
9	43,9	79,5	119	60	88	28
10	Messung nicht möglich					
11	Athlet war verhindert					
12	Messung nicht möglich					
13	69,5	85,4	111,1	69	91	22
14	68,3	73,6	111,4	45	85	40
15	64,2	82,8	113	67	91	24
16	67,8	87,9	111,7	84	91	7
17	55,6	86,9	116,2	82	90	8
18	67,7	72	111,6	14	93	79
19	67,2	85,3	112	74	92	18
20	Athlet war verhindert					
21	44,5	76	119,3	68	80	12
22	65,7	85,6	112,2	74	89	15
23	72,6	85,2	109,9	67	89	22

Der durchschnittliche dL-Wert hat sich in der zweiten Hälfte des Trainings verbessert und deutet auf einen insgesamt positiven Trainingsverlauf hin.

Tab. 9: Auswertung des Pinnfeldes des Teilnehmers M.P.

Pinnfeld-Analyse von M.P.						
Zeit	Spannungsbereich			Farbdarstellung (überwiegend)		
	0.00 Volt	1,25 V	2,50 V			
Einheit	Anfang	Mitte	Ende	Anfang	Mitte	Ende
1	0,16-1,04 V	0,35-0,96 V	0,35-1,34 V	lila	lila	lila
2	0,2-1,15 V	0,23-1,25 V	0,38-2,11 V	blau	lila	lila
3	0,78-1,91 V	0,54-1,63 V	0,68-1,80 V	lila	lila	lila
4	0,28-1,12 V	0,32-2,5 V	1,91-2,5 V	lila	lila	orange
5	Messung nicht möglich					
6	0,70-2,28 V	1,38-2,5 V	1,56-2,5 V	rot	rot	rot
7	0,19-2,5 V	0,1-2,5 V	0,56-2,5 V	rot	rot	rot
8	Messung nicht möglich					
9	0,58-2,5 V	1,63-2,5 V	2,21-2,5 V	rot	rot	orange
10	Messung nicht möglich					
11	Athlet war verhindert					
12	Messung nicht möglich					
13	0,26-2,5 V	0,4-2,5 V	0,19-2,5 V	lila	lila	rot
14	0,75-2,5 V	0,46-2,35 V	0,62-2,5 V	rot	rot	rot
15	0,06-2,22 V	0,09-1,87 V	0,23-2,13 V	blau	blau	rot
16	0,27-2,5 V	0,25-2,5 V	0,36-2,5 V	lila	lila	lila
17	0,06-2,09 V	0,07-2,33 V	0,06-2,21 V	blau	blau	blau
18	0,24-2,32 V	0,58-2,5 V	0,48-2,5 V	rot	rot	lila
19	0,27-2,5 V	0,25-2,5 V	0,28-2,5 V	rot	lila	orange
20	Athlet war verhindert					
21	1,04-2,5 V	1,30-2,5 V	1,75-2,5 V	rot	orange	orange
22	1,72-2,5 V	1,64-2,5 V	0,06-2,5 V	orange	orange	rot
23	1,16-2,5 V	0,77-2,5 V	0,74-2,5 V	orange	rot	rot

In der dritten und achten Trainingswoche sind auf der Tabelle die höheren Spannungen auffällig. Die könnte eventuell mit dem Reizzustand des Nervs in der ischiocruralen Muskulatur zusammenhängen.

Tab. 10: Auswertung des Kohärenzdreieckes des Teilnehmers M.P.

Kohärenzdreieck-Analyse von M.P.			
Zeit	Anfang	Mitte	Ende
Einheit	dL/dG	dL/dG	dL/dG
1	73	74	73
2	78	87	91
3	82	87	73
4	74	92	72
5	Messung nicht möglich		
6	80	84	81
7	58	74	84
8	Messung nicht möglich		
9	77	86	66
10	Messung nicht möglich		
11	Athlet war verhindert		
12	Messung nicht möglich		
13	88	91	86
14	83	76	83
15	90	82	80
16	87	90	87
17	80	89	90
18	51	81	91
19	85	91	86
20	Athlet war verhindert		
21	68	76	79
22	80	88	74
23	82	86	88

In den letzten zwei Trainingswochen stabilisierte sich der Harmoniewert dL/dG zum Ende einer Einheit mit überwiegend höheren Werten als zu Beginn des Trainings.

In den nächsten Darstellungen werden die Daten des dritten Athleten dargestellt.

Tab. 11: Auswertung des Histogramms des Teilnehmers H.S.

Histogramm-Analyse von H.S.						
Zeit	Anfang		Mitte		Ende	
Einheit	Messbild	Mess-Strom	Messbild	Mess-Strom	Messbild	Mess-Strom
1	Theta	Ø > 4,93 µA	Log-Normal	Ø 3,25 µA	Log-N.-MOD.	Ø 3,22 µA
2	Log-Mirror-L	Ø 2,46 µA	Log-N.-MOD.	Ø 1,11 µA	Log-N.-MOD.	Ø 3,69 µA
3	Log-Normal	Ø 1,04 µA	Gauß	Ø 0,78 µA	Log-N.-MOD.	Ø 0,55 µA
4	Delta	Ø 3 µA	Delta	Ø 2,93 µA	Theta	Ø > 4,98 µA
5	Delta	Ø 0,74 µA	Log-Normal	Ø 0,68 µA	Delta	Ø 2,07 µA
6	Theta	Ø > 4,93 µA	Theta	Ø > 4,96 µA	Theta	Ø > 4,95 µA
7	Log-N.-MOD.	Ø 2,76 µA	Gauß	Ø 4,54 µA	Theta	Ø 4,93 µA
8	Theta	Ø > 4,95 µA	Delta	Ø 4,26 µA	Delta	Ø 4,24 µA
9	Delta	Ø 4,38 µA	Delta	Ø 4,74 µA	Theta	Ø > 4,98 µA
10	Messung nicht möglich					
11	Theta	Ø > 4,91 µA	Log-N.-MOD.	Ø 3,05 µA	Log-Normal	Ø 2,89 µA
12	Theta	Ø > 4,91 µA	Theta	Ø > 4,91 µA	Log-N.-MOD.	Ø 2,92 µA
13	Log-N.-MOD.	Ø 2,92 µA	Log-N.-MOD	Ø 2,99 µA	Log-N.-MOD	Ø 3,34 µA
14	Log-N.-MOD.	Ø 1,82 µA	Log-N.-MOD.	Ø 2,16 µA	Gauß	Ø 2,61 µA
15	Log-Normal	Ø 0,48 µA	Log-Normal	Ø 0,59 µA	Log-Normal	Ø 0,89 µA
16	Theta	Ø > 4,85 µA	Theta	Ø > 4,86 µA	Log-Normal	Ø 1,28 µA
17	Theta	Ø > 4,87 µA	Log-Normal	Ø 0,55 µA	Log-Normal	Ø 0,57 µA
18	Log-N.-MOD.	Ø 0,45 µA	Log-Normal	Ø 0,71 µA	Log-Normal	Ø 0,60 µA
19	Log-Mirror-L	Ø 1,67 µA	Log-Normal	Ø 1,44 µA	Log-Normal	Ø 1,40 µA
20	Theta	Ø > 4,93 µA	Theta	Ø > 4,95 µA	Log-N.-MOD.	Ø 3,83 µA
21	Theta	Ø > 4,97 µA	Theta	Ø > 4,94 µA	Theta	Ø > 4,93 µA
22	Log-N.-MOD.	Ø 4,07 µA	Gauß	Ø 4,01 µA	Log-Normal	Ø 0,32 µA
23	Messung nicht möglich					

In der ersten Tabellenhälfte ist die Delta-Verteilung als Messbild oft vertreten. Dieses Verteilungsbild verschwindet in der zweiten Tabellenhälfte vollständig. Die Delta-Verteilung steht in diesem Messverfahren für das Maß der Überordnung, dieses wandelt sich im Verlauf der Studie zu überwiegend idealen logarithmisch normal verteilten Messbildern um. Damit verbessert sich das Verteilungsbild der elektrischen Ströme im Verlauf der Studie.

Tab. 12: Auswertung der Zeitachse des Teilnehmers H.S.

Zeitachsen-Analyse von H.S.						
Einheit	Durchschnitts-Werte			Schwankung der dL/dG-Kurve		
	Ø dL	Ø dL/dG	Ø dL/dD	min.	max.	Differenz
1	66,4	72,8	112,1	37	86	49
2	59,4	84	114,9	74	89	15
3	67,5	71,7	111,7	33	93	60
4	31,1	73,8	123,5	53	80	27
5	32,1	81,2	123,5	72	85	13
6	57,3	82,8	115	80	85	5
7	61,9	67,5	113,7	44	82	38
8	52,5	69,5	116,8	57	84	27
9	29,1	71,3	124,7	68	75	7
10	Messung nicht möglich					
11	63,4	79,5	113,2	49	87	38
12	65,2	85,4	112,6	67	90	23
13	71,2	82,5	110,4	48	90	42
14	59,5	75,2	114,3	44	85	41
15	74,4	85,3	109,3	78	92	14
16	64,7	88,2	112,8	86	91	5
17	62,7	86,1	113,7	80	90	10
18	57,2	86,4	115,6	84	90	6
19	74,1	88	109,5	83	91	8
20	65,3	73,4	112,4	60	82	22
21	55,3	78,3	115,7	63	85	22
22	66,6	63,6	112	16	85	69
23	Messung nicht möglich					

Die Verteilungsbilder zeigen sich ab der zweiten Hälfte der Trainingsstudie stabiler und optimaler. Dieses lässt sich auch an den mathematisierten Durchschnitts-Werten von dL, dL/dG und dL/dD erkennen.

Tab. 13: Auswertung des Pinnfeldes des Teilnehmers H.S.

Pinnfeld-Analyse von H.S.						
Zeit	Spannungsbereich			Farbdarstellung (überwiegend)		
0.00 Volt		1,25 V				2,50 V
Einheit	Anfang	Mitte	Ende	Anfang	Mitte	Ende
1	1,48-2,50 V	1,19-2,50 V	1,17-2,39 V	orange	rot	rot
2	0,28-2,36 V	0,29-2,03 V	0,58-2,39 V	rot	lila	lila
3	0,41-1,62 V	0,19-0,64 V	0,10-0,44 V	lila	blau	blau
4	0,06-1,91 V	0,84-2,5 V	1,77-2,5 V	rot	rot	orange
5	0,12-0,62 V	0,07-2,5 V	0,36-2,5 V	lila	lila	lila
6	1,48-2,5 V	1,72-2,5 V	1,72-2,5 V	orange	orange	orange
7	0,66-2,5 V	1,23-2,5 V	1,24-2,5 V	rot	orange	orange
8	1,43-2,5 V	1,39-2,5 V	1,46-2,5 V	rot	orange	orange
9	0,41-2,5 V	1,29-2,5 V	1,75-2,5 V	orange	orange	orange
10	Messung nicht möglich					
11	1,15-2,5 V	0,80-2,5 V	0,99-2,5 V	rot	rot	rot
12	1,12-2,5 V	1,01-2,5 V	1,07-2,5 V	orange	rot	rot
13	0,70-2,5 V	0,99-2,5 V	0,98-2,5 V	rot	rot	rot
14	0,14-2,45 V	0,38-2,2 V	0,54-1,80 V	rot	rot	rot
15	0,06-1,95 V	0,06-1,36 V	0,10-1,82 V	blau	lila	lila
16	0,16-2,5 V	0,20-2,5 V	0,23-2,5 V	orange	lila	lila
17	0,12-2,5 V	0,13-2,5 V	0,15-2,5 V	orange	blau	blau
18	0,08-2,5 V	0,06-2,5 V	0,08-2,5 V	blau	orange	rot
19	0,42-2,5 V	0,21-2,32 V	0,22-2,5 V	orange	lila	lila
20	1,44-2,5 V	1,54-2,5 V	1,58-2,5 V	orange	orange	orange
21	1,74-2,5 V	1,52-2,5 V	1,32-2,5 V	orange	orange	orange
22	1,31-2,5 V	1,41-2,5 V	0,06-0,5 V	orange	rot	blau
23	Messung nicht möglich					

Auffällig ist in der dritten und achten Trainingswoche der überwiegend hohe Spannungsabfall über die gesamte Trainingszeit. Der hohe Spannungsabfall deckt sich mit den wahrgenommenen trainingsintensiven Wochen beim Athleten.

Tab. 14: Auswertung des Kohärenzdreieckes des Teilnehmers H.S.

Kohärenzdreiecks-Analyse von H.S.			
Zeit	Anfang	Mitte	Ende
Einheit	dL/dG	dL/dG	dL/dG
1	77	83	68
2	77	83	81
3	92	53	68
4	74	78	77
5	73	84	77
6	83	82	82
7	67	61	79
8	84	66	72
9	75	72	72
10	Messung nicht möglich		
11	84	81	72
12	79	87	85
13	79	84	81
14	74	81	44
15	84	80	92
16	87	88	87
17	86	87	89
18	86	84	84
19	85	87	88
20	66	73	77
21	83	78	85
22	57	55	84
23	Messung nicht möglich		

Der Harmoniewert stabilisiert sich ab der zweiten Trainingshälfte und stellt sich durch höhere Endwerte gegenüber den Anfangswerten besser dar. Mit dieser Datendarstellung kann eine Optimierung des Athleten interpretiert werden.

Auf Grundlage der Ergebnisse wird versucht die Frage zu beantworten, ob der Status Analyse Monitor 2 die Trainingswirkung auf die Athleten darstellten kann.

Positive motorische Entwicklungen der Athleten in Relation zu Kohärenz konnten durch verbesserte Verteilungsbilder und entsprechende Kohärenzwerte dargestellt. werden So kann über Kohärenzmessungen herausgefunden werden, wie sich eine neue zusätzliche Trainingsmethode auswirkt. Demnach ist eine Differenzierung der Qualität verschiedener Trainingsmethoden auf Ihre positive Trainingswirkung nach dieser Methode generell möglich.

6.1.3 Einbeinige Gleichgewichtsfähigkeit

In der folgenden Darstellung der einbeinigen Gleichgewichtsfähigkeit wird der Ergebnisteil zur Klärung des ersten Untersuchungszieles vervollständigt und zur Beantwortung der Fragestellung, ob das zusätzlich durchgeführte niederfrequente Vibrationstraining die Gleichgewichtsfähigkeit der Leistungssportler verbessern kann, verwendet.
In der ersten Grafik wurde die Gesamtsumme des Standes von linker und rechter Seite gebildet. In den weiteren Grafiken wird auf die Veränderungen des linken und rechten Beines im Einzelnen genauer eingegangen.

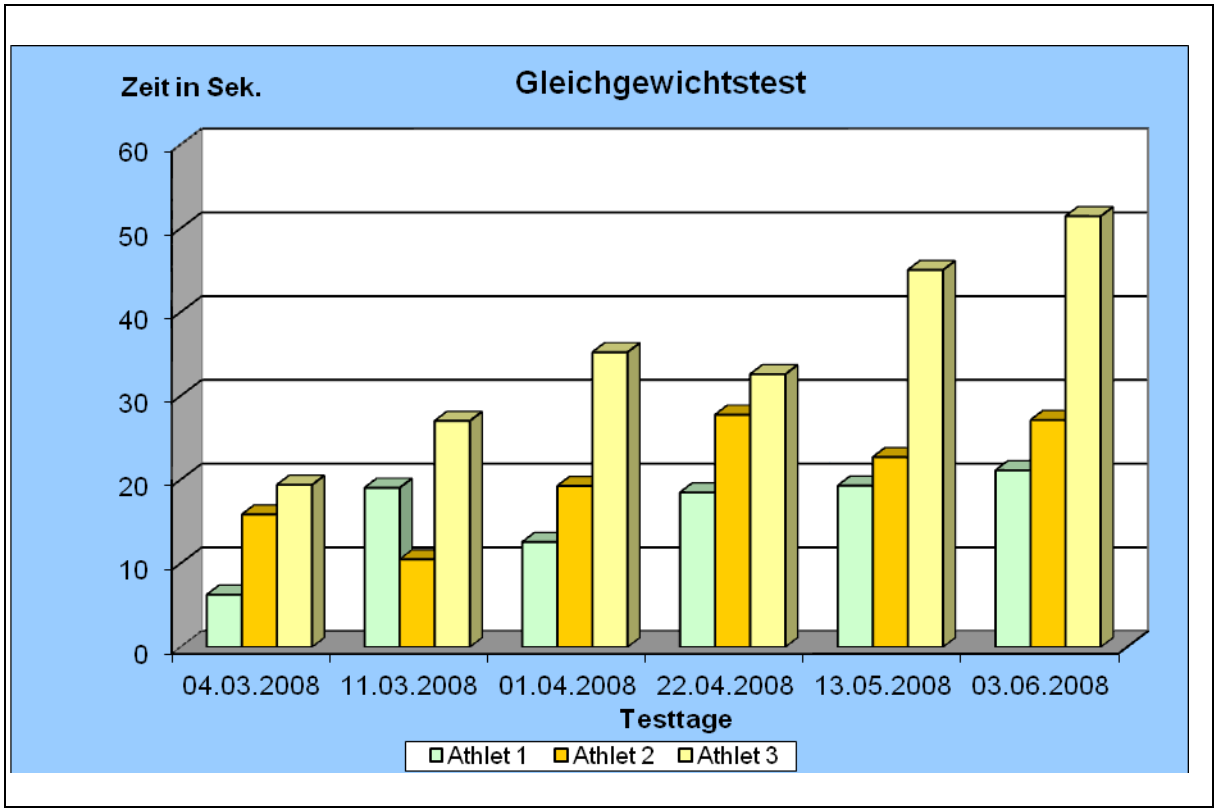


Abb. 39: Dokumentation der Summe des einbeinigen Standes des linken und rechten Beines.

In dieser Darstellung wird die Entwicklung der einbeinigen Gleichgewichtsfähigkeit als Summe über die sechs Messzeitpunkte abgebildet. Bei allen Teilnehmern konnte sich diese über den Trainingszeitraum hinaus verbessern. Das Vibrationstraining wurde Ende April 2008 im Rahmen der Studie beendet und es wurden nach zwei und fünf Wochen Folgeuntersuchungen durchgeführt.

Diese dokumentieren in dem Zeitraum deutlich den Erhalt bzw. sogar eine Steigerung des positiven Effektes nach der Intervention.
Um einen genaueren Aufschluss zur Entwicklung der jeweiligen Beinseite zu erhalten, wird in den folgenden Grafiken der jeweilige Anteil des linken und rechten Beines an der Gesamtzeit dargestellt.

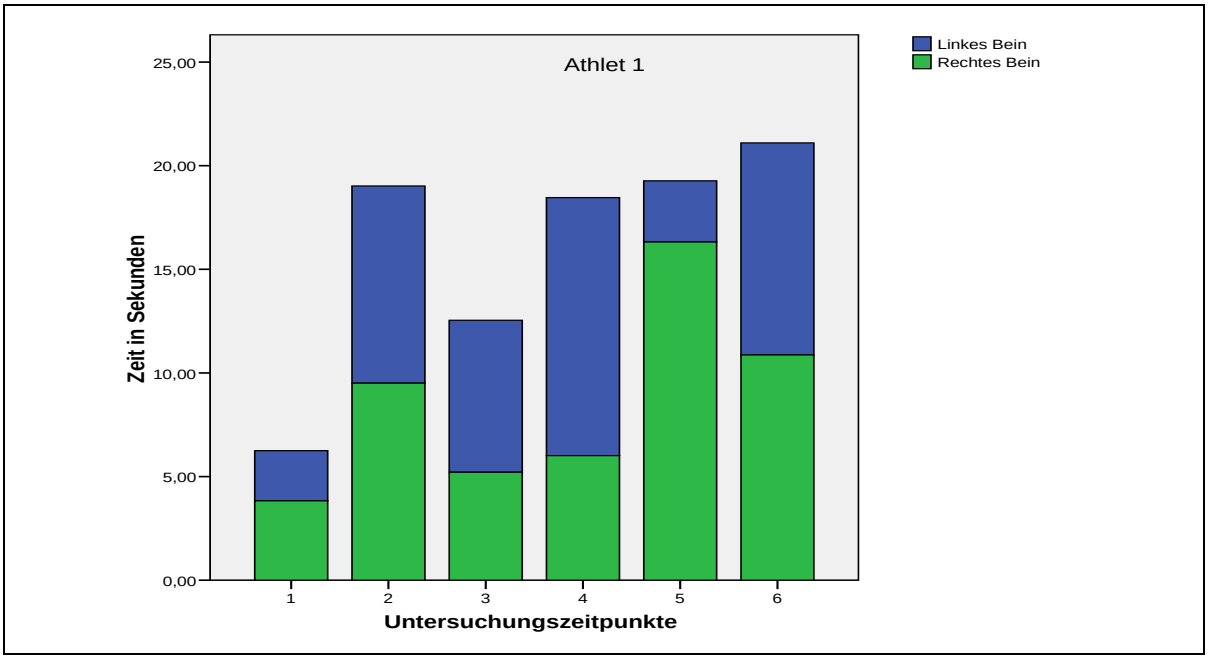


Abb. 40: Balkendiagramm der Gleichgewichtsfähigkeit des linken und rechten Beines von Athlet 1 im Einbeinstand.

In dieser Darstellung kann keine generelle Verbesserung einer speziellen Seite zugeordnet werden. Die Verbesserung wirkt sich nach der Grafik mal mehr oder weniger auf die jeweilige Beinseite aus. Dennoch kann insgesamt eine Steigerung im Verlauf festgestellt werden.

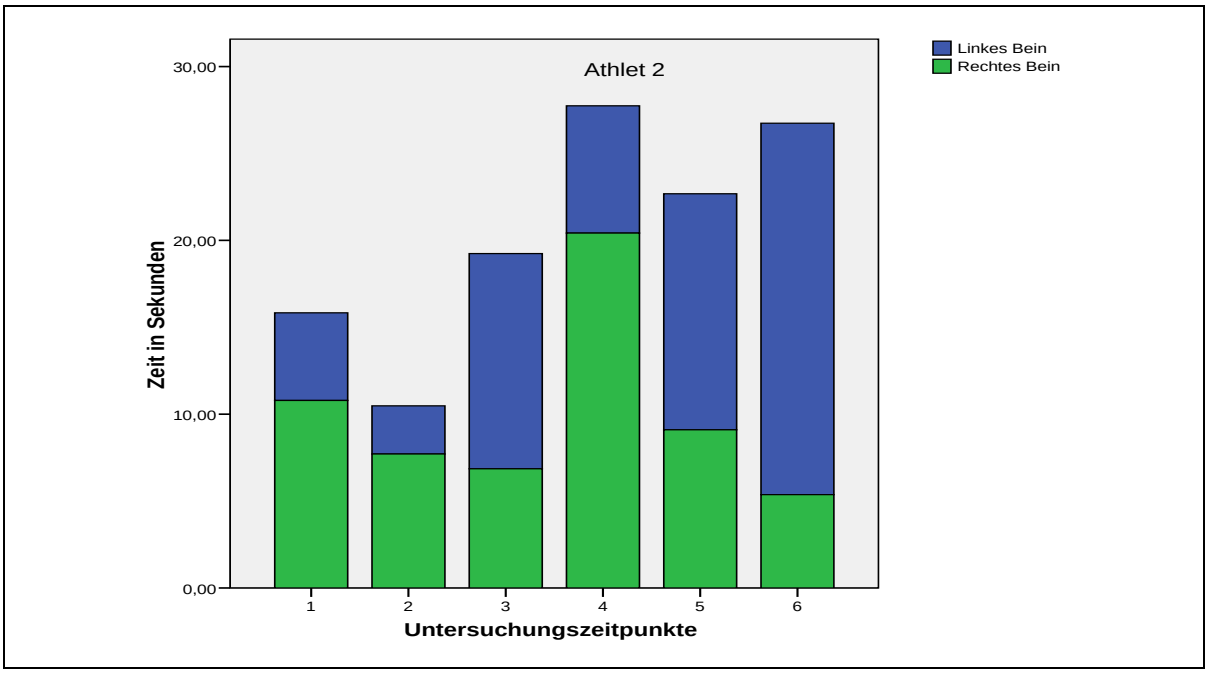


Abb. 41: Balkendiagramm der Gleichgewichtsfähigkeit des linken und rechten Beines von Athlet 2 im Einbeinstand.

Beim zweiten Teilnehmer wechselt die stärkere Beinseite ebenfalls, so dass auch in dieser Grafik eine dominantere Beinseite nicht erkennbar ist.

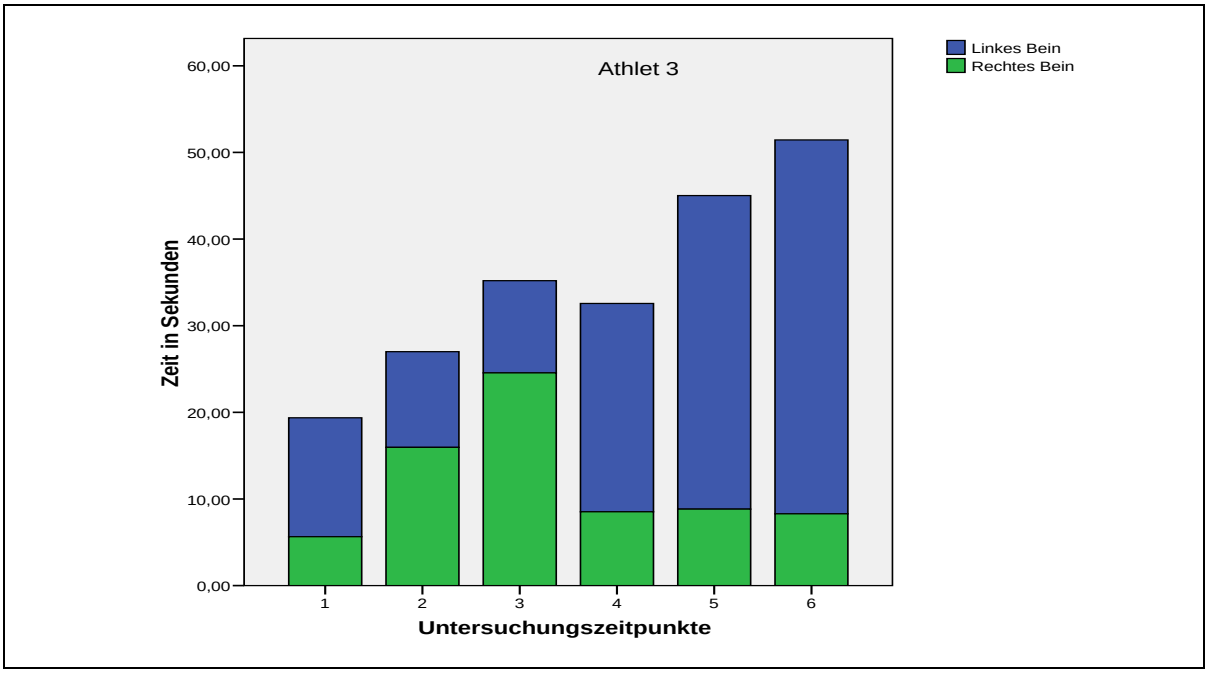


Abb. 42: Balkendiagramm der Gleichgewichtsfähigkeit des linken und rechten Beines von Athlet 3 im Einbeinstand.

Wie in der Grafik erkennbar, deutet sich in den letzten Messungen das linke Bein des dritten Teilnehmers als dominanteres an.

Nach Prüfung und Bewertung der Datenlage kann festgestellt werden, dass sich durch die Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit sowohl das Untersuchungsziel als auch die Fragestellung positiv beantwortet lässt. Das niederfrequente Vibrationstraining konnte die Gleichgewichtsfähigkeit und damit auch die Leistungsfähigkeit insgesamt verbessern.

Gerade durch den frühzeitigen und wichtigen Hinweis an die Teilnehmer, den Einbeintest nicht einzuüben, kann anhand der Entwicklung davon ausgegangen werden, dass sich das Vibrationstraining in dieser Studie trainingswirksam war.

6.2 Ergebnisse zu den Untersuchungszielen der Studie II

Das erste Untersuchungsziel ist die Bewertung der Leistungsoptimierung durch das seitenalternierende Vibrationstraining auf ausgewählte sportmotorische Fähigkeiten von Handballern aus der Bundesliga. Dazu wurde die Gelenk- und Muskelbeweglichkeit mittels Winkellineal, Plurimeter und Maßband über den Untersuchungszeitraum regelmäßig von einem Sportmediziner ermittelt.
Die Datendarstellung hierzu wurde mit Diagrammen über das Programm SPSS 15.0 visualisiert.
Ferner wurden durch eine dynamische Bewegungsanalyse und Leistungsdiagnostik mittels Leonardo-Mechanographie die Kraft, Leistung, Geschwindigkeit und Sprunghöhe aufgezeichnet. Die Sprungqualität wurde durch die Wahl des besten der drei CMJs mit Armschwung beurteilt. Diese werden ebenfalls für jede Trainingsgruppe in Form eines Liniendiagrammes mit SPSS 15.0 veranschaulicht.
Des Weiteren wurde durch den Einsatz von Lichtschranken die Zeit ermittelt die für einen standardisierten Slalomparcours über 10 Meter benötigt wurde. Im Anschluss führten die Athleten nach einer 5-minütigen Pause einen 20-Meter-Sprint aus. Durch die Datensammlung kann die Entwicklung einiger ausgewählter sportmotorischer Fähigkeiten im Verlauf der Trainingsstudie bewertet werden.
Das zweite Untersuchungsziel, die Bedeutung von Kohärenzmessung im Leistungssport zur Erfassung der Trainingswirkung auf elektromagnetischer Basis des permanenten Bewegens, wird im Anschluss mit Ergebnissen der Untersuchung dargestellt.

6.2.1 Gelenk- und Muskelbeweglichkeitsmessung

In der folgenden Grafik wird die positive Entwicklung der linken und rechten Hüftaußenrotation in beiden Gruppen deutlich. Allerdings zeigt sich, dass in der Saisonvorbereitung (bis Messzeitpunkt 3) die Hüftaußenrotation in der Kontrollgruppe wesentlich größer ausgefallen ist. Dennoch hat die Testgruppe prozentual zum Ende der Trainingsstudie (Messzeitpunkt 4) einen um 1,17% größeren Beweglichkeitszuwachs. Die Differenz wird bei der Betrachtung des Medians deutlicher. Der erste Testtag der Hüftaußenrotation mit dem Plurimeter wurde nicht gewertet und wird deshalb nicht weiter berücksichtigt.

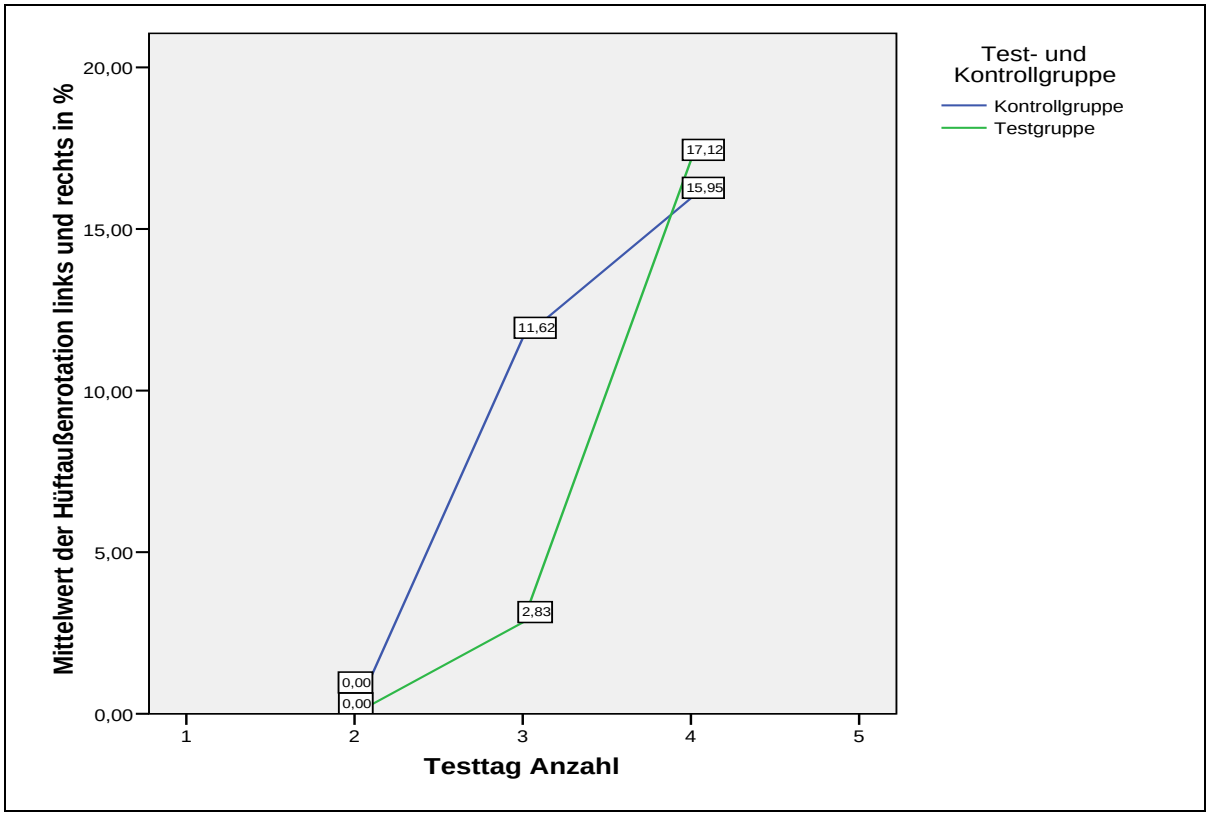


Abb. 43: Liniendiagramm der Hüftaußenrotation links und rechts als Mittelwert in Prozent.

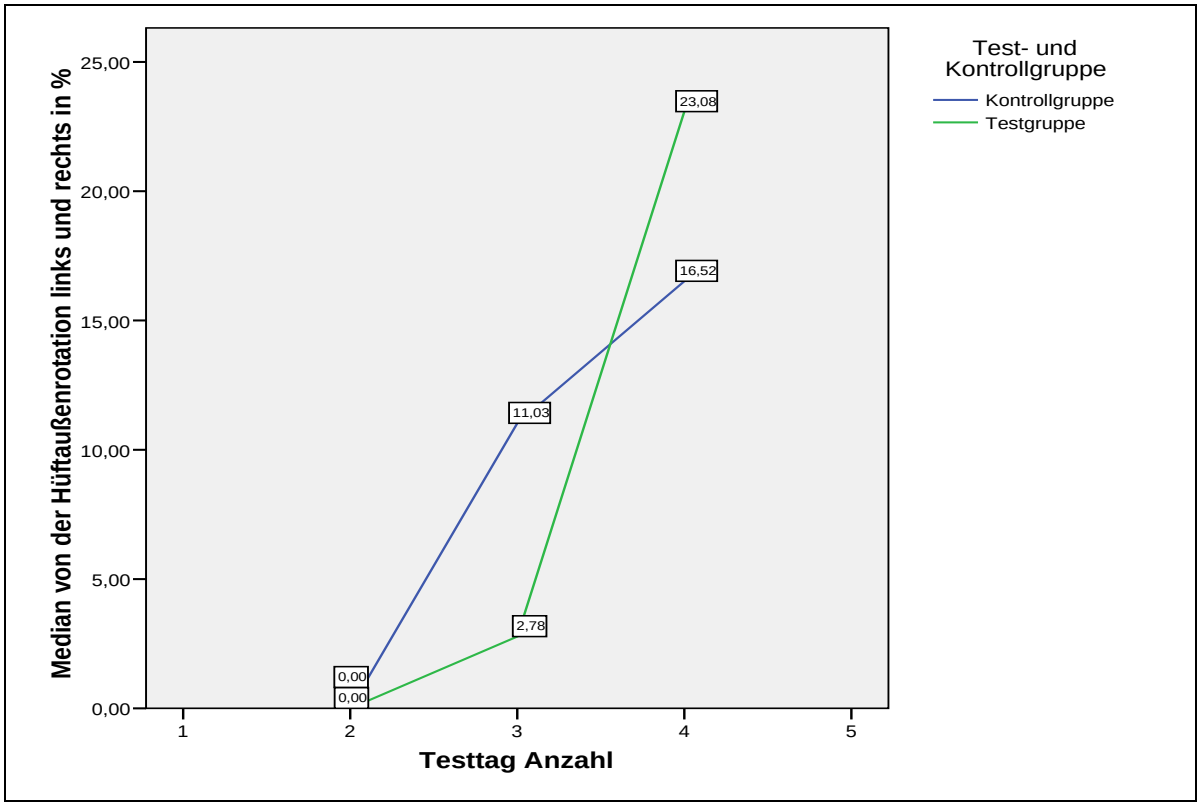


Abb. 44: Liniendiagramm der Hüftaußenrotation links und rechts als Median in Prozent

In der Betrachtung des Medians der Werte wird bei der Testgruppe sowohl die verhaltene Entwicklung in der Saisonvorbereitung (Messzeitpunkt 3), als auch der sehr starke Anstieg zum Ende der Studie noch deutlicher. Die Differenz zwischen den Trainingsgruppen in der Abschlussuntersuchung beträgt 6,56%.

In der folgenden Tabelle wird die Irrtumswahrscheinlichkeit (p) bei allen Testtagen und die untere und obere Grenze des Konfidenzintervalles angegeben. Anhand der p-Werte und der Intervalle wird die hohe Streuung der Ergebnisse, bedingt durch die geringe Teilnehmeranzahl, deutlich.

Tab. 15: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die beidseitige Hüftaußenrotation.

Messungen	Irrtums-wahrschein-lichkeit	Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Differenz	
	p-Wert	untere Grenze	obere Grenze
1	-	-	-
2	0,800	-6,13923	7,80589
3	0,114	-1,14895	9,48228
4	0,710	-4,52297	6,39797
5	-	-	-

Auch in der linken und rechten Hüftinnerrotation haben sich beide Versuchsgruppen deutlich entwickelt. Die Testgruppe konnte sich bis Messzeitpunkt 4 recht stabil in der Mittelwertbetrachtung verbessern. In der Kontrollgruppe kam es zum Messzeitpunkt 4 zu einer deutlicheren Steigerung gegenüber der Testgruppe. In der Abschlussmessung ergab sich einen Differenz zwischen den Trainingsgruppen von 2,91%.

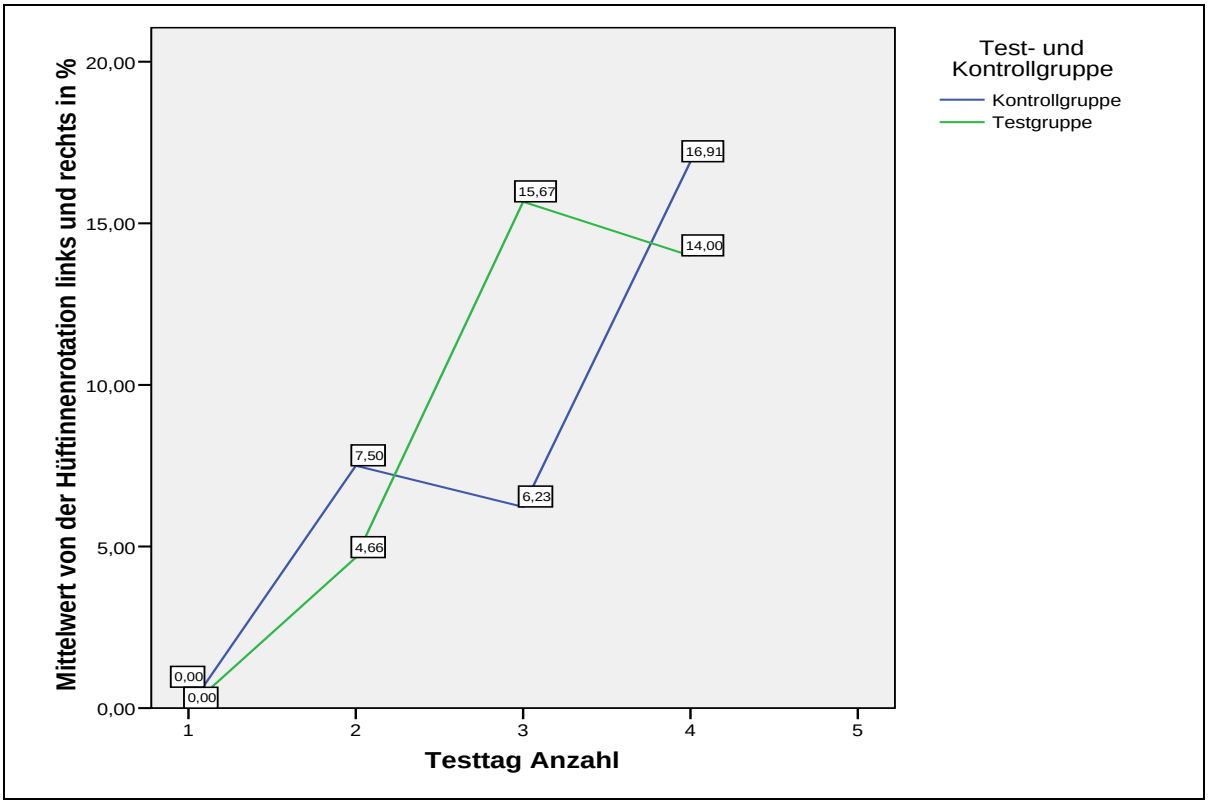


Abb. 45: Liniendiagramm der Hüftinnenrotation links und rechts als Mittelwert in Prozent.

Durch die Betrachtung des Medians der Testgruppe bestätigt sich nicht nur der positive Anstieg der Beweglichkeit, sondern es ist gegenüber der Mittelwertbetrachtung zum Ende der Messungen ein deutlicher Beweglichkeitsvorteil gegenüber der Kontrollgruppe festzustellen. Sie ist mit einer Differenz von 15,3% bei der dritten Messung beziehungsweise bei der vierten Messung mit 8,33% stärker ausgeprägt.

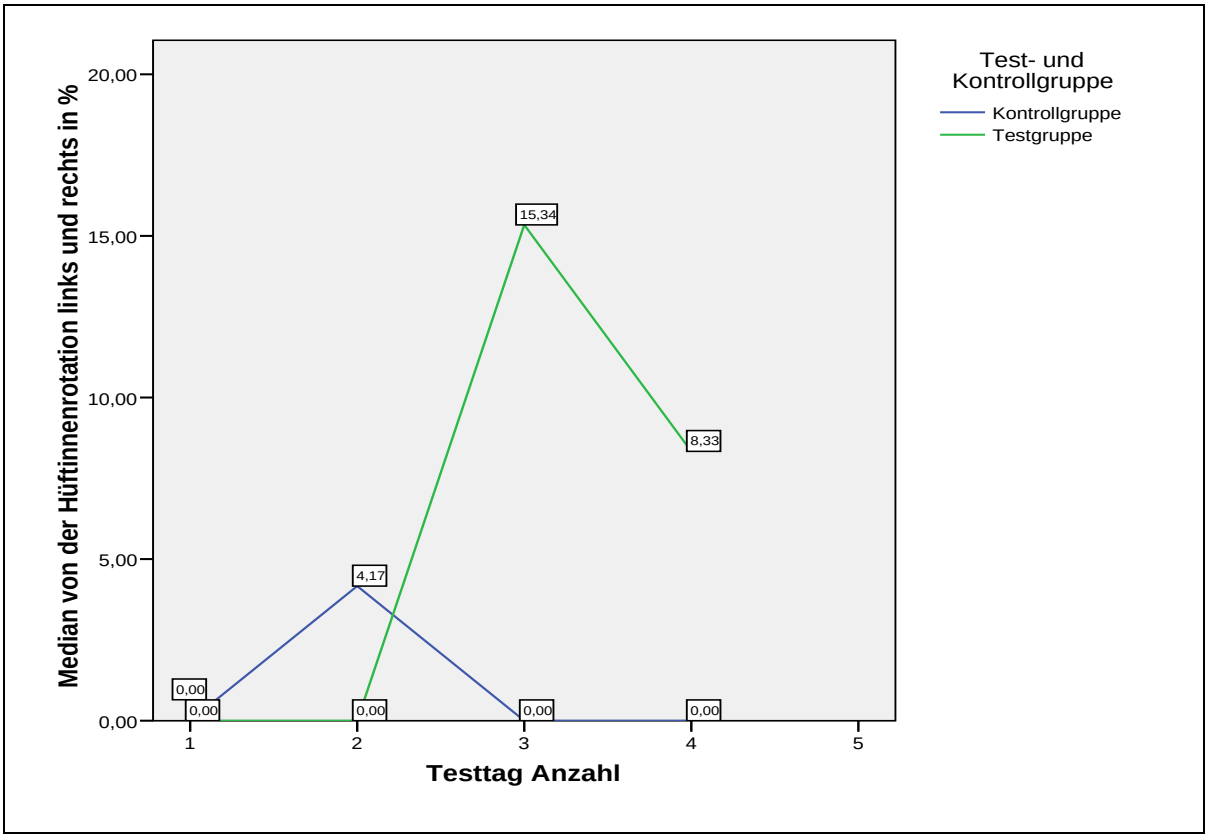


Abb. 46: Liniendiagramm der Hüftinnenrotation links und rechts als Median in Prozent.

In der Darstellung der p-Werte und der Intervalle deutet sich anhand der Zahlenwerte eine ähnlich hohe Streuung wie bei der vorangegangenen Betrachtung an.

Tab. 16: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die beidseitige Hüftinnenrotation.

Messungen	Irrtums-wahrschein-lichkeit	Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Differenz	
	p-Wert	untere Grenze	obere Grenze
1	0,147	-1,45775	8,95775
2	0,120	-1,62262	12,45595
3	0,376	-3,41285	8,49221
4	0,097	-1,43075	14,80575
5	-	-	-

Zusätzlich zur Betrachtung der Innen- und Außenrotation der Hüfte wurde die jeweilige Beinseite auf die Entwicklung der Innen- und Außenrotation hin gemeinsam überprüft. Dabei hat sich für die linke Beinseite zwischen den Trainingsgruppen ein Unterschied bei der vierten Messung um 11,16% im Mittelwertvergleich und im Medianvergleich, ebenfalls während der vierten Messung ein Unterschied um 5,18% ergeben.

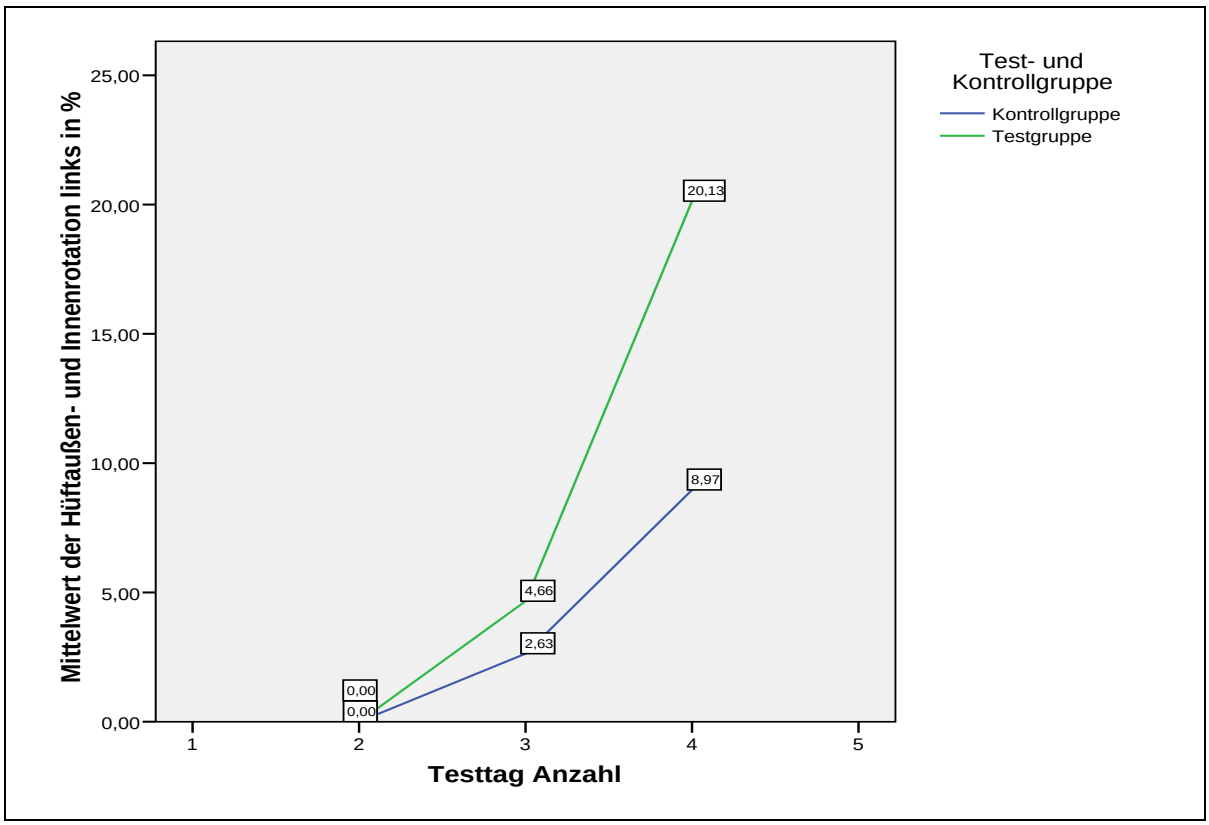


Abb. 47: Liniendiagramm der linken Hüftaußen- und -innenrotation als Mittelwert in Prozent.

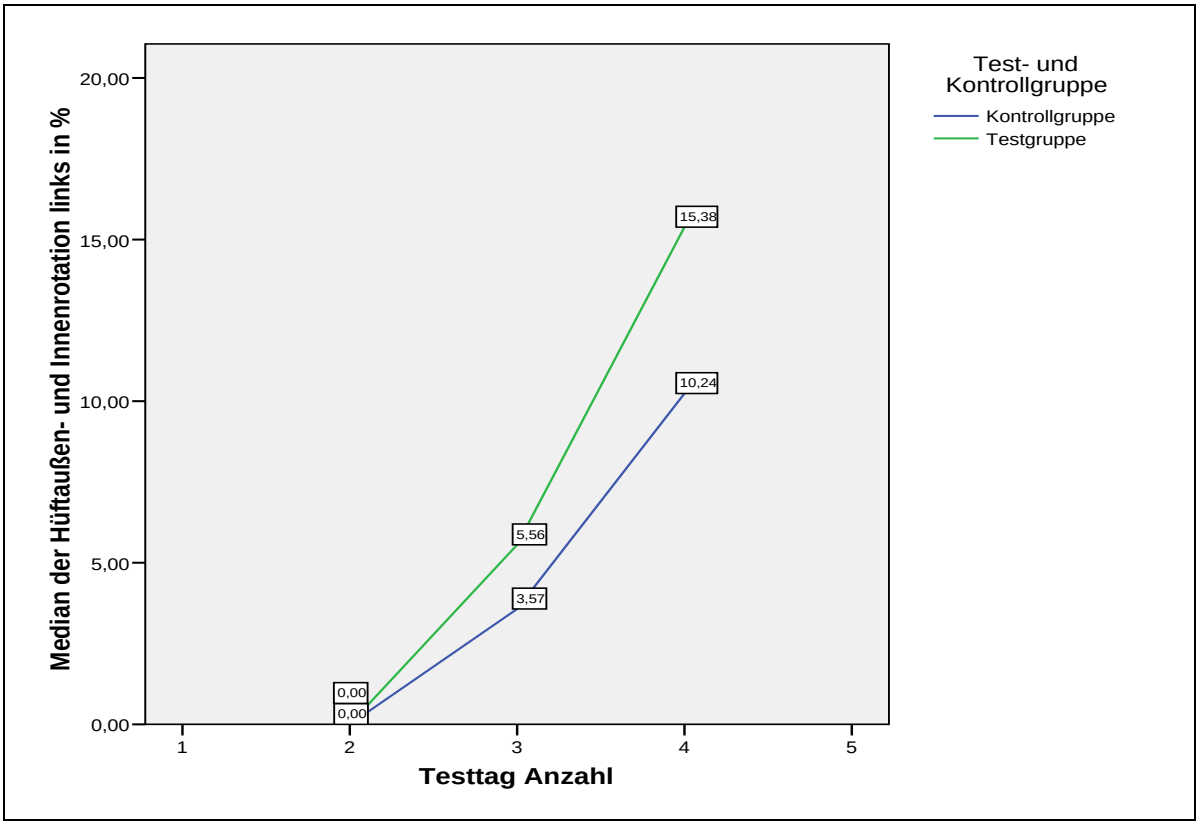


Abb. 48: Liniendiagramm der linken Hüftaußen- und -innenrotation als Median in Prozent.

Bei der dritten Messung ergibt sich durch den P-Wert von 0,032 (< 0,05) eine statistische Signifikanz. Das bedeutet, dass die Ergebnisdarstellung zum Messzeitpunkt 3 nur eine Irrtumswahrscheinlichkeit von 3,2% besitzt. Entsprechend befindet sich das Intervall im positiven Zahlenbereich und spiegelt damit eine klinische Relevanz wieder. Es wird hier deutlich, dass ein entsprechend höheres N (Teilnehmerzahl) wohl zu eindeutigeren Ergebnissen geführt hätte.

Tab. 17: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die linke Hüftaußen- und -innenrotation.

Messungen	Irrtums-wahrschein-lichkeit	Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Differenz	
	p-Wert	untere Grenze	obere Grenze
1	-	-	-
2	0,136	-3,10479	20,32701
3	0,032	0,95087	17,77929
4	0,160	-2,59319	13,84319
5	-	-	-

Für die rechte Beinseite ist ein Unterschied von 5,58% im Mittelwertvergleich zwischen den Trainingsgruppen zu beobachten. Dabei scheint die Kontrollgruppe gegenüber der Testgruppe im Mittelwertvergleich in der vierten Messung eine Verbesserung von 5,58% vorzuweisen. Diese Darstellung täuscht und zeigt im Medianvergleich die Wichtigkeit der zusätzlichen Mediandarstellung. Der Unterschied liegt nun bei 1,57% Verbesserung bei der Testgruppe gegenüber der Kontrollgruppe. Durch die Zahlen wird deutlich, dass sich die Beweglichkeit der linken Innen- und Außenrotation gegenüber der rechten Seite in beiden Gruppen prozentual recht homogen entwickelt hat. Die Testgruppe mit Vibrationseinfluss konnte sich auf beiden Seiten etwas stärker entwickeln.

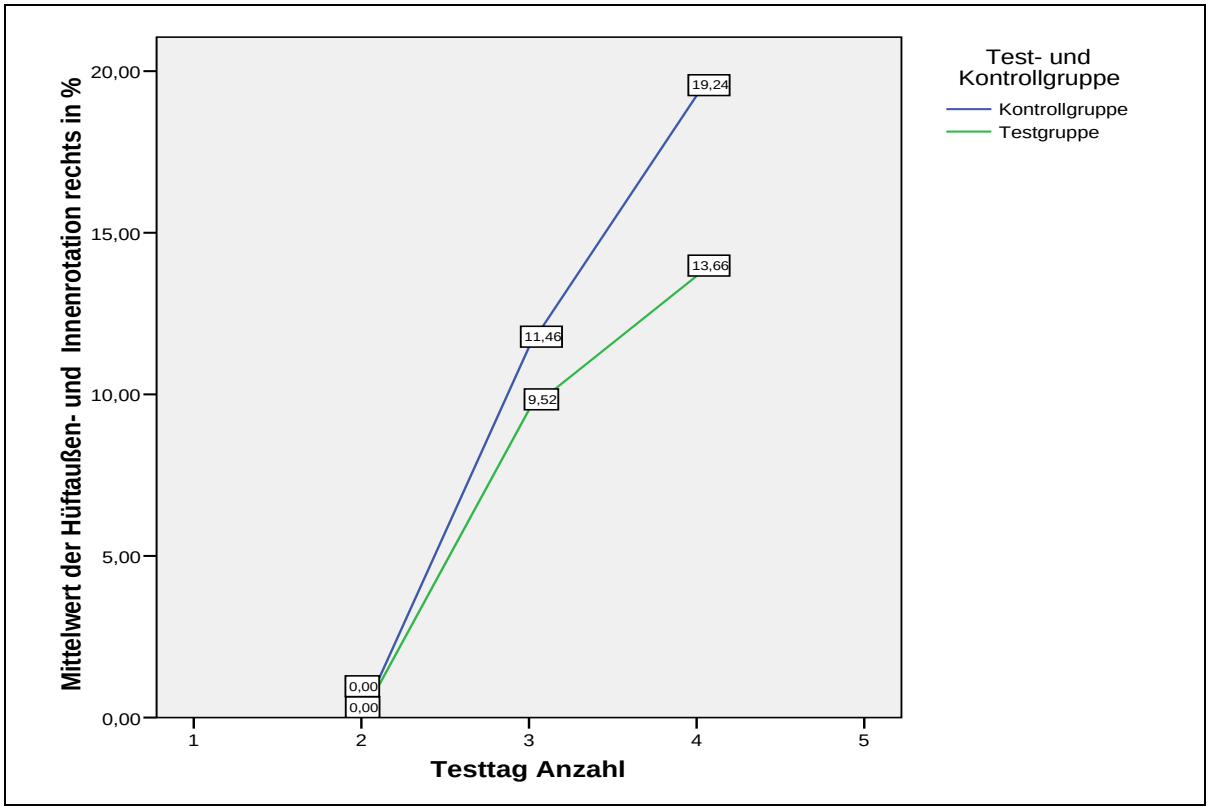


Abb. 49: Liniendiagramm der rechten Hüftaußen- und -innenrotation als Mittelwert in Prozent.

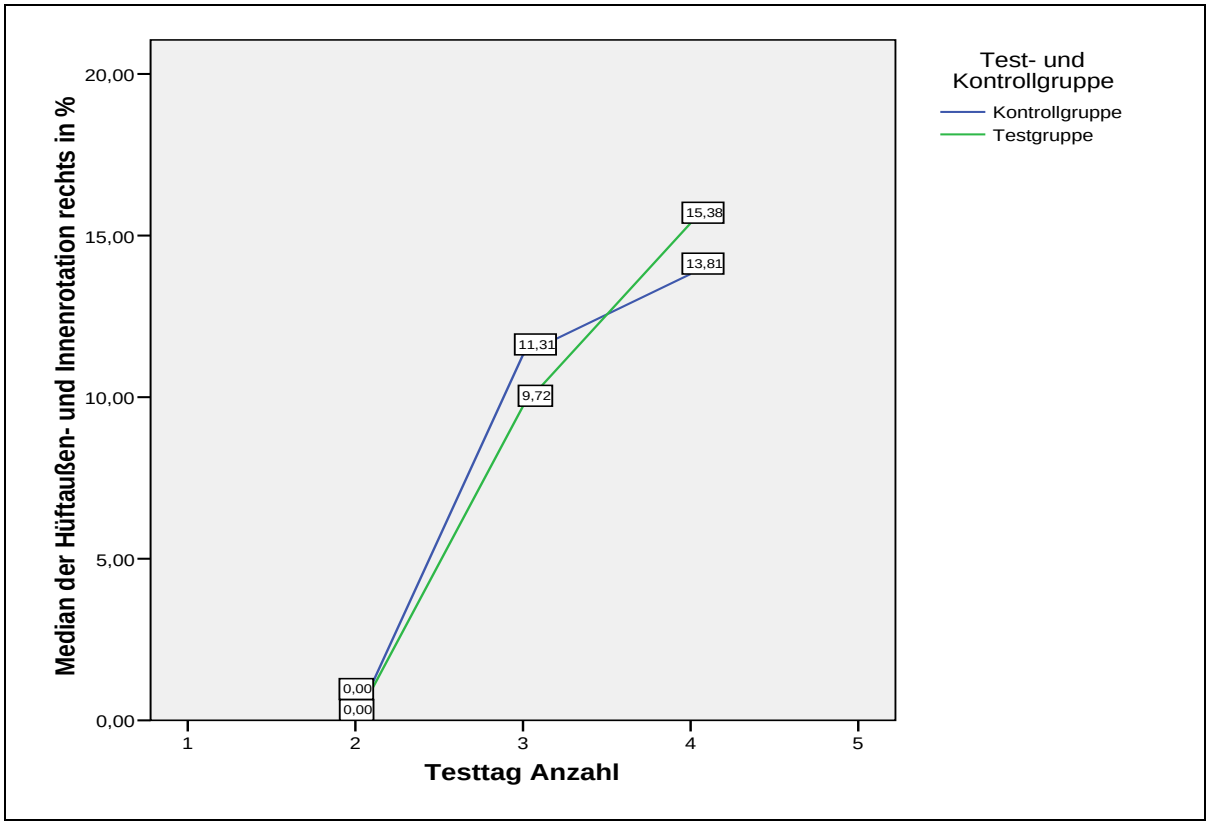


Abb. 50: Liniendiagramm der rechten Hüftaußen- und -innenrotation als Median in Prozent.

Bei der Betrachtung der folgenden p-Werte und Konfidenzintervalle wird bei Messung 4 die Signifikanz von <0,05 leicht verfehlt.

Tab. 18: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die rechte Hüftaußen- und -innenrotation.

Messungen	Irrtums-wahrschein-lichkeit	Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Differenz	
	p-Wert	untere Grenze	obere Grenze
1	-	-	-
2	0,454	-6,9998	14,77758
3	0,444	-6,16376	13,30662
4	0,069	-0,66714	15,41714
5	-	-	-

Die ischiocrurale Muskulatur entwickelte sich in beiden Gruppen sehr ausgeprägt im zweistelligen Prozentbereich sowohl in der Mittelwert-, als auch in der Medianbetrachtung. Wobei die Testgruppe bezüglich ihrer Beweglichkeit vom Vibrationstraining stärker profitieren konnte.

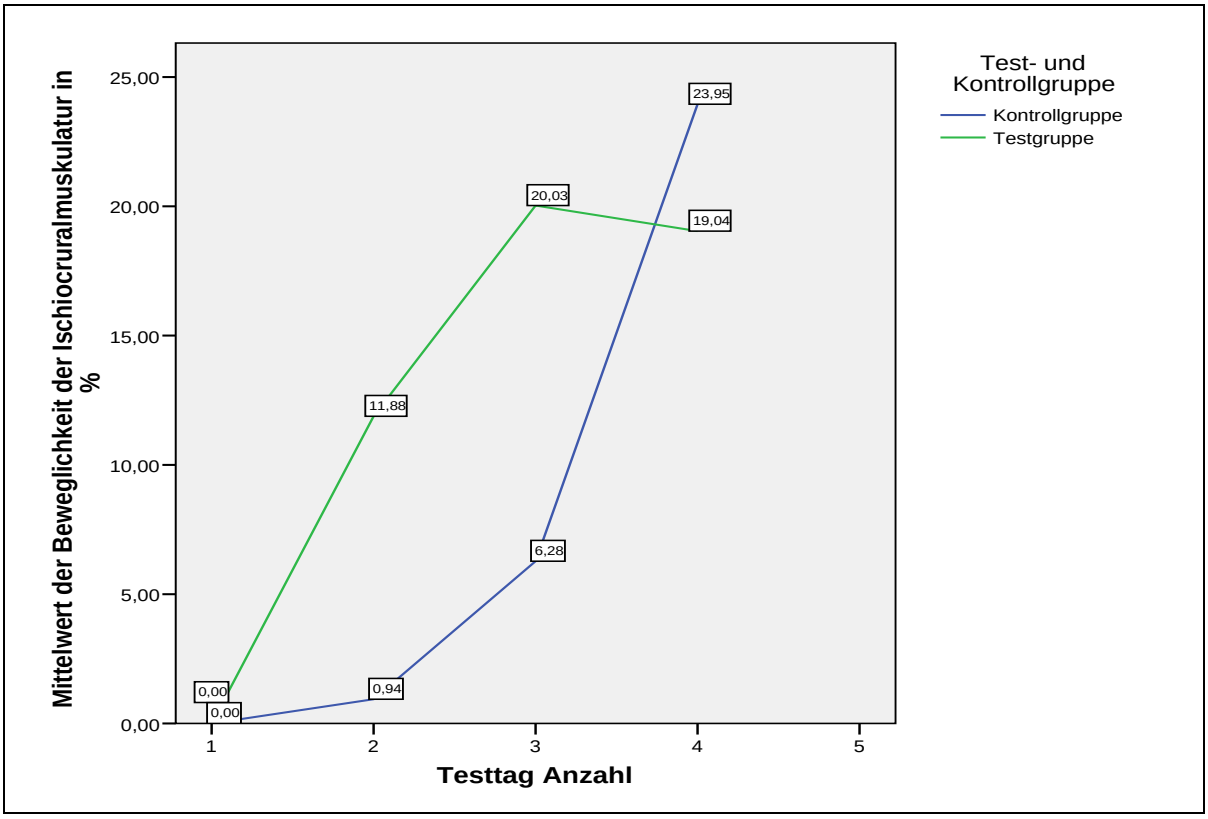


Abb. 51: Liniendiagramm der Beweglichkeit der ischiocruralen Muskulatur als Mittelwert in Prozent.

In der Mittelwertbetrachtung war die Kontrollgruppe in der letzten Messung mit einer um 4,91% verbesserten Beweglichkeit stärker ausgeprägt. Allerdings wird in der Medianbetrachtung der Daten deutlich, dass die Ergebnisse in der Kotrollgruppe starken Schwankungen unterliegen und in der Medianbetrachtung ihren höheren Wert gegenüber der Testgruppe verlieren. Dieser liegt bei der Testgruppe in der Abschlussuntersuchung um 4,10% höher als bei der Kontrollgruppe. Es ist nochmal einmal darauf hinzuweisen, dass bei der Trainingsvorbereitung bis zum Messzeitpunkt 3 in der Mediandarstellung ein Unterschied von 13,24% bzw. ein um 19,32% zwischen der Testgruppe und der Kontrollgruppe vorliegt. Das bedeutet, dass sich nur die Testgruppe während der

gesamten Untersuchung deutlich in der Beweglichkeit ihrer Ischiocruralen Muskulatur verbessern konnte.

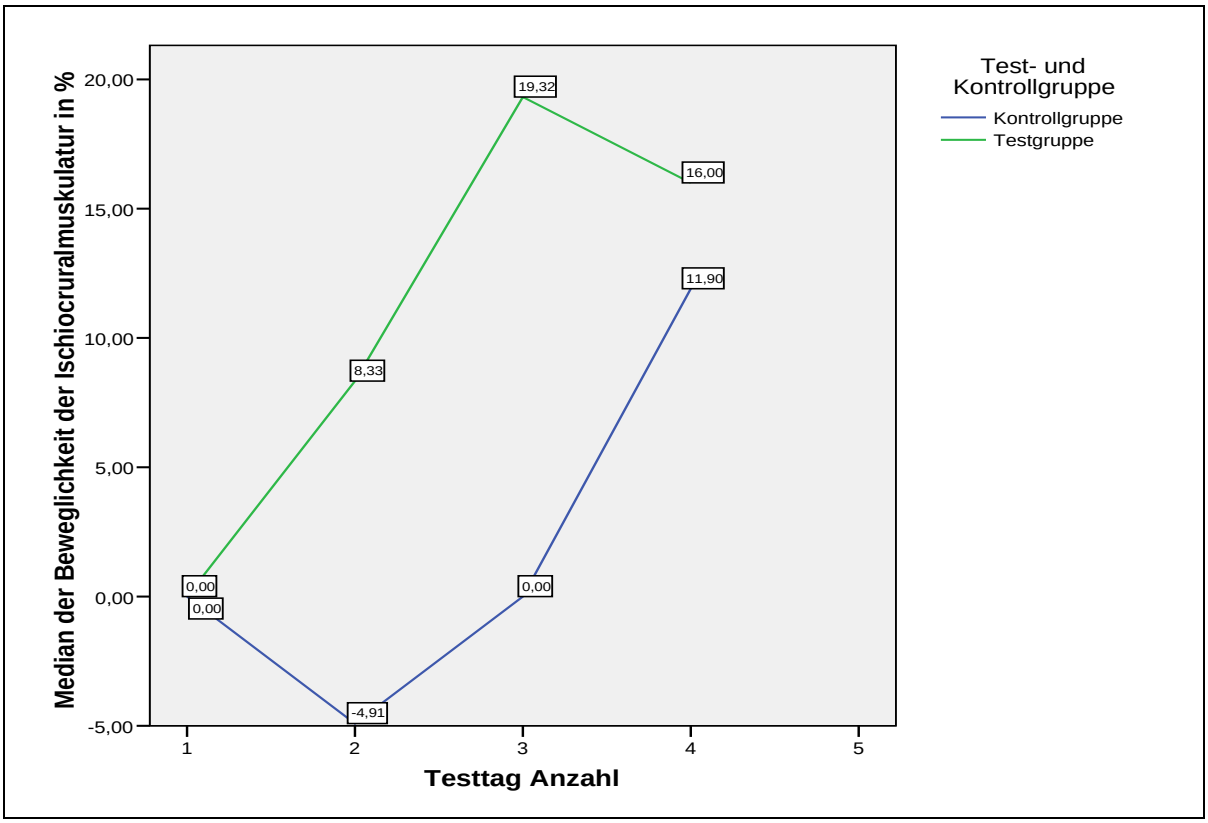


Abb. 52: Liniendiagramm der Beweglichkeit der ischiocruralen Muskulatur als Median in Prozent.

Wie in der folgenden Tabelle abgebildet liegt keine statistische Signifikanz vor.

Tab. 19: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die ischiocrurale Muskulatur.

Messungen	Irrtums-wahrschein-lichkeit	Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Differenz	
	p-Wert	untere Grenze	obere Grenze
1	0,316	-4,51077	13,17744
2	0,645	-4,50959	7,00959
3	0,911	-5,63507	6,26999
4	0,730	-0,848	15,973
5	-	-	-

Bei der folgenden Betrachtung der Summe aus Lendenextension und Flexion entwickelten sich beide Trainingsgruppen im zeitlichen Verlauf unterschiedlich, jedoch zum Ende der Messungen auf ein positives Niveau. Auffällig ist, dass sich die Testgruppe erst in den letzten Untersuchungen stark entwickelte. Der Unterschied zwischen Kontrollgruppe und Testgruppe besteht bei der Mittelwertbetrachtung bei 5,05% und bei der Medianbetrachtung bei 7,5%. In der folgenden Grafik wird der beschriebene Verlauf dargestellt.

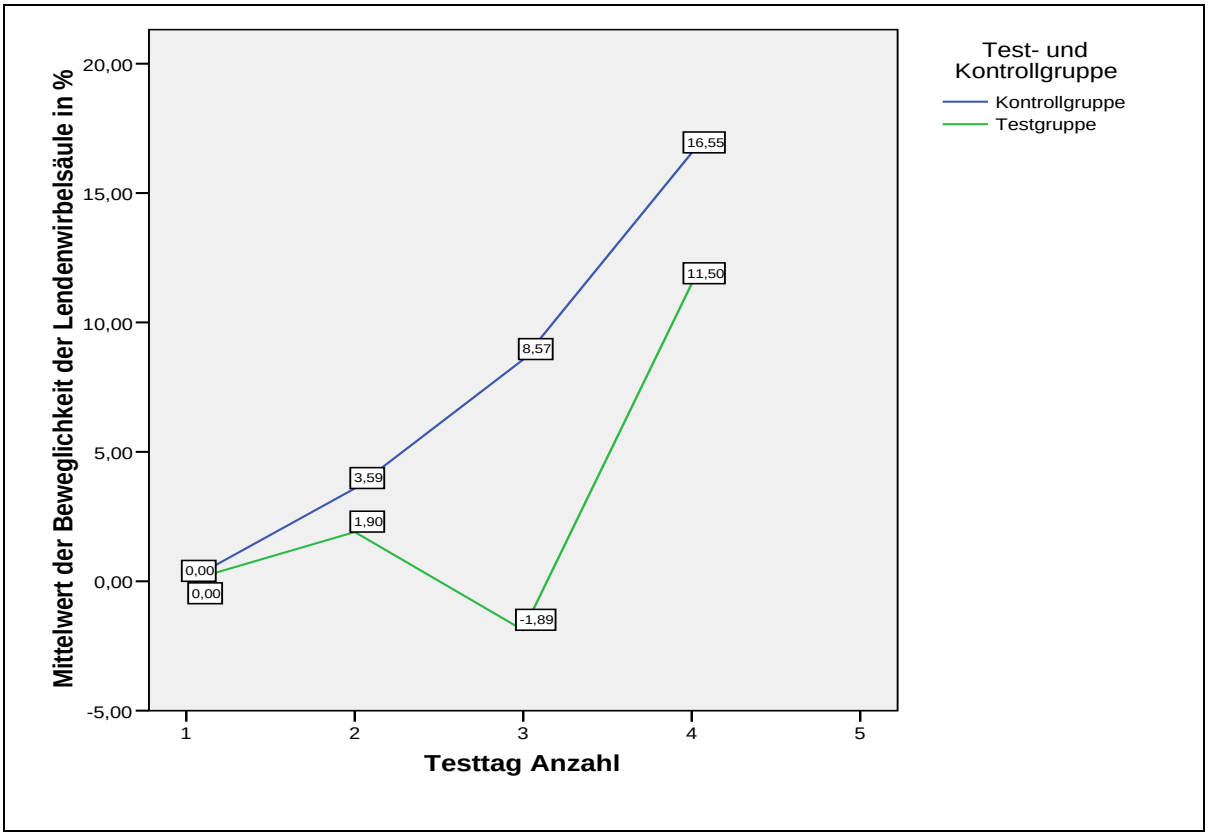


Abb. 53: Liniendiagramm der Beweglichkeit der Lendenwirbelsäule als Mittelwert in Prozent.

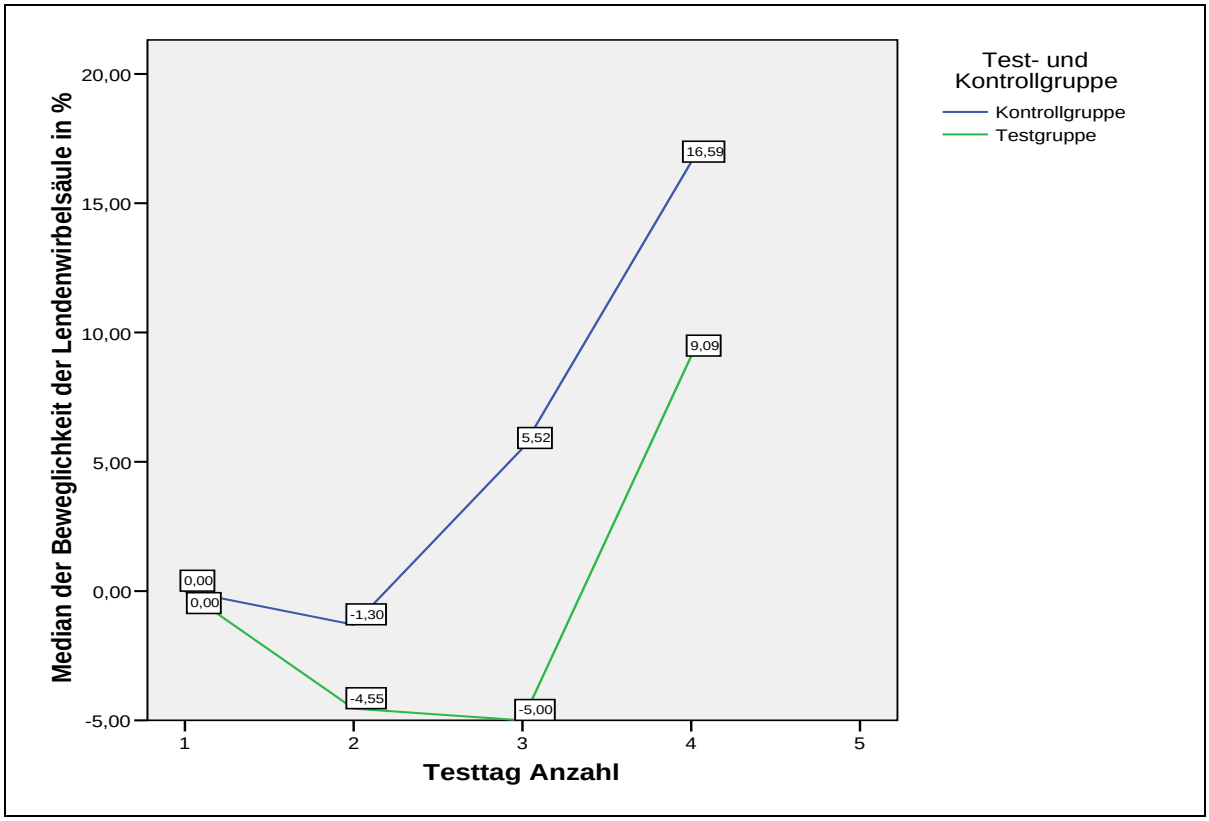


Abb. 54: Liniendiagramm der Beweglichkeit der Lendenwirbelsäule als Median in Prozent.

Wie in der folgenden Tabelle abzulesen ist, liegt keine statistische Signifikanz vor.

Tab. 20: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die Lendenwirbelbeweglichkeit.

Messungen	Irrtums-wahrschein-lichkeit	Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Differenz	
	p-Wert	untere Grenze	obere Grenze
1	0,737	-10,76385	7,76385
2	0,606	-7,29913	12,02135
3	0,257	-4,42121	15,29423
4	0,404	-15,46557	6,71557
5	-	-	-

Bei der Betrachtung der Adduktorenbeweglichkeit wird deutlich, dass sich beide Trainingsgruppen in Ihrer Beweglichkeit verringert haben. In der Testgruppe ist eine etwas stärkere Verkürzung der Adduktoren sowohl in der Mittelwertbetrachtung als auch in der Medianbetrachtung gegenüber der Kontrollgruppe zu beobachten.

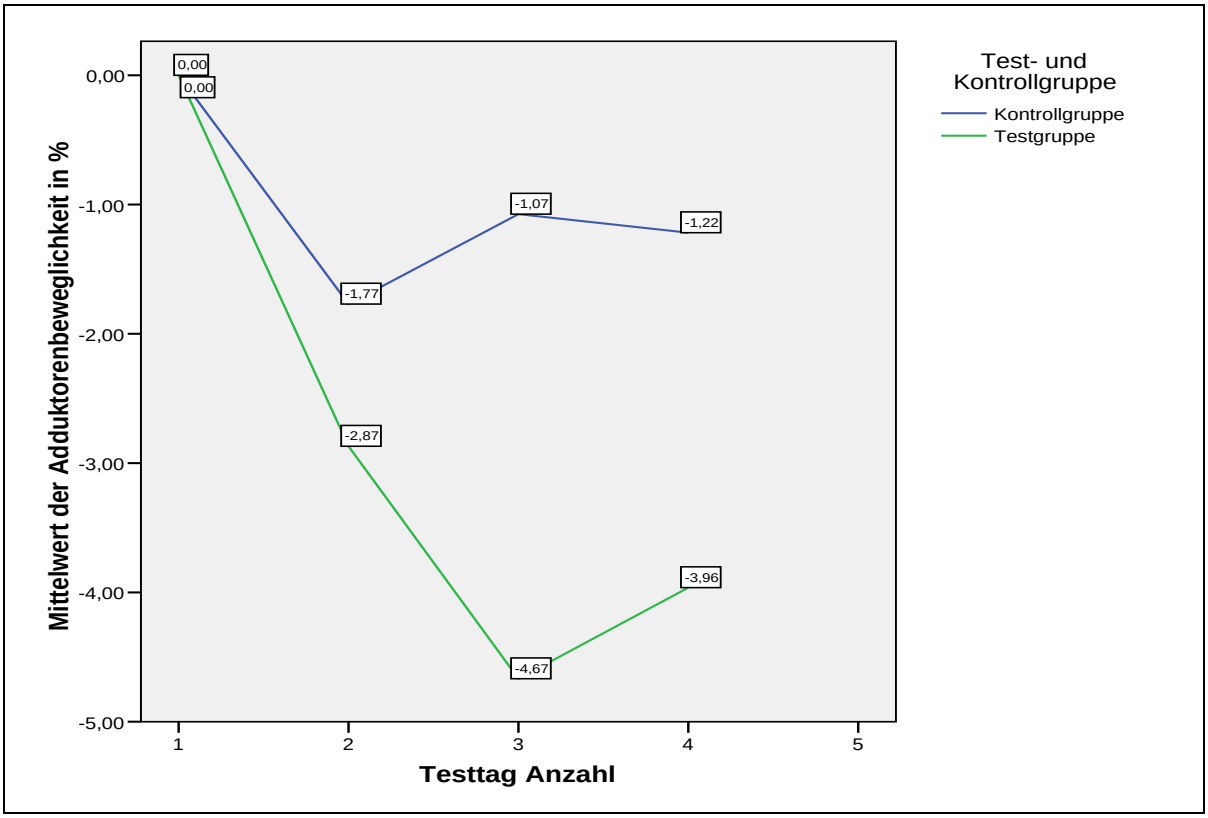


Abb. 55: Liniendiagramm der Adduktorenbeweglichkeit als Mittelwert in Prozent.

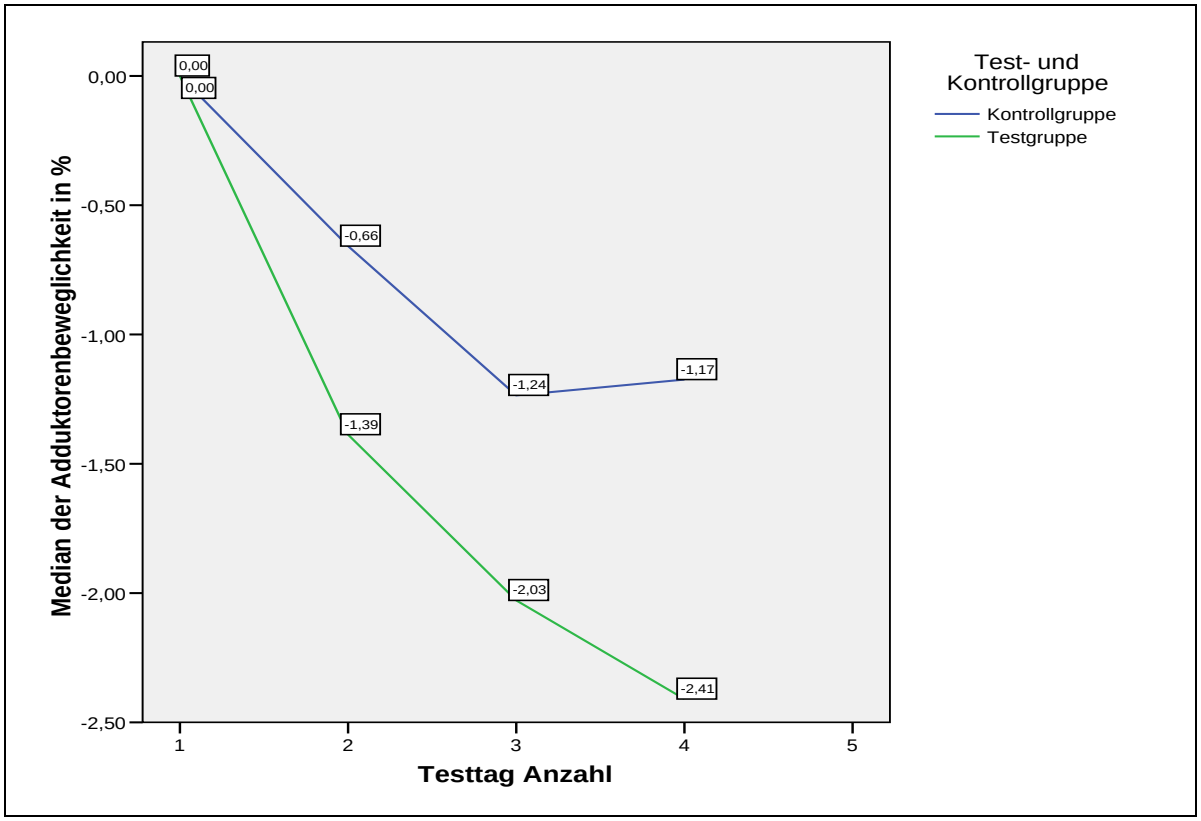


Abb. 56: Liniendiagramm der Adduktorenbeweglichkeit als Median in Prozent.

Bei der dritten Messung wird nur sehr knapp die statistische Signifikanz von < 0,05 verpasst. Wie schon angedeutet, kann eine stabile Signifikanz in den Ergebnissen sich aufgrund der geringen Teilnehmerzahl nicht darstellen.

Tab. 21: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die Beweglichkeit der Adduktoren.

Messungen	Irrtums-wahrschein-lichkeit	Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Differenz	
	p-Wert	untere Grenze	obere Grenze
1	0,293	-3,226	10,049
2	0,288	-3,687	11,465
3	0,053	-0,97	13,621
4	0,333	-4,312	11,662
5	-	-	-

In der nächsten Darstellung wird die Beweglichkeit der unteren Extremität und des Lenden-Hüftbereiches beschrieben. Hier entsteht ein kontroverses Bild gegenüber den vorherigen Grafischen Erkenntnissen. Konnte sich die ischiocrurale Muskulatur und die Lendenwirbelsäulenbeweglichkeit in beiden Gruppen im zweistelligen Bereich deutlich steigern, spiegelt sich dieses Resultat nicht in beiden Trainingsgruppen im Finger-Boden-Abstand wieder.

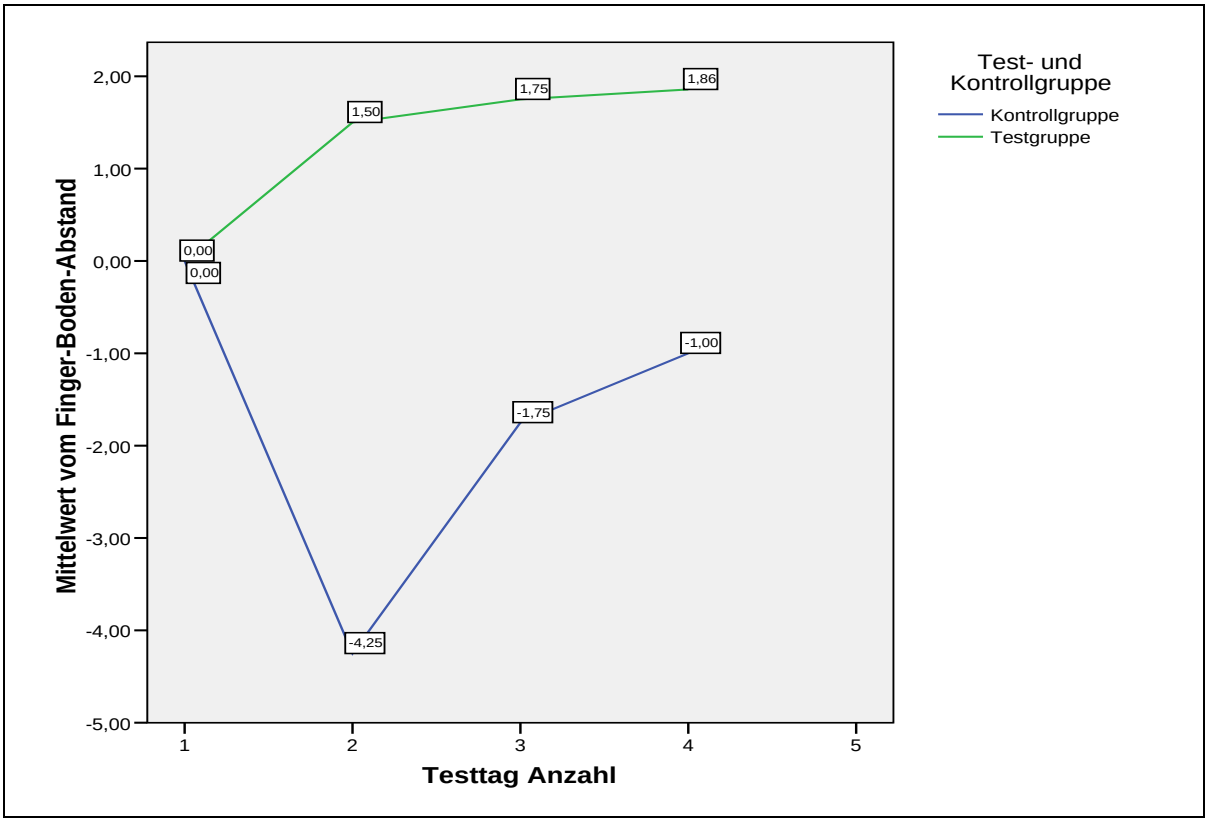


Abb. 57: Liniendiagramm des Finger-Boden-Abstandes als Mittelwert in Prozent.

In der Mittelwertbetrachtung kann sich nur die Testgruppe um fast 2 cm verbessern obwohl die Beweglichkeit der ischiocruralen Muskulatur und die der Lendenwirbelsäule sich deutlich in beiden Testgruppen im zweistelligen prozentualen Bereich entwickeln konnte.

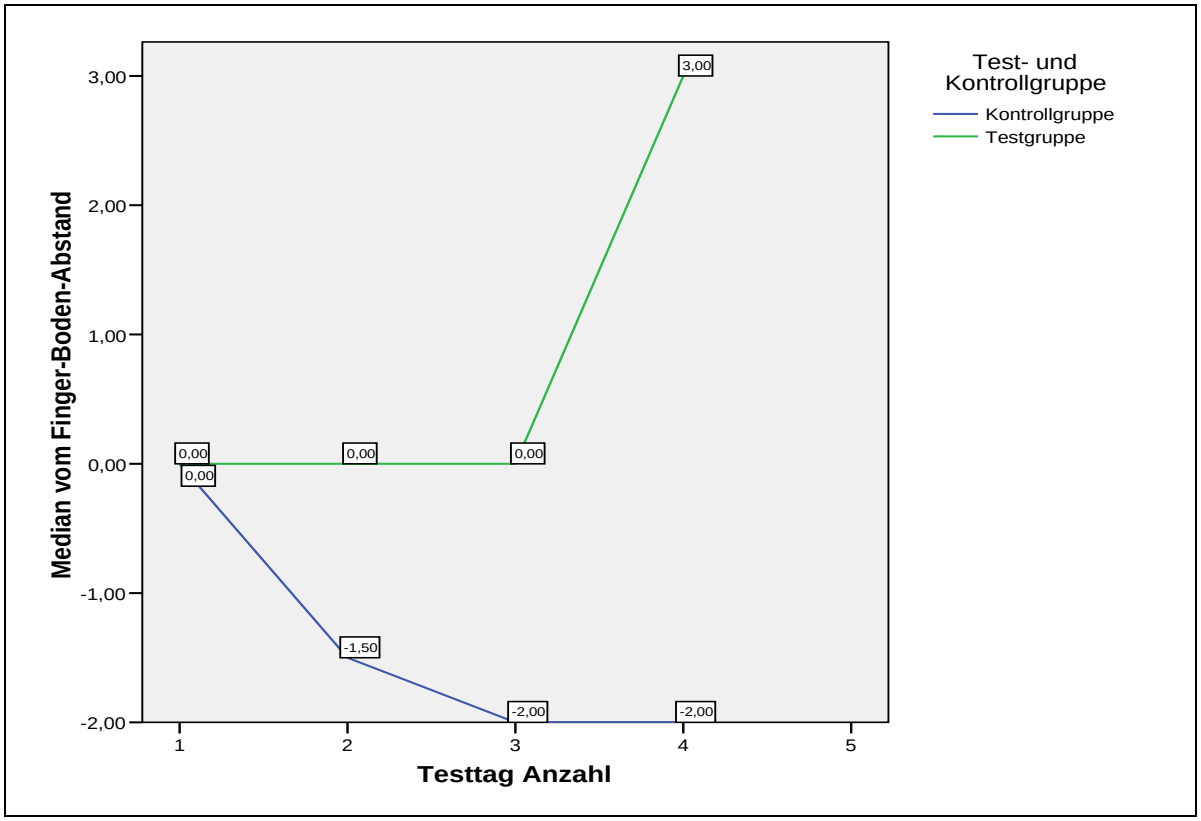


Abb. 58: Liniendiagramm des Finger-Boden-Abstandes als Median in Prozent.

Auch in der Ansicht der Medianbetrachtung wird zur Abschlussuntersuchung die Verbesserung der Beweglichkeit nur in der Testgruppe sichtbar. Hier liegt die Verbesserung sogar bei 3 cm.

In der p-Wert- und Konfidenzintervall-Tabelle liegt keine Signifikanz vor.

Tab. 22: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für den Finger-Boden-Abstand.

Messungen	Irrtums-wahrschein-lichkeit	Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Differenz	
	p-Wert	untere Grenze	obere Grenze
1	0,48	-16,811	8,422
2	0,908	-11,87	10,648
3	0,228	-16,754	4,342
4	0,564	-18,906	10,856
5			

Insgesamt kann festgehalten werden, dass sich die Testgruppe in der Beweglichkeit der Hüftaußen- und -innenrotation stärker entwickeln konnte. Die ischiocrurale Muskulatur konnte sich in beiden Gruppen im zweistelligen Bereich steigern. Allerdings ist die Entwicklung in der Testgruppe wesentlich intensiver und kontinuierlicher als die der Kontrollgruppe. In der Betrachtung der Lendenwirbelsäulenbeweglichkeit haben beide Gruppen im überwiegend zweistelligen Bereich an Beweglichkeit dazugewonnen. Die Kontrollgruppe konnte gegenüber der Testgruppe während der Studie ihre Beweglichkeit stärker entwickeln. Zum Ende der Untersuchung liegt die Differenz zwischen beiden Gruppen bei 7,5%. Was die Beweglichkeit der Adduktoren betrifft, verkürzten sich die Muskeln in beiden Gruppen. Im Finger-Boden-Abstand konnte sich nur die Testgruppe in der Abschlussuntersuchung im Medianvergleich um 3 cm verbessern. Somit ist bei den insgesamt sechs Beobachtungsmerkmalen die Beweglichkeitsentwicklung in der Testgruppe bei vier Merkmalen besser ausgefallen. An einem Beobachtungsmerkmal konnte sich die Kontrollgruppe in ihrer Beweglichkeit stärker steigern. Bei einem Merkmal kam es bei beiden Gruppen zu einer leichten Einschränkung der Beweglichkeit.

6.2.2 Leistungsentwicklung im Sprung

Für die Analyse der Sprungqualität wurde die Leonardo-Mechanographie verwendet. Aus den Messungen der Kraftmessplatte werden in den folgenden Grafiken die Mittelwerte und der Median in Prozent für Sprungkraft, Leistungsfähigkeit, Sprunggeschwindigkeit und der Sprunghöhe des besten CMJs abgebildet. Zudem erfolgt die gewohnte Angabe der p-Werte und den Konfidenzintervalle.

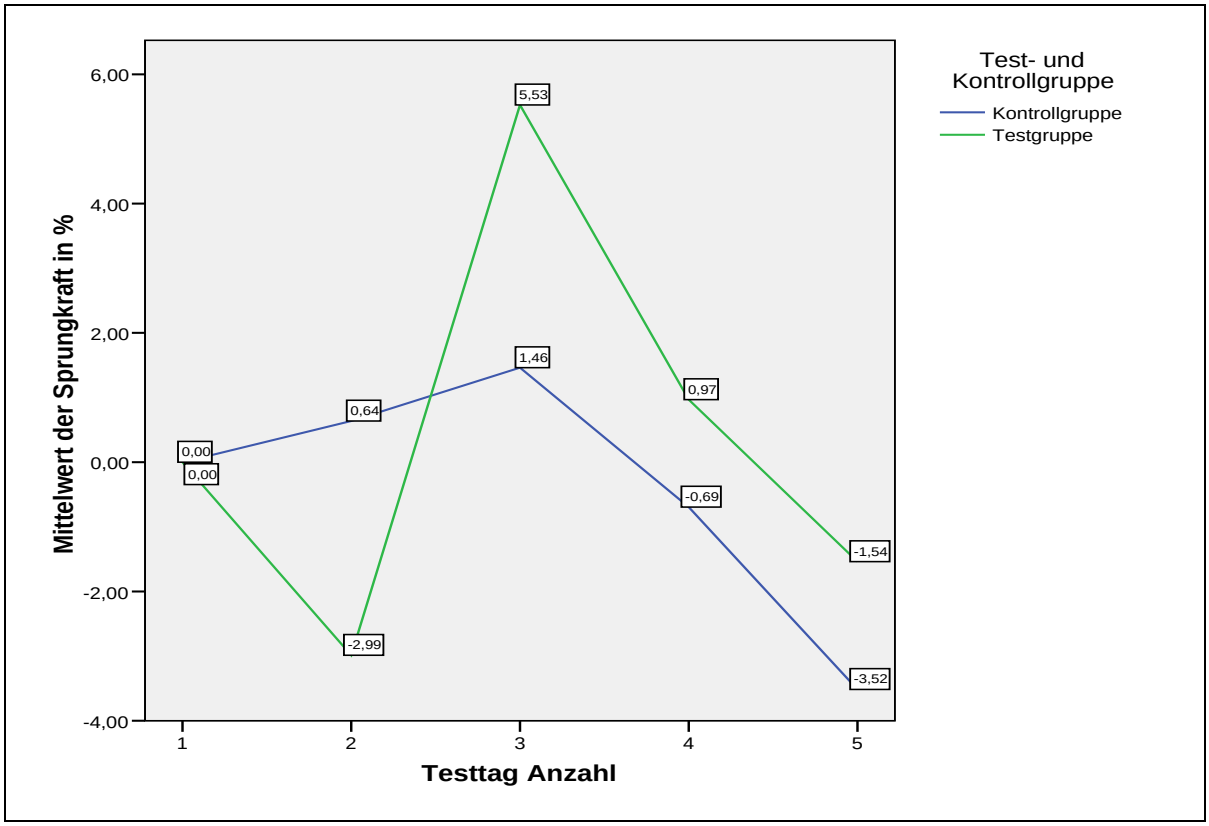


Abb. 59: Liniendiagramm der Sprungkraft als Mittelwert in Prozent.

Anhand der Grafik wird deutlich, dass sich die Kraftwerte bei der Testgruppe insgesamt stärker entwickeln konnten als bei der Kontrollgruppe. In der Wettkampfphase (Messzeitpunkt 4 und 5) nahm in beiden Gruppen die Sprungkraft ab.

Am Ende der Saisonvorbereitung (Messzeitpunkt 3) hat sich die Testgruppe gegenüber der Kontrollgruppe eine um 4,07% stärkere Sprungkraft antrainiert.

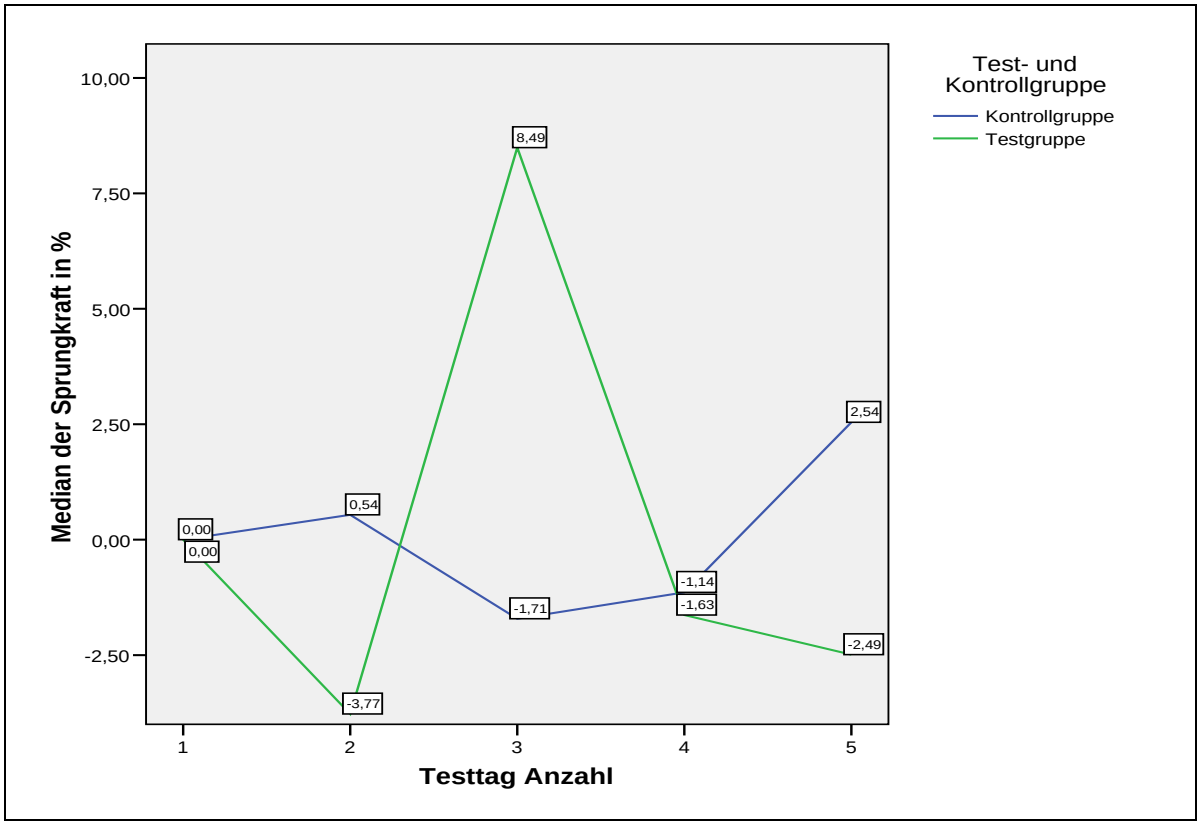


Abb. 60: Liniendiagramm der Sprungkraft als Mittelwert in Prozent.

Die ursprünglichen Daten dieser Darstellung waren die maximalen Kraftwerte während des Sprunges in Kilonewton. In der Darstellung des Medians wird der Unterschied zwischen Test- und Versuchsgruppe am Ende der Saisonvorbereitung deutlicher. Er beträgt zu diesem Zeitpunkt 10,2%.

Die Betrachtung der p-Werte und der Konfidenzintervalle zeigt keine statistische Signifikanz.

Tab. 23: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die Sprungkraft.

Messungen	Irrtums-wahrschein-lichkeit	Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Differenz	
	p-Wert	untere Grenze	obere Grenze
1	0,935	-0,17488	0,18904
2	0,614	-0,20421	0,3304
3	0,917	-0,49119	0,44652
4	0,860	-0,3491	0,40977
5	0,198	-0,70289	0,18023

Es zeigt sich sowohl in der Mittelwertdarstellung als auch in der Darstellung des Medians, dass die Testgruppe zum Ende der Saisonvorbereitung über eine stärkere Leistungsentwicklung verfügt als die Kontrollgruppe. Allerdings ist auch zu beobachten, dass in den Folgemessungen während der Wettkampfphase dieses Niveau in beiden Gruppen nicht gehalten werden konnte.

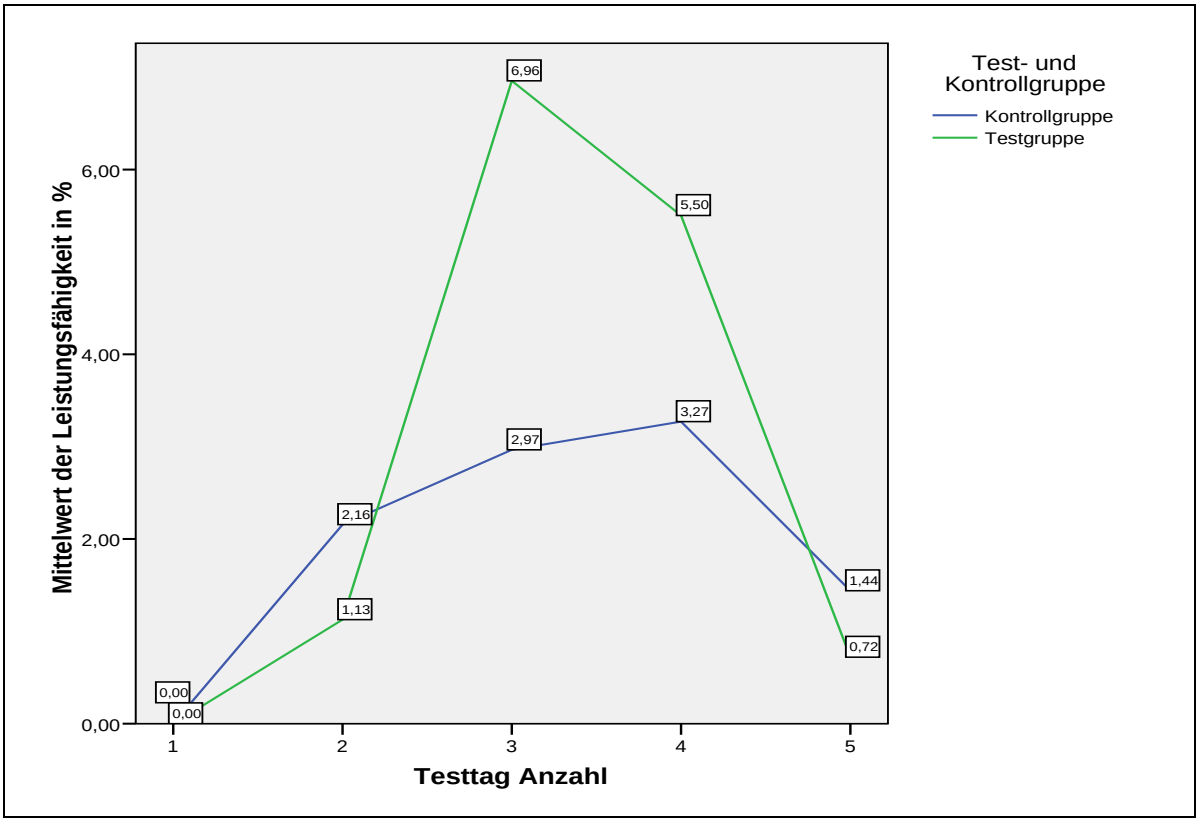


Abb. 61: Liniendiagramm der Leistungsfähigkeit als Mittelwert in Prozent.

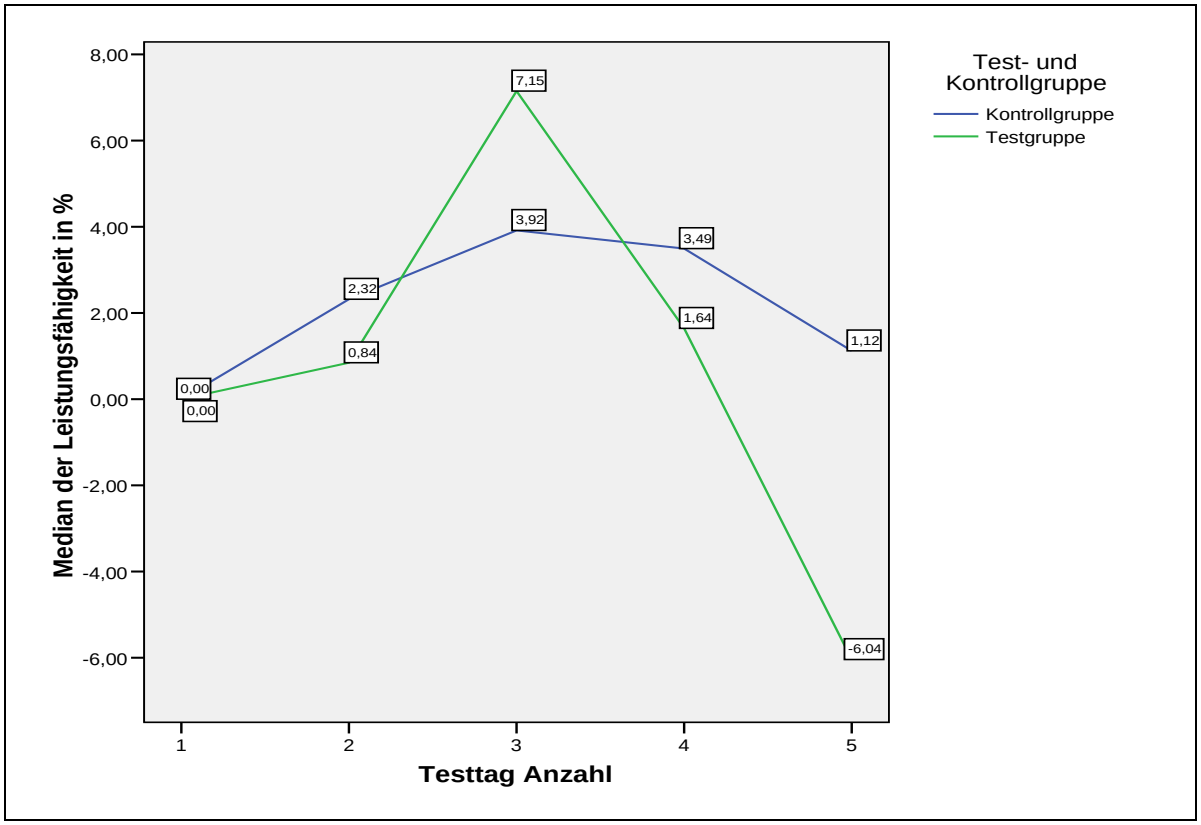


Abb. 62: Liniendiagramm der Leistungsfähigkeit als Median in Prozent.

Die ursprünglichen Daten waren in Watt je Kilogramm Körpergewicht und wurden entsprechend auf Prozentangaben umgerechnet.

Hier beträgt der Unterschied zwischen Test- und Kontrollgruppe zum Ende der Saisonvorbereitung 3,23%.

Die Ergebnisse der folgenden Tabelle können keine statistische Signifikanz darstellen.

Tab. 24: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die Sprungkraft.

Messungen	Irrtums-wahrschein-lichkeit	Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Differenz	
	p-Wert	untere Grenze	obere Grenze
1	0,501	-4,75077	9,293
2	0,357	-4,08169	10,55391
3	0,717	-8,1766	11,4566
4	0,255	-4,06241	13,80591
5	0,584	-7,70295	12,87428

Der Mittelwert und der Median der Sprunggeschwindigkeit entwickelte sich in beiden Trainingsgruppen fast homogen. Lediglich zum Ende der Messungen hin nahmen die Werte unterschiedliche Verläufe an. Wie den folgenden grafischen Darstellungen zu entnehmen ist, sind die prozentualen Entwicklungen gering.

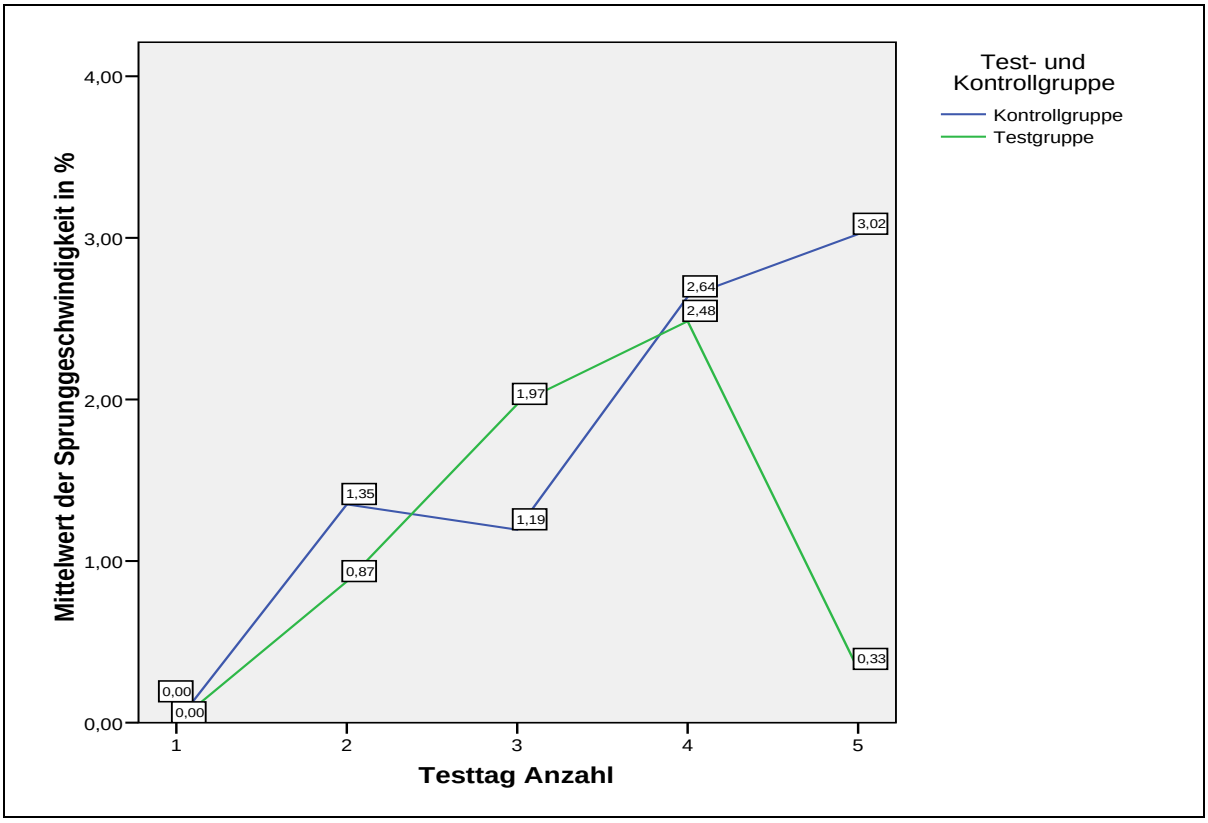


Abb. 63: Liniendiagramm der Sprunggeschwindigkeit als Mittelwert in Prozent.

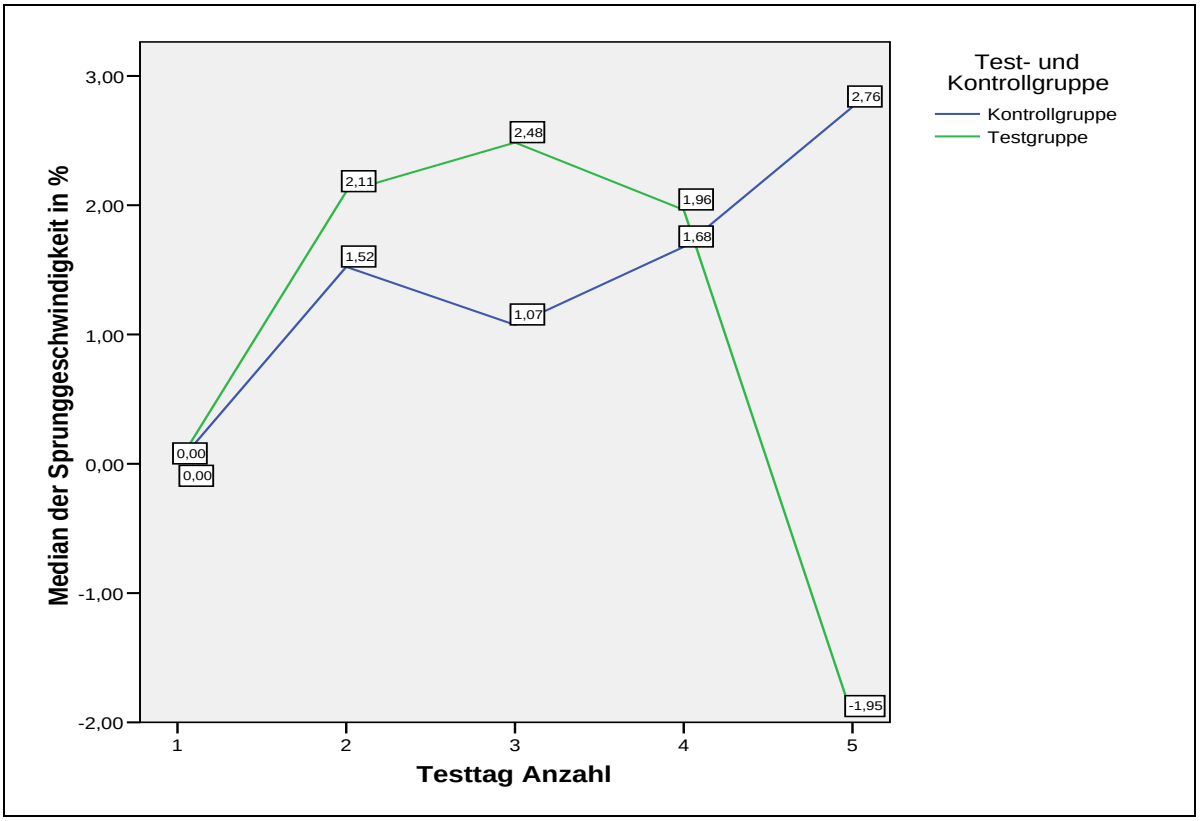


Abb. 64: Liniendiagramm der Sprunggeschwindigkeit als Median in Prozent.

In der folgenden Tabelle kann keine statistische Signifikanz beobachtet werden.

Tab. 25: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die Sprunggeschwindigkeit.

Messungen	Irrtums-wahrschein-lichkeit	Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Differenz	
	p-Wert	untere Grenze	obere Grenze
1	0,586	-0,12797	0,21852
2	0,505	-0,14378	0,27473
3	0,735	-0,21394	0,29194
4	0,610	-0,18518	0,29784
5	0,364	-0,22384	0,52384

In der folgenden Grafik, die Sprunghöhe als Mittelwert und Median dargestellt, machte sich zum Ende der Saisonvorbereitung der größte Unterschied bemerkbar. Er liegt zum Messzeitpunkt 3 bei der Testgruppe als Mittelwert bei 6,33% und als Median bei 10,65% höher als bei der Kontrollgruppe.

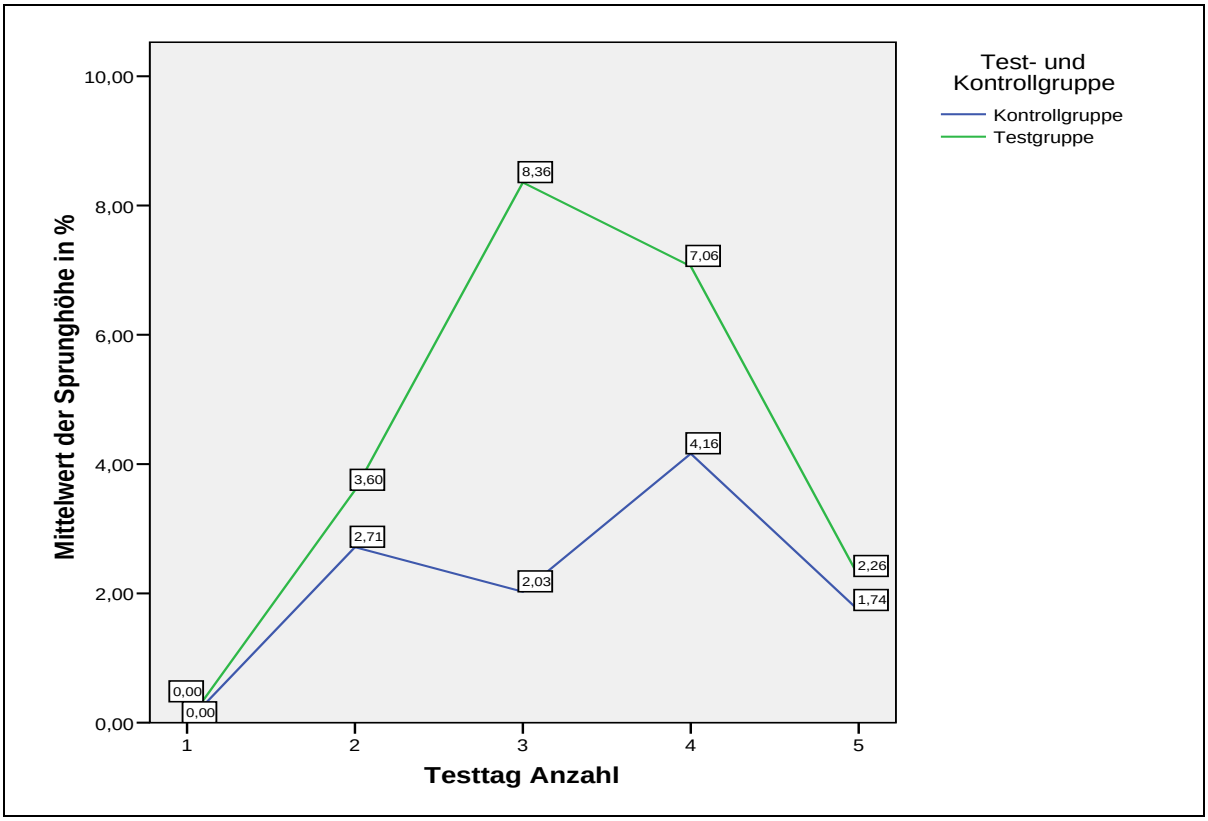


Abb. 65: Liniendiagramm der Sprunghöhe als Mittelwert in Prozent.

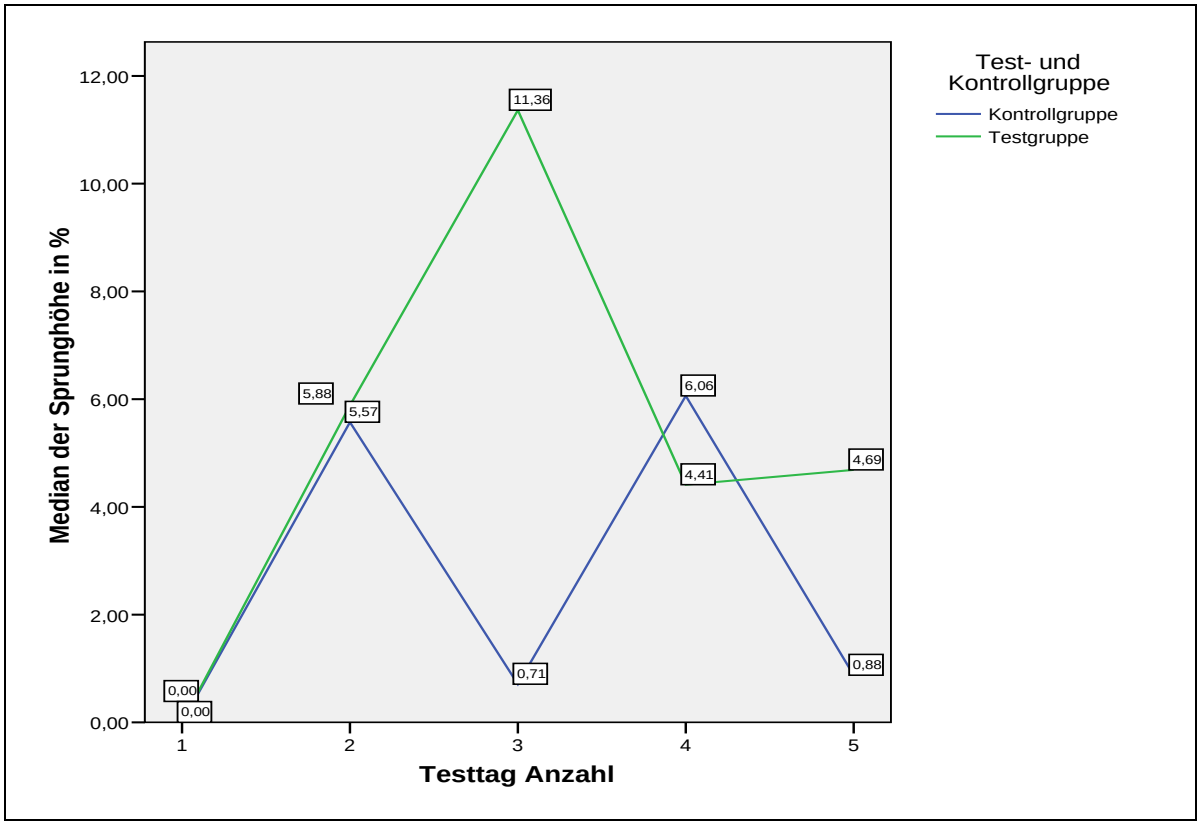


Abb. 66: Liniendiagramm der Sprunghöhe als Mittelwert in Prozent.

Aus der Grafik wird sehr deutlich, dass die Testgruppe sich in der Sprunghöhe zum Ende der Saisonvorbereitung hin wesentlich stärker steigern konnte.

Mit den folgenden Daten der p-Werte und Konfidenzintervalle kann keine statistische Signifikanz dargestellt werden.

Tab. 26: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die Sprunghöhe.

Messungen	Irrtums-wahrschein-lichkeit	Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Differenz	
	p-Wert	untere Grenze	obere Grenze
1	0,578	-0,04958	0,08569
2	0,612	-0,06303	0,10303
3	0,902	-0,08358	0,09358
4	0,623	-0,06955	0,11105
5	0,353	-0,04585	0,11585

Insgesamt betrachtet konnte die Testgruppe in drei von vier Beobachtungen sich gegenüber der Kontrollgruppe in Ihrer Sprungqualität stärker entwickeln. Bei einem Beobachtungsmerkmal konnten sich beide Gruppen homogen und nur sehr leicht entwickeln.

6.2.3 Slalomparcours

Bei diesem Test galt es, durch effektive Richtungswechsel den Slalomparcours möglichst schnell zu durchqueren. Die Athleten starteten mit Ihren gewohnten Hallenschuhen und aus dem versetzten Stand heraus. Aus dem Test können Aussagen zur Koordinationsfähigkeit eines Teilnehmers getroffen werden.

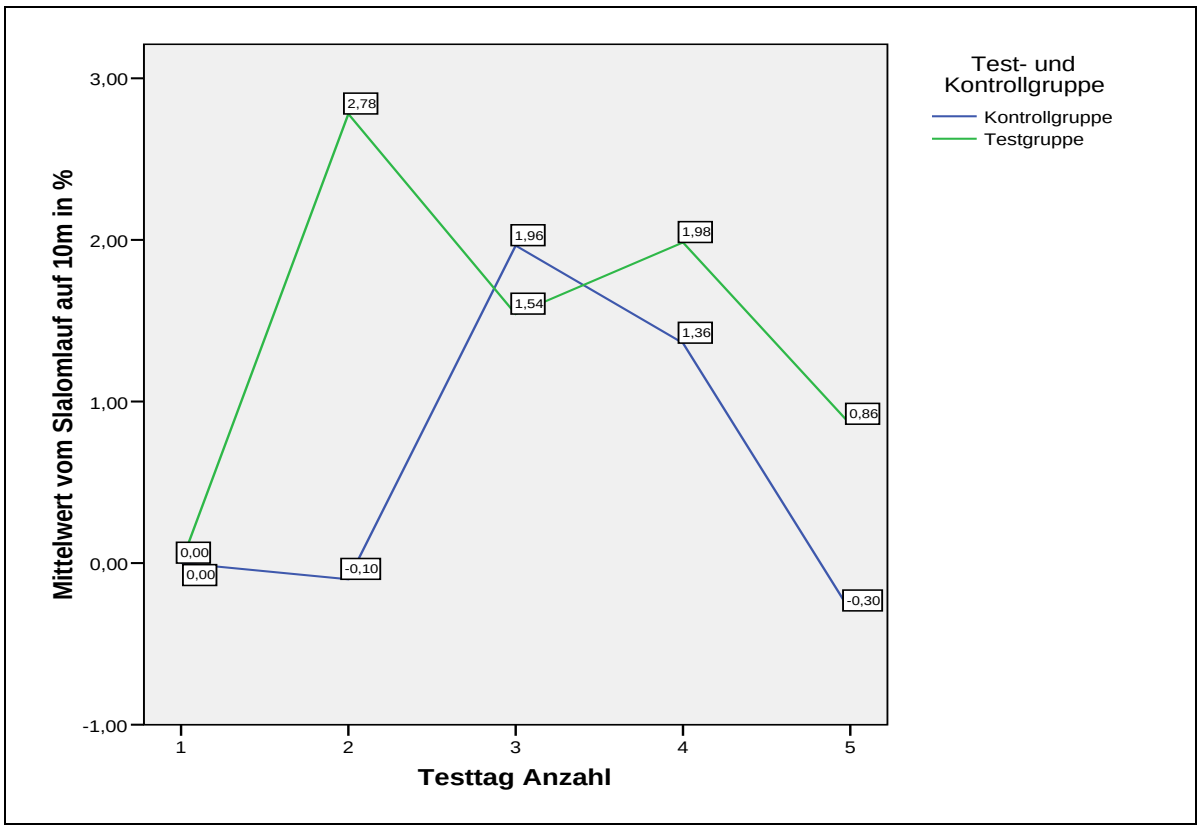


Abb. 67: Liniendiagramm des Slalomlaufes als Mittelwert in Prozent.

Wie auf den Grafiken des Mittelwertes und des Medians zu verfolgen, entwickelten sich beide Trainingsgruppen recht homogen.

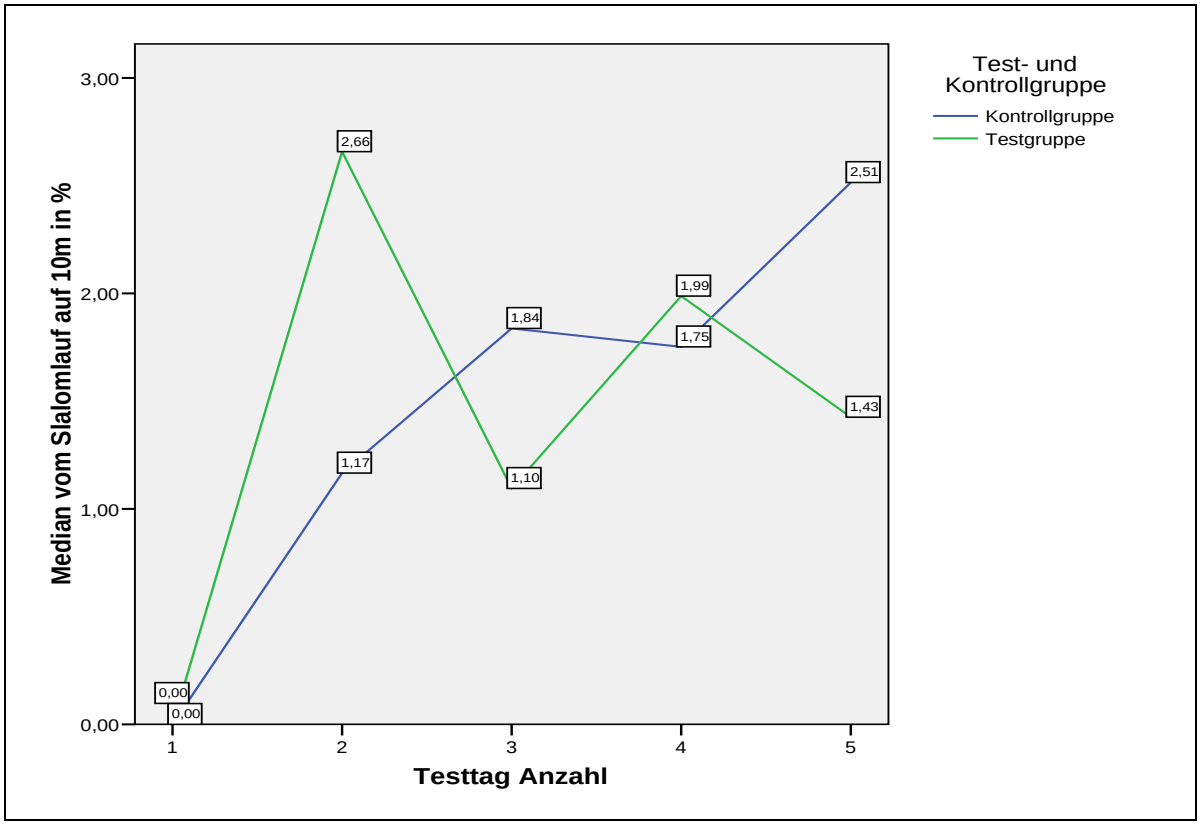


Abb. 68: Liniendiagramm des Slalomlaufes als Median in Prozent.

Entsprechend der p-Werte und Konfidenzintervalle liegt keine statistische Signifikanz vor.

Tab. 27: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für den Slalomlauf.

Messungen	Irrtums-wahrschein-lichkeit	Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Differenz	
	p-Wert	untere Grenze	obere Grenze
1	0,421	-0,784287	0,34382
2	0,441	-0,266292	0,576292
3	0,369	-0,347947	0,85628
4	0,499	-0,403917	0,775631
5	0,946	-0,420683	0,447083

Anhand der Messdaten kann kein Einfluss des Vibrationstrainings in dieser Studie auf die Koordinationsfähigkeit der Trainingsgruppe beobachtet werden.

6.2.4 Sprinttest

Der Test verlief über eine Strecke von 20 Metern. Er wurde einen Meter vor der ersten Lichtschranke aus dem versetzten Stand gestartet und bei 0 Metern, 10 Metern und 20 Metern wurde per Lichtschranke die Zeit erfasst. Dadurch ist die Beschleunigungsfähigkeit auf den ersten 10 Metern, die Sprintfähigkeit auf den letzten 10 Metern und der gesamte Lauf auf 20 Metern interpretierbar. Den Athleten wurde vor dem Sprint ausreichend Zeit zur Erholung eingeräumt.

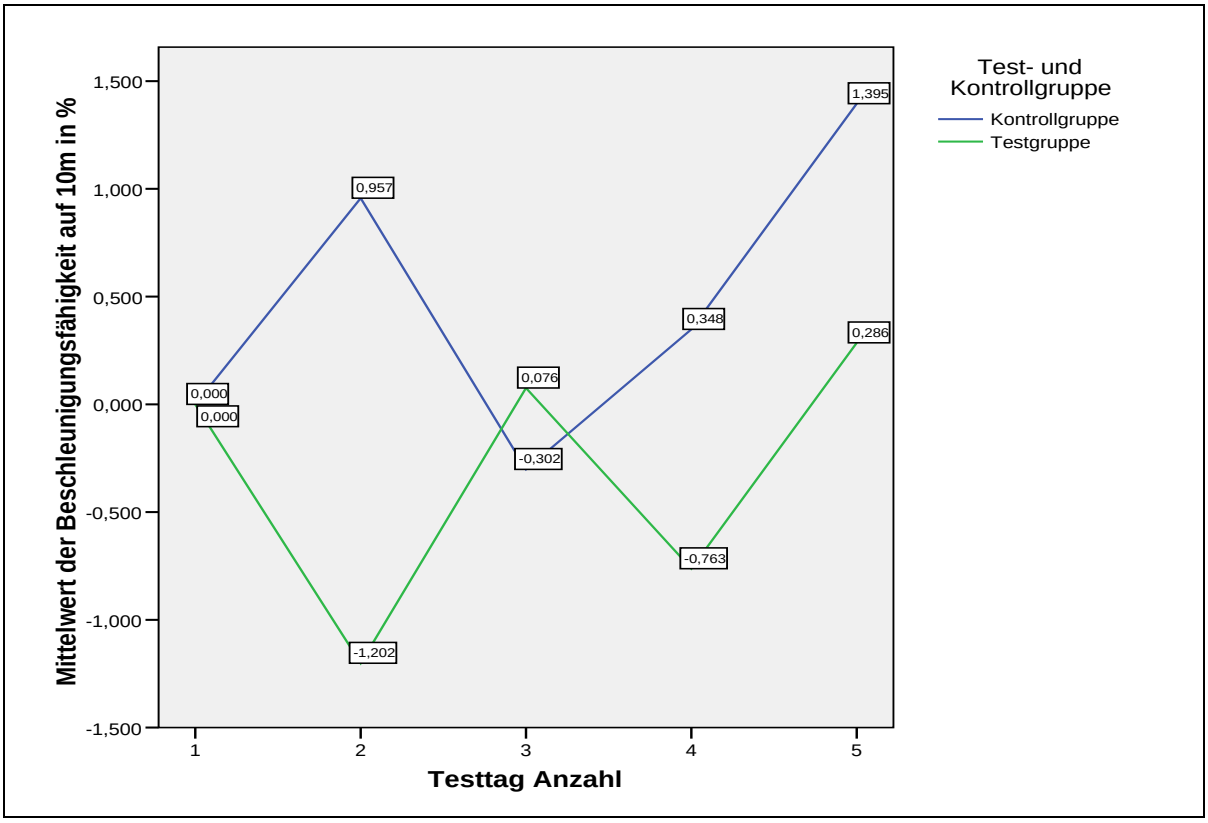


Abb. 69: Liniendiagramm der Beschleunigungsfähigkeit als Mittelwert in Prozent.

Die Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen sind sowohl in der Mittelwertdarstellung als auch in der Darstellung des Medians sehr gering und weisen eine niedrige prozentuale Steigerung auf.

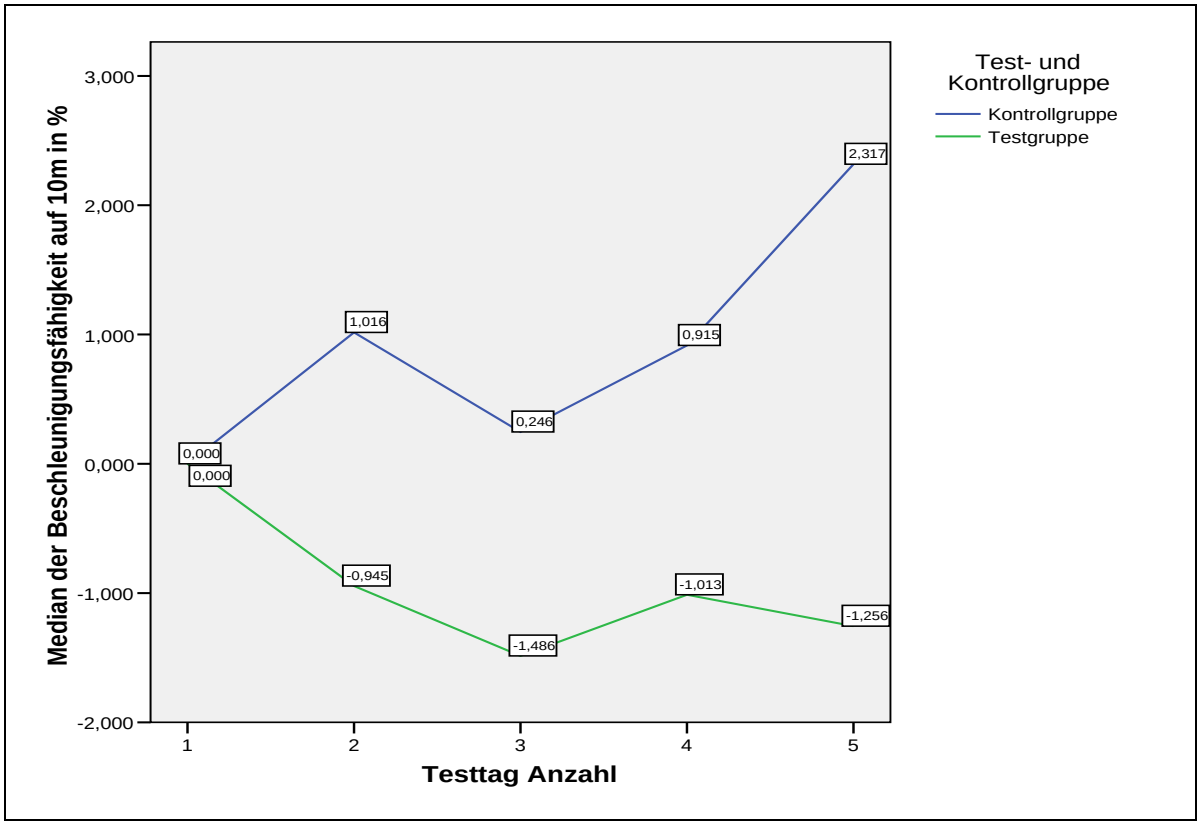


Abb. 70: Liniendiagramm der Beschleunigungsfähigkeit als Median in Prozent.

Anhand der Daten der folgenden Tabelle kann keine statistische Signifikanz festgestellt werden.

Tab. 28: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die Beschleunigungsfähigkeit.

Messungen	Irrtums-wahrschein-lichkeit	Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Differenz	
	p-Wert	untere Grenze	obere Grenze
1	0,881	-0,071873	0,83006
2	0,896	-0,101152	0,89374
3	0,588	-0,08535	0,142683
4	0,634	-0,095756	0,149023
5	0,83	-0,112644	0,136644

Auch in der folgenden Betrachtung der Sprintfähigkeit zwischen 10 Metern und 20 Metern liegen die Versuchsgruppen sehr homogen beisammen. Die prozentuale Entwicklung fällt auch hier in beiden Trainingsgruppen sehr gering aus.

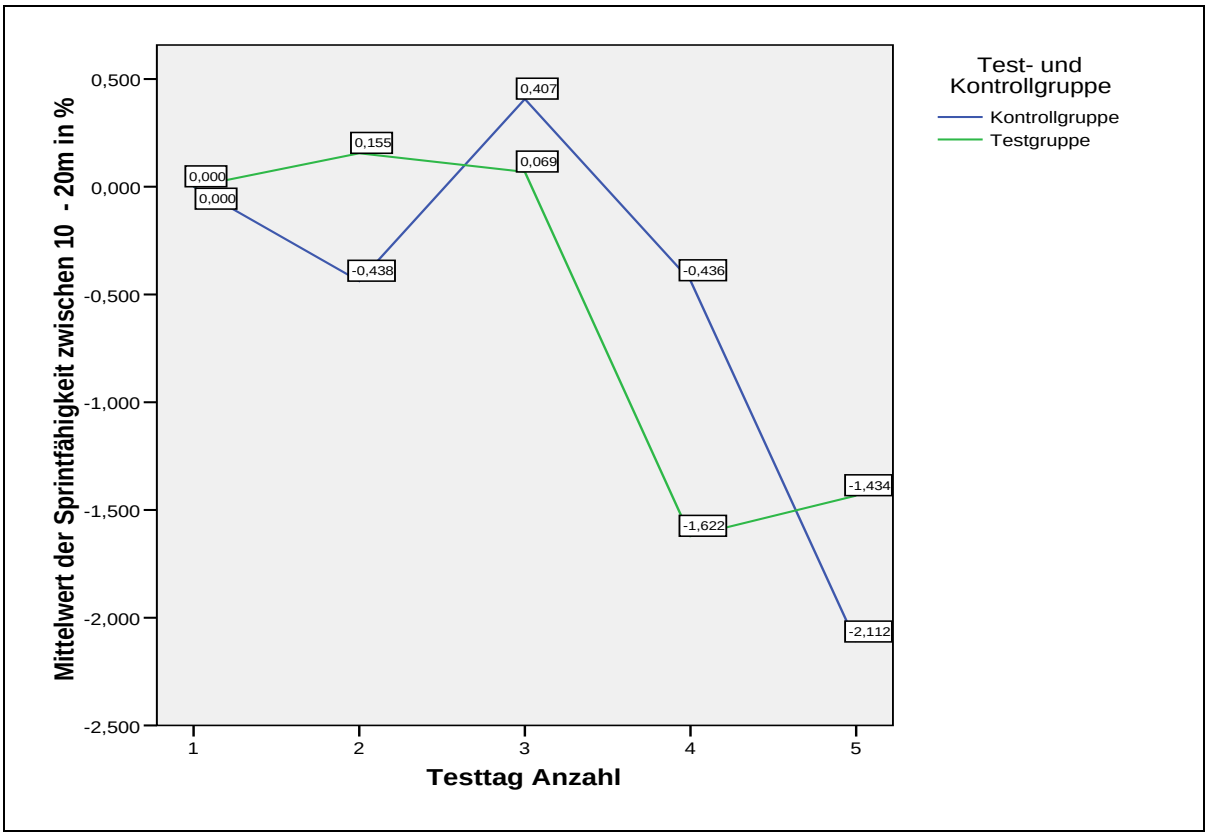


Abb. 71: Liniendiagramm der Sprintfähigkeit als Mittelwert in Prozent.

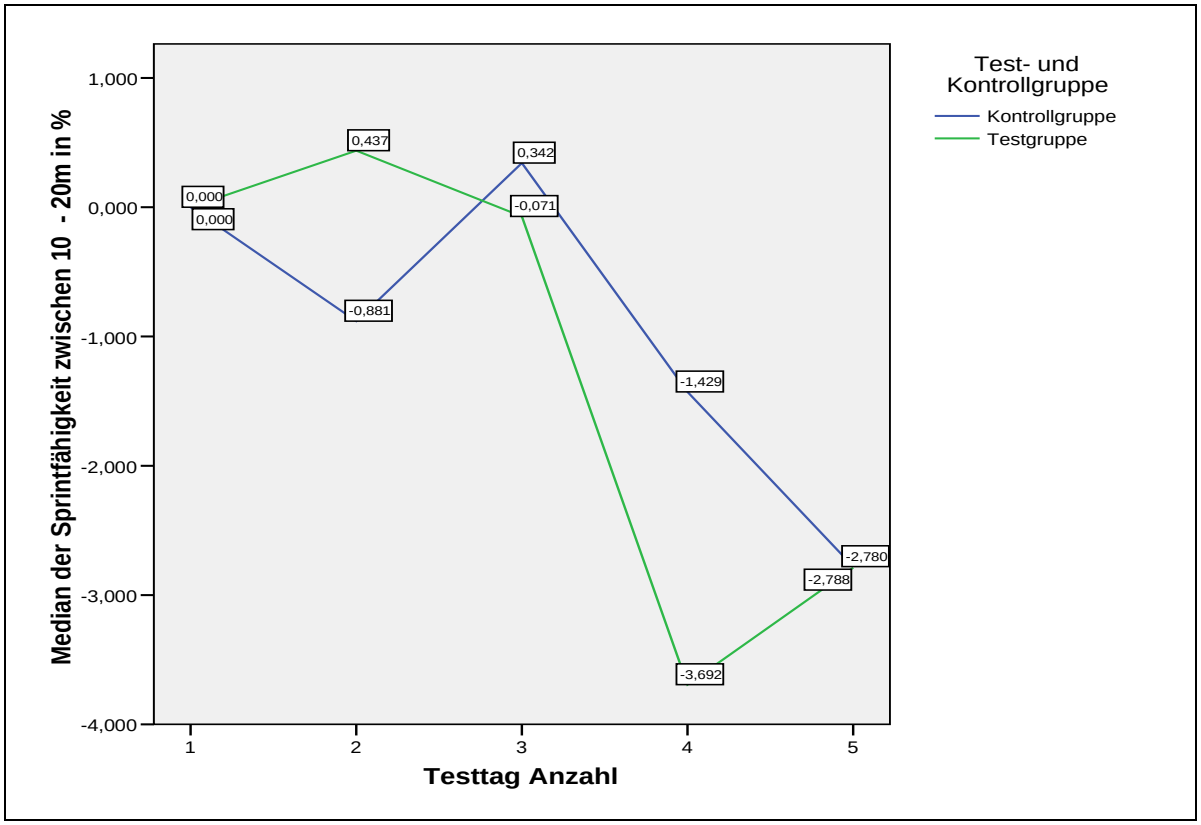


Abb. 72: Liniendiagramm der Sprintfähigkeit als Median in Prozent.

Die Sprintfähigkeit nimmt in beiden Gruppen ab der Wettkampfphase (Messzeitpunkt 3) ab.

Anhand der p-Werte und der Konfidenzintervalle liegt keine statistische Signifikanz vor.

Tab. 29: Angabe der p-Werte und der Konfidenzintervalle für die Sprintfähigkeit.

Messungen	Irrtums-wahrschein-lichkeit	Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Differenz	
	p-Wert	untere Grenze	obere Grenze
1	0,796	-0,071735	0,055869
2	0,605	-0,052389	0,86501
3	0,639	-0,06796	0,105627
4	0,906	-0,092491	0,103025
5	0,567	-0,072138	0,122538

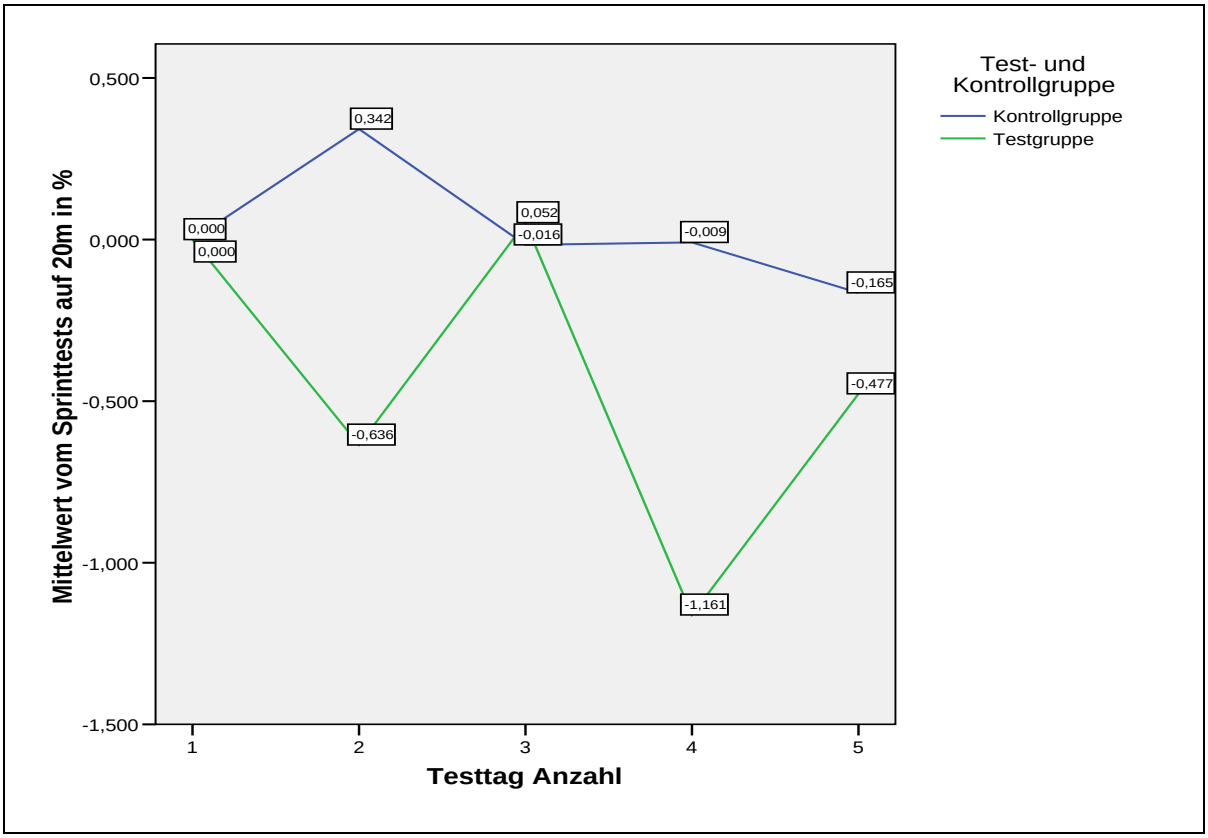


Abb. 73: Liniendiagramm des Sprinttests als Mittelwert in Prozent.

Die Betrachtung der gesamten Laufleistung über 20 Meter entspricht dem Verlauf der vorherigen Sprintanalysen.

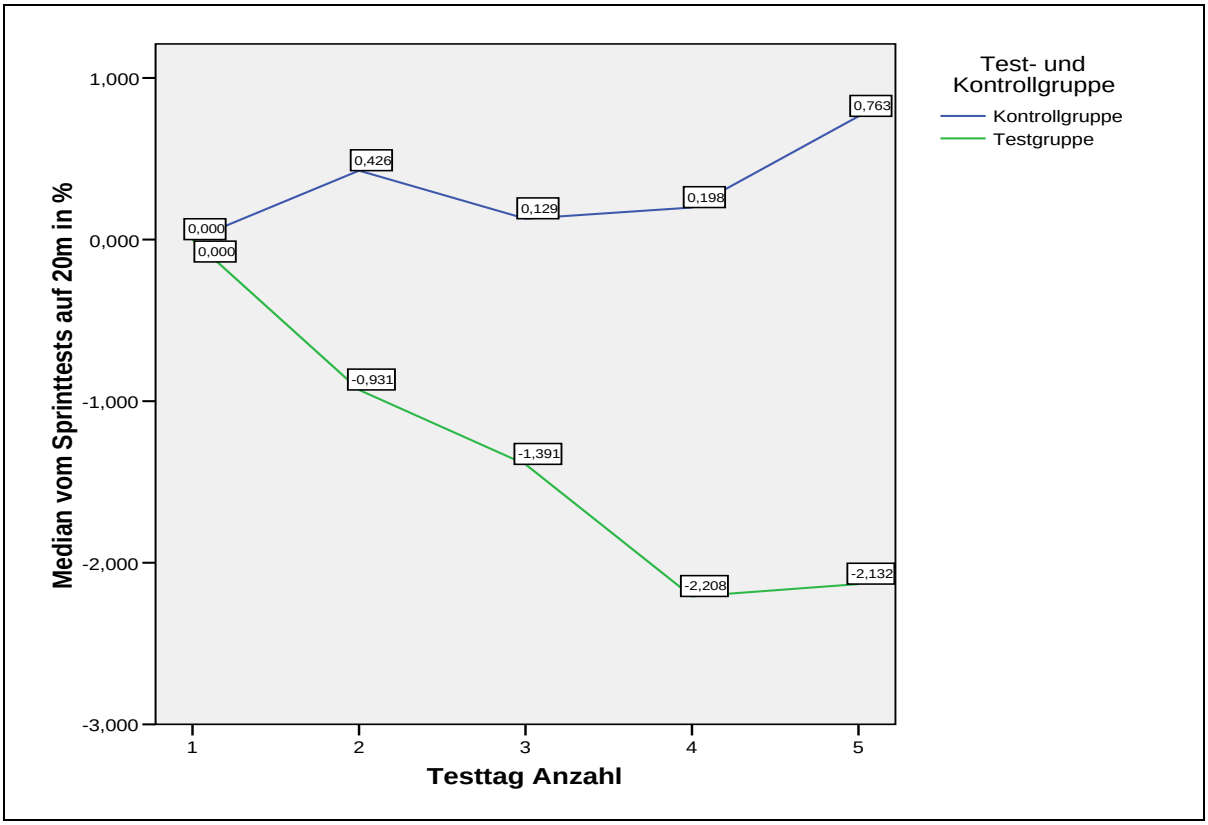


Abb. 74: Liniendiagramm des Sprinttests als Mittelwert in Prozent.

In der Darstellung des Medians verringert sich anscheinend im Verlauf der Studie die Sprintfähigkeit der Testgruppe.

Bei der Betrachtung der Daten in der folgenden Tabelle kann keine statistische Signifikanz festgestellt werden.

Tab. 30: Angabe der p-Werte und Konfidenzintervalle für den gesamten Sprint.

Messungen	Irrtums-wahrschein-lichkeit	Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Differenz	
	p-Wert	untere Grenze	obere Grenze
1	0,972	-0,141128	0,136395
2	0,882	-0,148508	0,170842
3	0,557	-0,136206	0,231206
4	0,736	-0,175656	0,239456
5	0,701	-178262	0,252662

Die Entwicklung der Sprintfähigkeit fällt in dieser Untersuchung sehr gering aus. Es scheint anhand der grafischen Darstellung eine leichte Tendenz zur Verringerung der Sprintfähigkeit bei der Testgruppe zu geben. Es kann nach der Ergebnisdarstellung der Sprintfähigkeit zum einen die Frage beantwortet werden, ob ein durchgeführtes Vibrationstraining sich optimierend auf einige ausgewählte koordinative und konditionelle Fähigkeiten der Leistungssportler auswirken konnte. Zum anderen soll die Hypothese, dass das hier durchgeführte Vibrationstraining einen Einfluss auf die Schnelligkeit der Athleten hat, beantwortet werden. Nach der Ergebnisdarstellung zu den untersuchten konditionellen und koordinativen Fähigkeiten kann festgestellt werden, dass das Vibrationstraining die Athleten in ihrer Beweglichkeit und in ihrer Leistungsentwicklung im Sprung optimieren konnte. Eine Steigerung der Sprintfähigkeit konnte nicht festgestellt werden.
Die aufgestellte Hypothese, dass das hier durchgeführte Vibrationstraining auch einen Einfluss auf die Schnelligkeit der Athleten nehmen könnte, muss nach der Ergebnisdarstellung verworfen werden.

6.2.5 Kohärenzdiagnostik

In der folgenden Darstellung der Kohärenzmessung soll das zweite Untersuchungsziel und die Fragestellung geklärt werden.

Ein Vibrationstraining kann dazu führen, dass ein generelles Potenzial des Bewegens verbessert werden kann, indem keine raum-zeitlich und ‚normativ' festgelegte Bewegungen ausgeführt werden müssen. Die Beeinflussung einer sportlichen Leistung erfolgt indirekt. Vibrationstraining erfolgt nicht nur passiv, sondern kann mit bestimmten Übungen –die noch dazu ‚passend' sind, zur jeweils trainierten Sportart kombiniert werden. Im gesamten Verlauf der Untersuchungen hat sich gezeigt, dass die Daten der Kohärenzmessungen überwiegend einer lognormalen Verteilung folgen konnten. Dies spricht für eine stabile und positive Wirkung des Vibrationstrainings. Kohärente Unterschiede sind im Aufbau der logarithmischen Verteilungsbilder der Testgruppe zu erkennen gewesen. Diese Stellten sich schneller und dauerhafter ein.

Ein besonderes Ergebnis der Kohärenzmessungen hat sich mit Blick auf die Belastungen der Athleten ergeben. Im Hochleistungssport wird intensiv-belastend trainiert. Dies entspricht in der Regel einer höheren entropischen Belastung. Diese Belastung konnte dargestellt werden und hat sich, so eine Bewertung der Belastung, nicht negativ auf ein lognormales Verteilungsbild ausgewirkt. Das spricht in diesem Fall für eine ‚guten' allgemeinen Trainingszustand der untersuchten Athleten.

Wie erwartet wurde, war eine Messung von Kohärenz bei bestimmten Übungen ‚mit den Armen' aufgrund der derzeitigen Gerätekonfiguration nicht verlaufsgerecht und nur eingeschränkt möglich. Daher wird die grafische Darstellung der Verlaufsmessung wie Sie in der ersten Studie verwendet wurde hier nicht durchgeführt.

7 Diskussion und Ausblick

Die ermittelten Daten werden nach der Reihenfolge der Ergebnisdarstellung diskutiert. Das bedeutet, dass jede Studie für sich einzeln bearbeitet wird. Begonnen wird mit den Untersuchungszielen, gefolgt von der Fragestellung und der Hypothese. Der Ausblick beendet die Diskussion der jeweiligen Studie.

7.1 Diskussion zu den Untersuchungszielen der Studie I

Das erste Untersuchungsziel bestand darin, die Bewertung der Leistungsoptimierung durch die seitenalternierende Vibration vorzunehmen. Die dynamische Sprunganalyse mittels Leonardo-Bodenmessplatte wurde zur Beobachtung der Leistungsfähigkeit während des Trainings eingesetzt, um eventuelle Einflüsse durch das niederfrequente Vibrationstraining besser beobachten zu können. Sie ermittelte neben anderen Daten die Kraft und die Geschwindigkeit im Sprung und die Leistungsfähigkeit je Kilogramm Körpergewicht. Dadurch ließen sich die sportmotorischen Fähigkeiten Kraft und Schnelligkeit im Sprung anhand der Datenentwicklung diskutieren. Des Weiteren ist durch den spezifischen Einbeinstand die Gleichgewichtsfähigkeit festgehalten worden, die Gegenstand der Diskussion zum ersten Untersuchungsziel ist.
Die Entwicklung der Kraft- und Geschwindigkeitswerte entsprechen dem zu erwarteten Leistungszyklus der Athleten in der Wettkampfvorbereitungsphase. Nach der Hälfte der Studie fallen die Werte der Kraft und der Geschwindigkeit im CMJ ohne Armeinsatz leicht ab und steigen zum Ende der Studie wieder leicht an. Diese Entwicklung ist mit der Erholungsphase nach der vorherigen Wettkampfphase und der Aufbauphase für die kommende Saison deckungsgleich.

Das niederfrequente Vibrationstraining hatte offensichtlich keinen deutlichen Einfluss auf die Kraft und Geschwindigkeit im Sprung.

Das eigentliche Haupttraining bzw. Leichtathletiktraining hat sich, wie erwartet, stärker auf die Leistungsfähigkeit ausgewirkt als das 6-minütige Vibrationstraining. Anhand der Entwicklung der Leistungswerte kann nur bei einem Teilnehmer ein direkter Zusammenhang durch das Vibrationstraining angenommen werden. Nach der Trainingsintervention konnten zwei der drei teilnehmenden Athleten mit Bestleistungen Ihre Saison erfolgreich abschließen.

Die einbeinige Gleichgewichtsfähigkeit konnte sich bei jedem Teilnehmer im Studienverlauf deutlich verbessern. Offensichtlich konnte durch die Steigerung des einbeinigen Gleichgewichtes auch die Leistungsfähigkeit optimiert werden.

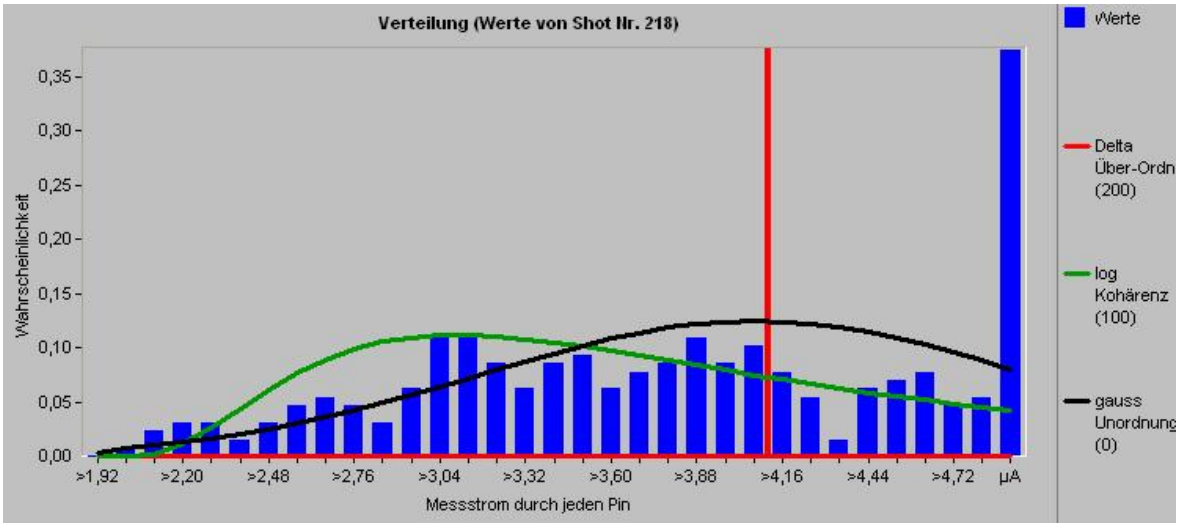
Es ist anzunehmen, dass durch die Steigerung der intermuskulären und intramuskulären Koordination der Teilnehmer durch das Vibrationstraining (vgl. Abercromby et al., 2007), die Funktion der Muskeln verbessert wird und entsprechend der Bewegungsablauf optimiert werden kann.

Der langanhaltende Effekt des Trainings auf das einbeinige Gleichgewicht konnte in den zwei Folgemessungen nach drei bzw. sechs Wochen beobachtet werden.

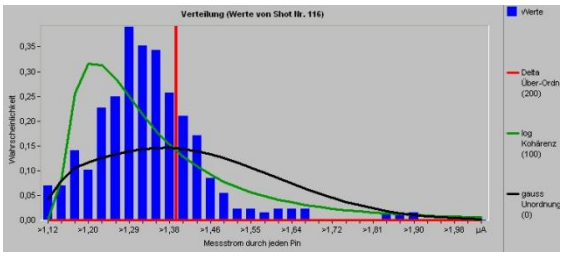
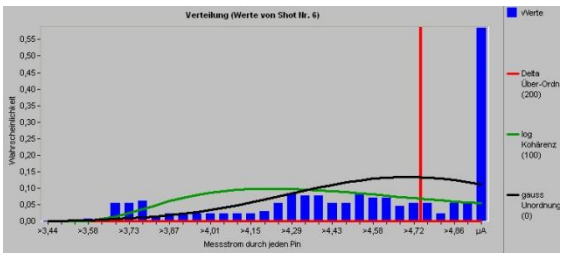
Das zweite Untersuchungsziel war die Überprüfung eines Diagnosegerätes im Leistungssportbereich zur Erfassung der ganzheitlichen Trainingswirkung. Aus den gesammelten Erkenntnissen ist eine Gesamtbetrachtung in Form einer Tabelle erstellt worden, um die Beobachtungen gebündelt darzustellen. Aus meiner Diplomarbeit „Kohärenz durch Vibration“ (Wegner, 2008) werden die damaligen Ergebnisse zu den Kohärenzmessungen mit den Beobachtungen in dieser Arbeit verglichen. In der damaligen 6-wöchigen Trainingsstudie mit 12 Teilnehmern aus dem Rehabilitations- und Breitensportbereich wurde durch das Kohärenzgerät ein Mess-Stromanstieg im Trainingsverlauf durch seitenalternierendes Vibrationstraining beobachtet. Dieser ereignete sich aber nur bei den Teilnehmern, die sich auch in ihrer Kondition verbessern konnten.

Im Folgenden wird die Datenlage zur Kohärenzmessung für jeden Teilnehmer diskutiert.

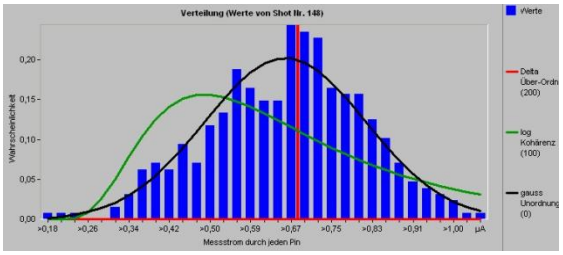
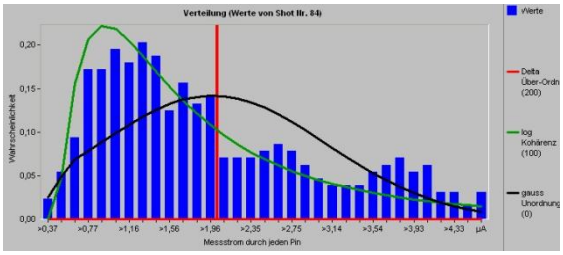
Tab. 31: Gesamtbetrachtung der SAM 2-Messung des Teilnehmers D. G. aus der Studie I.

Teilnehmer D. G.
- Typisches Verteilungsbild - 
Theta-Verteilungstyp, steht für überwiegend hohe Mess-Ströme, verbunden mit einer höheren thermischen Energie. Dies lässt sich auf der Grafik durch den blauen Balkenausschlag auf der rechten Seite der x-Achse gut erkennen.
Es wurde kein überwiegender Mess-Strom Anstieg während des Trainingsverlaufes beobachtet, jedoch konnte der Athlet sich um drei Zehntel Sek. auf 110 Metern Hürden verbessern. Damit unterscheidet sich diese Beobachtung zu den Messungen der Diplomarbeit „Kohärenz durch Vibration“ (Wegner, 2008).
Die überwiegende Theta-Verteilung mit den hohen elektrischen Strömen spiegelt die persönliche Leistungsgrenze des Athleten wider.

Tab. 32: Gesamtbetrachtung der SAM 2-Messung des Teilnehmers M. P. aus der Studie I.

<table>
<tr><td colspan="2">Teilnehmer M. P.</td></tr>
<tr><td colspan="2">- Typisches Verteilungsbild -</td></tr>
<tr><td>- typische Häufigkeitsverteilung -
 
</td><td>- letzte Trainingswoche -
 
</td></tr>
<tr><td colspan="2">In der linken Darstellung liegt eine überwiegend Log-normale Verteilung mit geringen elektrischen Mess-Strömen vor, jedoch in der letzten Trainingswoche stiegen die elektr. Mess-Ströme stark an und der Verteilungstyp wandelte sich zu Theta-Verteilung. Die beiden Grafiken stellen diese Entwicklung bildlich dar. Die Verteilungsbilder sind Deckungsgleich mit dem beschriebenen Gefühl der Abgeschlagenheit und Ermüdung des Athleten in der letzten Trainingswoche.</td></tr>
<tr><td colspan="2">Bei dem Athleten konnte kein häufiger Mess-Strom Anstieg während des Trainingsverlaufes beobachtet werden, obwohl der Zehnkämpfer in zwei seiner Disziplinen eine Bestleistung erbrachte.</td></tr>
</table>

Tab. 33: Gesamtbetrachtung der SAM 2 Messung des Teilnehmers H. S. aus der Studie I.

<table>
<tr><td colspan="2">Teilnehmer H. S.</td></tr>
<tr><td colspan="2">- Typisches Verteilungsbild -</td></tr>
<tr><td>- erste Studienhälfte -</td><td>- zweite Studienhälfte -</td></tr>
<tr><td> 
</td><td> 
</td></tr>
<tr><td colspan="2">In der ersten Hälfte der Trainingsstudie war oft eine Delta-Verteilung zu beobachten. Dieses kam in der zweiten Hälfte der Trainingsstudie nicht mehr vor. Die vorliegende Linkssymmetrie in der zweiten Studienhälfte deutet auf eine verbesserte Häufigkeitsverteilung der elektrischen Mess-Ströme des Athleten hin. Am linken Bild ist gut zu erkennen, wie sich die blauen Balken an der vertikalen roten Linie hoch auftürmen. Im rechten Bild liegt eine optimale harmonische Linkssymmetrie der blauen Balken vor.</td></tr>
<tr><td colspan="2">Es ist zu beobachten, dass sich in der zweiten Hälfte der Studie der dL/dG-Wert zum Ende einer Trainingseinheit recht konstant auf einem hohen Niveau hält. Die Werte dokumentieren die sehr leistungsstarke Entwicklung des Athleten. Der Mess-Strom Anstieg während der Studie war bei dem Athleten sehr unregelmäßig und kann auch hier die Beobachtung meiner Diplomarbeit (Wegner, 2008) nicht bestätigen.</td></tr>
</table>

Die Frage, ob ein zusätzlich durchgeführtes niederfrequentes Vibrationstraining die Gleichgewichtsfähigkeit der Leistungssportler verbessern kann, wurde bereits in dem ersten Untersuchungsziel erläutert. Aus den Messungen des einbeinigen Gleichgewichtes der Athleten ist die Verbesserung im Trainingsverlauf sehr deutlich geworden. Es konnte gezeigt werden, dass sich das seitenalternierende Vibrationstraining positiv auf das Gleichgewicht ausgewirkt hat. Entsprechende Erkenntnisse zur Gleichgewichtsverbesserung sind bereits in zahlreichen Studien gewonnen worden (Gusi, Raimundo, & Leal, 2006; Iwamoto, et al., 2004).

7.1.1 Ausblick zur Studie I

Aus der dynamischen Sprunganalyse konnte die Leistungsentwicklung der Athleten während der Studie gut beobachtet werden. Durch die Analyse ist deutlich geworden, dass das niederfrequente Vibrationstraining keinen Einfluss auf die Sprungfähigkeit genommen hat. Aus bereits durchgeführten Studien ist ein positiver Einfluss auf die Sprungfähigkeit durch Frequenzen ab 20 Hz bekannt (Berschin, 2003; Bosco et al., 1998; Chochrane & Stannard, 2005; Ramolla, 2004). Die Erkenntnisse zur Verbesserung der Sprungkraft durch das Vibrationstraining werden zwar noch divergent in der Wissenschaft diskutiert, deuten aber auf eine sinnvolle und zusätzliche Ergänzung durch das Vibrationstraining hin. Dennoch besteht weiterhin Forschungsbedarf für eine effektivere Anwendung des Vibrationstrainings.

Die Kohärenzdiagnostik konnte in dieser Studie zu wichtigen ergänzenden Einschätzungen über den Leistungsstand der Athleten verhelfen. Aus den bereits durchgeführten Studien (He et al., 1999; Wegner, 2008; Wegner et al., 2009; Weinberg & Ziaja, 2008 a; Weinberg & Ziaja, 2008 b; Zhang, 2007; Ziaja, 2010) führten die Messungen des Kohärenzgerätes zu wichtigen Einschätzungen der Teilnehmer. Besonders der Einsatz im Rahmen einer Verlaufsdiagnostik hat sich als empfehlenswert erwiesen. Die aktuelle Version des SAM 3 wird weiter technisch verbessert und in Zukunft wird wohl der Status Analyse Monitors in entsprechend höheren Versionen angeboten. Die Entwicklung dieser Geräte sollte durch weitere Studien verfolgt werden.

Die Datenlage zur positiven Wirkung des seitenalternierenden Vibrationstrainings auf das Gleichgewicht ist mannigfaltig (Bautmans et al., 2005; Berschin & Sommer, 2004; Kawanabe et al., 2007; Melnyk et al., 2007; Runge, 2006; Wegner et al., 2009).

Das Training auf dem Vibrationsgerät wirkt ähnlich wie das propriozeptive Training (Swiniarek et al., 2009). Die Rezeptoren für die Körperlage und der Bewegungssinn werden herausgefordert und trainiert (vgl. Knobloch et al., 2005; Petersen et al., 2002; Quante & Hille, 1999). Durch die höhere Frequenz des Vibrationsgerätes, wird die Propriozeption (Tiefensensibilität) effektiv angesprochen.

Leider fehlen in den meisten Studien genaue Angaben über die Übungen und ihre Dosierung mit dem Vibrationsgerät. Daher liefern die Ergebnisse dieser zwei Studien durch ihre genaue Darstellung der Trainingspläne eine weitere praktische Vorstellung zur möglichen Trainingsgestaltung.

7.2 Diskussion zu den Untersuchungszielen der Studie II

In der zweiten Studie lag der große Unterschied zur vorherigen Studie in der Teilnehmerzahl und der Sportart. Das Ziel, ein größeres Teilnehmerfeld aus dem Leistungssportbereich zu untersuchen, führte letztendlich zum Handball. So wurde nach der Studie in der Individualsportart Leichtathletik eine Studie in der Mannschaftssportart Handball durchgeführt. In dieser Untersuchung gab es keine Limitierung der Vibrationsfrequenz, so dass der Versuch unternommen wurde, möglichst viele sportmotorische Fähigkeiten durch das höher frequentierte Vibrationstraining positiv zu beeinflussen.

Das erste Untersuchungsziel verfolgt die Bewertung der Leistungsoptimierung durch das Vibrationstraining auf einige sportmotorische Fähigkeiten. Mit der Gelenk- und Muskelbeweglichkeit wird die Diskussion begonnen. Aus der Zusammenfassung des Ergebnisteils ist schon die stärkere Entwicklung der Beweglichkeit in der Testgruppe gegenüber der Kontrollgruppe deutlich geworden. Demnach können Beobachtungen, nach denen ebenfalls größere Beweglichkeitszuwächse bei den Vibrationsteilnehmern zu verzeichnen waren, mit dieser Studie bestätigt werden (Chochrane & Stannard, 2005, Issurin, Liebermann, & Tenenbaum, 1994; Nazarov, 1996). Hierzu gibt es verschiedene theoretische Überlegungen. Eine beschreibt die Vermutung, dass die Dehnschmerzgrenze durch die reflektorische Belastung des Vibrationstrainings verschoben wird. Dieses kann möglicherweise zum einen mit der Minderung der Empfindlichkeit der Mechanorezeptoren zusammenhängen, aber auch durch die vermehrte Ausschüttung von schmerzlindernden Hormonen erklärt werden (vgl. Weber, 1997). Eine weitere Vermutung geht davon aus, dass die Muskulatur als sogenannte ‚Blutpumpe' durch die hohe Kontraktionsanzahl vermehrt Sauerstoff aufnehmen kann und entsprechend der gesteigerten Erwärmung dehnfähiger wird (Nazarov, 1996).

Die dynamische Kraft-Leistungsanalyse mittels Leonardo-Mechanographie dokumentierte im Längsschnitt die Sprungqualität. Ein Parameter stellt die Sprungkraft dar, die sich in der Testgruppe besonders im Medianvergleich

stärker entwickelte. Diese Beobachtung wird grafisch im Messzeitpunkt 3, also in der Wettkampfvorbereitungsphase, deutlich. Ein Grund für die abfallende Entwicklung zum Messzeitpunkt 4 und 5 (Wettkampfphase), wie für fast alle weiteren Parameter, wird in der starken Schwankung der Motivation der Spieler gesehen. Die Spieler waren durch die Wettkampfvorbereitungsphase zum einen physisch nicht so stark gefordert und zum anderen waren Sie psychisch ausgeglichener. So konnten sich die Athleten in der Aufbauphase in Ihrer Leistungsfähigkeit offensichtlich ungestörter entwickeln. In der Wettkampfphase waren, beispielsweise wegen eines verlorenen Spiels, die Spieler in den Tests nicht vergleichbar motiviert wie noch in der ungetrübten Wettkampfvorbereitungsphase.

In den Werten des nächsten Parameters, der Leistungsfähigkeit je Kilogramm Körpergewicht, spiegelt sich diese offensichtliche Beeinflussung ebenfalls wieder. Hier ist zum Messzeitpunkt 3 noch in beiden Trainingsgruppen eine Steigerung zu beobachten, die allerdings zum Messzeitpunkt 4 und 5 in beiden Gruppen abfällt.

Beim Parameter Sprunggeschwindigkeit zeigt sich diese Beobachtung nur in der Testgruppe. Die Kontrollgruppe kann sich auch zum Messzeitpunkt 4 und 5 leicht steigern.

Der Parameter Sprunghöhe kann durch die Testgruppe bis zum Messzeitpunkt 3 stärker gesteigert werden als es die Kontrollgruppe schafft. Auch hier ist der identische Effekt zu den Messzeitpunkten 4 und 5 zu beobachten. Die Verbesserung der Sprungqualität wird in Studien (Berschin, 2003; Blottner et al., 2006; Landscheck, 2004; Runge, 2006) damit erklärt, dass das Vibrationstraining die notwendigen schnellkräftigen Typ II-Muskelfasern überwiegend aktiviert und dadurch diese stärker ausprägt. Zudem erfolgt durch das Vibrationstraining ein Training auf die Reaktivkraft beziehungsweise eine Verbesserung der elastischen Energiespeicherung (Runge, 2006). Durch die ständig eintretende exzentrisch-konzentrische Muskelarbeit (Dehnungsverkürzungszyklus), wird beim Athleten auf dem Vibrationsgerät die Reaktivkraft, die zur Verbesserung der Sprungkraft entscheidend ist, effektiv angesprochen (Berschin, 2003; Haleva, 2005).

Mit Hilfe des Slalomparcours soll die Koordinationsfähigkeit der Athleten beurteilt werden. Das Ziel, den Parcours schnellstmöglich zu durchqueren, konnte von beiden Trainingsgruppen im Verlauf der Trainingsstudie leicht gesteigert werden. Nur bei der Testgruppe ist ein leichter Abfall zum Ende der Studie erkennbar. Das zeigt, dass die Testgruppe in der Wettkampfphase das leicht höhere Niveau nicht halten konnte. Aus bisherigen Studien zum Vibrationstraining ist ein positiver Effekt auf koordinative Fähigkeiten bekannt (Berschin, 2003; Turbanski et al., 2005; Van Nes et al., 2004). Die Verbesserungsmöglichkeit wird mit der Fähigkeit der Steigerung der inter- und intramuskulären Koordination durch das Vibrationstraining begründet (vgl. Abercromby et al., 2007).

In den Sprinttests entwickelte sich die Beschleunigungsfähigkeit auf den ersten 10 Metern in beiden Trainingsgruppen unterschiedlich und nur sehr gering. Die Kontrollgruppe konnte sich im Trainingsverlauf leicht steigern. Bei der Testgruppe hatte offensichtlich das Vibrationstraining einen leicht negativen Einfluss auf die Beschleunigungsfähigkeit. Die Entwicklung der Sprintfähigkeit verhält sich bei beiden Gruppen ähnlich. In der Wettkampfvorbereitungsphase bis zum Messzeitpunkt 3 entwickelt sich diese leicht und fällt in der Wettkampfphase zum Messzeitpunkt 4 und 5 wieder ab. In der Gesamtbetrachtung des 20-Meter-Sprints hat sich die Kontrollgruppe im Trainingsverlauf kaum verändert und die Testgruppe ist leicht langsamer geworden. Basierend auf den Ergebnissen der Steigerung der schnellkräftigen Typ-II Muskelfasern durch das Vibrationstraining (vgl. Blottner et al., 2006) und dem reaktiven Trainingscharakter ist der Vermutung nachgegangen worden, die Sprintfähigkeit entsprechend steigern zu können. Dass es nicht zu Steigerung gekommen ist, könnte durch das eher von Kraft-Ausdauer geprägte Training erklärt werden. Bei dem 60-sekündigen Training führten die Athleten ca. 20 Wiederholungen während der Übung aus und trainierten dadurch eher die Fähigkeit der Kraftausdauer. Für die Erhöhung der Sprintfähigkeit wäre ein Maximalkrafttraining mit vier bis acht Wiederholungen und entsprechend schwereren Gewichten effektiver gewesen.

Die Optimierung der Sprintfähigkeit durch das Vibrationstraining konnte in dieser Untersuchung nicht beobachtet werden.

Zur Erfassung der Kohärenz bei den Athleten wurden zwei Status Analyse Monitore der Version 2 eingesetzt, um sowohl bei dem Kontroll-, als auch bei dem Testteilnehmer zeitgleich zu messen. Durch intensivere Armbewegungen während der Übungsausführung wurden keine Verlaufsmessungen durchgeführt. Die gewonnen Daten während des Trainings werden auf Ihr typisches Verteilungsbild hin beurteilt. Sowohl bei den Testteilnehmern als auch bei der Kontrollgruppe konnten die Messungen zur Kohärenz zeigen, dass sich bei allen Teilnehmern der Studie früher oder später ein lognormales Verteilungsbild darstellte. Allerdings bauten sich die logarithmischen Verteilungsbilder der Testgruppe schneller und konstanter auf.

Das Vibrationstraining, so ein wesentliches Ergebnis der Untersuchungen, kann dazu angewendet werden, das kohärente Potenzial (als Schwingungsfeld) durch schwingungsinduzierte Information (Vibrationsplatte) zu verbessern. Dieses Potenzial kann so durch Vibrationstraining in ihrer lognormalen Qualität ausgesteuert und für nachfolgende weitere Trainingsmaßnahmen optimierend genutzt werden.

7.2.1 Ausblick zur Studie II

Die Wirkung des Vibrationstrainings wird in der Wissenschaft bisher noch kontrovers diskutiert. In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass das seitenalternierende Vibrationstraining, einige sportmotorische Fähigkeiten der Athleten positiv beeinflusst hat. Auch im Rehabilitations- und Breitensportbereich findet das Gerät seit einiger Zeit seinen Einsatz. Allerdings werden die Möglichkeiten zur konditionellen Verbesserung sehr unterschiedlich genutzt. Hierfür spielt außer dem Potential des Gerätes auch die Erfahrung in der Trainingsgestaltung eine sehr wichtige Rolle. Dementsprechend wird durch einen erfahrenen Anwender Wesentliches dazu beigetragen, dass sich ein Training positiv auswirken kann. Erkenntnisse zur Wirksamkeit sind bzw. werden nicht zuletzt durch Projekte wie der ‚BedRest-Studie' oder das aktuell laufenden Projekt ‚Mars500' gesammelt. Aus jetziger Sicht scheint dem Training durch Schwingungsübertragung noch eine vielversprechende Zukunft bevorzustehen.
Die Kohärenzdiagnostik konnte in dieser Studie zeigen, dass die Beurteilung der Verteilungsbilder dazu beiträgt, das Training auf seine Wirksamkeit zu überprüfen. Die Weiterentwicklung der Kohärenzdiagnostik wird zu einer noch praktikablen Nutzung der Geräte beitragen. Aus den bereits vorhandenen Ergebnissen zu ihrer Anwendbarkeit entwickelt sich ein neuartiges und ergänzendes Diagnosegerät für die Wissenschaft und letztendlich auch für den Privatanwender. Der weitere Einsatz der Geräte in Studien sollte auch weiterhin intensiv verfolgt werden.

8 Zusammenfassung

Die Arbeit beschäftigt sich mit der Optimierungs- und Einsatzmöglichkeit durch seitenalternierendes Vibrationstraining in Verbindung mit einem Kohärenzmessgerät im Hochleistungssport. Ziel der zwei Untersuchungen ist, leistungsoptimierende Effekte auf sportmotorische Fähigkeiten zu evaluieren und den Einsatz eines Kohärenzmessgerätes im Hochleistungssportbereich zu überprüfen.

Der theoretische Grundgedanke basiert auf dem Potential des permanenten Schwingungsfeldes, welches durch die Mikrovibration bzw. den Muskeltonus des Menschen repräsentiert wird. Daher wird hier zusätzlich dem Aspekt der Informationsübertragung auf den gesamten Körper durch Beobachtung der elektromagnetischen Verteilungshäufigkeit nachgegangen, statt nur einzelne Parameter zum Trainingseffekt zu untersuchen. Die intensiv begleitende Diagnostik mittels der Messung der Kohärenz als biophysikalisches Kennzeichen ist kein Zufall, sondern steht in biophysikalisch-logischer Relation.

Der Einsatz beider Geräte erfolgte im Rahmen einer Einzelfallstudie über 16 Wochen mit drei Kader-Leichtathleten des Hamburger Sport-Vereines. Des Weiteren wurde eine Studie mit einer 18-köpfigen Handballmannschaft aus Bad Schwartau, die in der zweiten Bundesliga spielt, über etwa 13 Wochen durchgeführt.

Leistungsoptimierenden Effekte in der Leichtathletikstudie wurden durch regelmäßig durchgeführte Gleichgewichtstests und mit einer Bodenmessplatte zur dynamischen Bewegungsanalyse und Leistungsdiagnostik dokumentiert. Aus diesen Ergebnissen konnte festgestellt werden, dass sich das 8-wöchige und jeweils sechs Minuten andauernde niederfrequente Vibrationstraining positiv auf die einbeinige Gleichgewichtsfähigkeit ausgewirkt hatte. Die Ergebnisse der Sprunganalyse konnten keine Vorteile der Intervention bezüglich der Sprungqualität feststellen. Demnach ist deutlich geworden, dass das niederfrequente Training, die einbeinige Gleichgewichtsfähigkeit verbessern konnte. Die ebenfalls regelmäßig durchgeführte Kohärenzmessung spiegelte das Leistungsempfinden der Athleten während der Studie wider. Durch die

entsprechenden Häufigkeitsverteilungen, die aus den elektrisch gemessenen Strömen ermittelt wurden, konnten die Erkenntnisse hierzu abgesichert werden. Im Anschluss an die erste Studie erfolgte eine weitere Untersuchung mit einer größeren Teilnehmerzahl in der Mannschaftssportart Handball. Die Effekte wurden durch regelmäßige Verlaufsuntersuchungen in den Bereichen Beweglichkeit, Sprungqualität, Koordinationsfähigkeit und Sprintfähigkeit festgehalten. In der Testgruppe mit dem zusätzlichen Einfluss des Vibrationstrainings wurden die Beweglichkeit und die Sprungqualität gegenüber der Kontrollgruppe deutlich stärker gesteigert. Verbesserungen der Koordinationsfähigkeit und der Sprintfähigkeit konnten in beiden Trainingsgruppen nicht beobachtet werden.

In der Gesamtbetrachtung konnte somit durch das Vibrationstraining eine Optimierung der sportlichen Leistung durch die Verbesserung einiger motorischer Fähigkeiten erreicht werden.

Der Einsatz der beiden Kohärenzmessgeräte SAM 2 konnte das jeweilige elektromagnetische Verteilungsbild der Athleten während des Trainings abbilden und somit Auskunft über die Trainingsbelastung bzw. -wirkung geben.

Als besonders wirkungsvoll hat sich beim Vibrationstraining die Kombination aus dynamischen Übungen auf der aktivierten Platte gezeigt. Zudem wurde deutlich, dass eine regelmäßig durchgeführte Verlaufsmessung durch das Kohärenzmessgerät SAM 2 aufschlussreiche Erkenntnisse zulässt.

9 Anhang

9.1 Anamnese und Einverständniserklärung

Name: Vorname:

Geb.:

Telefon: Mobil:

E-Mail:

Haben/hatten Sie Verletzungen am Bewegungsapparat:
Gelenk-, Sehnen- oder Bänderverletzungen?
Bestehen akute Bandscheibenprobleme oder Brüche?
Haben Sie frische Wunden, Narben oder Gelenkimplantate?
Leiden Sie unter aktiven Arthrosen oder einer rheumatoiden Arthritis?

Bestehen/bestanden schwere internistische Erkrankungen:
Pneumonien, Leber- oder Nierenerkrankungen? Steinleiden von Gallen- und Harnwegen? Akute Thrombosen? Akute Hernien?

Haben Sie akute Migräneanfälle oder eine Epilepsie?

Fühlen Sie sich gesund?

Mögliche Nebenwirkungen der Anwendung sind in der Regel unbedenklich:
- Kurzzeitiger Juckreiz in den trainierten Körperregionen
- Blasenbildung an Kontaktstellen
- Übelkeit und Schwindel
- Rascher, kurzzeitiger Blutdruckabfall
- Rasche Unterzuckerung bei Diabetes

Die Nebenwirkungen sind Anzeichen für zu hohe Trainingsintensität oder zu lange Trainingsdauer. Durch regelmäßige Anwendungen mit langsamer Intensitätssteigerung kann ihnen entgegengewirkt werden.

Mit meiner Unterschrift bestätige ich die Richtigkeit meiner Angaben sowie die Kenntnisnahme möglicher Nebenwirkungen.
Mit der Weiterverwendung meiner Daten im Rahmen der wissenschaftlichen Untersuchungen von Herrn Robert Wegner bin ich einverstanden.

_____

Datum Unterschrift

9.2 Trainingspläne

9.2.1 Studie I

Tab. 34: Leichtathletik-Trainingsplan Woche I.

Vibrationstrainingsplan Leistungssport Leichtathletik					
Woche I					
Einheit		**I**		**II**	
Übungen	**Mo. 03.03.2008**	**Di. 04.03.2008**	**Mi. 05.03.2008**	**Do. 06.03.2008**	**Fr. 07.03.2008**
Uhrzeit		15.30-16.00 Uhr		15.30-16.00 Uhr	
(1) F= 10 Hz 60 Sek.		Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen.		Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen.	
30 Sek.		Pause		Pause	
(2) F= 12 Hz 60 Sek.		Beidbeinig auf Position 1 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt.		Beidbeinig auf Position 1 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt.	
30 Sek.		Pause		Pause	
(3) F= 5-12 Hz 90 Sek.		Einbeinig links von der Achse auf dem linken Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.		Einbeinig rechts von der Achse auf dem linken Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.	
(4) F= 5-12 Hz 90 Sek.		Einbeinig links von der Achse auf dem rechten Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.		Einbeinig rechts von der Achse auf dem rechten Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.	
Effektiv: **5:00**		Gesamttrainingszeit **6:00 min**		Gesamttrainingszeit **6:00 min**	

Tab. 35: Leichtathletik-Trainingsplan Woche II.

Vibrationstrainingsplan Leistungssport Leichtathletik					
Woche II					
Einheit		**III**		**IV**	**V**
Übungen	**Mo. 10.03.2008**	**Di. 11.03.2008**	**Mi. 12.03.2008**	**Do. 13.03.2008**	**Fr. 14.03.2008**
Uhrzeit		15.30-16.00 Uhr		15.30-16.00 Uhr	18.00-18.30 Uhr
(1) F= 10 Hz 60 Sek.		Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen.		Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen.	Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen.
30 Sek.		Pause		Pause	Pause
(2) F= 12 Hz 60 Sek.		Beidbeinig auf **Position 2** dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt.		Beidbeinig auf **Position 2** dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt.	Beidbeinig auf **Position 2** dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt.
30 Sek.		Pause		Pause	Pause
(3) F= 5-12 Hz 90 Sek.		Einbeinig links von der Achse auf dem linken Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.		Einbeinig rechts von der Achse auf dem linken Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.	Einbeinig links von der Achse auf dem linken Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.
(4) F= 5-12 Hz 90 Sek.		Einbeinig links von der Achse auf dem rechten Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.		Einbeinig rechts von der Achse auf dem rechten Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.	Einbeinig links von der Achse auf dem rechten Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.
Effektiv: **5:00**		Gesamttrainingszeit **6:00 min**		Gesamttrainingszeit **6:00 min**	Gesamttrainingszeit **6:00 min**

Tab. 36: Leichtathletik-Trainingsplan Woche III.

Vibrationstrainingsplan Leistungssport Leichtathletik					
Woche III					
Einheit		**VI**		**VII**	**VIII**
Übungen	**(Mo.) 17.03.2008**	**Di. 18.03.2008**	**Mi. 19.03.2008**	**Do. 20.03.2008**	**Fr. 21.03.2008**
Uhrzeit		15.30-16.00 Uhr		15.30-16.00 Uhr	18.00-18.30 Uhr
(1) F= 10 Hz 60 Sek.		Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen.		Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen.	Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen.
30 Sek.		Pause		Pause	Pause
(2) F= 12 Hz 60 Sek.		Beidbeinig auf Position 2 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt.		Beidbeinig auf Position 2 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt.	Beidbeinig auf Position 2 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt.
30 Sek.		Pause		Pause	Pause
(3) F= 5-12 Hz 90 Sek.		Einbeinig rechts von der Achse auf dem linken Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.		Einbeinig links von der Achse auf dem linken Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.	Einbeinig rechts von der Achse auf dem linken Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.
(4) F= 5-12 Hz 90 Sek.		Einbeinig rechts von der Achse auf dem rechten Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.		Einbeinig links von der Achse auf dem rechten Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.	Einbeinig rechts von der Achse auf dem rechten Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.
Effektiv: **5:00**		Gesamttrainingszeit **6:00 min**		Gesamttrainingszeit **6:00 min**	Gesamttrainingszeit **6:00 min**

Tab. 37: Leichtathletik-Trainingsplan Woche IV.

Vibrationstrainingsplan Leistungssport Leichtathletik					
Woche IV					
Einheit		**IX**		**X**	**XI**
Übungen	**Mo. 24.03.2008**	**Di. 25.03.2008**	**Mi. 26.03.2008**	**Do. 27.03.2008**	**Fr. 28.03.2008**
Uhrzeit		15.30-16.00 Uhr		15.30-16.00 Uhr	18.00-18.30 Uhr
(1) F= 10 Hz 60 Sek.		Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen.		Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen.	Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen.
30 Sek.		Pause		Pause	Pause
(2) F= 12 Hz 60 Sek.		Beidbeinig auf Position 2 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt.		Beidbeinig auf Position 2 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt.	Beidbeinig auf Position 2 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt.
30 Sek.		Pause		Pause	Pause
(3) F= 5-12 Hz 90 Sek.		Einbeinig links von der Achse auf dem linken Bein auf **Position 2** stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.		Einbeinig rechts von der Achse auf dem linken Bein auf **Position 2** stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.	Einbeinig links von der Achse auf dem linken Bein auf **Position 2** stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.
(4) F= 5-12 Hz 90 Sek.		Einbeinig links von der Achse auf dem rechten Bein auf **Position 2** stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.		Einbeinig rechts von der Achse auf dem rechten Bein auf **Position 2** stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.	Einbeinig links von der Achse auf dem rechten Bein auf **Position 2** stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.
Effektiv: **5:00**		Gesamttrainingszeit **6:00 min**		Gesamttrainingszeit **6:00 min**	Gesamttrainingszeit **6:00 min**

Tab. 38: Leichtathletik-Trainingsplan Woche V.

Vibrationstrainingsplan Leistungssport Leichtathletik					
Woche V					
Einheit		**XII**		**XII**	**XIV**
Übungen	**Mo. 31.03.2008**	**Di. 01.04.2008**	**Mi. 02.04.2008**	**Do. 03.04.2008**	**Fr. 04.04.2008**
Uhrzeit		15.30-16.00 Uhr		15.30-16.00 Uhr	18.00-18.30 Uhr
(1) F= 10 Hz 60 Sek.		Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen.		Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen.	Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen.
30 Sek.		Pause		Pause	Pause
(2) F= 12 Hz 60 Sek.		Beidbeinig auf Position 2 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt.		Beidbeinig auf Position 2 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt.	Beidbeinig auf Position 2 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt.
30 Sek.		Pause		Pause	Pause
(3) F= 5-12 Hz 90 Sek.		Einbeinig rechts von der Achse auf dem linken Bein auf Position 2 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.		Einbeinig links von der Achse auf dem linken Bein auf Position 2 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.	Einbeinig rechts von der Achse auf dem linken Bein auf Position 2 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.
(4) F= 5-12 Hz 90 Sek.		Einbeinig rechts von der Achse auf dem rechten Bein auf Position 2 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.		Einbeinig links von der Achse auf dem rechten Bein auf Position 2 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.	Einbeinig rechts von der Achse auf dem rechten Bein auf Position 2 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.
Effektiv: **5:00**		Gesamttrainingszeit **6:00 min**		Gesamttrainingszeit **6:00 min**	Gesamttrainingszeit **6:00 min**

Tab. 39: Leichtathletik-Trainingsplan Woche VI.

Vibrationstrainingsplan Leistungssport Leichtathletik					
Woche VI					
Einheit		**XV**		**XVI**	**XVII**
Übungen	**Mo. 07.04.2008**	**Di. 08.04.2008**	**Mi. 09.04.2008**	**Do. 10.04.2008**	**Fr. 11.04.2008**
Uhrzeit		15.30-16.00 Uhr		15.30-16.00 Uhr	18.00-18.30 Uhr
(1) F= 10 Hz 60 Sek.		Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen. **Die Augen sind während der Übung geschlossen.**		Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen. **Die Augen sind während der Übung geschlossen.**	Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen. **Die Augen sind während der Übung geschlossen.**
30 Sek.		Pause		Pause	Pause
(2) F= 12 Hz 60 Sek.		Beidbeinig auf Position 2 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt **und die Augen sind geschlossen.**		Beidbeinig auf Position 2 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt **und die Augen sind geschlossen.**	Beidbeinig auf Position 2 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt **und die Augen sind geschlossen.**
30 Sek.		Pause		Pause	Pause
(3) F= 5-12 Hz 90 Sek.		Einbeinig links von der Achse auf dem linken Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. **Die Augen sind während der Übung geschlossen.** Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.		Einbeinig rechts von der Achse auf dem linken Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. **Die Augen sind während der Übung geschlossen.** Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.	Einbeinig links von der Achse auf dem linken Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. **Die Augen sind während der Übung geschlossen.** Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.
(4) F= 5-12 Hz 90 Sek.		Einbeinig links von der Achse auf dem rechten Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. **Die Augen sind während der Übung geschlossen.** Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.		Einbeinig rechts von der Achse auf dem rechten Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. **Die Augen sind während der Übung geschlossen.** Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.	Einbeinig links von der Achse auf dem rechten Bein auf Position 1 stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. **Die Augen sind während der Übung geschlossen.** Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.
Effektiv: **5:00**		Gesamttrainingszeit **6:00 min**		Gesamttrainingszeit **6:00 min**	Gesamttrainingszeit **6:00 min**

Tab. 40: Leichtathletik-Trainingsplan Woche VII.

Vibrationstrainingsplan Leistungssport Leichtathletik					
Woche VII					
Einheit		**XVIII**		**XIX**	**XX**
Übungen	**Mo. 14.04.2008**	**Di. 15.04.2008**	**Mi. 16.04.2008**	**Do. 17.04.2008**	**Fr. 18.04.2008**
Uhrzeit		15.30-16.00 Uhr		15.30-16.00 Uhr	18.00-18.30 Uhr
(1) F= 10 Hz 60 Sek.		Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen. Die Augen sind während der Übung geschlossen.		Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen. Die Augen sind während der Übung geschlossen.	Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen. Die Augen sind während der Übung geschlossen.
30 Sek.		Pause		Pause	Pause
(2) F= 12 Hz 60 Sek.		Beidbeinig auf Position 2 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt und die Augen sind geschlossen.		Beidbeinig auf Position 2 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt und die Augen sind geschlossen.	Beidbeinig auf Position 2 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt und die Augen sind geschlossen.
30 Sek.		Pause		Pause	Pause
(3) F= 5-12 Hz 90 Sek.		Einbeinig rechts von der Achse auf dem linken Bein auf **Position 1,5** stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Augen sind während der Übung geschlossen. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.		Einbeinig links von der Achse auf dem linken Bein auf **Position 1,5** stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Augen sind während der Übung geschlossen. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.	Einbeinig rechts von der Achse auf dem linken Bein auf **Position 1,5** stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Augen sind während der Übung geschlossen. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.
(4) F= 5-12 Hz 90 Sek.		Einbeinig rechts von der Achse auf dem rechten Bein auf **Position 1,5** stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Augen sind während der Übung geschlossen. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.		Einbeinig links von der Achse auf dem rechten Bein auf **Position 1,5** stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Augen sind während der Übung geschlossen. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.	Einbeinig rechts von der Achse auf dem rechten Bein auf **Position 1,5** stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Augen sind während der Übung geschlossen. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.
Effektiv: **5:00**		Gesamttrainingszeit **6:00 min**		Gesamttrainingszeit **6:00 min**	Gesamttrainingszeit **6:00 min**

Tab. 41: Leichtathletik-Trainingsplan Woche VIII.

Vibrationstrainingsplan Leistungssport Leichtathletik					
Woche VIII					
Einheit		**XXI**		**XXII**	**XXIII**
Übungen	**Mo. 21.04.2008**	**Di. 22.04.2008**	**Mi. 23.04.2008**	**Do. 24.04.2008**	**Fr. 25.04.2008**
Uhrzeit		15.30-16.00 Uhr		15.30-16.00 Uhr	18.00-18.30 Uhr
(1) F= 10 Hz 60 Sek.		Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen. Die Augen sind während der Übung geschlossen.		Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen. Die Augen sind während der Übung geschlossen.	Beidbeinig aufwärmen auf Position 1, leicht in die Knie gehen und Hände an die Hüfte fassen. Die Augen sind während der Übung geschlossen.
30 Sek.		Pause		Pause	Pause
(2) F= 12 Hz 60 Sek.		Beidbeinig auf Position 2 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt und die Augen sind geschlossen.		Beidbeinig auf Position 2 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt und die Augen sind geschlossen.	Beidbeinig auf Position 2 dynamisch eine Abfahrtshocke ausführen, die Knie sind in der Streckphase leicht gebeugt und die Augen sind geschlossen.
30 Sek.		Pause		Pause	Pause
(3) F= 5-12 Hz 90 Sek.		Einbeinig links von der Achse auf dem linken Bein auf **Position 2** stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Augen sind während der Übung geschlossen. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.		Einbeinig rechts von der Achse auf dem linken Bein auf **Position 2** stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Augen sind während der Übung geschlossen. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.	Einbeinig links von der Achse auf dem linken Bein auf **Position 2** stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Augen sind während der Übung geschlossen. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.
(4) F= 5-12 Hz 90 Sek.		Einbeinig links von der Achse auf dem rechten Bein auf **Position 2** stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Augen sind während der Übung geschlossen. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.		Einbeinig rechts von der Achse auf dem rechten Bein auf **Position 2** stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Augen sind während der Übung geschlossen. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.	Einbeinig links von der Achse auf dem rechten Bein auf **Position 2** stellen und wenn notwendig mit den Händen an den seitlichen Kästen für Halt sorgen. Es wird ein langsamer dynamischer Laufschritt vorwärts und rückwärts simuliert. Die Augen sind während der Übung geschlossen. Die Frequenz steigert sich jeweils nach 30 Sek. Von 5 Hz auf 8 Hz und dann auf 12 Hz.
Effektiv: **5:00**		Gesamttrainingszeit **6:00 min**		Gesamttrainingszeit **6:00 min**	Gesamttrainingszeit **6:00 min**

9.2.2 Studie II

Tab. 42: Handball-Trainingsplan Woche I.

(Vibrations)-Trainingsplan Leistungssport Handball					
Woche I					
Übungen	**Mo. 21.07.2008**	**Di. 22.07.2008**	**Mi. 23.07.2008**	**Do. 24.07.2008**	**Fr. 25.07.2008**
(1) F= 10 Hz 60 Sek.	Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.		Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.		Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(2) F= 6 Hz 60 Sek.	Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.		Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.		Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(3) F= 6 Hz 60 Sek.	Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.		Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.		Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(4) F= 20 Hz 60 Sek.	Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit 40% des Körper-gewichtes bestückt.		Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit 40% des Körper-gewichtes bestückt.		Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit 40% des Körper-gewichtes bestückt.
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(5) F= 20 Hz 60 Sek.	Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit 40% des Körper-gewichtes bestückt.		Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit 40% des Körper-gewichtes bestückt.		Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit 40% des Körper-gewichtes bestückt.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(6) F= 20 Hz 60 Sek.	Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen		Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen		Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(7) F= 5 Hz 60 Sek.	Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).		Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).		Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).
Effektiv: **7:00**	Gesamttrainingszeit **11:30 min**		Gesamttrainingszeit **11:30 min**		Gesamttrainingszeit **11:30 min**

Tab. 43: Handball-Trainingsplan Woche II.

(Vibrations)-Trainingsplan Leistungssportsport Handball					
Woche II					
Übungen	**Mo. 28.07.2008**	**Di. 29.07.2008**	**Mi. 30.07.2008**	**Do. 31.07.2008**	**Fr. 01.08.2008**
(1) F= 10 Hz 60 Sek.	Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.		Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.		Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(2) F= **8 Hz** 60 Sek.	Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.		Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.		Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(3) F= **8 Hz** 60 Sek.	Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.		Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.		Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(4) F= **22 Hz** 60 Sek.	Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit 40% des Körper-gewichtes bestückt.		Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit 40% des Körper-gewichtes bestückt.		Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit 40% des Körper-gewichtes bestückt.
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(5) F= **22 Hz** 60 Sek.	Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit 40% des Körper-gewichtes bestückt.		Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit 40% des Körper-gewichtes bestückt.		Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit 40% des Körper-gewichtes bestückt.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(6) F= **22 Hz** 60 Sek.	Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen		Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen		Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(7) F= 5 Hz 60 Sek.	Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).		Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).		Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).
Effektiv: **7:00**	Gesamttrainingszeit **11:30 min**		Gesamttrainingszeit **11:30 min**		Gesamttrainingszeit **11:30 min**

Tab. 44: Handball-Trainingsplan Woche III.

(Vibrations)-Trainingsplan Leistungssportsport Handball					
Woche III					
Übungen	**Mo. 04.08.2008**	**Di. 05.08.2008**	**Mi. 06.08.2008**	**Do. 07.08.2008**	**Fr. 08.08.2008**
(1) F= 10 Hz 60 Sek.	Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.		Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.		Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(2) F= 8 Hz 60 Sek.	Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.		Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.		Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(3) F= 8 Hz 60 Sek.	Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.		Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.		Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(4) F= 22 Hz 60 Sek.	Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit **45%** des Körper-gewichtes bestückt.		Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit **45%** des Körper-gewichtes bestückt.		Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit **45%** des Körper-gewichtes bestückt.
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(5) F= 22 Hz 60 Sek.	Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit **45%** des Körper-gewichtes bestückt.		Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit **45%** des Körper-gewichtes bestückt.		Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit **45%** des Körper-gewichtes bestückt.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(6) F= 22 Hz 60 Sek.	Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen		Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen		Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(7) F= 5 Hz 60 Sek.	Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).		Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).		Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).
Effektiv: **7:00**	Gesamttrainingszeit **11:30 min**		Gesamttrainingszeit **11:30 min**		Gesamttrainingszeit **11:30 min**

Tab. 45: Handball-Trainingsplan Woche IV.

(Vibrations)-Trainingsplan Leistungssportsport Handball					
Woche IV					
Übungen	**Mo. 11.08.2008**	**Di. 12.08.2008**	**Mi. 13.08.2008**	**Do. 14.08.2008**	**Fr. 15.08.2008**
(1) F= 10 Hz 60 Sek.	Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.		Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.		Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(2) F= 8 Hz 60 Sek.	Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.		Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.		Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(3) F= 8 Hz 60 Sek.	Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.		Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.		Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(4) F= 22 Hz 60 Sek.	Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit **50%** des Körper-gewichtes bestückt.		Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit **50%** des Körper-gewichtes bestückt.		Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit **50%** des Körper-gewichtes bestückt.
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(5) F= 22 Hz 60 Sek.	Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit **50%** des Körper-gewichtes bestückt.		Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit **50%** des Körper-gewichtes bestückt.		Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit **50%** des Körper-gewichtes bestückt.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(6) F= 22 Hz 60 Sek.	Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen		Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen		Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(7) F= 5 Hz 60 Sek.	Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).		Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).		Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).
Effektiv: **7:00**	Gesamttrainingszeit **11:30 min**		Gesamttrainingszeit **11:30 min**		Gesamttrainingszeit **11:30 min**

Tab. 46: Handball-Trainingsplan Woche V.

(Vibrations)-Trainingsplan Leistungssportsport Handball					
Woche V					
Übungen	**Mo. 18.08.2008**	**Di. 19.08.2008**	**Mi. 20.08.2008**	**Do. 21.08.2008**	**Fr. 22.08.2008**
(1) F= 10 Hz 60 Sek.	Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.		Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.		Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(2) F= **10 Hz** 60 Sek.	Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.		Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.		Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(3) F= **10 Hz** 60 Sek.	Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.		Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.		Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(4) F= **24 Hz** 60 Sek.	Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit 50% des Körper-gewichtes bestückt.		Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit 50% des Körper-gewichtes bestückt.		Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit 50% des Körper-gewichtes bestückt.
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(5) F= **24 Hz** 60 Sek.	Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit 50% des Körper-gewichtes bestückt.		Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit 50% des Körper-gewichtes bestückt.		Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit 50% des Körper-gewichtes bestückt.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(6) F= **24 Hz** 60 Sek.	Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen		Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen		Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(7) F= 5 Hz 60 Sek.	Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).		Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).		Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).
Effektiv: **7:00**	Gesamttrainingszeit **11:30 min**		Gesamttrainingszeit **11:30 min**		Gesamttrainingszeit **11:30 min**

Tab. 47: Handball-Trainingsplan Woche VI.

(Vibrations)-Trainingsplan Leistungssportsport Handball					
Woche VI					
Übungen	**Mo. 25.08.2008**	**Di. 26.08.2008**	**Mi. 27.08.2008**	**Do. 28.08.2008**	**Fr. 29.08.2008**
(1) F= 10 Hz 60 Sek.	Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.		Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.		Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(2) F= 10 Hz 60 Sek.	Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.		Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.		Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(3) F= 10 Hz 60 Sek.	Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.		Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.		Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(4) F= 24 Hz 60 Sek.	Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit **55%** des Körper-gewichtes bestückt.		Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit **55%** des Körper-gewichtes bestückt.		Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit **55%** des Körper-gewichtes bestückt.
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(5) F= 24 Hz 60 Sek.	Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit **55%** des Körper-gewichtes bestückt.		Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit **55%** des Körper-gewichtes bestückt.		Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit **55%** des Körper-gewichtes bestückt.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(6) F= 24 Hz 60 Sek.	Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen		Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen		Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(7) F= 5 Hz 60 Sek.	Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).		Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).		Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).
Effektiv: **7:00**	Gesamttrainingszeit **11:30 min**		Gesamttrainingszeit **11:30 min**		Gesamttrainingszeit **11:30 min**

Tab. 48: Handball-Trainingsplan Woche VII.

(Vibrations)-Trainingsplan Leistungssportsport Handball					
Woche VII					
Übungen	**Mo. 01.09.2008**	**Di. 02.09.2008**	**Mi. 03.09.2008**	**Do. 04.09.2008**	**Fr. 05.09.2008**
(1) F= 10 Hz 60 Sek.	Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.		Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.		Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(2) F= 10 Hz 60 Sek.	Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.		Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.		Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(3) F= 10 Hz 60 Sek.	Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.		Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.		Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(4) F= **26 Hz** 60 Sek.	Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit 55% des Körper-gewichtes bestückt.		Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit 55% des Körper-gewichtes bestückt.		Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit 55% des Körper-gewichtes bestückt.
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(5) F= **26 Hz** 60 Sek.	Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit 55% des Körper-gewichtes bestückt.		Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit 55% des Körper-gewichtes bestückt.		Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit 55% des Körper-gewichtes bestückt.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(6) F= **26 Hz** 60 Sek.	Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen		Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen		Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(7) F= 5 Hz 60 Sek.	Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).		Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).		Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).
Effektiv: **7:00**	Gesamttrainingszeit **11:30 min**		Gesamttrainingszeit **11:30 min**		Gesamttrainingszeit **11:30 min**

Tab. 49: Handball-Trainingsplan Woche VIII.

(Vibrations)-Trainingsplan Leistungssportsport Handball					
Woche VIII					
Übungen	**Mo. 08.09.2008**	**Di. 09.09.2008**	**Mi. 10.09.2008**	**Do. 11.09.2008**	**Fr. 12.09.2008**
(1) F= 10 Hz 60 Sek.	Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.		Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.		Beidbeinig hüftbreit stehen und tief in die Hocke gehen (90°), Hände an die Hüfte.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(2) F= 10 Hz 60 Sek.	Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.		Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.		Einbeinig mit dem rechten Bein auf die linke Außenseite (Position 3) der Platte stellen und Arme an die Hüfte.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(3) F= 10 Hz 60 Sek.	Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.		Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.		Mit dem linken Bein auf die rechte Außenseite stellen und wie Übung 2 ausführen.
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(4) F= 26 Hz 60 Sek.	Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit 55% des Körper-gewichtes bestückt.		Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit 55% des Körper-gewichtes bestückt.		Beidbeinig hüftbreit auf die Platte stellen und tiefe Kniebeugen (90°) mit der Langhantel auf der Schulter ausführen. Die Langhantel wird mit 55% des Körper-gewichtes bestückt.
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(5) F= 26 Hz 60 Sek.	Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit 55% des Körper-gewichtes bestückt.		Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit 55% des Körper-gewichtes bestückt.		Einbeinig mit dem rechten Fuß im Ausfallschritt auf Position 2 rechts von der Achse stellen und mit der Langhantel auf der Schulter in die Knie gehen (90°), dynamische Ausführung. Die Langhantel wird mit 55% des Körper-gewichtes bestückt.
30 Sek.	Pause		Pause		Pause
(6) F= 26 Hz 60 Sek.	Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen		Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen		Mit dem linken Fuß auf die linke Achsenseite stellen und wie Übung 5 ausführen
60 Sek.	Pause		Pause		Pause
(7) F= 5 Hz 60 Sek.	Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).		Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).		Beidbeinig auf die Außenseite der Platte (Position 3) stellen und in die Hocke gehen (45°).
Effektiv: **7:00**	Gesamttrainingszeit **11:30 min**		Gesamttrainingszeit **11:30 min**		Gesamttrainingszeit **11:30 min**

9.3 Darstellung der Absolutzahlen der gesamten Tests

9.3.1 Studie I

In den folgenden Tabellen werden die Zahlenwerte dargestellt, die in der Studie bisher nicht vorgestellt wurden.

Tab. 50: Leistungsentwicklung in Absolutzahlen der Studie II.

Leistungsentwicklung			
CMJ in Sportschuhen mit Armeinsatz auf dem Leonardo Mechanograph			
Name, Vorname	Name, Vorname	Name, Vorname	Name, Vorname
G., D.	**P., M.**	**R., D.**	**S., H.**
19.02.2008			
79,12 Watt/kg	**73,63 Watt/kg**	**58,23 Watt/kg**	**73,46 Watt/kg**
11.03.2008			
72,88 Watt/kg	**72,13 Watt/kg**	**/**	**73,12 Watt/kg**
01.04.2008			
71,16 Watt/kg	**63,82 Watt/kg**	**57,72 Watt/kg**	**76,51 Watt/kg**
22.04.2008			
77,25 Watt/kg	**69,81 Watt/kg**	**/**	**79,66 Watt/kg**
13.05.2008			
72,59 Watt/kg	**69,43 Watt/kg**	**/**	**85,52 Watt/kg**
03.06.2008			
70,00 Watt/kg	**65,58 Watt/kg**	**/**	**84,56 Watt/kg**

Tab. 51: Gleichgewichtstest in Absolutzahlen der Studie I.

Gleichgewichts-Test				
Einbeiniger Stand mit Sportschuhen, Hände an der Hüfte, Kopf in den Nacken und Augen schließen. Die Übung jeweils mit dem rechten und dem linken Bein ausführen, ohne dabei zu springen.				
	Name, Vorname	Name, Vorname	Name, Vorname	Name, Vorname
	G., D.	**P., M.**	**R., D.**	**S., H.**
04.03.2008				
Rechte Seite	3:83 Sek.	10:79 Sek.	3:65 Sek.	5:64 Sek.
Linke Seite	2:42 Sek.	5:04 Sek.	4:95 Sek.	13:73 Sek.
Gesamt	**6:25 Sek.**	**15:83 Sek.**	**8:60 Sek.**	**19:37 Sek.**
11.03.2008				
Rechte Seite	9:51 Sek.	7:71 Sek.	/	15:96 Sek.
Linke Seite	9:51 Sek.	2:77 Sek.	/	11:04 Sek.
Gesamt	**19:02 Sek.**	**10:48 Sek.**	**/**	**27:00 Sek.**
01.04.2008				
Rechte Seite	7:33 Sek.	6:86 Sek.	4:19 Sek.	24:55 Sek.
Linke Seite	5:21 Sek.	12:38 Sek.	7:51 Sek.	10:65 Sek.
Gesamt	**12:54 Sek.**	**19:24 Sek.**	**11:70 Sek.**	**35:20 Sek.**
22.04.2008				
Rechte Seite	12:45 Sek.	20:42 Sek.	3:89 Sek.	8:52 Sek.
Linke Seite	6:01 Sek.	7:32 Sek.	3:32 Sek.	24:05 Sek.
Gesamt	**18:46 Sek.**	**27:74 Sek.**	**7:21 Sek.**	**32:57 Sek.**
13.05.2008				
Rechte Seite	2:95 Sek.	9:10 Sek.	/	8:83 Sek.
Linke Seite	16:32 Sek.	13:58 Sek.	/	36:19 Sek.
Gesamt	**19:27 Sek.**	**22:68 Sek.**	**/**	**45:02 Sek.**
03.06.2008				
Rechte Seite	10:23 Sek.	5:37 Sek.	/	8:29 Sek.
Linke Seite	10:87 Sek.	21:73 Sek.	/	43:15 Sek.
Gesamt	**21:10 Sek.**	**27:10 Sek.**	**/**	**51:44 Sek.**

9.3.2 Studie II

Tab. 52: Hüftaußenrotation links in Absolutzahlen der Studie II.

LEISTUNGSDATEN BAD SCHWARTAU – DOKUMENTATION								
ATHLETEN				BEWEGLICHKEITSMESSUNG				
Nummer	Vorname	Nachname	Vibration	Hüftaußenrotation links in Grad				
				16.+17.07.08	07.08.08	29.08.08	16+18.09.08	09.10.08
1	P.	Kö.		40	45	45	40	/
2	H.	H.		60	40	40	40	/
3	T.	P.	ja	60	30	35	40	/
4	J.	S.	ja	40	/	/	/	/
5	T.	M.		50	35	40	40	/
6	L.	L.		60	40	40	/	/
7	M.	H.		70	40	40	45	/
8	D.	T.		40	/	/	/	/
9	S.	N.		40	/	/	/	/
10	T.	S.		60	/	40	35	/
11	M.	Z.	ja	50	40	45	45	/
12	S.	S.		30	35	40	/	/
13	M.	M.	ja	40	35	35	40	/
14	M.	N.	ja	60	45	40	50	/
15	P.	Ka.	ja	60	45	35	40	/
16	T.	H.	ja	50	30	35	45	/
17	F.	S.	ja	45	35	35	/	/
18	A.	J.	ja	60	30	30	40	/
19	M.	B.		60	/	/	/	/
20	A.	S.	ja	/	40	35	40	/

Tab. 53: Hüftaußenrotation rechts in Absolutzahlen der Studie II.

LEISTUNGSDATEN BAD SCHWARTAU – DOKUMENTATION								
ATHLETEN				BEWEGLICHKEITSMESSUNG				
Nummer	Vorname	Nachname	Vibration	Hüftaußenrotation rechts in Grad				
				16.+17.07.08	07.08.08	29.08.08	16+18.09.08	09.10.08
1	P.	Kö.		40	40	40	45	/
2	H.	H.		60	30	45	40	/
3	T.	P.	ja	50	30	35	40	/
4	J.	S.	ja	40	/	/	/	/
5	T.	M.		40	30	35	45	/
6	L.	L.		60	35	40	/	/
7	M.	H.		60	40	45	50	/
8	D.	T.		40	/	/	/	/
9	S.	N.		60	/	/	/	/
10	T.	S.		60	/	40	40	/
11	M.	Z.	ja	50	50	50	45	/
12	S.	S.		40	40	50	/	/
13	M.	M.	ja	30	30	35	40	/
14	M.	N.	ja	50	55	45	50	/
15	P.	Ka.	ja	60	40	50	45	/
16	T.	H.	ja	40	35	35	45	/
17	F.	S.	ja	50	30	30	/	/
18	A.	J.	ja	40	30	30	35	/
19	M.	B.		40	/	/	/	/
20	A.	S.	ja	40	30	40	35	/

Tab. 54: Hüftinnenrotation links in Absolutzahlen der Studie II.

LEISTUNGSDATEN BAD SCHWARTAU – DOKUMENTATION								
ATHLETEN				BEWEGLICHKEITSMESSUNG				
Nummer	Vorname	Nachname	Vibration	Hüftinnenrotation links in Grad				
				16.+17.07.08	07.08.08	29.08.08	16+18.09.08	09.10.08
1	P.	Kö.		20	25	30	35	/
2	H.	H.		30	30	30	30	/
3	T.	P.	ja	30	15	25	25	/
4	J.	S.	ja	30	/	/	/	/
5	T.	M.		20	40	30	45	/
6	L.	L.		30	40	40	/	/
7	M.	H.		30	25	30	30	/
8	D.	T.		20	/	/	/	/
9	S.	N.		30	/	/	/	/
10	T.	S.		40	/	30	35	/
11	M.	Z.	ja	40	35	40	35	/
12	S.	S.		30	40	30	/	/
13	M.	M.	ja	20	15	25	35	/
14	M.	N.	ja	20	30	25	15	/
15	P.	Ka.	ja	20	30	25	30	/
16	T.	H.	ja	20	15	15	20	/
17	F.	S.	ja	30	35	30	/	/
18	A.	J.	ja	30	35	35	35	/
19	M.	B.		20	/	/	/	/
20	A.	S.	ja	/	20	20	20	/

Tab. 55: Hüftinnenrotation rechts in Absolutzahlen der Studie II.

LEISTUNGSDATEN BAD SCHWARTAU – DOKUMENTATION								
ATHLETEN				BEWEGLICHKEITSMESSUNG				
Nummer	Vorname	Nachname	Vibration	Hüftinnenrotation rechts in Grad				
				16.+17.07.08	07.08.08	29.08.08	16+18.09.08	09.10.08
1	P.	Kö.		30	35	35	40	/
2	H.	H.		40	40	35	40	/
3	T.	P.	ja	30	15	15	20	/
4	J.	S.	ja	40	/	/	/	/
5	T.	M.		40	30	30	40	/
6	L.	L.		30	30	35	/	/
7	M.	H.		20	25	25	20	/
8	D.	T.		30	/	/	/	/
9	S.	N.		40	/	/	/	/
10	T.	S.		30	/	30	30	/
11	M.	Z.	ja	20	25	40	30	/
12	S.	S.		30	25	30	/	/
13	M.	M.	ja	20	25	35	30	/
14	M.	N.	ja	30	25	25	20	/
15	P.	Ka.	ja	20	30	30	30	/
16	T.	H.	ja	20	25	30	30	/
17	F.	S.	ja	25	35	35	/	/
18	A.	J.	ja	40	35	40	40	/
19	M.	B.		20	/	/	/	/
20	A.	S.	ja	/	20	30	30	/

Tab. 56: Beweglichkeit der Ischiocruralen Muskulatur links in Absolutzahlen der Studie II.

LEISTUNGSDATEN BAD SCHWARTAU – DOKUMENTATION								
ATHLETEN				BEWEGLICHKEITSMESSUNG				
Nummer	Vorname	Nachname	Vibration	Beweglichkeit der Ischiocruralen Muskulatur links in Grad				
				16.+17.07.08	07.08.08	29.08.08	16+18.09.08	09.10.08
1	P.	Kö.		60	60	60	70	/
2	H.	H.		70	60	80	75	/
3	T.	P.	ja	60	/	70	80	/
4	J.	S.	ja	60	/	/	/	/
5	T.	M.		50	60	60	75	/
6	L.	L.		80	75	75	/	/
7	M.	H.		70	60	70	85	/
8	D.	T.		50	/	/	/	/
9	S.	N.		40	/	/	/	/
10	T.	S.		60	/	75	80	/
11	M.	Z.	ja	60	60	65	65	/
12	S.	S.		65	65	65	/	/
13	M.	M.	ja	55	80	70	60	/
14	M.	N.	ja	60	70	80	70	/
15	P.	Ka.	ja	60	65	70	75	/
16	T.	H.	ja	40	55	60	55	/
17	F.	S.	ja	60	60	70	/	/
18	A.	J.	ja	50	65	70	80	/
19	M.	B.		60	/	/	/	/
20	A.	S.	ja	60	65	80	/	/

Tab. 57: Beweglichkeit der Ischiocruralen Muskulatur rechts in Absolutzahlen der Studie II.

LEISTUNGSDATEN BAD SCHWARTAU – DOKUMENTATION								
ATHLETEN				BEWEGLICHKEITSMESSUNG				
Nummer	Vorname	Nachname	Vibration	Beweglichkeit der Ischiocruralen Muskulatur rechts in Grad				
				16.+17.07.08	07.08.08	29.08.08	16+18.09.08	09.10.08
1	P.	Kö.		70	65	70	75	/
2	H.	H.		60	75	70	70	/
3	T.	P.	ja	60	/	60	70	/
4	J.	S.	ja	70	/	/	/	/
5	T.	M.		40	65	60	70	/
6	L.	L.		80	75	75	/	/
7	M.	H.		80	60	65	80	/
8	D.	T.		70	/	/	/	/
9	S.	N.		50	/	/	/	/
10	T.	S.		70	/	70	80	/
11	M.	Z.	ja	60	65	65	65	/
12	S.	S.		75	60	70	/	/
13	M.	M.	ja	60	60	70	60	/
14	M.	N.	ja	60	60	75	65	/
15	P.	Ka.	ja	65	60	70	70	/
16	T.	H.	ja	50	55	60	60	/
17	F.	S.	ja	60	70	70	/	/
18	A.	J.	ja	65	70	80	80	/
19	M.	B.		65	/	/	/	/
20	A.	S.	ja	/	65	65	60	/

Tab. 58: Lendenwirbelsäulen Flexion in Absolutzahlen der Studie II.

LEISTUNGSDATEN BAD SCHWARTAU – DOKUMENTATION								
ATHLETEN				BEWEGLICHKEITSMESSUNG				
Nummer	Vorname	Nachname	Vibration	LWS-Flexion in Grad				
				16.+17.07.08	07.08.08	29.08.08	16+18.09.08	09.10.08
1	P.	Kö.		90	90	90	110	/
2	H.	H.		60	70	70	75	/
3	T.	P.	ja	45	70	60	70	/
4	J.	S.	ja	60	/	/	/	/
5	T.	M.		60	70	80	65	/
6	L.	L.		80	80	80	/	/
7	M.	H.		50	40	50	60	/
8	D.	T.		55	/	/	/	/
9	S.	N.		60	/	/	/	/
10	T.	S.		60	/	60	60	/
11	M.	Z.	ja	90	60	80	90	/
12	S.	S.		80	90	90	/	/
13	M.	M.	ja	70	80	70	60	/
14	M.	N.	ja	85	90	60	80	/
15	P.	Ka.	ja	70	70	70	90	/
16	T.	H.	ja	70	80	80	80	/
17	F.	S.	ja	70	80	70	/	/
18	A.	J.	ja	70	70	60	60	/
19	M.	B.		70	/	/	/	/
20	A.	S.	ja	/	80	80	90	/

Tab. 59: Lendenwirbelsäulen Extension in Absolutzahlen der Studie II.

LEISTUNGSDATEN BAD SCHWARTAU – DOKUMENTATION								
ATHLETEN				BEWEGLICHKEITSMESSUNG				
Nummer	Vorname	Nachname	Vibration	LWS-Extension in Grad				
				16.+17.07.08	07.08.08	29.08.08	16+18.09.08	09.10.08
1	P.	Kö.		20	25	40	20	/
2	H.	H.		40	40	50	40	/
3	T.	P.	ja	20	20	30	20	/
4	J.	S.	ja	20	/	/	/	/
5	T.	M.		20	40	35	30	/
6	L.	L.		30	20	20	/	/
7	M.	H.		20	20	10	20	/
8	D.	T.		30	/	/	/	/
9	S.	N.		10	/	/	/	/
10	T.	S.		30	/	30	20	/
11	M.	Z.	ja	20	20	30	40	/
12	S.	S.		60	40	40	/	/
13	M.	M.	ja	30	30	30	30	/
14	M.	N.	ja	20	15	30	30	/
15	P.	Ka.	ja	30	20	20	30	/
16	T.	H.	ja	40	20	30	30	/
17	F.	S.	ja	20	30	10	/	/
18	A.	J.	ja	40	30	30	/	/
19	M.	B.		40	/	/	/	/
20	A.	S.	ja	/	30	20	10	/

Tab. 60: Adduktoren-Beweglichkeit in Absolutzahlen der Studie II.

LEISTUNGSDATEN BAD SCHWARTAU – DOKUMENTATION								
ATHLETEN				BEWEGLICHKEITSMESSUNG				
Nummer	Vorname	Nachname	Vibration	Adduktoren Spreizung in Zentimetern				
				16.+17.07.08	07.08.08	29.08.08	16+18.09.08	09.10.08
1	P.	Kö.		73	68	73	75	/
2	H.	H.		76	75	73	72	/
3	T.	P.	ja	83	80	77	81	/
4	J.	S.	ja	72	/	/	/	/
5	T.	M.		83	78	81	80	/
6	L.	L.		83	82	82	/	/
7	M.	H.		79	79	78	80	/
8	D.	T.		82	/	/	/	/
9	S.	N.		86	/	/	/	/
10	T.	S.		84	/	83	82	/
11	M.	Z.	ja	96	79	80	78	/
12	S.	S.		84	87	86	/	/
13	M.	M.	ja	78	77	76	79	/
14	M.	N.	ja	77	77	76	77	/
15	P.	Ka.	ja	83	85	82	81	/
16	T.	H.	ja	67	66	66	68	/
17	F.	S.	ja	69	71	70	/	/
18	A.	J.	ja	72	69	66	67	/
19	M.	B.		80	/	/	/	/
20	A.	S.	ja	/	66	61	62	/

Tab. 61: Finger-Boden-Abstand in Absolutzahlen der Studie II.

LEISTUNGSDATEN BAD SCHWARTAU – DOKUMENTATION								
ATHLETEN				BEWEGLICHKEITSMESSUNG				
Nummer	Vorname	Nachname	Vibration	Finger-Boden-Abstand in Zentimetern				
				16.+17.07.08	07.08.08	29.08.08	16+18.09.08	09.10.08
1	P.	Kö.		0	2	3	2	/
2	H.	H.		15	14	11	8	/
3	T.	P.	ja	10	10	10	13	/
4	J.	S.	ja	/	/	/	/	/
5	T.	M.		0	15	7	8	/
6	L.	L.		/	-6	-7	/	/
7	M.	H.		/	5	1	0	/
8	D.	T.		/	/	/	/	/
9	S.	N.		/	/	/	/	/
10	T.	S.		/	/	-10	-10	/
11	M.	Z.	ja	0	0	0	-3	/
12	S.	S.		-2	-1	-1	/	/
13	M.	M.	ja	18	18	18	21	/
14	M.	N.	ja	3	0	-2	-4	/
15	P.	Ka.	ja	-1	-5	-5	-7	/
16	T.	H.	ja	25	27	27	26	/
17	F.	S.	ja	13	2	4	/	/
18	A.	J.	ja	-7	-3	-5	-11	/
19	M.	B.		6	/	/	/	/
20	A.	S.	ja	/	0	14	10	/

Tab. 62: Sprungkraft in Absolutzahlen der Studie II.

LEISTUNGSDATEN BAD SCHWARTAU – DOKUMENTATION								
ATHLETEN				KRAFTMESSPLATTE				
Nummer	Vorname	Nachname	Vibration	Sprungkraft in Kilonewton				
				16.+17.07.08	07.08.08	29.08.08	16+18.09.08	09.10.08
1	P.	Kö.		2,30	2,28	2,18	2,18	/
2	H.	H.		2,40	2,28	2,24	2,25	1,98
3	T.	P.	ja	2,67	2,39	/	2,43	2,29
4	J.	S.	ja	2,57	/	/	/	/
5	T.	M.		2,73	2,78	3,20	2,91	/
6	L.	L.		2,55	2,54	2,55	/	/
7	M.	H.		2,45	2,52	/	2,42	2,57
8	D.	T.		/	/	/	/	/
9	S.	N.		2,54	/	/	/	/
10	T.	S.		2,63	/	2,54	2,60	/
11	M.	Z.	ja	2,44	2,30	2,28	2,34	/
12	S.	S.		2,18	2,09	2,21	/	2,13
13	M.	M.	ja	2,46	2,54	2,73	2,58	2,53
14	M.	N.	ja	2,41	2,42	2,39	2,33	2,35
15	P.	Ka.	ja	2,48	2,62	2,85	2,96	2,84
16	T.	H.	ja	2,12	2,04	2,30	2,16	/
17	F.	S.	ja	/	2,10	/	/	/
18	A.	J.	ja	2,51	2,26	/	2,36	2,21
19	M.	B.		2,49	/	/	/	/
20	A.	S.	ja	/	1,84	1,78	1,86	/

Tab. 63: Leistungsfähigkeit in Absolutzahlen der Studie II.

LEISTUNGSDATEN BAD SCHWARTAU – DOKUMENTATION								
ATHLETEN				KRAFTMESSPLATTE				
Nummer	Vorname	Nachname	Vibration	Sprungleistung in Watt pro Kilogramm Körpergewicht				
				16.+17.07.08	07.08.08	29.08.08	16+18.09.08	09.10.08
1	P.	Kö.		62,27	64,14	64,82	66,13	/
2	H.	H.		75,55	72,93	72,31	72,58	66,95
3	T.	P.	ja	63,03	58,77	/	62,87	57,21
4	J.	S.	ja	60,04	/	/	/	/
5	T.	M.		61,69	65,93	69,16	66,36	/
6	L.	L.		61,35	60,62	58,34	/	/
7	M.	H.		64,14	68,04	/	66,08	67,04
8	D.	T.		/	/	/	/	/
9	S.	N.		58,09	/	/	/	/
10	T.	S.		66,13	/	68,60	68,44	/
11	M.	Z.	ja	49,23	52,00	51,07	49,92	/
12	S.	S.		49,50	50,31	52,99	/	53,16
13	M.	M.	ja	53,32	53,77	59,90	56,23	54,56
14	M.	N.	ja	69,19	66,40	66,24	65,97	65,01
15	P.	Ka.	ja	59,51	65,44	68,94	79,09	73,03
16	T.	H.	ja	67,57	67,70	72,40	68,68	/
17	F.	S.	ja	/	60,81	/	/	/
18	A.	J.	ja	59,86	61,09	/	61,07	56,17
19	M.	B.		58,87	/	/	/	/
20	A.	S.	ja	/	57,85	57,83	60,54	/

Tab. 64: Sprunggeschwindigkeit in Absolutzahlen der Studie II.

LEISTUNGSDATEN BAD SCHWARTAU – DOKUMENTATION								
ATHLETEN				KRAFTMESSPLATTE				
Nummer	Vorname	Nachname	Vibration	Sprunggeschwindigkeit in Meter pro Sekunde				
				16.+17.07.08	07.08.08	29.08.08	16+18.09.08	09.10.08
1	P.	Kö.		2,85	2,96	3,01	3,03	/
2	H.	H.		3,26	3,28	3,24	3,27	3,35
3	T.	P.	ja	2,95	2,91	/	3,07	2,96
4	J.	S.	ja	3,11	/	/	/	/
5	T.	M.		2,96	3,06	2,97	3,01	/
6	L.	L.		3,08	3,03	2,97	/	/
7	M.	H.		2,98	3,06	/	3,03	3,04
8	D.	T.		/	/	/	/	/
9	S.	N.		2,91	/	/	/	/
10	T.	S.		3,11	/	3,21	3,24	/
11	M.	Z.	ja	2,63	2,74	2,75	2,62	/
12	S.	S.		2,76	2,77	2,81	/	2,86
13	M.	M.	ja	2,85	2,77	2,86	2,79	2,77
14	M.	N.	ja	3,08	3,04	3,03	3,02	3,01
15	P.	Ka.	ja	2,93	3,05	3,04	3,28	3,22
16	T.	H.	ja	3,23	3,38	3,30	3,29	/
17	F.	S.	ja	/	3,08	/	/	/
18	A.	J.	ja	2,85	2,91	/	2,90	2,76
19	M.	B.		2,90	/	/	/	/
20	A.	S.	ja	/	2,93	2,96	3,01	/

Tab. 65: Sprunghöhe in Absolutzahlen der Studie II.

LEISTUNGSDATEN BAD SCHWARTAU – DOKUMENTATION								
ATHLETEN				KRAFTMESSPLATTE				
Nummer	Vorname	Nachname	Vibration	Sprunghöhe in Zentimetern				
				16.+17.07.08	07.08.08	29.08.08	16+18.09.08	09.10.08
1	P.	Kö.		54	59	60	60	/
2	H.	H.		66	70	68	70	73
3	T.	P.	ja	55	53	/	58	59
4	J.	S.	ja	69	/	/	/	/
5	T.	M.		61	60	59	59	/
6	L.	L.		62	66	61	/	/
7	M.	H.		59	62	/	64	61
8	D.	T.		/	/	/	/	/
9	S.	N.		60	/	/	/	/
10	T.	S.		64	/	67	63	/
11	M.	Z.	ja	44	48	49	53	/
12	S.	S.		56	51	55	/	55
13	M.	M.	ja	51	54	60	52	55
14	M.	N.	ja	62	61	71	61	60
15	P.	Ka.	ja	64	69	61	76	67
16	T.	H.	ja	68	72	70	71	/
17	F.	S.	ja	/	63	/	/	/
18	A.	J.	ja	57	58	/	57	54
19	M.	B.		56	/	/	/	/
20	A.	S.	ja	/	56	56	61	/

Tab. 66: Slalomlauf in Absolutzahlen der Studie II.

LEISTUNGSDATEN BAD SCHWARTAU – DOKUMENTATION								
ATHLETEN				SLALOM				
Nummer	Vorname	Nachname	Vibration	Slalomlauf auf 10 Metern in Sekunden				
				16.+17.07.08	07.08.08	29.08.08	16+18.09.08	09.10.08
1	P.	Kö.		9,628	9,419	9,265	9,030	/
2	H.	H.		9,725	9,504	9,440	9,748	9,429
3	T.	P.	ja	9,800	9,501	/	9,375	9,496
4	J.	S.	ja	9,086	/	/	/	/
5	T.	M.		10,804	10,693	10,758	10,618	/
6	L.	L.		9,362	9,606	9,301	/	9,603
7	M.	H.		9,203	9,681	/	9,590	9,968
8	D.	T.		8,631	/	/	/	/
9	S.	N.		9,720	/	/	/	/
10	T.	S.		10,069	/	10,061	9,804	9,822
11	M.	Z.	ja	10,127	9,912	9,858	/	/
12	S.	S.		10,092	9,963	9,733	/	9,793
13	M.	M.	ja	9,610	9,859	9,765	10,011	9,975
14	M.	N.	ja	9,675	9,579	9,764	9,710	10,072
15	P.	Ka.	ja	9,855	9,505	9,264	9,145	9,187
16	T.	H.	ja	9,417	9,039	9,315	9,138	/
17	F.	S.	ja	10,903	9,959	/	/	/
18	A.	J.	ja	9,959	9,851	/	9,868	9,819
19	M.	B.		10,697		/	/	/
20	A.	S.	ja	/	9,699	9,067	9,758	/

Tab. 67: Beschleunigungsfähigkeit in Absolutzahlen der Studie II.

LEISTUNGSDATEN BAD SCHWARTAU – DOKUMENTATION								
ATHLETEN				20 m-SPRINT				
Nummer	Vorname	Nachname	Vibration	Beschleunigungsfähigkeit in Sekunden (0-10 m)				
				16.+17.07.08	07.08.08	29.08.08	16+18.09.08	09.10.08
1	P.	Kö.		1,734	1,740	1,863	1,793	/
2	H.	H.		1,584	1,523	1,564	1,524	1,526
3	T.	P.	ja	1,651	1,658	/	1,712	1,672
4	J.	S.	ja	1,626	/	/	/	/
5	T.	M.		1,764	1,721	1,695	1,748	/
6	L.	L.		1,743	1,778	1,767	/	1,758
7	M.	H.		1,677	1,691	/	1,692	1,711
8	D.	T.		1,540	/	/	/	/
9	S.	N.		1,680	/	/	/	/
10	T.	S.		1,710	/	1,678	1,692	1,649
11	M.	Z.	ja	1,854	1,775	1,761	/	/
12	S.	S.		1,766	1,725	1,780	/	1,726
13	M.	M.	ja	1,724	1,810	1,750	1,781	1,716
14	M.	N.	ja	1,647	1,669	1,710	1,659	1,671
15	P.	Ka.	ja	1,653	1,626	1,590	1,579	1,528
16	T.	H.	ja	1,564	1,573	1,624	1,580	/
17	F.	S.	ja	1,732	1,762	/	/	/
18	A.	J.	ja	1,645	1,768	/	/	1,723
19	M.	B.		1,735	/	/	/	/
20	A.	S.	ja	/	1,679	1,740	1,668	/

Tab. 68: Sprintschnelligkeit in Absolutzahlen der Studie II.

LEISTUNGSDATEN BAD SCHWARTAU – DOKUMENTATION								
ATHLETEN				20 m-SPRINT				
Nummer	Vorname	Nachname	Vibration	Sprintschnelligkeit in Sekunden (10-20 m)				
				16.+17.07.08	07.08.08	29.08.08	16+18.09.08	09.10.08
1	P.	Kö.		1,293	1,336	1,309	1,319	/
2	H.	H.		1,173	1,185	1,178	1,190	1,208
3	T.	P.	ja	1,241	1,285	/	1,254	1,283
4	J.	S.	ja	1,221	/	/	/	/
5	T.	M.		1,340	1,304	1,310	1,289	/
6	L.	L.		1,361	1,331	1,346	/	1,366
7	M.	H.		1,280	1,315	/	1,304	1,324
8	D.	T.		1,161	/	/	/	/
9	S.	N.		1,283	/	/	/	/
10	T.	S.		1,329	/	1,318	1,341	1,367
11	M.	Z.	ja	1,398	1,387	1,399	/	/
12	S.	S.		1,324	1,334	1,326	/	1,340
13	M.	M.	ja	1,325	1,314	1,342	1,419	1,363
14	M.	N.	ja	1,247	1,222	1,240	1,298	1,330
15	P.	Ka.	ja	1,255	1,214	1,218	1,171	1,186
16	T.	H.	ja	1,226	1,225	1,250	1,273	/
17	F.	S.	ja	1,329	1,348	/	/	/
18	A.	J.	ja	1,308	1,322	/	/	1,317
19	M.	B.		1,356	/	/	/	/
20	A.	S.	ja	/	1,237	1,225	1,285	/

Tab. 69: Gesamtzeit auf 20 m in Absolutzahlen der Studie II.

LEISTUNGSDATEN BAD SCHWARTAU – DOKUMENTATION								
ATHLETEN				20 m-SPRINT				
Nummer	Vorname	Nachname	Vibration	Gesamtzeit auf 20 m				
				16.+17.07.08	07.08.08	29.08.08	16+18.09.08	09.10.08
1	P.	Kö.		3,027	3,076	3,172	3,112	/
2	H.	H.		2,757	2,708	2,742	2,714	2,734
3	T.	P.	ja	2,892	2,943	/	2,966	2,955
4	J.	S.	ja	2,847	/	/	/	/
5	T.	M.		3,104	3,025	3,005	3,037	/
6	L.	L.		3,104	3,109	3,113	/	3,124
7	M.	H.		2,957	3,006	/	2,996	3,035
8	D.	T.		2,701	/	/	/	/
9	S.	N.		2,963	/	/	/	/
10	T.	S.		3,039	/	2,996	3,033	3,016
11	M.	Z.	ja	3,252	3,162	3,160	/	/
12	S.	S.		3,090	3,059	3,106	/	3,066
13	M.	M.	ja	3,049	3,124	3,092	3,20	3,079
14	M.	N.	ja	2,894	2,891	2,950	2,957	3,001
15	P.	Ka.	ja	2,908	2,840	2,808	2,750	2,714
16	T.	H.	ja	2,790	2,798	2,874	2,853	/
17	F.	S.	ja	3,061	3,110	/	/	/
18	A.	J.	ja	2,953	3,090	/	/	3,040
19	M.	B.		3,091	/	/	/	/
20	A.	S.	ja	/	2,916	2,965	2,953	/

9.4 Literaturverzeichnis

Abercromby, A. F., Amonette, W. E., Layne, C. S., Mcfarlin, B. K., Hinman, M. R., & Paloski, W. H. (2007). Variation in Neuromuscular Responses during Acute Whole-Body Vibration Exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise* , S. 1642-1650.

Ahlborg, L., Andersson, C., & Julin, P. (2006). Whole-Body Vibration Training Compared With ResistanceTraining: Effect On Spasticity, Muscle Strength And Motor Performance In Adults With Cerebral Palsy. *Journal of Rehabilitation Medicine , 38* (5), S. 302-308.

Becker, R. O. (1994). *Der Funke des Lebens.* München: Piper.

Behrens, A. (2004). *Eine vergleichende empirische Studie zwischen einem klassischen Reha-Konzept zur Nachbehandlunbg des rekonstruierten vorderen Kreuzbandes und einem alternativen reha-Konzept mit der Vibrationsbelastung.* Marburg: Verlag Görich & Weiershäuser.

Berschin, G. (2003). Zum Einsatz von Vibrationskrafttraining als spezifisches Schnellkrafttrainingsmittel in Sportspielen. *Leistungssport , 33* (4), S. 11-13.

Berschin, G., & Sommer, H.-M. (2004). Vibrationskrafttraining und Gelenkstabilität: EMG-Untersuchungen zur Wirkung von Vibrationsfrequenz und Körperhaltung auf Muskelaktivierung und -koaktivierung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin , 55* (6), S. 152-156.

Biermann, W. (1960). Influence of cycloid vibration massage on trunk flexion. *American Journal of Physical Medicine , 39*, S. 219–224.

Blottner, D., Salanova, M., Püttmann, B., Schiffl, G., Felsenberg, D., Buehring, B., et al. (2006). Human skeletal muscle structure and function preserved by vibration muscle exercise following 55 days of bed rest. *European Journal of Applied Physiology , 97* (3), S. 261–271.

Bös, K. (2001). In K. Bös (Hrsg.), *Handbuch Motorische Tests* (S. 3). Göttingen, Bern, Toronto, Seattle: Hogrefe-Verlag für Psychologie.

Bosco, C., Cardinale, M., Tsarpela, O., Colli, R., Tihanyi, J., Duvillard von, S., et al. (1998). The influence of hole body vibration on jumping performance. *Biology of Sports , 15,* (3), S. 157-164.

Bosco, C., Marco, C., & Tsarpela, O. (1999). Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *European Journal of Applied Physiology , 79* (4), S. 306-311.

Brumlik, J. (1962). On the nature of normal tremor. *Neurology , 12*, S. 159-179.

Brumlik, J., Mier, M., Petrovick, M., & Jensen, H. P. (1964). Experimentelle Untersuchungen über eine Form von Ruhetremor an den Extremitäten von gesunden Hunden. *Pflügers Archiv , 278* (6), S. 597-609.

Bruyere, O., Wuidart, M.-A., Di Palma, E., Gourlay, M., Ethgen, O., Richy, F., et al. (2005). Controlled whole body vibration to decrease fall risk and improve health-related quality of life of nursing home residents. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation , 86* (2), S. 303–307.

Bruzek, R. (2006). *Leitfaden Gelenkmessung* (2. Ausg.). München: Elsevier Verlag.

Buckup, K. (2005). *Klinische Tests an Knochen, Gelenken und Muskeln: Untersuchungen, Zeichen, Phänomene* (3 Ausg.). Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.

Burkhardt, A. (September 2006). Vibrationstraining in der Physiotherapie. Wippen mit Wirkung. *Physiopraxis* , S. 22-25.

Burr, H. S. (2000). *Blueprint for Immortality. The electric Patterns of Life.* Frome: Hillmann Printers.

Buskirk, C. v., & Fink, R. A. (1962). Physiologic Tremor. *Neurology , 12*, S. 361.

Cardinale, M., & Lim, J. (2003 a). Electromyography Activity of Vastus Lateralis Muscle During Whole-Body Vibrations of Different Frequencies. *Journal of Strength and Conditioning Research , 17* (3), S. 621–624.

Cardinale, M., & Lim, J. (2003 b). The acute effects of two different whole body vibration frequencies one vertical jump performance. *Medicina Dello Sport , 56* (4), S. 287-292.

Chochrane, D., & Stannard, S. R. (2005). Acute whole body vibration training increase vertical jump and flexibility performance in elite female filed players. *British Journal of Sportsmedicine , 39* (11), S. 860 – 865.

Croft, P. R., Nahit, E. S., Macfarlane, G. J., & Silman, A. J. (1996). Interobserver reliability in measuring flexion, internal rotation, and external rotation of the hip using a plurimeter. *Annals of the Rheumatic Diseases , 55* (5), S. 320-323.

Deetjen, P., Speckmann, E.-J., & Hescheler, J. (2005). *Physiologie.* (P. Deetjen, E.-J. Speckmann, & J. Hescheler, Hrsg.) München: Urban & Fischer bei Elsevier.

Delecluse, C., Roelants, M., & Verschueren, S. (2003). Strength Increase after Whole-Body Vibration Compared with Resistance Training. *Medicine and Science in Sports and Exercise* , S. 1033-1041.

Ebersbach, G., Edler, D., Kaufhold, O., & Wissel, J. (2008). Whole body vibration versus conventional physiotherapy to improve balance and gait in Parkinson's disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation , 89* (3), S. 399-403.

Fagnani F, G. A. (2006;). The Effects of a Whole-Body Vibration Program on Muscle Performance and Flexibility in Female Athletes. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation , 85* (12), S. 956–962.

Gallasch, E., & Kenner, T. (1992). Die Mikrovibration, eine Wechselwirkung zwischen kardiovaskulärem- und Neurosystem? *Biomedizinische Technik/ Biomedical Engeneering , 37* (1), S. 131 – 133.

Gallasch, E., Kenner, T., & Kozlowskaya, I. (1998). Microvibration as a Function of Muscle Tone Studied in Microgrvity. *Naturwissenschaften , 85*, S. 28 -30.

Gebelein, H., & Heite, H.-J. (1950). Über die Unsymmetrie biologischer Häufigkeitsverteilungen. *Klinische Wochenschrift , 28* (3/4), S. 41-45.

Genta, G. (1998). *Vibrations Of Structures And Machines. Practical Aspects.* New York: Springer Verlag.

Gerber, R. (2001). *Vibrational Medicine: The Number 1 Handbook for Subtle-Energy.* Rochester, Vermont: Bear & Company.

Gianutsos, J. G., Oakes, L. C., Prufer, N., Kramskii, V., Richter, E. F., & Hutchinson, M. (2000). Use of a Therapeutic Ranging/Exercise Program in the Rehabilitaion of a Person with Progressive Supranuclear Palsy. *5th International Congress of Physical Medicine and Rehabilitation.* Athens: Training Center of the National Bank of Greek.

Götz, C. G. (2009). Jean-Martin Charcot and his vibratory chair for Parkinson disease. *Neurolgy , 73*, S. 475 – 478.

Griffin, M. J. (2004). *Handbook of Human Vibration*. London: Elsevier Academic Press.

Grosser, M., Hermann, H., Tusker, F., & Zintl, F. (1987). *Die sportliche Bewegung-Anatomische und biomechanische Grundlagen.* München: BLV Buchverlag.

Hagbarth, K. E., & Eklund, G. (1966). Tonicvibration reflex (TVR) in spaticiticy. *Brain research , 2*, S. 201-203.

Haider, M., & Donald, B. L. (1964). Microvibration in man and dolphin. *Science , 146*, S. 1181-1183.

He, H.-Z., Li, D.-L., Xi, W.-B., & Zhang, C.-L. (1999). A „Stress Meter" Assessment of the Degree of Relaxation in Qigong vs. Non-qigong Meditation. *Frontier Perspectives , 8* (1), S. 37-42.

Heisenberg, W. (2003). *Der Teil und das Ganze.* München: Piper.

Ho, M. W. (2008). *The Rainbow and the Worm. The Physics of Organisms.* Singapore: World Scientific Pub Co.

Höllischer, E., Mehlhardt, W., Popp, F. A., & Schmidt, H. G. (1979). Statistische Analyse von Widerstandsmessungen an besonderen Hautstellen. *Physikalische Medizin und Rehabilitation Zeitschrift für Praxisnahe Medizin , 20* (9), S. 472-475.

Hüter-Becker, A., & Dölken, M. (2004). *Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre.* Stuttgart: Thieme.

Hüter-Becker, A., & Dölken, M. (2005). *Untersuchen in der Physiotherapie.* Stuttgart: Thieme Verlag.

Israel, S. (1995). *Muskelaktivität und Menschwerdung – technischer Fortschritt und Bewegungsmangel.* Sankt Augustin: Academia-Verlag.

Issurin, V., Liebermann, D., & Tenenbaum, G. (1994). Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. *Journal of Sports Sciences , 12* (6), S. 561 – 566.

Iwamoto, J., Otaka, Y., Kudo, K., Takeda, T., Uzawa, M., & Hirabayashi, U. a. (2004). Efficacy of training program for ambulatory competence in elderly women. *The Keio Journal of Medicine , 53* (2), S. 85-89.

Johnell O, E. J. (2004). Whole lotta shakin ‘goin’ on. *Journal Of Bone And Mineral Research , 19* (8), S. 1205-1207.

Kaeding, T. S. (2009). Sarkopenie und Vibrationstraining. Eine Übersicht. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie , 42* (2), S. 88–92.

Kaeding, T. (2009). Stürze im Alter: Epidemiologie und Prävention unter besonderer Berücksichtigung des Vibrationstrainings. *Sportwissenschaft , 39* (1), S. 45-51.

Kawanabe, K., Kawashima, A., Sashimoto, I., Takeda, T., Sato, Y., & Iwamoto, J. (2007). Effect of whole-body vibration exercise and muscle strengthening, balance, and walking exercises on walking ability in the elderly. *The Keio Journal of Medicine , 56* (1), S. 28－33.

Kerr, D., Morton, A., Dick, I., & Prince, R. (1996). Exercise effects on bone mass in postmenopausal women are site specific and load-dependent. *Journal Of Bone And Mineral Research , 11* (2), S. 218-225.

Klimek, W. (2004). Die elektrische Hautleitfähigkeit als Spiegel des inneren Regulationszustandes. *Erfahrungsheilkunde , 53* (7), S. 419-422.

Knobloch, K., Martin-Schmitt, S., Gösling, T., Jagodzinski, M., Zeichen, J., & Krettek, C. (2005). Prospektives Propriozeptions- und Koordinationstraining zur Verletzungsreduktion im professionellen Frauenfußballsport. *Sportverletz Sportschaden , 19* (3), S. 123-129.

Kreider, R. B., Fry, A. C., & O’Toole, M. L. (1998). *Overtraining in Sport.* United States of America: Kinetics, Human.

Künnemeyer, J., & Schmidtbleicher, D. (1997). Die rhythmische neuromuskuläre Stimulation (RNS). *Leistungssport , 27* (2), S. 39-42.

Lienert, G. A., & Grögler, E. (1961). Microvibration as a correlate of the myotonolytic action of meprobamate and careisoprodol. *Ärztliche Forschung , 15* (1), S. 238-242.

Magnus, K., & Popp, K. (2005). *Schwingungen. Eine Einführung in die physikalischen Grundlagen und die theoretische Behandlung von Schwingungsproblemen.* Wiesbaden: B. G. Teubner Verlag/ GWV Fachverlage GmbH.

Martin, B., & Park, H. (1997). Analysis of the tonic vibration reflex: Influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *European Journal of Applied Physiology* (75), S. 504-511.

Matthews, P. B. (1966). The reflex excitation of the soleus muscle of the decebrate cat caused by vibration applied to wrist tendon. *Journal of Physiologie , 184*, S. 450-472.

Melnyk, M., & Gollhofer, A. (2006/07). Auswirkungen eines singulären und mehrwöchigen Ganzkörpervibrationstrainings auf die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks bei Sportlern. In *BISp-Jahrbuch-Forschungsförderung* (S. 79-84). Bonn: Bundesinstitut für Sportwissenschaft.

Melnyk, M., Kofler, B., Faist, M., Hodapp, M., & Gollhofer, A. (2007). Mehrwöchiges Ganzkörpervibrationstraining verbessert die Kniestabilität. Kurzreferat Nr.346, Sitzung PA-23. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin , 58* (7/8), S. 286.

Mischi, M., & Cardinale, M. (2009). The Effects of a 28-Hz Vibration on Arm Muscle Activity during Isometric Exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise , 41* (3), S. 645-652.

Nazarov, V. (1996). *Optimierung des Menschen.* Lobenstein: Nazarov-Stimulation Gesellschaft für Naturheilverfahren mbH.

Nishihira, Y., Iwasaki, T., Hatta, A., Wasaka, T., Kaneda, T., Kuroiwa, K., et al. (2002). Effect of Whole Body Vibration Stimulus and Voluntary Contraction on Motoneuron Pool. *Advanced of Exercise and Sports Physiology , 8* (4), S. 83-86.

Noble, D. (2006). *The Music of Life: Biology Beyond Genes.* Oxford University Press.

Oschman, J. L. (2000). *Energy Medicine. The Scientific Basis.* Edinburgh, London, New York, Philadelphia, St. Louis, Sydney, Toronto: Churchill Livingstone.

Paradisis, G., & Zacharogiannis, E. (2007). Effects of whole-body Vibration training on sprint running kinematics and explosive strength performance. *Journal of Sports Science and Medicine , 6* (1), S. 44-49.

Petersen, W., Zantop, T., Steensen, M., Hypa, A., Wessolowski, T., & Hassenpflug, J. (2002). Prävention von Verletzungen der unteren Extremität im Handball: Erste Ergebnisse des Kieler Handball-Verletzungs-Präventionsprogrammes. *Sportverletz Sportschaden* , S. 122-126.

Popp, F.-A. (2006). *Biophotonen - Neue Horizonte in der Medizin. Von den Grundlage der Biophotonik.* Stuttgart: Haug Verlag.

Prigogine, I., & Nicolis, G. (1967). On symmetry-breaking instabilities in dissipative systems. *Journal of Chemical Physics , 46* (9), S. 3542–3550.

Prigogine, I., & Stengers, I. (1987). *Dialog mit der Natur. Neue Wege naturwissenschaftlichen Denkens.* Frankfurt am Main , Olten , Wien: Büchergilde Gutenberg.

Quante, M., & Hille, E. (1999). Propriozeption: Eine kritische Analyse zum Stellenwert in der Sportmedizin. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin , 50* (10), S. 306-310.

Rapp, W., Heitkamp, H.-C., Albrich, C.-H., & Horstmann, T. (2007). Vibrationstraining mit Gonarthrosepatieten. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin , 58* (7/8), S. 226.

Rees, S. S., Murphy, A. J., & Watsford, M. L. (2009). Effects of whole body vibration on postural steadiness in an older population. *Journal of Science and Medicine in Sport , 12* (4), S. 440–444.

Rees, S. S., Murphy, A. J., & Watsford, M. L. (2008). Effects of Whole-Body Vibration Exercise on Lower-Extremity Muscle Strength and Power in an Older Population: A Randomized Clinical Trial. *Physical Therapy , 88* (4), S. 462-470.

Rittweger, J., Mutschelknauss, M., & Felsenberg, D. (2003). Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise. *Clinical Physiology and Functional Imaging* (23), S. 81–86.

Rohracher, H. (1964). Microvibration, permanent muscle activity and constancy of body temperature. *Perceptual Motor Skills , 19*, S. 189.

Rohracher, H., & Inanaga, K. (1969). *Die Mikrovibration. Ihre biologische Funktion und ihre klinische-diagnostische Bedeutung.* Stuttgart, Wien: Verlag Hans Huber Bern.

Ruck, J., Chabot, G., & Rauch, F. (2010). Vibration treatment in cerebral palsy: A randomized controlled pilot study. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions , 10* (1), S. 77-83.

Runge, M. (2006). Die Vibrationsbehandlung – neue Wege in Therapie und Training von Muskelfunktionen. *Bewegungstherapie und Gesundheitssport , 22* (2), S. 70-74.

Runge, M., Rehfeld, G., & Resnicek, E. (2000). Balance training and exercise in geriatric patients. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions* (1), S. 54–58.

Russo, C. R., Lauretani, F., Bandinelli, S., Bartali, B., Cavazzini, C., Guralnik, J. M., et al. (2003). High-Frequency Vibration Training Increases Muscle Power in Postmenopausal Women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation , 12* (84), S. 1854-1857.

Sachs, L. (1972). In *Statistische Auswertungsmethoden* (S. 86-89). Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag.

Salanova, M., Püttman, B., Schiffl, G., Felsenberg, D., Buehring, B., & Rittweger, J. (2006). Human skeletal muscle structure and function preserved by vibration muscle exercise following 55 days of bed rest. *European journal of applied physiology , 97* (3), S. 261-271.

Schlitter, M., Hartard, M., Häring, S., Bartenstein, S., Schiessl, H., & Jeschke, D. (1999). Langzeiteffekte des Galileo 2000. *International course on osteoporosis.* Vienna: Technische Universität München.

Schmitz, R., Rapp, W., Heitkampf, H.-C., & Horstmann, T. (2007). Seitenalternierendes Vibrationstraining zur Verbesserung der lumbalen Haltungskompetenz. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin , 7/8* (58), S. 261.

Schneider, E., & Sagan, D. (2006). *Into the cool. Energy Flow, Thermodynamics, and Life.* Chicago: The University of Chicago Press.

Schrödinger, E. (2004). *Was ist Leben? Die lebende Zelle mit den Augen eines Physikers betrachtet.* München: Piper Verlag GmbH.

Siegrist, M., Lammel, C., & Jeschke, D. (2006). Krafttraining an konventionellen bzw. oszillierenden Geräten und Wirbelsäulengymnastik in der Prävention der Osteoporose bei postmenopausalen Frauen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin , 57* (7/8), S. 182-188.

Smolensky, M., & Lamberg, L. (2001). *The Body Clock Guide to Better Health.* New York: Henry Holt and Co.

Spitzpfeil, P., Schwarzer, J., Fiala, M., & Mester, J. (1999). Strength training with whole body vibrations- Single case studies and time series analysis. *Proceedings of the 4th Annanual Congress of the European College of Sport Science*, (S. 613). Rome.

Stark, C., Nikopoulou-Smyrni, P., Stabrey, A., Semler, O., & Schoenau, E. (2010). Effect of a new physiotherapy concept onbone mineral density, muscle force and gross motor functionin children with bilateral cerebral palsy. *Journal of Musculoskelet Neuronal Interactions , 10* (2), S. 151-158.

Stengel, S., Kemmler, W., & Engelke, K. (2008). Ganzkörpervibrationstraining- ein neuer Ansatz in der Osteoporoseprävention? *Osteologie , 17* (1), S. 24-30.

Sugano, H. (1957). Studies on the Microvibration. *Kurume Medical Journal , 4*, S. 97-113.

Swiniarek, D., Eichner, G., Kleist, B., & Beyer, W. (2009). Wirkung oszillierender Stimuli auf die Knochendichte, Rumpfkraft und Koordination bei älteren Menschen. *Manuelle Medizin , 47* (2), S. 117–122.

Torvinen, S., Kannus, P., Sievänen, H., Järvinen, T. A., Pasanen, M., Kontulainen, S., et al. (2002 a). Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. *Clinical Physiology and Functional Imaging , 22* (2), S. 145-152.

Torvinen, S., Kannus, P., Sievänen, H., Järvinen, T. A., Pasanen, M., Kontulainen, S., et al. (2002 b). Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Medicine & Science in Sports & Exercise , 34* (9), S. 1523-1528.

Turbanski, S., Haas, C. T., Schmidtbleicher, D., Friedrich, A., & Duisberg, P. (2005). Effects of random whole-body vibration on postural control in Parkinson's disease. *Research in Sports Medicine , 13* (3), S. 243-256.

Urban, V., Kalberer, F., Roos, M., & Dumo, C. E. (2002). Reproduzierbarkeit der Messung der aktiven Unterarmdrehung: Vergleich von 3 Methoden. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete , 140* (1), S. 72-76.

Van den Tillar, R. (2006). Will Whole-Body Vibration Training Help Increase The Range Of Motion Of The Harmstrings? *Journal of Strength and Conditioning Research , 20* (1), S. 192-196.

Van Nes, I. J., Geurts, A., Hendricks, H., & Duysens, J. (2004). Short-term effects of whole-bodyvibration on postural control in unilateral chronic stroke patients. Preliminary evidence. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation , 83* (11), S. 867–873.

Weber, R. (1997). Muskelstimulation durch Vibration. *Leistungssport , 27* (1), S. 53-56.

Wegner, R. (2008). *Kohärenz durch Vibration. Unveröffentlichte Diplomarbeit, Universität Hamburg, Fachbereich Bewegungswissenschaft*. Hamburg.

Wegner, R., Ziaja, C., Witt, J., Weinberg, P., & Baur, C. (2009). Leistungsoptimierung im Rahmen eines 8-wöchigen Vibrationstrainings und der Einsatz eines Kohärenzmessgerätes im Leistungssport. *Leistungssport , 39* (6), S. 22-24.

Weinberg. (2008). Moving the Body to Swim. In K., Zaton; M., Jaszczak (Hrsg.), *Science in Swimming II* (S. 161-167). Wroclaw: Akademia Wychowania Fizycznego we Wroclawiu.

Weinberg, P. (2001). *Die Botschaft der Bewegung. Unveröffentlichtes Manuskript.* Universität Hamburg.

Weinberg, P., & Ziaja, C. (2005). Didactics: Coherent life management. In R. Bartoszewics, T. Koszczyc, & A. Nowak (Hrsg.), *Dydaktyka wychowania fizycznego w swietle wspolczesnych potrzeb edukacyjnch* (S. 63-68). Wroclaw: Dydaktyka Wychowania Fizcznego.

Weinberg, P., & Ziaja, C. (2004). *Frequency Representation of the Body alive-Order of the moving body-in-process.* Hamburg: Unveröffentlichtes Manuskript.

Weinberg, P., & Ziaja, C. (2008 b). Frequency representation of the body alive: order of the moving body-in process. *Int. J. Modelling, Identfication and Control , 5* (3), S. 224-228.

Weinberg, P., & Ziaja, C. (2008 a). Mirror-Log-Normal distribution of body conductivity during night-time sleeping. *International Journal of Modelling, Identification and Control , 5* (3), S. 221-223.

Weineck, J. (2004). Optimales Training. Leistungsphysiologische Trainingslehre unter besonderer Berücksichtigung des Kindes- und Jugendalters. Erlangen: Spitta-Verlag.

Wolff, H. D., & Lonquich, C. (2000). Einfache Messmethode der HWS-Funktion nach der Neutral-Null-Methode. *Manuelle Medizin , 38* (5), S. 284-288.

Yoshii, N., Inaba, E., & Arai, S. (1965). Experimental Studies on the Minor Tremor of Body Surface on Dogs and Rabbits. *Medical Journal of Osaka University , 15* (4), S. 345-358.

Zeilinger, A. (2005). *Einsteins Schleier- Die neue Welt der Quantenphysik.* München: Wilhelm Goldmann Verlag.

Zhang, C.-L. (2007). *Der unsichtbare Regenbogen und die unhörbare Musik. Die dissipative Struktur des elektromagnetischen Feldes in Lebewesen.* o.O.: Monarda Verlag.

Zhang, C.-L. (1996). Statistics of body conductivity as an index of physiological state. *Bioinform services,* S. 433- 438.

Zhang, C.-L., & Popp, F. -A. (1994). Log-normal Distribution of Physiological Parameters and the Coherence of Biological Systems. *Medical Hypotheses , 43*, S. 11-16.

Ziaja, C. (2010). *Kohärenz durch bewegliche Lebensführung.* Halle (Saale): Monarda Publishing House Ldt.

Ziaja, C. (2008). *Swimming and diagnosis of ordering regulation.* Hamburg: Unveröffentlichte Studie.

Ziegler, J. (2001). Einzelfallstudie über den Einfluss eines Vibrationskrafttrainings in der Saisonvorbereitung eines professionellen Eishockeyspielers. Diplomarbeit, Deutsche Sporthochschule Köln.

Internetquellen

Bautmans, I., Van Hees, E., Lemper, J.-C., & Mets, T. (2005). *The feasibility of whole body vibration in institutionalised elderly persons and its influence on muscle performance, balance and mobility: a randomised controlled trial.* Abgerufen am 3. September 2010 von BMC Geriatrics: http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1471-2318-5-17.pdf

BBR-Berliner BedRest Studie. (2004). *Männermuskeln bald fit für Marsmission. Charite - Universitätsmedizin Berlin.* Abgerufen am 26. August 2010 von http://www.charite.de/zmk/bedrest/pdf_doc/PM-MaennerMuskeln.pdf

BBR2-Berliner BedRest Studie. (2007). *Mars-Astronauten gesucht. Esa-deutschland lokale Nachrichten.* Abgerufen am 26. August 2010 von http://www.esa.int/esaCP/SEMHHGV681F_Germany_0.html

European Space Agency. (2010). *ESA-Mars500*. Abgerufen am 27. August 2010 von http://www.esa.int/esaMI/Mars500/

Gusi, N., Raimundo, A., & Leal, A. (2006). *Low-frequency vibratory exercise reduces the risk of bone fracturemore more than walking: a randomized controlled trial.* Abgerufen am 1. September 2010 von BMC Musculoskeletal Disorders: http://www.biomedcentral.com/1471-2474/7/92

Haleva, Y. (2005). *Mögliche Einflussfaktoren eines Vibrationstrainings auf die Maximalkraft,Schnellkraft, Reaktivkraft und Kraftausdauer.* Abgerufen am 25. September 2010 von http://zb-sport.dshs-koeln.de/Dissertationen/2005/Yossef-Haleva.html

Harbrecht, E. (2003). *Krafttraining mit dem Galileo 2000 im Jugendbereich.* Abgerufen am 26. August 2010 von http://www.volleyball-training.de/material/harbrecht_galileo.pdf

Kenner, T., Gallasch, E., Rafolt, D., Konev, A., Koslovskaja, I. B., & Ivanov, A. (1993-1995). *Internetseite zum Russischen Langzeit Flugprojekt (RLF). Projekt MIKROVIB zwischen dem österreichischen wissenschaftlichen Institut und dem Institut für Biomedizinische Probleme (IMBP) in Moskau*. Abgerufen am 25. August 2010 von http://www.rlf1.at/experimente/mikro

Kleinmond, C. (2002). *Einfluss von dynamischem Krafttraining mit und ohne Vibration auf Knochenmasse und –festigkeit bei postmenopausalen Frauen.* Abgerufen am 02. September 2010 von Freie Universität Berlin. Universitäts Bibliothek: http://www.diss.fu-berlin.de/diss/receive/FUDISS_thesis_000000000797

Kofler, B. (2009). *Auswirkung von Ganzkörpervibrationstraining auf Kniegelenkstabilität und spinale Reflexe.* Abgerufen am 25. September 2010 von http://www.freidok.uni-freiburg.de/volltexte/6800/pdf/Auswirkung_von_Vibration.pdf

Landscheck, I. (2004). *Abschlussbericht Kongress. Knochen und Muskeln- Neue Welten.* Abgerufen am 25. 08 2010 von http://www.charite.de/zmk/kongressbericht_pdf.pdf

Novotec Medical GmbH. (2009). *Pressemitteilung über Weltraummedizinische Experimente*. Abgerufen am 26. August 2010 von http://www.galileo-training.com/de-deutsch/news/n50/galileo-space-in-der-schwerelosigkeit.html

Ramolla, J. (2004). *Vergleich von konventionellem und vibrationsgestütztem Krafttraining bei jungen, gesunden Probanden. Dissertation, Freie Universität Berlin, Fachbereich Humanmedizin.* Abgerufen am 26. August 2010 von http://deposit.ddb.de/cgi-bin/dokserv?idn=973152540

Rembitzki, I., & Schneider, M. (2001). *Svg-vibrationstraining: Neurologische Patienten profitieren von der propriozeptiven Trainingstherapie am Tiltgalileo. Anwendungsuntersuchung einer Kombination von Tilttable und Galileo Schwingungsplatte.* Abgerufen am 3. September 2010 von http://www.svg-vibrationstraining.de/cms/upload/Literatur/NEURO10.PDF

Semler, O. (2006). *Auf die Beine.* Abgerufen am 2. September 2010 von http://www.galileo-training.com/de-deutsch/literaturdownload.html?f=gal-251.pdf

Stein, G., Knoell, P., Faymonville, C., Kaulhausen, T., Siewe, J., Otto, C., et al. (2010). *Whole body vibration compared to conventional physiotherapy in patients with gonarthrosis: a protocol for a randomized, controlled study.* Abgerufen am 3. September 2010 von BMC Musculoskeletal Disorders: http://www.biomedcentral.com/1471-2474/11/128

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Dissertation selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel verwendet habe.
Weiterhin erkläre ich, dass ich bisher anderenorts mir der gleichen oder einer anderen Arbeit keine Doktorprüfung beantragt habe.

Robert Wegner, Hamburg, im Oktober 2010

Tabellarischer Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Robert Wegner
Geboren	08. November 1975 in Gdingen (Polen)
Nationalität	deutsch
Familienstand	verheiratet, ein Kind
Kontakt	Olympiastützpunkt Hamburg/Schleswig-Holstein, am Dulsbergbad 5, 22049 Hamburg

Hochschulausbildung

04/09 – 09/10	Bearbeitung der vorliegenden Dissertation unter der Leitung von Prof. Dr. Peter Weinberg, Abteilung Bewegungs- und Trainingswissenschaft, Fachbereich Bewegungswissenschaft, Universität Hamburg
11/08 – 03/09	Auswertung der Leichtathletikstudie und Fertigstellung von Teilergebnissen zur Veröffentlichung in der Fachzeitschrift „Leistungssport“, erschienen im November 2009
07/08 – 10/08	Studiendurchführung im Rahmen der Promotion beim VfL Bad Schwartau, Abteilung Handball
02/08 – 06/08	Studiendurchführung im Rahmen der Promotion beim HSV, Abteilung Leichtathletik
Seit 04/08	Doktorand an der Universität Hamburg

	Abteilung: Bewegungs- und Trainingswissenschaft Thema der Dissertation: “Leistungsoptimierung im Hochleistungssport“
10/04 – 03/08	Studium der Sportwissenschaft an der Universität Hamburg, Studienrichtung: Betrieb, Freizeit und Weiterbildung, Thema der Diplomarbeit: „Kohärenz durch Vibration“ Note: 1,0 Abschluss: Diplom-Sportwissenschaftler Gesamtnote: 1,0
09/01 – 07/02	Studiengang Elektrotechnik an der Fachhochschule Flensburg
08/00 – 08/01	Mappenvorbereitungsphase zum Industriedesign-Studium an der HfbK Hamburg und UdK Berlin

Ausbildung und berufliche Erfahrungen

Seit 08/11	Trainingswissenschaftler mit dem Schwerpunkt Schwimmen am Olympiastützpunkt Hamburg/Schleswig-Holstein
05/06 – 03/10	Bewegungstherapeut im Institut für Sport und Bewegungsmedizin in Hamburg, Bereich Rehabilitation und Breitensport
07/06 – 08/06	Praktikum im Institut für Sport und Bewegungsmedizin in Hamburg, Bereich Leistungsdiagnostik
11/05 – 01/06	Fitness Professional im Holmes Place in Hamburg

09/02 – 11/04	DVD-Autor im Multi Media Verlag in Itzehoe
11/98 – 07/99	Außendienstmonteur bei IBAU in Hamburg
11/97 – 10/98	Zivildienst im sozialpädagogischen Dienst im Oskar-Pfister-Haus in Neukönigsförde
02/97 – 04/97	Facharbeiter bei ACO Severin Ahlmann in Büdelsdorf
08/93 – 01/97	Ausbildung zum Energieelektroniker bei ACO Severin Ahlmann in Büdelsdorf

Schulischer Werdegang

08/99 – 07/00	Berufliche Schulen in Rendsburg, Abschluss: Fachhochschulreife - Fachrichtung Technik
08/86 – 07/93	Grund- und Hauptschule in Rendsburg, Abschluss: Hauptschulabschluss

Publikation

Wegner, R., Ziaja, C., Witt, J., Weinberg, P., Baur, C. (2009). Leistungsoptimierung im Rahmen eines 8-wöchigen Vibrationstrainings und der Einsatz eines Kohärenzmessgerätes im Leistungssport. Leistungssport, 39 (6), S. 22-24.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich ganz herzlich bei den Menschen bedanken die mich auf meinem Weg zur Fertigstellung der Promotion mit begleitet und unterstützt haben.

Zu allererst gilt mein großer Dank **Prof. Dr. Peter Weinberg,** der mich während der gesamten Promotion intensiv, kritisch und aufbauend betreut hat.

Des Weiteren möchte ich mich bei **meiner Frau** für Ihre großartige Unterstützung bedanken.

Mein Dank gilt auch dem Zweitgutachter **Prof. Dr. Jürgen Lange** für die Übernahme dieser Arbeit und **Herrn Prof. Klaus Mattes** für die Übernahme des Prüfungsvorsitzes.

Für die vertrauensvolle Gerätebereitstellung zur Studiendurchführung möchte ich mich ganz herzlich bei der Firma **Novotec Medical GmbH aus Pforzheim** und beim **Institut für Sport- und Bewegungsmedizin Hamburg** bedanken.

Bezüglich der wissenschaftlichen Unterstützung und Auswertung gilt ganz besonders **Tobias Schmidt** sowie **Christian Baur**, **Joachim Witt** und **Thomas Knorr** mein Dank. Für die Hilfe zur statistischen Auswertung der Daten bedanke ich mich bei **Eik Vettorazzi.**

Ich danke der **Graduiertenstudienförderung der Stadt Hamburg** für das Stipendium, ohne welches ein erfolgreicher Abschluss nicht zu realisieren gewesen wäre.
Weiterhin bedanke ich mich bei **allen Teilnehmern,** die an den Studien teilgenommen haben.

Für das Korrekturlesen möchte ich mich bei **Charlotte Klein** und bei meinem Freund **Nils Obermann** bedanken.

Des Weiteren möchte ich mich für die tatkräftige Unterstützung von **Dr. Christof Ziaja** und **Kai Wellmann** bedanken.

Und nicht zuletzt danke ich **meinen Eltern**, die mich immer auf meinem Lebensweg unterstützt haben.