

MESSAUFNAHME MITTELS POSTUROGRAPHIE MIT ZWEI VERSCHIEDENEN INSTABILITÄTEN IN ABHÄNGIGKEIT VON AUSDAUERTRAINING

D. Höftberger¹, A. Kozek¹, M. Kling¹, J. Langer¹, J. Obergruber¹

¹ Fachhochschule Technikum Wien, Wien, AUT

1 Kurzfassung

Durchführung einer Bewegungsanalyse mittels Posturographie um Ausdauertraining auf koordinative Fähigkeiten zu analysieren. Die Messung wurde mit zwei verschiedenen Instabilitäten durchgeführt. Hauptziel war es einen Vergleich von zwei Messungen. Die eine in unbelastetem Normalzustand, die andere nach 10 min Treppenlauf nahe an der individuellen anaeroben Schwelle. Die Messung erfolgte mittels vier Druckmessplatten, die auf den Instabilitäten platziert waren. Die Auswertung erfolgte mittels Sunlight TETRAX.

2 Einleitung

„Koordination ist die Fähigkeit des Einzelnen, schnelle und unbewusste Bewegungshandlungen ohne Verlust der Gelenkstabilität oder Körperbalance zielgerichtet und sicher auszuführen.“ (Froböse & Nellessen, 1998)

Posturographie ermittelt die Standstabilität, also die Fähigkeit bei Belastung der unteren Extremitäten, das Gleichgewicht zu regulieren. Mit Hilfe dieser Gleichgewichtsanalyse können zum einen, zwei wesentliche Funktionen der muskulären Koordinationsfähigkeit (die Gleichgewichts- und Haltekontrolle) objektiv geprüft werden und zum anderen ist es möglich etwaige Störungen der Koordinationsfähigkeit, bedingt durch muskuläre Dyskoordination, festzustellen.

Posturographie bestimmt die genaue Lage des Druckmittelpunktes COP (center of pressure), welche die Gewichtsverteilung des Körpers im aufrechten Stand wiedergibt. Das in diesem Fall verwendete System war das Sunlight Tetrax, bei welchem der Proband auf vier Kraftmessplatten steht, je eine für Fußballen und Ferse sowie links und rechts. (Diese Messplatten weisen eine proportionale Widerstandsänderung auf, sobald auf sie Druckkräfte ausgeübt werden.

Durch diese Widerstandsänderung) wird die Bewegung des Druckmittelpunktes errechnet und zusätzlich werden sowohl die anterior/posterior Schwankungen, als auch die Auslenkungen nach lateral verfolgt.

Die Schwankungsbewegungen werden in der modernen Posturographie mittels Fourier-Analyse in verschiedene Frequenzspektren unterschieden. Basierend auf den Erkenntnissen aus der neurophysiologischen und neuromuskulären Forschung lassen sich diese Frequenzspektren gewissen Feedbackpfaden des menschlichen sensomotorischen Regelkreises zuordnen. Die Beurteilung der ausgewerteten posturographischen Ergebnisse beruht zu einem großen Teil auf einer Interpretation dieser Frequenzen. Nach derzeitigem Wissensstand lässt sich folgende Zuordnung postulieren:

Posturographische Methoden zur Diagnostik und Differenzierung von Erkrankungen heranzuziehen, ist bis heute nicht eindeutig möglich, da die Zusammenhänge noch nicht stichhaltig geklärt sind. Es ist jedoch ein

durchaus adäquates Mittel um Änderungen, respektive Verbesserungen durch geeignete Trainingsmethoden, qualitativ beurteilen zu können. Weitere Anwendungsgebiete der Posturographie sind Screenings zur Vorhersage von wahrscheinlich auftretenden Störungen und die Beurteilung von Fallneigungen geriatrischer Patienten.

3 Methoden

Verwendete Methode

Eine Abweichung von der vorgegebenen Tetrax-Standardkonfiguration bestand in der Modifikation der Messungen 5-8. Hierbei wurde den ersten vier rein statischen Messungen eine dynamische Komponente hinzugefügt indem man das Kraftmessplattensystem auf Instabilitäten platzierte. Durch die Instabilität ist im Vergleich zur rein statischen Posturographie ein Kippen in zwei Ebenen möglich (lateral sowie anterior-/posterior), was zu einer erhöhten Beanspruchung des sensomotorischen Regelkreises führt.

Verwendete Materialien:

1. Notebook:
Dimotion DWH
OS: Microsoft Windows XP
Professional SP3
2. Kraftmessplatten:
Sunlight TETRAX
Technikum Wien Inventar-Nr: 16-03-0223

Software: Sunlight TETRAX, Software
Version: 5.0.1046
3. Eichgewicht:
5kg +- 25mg

KERN & Sohn GmbH, Seriennr. G08
04 877 5kg

4. Kalotte groß aus Hartholz - Eigenbau
Kalotte klein aus CFK - Eigenbau
5. Polsterpads (Schaum-stoff)
6. Tafel mit Kreuz in Augenhöhe – auf die der Proband während der Messung schaut

Ablauf:

1. Vor Beginn einer Messung / Messserie muss die Kraftmessplatten kalibriert werden.

Bei der Software Sunlight TETRAX geschieht dies über „Tools“, „Callibrate“ -> „Weight_1“ 0 kg „Weight_2“ 5kg, „OK“ die Software schreibt nun vor welchen Bereich der Kraftmessplatten mit welchem definierten Gewicht belastet werden soll. Nach dem alle Bereiche kalibriert sind, erscheint „Calibration Succesfull“. Dabei ist eine Überprüfung der Werte auf Plausibilität (die Abweichungen der einzelnen Werte sollten weniger als 1% ausmachen) angebracht.

2. 8 Messungen laut Tabelle

Messung	Untergrund			
	Hart	Weich	Kalotte hart	Kalotte weich
1 Augen offen	SNO			
2 Augen zu	SNC			
3 Augen offen		SPO		
4 Augen zu		SPC		
5 Augen offen			INO	
6 Augen zu			INC	
7 Augen offen				IPO
8 Augen zu				IPC

Tab. 1 Messablauf mit den abgekürzten Bezeichnungen

3. 10 Minuten Ausdauerbelastung nahe der iANS
4. Erneut 8 Messungen
5. Auswertung erstellen und Exportieren

Die Messungen müssen Barfuß erfolgen, da unterschiedliche Socken verschiedene Dämpfungen haben und die Rutschgefahr vermindert ist.

4 Ergebnisse

Erklärung

Die Verteilung der drei posturalen Feedbackschleifen somatosensorisch „so“,

visuell „vi“ und vestibulär „ve“ gibt Auskunft, wie sie ihre Bewegungsabläufe steuern und kontrollieren.

Je größer die Frequenz-Harmoni (=RQ; max=1.0) ist, umso besser ist ihre Harmonie des Zusammenspiels der Kontrollmechanismen im Körper.

Die Veränderungen der Werte von stabil (statisch) zu instabil (dynamische Bewegung) geben Aufschluss über den Trainingszustand und den Automatisierungsgrad der Bewegungsoptimierung.

Wenn sich bei niederen Frequenzen die Werte erhöhen, kann zentrale Steuerung besser eingesetzt werden. Wenn hohe Frequenzen niedriger werden, setzen mehr Reflexe zur Bewegungssteuerung ein.

Frequenzbereiche (Schwesig, Lauenroth, Müller, Becker, Hottenrott, 2006)

F1 0,01 - 0,10 Hz (normales posturales Verhalten, visuelles System)

F2 0,10 - 0,25 Hz (peripher-vestibuläres System = Ohr (vs. Zentral vestibulär = Zerebellum (Kleinhirn)))

F3 0,25 - 0,35 Hz (peripher-vestibuläres System)

F4 0,35 - 0,50 Hz (peripher-vestibuläres System)

F5 0,50 - 0,75 Hz (somatosensorisches System, Hautsinne und Tiefensensibilität)

F6 0,75 - 1,00 Hz (somatosensorisches System)

F7 1,00 - 3,00 Hz (unterschiedliche Interpretationen - manche Quellen: zentral zerebelläres System > 1,0 Hz)

F8 > 3,00 Hz

Proband 1

(20 Jahre, 192cm, 82kg)

Einer der wichtigsten Messwerte der Posturographie ist die Frequenzharmonie(RQ). Diese gibt an wie harmonisch das Zusammenspiel der drei Feedbackschleifen im Körper abläuft. Im Verlauf der ersten Messung (vor dem Belastungslauf) sieht man, dass der RQ Wert insbesondere bei der Messung mit geschlossenen Augen auf der Kalotte deutlich niedriger als bei den vorangegangenen Messungen ist.

Der Stabilitätsindex(ST) gibt den Zustand der allgemeinen Stabilität an (postural sway). Je höher dieser Wert, desto instabiler steht der Proband auf den Kraftmessplatten. Beim Stabilitätsindex wird die Summe aller Schwankungen durch das Körpergewicht dividiert.

Der Stabilitätsindex (ST) liegt bei meiner ersten Messung (SNO) bei 13.1 und steigert sich auf bis zu 106.96(INC). Es zeigt sich das insbesondere bei geschlossenen Augen eine hohe Instabilität auftritt, und das sie sich im Lauf der Messungen auch verschlechtert hat.

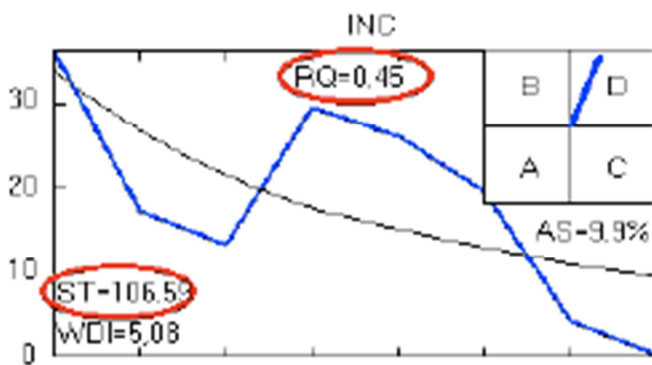


Abb. 1 Nicht harmonische Kurve mit hohem ST auf Kalotte mit geschlossenen Augen

Die Belastungsverteilung ist relativ konstant und es fällt auf, dass die Hauptbelastungen auf den Feldern B und D liegen. D wird dabei scheinbar häufiger und stärker belastet, was nahe legt, dass der Proband im Falle einer Instabilität sich eher mit dem rechten Fuß abstützt.

Die Gewichtsverteilung wird im WDI zusammengefasst. Da der WDI im Verlauf der Messung oft einen Wert über oder um 10 hat, hat der Proband scheinbar leichte Probleme mit der optimalen Gewichtsverteilung.

Die Verteilung der Feedbackregelkreise (Somatosensorisch 34,2%, Visuell 25,9%, Vestibulär 39,9%) war relativ ausgeglichen.

Nach Belastung:

Nach dem Treppenlauf sah die Verteilung anders aus. Der Visuelle Anteil stieg auf über 50%, wobei die anderen beiden sanken.

In allen Testdurchläufen, sanken sowohl die NF- Werte als auch die HF-Werte, woraus man schließen kann, dass der Proband eher seine Reflexe als seine Zentralsteuerung zur Bewegungssteuerung einsetzt.

Wenn man sich die RQ Werte vor und nach dem Stiegenlauf ansieht, fallen besonders bei den beiden Messungen mit Kalotte und geschlossenen Augen signifikante Änderungen auf. Die Werte haben sich von 0.45 auf 0.92 und 0.5 auf 0.82 erhöht also teilweise mehr als verdoppelt. Dies würde ich damit erklären, dass der Kreislauf des Probanden nach dem Treppenlauf in Gang gebracht wurde, und damit ein höherer Aktivierungsgrad vorhanden war. Die Erfahrung schon einmal auf den Kraftmessplatten gestanden zu sein kann natürlich auch eine Rolle gespielt haben.

Ganz so klar ist es beim ST jedoch nicht. Die Werte haben sich nämlich bei den ersten beiden Messungen (SNO, SNC) deutlich erhöht(=verschlechtert). Bei den Messungen auf der Kalotte mit geschlossenen Augen

(INC, IPC) lässt sich jedoch deutlich eine Verbesserung des Wertes beobachten. Da sich dieses Verhalten auch beim Testdurchlauf mit hoher Kalotte beobachten lässt, gehe ich davon aus, dass dies auf den Grad der Erschöpfung und die Höhe des Pulses zurückzuführen ist.

Der WDI Wert hat sich nach der Belastung vor allem auf der Kalotte verändert, wobei bei Stabilität kaum Unterschiede zu sehen sind. Auf der Kalotte kann man nach der Belastung eine Erniedrigung des WDI Wertes beobachten, was ich auf den höheren Aktivierungsgrad der Muskulatur nach der Belastung schließen würde.

Proband 2

(21 Jahre, 179cm, 67kg)

An beiden Messtagen erfolgte die Posturographie um dieselbe Uhrzeit. Der Proband gab beide Mal einen guten Allgemeinzustand an – dadurch sind die Messwerte zu einem hohen Grad vergleichbar.

Die sportliche Biographie des Probanden zeigt ein langjähriges, kontinuierliches Ausdauertraining inklusive Teilnahme an einer Vielzahl an Wettkämpfen im Triathlon.

Erfahrungen mit posturographischen Messungen hat der Proband keine. Mit Training auf Instabilitäten ist der Proband bis zu einem mittleren Grad vertraut.

Die erste Messung – mit kleiner Kalotte – zeigt vor der Belastung eine durchgehend hohe Frequenz-Harmonie (=RQ; max. 1.0) sowohl im stabilen als auch im instabilen. Nach der 10 minütigen Belastung erreichte der Proband im Schnitt einen 3% höheren RQ-Wert. Zu erwarten war allerdings ein niedriger Wert. Diese Anomalie kann zwei Gründe haben: Erstens, der Lerneffekt zur ersten Messung war stärker als die Auswirkung der Belastung auf die individuellen Feedback-

Schleifen. Zweitens, durch die gute aerobe Ausdauer des Probanden wurde durch die kurze Belastung erst ein Maximum an Muskelaktivität erreicht.

Auffällig war die Verteilung von somatosensorischen, visuellen und vestibulären Systemen. Nach der Belastung war die Verteilung nahe an einer 3x 1/3 Verteilung. Dies kann ebenfalls durch die Gewöhnung an den Messvorgang erklärt werden.

Bei der zweiten Messung – mit hoher Kalotte – konnte man einen signifikanten Unterschied, von der Fähigkeit die zentrale Steuerung einzusetzen, auf der Instabilität erkennen. Diese sank um über 50%. Hingegen wurden die Reflexe nur um 10% mehr für die Bewegungssteuerung herangezogen.

Nach der Belastung konnte man wieder eine Verbesserung des RQ-Wertes erkennen. Unter stabilen Bedingungen stieg der Wert um 5% an, unter instabilen um ca. 30%. Sehr auffällig war der Anstieg im Instabilen mit geschlossenen Augen – hier verbesserte sich der Wert um 50%.

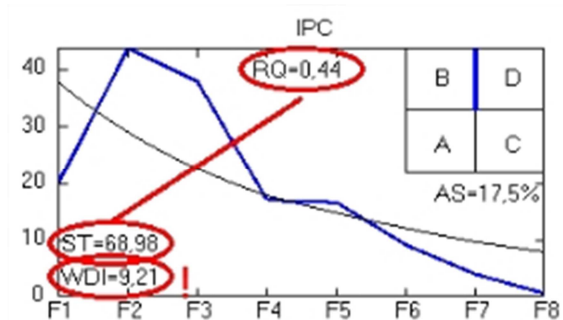


Abb. 2 RQ Wert 2. Messung auf hoher Kalotte, auf Pads und geschlossenen Augen – vor der Ausdauerbelastung

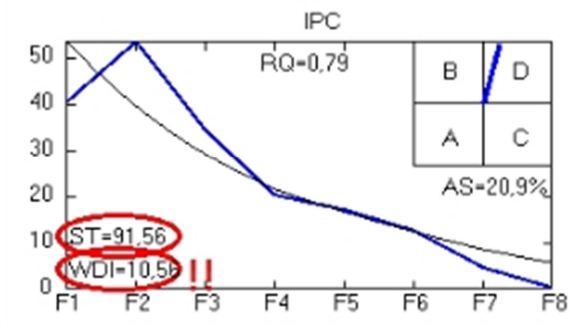


Abb. 3 gestiegener RQ Wert 2. Messung auf hoher Kalotte, auf Pads und geschlossenen Augen – nach der Ausdauerbelastung

Daher muss der Lerneffekt und Einstellung auf die hohe Kalotte vor allem im somatosensorischen und im vestibulären System viel mehr ins Gewicht fallen.

Zusammenfassend zeigt der Vergleich der beiden Messungen eine ähnliche Tendenz, dass sich die Frequenz-Harmonie nach der Belastung verbessert, bei der hohen Instabilität stärker als bei der niedrigeren. Zurückführen lässt sich dies auf den stärkeren Einfluss des Lerneffekts die bei ersterem deutlicher zu sehen ist.

Zu beobachten ist auch, dass die hohe Kalotte deutlich stärkeren Einfluss auf die Veränderung der Werte hat – RQ und wert sinkt stark.

Die Belastung zeigt eine untergeordnete Rolle welche durch die zu kurze Dauer oder zu niedrige Intensität (unterhalb der iANS) zurück zu führen ist.

Proband 3

(27 Jahre, 178cm, 70kg)

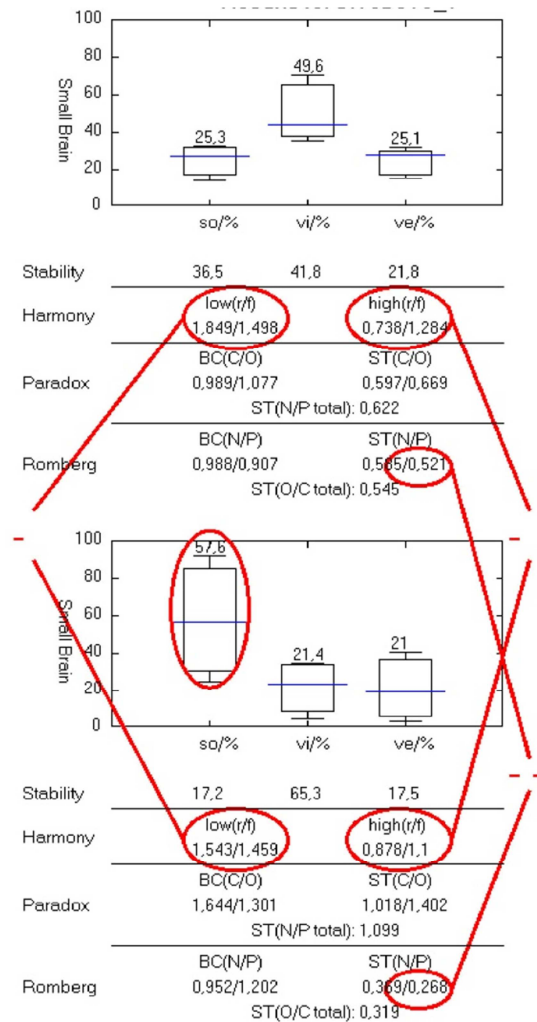


Abb. 4 Darstellung der Balance der Feedbackpfade des Sensomot. Regelkreises von stabil (o) zu instabil (u) bei niedriger Instabilität vor Ausdauertraining

Die starken Streuungen der Standardabweichungen und Lage der Mittelwerte zeigen deutlich, dass bei dieser ersten Messung eine Eingewöhnungsphase stattgefunden hat, die darin begründet liegt, dass der Proband bis dato wenig Erfahrung mit dieser Art von Koordinationsübung hatte, was sich auch in gewissem Maße in den ST-Werten der ersten Messungen widerspiegelt (sehr verspannt). Die Aussagekraft dieser ersten Messung ist demnach eher gering. Die direkt

darauf folgende Konfrontation des Sensomotorischen Regelapparates mit einer Instabilität äußert sich in einer Abnahme der Werte sowohl was hohe Frequenzen (Reflexe) als auch was die niedrigen Frequenzen (zentralgesteuerte Bewegung) anbelangt (siehe Minus links und rechts in 4).

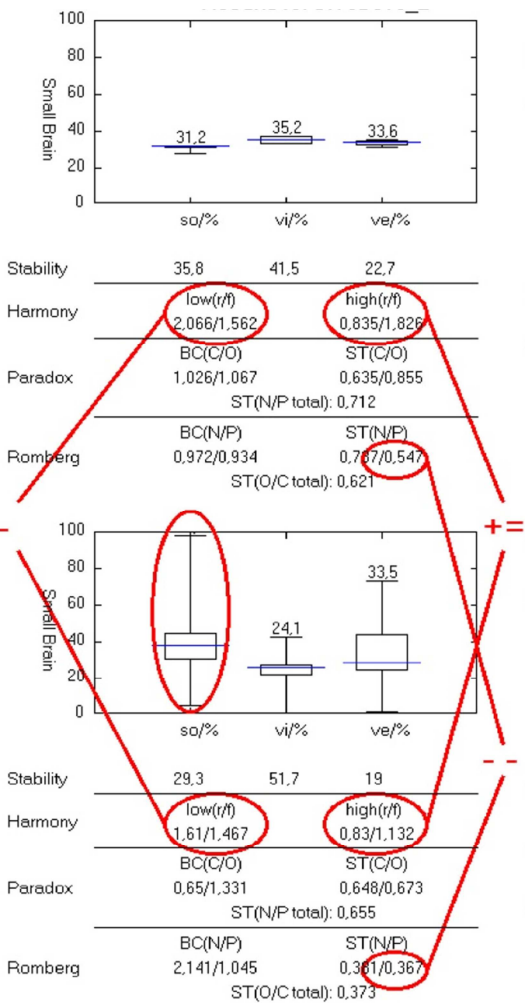


Abb. 5 Darstellung der Balance der Feedbackpfade des Sensomot. Regelkreises von stabil (o) zu instabil (u) bei niedriger Instabilität nach Ausdauertraining

Wesentlich aussagekräftiger für die Feedback-Präferenzen des Probanden ist die 2. Messung. Anhand der geringen Streuungen und ausgeglichenen Verteilung der Anteile der Feedbackpfade zum Regeloutput ist ein Gewöhnungseffekt ersichtlich. Da der Proband keine Sportarten ausübt, die einen gewissen

Feedbackpfad im speziellen forcieren ist die Balance der Feedbackpfade sehr ausgeglichen. Im Bereich der Reflexe sind hier schon leichte Verbesserungen zu erkennen, was in erster Linie auf den Trainingseffekt zurückzuführen ist.

Die Hypothese, dass sich Muskelermüdung, in unserem Fall hervorgerufen durch zehnmütiges Ausdauertraining, negativ auf die Posturale Leistungsfähigkeit auswirkt lässt sich im demnach hier nicht bestätigen. Dies ist allerdings weniger ein Anzeichen für die ----- dieser Annahme als vielmehr ein Indiz, dass der anfänglich eintretende Trainingseffekt diese Einflüsse mehr als kompensiert.

Empfehlung um eine quantifizierbare Aussage über die postulierte These zu treffen wäre, den Trainingseffekt bis zur signifikanten Stagnation auszureizen und erst ab dann einen Vorher- Nachher-Vergleich bezüglich des Ausdauertrainings anzustellen.

Generelle Auffälligkeiten bei diesem Probanden sind die durchgehend beobachtbare Abnahme der posturalen Leistung bei Ausschalten des visuellen Feedbackpfades, v.a. in Kombination mit der Instabilität.

Interessanterweise äußerte sich ein bestehendes Handicap dieses Probanden (mit akuter Präsenz im Alltag), hervorgerufen durch eine Ruptur des linken vorderen Kreuzbandes, wider Erwarten nicht in den Ergebnissen. Dies könnte auf eine unbewusste Kompensation des Problems durch den Probanden zurückzuführen sein.

Proband 4

(25 Jahre, 192cm, 90kg)

Aufgrund gesundheitlicher Probleme konnten bei diesen Probanden nur die ersten beiden Messserien durchgeführt werden.

Die Verteilung der Feedbackkanäle ist bei den ersten vier Messungen der Messserie 1 deutlich visuell-lastig (43,6%), jedoch ist

somatosensorisch und vestibular ca. gleich bedeutend (ca. 28%). Bei den letzten vier Messungen der Messserie 1 ist der visuelle Sinn noch ein bisschen stärker ausgeprägt (48,1%) allerdings wird wesentlich mehr der vestibuläre Sinn eingesetzt (32,4%).

Bei den ersten vier Messungen der Messserie 2 sind die Feedbackkanäle ziemlich optimal gleich verteilt (35,8% 32,1% 32,1%). Bei den letzten vier Messungen hingegen lässt der so deutlich nach (23,4%), der vi lässt etwas nach (29,6%) und der vestibuläre Sinn ist extrem intensiv genutzt (46,1%).

Insgesamt ist folgendes feststellbar: der Proband setzt je schwieriger das Halten des Gleichgewichts ist desto mehr den vestibulären Sinn ein. Aufgrund der Biografie des Probanden kann man diesen Effekt vermutlich dadurch erklären, dass er in seiner Jugend viel am Hinterrad mit dem Fahrrad gefahren ist („Wheelie“). Laut Proband ist dabei der vestibuläre Sinn sehr wichtig. Leider lässt sich diese These aufgrund gesundheitlicher Probleme des Probanden derzeit nicht durch einen Versuch (Wheelie mit leicht verbundenen Augen) verifizieren.

AS_1	14.9	3.7	14.2	11.1	21.2	11.5	12.2	4.8
Mittelwert und Standardabweichung von AS_1					11.7 ± 47.8%			
AS_2	15.6	13.4	9.6	4.9	18.8	6.5	14.5	4.9
Mittelwert und Standardabweichung von AS_2					11.0 ± 48.0%			

Tab. 2 AS - Abweichung des Körperschwerpunkt des Probanden vom zentralen, idealen Stand

Aufgrund der Werte und Ergebnisse in Tabelle 1 ist erkennbar, dass der Proband meist ziemlich zentral gestanden ist, wobei deutlich ist, dass bei geschlossenen Augen die

Abweichung geringer war. Scheinbar hilft dem Probanden der visuelle Sinn nicht, seinen Körperschwerpunkt richtig einzuschätzen.

Im Vergleich von Messserie 1 und Messserie 2 lässt sich keine signifikante Veränderung feststellen.

Wenn man am Messblatt des Probanden Grafik mit den Feldern B D A C (bei jeder Messung jeweils rechts oben) betrachtet, erkennt man, dass der Proband bei 14 von 16 Messungen Fersenlastig steht. Des Weiteren ist eine leichte Tendenz der Mehrbelastung des linken Fußes zu erkennen, was dadurch erklärbar ist, dass das linke Bein des Probanden das Sprungbein ist.

ST_1	10.17	14.48	11.66	23.9	25.03	59.82	24.44	36.2
Mittelwert und Standardabweichung von ST_1					25.7 ± 63.1%			
ST_2	13.61	17.75	15.33	41.6	15.82	35.81	18.81	32.38
Mittelwert und Standardabweichung von ST_2					23.9 ± 42.5%			

Tab.3 Stabilitätsindex

Die Werte in Tabelle 3 zeigen ein völlig gewöhnliches Verhalten eines Probanden, der ein gutes Gleichgewichtsvermögen hat. Mit gewöhnlich ist dabei gemeint, dass der Proband bei geschlossenen Augen eine geringere Stabilität aufweist.

Wenn man Messserie 1 mit Messserie 2 vergleicht, ist ersichtlich, dass der Proband bei den Messungen 1-4 einen besseren Stabilitätsindex bei Messserie 1 gegenüber Messserie 2 erzielt. Anders hingegen bei Messung 4-8 – hier hat der Proband bei Messserie 2 bessere Werte.

Statistisch gesehen erzielt der Proband erstaunlicherweise bei Messserie 2 ein besseres Ergebnis als bei Messserie 1.

Scheinbar funktioniert der Gleichgewichtssinn des Probanden bei körperlicher Anstrengung mindestens genauso gut bzw. vielleicht sogar besser, als bei geringer körperlicher Aktivität.

WDI_1	7.5 4	2.6 9	7.1 6	6.1 2	10. 65	5.9 8	6.1 2	2.7 7
Mittelwert und Standardabweichung von WDI_1					6.1 ± 42.1%			
WDI_2	7.7 9	6.7 1	4.8 2	2.5 3	9.4 6	4.3 6	7.2 6	3.3 8
Mittelwert und Standardabweichung von WDI_2					5.8 ± 41.2%			

Tab. 4 WDI - Weight Distribution Indicator - Steifigkeit

RQ_1	0.9 3	0.9 8	0.9 5	0.8 1	0.9 1	0.8 1	0.9 4	0.7 4
Mittelwert und Standardabweichung von RQ_1					0.87 ± 9.7%			
RQ_2	0.9 2	0.7 8	0.8 7	0.8 9	0.9 8	0.8 6	0.8 9	0.5
Mittelwert und Standardabweichung von RQ_2					0.84 ± 17.6%			

Tab. 5 Harmonie

Bei Betrachtung von Tabelle 5 fällt auf, dass der Proband bei geschlossenen Augen steifer gestanden ist. Bei der Messserie 1 war der Proband unwesentlich lockerer als bei Messserie 2, auch die Abweichungen sind fast gleich. Generell lässt sich über den Probanden sagen, dass der Mittelwert seiner Steifigkeit optimal ist, jedoch sehr hohe Schwankungen

(Ausreißer gegenüber dem Mittelwert von ca. 42%) erkennbar sind – Minimum 2,53 und Maximum 10,65. Die Maximalwerte reichen also erstaunlicherweise von „zu steif“ bis „zu locker“. Vermutlich ist der Proband sehr flexibel, vielseitig in seinen Bewegungsstrategien.

Aufgrund der Daten in Tabelle 5 ist feststellbar, dass Proband bei Messung 1 etwas besser agiert hat im Umschalten zwischen den Feedbackkanälen. Auch ist die Streuung bei Messserie 1 deutlich geringer. Generell lässt sich über den Probanden sagen, dass er die Fähigkeit des Umschaltens zwischen Feedbackkanälen gut beherrscht.

5 Diskussion

Aus den Messwerten und Interpretationen der einzelnen Probanden lässt sich eine Tendenz erkennen, dass eine Ausdauerbelastung weniger Einfluss auf die posturalen Subsysteme hat als der Lerneffekt, trotz sehr kurzer Intervallzeit.

Festzuhalten ist der Umstand, dass keiner der Probanden Erfahrung mit posturographischen Messvorgängen hatte. Da der Lerneffekt zu Beginn exponentiell ansteigt ist es sehr wahrscheinlich, dass dieser dominant ist und die erwartete Verschlechterung durch Ausdauertraining kompensiert und überlagert. Interessanterweise trat dieser Effekt auch bei den Messungen am zweiten Messtag, exakt eine Woche nach dem Ersten, auf. Daraus könnte man schließen, dass der „Lern-Reiz“ aus der Woche davor zu gering war um sich langfristig an die Messmethode zu gewöhnen, sodass erneut ein exponentieller Lerneffekt eintrat. Oder die Ausdauerbelastung ist zu gering und es hat gar keinen Einfluss auf die posturalen Fähigkeiten.

Für eine erneute Messung, mit qualitativ höherwertigen Aussagen müsste man

mindestens drei Gruppen zur Messung heranziehen. Erstens, eine Gruppe die, dieselbe Messpraktik noch einmal durchführt. Zweitens, eine Kontrollgruppe die kein Ausdauertraining zwischen den Messungen durchführt. Als dritte Gruppe, Probanden die sich in den Tagen vor der Messung, mit den diversen Kalotten, Kraftmessplatten und der Messmethode sehr gut vertraut machen.

So könnte man etwaige Überlagerungen von Parametern aufzeigen und qualitativ bestätigen.

6 Literatur

Froböse, I., Nellessen, G. (Hrsg.) (1998). Training in der Therapie – Grundlagen und Praxis. *Ullstein Medical* 1998, 21-34

Schwesig, R., Lauenroth, A., Müller, A., Becker, S., Hottenrott, K. (2006). Parametrisierung posturaler Subsysteme mit Posturografie. *Manuelle Medizin*, 44 (5), 376-384