

UNIVERSITÄT FREIBURG, SCHWEIZ
MATHEMATISCH-NATURWISSENSCHAFTLICHE FAKULTÄT
DEPARTEMENT FÜR MEDIZIN

In Zusammenarbeit mit der
EIDGENÖSSISCHEN HOCHSCHULE FÜR SPORT MAGGLINGEN

Das neue Fitnessgerät SensoProTrainer®: Effekte einer vierwöchigen Trainingsintervention auf die Gleichgewichts- und Ausdauerfähigkeit.

Abschlussarbeit zur Erlangung des Masters in
Bewegungs- und Sportwissenschaften
Option Gesundheit und Forschung

Referent: Prof. Dr. Wolfgang TAUBE
Betreuer-In: Martin KELLER

Melanie MESSERLI
Studen, Februar 2014

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	4
1 Einleitung	5
1.1 Einführung in das Thema	5
1.2 Hintergrund und Ausgangslage	6
1.2.1 SensoProTrainer®	6
1.2.2 Gleichgewicht und Gleichgewichtstraining	8
1.2.3 Ausdauer und Ausdauertraining	17
1.3 Ziel und konkrete Fragestellung	27
2 Methoden	29
2.1 Probanden	29
2.2 Studiendesign	29
2.3 Trainingsprogramm mit dem SPT	31
2.4 Gleichgewichtstests	32
2.4.1 Stabilometer	32
2.4.2 Posturomed™	33
2.5 Ausdauer test	35
2.6 Datenanalyse und Statistik	36
3 Resultate	38
3.1 Gleichgewicht	38
3.1.1 Stabilometer	38
3.1.2 Posturomed™	39
3.2 Ausdauer	42
4 Diskussion	45
4.1 Effekte eines Trainings mit dem SPT auf die Zeit im Gleichgewicht	45
4.2 Effekte eines Trainings mit dem SPT auf den Schwankungsweg	46
4.3 Effekte eines Trainings mit dem SPT auf die Laufgeschwindigkeit	47

4.4 Effekte eines Trainings mit dem SPT auf die Herzfrequenz.....	49
4.5 Limitationen	50
5 Schlussfolgerung	51
Dank.....	52
Literaturverzeichnis.....	53
Persönliche Erklärung.....	57
Urheberrechtserklärung.....	58
Anhang	59
Anhang A	59
Anhang B	60
Anhang C	64
Anhang D	65

Zusammenfassung

Einleitung: Der Inaktivität als weltweites Problem muss durch geeignete Trainingskonzepte entgegengewirkt werden. Mit dem neuen und vielseitigen Fitnessgerät SensoProTrainer® (SPT) wurde in dieser Masterarbeit untersucht, ob eine Trainingsintervention Effekte auf die beiden Fähigkeiten Gleichgewicht und Ausdauer hat.

Methoden: Insgesamt 30 wenig sportlich aktive Probandinnen und Probanden (23.2 ± 0.5 Jahre; 170.6 ± 1.6 cm; 66.5 ± 2.3 kg) wurden in eine Interventionsgruppe (IG) und eine Kontrollgruppe (KG) eingeteilt. Die Prä- und Post-Tests umfassten Gleichgewichtstests mittels Stabilometer und Posturomed™ (ungestörte und perturbierte Bedingung) und einen Rampentest auf dem Laufband zur Erfassung der Ausdauerleistungsfähigkeit. Die Intervention bestand aus einem vierwöchigen Training mit dem SPT (dreimal pro Woche 30 Minuten), das Gleichgewichtsübungen und Ausdauerübungen mit HIT-Charakteristik beinhaltete. Nach diesen vier Wochen wurden alle Probandinnen und Probanden erneut getestet.

Resultate: Beim Test mit dem Stabilometer unterschieden sich die beiden Gruppen nicht signifikant über die Zeit ($F_{1;28} = 1.35$, $p = 0.26$). Einen signifikanten Zeit * Gruppen-Effekt ergab die Testung mit dem Posturomed™ ($F_{1;28} = 7.53$; $p = 0.01$). Die IG verzeichnete signifikante Verbesserungen in allen Bedingungen ($p < 0.05$), ausser beim linken Bein mit Perturbation ($p = 0.08$), während die KG in allen Bedingungen keine signifikante Unterschiede vom Prä- zum Post-Test aufweisen konnte. Die ANOVA des Ausdauerleistungstests ergab ebenfalls einen signifikanten Zeit * Gruppen-Effekt ($F_{1;28} = 6.4$; $p = 0.02$). Die IG verbesserte ihre maximale Laufgeschwindigkeit hochsignifikant ($p < 0.01$). Die KG hatte keinen signifikanten Unterschied.

Diskussion und Konklusion: Das Training auf dem SPT hat eine Verbesserung der Gleichgewichts- und Ausdauerfähigkeit zur Folge. Da sich der zeitliche Aufwand pro Training in Grenzen hält und sich schnell Effekte zeigen, scheint das Gerät gut geeignet, um den negativen Auswirkungen von Inaktivität entgegenzuwirken.

1 Einleitung

1.1 Einführung in das Thema

Wer rastet der rostet. Diese Redewendung hat in der heutigen Zeit eine deutlich grössere Bedeutung als vor einigen Jahrzehnten. Das Rasten, womit auf den Bewegungsmangel hingewiesen werden möchte, steht an vierter Stelle der führenden Mortalitätsrisiken (WHO, 2010). Ungefähr 3.2 Mio. Todesfälle pro Jahr sind auf physische Inaktivität zurückzuschliessen und weltweit waren im Jahr 2008 31% der Erwachsenen (ab 15 Jahren) zu wenig aktiv (WHO, 2014). Die Folge von Bewegungsmangel ist ein erhöhtes Risiko an nicht übertragbaren chronischen Krankheiten wie zum Beispiel koronare Herzkrankheiten, Diabetes oder Adipositas zu erkranken (Knight, 2012). Solche Krankheiten verursachen erhebliche Gesundheitskosten wie auch einen hohen Therapieaufwand (Blair et al., 2012; Knight, 2012). Viele wissenschaftliche Studien konnten die positiven gesundheitlichen Effekte für die Primär- sowie Sekundärprävention von nicht übertragbaren chronischen Krankheiten durch genügend Bewegung belegen (ACSM, 2009; Warburton, Nicol & Bredin, 2006). Es ist folglich von grosser Wichtigkeit, der inaktiven Lebensweise durch angepasste und wirkungsvolle Bewegungsaktivitäten entgegenzuwirken. Solche gesundheitsbezogene Aktivitäten beinhalten Komponenten wie Ausdauer (kardiovaskuläres Training), Kraft und Beweglichkeit (ACSM, 2009). Auch Aktivitäten, die das neuromuskuläre System trainieren, wie zum Beispiel Gleichgewichtstraining, werden besonders für Erwachsene und Untrainierte empfohlen (ACSM, 2009). Der Fokus dieser Arbeit richtet sich auf die beiden Komponenten Ausdauer und Gleichgewicht.

Männer und Frauen, die sich mehr bewegen, haben ein tieferes Risiko frühzeitig zu sterben (Warburton et al., 2006). Dabei existiert eine Dosis-Wirkungs-Beziehung zwischen dem Aktivitätslevel und den Effekten für die Gesundheit (Haskell, 1994). Wenn Menschen mit einem niedrigen Aktivitätsniveau ihr Bewegungsverhalten leicht steigern, haben diese einen grossen gesundheitlichen Gewinn (Haskell, 1994). Diese Tatsache ist wichtig in Bezug auf die Bewegungsförderung. Inaktive können mit dem Argument, dass nur eine kleine Steigerung ihrer Aktivität eine grosse Auswirkung auf die Gesundheit hat, zu mehr Bewegung motiviert werden. In diesem Zusammenhang zeigte eine Studie von Meyer et al. (2010) die positiven Effekte von Treppensteigen

auf Gesundheitsparameter wie aerobe Kapazität, anthropometrische Daten, Blutdruck, Blutlipide usw. bei inaktiven Personen. Nach einer Intervention, bei der vermehrt die Treppen benutzt wurden, verbesserten sich all diese Parameter signifikant. Das zeigt, dass eine kleine Änderung im Alltag zu einer positiven Beeinflussung von gesundheitsbezogenen Parameter führen kann. Auch eine Förderung von Aktivitäten, die das Gleichgewicht schulen, ist von grosser Wichtigkeit. In den letzten Jahrzehnten hat der Anteil an älteren Menschen zugenommen und der Anteil an jungen Menschen abgenommen (Granacher, Muehlbauer, Gollhofer, et al., 2011). Aufgrund der erhöhten Prävalenz für Sturzunfälle bei älteren Menschen, sind die Gesundheitskosten dementsprechend höher als bei Erwachsenen zwischen 25 - 34 Jahren (Granacher, Muehlbauer, Gollhofer, et al., 2011). Es muss also eine Lösung geben, damit Sturzunfälle reduziert werden und dadurch gesundheitspolitische Probleme eingedämmt werden können. Durch gezielte Interventionen können die beiden Hauptrisikofaktoren für Stürze, mangelnde Muskelkraft und mangelnde Gleichgewichtsfähigkeit, verbessert werden (Granacher, Muehlbauer, Gollhofer, et al., 2011). Folglich ist eine Förderung von Aktivitäten, die das Gleichgewicht schulen, für die Sturzprävention relevant.

Wie in den oberen Abschnitten verdeutlicht wurde, ist genügend Bewegung essentiell für ein gesundes Leben. Trainingsgeräte, mit denen verschiedene Komponenten trainiert werden können, eignen sich hervorragend für eine vielseitige Aktivitätssteigerung. In der hier vorliegenden Arbeit wurde ein solches Fitnessgerät untersucht, dieses wird im nächsten Unterkapitel (1.2.1) vorgestellt. Die darauf folgenden Unterkapitel behandeln verschiedene Aspekte und den wissenschaftlichen Hintergrund der beiden Bereiche Gleichgewicht und Ausdauer sowie das Ziel und die Fragestellung dieser Masterarbeit.

1.2 Hintergrund und Ausgangslage

1.2.1 *SensoProTrainer®*

Die Marke SensoProTrainer® (SPT) ist im Jahr 2012 als ein Projekt der Sport-Point GmbH aus Wimmis mit vier Inhabern der GmbH gegründet worden (Urfer, 2013). Seit ungefähr sechs Jahren werden vom Erfinder dieses Fitnessgerätes Prototypen gebaut, neue Ideen in die Entwicklung einbezogen und umgesetzt (Urfer, 2013). SPT entstand aus dem Bedürfnis, auch im Winter (in Innenräumen) Slackline üben zu

können (Urfer, 2013). Slackline ist eine Trendsportart, bei der ein Band zwischen zwei Fixpunkten gespannt und darauf balanciert wird. Daraus entstand der erste Entwurf des Gerätes mit der Slackline als Basis (Urfer, 2013). Durch weitere Ideen entwickelte sich das Gerät zu einem vielseitigen Fitnessgerät, auf dem Ausdauer, Gleichgewicht und Kraft trainiert werden können (Urfer, 2013). Im Jahr 2013 kam SPT auf den Markt und wurde an der Fitnessmesse FIBO in Köln für den Preis in der Kategorie „Gesundheitsförderung“ nominiert (Urfer, 2013). Das Ziel dieser Masterarbeit ist daher das gesundheitsfördernde Potential dieses neuartigen Trainingsgeräts aus wissenschaftlicher Perspektive zu evaluieren.

Wie aus dem oberen Abschnitt ersichtlich ist, handelt es sich bei SPT um eine relativ junge Marke. Deshalb erstaunt es nicht, dass bisher noch keine wissenschaftliche Untersuchung zu den Wirkungen der Trainings auf dem neuen Fitnessgerät durchgeführt wurde.

In Abbildung 1 ist der Prototyp der Universität Freiburg (SPT LUNA 1000) dargestellt. Das Gerät besteht aus einem metallischen Gestell mit den Massen 2350 x 968 x 1814 Millimeter (Abb. 1A). Die Basis (Swingboard) bildet der untere Teil des Gerätes, wo sich zwei Bänder sowie eine Slackline befinden (Abb. 1B). Die Bänder bestehen aus trampolinähnlichem Material und bilden, wie auch die Slackline, eine instabile Unterlage, worauf die Übungen absolviert werden können. Das Swingboard kann bei Bedarf gelöst und damit kippbar gemacht werden (Abb. 1C). Dies eignet sich hervorragend für Gleichgewichtsübungen. Am Ende des Swingboards können elastische Gummibänder (Friends) eingespannt werden (Abb. 1D). Das Swingboard wird so gestützt und das Ausgleichen wird erleichtert. Auf den Seiten des Gerätes sind elastische Gummischläuche mit unterschiedlichem Widerstand montiert, die sogenannten Tubes (in Abb. 1A, B und C ersichtlich). Mit Hilfe der Tubes können Armbewegungen von allen Bewegungsrichtungen in das Training einbezogen werden (die verschiedenen Farben bedeuten unterschiedliche Widerstände). Zusätzlich sind Kurzhanteln für Kraftübungen am Gerät befestigt (in Abb. 1A ersichtlich).

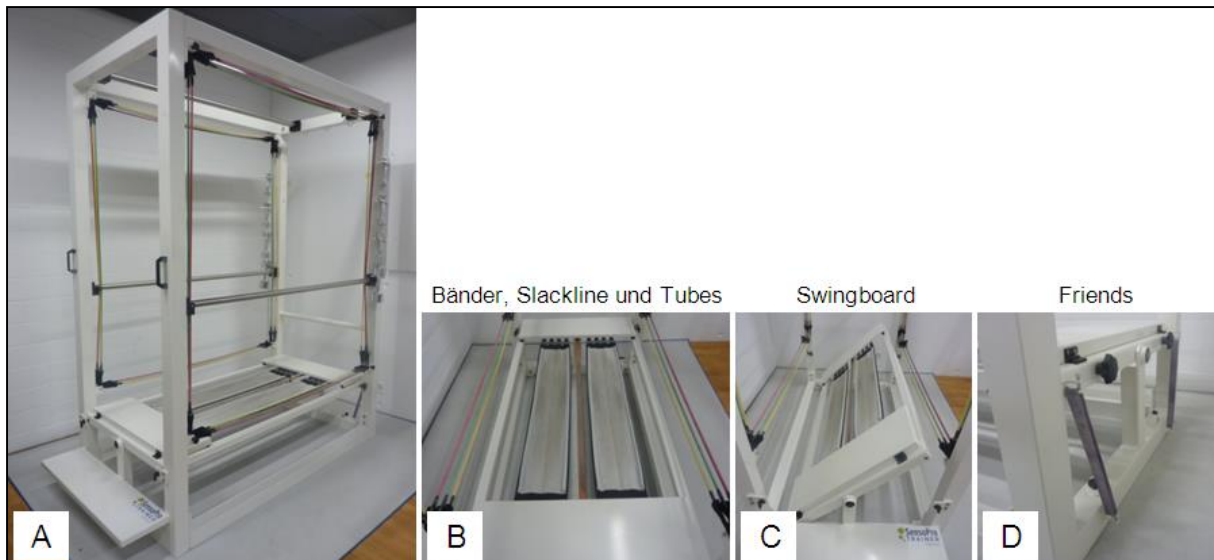


Abb. 1: Prototyp des SensoProTrainers SPT 1000 LUNA an der Universität Freiburg. A) Gesamtbild des Gerätes. Die Masse in Millimeter betragen 2350 x 968 x 1814. B) Auf dieser Abbildung sind die Bänder aus trampolinähnlichem Material und die Slackline, auf der die Übungen durchgeführt werden, zu erkennen. An der Seite sind die roten, grünen und gelben elastischen Tubes mit unterschiedlichem Widerstand ersichtlich. C) Mittels Schrauben kann die Basis des Gerätes (Swingboard) gelöst werden, diese ist in diesem Zustand auf beide Seiten kippbar. D) Am Ende des Swingboards können elastische Gummibänder (Friends) eingebaut werden, die das Swingboard unterstützen und das Ausgleichen des Swingboards dadurch vereinfachen.

Der SPT ermöglicht ein Training von verschiedenen Komponenten, das durch die Tubes, das Swingboard sowie die Kurzhanteln vielseitig gestaltet werden kann. Weil ein Training auf den Bändern gelenkschonend ist, eignet es sich deshalb für viele Ziel- und Altersgruppen. Das Trainingsprogramm, welches mit dem SPT im Rahmen dieser Masterarbeit durchgeführt wurde, wird im Kapitel 2.3 genauer erläutert und ist im Anhang D zu finden.

1.2.2 Gleichgewicht und Gleichgewichtstraining

Rogers, Page und Takeshima (2013) definieren das Gleichgewicht als Fähigkeit, eine aufrechte Position zu erhalten. Als posturale Kontrolle bezeichnen Rogers et al. (2013) spezifischer das menschliche Gleichgewicht, wobei die posturale Stabilität als Fähigkeit definiert wird, den Körperschwerpunkt über der Unterstützungsfläche zu halten. Die aufrechte Haltung des Menschen erfordert durch den erhöhten Körperschwerpunkt und die kleine Unterstützungsfläche der Füße eine ständige Kontrolle des Gleichgewichts (Taubе, Gruber & Gollhofer, 2008). Verschiedene Systeme sind bei der Gewährleistung des Gleichgewichts beteiligt. Als Hauptsysteme für die Regelung der posturalen Stabilität nennen Rogers et al. (2013) das zentrale

Nervensystem (ZNS) und das muskuloskelettale System. Da das muskuloskelettale System allerdings nur im Zusammenspiel mit dem ZNS einen situationsangepassten Muskeltonus erzeugen kann, macht eine Trennung der beiden Teilsysteme keinen Sinn, denn nur durch die ständige Interaktion ist der Mensch in der Lage in fast allen Situationen aufrecht zu stehen. Die nun folgenden Inhalte basieren auf den Erkenntnissen aus dem Review von Taube et al. (2008). Inhalte aus anderen Studien werden als solche gekennzeichnet.

Die Basalganglien, das Kleinhirn und der motorische Kortex sind Strukturen des ZNS, welche eine wichtige Rolle in der Aufrechterhaltung oder Wiedererlangung des Gleichgewichts zu haben scheinen. Zusätzlich werden Informationen des Vestibularapparats, des visuellen Systems und des somatosensorischen Systems (propriozeptive und taktile Informationen) für die posturale Kontrolle integriert. Letztendlich hat das muskuloskelettale System die Funktion durch koordinierte Muskelkontraktionen ausgleichende Bewegungen zu generieren und somit die posturale Kontrolle sicherzustellen (Rogers et al., 2013). Bei einer Störung des Gleichgewichts kann die Reaktion des Körpers mit dem Regelkreis eines Radiators in einer Wohnung verglichen werden. Es existieren ein Messfühler, ein Komparator und eine ausführende Gewalt. Entsteht eine Temperaturänderung in der Wohnung, wird das durch den Messfühler erkannt. Der Komparator vergleicht Ist- und Soll-Werte und entscheidet, wie auf den Temperaturunterschied reagiert werden soll (Erhöhung respektive Verringerung der Temperatur). Die ausführende Gewalt realisiert anschliessend den Temperatenausgleich. Ein ähnliches Prinzip kann beim menschlichen Stand beobachtet werden. Ist- und Soll-Werte werden verglichen, wodurch Abweichungen der gewollten Position erkannt werden können. Analog zu den Messfühlern beim Radiator kann beim Menschen die gesamte Sensorik verstanden werden. Strukturen des ZNS sind der Komparator und die ausführende Gewalt stellt die Muskulatur dar. Wird das Gleichgewicht einer Person gestört, entstehen unterschiedliche muskuläre Antworten, welche bei einer elektromyografischen (EMG-) Messung als Ausschläge (Peaks) beobachtbar werden. Die Länge der Latenz dieser Peaks lässt Aussagen über deren Verarbeitungsort zu. Durch die Sensorik werden Änderungen der Muskellänge erkannt und die Informationen werden von den Muskelspindeln mittels Typ Ia und II Afferenzen in das Rückenmark geleitet. Anschliessend werden die Informationen direkt im Rückenmark verschaltet und über ein alpha-Motoneuron zurück an den Muskel geleitet. Diese

1. Einleitung

Prozesse auf Rückenmarksebene (spinal) widerspiegeln sich im ersten und zweiten Peak im EMG, der sogenannten short- und medium-latency response (SLR und MLR). Die SLR ist die schnellste Antwort, denn die Informationen haben einen kurzen Weg und werden über die schnellen Ia Nervenbahnen geleitet. Sie treten nach einer Latenz von ungefähr 40 - 50 Millisekunden auf. Die MLR ist ebenfalls eine spinale Antwort, diese wird jedoch über die langsameren Typ II Afferenzen polysynaptisch verschaltet und hat deshalb eine längere Latenz als die SLR mit ungefähr 70 - 80 Millisekunden. Der dritte Peak im EMG hat die längste Latenz mit ungefähr 90 - 100 Millisekunden (long-latency response, LLR). Die Informationen von den Typ Ia und II Afferenzen werden vom Rückenmark auch in supraspinale Areale geleitet. Dort werden sie verarbeitet und über den Kortikospinaltrakt zurück an den Muskel gesendet. Die LLR ist folglich eine Reaktionsantwort aus den supraspinalen Arealen, worin bereits viele sensorische Informationen integriert sind. Die LLR hat dadurch den längsten Weg und somit die längste Latenz. Zusammenfassend stellen die spinalen Antworten auf eine Störung des Gleichgewichts die einfachsten und schnellsten motorischen Antworten dar, während die Reaktion aus supraspinalen Zentren komplexere motorische Antworten repräsentieren und eher situationsangepasst sind. In Abbildung 2 werden die oben erläuterten Prozesse illustriert.

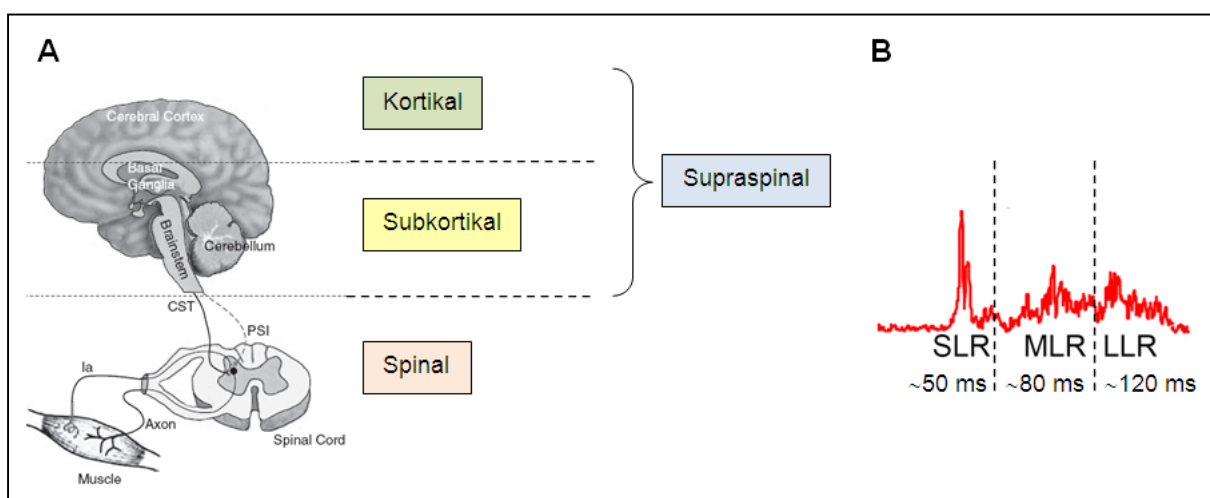


Abb. 2: A) Beteiligte Strukturen und ablaufende Prozesse bei einer Störung des Gleichgewichts sowie Einteilung der verschiedenen Ebenen (modifiziert nach Taube et al., 2008, S. 111). CST = Kortikospinaltrakt (vom englischen: corticospinal tract), PSI = Präsynaptische Hemmung (vom englischen: presynaptic inhibition). B) Unterschiedliche Peaks im EMG nach einer Störung des Gleichgewichts. Die short-latency response (SLR) erfolgt

nach ungefähr 40 - 50 Millisekunden und ist die schnellste spinale Antwort. Sie wird durch die schnellen Ia Afferenzen ins Rückenmark geleitet, verschaltet und wieder zurück an den Muskel geleitet. Die medium-latency response (MLR) ist die langsamere spinale Antwort (Typ II Afferenzen, im Bild nicht dargestellt) mit einer Latenz von ungefähr 70 - 80 Millisekunden und die long-latency response (LLR) stammt aus supraspinalen Arealen. Da diese Antwort einen langen Weg hat, erfolgt sie erst nach ungefähr 100 - 120 Millisekunden (Abbildung modifiziert nach Taube, 2013, S.35).

Von einer vorwiegend theoretischen Ansicht der Thematik Gleichgewicht, wird nun in die praktische Ansicht des Themas übergegangen: das Gleichgewichtstraining. Jeder Mensch durchläuft während der Kindheit ein Gleichgewichtstraining. Durch das Erlernen des aufrechten Gehens wird die Gleichgewichtsfähigkeit in den ersten Lebensjahren massiv geschult und erst mit ungefähr sieben Jahren gleichen die Gleichgewichtsstrategien denen von Erwachsenen (Riach & Hayes, 1987). In der Kindheit finden also die grössten Gewinne für die Gleichgewichtsfähigkeit statt. Trotzdem kann diese Fähigkeit auch im Erwachsenenalter durch Training verbessert werden. Hier braucht es jedoch grössere Reize als einfaches Stehen oder Gehen. Insbesondere zeigten Übungen, welche auf einer instabilen Unterlage ausgeführt wurden, positive Anpassungen der Gleichgewichtsfähigkeit. Leider gibt es noch keine wissenschaftlichen Empfehlungen bezüglich der Dauer und Intensität des Gleichgewichtstrainings. Ein grosser Vorteil des Gleichgewichtstrainings liegt jedoch sicherlich darin, dass es mit Kindern, Erwachsenen, Athleten, älteren Leuten und behinderten Menschen durchführbar ist und auch zusätzliche Anpassungen neben dem erwarteten verbesserten Gleichgewicht mit sich bringt. Im folgenden Abschnitt werden solche funktionelle Anpassungen erläutert.

Wissenschaftliche Studien haben die Anpassungsfähigkeit der posturalen Kontrolle bestätigt und gezeigt, dass durch Gleichgewichtstraining Verbesserungen stattfinden können (Gruber et al., 2007). Bei Kindern steht der Nachweis einer verbesserten posturalen Kontrolle nach einem Gleichgewichtstraining noch aus (Granacher, Muehlbauer, Maestrini, et al., 2011). In einer Studie von Donath et al. (2013) wurde zwar eine slacklinespezifische Verbesserung des Gleichgewichts gefunden, jedoch konnten keine Anpassungen in Transfertests nachgewiesen werden. Interessanterweise wurde eine verbesserte posturale Kontrolle bei jungen Erwachsenen (Yaggie & Campbell, 2006), Personen zwischen 40 - 65 Jahren (Ferreira et al., 2012), aber auch bei Senioren (Granacher, Gollhofer & Strass, 2006) gefunden. Alltägliche Situationen, bei denen ein gutes Gleichgewicht gefragt ist,

können folglich besser bewältigt werden und führen zu einer optimierten Lebensqualität. In der Rehabilitation wurde das Gleichgewichtstraining schon vor langer Zeit als Mittel entdeckt, um instabile Gelenke von Patienten zu therapieren und wiederkehrende Verletzungen zu reduzieren (Freeman, Dean & Hanham, 1965). Jüngste Studien konnten das Anwendungsfeld von Gleichgewichtstraining noch erweitern. In der Studie von Gruber und Gollhofer (2004) wurde eine signifikant höhere Explosivkraft nach einem Gleichgewichtstraining bei jungen Erwachsenen nachgewiesen. Die Probanden folgten vor der Intervention noch nie einem systematischen Gleichgewichtstraining. Nach einem Gleichgewichtstraining über vier Wochen verbesserten sich die Probanden signifikant in der Explosivkraft. Taube et al. (2007a) konnten eine Steigerung der Sprungkraft nach einem Gleichgewichtstraining aufzeigen. Besonders interessant ist diese Studie deshalb, weil die Probandengruppe aus Eliteathleten bestand, welche durch ihre Tätigkeit bereits eine hohe motorische Fähigkeit besitzen und durch das Training von sechs Wochen trotzdem signifikante Verbesserungen in der Sprungleistung verzeichneten. Folglich sind diese Erkenntnisse auch für den Leistungs- und Spitzensport von grosser Bedeutung. Als Mechanismen für die Steigerung der Sprungleistung wird eine verbesserte Koordination zwischen den einzelnen Muskeln sowie eine verbesserte Koordination der Prozesse im Muskel selber angenommen (inter- und intramuskuläre Koordination) (Taube et al., 2007a). Auch eine Steigerung der Maximalkraft nach einem Gleichgewichtstraining konnte in einer Studie gefunden werden (Granacher et al., 2006). Diese Studie untersuchte jedoch ältere Menschen. Wahrscheinlich reichte dort der Reiz des Gleichgewichtstrainings aus, um eine Steigerung der Maximalkraft zu erzeugen, denn für ältere Menschen stellt manchmal der einbeinige Stand bereits eine grosse Herausforderung dar. Bei einer gleichartigen Untersuchung bei jungen Menschen, würden vermutlich keine solchen Effekte herauskommen, da der Reiz bei jungen Menschen nicht gross genug wäre.

Neben den funktionellen Anpassungen, die aus Sicht der Motorik sehr spannend sind, stellt sich natürlich auch die Frage, welche Mechanismen den beobachteten Anpassungen zugrunde liegen. Um einen Blick in den Körper zu bekommen, können indirekte und nicht-invasive neurophysiologische Methoden verwendet werden. Durch Anwendung solcher indirekten Methoden können Anpassungen auf zwei Ebenen betrachtet werden: auf spinaler oder supraspinaler Ebene (Erläuterungen in

Abb.1). Zuerst wird nun auf die spinalen Anpassungen eingegangen, bevor die supraspinalen Anpassungen erläutert werden.

Die Untersuchung von Trainingsanpassungen auf spinaler Ebene erfolgt mittels Hoffmann-Reflex (H-Reflex). Bei einer elektrischen Stimulation des Tibialisnerves, welcher sensorische wie auch motorische Axone enthält, wird ein H-Reflex ausgelöst, der mit einer Latenz von circa 35 ms auftritt. Der H-Reflex wird mittels Ia-Afferenzen ins Rückenmark geleitet und von dort zurück mittels alpha-Motoneuron zu der motorischen Endplatte, wo die Muskelantwort mit einer EMG-Messung sichtbar wird. Der H-Reflex kann gewissermassen als elektrisch ausgelöstes Pendant zum Muskeldehnungsreflex gesehen werden (Zehr, 2002). Zudem entsteht bei einer Stimulation eine direkte Muskelantwort (M-Welle) nach ungefähr 10 ms, da die M-Welle über die motorischen Axone vom Stimulationspunkt auf direktem Weg zur motorischen Endplatte wandert. Bei einer tiefen Stimulationsintensität ergibt sich lediglich ein kleiner H-Reflex ohne M-Welle, denn die dicken Ia-Afferenzen werden früher rekrutiert als die dünnen motorischen Axone. Wird die Intensität erhöht, wird der H-Reflex grösser, bis dieser sein Maximum erreicht. Durch weitere Erhöhungen der Stimulationsintensität, kann letztendlich die M-Welle auf ihr Maximum gebracht werden. So kann ein H_{\max}/M_{\max} -Verhältnis erstellt werden, mit welchem im Vorher-Nachher-Vergleich bei einer Trainingsintervention Aussagen über die Reflexmodulation zulässt. Einem tieferen H_{\max}/M_{\max} -Verhältnis können verschiedene neuronale Mechanismen zu Grunde liegen. Als ein möglicher Grund für eine Reflexmodulation wird ein verändertes Hintergrund-EMG-Level und demzufolge eine veränderte Reizbarkeit des Motoneuronen-Pool diskutiert (Keller et al., 2011). Auch eine reziproke Hemmung kann als Grund für eine Reflexmodulation angenommen werden (Zehr, 2002). Eine reziproke Hemmung bedeutet eine erhöhte antagonistische Aktivität, begleitet mit einer Verringerung der Aktivität des Agonisten. Ein weiterer möglicher Mechanismus könnte die Ko-Kontraktion darstellen, wenn also Agonist und Antagonist beide gleichzeitig kontrahieren. Als häufigster Grund für eine Reduzierung der H-Reflexe wird eine Veränderung der präsynaptische Hemmung (PSI, vom englischen: presynaptic inhibition) genannt. Durch supraspinale Bahnen werden bei der PSI die Ia-Afferenzen vor ihrer Verschaltung auf die alpha-Motoneurone gehemmt. Zehr (2002) merkt an, dass bei Untersuchungen eine Konstanthaltung der Versuchsbedingungen nötig ist, um externe Einflüsse zu vermeiden (körperliche Ausrichtung, Hintergrund-EMG, etc.). Meist wird die PSI als

zugrunde liegender Mechanismus vermutet, wenn die anderen Möglichkeiten durch die Konstanthaltung der Bedingungen ausgeschlossen werden können. Die Verringerung des H_{\max}/M_{\max} -Verhältnis führt zu einer Reduktion von reflexinduzierten Ausgleichsbewegungen und ist für die posturale Kontrolle bei instabilen Situationen vorteilhaft. Damit kann eine supraspinale Kontrolle bei Gleichgewichtsaufgaben besser erfolgen. Ein höheres H_{\max}/M_{\max} -Verhältnis weist auf eine erhöhte Erregbarkeit der Motoneuronen und/oder auf eine Reduktion der präsynaptischen Hemmung. Dies hat einen grösseren neuronalen Output der alpha-Motoneuronen zur Folge und kann dadurch für eine hohe Kraftentwicklung nützlich sein. In einer Studie von Keller et al. (2011) konnte gezeigt werden, dass die Probanden der Interventionsgruppe nach einem vierwöchigen Training (zehn Trainingseinheiten) auf der Slackline eine bessere Gleichgewichtsfähigkeit hatten sowie eine signifikante Reduktion des H-Reflexes. Die Kontrollgruppe hatte keinen signifikanten Unterschied. Solche Reflexänderungen nach einem vierwöchigen Training sind Langzeiteffekte. Es wurden jedoch auch kurzfristige Anpassungen gefunden. Bereits nach zwei Stunden Training konnte eine Studie reduzierte H-Reflexe nachweisen (Trimble & Koceja, 2001). Die neurophysiologischen Anpassungen auf spinaler Ebene nach einem Gleichgewichtstraining konnten zwar in den oben genannten Studien nachgewiesen werden, eine Korrelation mit den funktionellen Anpassungen konnte noch in keiner Studie erwiesen werden. Es gab auch Studien, die eine verbesserte Gleichgewichtsfähigkeit nachweisen konnten, allerdings ohne Anpassungen des H-Reflexes (Beck et al., 2007; Schubert et al., 2008). Auf supraspinaler Ebene waren Studien in der Lage, den Zusammenhang von funktionellen und neurophysiologischen Anpassungen aufzuzeigen (Taube et al., 2007b; Taubert et al., 2011). Unter Berücksichtigung dieser Erkenntnisse liegt die Vermutung nahe, dass hauptsächlich supraspinale Anpassungen zur Steigerung der Gleichgewichtsfähigkeit verantwortlich sind (Taube et al., 2007b).

Früher wurde angenommen, dass der motorische Kortex wenig zur Kontrolle des Gleichgewichts beiträgt. Dies lag unter anderem daran, dass Personen mit Erkrankungen oder Infarkten der Basalganglien (Parkinson) oder des Kleinhirns deutlich schlechtere Gleichgewichtsstrategien zeigten als gesunde Kontrollprobanden (Bloem et al., 2004; Nashner, 1976). Folglich wurden diese subkortikalen Strukturen als Hauptagenten der posturalen Kontrolle angenommen. Die entscheidende Rolle des Motorkortex für die posturale Kontrolle bei

unterschiedlichen Gleichgewichtsbedingungen konnte vor nicht langer Zeit belegt werden (J. V. Jacobs & Horak, 2007). Bereits im natürlichen Stand wird eine erhöhte kortikale Erregbarkeit gegenüber im unterstützten Stand vermutet (Tokuno, Taube & Cresswell, 2009). Die Untersuchung mittels transkranieller Magnetstimulation (TMS) bei einer natürlichen und unterstützten Standposition ergab, dass die Erregbarkeit des Motorkortex beim natürlichen Stand erhöht ist. Tokuno et al. (2009) erklären diese Resultate aufgrund des höheren Bedarfs an Kontrolle beim natürlichen Stand im Vergleich zum unterstützten Stand. Nicht nur beim ruhigen Stehen, sondern auch nach einer Störung des Gleichgewichts im beidbeinigen Stand leistet der Motorkortex seinen Beitrag zur posturalen Kontrolle (Taube et al., 2006). Die Studie untersuchte diese Gegebenheit durch die Anwendung von konditionierten H-Reflexen. Bei dieser Methode wird zusätzlich zur H-Reflexstimulation eine TMS angewendet. Es konnte gezeigt werden, dass lediglich die LLR bei einer gleichzeitigen Stimulation mittels TMS höher ausfällt (SLR und MLR veränderten sich nicht). Dies lässt auf eine erhöhte kortikale Erregbarkeit beim perturbierten beidbeinigen Stand schließen. Langzeitveränderungen nach einem Gleichgewichtstraining auf supraspinaler Ebene untersuchte die Studie von Taube et al. (2007b) mittels konditionierter H-Reflexe. Die TMS Anwendung resultierte in einer Bahnung der LLR, d.h. die LLR zeigte einen höheren Peak als die SLR und MLR. Somit konnte durch den Vergleich mit den unkonditionierten H-Reflexen eine Veränderung der kortikalen Erregbarkeit nach einem Gleichgewichtstraining untersucht werden. Nach der vierwöchigen Trainingsintervention war die Bahnung der LLR reduziert, was auf eine Verringerung der kortikalen Erregbarkeit nach dem Training hindeutet (siehe Abb. 3). Dies bedeutet aus funktioneller Perspektive, dass der Anteil des motorischen Kortex an der muskulären Antwort zum Zeitpunkt der LLR zurückgegangen sein muss.

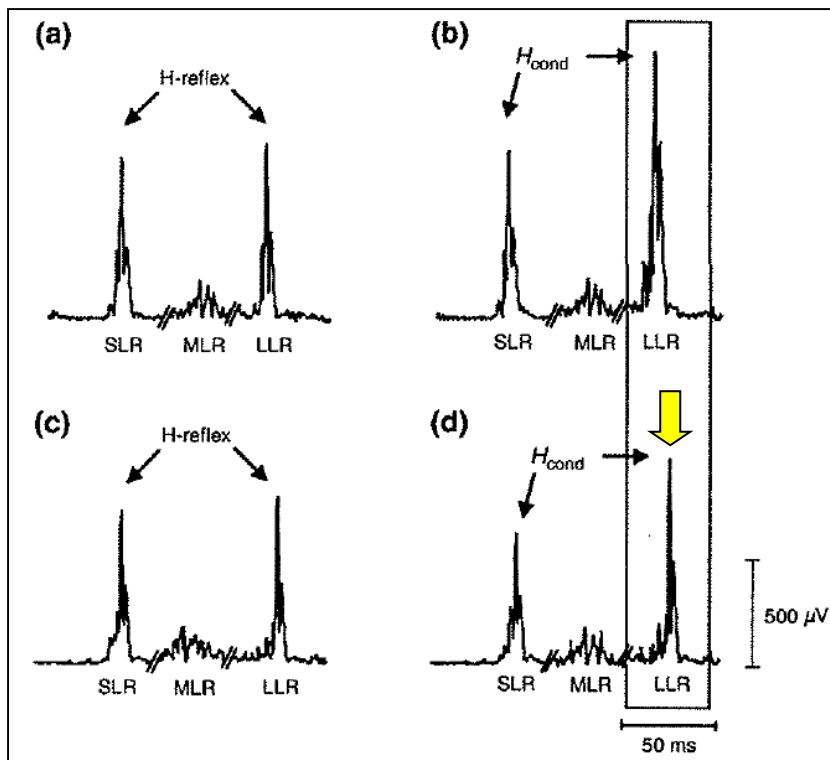


Abb. 3: Reduzierte Bahnung (gelber Pfeil) der LLR nach einem vierwöchigen Gleichgewichtstraining (b, d), verglichen mit den unconditionierten H-Reflexen (a, c) (modifiziert nach Taube et al., 2007b, S. 353).

Nun drängt sich die Frage auf, wie diese reduzierte kortikale Erregbarkeit nach einem Gleichgewichtstraining erklärt werden kann. In einer Studie, die mittels TMS und funktioneller Magnetresonanztomographie (fMRI) das motorische Lernen untersuchte, fanden Puttemans, Wenderoth und Swinnen (2005) eine reduzierte kortikale Erregbarkeit bei Aufgaben, die gut trainiert und somit automatisiert wurden. Zudem beobachteten Puttemans et al. (2005) bei subkortikalen Strukturen, wie zum Beispiel die Basalganglien und das Kleinhirn, eine erhöhte Aktivität bei erhöhter Automatisierung. Die Resultate dieser Studie legen die Vermutung einer Verschiebung der Bewegungskontrolle bei posturalen Anforderungen von kortikalen zu subkortikalen Strukturen nahe. Jedoch stellt die Untersuchung dieser Strukturen mit den heutigen Messverfahren eine grosse Herausforderung dar, deshalb kann noch keine klare Evidenz zu den Anpassungen subkortikaler Strukturen nach einem Gleichgewichtstraining kommuniziert werden. Eine Zusammenfassung der neurophysiologischen Adaptionen nach einem Gleichgewichtstraining ist in Abbildung 4 dargestellt.

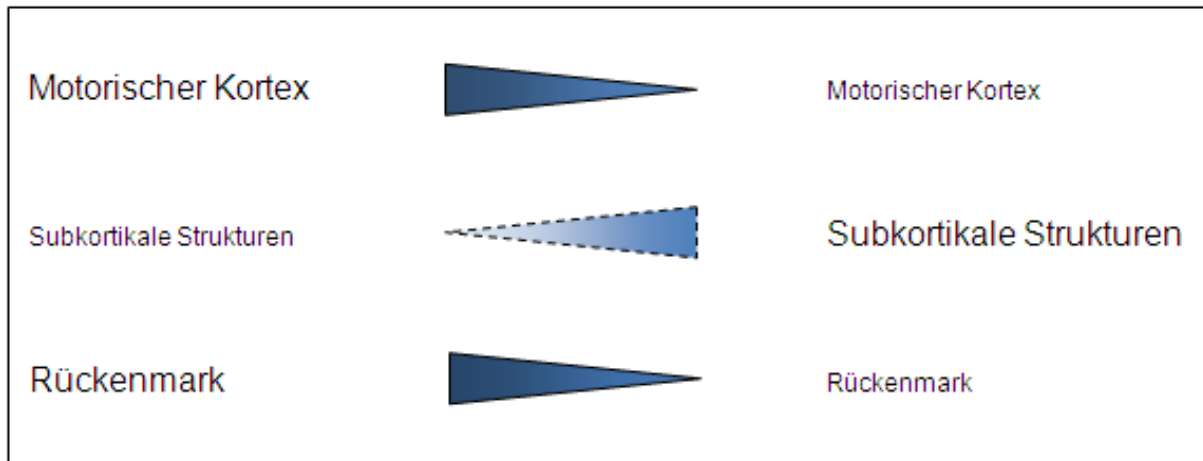


Abb. 4: Zusammenfassung der Adaptionen auf verschiedenen Ebenen nach einem Gleichgewichtstraining (modifiziert nach Taube et al., 2008, S. 111). Nach einem Training ist der Einfluss des motorischen Kortex wie auch vom Rückenmark reduziert (durchgezogene Linie). Da subkortikale Strukturen nicht gut messbar sind, ist die Annahme, dass Gleichgewichtstraining eine höhere Aktivität dieser Strukturen zur Folge hat, lediglich Spekulation (gestrichelte Linie).

1.2.3 Ausdauer und Ausdauertraining

Der Begriff Ausdauer bedeutet, einer Erschöpfung entgegenzuhalten und beinhaltet die muskuläre sowie die kardiorespiratorische Ausdauer (Kenney, Wilmore & Costill, 2012). Muskuläre Ausdauer ist eng verbunden mit der Muskelkraft und bezieht sich auf einen Muskel oder eine Muskelgruppe (Kenney et al., 2012). Die kardiorespiratorische Ausdauer ist die Fähigkeit, unter Einbezug grosser Muskelgruppen eine rhythmische Aktivität auf längere Zeit aufrecht zu erhalten (Kenney et al., 2012). Aufgrund der Ausrichtung dieser Arbeit, beschränkt sich der hier erläuterte theoretische Rahmen auf die kardiorespiratorische Ausdauer (folglich nur noch Ausdauer genannt). Zunächst wird die Energiebereitstellung im Muskel erläutert bevor auf die kurz- und langfristigen Anpassungen bei einem Ausdauertraining umrisshaft eingegangen wird. Danach werden zwei Messverfahren für die Ausdauerleistungsfähigkeit kurz vorgestellt. Zuletzt werden Erkenntnisse aus der Trainingswissenschaft bezüglich Methodik des Ausdauertrainings vorgestellt, welche für diese Masterarbeit relevant sind. Die folgenden Abschnitte dieses Unterkapitels basieren alle auf den Inhalten von Kenney et al. (2012). Inhalte aus anderen Quellen werden als solche gekennzeichnet.

Es existieren drei verschiedene Systeme für die Produktion von Energie: Das Adenosin-Triphosphat-Kreatinphosphat-System (ATP-PCr-System, PCR vom englischen: phosphocreatin), das glykolytische System und das oxidative System

(Kenney et al., 2012). ATP ist ein Molekül mit hohem Energiepotenzial, welches in kleinen Mengen in der Muskelzelle vorhanden ist und für die Muskelkontraktion essentiell ist. Da diese Reserve meist nicht ausreicht, um die bei einer Belastung nötige Energie zu liefern, muss der Körper durch die drei erwähnten Systeme ATP generieren. Das oxidative System kann nur funktionieren, wenn genügend Sauerstoff vorhanden ist, während beim glykolytischen System die Energiebereitstellung auch in Abwesenheit von Sauerstoff erfolgen kann. Das ATP-PCr-System benötigt keinen Sauerstoff für die Energiegewinnung. Deshalb wird das oxidative System als aerober Metabolismus und die beiden anderen Systeme als anaerober Metabolismus bezeichnet. Es sollte hier angefügt werden, dass diese Systeme nicht vollständig isoliert voneinander arbeiten. Die Energiebereitstellung kann eher in einem Spektrum verstanden werden, wobei der Anteil der verschiedenen Systeme grösser oder kleiner ist.

Wenn für den Körper genügend Sauerstoff zur Verfügung steht, wird die benötigte Energie mittels oxidativer Phosphorylierung generiert (Rivera-Brown & Frontera, 2012). Dieser Vorgang des oxidativen Systems findet in den Mitochondrien der Muskelzellen statt und beinhaltet den Krebszyklus und die Atmungskette (Rivera-Brown & Frontera, 2012). Fettsäuren liefern am meisten Energie, aber auch Glukose (entsteht aus der Zerteilung von Kohlenhydraten) dient im aeroben Metabolismus zur Herstellung von ATP. Bei bestimmten Bedingungen können auch Aminosäuren (entstehen aus der Zerteilung von Proteinen) zur Energieproduktion beitragen, sie liefern jedoch wenig Energie (Rivera-Brown & Frontera, 2012). Die Fettsäuren werden mittels sogenannter β -Oxidation in das Molekül Acetyl-Koenzym A (Acetyl-CoA) zerlegt, damit dieses danach in den Krebszyklus eintreten kann (Rivera-Brown & Frontera, 2012). Im Krebszyklus werden Wasserstoffionen produziert, die mit Hilfe von Ko-Enzymen in die Atmungskette transportiert werden. Die Atmungskette ist ein komplexer Vorgang der Energieübertragung und endet mit der ATP-Synthese. Das generierte ATP steht anschliessend im Zytosol für die Verwendung bei der Muskelkontraktion zur Verfügung. Das ATP-Molekül wird dabei in ein Phosphat und in Adenosin-Diphosphat (ADP) geteilt. Dieser Schritt setzt viel Energie frei, welche für die Muskelkontraktion benutzt wird. Wenn genügend Sauerstoff zur Verfügung steht, kann Glukose per aerobe Glykolyse auch in Acetyl-CoA umgewandelt werden, welches anschliessend wie die Fettsäuren in den Krebszyklus und in die Atmungskette eintreten kann.

1. Einleitung

Der anaerobe Metabolismus ist erhöht aktiv, wenn ohne Sauerstoff Energie gewonnen werden muss. Bei der anaeroben Glykolyse wird im Zytosol der Muskelzelle Glukose durch verschiedene Enzyme zum Molekül Pyruvat zerlegt. Dabei wird bei bestimmten Schritten der Glykolyse ATP generiert. Pyruvat wird anschliessend in Milchsäure umgewandelt, die im normalen pH-Gehalt des Körpers sofort ein Wasserstoffion verliert. Ist die anaerobe Glykolyse besonders aktiv (zum Beispiel bei Sprints), so akkumuliert die Milchsäure im Muskel, was durch die freigesetzten Wasserstoffionen eine Übersäuerung hervorruft. Die Funktion von Enzymen ist in einer sauren Umgebung verschlechtert, deshalb ist als Folge die Muskelkontraktion beeinträchtigt (Erschöpfung). Als zweites System, das ohne Sauerstoff funktioniert, ist das ATP-PCr-System. Es ist das einfachste System, d.h. mit wenigen Schritten wird ATP generiert. PCr ist ein weiteres Molekül mit viel Energie, das in den Zellen enthalten ist. Ein Phosphat wird vom PCr-Molekül getrennt. Die daraus resultierte Energie wird für die Verbindung von diesem Phosphat mit ADP verwendet, woraus ATP entsteht. Das produzierte ATP steht nun auch für die Kontraktion zur Verfügung. Eine Übersicht der oben erläuterten Prozesse ist unten in der Abbildung 5 dargestellt.

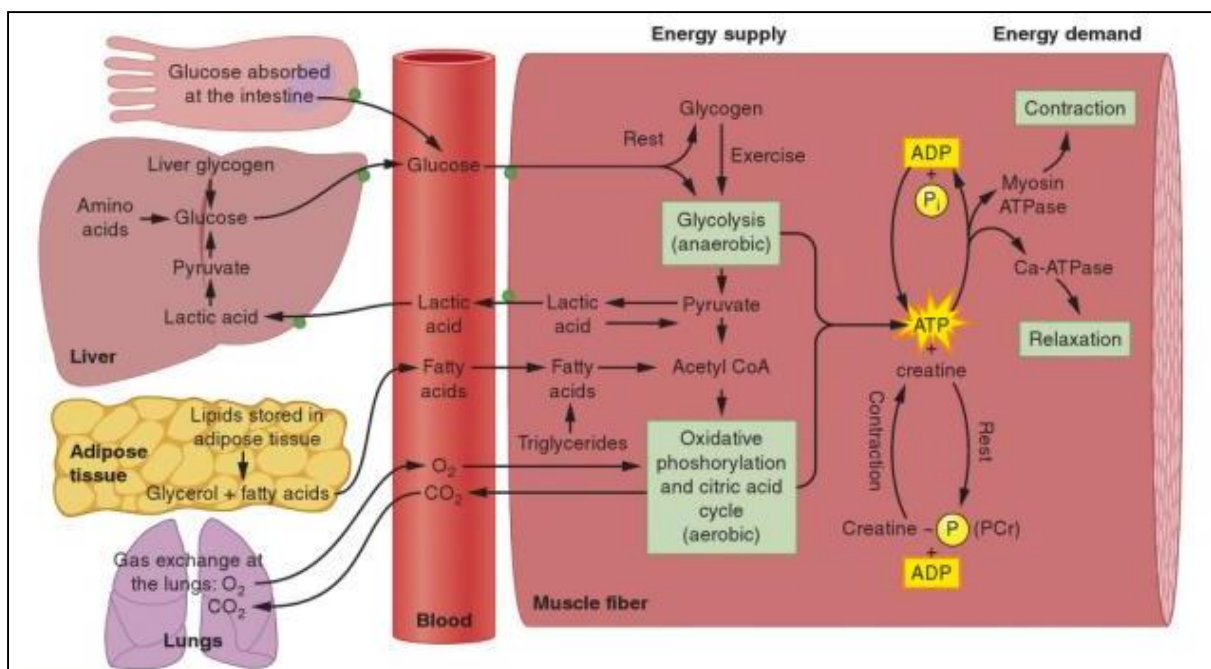


Abb. 5: Illustration des Metabolismus von Fett, Kohlenhydraten und Aminosäuren in der Muskelzelle (Kenney et al., 2012, S. 63). Durch den anaeroben oder aeroben Metabolismus kann Energie in Form von ATP hergestellt

werden, welche bei der Muskelkontraktion benötigt wird. Je nach Intensität der Belastung und Verfügbarkeit von Sauerstoff wird eher das aerobe oder das anaerobe System angesprochen.

Wie oben erwähnt, arbeiten die drei Systeme nicht vollständig isoliert voneinander. Wenn eine Person einer kurzen und intensiven Belastung ausgesetzt ist (zum Beispiel bei einem zehn-Sekunden-Sprint), wird die Energie hauptsächlich durch das ATP-PCr-System gewährleistet, weil das System schnell und viel Energie bereitstellen kann. Das oxidative und glykolytische System leisten nur einen äusserst kleinen Beitrag. Bei etwas längeren intensiven Belastungen (eine bis zwei Minuten) wechselt die dominante Rolle auf das glykolytische System, da die Reserven des ATP-PCr-Systems nicht ausreichen und die Energieproduktion des oxidativen System zu langsam ist (Zerteilung der Fettsäuren braucht eine gewisse Zeit). Auf der anderen Seite trägt das oxidative System bei langandauernden Ausdauerbelastungen (zum Beispiel 30 Minuten laufen) den grössten Anteil für die Energiebereitstellung bei.

Wie bereits im Kapitel 1.1 erläutert wurde, müssen geeignete Trainingskonzepte gefunden werden, damit Inaktive sich mehr bewegen. Wie viel Bewegung nötig ist, damit sich gesundheitliche Effekte bemerkbar machen, hängt von der Häufigkeit, Intensität und Dauer der Aktivität ab (ACSM, 2009). Die physiologischen Anpassungen, die bei einem Ausdauertraining entstehen, sind unterschiedlich. Es werden Anpassungen, die während einer Trainingseinheit geschehen (kurzfristige Anpassungen) und Adaptionen nach einem Ausdauertraining, also langfristige Anpassungen unterschieden. Aufgrund der bereits fundierten Erkenntnisse dieser Adaptionen, wird nicht auf die einzelnen Aspekte eingegangen, sie werden lediglich in Abbildung 6 zusammengefasst.

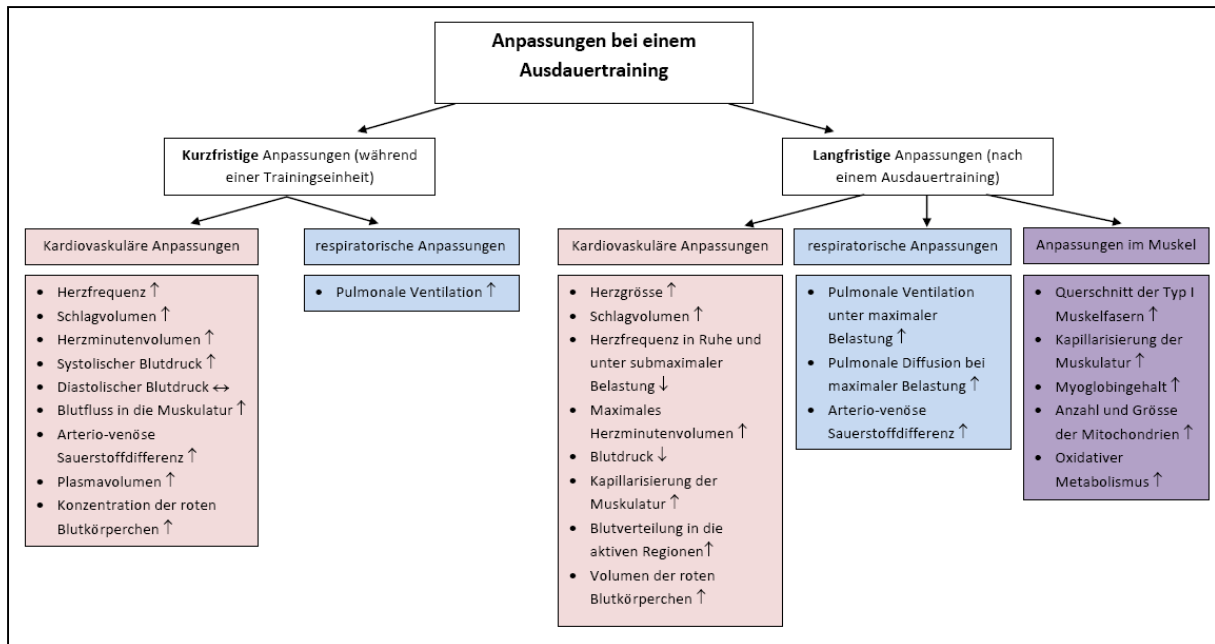


Abb. 6: Diese Abbildung stellt die verschiedenen kurz- und langfristigen Anpassungen bei einem Ausdauertraining dar (zusammengestellt nach Kenney et al., 2012). Die Adaptionen geschehen auf kardiovaskulärer und respiratorischer Ebene oder auf Ebene des Muskels.

In der Trainingswissenschaft werden bestimmte Parameter gemessen, um die langfristigen physiologischen Anpassungen an ein Ausdauertraining beobachtbar zu machen. Hier werden zwei relevante Parameter und deren Testung vorgestellt, die für das Verständnis dieser Arbeit nötig sind: die Laktatschwelle und die maximale Sauerstoffaufnahme (VO_{2max}). Die Laktatschwelle wird als geeigneter Parameter gesehen, um die Ausdauerleistungsfähigkeit zu beurteilen. Laktat sammelt sich im Körper an, wenn für die Produktion der nötigen Energie nicht mehr genügend Sauerstoff zur Verfügung steht (aufgrund der steigenden Intensität) und der Körper vorrangig auf eine anaerobe Energiebereitstellung zurückgreifen muss. Bis zu einem gewissen Punkt kann die Laktatproduktion und -elimination im Gleichgewicht gehalten werden. Steigt die Intensität über diesen Punkt weiter an, akkumuliert sich das Laktat im Blut bis die Person vollständig erschöpft ist und die Aktivität abbricht. Der Punkt an dem die Laktatkonzentration schnell zu steigen beginnt, wird Laktatschwelle genannt (LT, vom englischen: lactate threshold). Wenn, am Beispiel des Laufens, die Laufgeschwindigkeit auf dem Laufband stetig gesteigert wird und in regelmässigen Abständen die Blutlaktatkonzentration gemessen wird, kann eine Laktatkurve erstellt werden. Wird ein solcher Laktattest nun vor und nach einer Trainingsintervention durchgeführt, lassen sich die beiden Kurven vergleichen und die Veränderung der Ausdauerleistungsfähigkeit kann beurteilt werden (siehe Abb.

7). Nach einem Ausdauertraining verschiebt sich die Laktatkurve (und folglich auch die Schwelle) nach rechts, d.h. die gleiche Leistung (zum Beispiel Laufgeschwindigkeit) kann bei einer tieferen Laktatkonzentration erfolgen und die Gesamtleistung (maximale Laufgeschwindigkeit) ist erhöht (siehe Abb. 7).

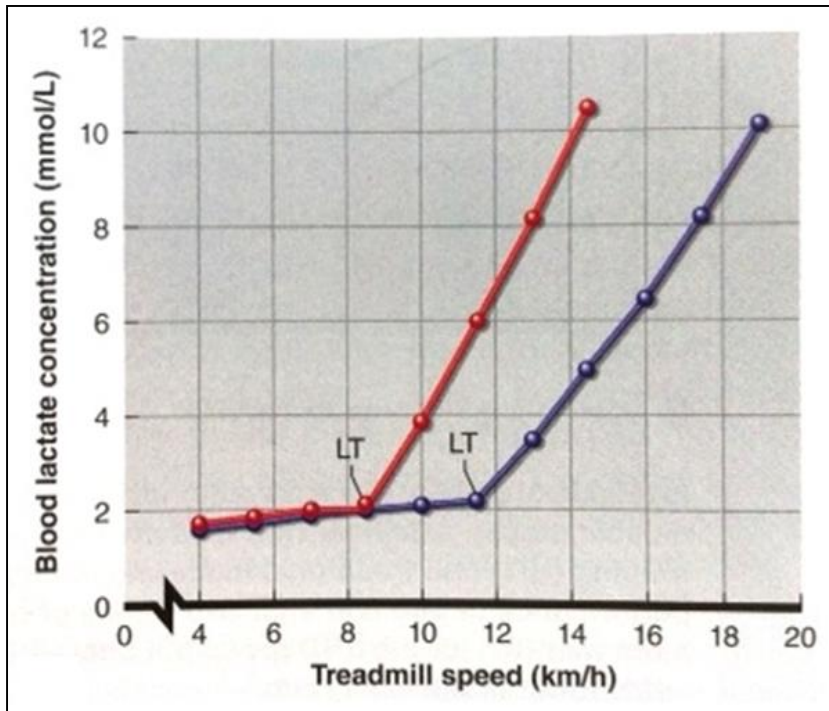


Abb. 7: Die Abbildung stellt eine Laktatkurve vor (rot) und nach (blau) einem Ausdauertraining dar. Die gleiche Leistung kann bei einer tieferen Laktatkonzentration erfolgen und die Gesamtleistung ist höher (modifiziert nach Kenney et al., 2012, S. 263).

Die VO_{2max} wird als bester Indikator der Ausdauerkapazität gesehen und wird durch eine Messung der Atemgase während einer maximalen Ausbelastung (Spiroergometrie) ermittelt (ACSM, 2009). Das Protokoll des Tests gleicht dem Protokoll des Laktattests (d.h. die Laufgeschwindigkeit wird stetig erhöht). Eine Atemmaske erfasst Sauerstoff und Kohlenstoffdioxid die ein- respektive ausgeatmet werden sowie die pulmonale Ventilation (ACSM, 2009). Daraus kann die Sauerstoffaufnahme in die Gewebe berechnet werden. Die maximal erreichte Sauerstoffaufnahme, die im Test ermittelt wurde, wird als VO_{2max} bezeichnet. Wenn eine VO_{2max} Messung vor und nach einer Intervention durchgeführt wird, können Veränderungen der VO_{2max} über die Zeit evaluiert werden. Da die VO_{2max} das Produkt von maximalem Schlagvolumen und arterio-venöser Sauerstoffdifferenz ist, und Veränderungen der VO_{2max} hauptsächlich auf einer Erhöhung des maximalen

Schlagvolumen zurückgeführt wird, wird die VO_{2max} mit der funktionellen Kapazität des Herzens in Zusammenhang gebracht (ACSM, 2009).

Damit solche Veränderungen von Variablen beobachtet werden können, muss ein systematisches Ausdauertraining erfolgen. Es existieren unterschiedliche Methoden für die Gestaltung einer Ausdauertrainingseinheit. Grundsätzlich können zwei Methoden unterschieden werden: Kontinuierliches Training und Intervall-Training. Kontinuierliche Ausdauertrainingsmethoden bestehen aus einer ununterbrochenen Belastung. Die häufigste Trainingsmethode, die dem kontinuierlichen Training unterzuordnen ist, wird als sogenanntes „long slow distance“- (LSD) Training bezeichnet. Beim LSD-Training wird die Aktivität über eine lange Distanz auf niedriger Intensität ausgeführt. Doch kontinuierliches Training kann auch hochintensiv sein, zwischen 85% und 95% der maximalen Herzfrequenz (HF_{max}). Andererseits existiert das Intervall-Training, welches sich durch abwechselnde Intervalle mit hoher und mittlerer Intensität charakterisiert. Die Länge und genaue Intensität der Belastungs- und Erholungsintervalle sowie die Anzahl der Intervalle kann je nach Bedürfnis angepasst werden. Als HIT-Training (vom englischen: high-intensity interval training) wird ein Intervall-Training mit kurzen aber hochintensiven Intervallen bezeichnet mit Erholungsintervalle von wenigen Minuten mit niedriger Intensität.

Diese oben erwähnten Trainingsmethoden haben sich in der Trainingspraxis herauskristallisiert. Doch nun stellt sich die Frage, welcher dieser Trainingsmethoden aus trainingswissenschaftlicher Sicht am besten geeignet ist, um eine Steigerung der Ausdauerleistungsfähigkeit zu erzielen. Verschiedene Studien verglichen die Effekte von unterschiedlichen Trainingsmethoden (Burgomaster et al., 2008; Helgerud et al., 2007; Seiler, 2010). In einer Untersuchung von Helgerud et al. (2007) wurden vier verschiedene Methoden bei jungen aktiven Erwachsenen verglichen:

1. LSD-Lauf bei 70% der HF_{max} , 45 Minuten lang.
2. Laktatschwellenlauf (LT) bei 85% der HF_{max} , 24.25 Minuten lang.
3. 15/15 Sekunden Intervall-Training (Laufen): 47 Wiederholungen von 15 Sekunden Intervalle bei 90 - 95% der HF_{max} mit 15 Sekunden Erholungsintervalle bei einer Intensität von 70% der HF_{max} .

4. 4 x 4 Minuten Intervall-Training (Laufen): vier Intervalle bei einer Intensität von 90 - 95% der HF_{max} mit drei Minuten Erholungszeit bei 70% der HF_{max} zwischen den hochintensiven Intervallen.

Vor und nach der Intervention wurden maximale Sauerstoffaufnahme (VO_{2max}), Laktatschwelle, Laufökonomie, ventilatorische Parameter, Parameter des pulmonalen Gasaustausches und Blutparameter gemessen. Interessant sind vor allem die Resultate der VO_{2max} , die nach Helgerud et al. (2007) als der wichtigste Faktor für eine Bestimmung einer Steigerung der Ausdauerleistungsfähigkeit bezeichnet wird. In Abbildung 8 ist ersichtlich, dass die beiden Intervall-Gruppen (15/15 Sekunden und 4x4 Minuten) die grössten und auch hochsignifikanten Verbesserungen der VO_{2max} erzielten. Zudem erhöhte sich das Schlagvolumen signifikant nach dem Training. Die anderen beiden Gruppen (LSD und LT) verschlechterten sich oder hatten nicht signifikante Verbesserungen. Somit scheint nach Helgerud et al. (2007) ein Ausdauertraining mit der HIT-Methode am effektivsten zu sein, um eine Zunahme der VO_{2max} zu erzielen.

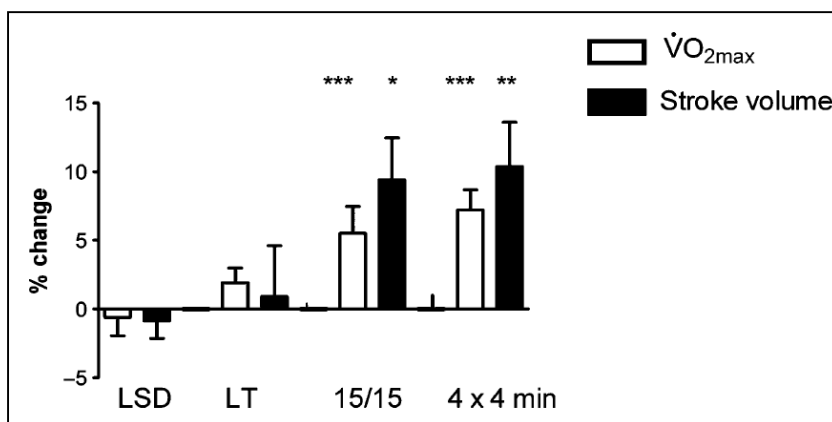


Abb. 8: Die Abbildung zeigt die Resultate der Untersuchung von vier verschiedenen Ausdauertrainingsmethoden. LSD = long slow distance, LT = lactate threshold, 15/15 = 15/15 Sekunden Intervall-Training, 4 x 4 min = 4 x 4 Minuten Intervall-Training. VO_{2max} = maximale Sauerstoffaufnahme, Stroke volume = Schlagvolumen. * bedeutet $p < 0.05$, ** bedeutet $p < 0.01$, *** bedeutet $p < 0.001$ (Helgerud et al., 2007, S. 668).

Seiler (2010) beschreibt in seinem Review, dass sich die physiologischen Anpassungen, die durch ein HIT-Training oder ein LSD-Training erzielt werden, überschneiden. Zum Beispiel konnte in einer Studie keine Unterschiede zwischen den beiden Gruppen (HIT und LSD) bezüglich VO_{2max} gefunden werden

(Burgomaster et al., 2008). Nach Seiler (2010) sollen diese Trainingsmethoden nicht völlig getrennt voneinander sondern eher als komplementär betrachtet werden. Bezüglich der optimalen Verteilung von Trainingsintensität und Trainingsdauer fand Seiler (2010), dass 80% der Trainingseinheiten mit niedriger Intensität und 20% mit HIT-Trainingseinheiten die beste Variante darstellt, um die Langzeiteffekte bei Ausdauerathleten sicherzustellen. Die Untersuchung von Seiler (2010) bezieht sich auf Ausdauerathleten, die bereits ein hohes Leistungsniveau besitzen und sich hohe Trainingsanforderungen gewohnt sind. Bei diesen Personen kann eine Steigerung der Intensität des Trainings vermutlich nur kleine Effekte erzielen (Seiler, 2010). Inaktive oder wenig aktive Personen hingegen können bereits bei einer leichten Steigerung der Aktivität grosse gesundheitliche Effekte haben (Haskell, 1994). Aus diesem Grund können die Erkenntnisse von Seiler (2010) nicht direkt auf die Population der inaktiven oder wenig aktiven Personen übertragen werden.

Die molekularen Mechanismen, die hinter einem HIT-Training stehen, werden noch nicht lange untersucht (Gibala et al., 2012). Im Review von Gibala et al. (2012) werden Studien, die die Mechanismen von einem „low-volume“-HIT-Training (HIT-Training mit reduziertem Trainingsvolumen und somit weniger zeitliches Engagement für ein Ausdauertraining) untersuchten, zusammengefasst. Die Evidenz deutet darauf hin, dass ein solches Training ähnliche physiologische Effekte hat wie ein moderat-intensives kontinuierliches Training (Gibala & McGee, 2008). Diese äusserst interessante Tatsache veranlasste wissenschaftliche Studien zur Untersuchung der molekularen Mechanismen, die einem „low-volume“-HIT-Training zugrunde liegen. Als Hauptmolekül, welches die Biogenese von Mitochondrien reguliert, wird der Peroxisom-Proliferator-aktivierte Rezeptor gamma-Koaktivator (PGC)-1 α diskutiert (Gibala et al., 2012). Gibala et al. (2012) erklären, dass ein HIT-Training eine Erhöhung der mitochondrialen Kapazität zur Folge hat, deshalb wird der Einfluss eines „low-volume“-HIT-Trainings auf die Aktivität von PGC-1 α untersucht. Die Intensität wird als wichtiger Faktor für die Aktivierung von PGC-1 α angenommen (Egan et al., 2010). In diesem Zusammenhang konnten um ein Vielfaches erhöhte PGC-1 α -Werte im Zellkern drei Stunden nach einem „low-volume“-HIT-Training gefunden werden (Little et al., 2011), welche vergleichbar sind mit Ergebnissen bei einem kontinuierlichen Ausdauertraining (Little et al., 2010). Zudem war der Zeitpunkt dieser gesteigerten PGC-1 α -Werte im Zellkern übereinstimmend mit dem Zeitpunkt

der gesteigerten mRNA Expression von mitochondrialen Genen. Folglich können wahrscheinlich mitochondriale Anpassungen durch das „low-volume“-HIT-Training ausgelöst werden (Gibala et al., 2012). Welche Faktoren die Aktivität von PGC-1 α in Bezug auf die „low-volume“-HIT-Trainings steuern, sind noch nicht ganz geklärt (Gibala et al., 2012). Es wird angenommen, dass die Aktivierung von AMP-aktivierte Proteinkinase (AMPK) und p38-mitogenaktivierte Proteinkinase (p38 MAPK) eine Rolle spielen könnten (Little et al., 2011). Diese beiden Faktoren waren ebenfalls nach einem „low-volume“-HIT-Training erhöht (Little et al., 2011). Gleiche Effekte konnten nicht nur kurzfristig, sondern auch langfristig beobachtet werden. Nach einer „low-volume“-HIT-Trainingsperiode (sechs Wochen) erhöhten sich die PGC-1 α -Werte um 100% bei jungen, gesunden Erwachsenen (Burgomaster et al., 2008). Deshalb konstatierten Gibala et al. (2012), dass die metabolischen Anpassungen nach dem „low-volume“-HIT-Training wahrscheinlich durch das PGC-1 α -Molekül zustande kommen. Abbildung 9 illustriert die erläuterten Zusammenhänge.

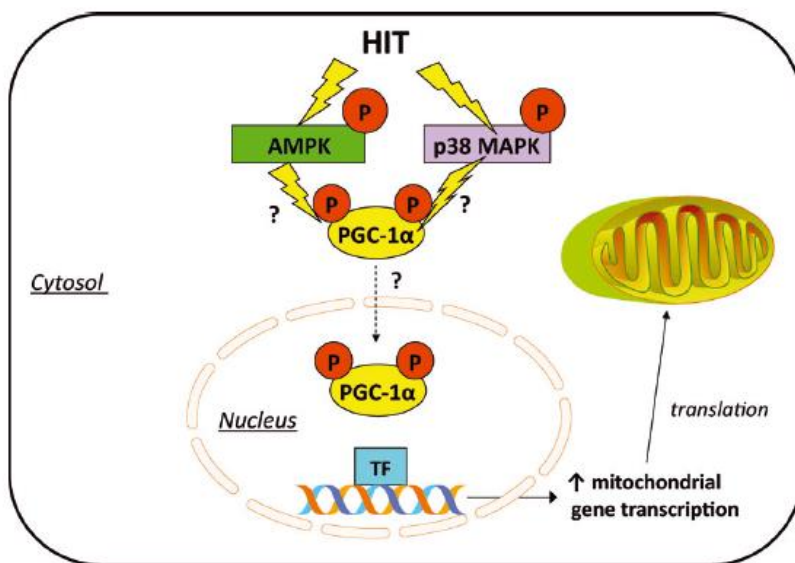


Abb. 9: Die Abbildung stellt die vermuteten molekularen Mechanismen eines „low-volume“-HIT-Trainings dar (Gibala et al., 2012, S. 1079).

Eine Veränderung der molekularen Mechanismen können nicht zwingend mit funktionellen Anpassungen in Verbindung gebracht werden (R. A. Jacobs et al., 2013). Das höchst komplexe System des Körpers durch eine isolierte Betrachtung der Veränderungen in der Proteinexpression zu erklären, scheint nicht optimal zu sein (R. A. Jacobs et al., 2013). Zukünftige Studien sollten nach R. A. Jacobs et al.

(2013) den Zusammenhang von funktionellen und molekularen Trainingsanpassungen bestätigen. Dennoch werden die oben genannten molekularen Mechanismen als Hauptargumentation für Trainingsanpassungen nach einem HIT-Training angenommen (R. A. Jacobs et al., 2013).

Die Erkenntnisse von Gibala et al. (2012) haben eine grosse Bedeutung für die öffentliche Gesundheit, weil meist der Zeitmangel als Grund angegeben wird, dass keiner regelmässiger Aktivität nachgegangen wird (Trost et al., 2002). Ein „low-volume“-HIT-Training ist zeiteffizient und scheint auch die gewünschten gesundheitsfördernden Effekte zu haben. Zudem fand eine Studie von Bartlett et al. (2011), dass HIT-Trainingseinheiten positiver empfunden werden als eine moderate LSD-Trainingseinheit. Dadurch könnte ein HIT-Training erfolgreicher als ein LSD-Training sein, um die Leute langfristig zur Bewegung zu motivieren (Bartlett et al., 2011). Aufgrund der Dosis-Wirkungs-Beziehung (Haskell, 1994) könnten HIT-Trainingseinheiten bei Inaktiven oder wenig Aktiven bereits einen bedeutenden Einfluss auf Gesundheitsparameter haben und durch das positivere Empfinden (Bartlett et al., 2011) auch eine langfristige Lebensstiländerung sichern. Deshalb eignet sich diese Trainingsmethode vermutlich besonders für diese Zielgruppe, die ihre Aktivität steigern sollten und dafür meist wenig Zeit investieren wollen.

1.3 Ziel und konkrete Fragestellung

Bisher gab es noch keine wissenschaftliche Studie über das neue Fitnessgerät SPT. Deshalb war das Ziel dieser Masterarbeit, positive Effekte einer vierwöchigen Trainingsintervention mit dem SPT auf die Gleichgewichts- und Ausdauerfähigkeit bei jungen, wenig sportlich aktiven Erwachsenen nachzuweisen. Dabei wurden die Ausdauertrainings in einer HIT-ähnlichen Trainingsmethodik durchgeführt (HIT-Training, siehe Kapitel 1.2.3). Es kann zudem wissenschaftlich überprüft werden, ob die Nomination an der Fitnessmesse FIBO in Köln für den Preis in der Kategorie „Gesundheitsförderung“ gerechtfertigt war. Daraus entsteht die Hypothese dieser Masterarbeit, dass sich die Interventionsgruppe nach der Trainingsintervention signifikant in der Gleichgewichts- und Ausdauerfähigkeit verbessert, während die Kontrollgruppe keine signifikanten Unterschiede verzeichnen kann.

Die konkrete Fragestellung lautet: Kann eine vierwöchige Trainingsintervention mit dem neuen Fitnessgerät SensoProTrainer® bei jungen, wenig sportlich aktiven

Erwachsenen signifikant bessere Resultate bei den Gleichgewichtstests sowie bei dem Ausdauerterst erzielen?

2 Methoden

2.1 Probanden

Insgesamt 30 Probandinnen und Probanden wurden für die Studie durch E-Mail Versand und Aushang von Informationsblättern rekrutiert (siehe Anhang A). Anschliessend wurden sie in eine Interventionsgruppe (IG: vier Männer, elf Frauen) und Kontrollgruppe (KG: vier Männer, elf Frauen) unterteilt. Die Probandinnen und Probanden hatten ein Durchschnittsalter von 23.2 ± 0.5 Jahre (IG: 22.9 ± 0.7 Jahre und KG: 23.5 ± 0.7 Jahre), eine durchschnittliche Grösse von 170.6 ± 1.6 Zentimeter und ein Durchschnittsgewicht von 66.5 ± 2.3 Kilogramm (siehe Tabelle 1).

Tabelle 1: Biometrische Daten der Probanden (Mittelwerte und Standardfehler).

	Interventionsgruppe	Kontrollgruppe	Gesamt
Anzahl	15	15	30
Alter (Jahre)	22.8 ± 0.7	23.5 ± 0.7	23.2 ± 0.5
Grösse (cm)	173.2 ± 1.8	167.9 ± 2.5	170.6 ± 1.6
Gewicht (kg)	68.6 ± 3.0	64.4 ± 3.3	66.5 ± 2.3
Anzahl Frauen	11	11	22
Anzahl Männer	4	4	8

In die Studie einbezogen wurden gesunde Männer und Frauen zwischen 18 - 30 Jahren, welche die Bewegungsempfehlungen (BASPO, 2013) von 2.5h pro Woche mittlerer Intensität nicht erreichten. Ausgeschlossen wurden Personen mit Herzkrankheit, schweren orthopädischen oder neurologischen Schäden. Vor dem Beginn der Tests wurden die Probandinnen und Probanden gebeten, ein Informationsdokument (siehe Anhang B) zu lesen und anschliessend eine Einverständniserklärung (siehe Anhang C) zu unterzeichnen.

2.2 Studiendesign

Bei der im Rahmen dieser Masterarbeit durchgeführten Studie handelt es sich um eine kontrollierte Interventionsstudie. Die rekrutierten Probandinnen und Probanden wurden dementsprechend in eine IG und eine KG unterteilt. Die Einteilung in die

Gruppen erfolgte nicht randomisiert, da die Rekrutierung einer zeitlichen Verschiebung unterlegen war. Abbildung 10 visualisiert das Design dieser Studie.

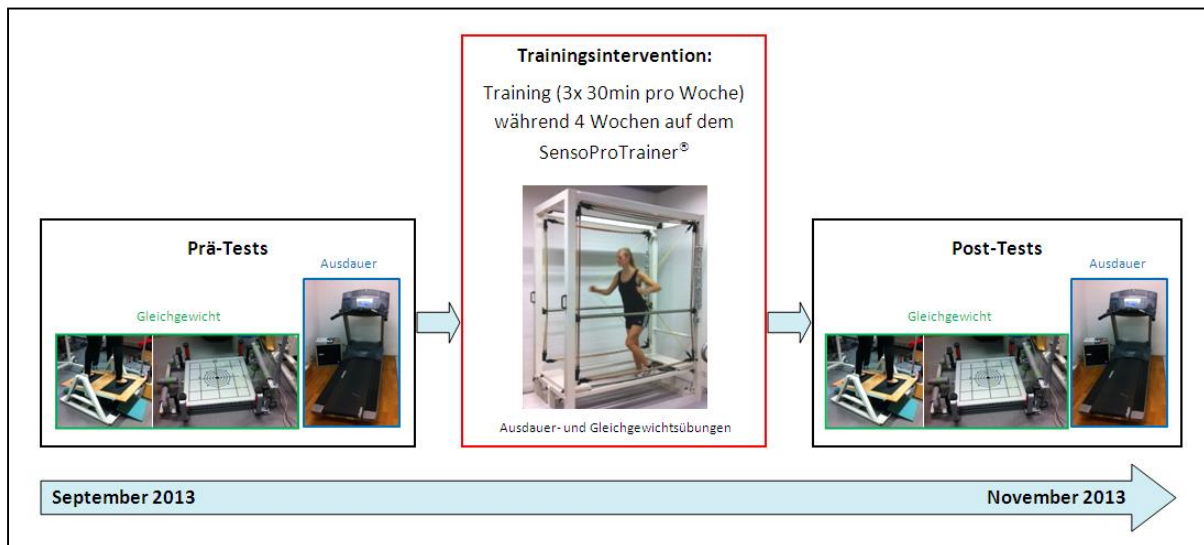


Abb. 10: Studiendesign im Zeitverlauf. Es handelt sich um eine kontrollierte Interventionsstudie.

Die Prä- und Post-Tests beinhalteten zwei Gleichgewichtstests wie auch einen Ausdauer- und Gleichgewichtstest und wurden an zwei aufeinanderfolgenden Testtagen durchgeführt. Der Grund dafür waren Messungen der anderen Masterarbeit, bei welchen bestimmte Zeitabstände eingehalten werden mussten. Deshalb resultierte der Ablauf in einer Verteilung der Tests, die Gegenstand dieser Masterarbeit waren, auf zwei Testtage. Dies ergab gesamthaft für die Probandinnen und Probanden den geringsten Zeitaufwand. Die Gleichgewichtstests wurden am ersten Testtag als erstes absolviert, um eine Ermüdung von den anderen Messungen zu verhindern. Die Reihenfolge der beiden Gleichgewichtstests wurde zur Vermeidung von Ermüdungseinflüssen oder Lerneffekten zufällig gewählt. In Kapitel 2.4 wird die Methodik der beiden Gleichgewichtstests aufgeführt. Am zweiten Testtag wurde der Ausdauer- und Gleichgewichtstest auf dem Laufband durchgeführt (siehe Kapitel 2.5). Die IG bewältigte nach den Prä-Tests eine vierwöchige Trainingsphase, in der drei Mal pro Woche 30 Minuten mit dem SPT trainiert wurde. Eine genauere Beschreibung des Trainingsprogramms folgt im nächsten Unterkapitel (2.3). Die KG ging in den vier Wochen ihren alltäglichen Tätigkeiten nach. Nach der Intervention wurden alle Probandinnen und Probanden mit dem gleichen Vorgehen wie bei den Prä-Tests erneut gemessen.

2.3 Trainingsprogramm mit dem SPT

Das Training mit dem SPT erstreckte sich über vier Wochen und gesamthaft zwölf Trainingseinheiten (drei Mal pro Woche über vier Wochen) wurden absolviert. Zunächst beinhaltete das Trainingsprogramm ein kurzes Aufwärmen (zwei Minuten), bevor die Gleichgewichtsübungen folgten (neun Minuten). Eine Übung dauerte zwei bis drei Minuten, nach jeweils 30 Sekunden wurde eine Pause eingelegt oder das Bein gewechselt. Einbeinige Übungen, Übungen im Tandemstand und dynamische Übungen waren Teil des Gleichgewichtsprogramms. Zudem wurden Übungen mit gelöstem Swingboard durchgeführt, bei welchen das Swingboard ausgeglichen werden musste. Der Schwierigkeitsgrad war je nach Können der Probandin/des Probanden adaptierbar durch die Bedingungen, unter denen die Übungen absolviert wurden (mit oder ohne taktiler Unterstützungshilfe, Augen offen oder geschlossen, etc.). So wurde ein optimaler Trainingsreiz gewährleistet. Im Anschluss an das Gleichgewichtstraining wurde zwölf Minuten (1. - 2. Woche), respektive 18 Minuten (3. - 4. Woche) ein Ausdauertraining durchgeführt, das HIT-Charakteristiken aufwies (siehe Kapitel 1.2.3). In den ersten beiden Wochen wurden vier Ausdauerübungen (jeweils drei Minuten pro Übung) absolviert und in den letzten beiden Wochen beinhaltete das Ausdauertraining sechs Übungen (zwei Übungen wurden hinzugefügt für die letzten beiden Wochen). Die Übungen beanspruchten Muskelgruppen von Ober- wie auch Unterkörper. Armbewegungen wurden mit Hilfe der Tubes in das Ausdauertraining eingebaut. Der Ablauf jeder Ausdauerübung war identisch: zunächst erfolgte eine zweiminütige Dauerbelastung mit den Tubes. Die Probandinnen und Probanden wurden gebeten mit den Beinen auf den Bändern eine Laufbewegung auszuführen, gleichzeitig sollten sie mit den Tubes bestimmte Armbewegungen durchführen. Nach den zwei Minuten wurde 15 (Woche 1 und 3) oder 20 Sekunden (Woche 2 und 4) gesprintet. Beim Sprint durften die Tubes weggelassen werden, weil sich der Sprint mit den Tubes als koordinativ zu anspruchsvoll erwies. Eine tiefe Position wurde eingenommen und dann sollten die Probandinnen und Probanden so schnell wie möglich mit den Beinen eine Sprintbewegung ausführen. Die Arme wurden wenn möglich wie bei einem Laufsprint mitbewegt oder ansonsten ruhig nach vorne gehalten. Nach dem Sprint gab es eine aktive Erholungsphase, bei der lediglich gejoggt wurde (Laufbewegung ohne Tubes). Gleichgewichts- sowie Ausdauerübungen unterlagen einer wöchentlichen Steigerung. Die Gleichgewichtsübungen wurden mittels Veränderung der

Position/Bedingung, Übungersetzung oder durch das Entfernen der Friends immer schwieriger gestaltet. Die Steuerung der Gesamtdauer (resp. Übungserweiterung) oder Sprintdauer (15 oder 20 Sekunden) diene als Progression beim Ausdauertraining. Die vollständigen Trainingspläne sind im Anhang D zu finden.

2.4 Gleichgewichtstests

Für die Untersuchung der Gleichgewichtsfähigkeit wurden zwei unterschiedliche Messinstrumente gewählt. In den zwei folgenden Unterkapiteln werden diese vorgestellt und die Messmethodik erläutert.

2.4.1 Stabilometer

Die Messung der dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit erfolgte durch den Stabilometer (stability platform, Model 16030, Lafayette, IN, USA). Das Messgerät besteht aus einer Platte, welche in beide lateralen Richtungen kippbar ist (siehe Abb. 11). Die Drehachse befindet sich oberhalb der Platte, wodurch das Prinzip des Gerätes einem Pendel gleicht. Erfasst wurde die Zeit im Gleichgewicht mit einem Toleranzwinkel von \pm drei Grad und einer Abtastrate von 25 Hz. Die Platte wurde auf der niedrigsten Höhe (tiefster Schwierigkeitsgrad) fixiert, was für wenig sportliche Personen bereits eine grosse Herausforderung darstellt. Jede Probandin und jeder Proband absolvierte drei Durchgänge mit einer Dauer von 30 Sekunden. Die Instruktion lautete: „Versuche dich während 30 Sekunden in Balance zu halten, so dass die Platte horizontal bleibt.“ Bevor die Messungen durchgeführt wurden, durften sich die Probandinnen und Probanden an einer sich vor ihnen befindenden Halterung mit den Händen stabilisieren. Sobald die Halterung losgelassen wurde, startete der Testleiter die Messung.



Abb. 11: Stabilometer (stability platform, Model 16030, Lafayette, IN, USA).

Der Test mit dem Stabilometer kann nicht nur Auskunft über eine Veränderung der Gleichgewichtsfähigkeit nach der Intervention geben. Da die Bedingungen des Tests nicht identisch mit den Bedingungen bei dem Training mit dem SPT sind, kann durch die Resultate auch untersucht werden, ob die angeeigneten Gleichgewichtsfertigkeiten auf andere Gleichgewichtsaufgaben übertragbar sind.

2.4.2 Posturomed™

Die einbeinige Standstabilität wurde mittels Posturomed™ (Haider Bioswing, Pullenreuth, Germany) gemessen. Das Messgerät besteht aus einer quadratischen Platte, die an den vier Ecken an jeweils zwei Federn aufgehängt ist. Dadurch ist die Platte in alle Richtungen der Transversalebene beweglich (siehe Abb. 12). Die Probandinnen und Probanden wurden dazu aufgefordert, so ruhig wie möglich im Einbeinstand in der Mitte der Platte zu stehen. Die Hände wurden in der Hüfte abgestützt und das Standbein wurde leicht gebeugt. Der Blick führte gerade aus an die Wand. Ungültige Versuche beinhalteten diejenigen Versuche, bei denen sich die Probandinnen und Probanden festhielten, wenn sie mit dem freien Bein eine Unterstützung berührten oder während der Messung aufgrund Gleichgewichtsverlusts von der Platte stiegen. Die Testung wurde in zwei unterschiedlichen Bedingungen durchgeführt. Zunächst wurde der ungestörte einbeinige Stand auf der Platte mit dem linken und rechten Bein untersucht. Bei dieser Bedingung wurden drei Messwiederholungen von 20 Sekunden mit dem

rechten und linken Bein absolviert. Für die zweite Bedingung wurde die Platte auf der Seite mit einer Verschiebung aus der Mittelposition von ungefähr 25 Millimeter magnetisch fixiert (Keller et al., 2011). Dadurch konnte die posturale Kontrolle bei einer Störung des Gleichgewichts getestet werden. Es wurden drei Messwiederholungen von zehn Sekunden mit dem rechten und linken Bein erfasst. Die Probandinnen und Probanden stellten sich auf die Platte, so dass die Störung medio- lateral auf den Fuss einwirkte. Das Gerät zeichnete den Schwankungsweg in Zentimeter in die x- und y-Richtung der Transveralebene auf.



Abb. 12: Posturomed (Haider Bioswing, Pullenreuth, Germany) zur Erfassung der einbeinigen Standstabilität.

Boeer et al. (2010) haben die Reliabilität des Messverfahrens mit dem Posturomed™ untersucht. Ihre Erkenntnisse zeigten, dass sich der Posturomed™ für die Erfassung von Standverhalten und Gleichgewicht eignet und die Messwerte reliabel sind. Es wurde zwar ein geringer Lerneffekt gefunden, dieser ist jedoch unbedeutend. Boeer et al. (2010) konstatierten, dass durch eine standardisierte Messung und durch Ausschluss von Fehlversuchen eine zuverlässige Messung mittels Posturomed™ ermöglicht wird.

Der Posturomed™ stellt eine spezielle Form des Gleichgewichts dar, da die Platte bei einer Auslenkung aufgrund der Federung die Tendenz hat, sich wieder in die Ausgangsposition zu bewegen. Obwohl diese Bedingung auch bei den gefederten Bändern des SPT zutrifft, sind die Anforderungen beim Posturomed™ etwas verschieden. Während dieser Schwankungen in der Transversalebene (anterior-posteriore und medio-laterale Richtung) misst, finden die Schwankungen beim Gleichgewichtstraining auf den Bändern des SPT hauptsächlich in medio-lateraler und vertikaler Richtung statt. Zudem wurden einige Gleichgewichtsübungen später in der Intervention vorwiegend auf der Slackline des SPTs durchgeführt, wodurch der Unterschied zum Posturomed™ deutlicher wird (die Slackline hat keine Federung). Die Testung mittels Posturomed™ erfasst demnach nicht nur die posturale Kontrolle und die Standstabilität, sondern zeigt auch, ob die trainierten Gleichgewichtsfertigkeiten auf eine andere Gleichgewichtsaufgabe übertragen werden können.

2.5 Ausdauer-test

Die Ausdauerleistungsfähigkeit wurde mittels Maximaltest auf dem Laufband (StairMaster, USA) erfasst. Aus versicherungstechnischen Gründen durfte keine Laktatmessung durchgeführt werden. Deshalb beschränkte sich der Ausdauer-test auf eine Erfassung der maximalen Laufgeschwindigkeit sowie der Herzfrequenz (HF) bei einer maximalen Ausbelastung. Die Probandinnen und Probanden wurden informiert, dass es sich um einen Maximaltest handelt und sie deshalb bis zur vollständigen Erschöpfung laufen sollen. Vor dem Test wurden ebenfalls die Sicherheitsinstruktionen (Verhalten bei Abbruch) kommuniziert. Das Testprotokoll (Rampenprotokoll) richtete sich nach dem Manual von Swiss Olympic (Tschopp, 2001) und war vergleichbar mit dem Conconi-Testprotokoll. Beginnend bei 5.4 km/h wurde die Geschwindigkeit jede Minute um 0.6 km/h erhöht (siehe Abb. 13). Dies entspricht dem gleichen Muster wie im Conconi-Test, bei welchem 1.8 km/h alle drei Minuten erhöht wird.

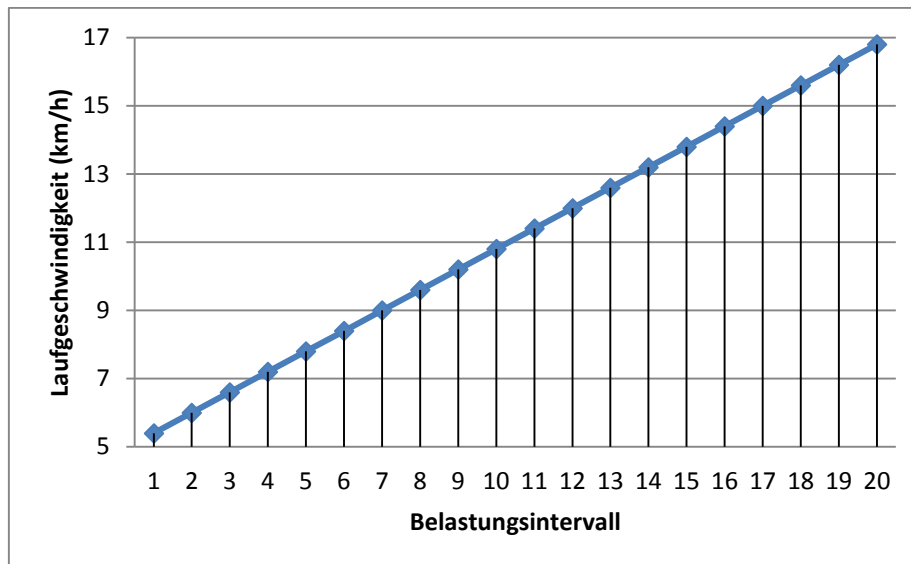


Abb. 13: Testprotokoll des maximalen Ausdauer-tests auf dem Laufband. Es handelt sich um ein Rampenprotokoll, d.h. die Intensität wird ohne Unterbruch stetig erhöht. Im hier verwendeten Protokoll betrug ein Belastungsintervall eine Minute. Pro Belastungsintervall steigerte sich die Laufgeschwindigkeit jeweils um 0.6 km/h.

Für die Validierung einer Stufe mussten 40 Sekunden (zwei Drittel der Stufe) auf dem entsprechenden Belastungsintervall gelaufen werden. Ermittelt wurden die Parameter HF (in Ruhe, nach jedem Belastungsintervall, nach Abbruch und in der ersten und zweiten Minute nach Abbruch) und maximal erreichte Laufgeschwindigkeit.

2.6 Datenanalyse und Statistik

Bei den Messungen des Gleichgewichts wurden bei den zwei Tests verschiedene Parameter erfasst. Beim Stabilometer wurde die Zeit gemessen, bei denen sich die Probandinnen und Probanden im Gleichgewicht befanden (\pm drei Grad). Die Messungen des Posturomeds™ ergaben einen Schwankweg in Zentimeter in die x- und y-Richtung der Transversalebene. Die Daten wurden in Volt erhoben und anschliessend in Zentimeter umgerechnet. Beide Wegsignale (x und y-Werte) wurden addiert, um einen Gesamtschwankweg zu erhalten. In die Auswertung wurde bei beiden Gleichgewichtstests jeweils der beste Versuch der drei Messwiederholungen einbezogen. Die maximale Laufgeschwindigkeit in km/h und die HF bei der Geschwindigkeit 7.2 km/h (submaximal) waren erhobene Parameter beim maximalen Ausdauer-test, welche in der Auswertung betrachtet wurden. Alle Werte sind als Mittelwerte mit dem Standardfehler angegeben.

Für sämtliche statistischen Tests wurde das Statistikprogramm SPSS verwendet. Zunächst wurden Varianzanalysen (ANOVA) mit den Faktoren „Zeit“ (prä zu post) und „Gruppe“ (Interventionsgruppe zu Kontrollgruppe) durchgeführt. Bei einem signifikanten Zeit * Gruppen-Effekt wurde anschliessend ein zweiseitiger T-Test mit Bonferroni- Korrektur erstellt. Das Signifikanzniveau wurde auf $p \leq 0.05$ gesetzt.

3 Resultate

3.1 Gleichgewicht

3.1.1 Stabilometer

Die ANOVA resultierte in einem signifikanten Unterschied über die Zeit ($F_{1;28} = 12.73$, $p = 0.001$), es gab jedoch keine signifikante Zeit * Gruppen-Interaktion ($F_{1;28} = 1.35$, $p = 0.26$). Vor der Intervention waren beide Gruppen ungefähr auf dem gleichen Leistungsstand (KG leicht schlechter). Die Zeit im Gleichgewicht (in Sekunden) konnte bei der IG vom Prä- zum Post-Test verbessert werden (prä: 12.88 ± 1.18 , post: 15.46 ± 1.27). Dies entspricht einer Zunahme von 2.58 Sekunden oder 19.99%. Die KG verzeichnete auch eine leichte Verbesserung (prä: 12.08 ± 1.22 , post: 13.39 ± 1.51), was eine Zunahme von 1.31 Sekunden oder 10.84% bedeutet. Zusammenfassend kann also das Fazit gezogen werden, dass die Trainingsintervention keinen Einfluss auf die Zeit im Gleichgewicht (\pm drei Grad) hatte. Abbildung 14 stellt die Resultate des Tests mittels Stabilometer dar.

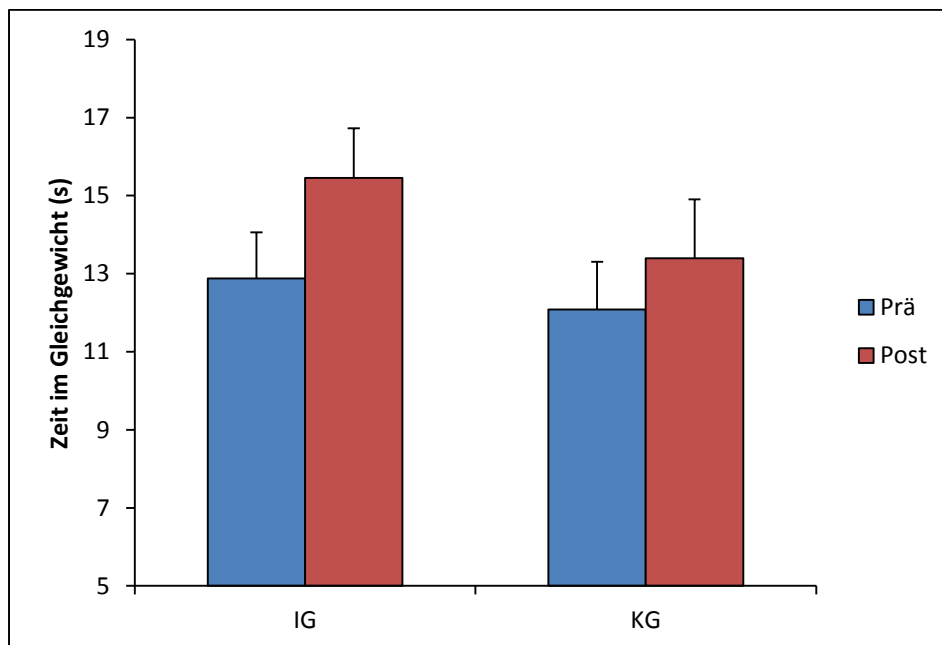


Abb. 14: Illustration der Zeit im Gleichgewicht in Sekunden (Mittelwerte und Standardfehler) beim Gleichgewichtstest mittels Stabilometer. Die ANOVA resultierte in einer nicht signifikanten Zeit * Gruppen-Interaktion ($F_{1;28} = 1.351$, $p = 0.255$). Beide Gruppen zeigen eine Verbesserung von Prä- zu Post-Test, die IG hat jedoch mit 19.99% die grössere Zunahme der Zeit im Gleichgewicht als die KG mit 10.84%.

3.1.2 Posturomed™

Die Testung des Gleichgewichts durch den Posturomed™ ergab einen signifikanten Zeit * Gruppen-Effekt ($F_{1;28} = 7.53$, $p = 0.01$). Beim rechten Bein verringerte die IG in der ungestörten Bedingung den Gesamtschwankungsweg vom Prä- zum Post-Test um 23.04 Zentimeter (prä: 48.54 ± 9.22 , post: 25.49 ± 5.05). Diese Reduktion in Prozent ausgedrückt beträgt 47.48%. Der T-Test ergab einen signifikanten Unterschied von den Prä- zu den Post- Test bei der Interventionsgruppe ($p = 0.02$). Die KG konnte keinen signifikanten Unterschied verzeichnen ($p = 0.13$, prä: 43.13 ± 8.24 , post: 30.08 ± 7.11 , Differenz: 13.05 Zentimeter, Veränderung: 30.26%) (siehe Abb. 15).

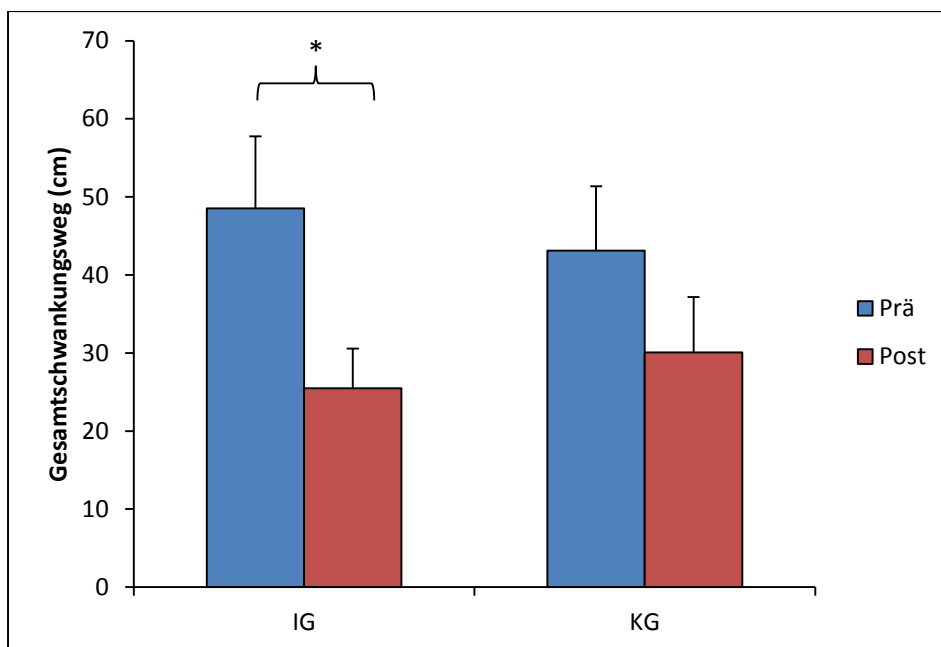


Abb. 15: Diese Abbildung zeigt den Gesamtschwankungsweg in Zentimeter (Mittelwerte und Standardfehler), welcher mit dem rechten Bein in der ungestörten Bedingung auf dem Posturomed™ vor und nach der Intervention gemessen wurde. * bedeutet $p < 0.05$.

Die IG verbesserte sich bei den Prä-Tests beim rechten Bein in der Bedingung mit Perturbation von 57.85 ± 7.16 Zentimeter auf 41.31 ± 6.05 Zentimeter. Dies entspricht einer Verringerung des Gesamtschwankungsweges von 16.54 Zentimeter oder 28.59%. Dieser Unterschied vom Prä- zum Post-Test bei der IG ist signifikant ($p = 0.03$). Die KG konnte keinen signifikanten Unterschied verzeichnen ($p = 1.72$, prä: 45.99 ± 5.11 , post: 46.99 ± 6.98 , Differenz: ein Zentimeter, Veränderung: 2.17%) (siehe Abb. 16).

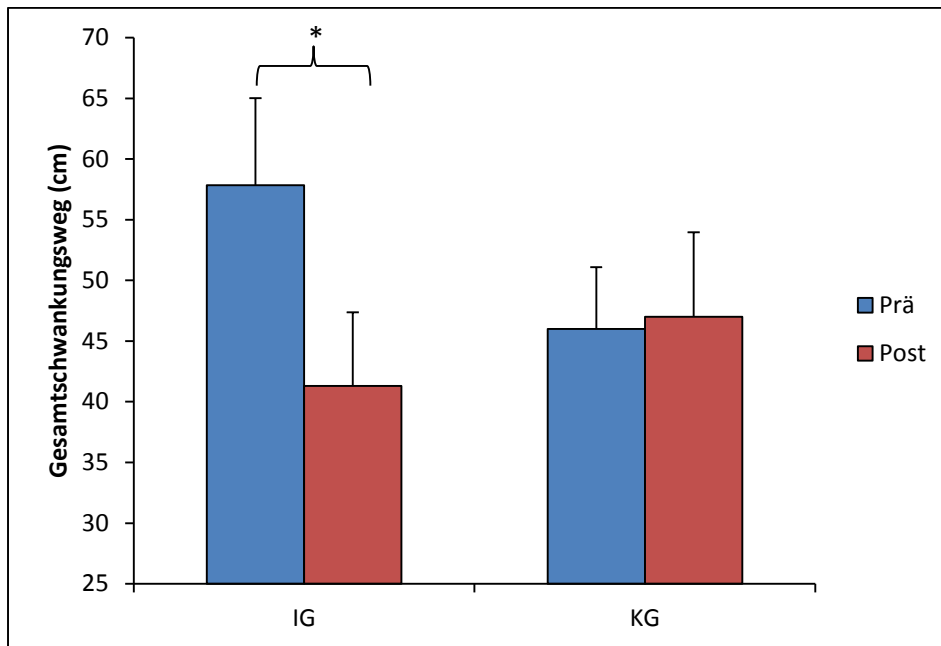


Abb. 16: Illustration des Gesamtschwankungsweg in Zentimeter (Mittelwerte und Standardfehler), welcher bei der Testung des rechten Beines in der Bedingung mit Perturbation auf dem Posturomed™ ermittelt wurde, im Prä- zu Post-Test-Vergleich. * bedeutet $p < 0.05$.

Eine Reduktion der Gesamtschwankung in Zentimeter konnte beim linken Bein in der ungestörten Bedingung bei der IG beobachtet werden (prä: 57.73 ± 11.88 post: 25.59 ± 5.63). Die Reduktion beträgt 32.15 Zentimeter oder 55.68%. Dieser Unterschied ist signifikant ($p = 0.04$). Bei der KG konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p = 1.59$, prä: 37.07 ± 7.17 , post: 35.32 ± 8.29 , Differenz: 1.75 Zentimeter, Veränderung: 4.73%). (siehe Abb. 17).

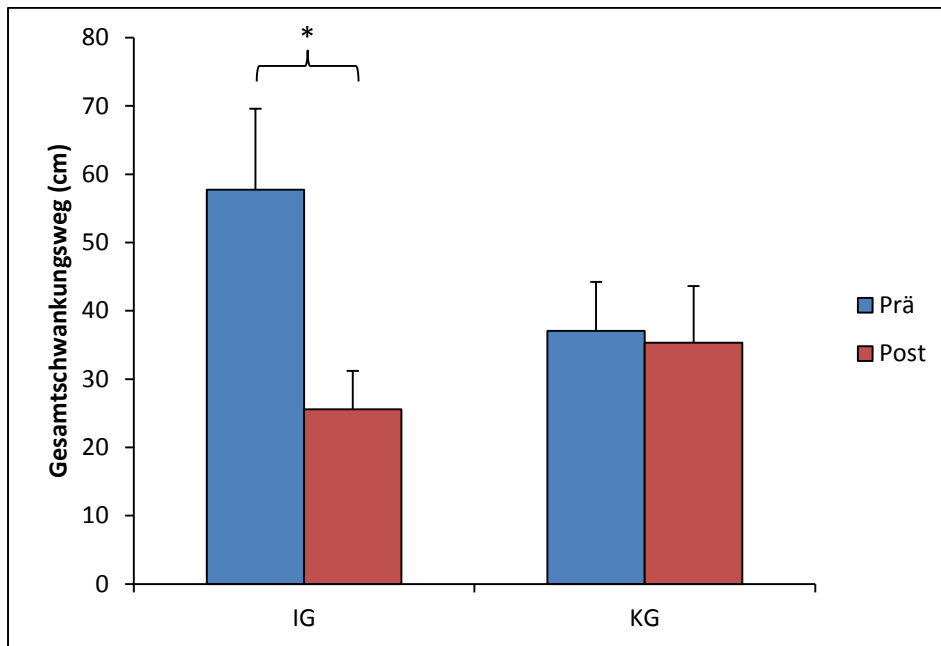


Abb. 17: Diese Abbildung zeigt den Gesamtschwankungsweg in Zentimeter (Mittelwerte und Standardfehler) bei der Testung des linken Beines in der ungestörten Bedingung auf dem Posturomed™ im Prä- und Post-Test-Vergleich. * bedeutet $p < 0.05$.

Die IG verringerte den Gesamtschwankungsweg vom Prä- zum Post-Test beim linken Bein in der Bedingung mit Perturbation um 12.93 Zentimeter (prä: 54.95 ± 5.58 , post: 42.01 ± 5.44). In Prozent entspricht diese Verbesserung 23.54%, ist jedoch nicht signifikant, sondern zeigt lediglich einen statistischen Trend zu einer Verbesserung ($p = 0.08$). Kein signifikanter Unterschied konnte bei der KG beobachtet werden ($p = 1.93$, prä: 55.09 ± 8.18 , post: 55.35 ± 7.59 , Differenz: 0.26 Zentimeter, Veränderung: 0.47%) (siehe Abb. 18).

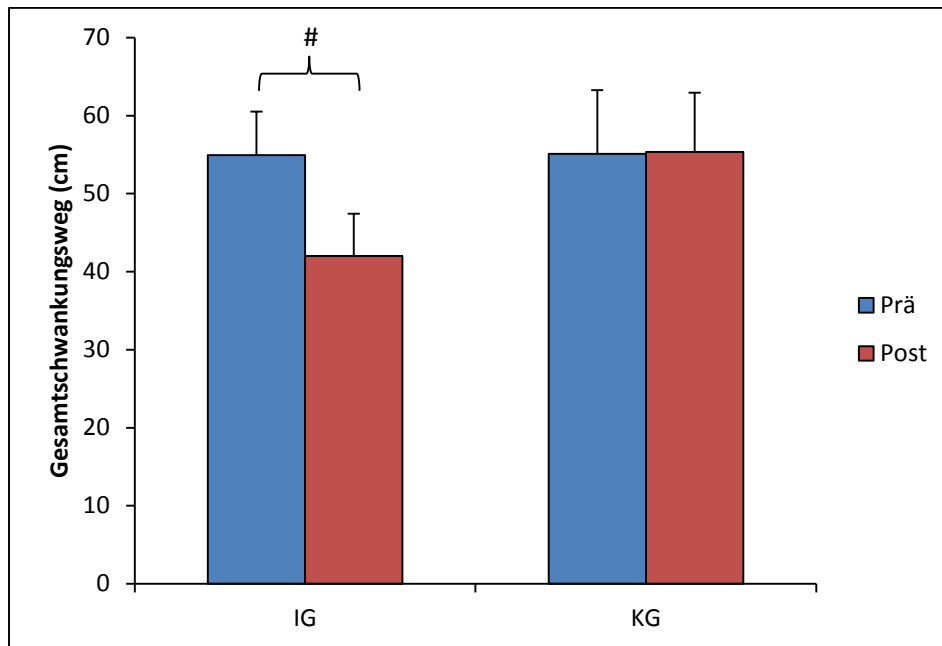


Abb. 18: Dargestellt ist der Gesamtschwankungsweg (Mittelwerte und Standardfehler), welcher bei der Testung des linken Beines in der Bedingung mit Perturbation auf dem Posturomed™ vor und nach der Intervention gemessen wurde. Die Resultate der IG wie auch der KG sind nicht signifikant. Die IG zeigt jedoch einen statistischen Trend zu einer Verbesserung. # bedeutet $p < 0.1$.

3.2 Ausdauer

Beim Ausdauertest unterschieden sich die beiden Gruppen signifikant über die Zeit ($F_{1;28} = 6.4$, $p = 0.02$). Eine Steigerung der maximalen Laufgeschwindigkeit von 12.36 ± 0.45 km/h auf 13.24 ± 0.43 km/h (Zunahme: 0.88 km/h) konnte bei der IG beobachtet werden. Diese hochsignifikante Zunahme der maximalen Laufgeschwindigkeit beträgt 7.12% ($p = 0.00005$). Die KG konnte keinen signifikanten Unterschied verzeichnen ($p = 0.54$, prä: 11.28 ± 0.5 , post: 11.52 ± 0.54 , Differenz: 0.24 km/h, Veränderung: 2.13%). Abbildung 19 stellt die Resultate des maximalen Ausdauertests dar.

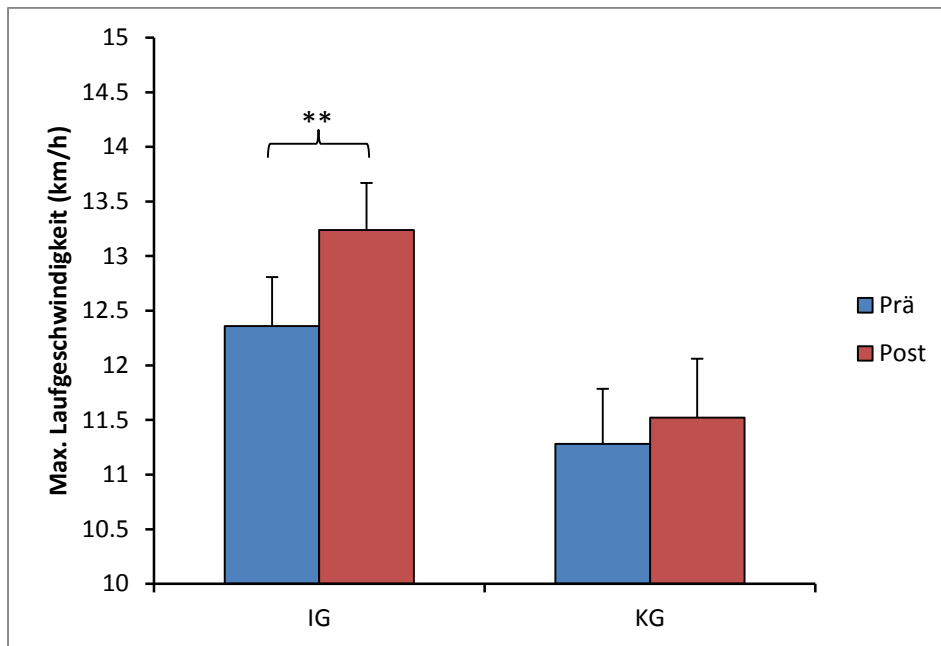


Abb. 19: Diese Abbildung illustriert die maximale Laufgeschwindigkeit (Mittelwerte und Standardfehler), welche im Prä- und Post-Test beim maximalen Ausdauer-Test auf dem Laufband erhoben wurde. ** bedeutet $p < 0.01$.

Die Analyse der HF-Werte bei der Geschwindigkeit 7.2 km/h resultierte in einer nicht signifikanten Zeit * Gruppen-Interaktion ($F_{1;28} = 1.52$, $p = 0.23$). Eine Reduktion der HF von 153.4 ± 4.49 Schläge pro Minute auf 144.33 ± 4.22 Schläge pro Minute erzielte die IG vom Prä- zum Post-Test (Reduktion: 9.07 Schläge pro Minute oder 5.9%). Die KG reduzierte ebenfalls die gemessene HF von 162.6 ± 4.81 Schläge pro Minute auf 158.07 ± 3.93 Schläge pro Minute. Die Reduktion beträgt 4.53 Schläge pro Minute oder 2.79% (siehe Abb. 20).

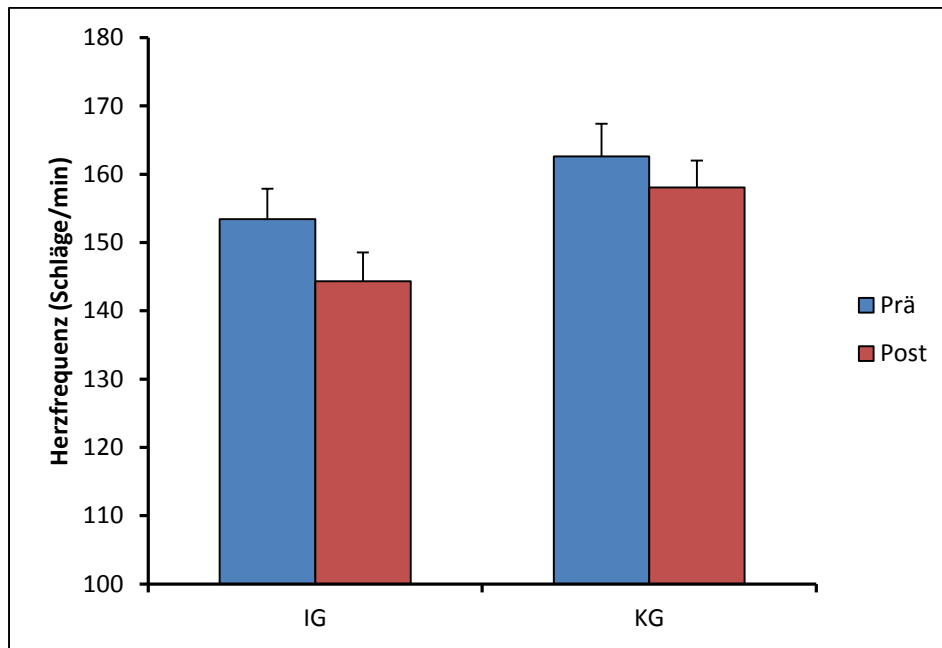


Abb. 20: Diese Abbildung zeigt die Anpassungen der Herzfrequenz (Mittelwerte und Standardfehler) vom Prä- zum Post-Test der beiden Gruppen.

4 Diskussion

Das Ziel dieser Studie war zu untersuchen, ob eine Trainingsintervention positive Effekte auf die beiden Fähigkeiten Gleichgewicht und Ausdauer hat. Die Resultate dieser Studie zeigen relativ deutlich, dass das Training mit dem SPT Verbesserungen der beiden Fähigkeiten Gleichgewicht sowie Ausdauer zur Folge hatte. Weil noch keine wissenschaftliche Studie über die Effekte von einem Training mit dem SPT gemacht wurde, sind diese positiven Resultate äusserst interessant. Der SPT erwies sich als geeignetes Gerät für ein vielseitiges und gelenkschonendes Training, bei dem sich Effekte auf die Gleichgewichts- und Ausdauerfähigkeit bereits nach vier Wochen zeigten. Der zeitliche Aufwand hielt sich in Grenzen, was in der heutigen, schnelllebigen Zeit von grosser Bedeutung ist. Trainingseinheiten sollten kurz und trotzdem effektiv sein, da nach Trost et al. (2002) der Zeitmangel als häufiger Grund für eine unzureichende und unregelmässige Aktivität angegeben wird. Diese positiven Eigenschaften (Zeiteffizienz und Vielseitigkeit) werden durch ein Training mit dem SPT erfüllt, weshalb dieses neue Fitnessgerät besonders geeignet ist, um den negativen Auswirkungen von Inaktivität entgegenzuwirken.

4.1 Effekte eines Trainings mit dem SPT auf die Zeit im Gleichgewicht

Bei den Messungen mit dem Stabilometer konnte die IG die Zeit im Gleichgewicht mehr erhöhen als die KG. Die Gruppen unterschieden sich jedoch nicht über die Zeit (keinen Zeit * Gruppen-Effekt). Der Stabilometer ist ein schwieriges Gleichgewichtsgerät, die Anforderungen waren wahrscheinlich (trotz der Einstellung der niedrigsten Schwierigkeitsstufe) zu gross, damit sich Effekte der Intervention bei den wenig sportlich aktiven Probandinnen und Probanden bemerkbar machen konnten. Während der Intervention konnte bei der Übung mit dem gelösten Swingboard, welche eine ähnliche Aufgabe wie beim Stabilometer darstellt, Schwierigkeiten beobachtet werden. Lediglich mit den Friends waren die meisten Probandinnen und Probanden in der Lage, ohne sich taktil zu unterstützen, das Swingboard auszugleichen. In den Trainingseinheiten, bei denen die Übung ohne Friends durchgeführt wurde, suchten alle Probandinnen und Probanden vermehrt die Unterstützung bei der Seitenstange des SPTs. Diese Reize reichten vermutlich nicht aus, damit signifikante Unterschiede nachgewiesen werden konnten. Eine andere Erklärung für die nicht signifikanten Resultate könnten die verschiedenen

mechanischen Bedingungen des Stabilometers gegenüber dem Swingboard des SPTs sein:

- Die Drehachse des Stabilometers befand sich oberhalb der Platte, die ausgeglichen werden musste. Dadurch lässt sich der Stabilometer mit einem Pendel vergleichen. Andererseits verläuft die Drehachse beim SPT in der Längsrichtung durch die Mitte des Swingboards.
- Die Bänder des SPT sind gefedert und elastisch, d.h. sie geben dem Gewicht der Probandin/des Probanden nach. Dadurch reagierte das gelöste Swingboard beim Ausgleichen etwas verzögert. Der Stabilometer besteht aus einer festen Holzplatte, bei der sich Ausgleichsbewegungen sofort bemerkbar machen.

Die Studie von Taubert et al. (2010) konnte in einer sechswöchigen Trainingsintervention signifikante Verbesserungen der Gleichgewichtsfähigkeit auf dem Stabilometer nachweisen. Das Training in dieser Studie fand jedoch auch auf dem Stabilometer statt, wodurch die Probandinnen und Probanden dieser Studie das trainierten, worin sie getestet wurden. Die Probandinnen und Probanden der IG waren in der hier aufgeführten Studie in Bezug auf die Bedingungen des SPTs trainiert (Ausgleichen des Swingboards). Das hat vermutlich eine Übertragung auf die Anforderungen beim Stabilometer gestört. Da die KG ebenso eine Verbesserung vom Prä- zum Post-Test von 10.84% hatte, könnte auch ein Lerneffekt angenommen werden. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass der Stabilometer als Gleichgewichtstest für die Probandinnen und Probanden wahrscheinlich zu wenig Bezug zur Übung im Training hatte.

4.2 Effekte eines Trainings mit dem SPT auf den Schwankungsweg

Positive Resultate wurden bei der Testung mittels Posturomed™ beobachtet. Die beiden Gruppen IG und KG verzeichneten einen signifikanten Unterschied über die Zeit ($p < 0.05$). Lediglich beim T-Test in der Bedingung mit Perturbation beim linken Bein wurde bei der IG keine signifikante Verbesserung gefunden. Trotzdem ist bei diesem Resultat der statistische Trend zur Verbesserung bei der IG klar ersichtlich ($p < 0.1$), während die KG keinen signifikanten Unterschied hatte. In allen anderen Bedingungen zeigte die IG eine signifikante Verbesserung, während die KG keinen signifikanten Unterschied verzeichnen konnte. Da das Gleichgewichtstraining in

dieser Studie auch Übungen auf der Slackline beinhaltete, kann ein Vergleich zu der Untersuchung von Keller et al. (2011) hergestellt werden. Sie untersuchten die Gleichgewichtsanpassungen nach einem vierwöchigen Slacklinetraining und testeten die Probanden unter anderem mit dem Posturomed™. Damit wollten sie prüfen, ob sich die Verbesserungen des Gleichgewichts durch das Slacklinetraining auch auf den Posturomed™ übertragen lassen. Ihre Studie resultierte in einer signifikanten Verbesserung der Schwankungswege in medio-lateraler Richtung bei der IG, während bei der KG keine signifikanten Unterschiede gefunden werden konnten. Die Resultate von Keller et al. (2011) deuten auf einen Transfer der angeeigneten Fertigkeiten auf eine andere Gleichgewichtsaufgabe (Posturomed™) hin. Auch bei klassischen Gleichgewichtstrainings konnte ein solcher Transfer von Gleichgewichtsfertigkeiten beobachtet werden (Granacher et al., 2006; Taube et al., 2007b) und sogar bei einem Inline-Training (Taube, 2010). Aufgrund der nicht ganz gleichen Bedingungen beim Posturomed™ und bei den Gleichgewichtsübungen mit dem SPT, kann ebenso bei den in dieser Studie gefundenen Resultate angenommen werden, dass das verbesserte Gleichgewicht auch auf andere Gleichgewichtsaufgaben (Posturomed™) übertragen werden konnte. Zusammenfassend verdeutlichen die Resultate der Testung mittels Posturomed™, dass das Training mit dem SPT mehrheitlich signifikante Effekte auf die Gleichgewichtsfähigkeit hatte. Beim Resultat, welches nicht signifikant war (linkes Bein mit Perturbation), kann dagegen einen deutlichen Trend zu einer Verbesserung bei der IG beobachtet werden, während die KG eine gleichbleibende Leistung hatte (siehe Abb. 18). Zusätzlich konnten die erworbenen Fertigkeiten auch bei anderen Gleichgewichtsanforderungen angewendet werden, was eine hohe Praxisrelevanz hat. Weil ein gutes Gleichgewicht auch wichtig ist für die Prävention von Stürzen bei älteren Menschen (Granacher, Muehlbauer, Gollhofer, et al., 2011) und die hier erfassten Resultate eine verbesserte Gleichgewichtsfähigkeit zeigten, kann der SPT vermutlich einen Beitrag für die Unfallprävention von Stürzen leisten. Die Hypothese dieser Masterarbeit kann in Anbetracht der mehrheitlich positiven Resultate bei den Gleichgewichtstests angenommen werden.

4.3 Effekte eines Trainings mit dem SPT auf die Laufgeschwindigkeit

Wie aus den Resultaten ersichtlich ist, steigerte die IG die Laufgeschwindigkeit vom Prä- zum Post-Test hochsignifikant, während bei der KG kein signifikanter

Unterschied zu beobachten war. Weil zum ersten Mal eine Studie zu den Effekten eines Trainings mit dem SPT durchgeführt wurde, stellt sich die entscheidende Frage, wie relevant diese Resultate für die Praxis sind. Schon seit längerer Zeit wurde erkannt, dass die maximale Laufgeschwindigkeit als Parameter dienen kann, um die Laufleistung bei Ausdauerathleten vorausszusagen (Noakes, Myburgh & Schall, 1990; Scott & Houmard, 1994). In einer Studie von McLaughlin et al. (2010) wurde beobachtet, dass die maximale Laufgeschwindigkeit mit den gleichen Variablen im Zusammenhang steht, die die Geschwindigkeit bei der VO_{2max} bestimmen. Die Studie wurde anhand eines 16 km-Laufs an trainierten Personen getestet. Als Erweiterung dieses Wissens suchten Machado et al. (2013) bei trainierten Personen das beste Testdesign für Ausdauertests, die die maximale Laufgeschwindigkeit ermitteln. Die grösste Korrelation fanden Machado et al. (2013) zwar bei einer Stufendauer von drei Minuten, die Korrelation bei einer Stufendauer von einer Minute (wie in dieser Studie beim Ausdauer-test angewendet) betrug 0.88 (beim 5 km-Lauf) und 0.83 (beim 10 km-Lauf), was auch ein beachtendes Resultat bedeutet. Zusätzlich wird für diese Art von Messung kein spezielles Material benötigt (wie zum Beispiel für einen Laktat-test) und die Messungen sind nicht-invasiv (Machado et al., 2013). Eine Laktatmessung hätte die Resultate allerdings noch komplettiert und in metabolischer Hinsicht untermauert. Zusammengefasst kann gesagt werden, dass die IG durch das Training mit dem SPT eine Steigerung der Ausdauerleistungsfähigkeit erzielen konnte. Personen, die einen bestimmten Lauf anstreben (zum Beispiel ein 5 km-Lauf), können ihre Leistung durch ein Training mit dem SPT verbessern, da anhand dieser Studie eine signifikante Steigerung der Laufgeschwindigkeit gezeigt wurde. Zudem hat die gesteigerte Ausdauerfähigkeit eine wichtige Bedeutung für die Gesundheit. Da eine kardiovaskuläre Leistungsfähigkeit als gesundheitsbezogene Aktivität zur Primär- und Sekundärprävention von nicht übertragbaren chronischen Krankheiten beiträgt (ACSM, 2009; Warburton et al., 2006), kann anhand dieser Studie gezeigt werden, dass der SPT für die Prävention eine äusserst nützliche Unterstützung darstellt. Die Hypothese dieser Masterarbeit kann demnach auch in Bezug auf die Ausdauerfähigkeit angenommen werden.

4.4 Effekte eines Trainings mit dem SPT auf die Herzfrequenz

Nach Borresen und Lambert (2008) besteht Einigkeit in der Literatur, dass die HF in Ruhe sowie die submaximale HF nach einem Ausdauertraining sinken. Änderungen der maximalen HF nach einem Ausdauertraining sind hingegen noch nicht klar belegt (Borresen & Lambert, 2008). Deswegen wurde die submaximale HF bei der Laufgeschwindigkeit 7.2 km/h in die Auswertung einbezogen. Im Vergleich zur Laufgeschwindigkeit, konnten bei der Analyse der HF weniger deutliche Resultate gefunden werden. Die IG reduzierte die HF um 9.1 Schläge pro Minute und die KG lediglich um 4.5 Schläge pro Minute. Die beiden Gruppen unterschieden sich jedoch nicht über die Zeit (nicht signifikanter Zeit * Gruppen-Effekt). Als Erklärung für diese Resultate könnte die Tatsache sein, dass die HF in Ruhe und unter Belastung aufgrund vieler Einflussfaktoren variieren kann (Kenney et al., 2012). Die submaximale HF kann durch verschiedene Umweltfaktoren (zum Beispiel Hitze/Luftfeuchtigkeit), Ernährungsfaktoren (zum Beispiel Koffeinkonsum, Zeit seit der letzten Mahlzeit) und Verhaltensfaktoren (zum Beispiel Angst, Rauchen, vorhergehende Aktivitäten) beeinflusst werden (ACSM, 2009). Die Verhaltens- und Ernährungsfaktoren der Probandinnen und Probanden wurden nicht kontrolliert. Dadurch sind die Ergebnisse in Bezug auf die HF zu wenig verlässlich. Die vielen Einflussfaktoren der submaximalen HF können vermutlich auch erklären, weshalb die KG ebenfalls eine Reduktion der HF erzielte. Hierzu kann noch angefügt werden, dass die Nervosität beim Post-Test wahrscheinlich nicht so hoch war wie beim Prä-Test, weil die Probandinnen und Probanden wussten, was sie bei diesem Test erwartet. Zusätzlich ist bei der Erfassung der HF mit Pulsuhren mit einer Abweichungen vom realen Wert zu rechnen, denn eine exakte Messung der HF wird nur mittels Elektrokardiogramm (EKG) gewährleistet. Die Studie von Terbizan, Dolezal und Albano (2002) berichtete von Abweichungen bei kommerziellen Pulsuhren von über fünf Schlägen pro Minute bei einer Geschwindigkeit von ungefähr 9.7 km/h (im Vergleich zu EKG-Messungen). Wenn die Resultate der hier erläuterten Studie allerdings in Kombination mit der maximalen Laufgeschwindigkeit betrachtet werden, können durchaus positivere Rückschlüsse gezogen werden. Die IG verbesserte sich um ungefähr neun Schläge pro Minute und die maximale Laufgeschwindigkeit konnte signifikant gesteigert werden. Die KG hingegen reduzierte die HF lediglich um 4.5 Schläge pro Minute und konnte bei der maximalen Laufgeschwindigkeit keinen signifikanten Unterschied aufweisen. Zusammenfassend kann konstatiert werden,

dass eine alleinige Betrachtung der HF bei 7.2 km/h aufgrund der vielen möglichen Einflussfaktoren nicht zur Beurteilung der Anpassungen der Ausdauerleistungsfähigkeit nach dem Training mit dem SPT herangezogen werden kann.

4.5 Limitationen

Eine Limitation des Studiendesigns ist, dass die Probanden nicht randomisiert in die IG oder KG eingeteilt wurden. Allerdings waren die Gruppen hinsichtlich Alter, Gewicht und Trainingszustand fast identisch. Darüber hinaus könnte das Ausbleiben eines Laktattests als Limitation der Studie gesehen werden, dieser hätte vermutlich tiefere Einblicke in die Trainingsanpassungen der Ausdauerleistungsfähigkeit gewährleistet. Die äusserst guten Adaptionen des hier erhobenen Parameters beim Ausdauerterst (maximale Laufgeschwindigkeit) unterstützen jedoch die Aussagekraft dieser Studie in Bezug auf die Ausdauerfähigkeit. Der in dieser Studie angewendete Ausdauerterst hatte zudem die Vorteile, dass er ohne spezielle Materialien durchgeführt werden konnte und im Gegensatz zu einem Laktattest nicht-invasiv war.

5 Schlussfolgerung

Gesamthaft wurde anhand dieser Masterarbeit gezeigt, dass ein Training mit dem SPT positive Effekte auf die Gleichgewichts- und Ausdauerfähigkeit hat. Die Erwartungen wurden grösstenteils erfüllt und die im Rahmen dieser Arbeit erstellte Hypothese wurde angenommen. Die Studie konnte äusserst positive Resultate erzielen. Dadurch, dass sich die Effekte schnell zeigen (innerhalb von vier Wochen) und sich der zeitliche Aufwand in Grenzen hält, bekommt der SPT eine bedeutende Rolle in der heutigen, schnelllebigen Zeit. Ein Training mit dem SPT kann für eine Vielzahl verschiedener Ziel- und Altersgruppen herangezogen werden, die ihre Aktivität steigern wollen, und dafür wenig Zeit in Anspruch nehmen wollen. Das Gerät eignet sich für das Training der beiden Fähigkeiten Gleichgewicht und Ausdauer und stellt ein äusserst nützliches Utensil dar für die Steigerung der Aktivität auf eine gelenkschonende und vielfältige Art und Weise. Dadurch kann der SPT den negativen Auswirkungen der Inaktivität entgegenwirken.

Dank

Die Autorin möchte sich bei Prof. Dr. Wolfgang Taube für die Unterstützung und kompetente Beratung während der Masterarbeit bedanken. Ebenfalls an Herrn Martin Keller möchte ein Dank ausgesprochen werden für seinen hervorragenden Support während der Studie und für seine Geduld bei den vielen Fragen. Eine unentbehrliche Hilfe bei der Trainingsentwicklung für die Intervention stellte Jan Urfer, Mitinhaber der Firma Sport-Point GmbH, dar. Mit grosser Dankbarkeit wendet sich die Autorin zudem an alle Probandinnen und Probanden, die sich bereit erklärt hatten, an der Studie teilzunehmen und ihre wertvolle Zeit für die Interventionsstudie herzugeben. Nicht zu vergessen sind die beiden Laborassistenten Erik Reichelt und Christoph Mayer, welche eine grosse Unterstützung während den Tests und Trainings darstellten und sich bei kurzfristigen Änderungen immer äusserst flexibel zeigten. Auch an Sarah Kershaw, Autorin der zweiten Masterarbeit, die im Rahmen dieser Studie stattfand, möchte ein Dank ausgesprochen werden für die gute Zusammenarbeit. Ihre Unterstützung, physisch sowie psychisch, wäre in den unterschiedlichen Phasen der Studie und während der Verschriftlichung der Arbeit nicht wegzudenken gewesen. Zu guter Letzt möchte sich die Autorin bei ihrer Familie und ihrem Partner für die Geduld, die sie ihr in dieser Zeit entgegenbrachten, bedanken.

Literaturverzeichnis

- ACSM. (2009). *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription* (eight ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Bartlett, J. D., Close, G. L., MacLaren, D. P., Gregson, W., Drust, B. & Morton, J. P. (2011). High-intensity interval running is perceived to be more enjoyable than moderate-intensity continuous exercise: implications for exercise adherence. *J Sports Sci*, 29(6), 547-553. doi: 10.1080/02640414.2010.545427
- Bundesamt für Sport BASPO, Bundesamt für Gesundheit BAG, Gesundheitsförderung Schweiz, bfu - Beratungsstelle für Unfallverhütung, Suva, Netzwerk Gesundheit und Bewegung Schweiz. (2013). *Gesundheitswirksame Bewegung*. Magglingen: BASPO.
- Beck, S., Taube, W., Gruber, M., Amtage, F., Gollhofer, A. & Schubert, M. (2007). Task-specific changes in motor evoked potentials of lower limb muscles after different training interventions. *Brain Res*, 1179, 51-60. doi: 10.1016/j.brainres.2007.08.048
- Blair, S. N., Sallis, R. E., Hutber, A. & Archer, E. (2012). Exercise therapy - the public health message. *Scand J Med Sci Sports*, 22(4), e24-28. doi: 10.1111/j.1600-0838.2012.01462.x
- Bloem, B. R., Hausdorff, J. M., Visser, J. E. & Giladi, N. (2004). Falls and freezing of gait in Parkinson's disease: a review of two interconnected, episodic phenomena. *Mov Disord*, 19(8), 871-884. doi: 10.1002/mds.20115
- Boeer, J., Mueller, O., Krauss, I., Haupt, G. & Horstmann, T. (2010). Zuverlässigkeitsprüfung eines Messverfahrens zur Charakterisierung des Standverhaltens und Quantifizierung des Balancevermögens auf einer instabilen Plattform (Posturomed). *Sportverletzung Sportschaden*, 24(1), 40.
- Borresen, J. & Lambert, M. I. (2008). Autonomic control of heart rate during and after exercise : measurements and implications for monitoring training status. *Sports Med*, 38(8), 633-646.
- Burgomaster, K. A., Howarth, K. R., Phillips, S. M., Rakobowchuk, M., Macdonald, M. J., McGee, S. L. & Gibala, M. J. (2008). Similar metabolic adaptations during exercise after low volume sprint interval and traditional endurance training in humans. *J Physiol*, 586(1), 151-160. doi: 10.1113/jphysiol.2007.142109
- Donath, L., Roth, R., Rueegge, A., Groppa, M., Zahner, L. & Faude, O. (2013). Effects of slackline training on balance, jump performance & muscle activity in young children. *Int J Sports Med*, 34(12), 1093-1098. doi: 10.1055/s-0033-1337949
- Egan, B., Carson, B. P., Garcia-Roves, P. M., Chibalin, A. V., Sarsfield, F. M., Barron, N., . . . O'Gorman, D. J. (2010). Exercise intensity-dependent regulation of peroxisome proliferator-activated receptor coactivator-1 mRNA abundance is associated with differential activation of upstream signalling kinases in human skeletal muscle. *J Physiol*, 588(Pt 10), 1779-1790. doi: 10.1113/jphysiol.2010.188011
- Ferreira, M. L., Sherrington, C., Smith, K., Carswell, P., Bell, R., Bell, M., . . . Vardon, P. (2012). Physical activity improves strength, balance and endurance in adults aged 40-65 years: a systematic review. *J Physiother*, 58(3), 145-156. doi: 10.1016/s1836-9553(12)70105-4
- Freeman, M. A., Dean, M. R. & Hanham, I. W. (1965). The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg Br*, 47(4), 678-685.

- Gibala, M. J., Little, J. P., Macdonald, M. J. & Hawley, J. A. (2012). Physiological adaptations to low-volume, high-intensity interval training in health and disease. *J Physiol*, 590(Pt 5), 1077-1084. doi: 10.1113/jphysiol.2011.224725
- Gibala, M. J. & McGee, S. L. (2008). Metabolic adaptations to short-term high-intensity interval training: a little pain for a lot of gain? *Exerc Sport Sci Rev*, 36(2), 58-63. doi: 10.1097/JES.0b013e318168ec1f
- Granacher, U., Gollhofer, A. & Strass, D. (2006). Training induced adaptations in characteristics of postural reflexes in elderly men. *Gait Posture*, 24(4), 459-466. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.12.007
- Granacher, U., Muehlbauer, T., Gollhofer, A., Kressig, R. W. & Zahner, L. (2011). An intergenerational approach in the promotion of balance and strength for fall prevention - a mini-review. *Gerontology*, 57(4), 304-315. doi: 10.1159/000320250
- Granacher, U., Muehlbauer, T., Maestrini, L., Zahner, L. & Gollhofer, A. (2011). Can balance training promote balance and strength in prepubertal children? *J Strength Cond Res*, 25(6), 1759-1766. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181da7886
- Gruber, M. & Gollhofer, A. (2004). Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *Eur J Appl Physiol*, 92(1-2), 98-105. doi: 10.1007/s00421-004-1080-y
- Gruber, M., Gruber, S. B., Taube, W., Schubert, M., Beck, S. C. & Gollhofer, A. (2007). Differential effects of ballistic versus sensorimotor training on rate of force development and neural activation in humans. *J Strength Cond Res*, 21(1), 274-282. doi: 10.1519/r-20085.1
- Haskell, W. L. (1994). J.B. Wolfe Memorial Lecture. Health consequences of physical activity: understanding and challenges regarding dose-response. *Med Sci Sports Exerc*, 26(6), 649-660.
- Helgerud, J., Hoydal, K., Wang, E., Karlsen, T., Berg, P., Bjerkaas, M., . . . Hoff, J. (2007). Aerobic high-intensity intervals improve VO₂max more than moderate training. *Med Sci Sports Exerc*, 39(4), 665-671. doi: 10.1249/mss.0b013e3180304570
- Jacobs, J. V. & Horak, F. B. (2007). Cortical control of postural responses. *J Neural Transm*, 114(10), 1339-1348. doi: 10.1007/s00702-007-0657-0
- Jacobs, R. A., Fluck, D., Bonne, T. C., Burgi, S., Christensen, P. M., Toigo, M. & Lundby, C. (2013). Improvements in exercise performance with high-intensity interval training coincide with an increase in skeletal muscle mitochondrial content and function. *J Appl Physiol* (1985), 115(6), 785-793. doi: 10.1152/jappphysiol.00445.2013
- Keller, M., Pfusterschmied, J., Buchecker, M., Muller, E. & Taube, W. (2011). Improved postural control after slackline training is accompanied by reduced H-reflexes. *Scand J Med Sci Sports*, 22(4), 471-477. doi: 10.1111/j.1600-0838.2010.01268.x
- Kenney, W. L., Wilmore, J. H. & Costill, D. L. (2012). *Physiology of Sport and Exercise* (Fifth Edition ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Knight, J. A. (2012). Physical inactivity: associated diseases and disorders. *Ann Clin Lab Sci*, 42(3), 320-337.
- Little, J. P., Safdar, A., Bishop, D., Tarnopolsky, M. A. & Gibala, M. J. (2011). An acute bout of high-intensity interval training increases the nuclear abundance of PGC-1 α and activates mitochondrial biogenesis in human skeletal muscle. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*, 300(6), R1303-1310. doi: 10.1152/ajpregu.00538.2010

- Little, J. P., Safdar, A., Cermak, N., Tarnopolsky, M. A. & Gibala, M. J. (2010). Acute endurance exercise increases the nuclear abundance of PGC-1alpha in trained human skeletal muscle. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*, 298(4), R912-917. doi: 10.1152/ajpregu.00409.2009
- Machado, F. A., Kravchychyn, A. C., Peserico, C. S., da Silva, D. F. & Mezzaroba, P. V. (2013). Incremental test design, peak 'aerobic' running speed and endurance performance in runners. *J Sci Med Sport*, 16(6), 577-582. doi: 10.1016/j.jsams.2012.12.009
- McLaughlin, J. E., Howley, E. T., Bassett, D. R., Jr., Thompson, D. L. & Fitzhugh, E. C. (2010). Test of the classic model for predicting endurance running performance. *Med Sci Sports Exerc*, 42(5), 991-997. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181c0669d
- Meyer, P., Kayser, B., Kossovsky, M. P., Sigaud, P., Carballo, D., Keller, P. F., . . . Mach, F. (2010). Stairs instead of elevators at workplace: cardioprotective effects of a pragmatic intervention. *Eur J Cardiovasc Prev Rehabil*, 17(5), 569-575. doi: 10.1097/HJR.0b013e328338a4dd
- Nashner, L. M. (1976). Adapting reflexes controlling the human posture. *Exp Brain Res*, 26(1), 59-72.
- Noakes, T. D., Myburgh, K. H. & Schall, R. (1990). Peak treadmill running velocity during the VO2 max test predicts running performance. *J Sports Sci*, 8(1), 35-45. doi: 10.1080/02640419008732129
- Puttemans, V., Wenderoth, N. & Swinnen, S. P. (2005). Changes in brain activation during the acquisition of a multifrequency bimanual coordination task: from the cognitive stage to advanced levels of automaticity. *J Neurosci*, 25(17), 4270-4278. doi: 10.1523/jneurosci.3866-04.2005
- Riach, C. L. & Hayes, K. C. (1987). Maturation of postural sway in young children. *Dev Med Child Neurol*, 29(5), 650-658.
- Rivera-Brown, A. M. & Frontera, W. R. (2012). Principles of Exercise Physiology: Responses to Acute Exercise and Long-term Adaptations to Training. *PM&R*, 4(11), 797-804. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2012.10.007>
- Rogers, M. E., Page, P. & Takeshima, N. (2013). Balance training for the older athlete. *Int J Sports Phys Ther*, 8(4), 517-530.
- Schubert, M., Beck, S., Taube, W., Amtage, F., Faist, M. & Gruber, M. (2008). Balance training and ballistic strength training are associated with task-specific corticospinal adaptations. *Eur J Neurosci*, 27(8), 2007-2018. doi: 10.1111/j.1460-9568.2008.06186.x
- Scott, B. K. & Houmard, J. A. (1994). Peak running velocity is highly related to distance running performance. *Int J Sports Med*, 15(8), 504-507. doi: 10.1055/s-2007-1021095
- Seiler, S. (2010). What is best practice for training intensity and duration distribution in endurance athletes? *Int J Sports Physiol Perform*, 5(3), 276-291.
- Taube, W. (2010). Einfluss eines Inline-Trainings auf die Gleichgewichtsfähigkeit älterer Personen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 61(2), 45.
- Taube, W. (2013). Gleichgewicht und Gleichgewichtstraining. Vorlesung Bewegungswissenschaften FS13. Universität Freiburg, Schweiz.
- Taube, W., Gruber, M., Beck, S., Faist, M., Gollhofer, A. & Schubert, M. (2007b). Cortical and spinal adaptations induced by balance training: correlation between stance stability and corticospinal activation. *Acta Physiol (Oxf)*, 189(4), 347-358. doi: 10.1111/j.1365-201X.2007.01665.x

- Taube, W., Gruber, M. & Gollhofer, A. (2008). Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiol (Oxf)*, 193(2), 101-116. doi: 10.1111/j.1748-1716.2008.01850.x
- Taube, W., Kullmann, N., Leukel, C., Kurz, O., Amtage, F. & Gollhofer, A. (2007a). Differential reflex adaptations following sensorimotor and strength training in young elite athletes. *Int J Sports Med*, 28(12), 999-1005. doi: 10.1055/s-2007-964996
- Taube, W., Schubert, M., Gruber, M., Beck, S., Faist, M. & Gollhofer, A. (2006). Direct corticospinal pathways contribute to neuromuscular control of perturbed stance. *J Appl Physiol* (1985), 101(2), 420-429. doi: 10.1152/japplphysiol.01447.2005
- Taubert, M., Draganski, B., Anwander, A., Müller, K., Horstmann, A., Villringer, A. & Ragert, P. (2010). Dynamic properties of human brain structure: learning-related changes in cortical areas and associated fiber connections. *J Neurosci*, 30(35), 11670-11677. doi: 10.1523/jneurosci.2567-10.2010
- Taubert, M., Lohmann, G., Margulies, D. S., Villringer, A. & Ragert, P. (2011). Long-term effects of motor training on resting-state networks and underlying brain structure. *Neuroimage*, 57(4), 1492-1498. doi: 10.1016/j.neuroimage.2011.05.078
- Terbizan, D. J., Dolezal, B. A. & Albano, C. (2002). Validity of Seven Commercially Available Heart Rate Monitors. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 6(4), 243-247. doi: 10.1207/S15327841MPEE0604_3
- Tokuno, C. D., Taube, W. & Cresswell, A. G. (2009). An enhanced level of motor cortical excitability during the control of human standing. *Acta Physiol (Oxf)*, 195(3), 385-395. doi: 10.1111/j.1748-1716.2008.01898.x
- Trimble, M. H. & Koceja, D. M. (2001). Effect of a reduced base of support in standing and balance training on the soleus H-reflex. *Int J Neurosci*, 106(1-2), 1-20.
- Trost, S. G., Owen, N., Bauman, A. E., Sallis, J. F. & Brown, W. (2002). Correlates of adults' participation in physical activity: review and update. *Med Sci Sports Exerc*, 34(12), 1996-2001. doi: 10.1249/01.mss.0000038974.76900.92
- Tschopp, M. (2001). Manual Leistungsdiagnostik Ausdauer (Version 3.0). Magglingen: Swiss Olympic Medical Centers
- Urfer, J. (2013, 21. November). E-Mail Interview
- Warburton, D. E., Nicol, C. W. & Bredin, S. S. (2006). Health benefits of physical activity: the evidence. *CMAJ*, 174(6), 801-809. doi: 10.1503/cmaj.051351
- WHO. (2010). Global Recommendations on Physical Activity for Health. Geneva: WHO.
- WHO. (2014). Physical Inactivity: A Global Public Health Problem. Zugriff am 20. Januar, 2014, unter http://www.who.int/dietphysicalactivity/factsheet_inactivity/en/
- Yaggie, J. A. & Campbell, B. M. (2006). Effects of balance training on selected skills. *J Strength Cond Res*, 20(2), 422-428. doi: 10.1519/r-17294.1
- Zehr, E. P. (2002). Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *Eur J Appl Physiol*, 86(6), 455-468. doi: 10.1007/s00421-002-0577-5

Persönliche Erklärung

Ich versichere, dass ich die Arbeit selbstständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe angefertigt habe. Alle Stellen, die wörtlich oder sinngemäss aus Veröffentlichungen oder aus anderweitig fremden Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht.

Ort, Datum: Studen, 12.02.2014

Unterschrift:

Urheberrechtserklärung

Der/die Unterzeichnende anerkennt, dass die vorliegende Arbeit ein Bestandteil der Ausbildung, Einheit Bewegungs- und Sportwissenschaften der Universität Freiburg ist. Er/sie überträgt deshalb sämtliche Urhebernutzungsrechte (dies beinhaltet insbesondere das Recht zur Veröffentlichung oder zu anderer kommerzieller oder unentgeltlicher Nutzung) an die Universität Freiburg.

Die Universität darf dieses Recht nur im Einverständnis des/der Unterzeichnenden auf Dritte übertragen.

Finanzielle Ansprüche des/der Unterzeichnenden entstehen aus dieser Regelung keine.

Ort, Datum: Studen, 12.02.2014

Unterschrift:

Anhang

Anhang A

Neues Fitnessgerät: Was kann der SensoProTrainer®?

Wir sind zwei Sportstudentinnen an der Universität Freiburg. Im Rahmen unserer Masterarbeit werden wir eine Studie durchführen, mit dem Ziel, die Trainingsmöglichkeiten und Effekte eines Trainings auf dem SensoProTrainer zu untersuchen. Der SensoProTrainer ist ein multifunktionales Fitnessgerät mit welchem vielseitig und abwechslungsreich Ausdauer, Kraft und Koordination trainiert werden kann (siehe Bild).



Quelle: <http://www.sensoprotrainer.ch/produkt>

Die Studie beginnt mit den Prä- Tests (Ausdauer-Test, Gleichgewichtstests und visuomotorische Aufgabe). Die Trainings beginnen in der darauffolgenden Woche und dauern jeweils maximal 30 Minuten. Sie beinhalten Gleichgewichts- sowie Ausdauerübungen. Die Untersuchung endet mit den post- Tests.

DRINGEND!!! Wir brauchen Eure Hilfe: Wir suchen Frauen und Männer im Alter von 18- 30 Jahren, welche ungenügend Sport treiben (weniger als 2h30 sportliche Aktivität pro Woche). Wenn ihr an dieser Studie teilnehmen möchtet, kontaktiert uns bis spätestens Freitag 20. September um 20h!

Ihr könnt wählen, ob Kontrollgruppe oder Trainingsgruppe.
Alle Teilnehmer/-innen der Studie erhalten eine finanzielle Entschädigung!

Für weitere Informationen stehen wir gerne zur Verfügung.

Sarah Kershaw (Französisch-Englisch) und
 sarah.kershaw@unifr.ch

Melanie Messerli (Deutsch-Englisch)
 melanie.messerli@unifr.ch

Anhang B



UNITÉ SPORT

sciences sport motricité

 BIOLOGY
 CHEMISTRY
 GEOSCIENCES
 INFORMATICS
 MATHEMATICS
 MEDICINE
 PHYSICS

SensoProTrainer® Studie

Informationen für Probanden

Wir möchten Sie dazu einladen, an einer Studie der Einheit für Bewegungs- und Sportwissenschaften der Universität Fribourg teilzunehmen, in der die Effekte eines Trainings auf dem Gerät SensoProTrainer® (SPT) auf die Ausdauer- und Gleichgewichtsfähigkeit sowie auf das motorische Lernen untersucht werden.

Ziel der Studie

Der SPT ist ein Fitnessgerät, welches vor noch nicht langer Zeit auf den Markt gekommen ist. Es gab bisher noch keine wissenschaftliche Studie, die die Wirksamkeit eines Trainings auf dem SPT bestätigte. Dies ist das Ziel dieser Studie: Kann ein vierwöchiges Training (dreimal pro Woche) auf dem SPT die Ausdauer sowie das Gleichgewicht signifikant verbessern? Zudem wird untersucht, ob ein kurzes intensives Training auf dem SPT Einfluss auf das motorische Lernen hat.

Teilnahmebedingungen und Ausschlusskriterien

Wenn Sie gesund und im Alter von 18 bis 30 Jahren sind und keine der folgenden Ausschlusskriterien erfüllen, können Sie an dieser Studie teilnehmen.

Ausschlusskriterien:

- Personen mit Herzkrankheit
- Personen mit schweren orthopädischen Schäden
- Personen mit neurologischen Schäden

Entscheidungsfreiheit bezüglich Ihrer Teilnahme

Selbstverständlich können Sie frei entscheiden, ob Sie an der geplanten Studie teilnehmen möchten oder nicht. Wenn ja, benötigen wir eine schriftliche Einverständniserklärung, wobei Sie ihre Teilnahme auch nach Unterzeichnung jederzeit ohne Begründung widerrufen bzw. beenden können. Ihre (Nicht-)

Teilnahme oder ggf. ein vorzeitiges Beenden Ihrer Teilnahme stehen in keinerlei Zusammenhang mit Ihrem Studium (falls Sie Student/Studentin sein sollten) oder Ihrer Anstellung an der Universität (falls Sie als Angestellter/Angestellte an der Universität arbeiten sollten).

Falls Sie sich nach dem Lesen der Probandeninformation und der Klärung offener Fragen dazu entscheiden an der vorliegenden Studie teilzunehmen, wird Ihnen auch noch der Versuchsablauf und der Trainingsablauf erklärt. Wichtig ist hierbei zu wissen, dass Sie die Untersuchung jederzeit ohne Angabe von Gründen abbrechen können und Ihre Teilnahme an der Studie somit beenden.

Studienablauf:

Die Idee dieser Studie ist, den Einfluss von einem Training auf dem SPT auf die Ausdauer- sowie Gleichgewichtsfähigkeit und auf das motorische Lernen zu ermitteln.

Versuchs- und Trainingsablauf:

Neben der Probandeninformation können offene Fragen persönlich vor Unterzeichnung der Probandenerklärung und Beginn des Experiments gestellt werden. Nach dem Unterzeichnen der Probandenerklärung beginnen die Tests. Am ersten Tag dauern diese gesamthaft ca. 1h30. Zuerst werden die Gleichgewichtstests absolviert:

- Stabilometer
- PosturomedTM mit und ohne Störung des Gleichgewichts

Anschliessend wird die Genauigkeitsaufgabe durchgeführt und der Effekt eines kurzen intensiven Trainings (ca. 20min) auf dem SPT auf die Gedächtniskonsolidierung durch drei Retentionstests (1h, 24h, 7 Tage) gemessen.

Am Folgetag wird ein maximaler Ausdauer-Test auf dem Laufband durchgeführt, welcher maximal 20 min dauert: Vor Beginn des Tests wird das Ruheherzfrequenz notiert. Eine Stufe dauert eine Minute und die Anfangsgeschwindigkeit beträgt 5.4 km/h. Nach jeder Stufe wird die Geschwindigkeit um jeweils 0.6 km/h erhöht und die Herzfrequenz notiert. Der Test ist beendet, wenn die Geschwindigkeit nicht mehr aufrechterhalten werden kann (maximale Erschöpfung). Beim Testabbruch sowie zwei Minuten danach wird die Nachbelastungsherzfrequenz bestimmt und die maximale Geschwindigkeit notiert.

Trainingsinhalte:

Im Verlauf des vierwöchigen Trainings mit drei Trainingseinheiten pro Woche wird ein kombiniertes Gleichgewichts- sowie Ausdauertraining absolviert.

Persönliche Vorteile:

Durch das angebotene Training werden Sie voraussichtlich eine verbesserte Ausdauerleistungsfähigkeit, Gleichgewichtskontrolle sowie eine verbesserte motorische Lernfähigkeit haben.

Messmethoden

Nachfolgend werden die Messverfahren kurz vorgestellt.

Maximaler Ausdauertest

Beim maximalen Ausdauertest wird die Herzfrequenz mittels Herzfrequenzmessgerät (Polar, Finland) ermittelt. Die erhobenen Daten (Herzfrequenz und maximale Geschwindigkeit) dienen zur Beurteilung der Ausdauerfähigkeit. Der Test wird auf dem Laufband durchgeführt, wobei die Geschwindigkeit bei jeder Stufe erhöht wird. Bei maximaler Erschöpfung endet der Test.

Stabilometer

Der Stabilometer ist eine bewegliche Plattform, die sich auf beide Seiten kippen lässt. Das Ziel ist es, so ruhig wie möglich auf beiden Beinen 30sek auf der Platte zu stehen. Der Stabilometer misst die Zeit im Gleichgewicht.

PosturomedTM

Der PosturomedTM ist eine bewegliche Plattform, die an den Ecken mit Federn verbunden ist. Damit lässt sich die Standstabilität (einbeinig) in der Transversalebene ermitteln. Dabei werden Testaufgaben mit (10sek pro Fuss in drei Positionen) oder ohne Perturbation (20sek pro Fuss) eingesetzt. Jede Bedingung wird dreimal gemessen. Der PosturomedTM zeichnet den Schwankungsweg auf.

Accuracy test

Für die Ermittlung der motorischen Lernfähigkeit sollte mit Hilfe eines Hebels, der mit dem Zeigefinger gedrückt wird, eine auf einem Bildschirm vorgegebene Kurve

nachgefahren werden. Diese Aufgabe wird jeweils 6 x 2min30 durchgeführt. Der Computer ermittelt die Abweichung der gezeichneten Kurven von der SOLL-Kurve.

Datenschutz

Sämtliche gespeicherten Daten werden anonymisiert gespeichert und analysiert. Die Informationen, die die Identifikation Ihrer Person ermöglichen, werden verschlossen archiviert und ausschliesslich den unmittelbar beteiligten Studienleitern zugänglich sein. Sie haben das Recht, Ihre persönlichen Daten einzusehen und eventuelle Fehler zu korrigieren.

Was geschieht mit den Untersuchungsergebnissen?

Die Gesamtergebnisse der Studie werden in wissenschaftlicher Fachliteratur veröffentlicht werden. Ihre persönlichen Daten werden nicht als solche erkennbar sein. Bei Interesse werden wir Ihnen selbstverständlich eine Kopie der Veröffentlichung zukommen lassen.

Finanzieller Ausgleich

Sie werden nach Abschluss der Untersuchung eine Entschädigung für Ihren Zeitaufwand erhalten. Falls Sie Ihre Teilnahme an der Studie vorzeitig beenden, werden wir Ihnen die Ihrem geleisteten Zeitaufwand entsprechende Summe erstatten.

Anhang C



UNITÉ SPORT

sciences sport motricité

BIOLOGY
CHEMISTRY
GEOSCIENCES
INFORMATICS
MATHEMATICS
MEDICINE
PHYSICS

Version 29.08.2013

Institut für Sport - Universität Freiburg (CH)

Einverständniserklärung zur Teilnahme an der Studie „**SensoProTrainer**“

Der Unterzeichnende bestätigt hiermit:

- Ich habe die Informationen zu der Studie gelesen und verstanden und bin mit den Bedingungen einverstanden.
- Ich garantiere, dass keine der in der Probandeninformation aufgeführten Ausschlusskriterien auf mich zutrifft.
- Allfällige Fragen konnten gestellt werden und wurden verständlich beantwortet
- Ich weiss, dass ich die Studie jederzeit ohne irgendwelche negativen Folgen abbrechen kann, auch wenn ich diese Einverständniserklärung unterzeichne. Bei Studienabbruch wird die finanzielle Entschädigung der aufgewendeten Zeit entsprechen.
- Ich verstehe, dass alle meine persönlichen Daten und Untersuchungsergebnisse sowie die Tatsache meiner Studienteilnahme vertraulich und anonymisiert behandelt werden und nur den direkt an der Studie beteiligten Forschern zugänglich sein werden.
- Ich bin damit einverstanden, dass die gesammelten Daten in anonymer und nicht identifizierbarer Form in einer oder mehreren wissenschaftlichen Veröffentlichungen publiziert werden.
- Ich entscheide mich freiwillig zur Teilnahme an der oben genannten Studie

Proband

Name:

Vorname:

Unterschrift:

Person, die diese Studieninformationen erklärt hat

Ich bestätige, dem oben genannten Probanden die Art, das Ziel, die Dauer, sowie auch die Wirkungen und die Risiken dieser Studie erklärt zu haben.

Name:

Vorname:

Unterschrift:

Anhang D

Melanie Messerli & Sarah Kershaw



Week 1: 02-08.10.13

Name:

Transmitter nr:

Date Training session 1:

Time:

Date Training session 2:

Time:

Date Training session 3:


Time:

Remarks/Problems:

.....





.....

.....

	Exercise	Description	Number of repetitions	Exercise duration	Light Jogging duration	Level of difficulty
Warm up	Bouncing 2x30s	Entire foot on band 	2	30 sec	30 sec	I. Hands on bars II. Hands briefly touch bars III. No help IV. Eyes closed
	Total duration : 2 min				 1. 2. 3.





Melanie Messerli & Sarah Kershaw



	Exercise	Description	Number of repetitions	Exercise duration	Rest duration	Level of difficulty
Balance training (9 minutes)	<i>One leg balance</i> 2x30 sec (per leg) Total duration : 2 min	Entire foot on band 	2 per leg (alternate right/left)	30 sec	Change leg	I. Holding all upper tubes II. Holding one upper tube III. No help IV. Hands on hips ----- 1. 2. 3.
	<i>Surfing</i> 2x30 sec (per leg) Total duration : 2 min	Stabilize yourself on band 	2 per leg (alternate right/left)	30 sec	Change leg	I. Hands on bars II. No help III. Hands in front of you IV. Eyes closed ----- 1. 2. 3.
	<i>Lunges</i> 2x30 sec (per leg) Total duration : 2 min	Both feet on band 	2 per leg (alternate right/left)	30 sec	Change leg	I. Hands on bars II. No help III. Hands in front of you IV. Eyes closed ----- 1. 2. 3.
	<i>Free Swingboard</i> 3x30 sec Total duration : 3 min	Stabilize Swingboard (with "friends") 	3	30 sec	30 sec	I. Hands on bars II. No help III. Hands in front of you IV. Eyes closed ----- 1. 2. 3.

Melanie Messerli & Sarah Kershaw



	Exercise	Description	Exercise duration	Sprint duration	Jogging duration	Level of difficulty
Cardio training (12 minutes)	<i>Cross Training</i> Total duration : 3 min	Use tube in front of you 	2 min	15 sec	45 sec	Choose tube allowing you to do the entire exercise without having to change! ----- 1. Y G R 2. Y G R 3. Y G R
	<i>Wings</i> Total duration : 3 min	Use tube above you 	2 min	15 sec	45 sec	Choose tube allowing you to do the entire exercise without having to change! ----- 1. Y G R 2. Y G R 3. Y G R
	<i>Boxing</i> Total duration : 3 min	Use tube behind you 	2 min	15 sec	45 sec	Choose tube allowing you to do the entire exercise without having to change! ----- 1. Y G R 2. Y G R 3. Y G R
	<i>Rombo</i> Total duration : 3 min	Use tube in front of you 	2 min	15 sec	45 sec	Choose tube allowing you to do the entire exercise without having to change! ----- 1. Y G R 2. Y G R 3. Y G R

Melanie Messerli & Sarah Kershaw



Week 2: 07-13.10.13

Name:

Transmitter nr:

Date Training session 1:

Time:

Date Training session 2:

Time:

Date Training session 3:


Time:

Remarks/Problems:

.....





.....

.....

	Exercise	Description	Number of repetitions	Exercise Duration	Light Jogging duration	Level of difficulty
Warm up	Bouncing	Entire foot on band	2	30 sec	30 sec	I. Hands on bars II. Hands briefly touch bars III. No help IV. Eyes closed
	2x30s Total duration : 2 min				 1. 2. 3.





Melanie Messerli & Sarah Kershaw



	Exercise	Description	Number of repetitions	Exercise duration	Rest duration	Level of difficulty
Balance training (9 minutes)	<i>One leg balance</i> 2x30 sec (per leg) Total duration : 2 min	Lightly bounce 	2 per leg (alternate right/left)	30 sec	Change leg	I. Holding all upper tubes II. Holding one upper tube III. No help IV. Hands on hips ----- 1. 2. 3.
	<i>Surfing</i> 2x30 sec (per leg) Total duration : 2 min	On tiptoes 	2 per leg (alternate right/left)	30 sec	Change leg	I. Hands on bars II. No help III. Hands in front of you IV. Eyes closed ----- 1. 2. 3.
	<i>Lunges</i> 2x30 sec (per leg) Total duration : 2 min	Front foot on Slackline 	2 per leg (alternate right/left)	30 sec	Change leg	I. Hands on bars II. No help III. Hands in front of you IV. Eyes closed ----- 1. 2. 3.
	<i>Free Swingboard</i> 3x30 sec Total duration : 3 min	Stabilize Swingboard (without "friends") 	3	30 sec	30 sec	I. Hands on bars II. No help III. Hands in front of you IV. Eyes closed ----- 1. 2. 3.

Melanie Messerli & Sarah Kershaw



	Exercise	Description	Exercise duration	Sprint duration	Jogging duration	Level of difficulty
Cardio training (12 minutes)	<i>Cross Training</i> Total duration : 3 min	Use tube in front of you 	2 min	20 sec	40 sec	Choose tube allowing you to do the entire exercise without having to change! ----- 1. Y G R 2. Y G R 3. Y G R
	<i>Wings</i> Total duration : 3 min	Use tube above you 	2 min	20 sec	40 sec	Choose tube allowing you to do the entire exercise without having to change! ----- 1. Y G R 2. Y G R 3. Y G R
	<i>Boxing</i> Total duration : 3 min	Use tube behind you 	2 min	20 sec	40 sec	Choose tube allowing you to do the entire exercise without having to change! ----- 1. Y G R 2. Y G R 3. Y G R
	<i>Rombo</i> Total duration : 3 min	Use tube in front of you 	2 min	20 sec	40 sec	Choose tube allowing you to do the entire exercise without having to change! ----- 1. Y G R 2. Y G R 3. Y G R

Melanie Messerli & Sarah Kershaw



Week 3: 14-20.10.13

Name:

Transmitter nr:

Date Training session 1:

Time:

Date Training session 2:

Time:

Date Training session 3:


Time:

Remarks/Problems:

.....



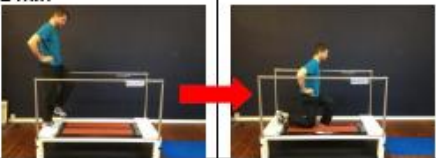

.....

.....

	Exercise	Description	Number of repetitions	Exercise duration	Light Jogging duration	Level of difficulty
Warm up	Bouncing	On tiptoes	2	30 sec	30 sec	I. Hands on bars II. Hands briefly touch bars III. No help IV. Eyes closed
	2x30s Total duration : 2 min					1. 2. 3.


Melanie Messerli & Sarah Kershaw



	Exercise	Description	Number of repetitions	Exercise duration	Rest duration	Level of difficulty
Balance training	<i>One leg balance</i> 2x30 sec (per leg) Total duration : 2 min	Squats 	2 per leg (alternate right/left)	30 sec	Change leg	I. Holding all upper tubes II. Holding one upper tube III. No help IV. Hands on hips ----- 1. 2. 3.
	<i>Surfing</i> 2x30 sec (per leg) Total duration : 2 min	Front foot on Slackline 	2 per leg (alternate right/left)	30 sec	Change leg	I. Hands on bars II. No help III. Hands in front of you IV. Eyes closed ----- 1. 2. 3.
	<i>Deep Dynamic Lunges</i> 2x30 sec (per leg) Total duration : 2 min	Stabilize position + return dynamically to the board 	2 per leg (alternate right/left)	30 sec	Change leg	I. Hands on bars II. No help III. Hands in front of you IV. Eyes closed ----- 1. 2. 3.
	<i>Free Swingboard</i> 3x30 sec Total duration : 3 min	Squats (with "friends") 	3	30 sec	30 sec	I. Hands on bars II. No help III. Hands in front of you IV. Eyes closed ----- 1. 2. 3.

Melanie Messerli & Sarah Kershaw



	Exercise	Description	Jogging duration	Sprint duration	Rest duration	Level of difficulty
Cardio training (18 min)	<i>Cross Training</i> Total duration : 3 min	Use tube in front of you 	2 min	15 sec	45 sec	Choose tube allowing you to do the entire exercise without having to change! ----- 1. Y G R 2. Y G R 3. Y G R
	<i>Wings</i> Total duration : 3 min	Use tube above you 	2 min	15 sec	45 sec	Choose tube allowing you to do the entire exercise without having to change! ----- 1. Y G R 2. Y G R 3. Y G R
	<i>Boxing</i> Total duration : 3 min	Use tube behind you 	2 min	15 sec	45 sec	Choose tube allowing you to do the entire exercise without having to change! ----- 1. Y G R 2. Y G R 3. Y G R
	<i>Rombo</i> Total duration : 3 min	Use tube in front of you 	2 min	15 sec	45 sec	Choose tube allowing you to do the entire exercise without having to change! ----- 1. Y G R 2. Y G R 3. Y G R

Melanie Messerli & Sarah Kershaw



Week 4: 21-27.10.13

Name:

Transmitter nr:

Date Training session 1:

Time:

Date Training session 2:

Time:

Date Training session 3:


Time:

Remarks/Problems:

.....



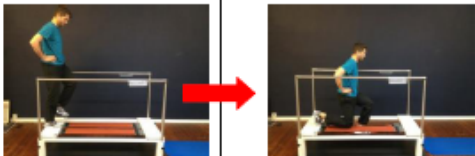

.....

.....

	Exercise	Description	Number of repetitions	Exercise duration	Light Jogging duration	Level of difficulty
Warm up	<i>Bouncing</i>	On tiptoes	2	30 sec	30 sec	I. Hands on bars II. Hands briefly touch bars III. No help IV. Eyes closed
	2x30s Total duration : 2 min					1. 2. 3.





Melanie Messerli & Sarah Kershaw



	Exercise	Description	Number of repetitions	Exercise Duration	Rest duration	Level of difficulty
Balance training	<i>One leg balance</i> 2x30 sec (per leg) Total duration : 2 min	Balance yourself on the Slackline 	2 per leg (alternate right/left)	30 sec	Change leg	I. Holding all upper tubes II. Holding one upper tube III. No help IV. Hands on hips <hr/> 1. 2. 3.
	<i>Surfing</i> 2x30 sec (per leg) Total duration : 2 min	Both feet on the Slackline 	2 per leg (alternate right/left)	30 sec	Change leg	I. Hands on bars II. No help III. Hands in front of you IV. Eyes closed <hr/> 1. 2. 3.
	<i>Deep Dynamic Lunges</i> 2x30 sec (per leg) Total duration : 2 min	Stabilize position + push back dynamically to board without putting your foot down 	2 per leg (alternate right/left)	30 sec	Change leg	I. Hands on bars II. No help III. Hands in front of you IV. Eyes closed <hr/> 1. 2. 3.
	<i>Free Swingboard</i> 3x30 sec Total duration : 3 min	Squats (without "friends") 	3	30 sec	30 sec	I. Hands on bars II. No help III. Hands in front of you IV. Eyes closed <hr/> 1. 2. 3.

Melanie Messerli & Sarah Kershaw



	Exercise	Description	Exercise duration	Sprint duration	Jogging duration	Level of difficulty
Cardio training (18 minutes)	<i>Cross Training</i> Total duration : 3 min	Use tube in front of you 	2 min	20 sec	40 sec	Choose tube allowing you to do the entire exercise without having to change! ----- 1. Y G R 2. Y G R 3. Y G R
	<i>Wings</i> Total duration : 3 min	Use tube above you 	2 min	20 sec	40 sec	Choose tube allowing you to do the entire exercise without having to change! ----- 1. Y G R 2. Y G R 3. Y G R
	<i>Boxing</i> Total duration : 3 min	Use tube behind you 	2 min	20 sec	40 sec	Choose tube allowing you to do the entire exercise without having to change! ----- 1. Y G R 2. Y G R 3. Y G R
	<i>Rombo</i> Total duration : 3 min	Use tube in front of you 	2 min	20 sec	40 sec	Choose tube allowing you to do the entire exercise without having to change! ----- 1. Y G R 2. Y G R 3. Y G R

Melanie Messerli & Sarah Kershaw



	<p><i>Dip</i></p> <p>Total duration : 3 min</p>	<p>Use tube above you</p> 	2 min	20 sec	40 sec	<p>Choose tube allowing you to do the entire exercise without having to change!</p> <p>-----</p> <p>1. Y G R 2. Y G R 3. Y G R</p>
	<p><i>Cross Chop</i></p> <p>Total duration : 3 min</p>	<p>Use tube behind you</p> 	2 min (1 min per arm)	20 sec	40 sec	<p>Choose tube allowing you to do the entire exercise without having to change!</p> <p>-----</p> <p>1. Y G R 2. Y G R 3. Y G R</p>