

UNIVERSITÄT FREIBURG, SCHWEIZ
MATHEMATISCH-NATURWISSENSCHAFTLICHE FAKULTÄT
DEPARTEMENT FÜR MEDIZIN

In Zusammenarbeit mit der
EIDGENÖSSISCHEN HOCHSCHULE FÜR SPORT MAGGLINGEN

*Bilaterale Asymmetrien beim Radfahren : Kann
Gleichgewichtstraining Seitendifferenzen reduzieren*

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

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

*Erik Reichelt
Ellenhausen, Dezember, 2014*

Inhaltsverzeichnis

Vorwort und Dank	3
Zusammenfassung	4
1 Einleitung	6
1.0.1 Asymmetrien während isometrischer Kraftgeneration	8
1.0.2 Asymmetrien bei funktionellen Bewegungen	8
1.0.3 Seitendifferenzen beim Gehen	9
1.0.4 Entstehung von Seitendifferenzen beim Radfahren	10
1.0.5 Aktueller Forschungsstand: Seitendifferenzen beim Radfahren . . .	14
1.0.6 Physiologischer Hintergrund bilateraler Asymmetrien	17
1.1 Zentrales Nervensystem und seine Beiträge zur posturalen Kontrolle	19
1.2 Sensoren des zentralen Nervensystem für posturale Kontrolle	20
1.2.1 Visuelles System	20
1.2.2 Vestibuläres System	20
1.2.3 Propriozeptives System	21
1.3 Bereiche des ZNS und ihre Beiträge zur posturalen Kontrolle	22
1.3.1 Rückenmark	22
1.3.2 Hirnstamm	23
1.3.3 Basalganglien	24
1.3.4 Kleinhirn	25
1.3.5 Motorkortex	26
1.4 Gleichgewichtstraining	26
1.4.1 Neurophysiologische Anpassung an Gleichgewichtstraining	27
1.4.2 Spinale Anpassung durch Gleichgewichtstraining	27
1.4.3 Anpassungsnachweis mittels peripherer Nervenstimulation	28
1.4.4 Supraspinale Anpassungen durch Gleichgewichtstraining	28
1.5 Fragestellung	30

2 Methode	32
2.1 Probandenkollektiv	32
2.2 Studiendesign	33
2.3 Ergometertests	34
2.4 Nachweis von Asymmetrien mit Hilfe der Pedalkraftmessungen	34
2.5 Datenverarbeitung	36
2.6 Datenauswertung und statistische Analyse	37
3 Resultate	38
3.1 Kräftevergleich von starker und schwacher Seite	38
3.2 Kräftevergleich von starker und schwacher Seite (ET1)	39
3.3 Einfluss des Radtrainings auf Seitendifferenzen (ET1 und ET2)	39
3.4 Einfluss des Gleichgewichtstrainings auf Seitendifferenzen (ET1 und AT)	39
4 Diskussion	41
4.1 Seitendifferenzen (ET1) und Einordnung in den aktuellen Forschungsstand	42
4.2 Vergleich ET1/ET2, Einordnung in den aktuellen Forschungsstand	45
4.3 Vergleich ET1/AT Einfluss von Gleichgewichtstraining auf Seitendifferenzen	47
5 Konklusion	51
Persönliche Erklärung und Urheberrechtserklärung	52
Abkürzungsverzeichnis	53
6 Anhang	54
6.1 Testprotokoll	54
6.2 Trainingsprotokoll	54
6.3 Kräfte im Pedalzyklus	55
6.4 Vergleich von Fe-links und Fe-rechts	56
6.5 Vergleich von Fu-links und Fu-rechts während der ganzen Tests	57
6.6 Mittelwerte für: Fe-links und Fe-rechts, Fu-links und Fu-rechts	58
Literatur	59

Vorwort und Dank

Ich möchte allen Beteiligten, die bei der Planung und Durchführung der Studie mitgewirkt haben, danken. Besonderem Dank gilt den Probanden, die sich auf das Projekt eingelassen haben und neben den fordernden Tests auch trainiert haben. Meinen beiden Betreuern Martin Keller und Jan Ruffieux für den Paperinput, Beratung und die Datenverarbeitung sowie die statistischen Analysen. Auch meinem Freund und Mathematiker Cedric Bujard der mich in die Welt von Debian einführte und mir maßgeblich beim Programmieren in Octave half. Dann natürlich bei Gregory Höning, der mir Unterkunft und wichtige Hilfe bei der erneuten Probandensuche und den Messungen in Freiburg, Breisgau, war. Meinen Freunden und Eltern fürs Korrekturlesen und die Unterstützung in schweren Zeiten.

Zusammenfassung

Einleitung: Bilaterale Asymmetrien sind im Zuge der Entwicklung der Kraftmesssysteme auch im Radsport Untersuchungsgegenstand. Dies liegt begründet in der Tatsache, dass ungleichmäßige Kraftgeneration zwischen den Seiten zum einen ineffizient und zum anderen verletzungsfördernd sein können. Der aktuelle Forschungsstand lässt nur bedingt Rückschluss über generell anzunehmende Asymmetrien zu. Deshalb musste zunächst ein Nachweis über bilaterale Defizite beim Radfahren erbracht werden. Darüber hinaus sollte untersucht werden, ob Seitendifferenzen intensitätsabhängig sind. Zudem sollte überprüft werden, in wieweit ein Gleichgewichtstraining vor dem Radtraining asymmetrisches Treten reduzieren kann.

Methode: Für die Studie wurden 13 Probanden mit Hilfe eines Pedalkraftmesssystem hinsichtlich der Seitendifferenzen im Stufenprotokoll untersucht. Weiter wurden die Kräfte (F_e und F_u) pro Bein und in ihrem Beitrag in der Pedalphase erfasst. Die Kraftmessungen für F_e sind alle tangential generierten vortriebswirksamen Kräfte. Die Kraftmessungen für F_u beschreiben alle radial gemessenen Kräfte und werden als ungenutzte Kräfte bezeichnet. Der Studienzeitraum umfasste zwölf Wochen. Nach dem ersten Eingangstest trainierten die Probanden vier Wochen ohne ein zusätzliches Training. Im Anschluss daran wurde ein zweiter Kontrolltest nach weiteren vier Wochen Radtraining durchgeführt. Das Studiendesign sah keine Kontrollgruppe vor. In den letzten vier Wochen führten die Probanden dreimal wöchentlich vor dem Radfahren ein Gleichgewichtstraining durch. Sie führten zwölf Trainingseinheiten mit einer fünfzehnminütigen Dauer durch. Dabei trainierten die Probanden je fünf Minuten das linke und das rechte Bein sowie fünf Minuten beidbeinig. Nach dieser Interventionsphase wurde ein abschließender Ergometertest durchgeführt.

Resultate: Asymmetrien konnten zum Zeitpunkt Eingangstest 1 (** $p=0.004$) und beim Ausgangstest ($*p=0.018$) bei niedriger Belastungsstufe gezeigt werden. Beim Vergleich der Kräfte (F_e+F_u) des starken und schwachen Beins konnte eine signifikante ($p=0.022$) Interaktion zwischen Messzeitpunkt, Belastungsstufe und der starken/schwachen Seite mit Hilfe der Bonferroni-korrigierten ANOVA nachgewiesen werden. Es konnte gezeigt werden, dass sich das Verhältnis von schwacher zu starker Seite während hoher Belastung im Ausgangstest veränderte. Die schwächere Seite bei hoher Intensität in den Tests ET1 und ET2 war leicht stärker im Ausgangstest.

Diskussion und Konklusion: Vorliegende Arbeit konnte Asymmetrien für den bilateralen Vergleich der starken und schwachen Seite bei niedriger Belastung zeigen (ET1 und AT). Es wurden zum Testzeitpunkt nach dem Gleichgewichtstraining, Veränderungen der Kräfteverhältnisse von schwacher zu starker Seite bei hoher Intensität gemessen. Die in den vorigen Tests schwächere Seite war im Ausgangstest etwas stärker als die als stark definierte Seite. Möglicherweise hat die Anpassung an das Gleichgewichtstraining die neuromuskuläre Ansteuerung der schwächeren Seite verbessert und somit eine Veränderung des Verhältnis zwischen starker und schwacher Seite begünstigt. Um diese Beobachtung aussagekräftiger zu machen, wären Tests mit einer grösseren Stichprobenzahl, einer Kontrollgruppe und ei-

nem weiteren Nachweisverfahren, z.B. bi- und unilateraler isometrischer Kraftvergleiche, nötig. Auch auf Grund der niedrigen Probandenzahl ($n=7$), die ausgewertet werden konnte und dem kurzen Interventionszeitraum, müssten noch weitere Studien durchgeführt werden. Auch die Hinzunahme einer Kontrollgruppe wäre aufschlussreich.

1. Einleitung

Im Radsport sind Unterschiede in der Kraftgeneration zwischen linkem und rechtem Bein bekannt. Die modernen Messverfahren erlauben es mittlerweile, Untersuchungen zu bilateralen Defiziten nicht nur laborgebunden durchzuführen. Seitendifferenzen bei Radfahrern sind mit der Entwicklung der Pedalkraftmessung in den Aufmerksamkeitsfokus getreten. Diese Technologie erlaubt es, das Zusammenspiel beider Beine unter verschiedenen Bedingungen zu testen. Dies schließt den Nachweis bilateraler Defizite bei unterschiedlichen Belastungsstufen, Pedalphasen und Tretfrequenzen ein. Der derzeitige Wissensstand zur ungleichen Kraftgeneration ist im Radsport gering. Ebenso sind mögliche Folgen für die Gesundheit bis heute nicht untersucht worden. Deshalb muss zunächst ein Nachweis über bilaterale Differenzen und den Grad der Ausprägung erbracht werden. Darüber hinaus sollten bei vorkommenden Asymmetrien Gegenmaßnahmen gefunden werden, entweder um diese zu reduzieren oder zu beseitigen. Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist zunächst der Nachweis von Asymmetrien und den möglichen Einfluss eines Gleichgewichtstrainings, zu untersuchen.

In der Sport- und Bewegungswissenschaft sowie der angewandten Biomechanik ist der Nachweis und die Erforschung von Seitendifferenzen sowohl bei Athleten als auch bei Patienten ein wichtiges Thema. Aufgrund der Verletzungsinzidenz im professionellen Radsport, im Besonderen der Überlastungen eines Beins, hat dieses Thema einen hohen Stellenwert (Bailey et al., 2003)[5]. Bedingt durch die hohen Trainingsumfänge und der hohen Wettkampfdichte bleibt wenig Zeit für Rehabilitation oder Ruhephasen.

In einer retrospektiv angelegten Umfrage von De Bernado (De Bernardo et al., 2012)[7] wurden 51 professionelle Radfahrer über vier Jahre hinsichtlich ihrer Verletzungen befragt. Diese Umfrage beinhaltete Überlastungen und traumatische Verletzungen im Zusammenhang mit Training und Wettkampf. Das durchschnittliche Alter der Athleten betrug 25,8 Jahre. Nur acht Fahrer von 51 galten als komplett verletzungsfrei. Bei den anderen Radprofis kam es zu 103 unmittelbar radspezifischen Verletzungen. Dabei waren 51,5% überlastungsbedingte Verletzungen und 48,5% traumatischer Art. Die Überlastungen waren zu 68,5% in den unteren Extremitäten zu finden. Dabei hatten die überlastungsbedingten Verletzungen, welche im Training anfielen, einen Gesamtanteil von 89,6%. Häufige Beschwerden der unteren Extremitäten sind dabei anteriorer Knieschmerz und Patelasehnenentzündungen sowie Probleme mit dem Iliotibialband und der kollateralen Bänder (Bailey et al., 2003)[5]. In der Rehabilitation sind asymmetrische Kraftverläufe des Schreitverhaltens bei Schlaganfallpatienten bekannt. Ein Ansatz, ist die Patienten mit Hilfe von Gleichgewichtstraining oder mechanisch entkoppelten Laufbändern zu trainieren. Zielstellung ist dabei die Reduktion der Seitendifferenzen. Da es bei Patienten und Athleten anderer Sportarten möglich war, Seitendifferenzen zu reduzieren bzw. abzubauen, versucht die vorliegende Arbeit dies ebenfalls bei Radfahrern zu untersuchen. Da man annimmt, dass Gleichgewichtstraining die intra- und intermuskuläre Koordination verbessert, wurde in der vorliegenden Arbeit

auf diese Trainingsform zurückgegriffen. Der aktuelle Forschungsstand erlaubt diesbezüglich noch keine klaren Einschätzungen und Empfehlungen für den Radsport. Es soll aber diesbezüglich auf eine Auswahl der aktuellen Erkenntnisse aus anderen Disziplinen eingegangen werden.

Es könnte auch aus Sicht der Bewegungseffizienz ein verbessertes Zusammenspiel intramuskulär wie intermuskulär sowie zwischen den Pedalphasen der Beine relevant sein. Denn möglicherweise sind Seitendifferenzen Ausdruck eines nicht optimalen neuromuskulären Ansteuerungsmusters. Das heißt, es könnte zu einem dominanten Einsatz einer Seite kommen, die unmittelbar die andere Seite in ihrem optimalen Beitrag zur Kraftgeneration hemmt und das bilaterale Zusammenspiel beeinträchtigen könnte. Ein verbessertes neuromuskuläres Zusammenspiel würde sich bestenfalls auch in niedrigen und mittleren Belastungsintensitäten äußern. Dabei würde der Kraftbeitrag beider Beine in den Druck- und Zugphasen sich aneinander annähern. Die Kraftgeneration könnte sich also gleichmäßiger auf beide Beine verteilen und somit ein synergistisches Zusammenarbeiten fördern. Auch zu diesem Themenkomplex sollen Erkenntnisse aufgezeigt werden. Diese sollen das neuromuskuläre Zusammenspiel der beteiligten Muskelgruppen erläutern und die möglichen Ursachen für Asymmetrien aufzeigen.

Da Seitendifferenzen auch unmittelbar durch eine eingeschränkte Blutversorgung entstehen können, wird dies vor dem physiologischen Hintergrund betrachtet, denn die Sitzposition und die resultierende Haltung auf dem Rad sind besonders anfällig für diese Probleme. Im Anschluss daran soll gezeigt werden, wie das ZNS die posturale Kontrolle organisiert und welche Bestandteile dabei interagieren, um das Gleichgewicht zu wahren bzw. wiederherzustellen. Anschließend wird dann dargestellt, wie Gleichgewichtstraining neurophysiologische Veränderungen provozieren kann, diese gemessen werden können und welche Ebenen des zentralen Nervensystems angesprochen werden. Darüber hinaus soll die Relevanz eines Trainings des muskulären Zusammenspiels besprochen werden. Eine Form des Trainings könnte ein dem Radfahren vorangestelltes Gleichgewichtstraining sein. Zunächst soll dieses Training hinsichtlich seiner Durchführung, Anwendung und unmittelbar praktisch messbaren Resultaten besprochen werden. Darauf folgend soll dann der mögliche Einfluss auf das Tretverhalten beim Radfahren aufgezeigt werden.

1.0.1. Asymmetrien während isometrischer Kraftgeneration

In einer Studie von Howard & Enoka wurden Sportler verschiedener Disziplinen auf ein bilaterales Kraftdefizit untersucht. Dieses Defizit in der Kraftgeneration kann z.B. bei beidbeinigen Vergleichen mit Ergebnissen der summierten Kraft aus einbeinigen Tests entstehen (Howard & Enoka, 1991) [19]. In ihrer Untersuchung testeten sie die isometrische Kraftgeneration von verschiedenen Sportlern. Dabei wurden Messungen für beide Beine zusammen sowie einbeinig für das rechte und linke Bein durchgeführt. Die Summen der Kräfte des linken und rechten Beins fielen höher aus als die der beidbeinigen Testungen. Alle Messungen wurden von EMG-Aufzeichnungen begleitet. Dabei ließ die beobachtete Variabilität der EMG-Messungen keine reliablen Rückschlüsse auf die maximalen isometrischen Kontraktionen zu. Ihre Probanden betrieben unterschiedliche Sportarten. Dabei konnten die Wissenschaftler einen Zusammenhang zwischen der Sportart und dem Kräfteverhältnis in bilateralen isometrischen Tests herstellen. Es konnten für olympische Gewichtheber kraftverstärkende Effekte bei beidbeiniger isometrischer Extension nachgewiesen werden. Das heißt, dass die Kräfte von linkem und rechtem Bein höher waren als die Summe der Einzelkräfte, die aus unilateralen Untersuchungen gemessen wurde. Howard und Enoka begründeten dieses Ergebnis mit neuromuskulärer Fazilitation. Diese Fazilitation beschreibt eine erleichterte neurophysiologische Ansteuerung unter beidbeinigen Aufgaben. Bei Untrainierten konnten sie eine bilaterale Inhibition, also eine Minderung der Ansteuerung nachweisen während bei der bilateralen Inhibition die Kräfte niedriger waren als die Summe aus den unilateralen Tests für das rechte und linke Bein. Bei Radfahrern wurde eine nicht signifikante Inhibition bei beidbeinigem Einsatz beobachtet. Aufgrund dieser Ergebnisse kamen Howard und Enoka zu dem Schluss, dass zentrale neuromuskuläre Kopplung eine wesentliche Rolle beim Ansteuerungsverhalten der Beine spielen müsse.

1.0.2. Asymmetrien bei funktionellen Bewegungen

Wichtige Bestandteile sportlicher Bewegungen sind ebenfalls anfällig für Seitendifferenzen. Diese können stark unilateral, z.B. beim Schießen im Fußball oder bilateral wie beim Laufen oder dem Radfahren ausgeprägt sein. Darüber hinaus kann die Trainingsdauer die Ausprägung der Asymmetrien zwischen den Körperhälften beeinflussen (Fousekis et al., 2010)[21]. Fousekis und Kollegen haben in einer groß angelegten Querschnittstudie die Entwicklung von funktionellen Seitendifferenzen im Zusammenhang mit dem Trainingsalter untersucht. Sie konnten nachweisen, dass Fußballer in den ersten Jahren ihres Profitrainings signifikante Seitendifferenzen in den unteren Extremitäten entwickelten. Bei Seitendifferenzen spielen die Kraftunterschiede zwischen linker und rechter Körperhälfte eine wichtige Rolle. Dies kann sich in Kraftdifferenzen zwischen den Gliedmaßen äußern. Somit sind flexorische und extensorische Komponenten einer Bewegung auf Asymmetrien zu untersuchen. Dies sollte uni- wie bilateral durchgeführt werden (Jones & Bampouras, 2010)[30]. In ihrer Studie versuchten sie funktionelle Differenzen, die in sportrelevanten Bewegungen zu fin-

den waren, mit Hilfe isokinetischer Tests zu bestätigen. Die getesteten männlichen Athleten rekrutierten sie aus verschiedenen Sportarten. Ihr Versuchsdesign sah zunächst isokinetische Testungen der Beinextension und -flexion für jedes einzelne Bein vor. Anschließend wurden Feldtests, bestehend aus einbeinig ausgeführter Beinpresse, Sprünge in horizontaler Richtung sowie einbeinigen Niedersprüngen und Vertikalsprüngen, durchgeführt. Sie konnten nachweisen, dass es signifikante Differenzen bei Vergleichen zwischen dem dominanten und dem nicht dominanten Bein gab. Dies konnten sie aber nicht für den Vergleich zwischen linkem und rechtem Bein in den funktionellen und isokinetischen Tests bestätigen. Darüber hinaus gab es keinen Zusammenhang zwischen den Verhältnissen dominant/nicht dominant im Feldversuch und den Verhältnissen dominant/nicht dominant in den isokinetischen Tests. Sie folgerten daraus, dass funktionelle Seitendifferenzen unter den sportspezifischen Bedingungen getestet werden müssen.

Gleichgewichtstraining konnte in einer Studie (Sannicandro et al., 2014)[56] bei jungen Tennisspielern zeigen, dass Asymmetrien bei sportrelevanten Bewegungen reduziert werden. Ihr Studiendesign sah ein Gleichgewichtstraining für eine Interventionsgruppe und kein Gleichgewichtstraining für die Kontrollgruppe vor. Um Asymmetrien nachzuweisen, testeten sie alle Probanden mit tennisspezifischen Methoden. Für die Unterschiede in sagittaler Ebene ließen sie die Probanden Einbeinigsprünge durchführen. Um die Sprungweiten in frontaler Ebene pro Bein zu ermitteln, testeten sie die Kinder mit beidbeinigen Seitsprüngen. Zudem wurden 10m und 20m Sprinttests durchgeführt. Darüber hinaus ermittelten sie mit Hilfe des Foran-Tests die Beschleunigungsfähigkeit mit einem Richtungswechsel sowie laterale Sprints. Sie konnten nach der Intervention zeigen, dass die Asymmetrien zwischen linkem und rechtem Bein signifikant in der Gleichgewichtsgruppe reduziert waren. In dieser Studie wurde die Bedeutung von Training auf instabilen Untergründen herausgestellt. Besonders relevant ist dabei die Beobachtung, dass eine Anpassung zwischen den Körperhälften nach der Intervention möglich sei. Darüber hinaus konnte Gleichgewichtstraining auch im Zusammenhang mit verbesserten Schnellkraftleistungen nachgewiesen werden.

1.0.3. Seitendifferenzen beim Gehen

Laut einer Erhebung der World Health Organization (WHO) kommt es bei 15 Millionen Menschen pro Jahr zu einem Schlaganfall. Viele der Betroffenen haben wesentliche Einschnitte in ihrem Gangbild hinzunehmen (Reisman et al., 2005)[50]. Im Bereich der Rehabilitation, z.B. von Schlaganfallpatienten, sind ebenfalls Asymmetrien bekannt. Diese äußern sich unmittelbar im Gangbild der Patienten. Es kann zu Veränderungen der Standzeit eines Beins im Vergleich zum anderen kommen. Auch die Schwungphase und die Schrittlänge kann sich bei hemiparetischen Patienten zwischen betroffenem Bein und nicht-betroffenem Bein unterscheiden. Diese beeinträchtigten Gangbilder können dabei unrythmisch sein. Für den Patienten sind sie nebst der Einschränkung hinsichtlich seiner Freiheitsgrade auch riskant. Asymmetrien entstehen somit innerhalb des Schreitmusters und

können mit biomechanischen Methoden nachgewiesen werden. In der Rehabilitation hatten Reisman und Bastian (Reisman et al., 2007)[49] die Anpassung des Gangverhaltens bei hemiparetischen Schlaganfallpatienten untersucht. Das Training bestand dabei aus Gehen auf unterschiedlich schnellen Laufbändern pro Bein. Ein je für eine Seite entkoppeltes Laufband ermöglichte dieses Bewegungsmuster. Zunächst bewegten sich die Probanden, die mit gesunden Probanden verglichen wurden, auf einem normalen Laufband. Es wurden zwei Geschwindigkeitsstufen (0,5 m/s und 1 m/s) gewählt. Im Anschluss daran wurden die Bänder entkoppelt, wobei die betroffenen Beine auf dem Band mit 1 m/s und die nicht betroffenen Beine auf dem Band mit 0,5 m/s gingen. Darauf folgend wurde das betroffene Bein mit der langsameren Laufgeschwindigkeit belastet, während das andere Bein auf dem Band mit der höheren Geschwindigkeit belastet wurde. Den Abschluss bildete die Ausgangssituation, das heißt, beide Beine wurden auf dem gekoppelten Band mit 0,5 m/s und 1 m/s getestet. In jeder Testbedingung wurden die Probanden mit Sensoren ausgestattet, um die Bewegung in drei Dimensionen aufzuzeichnen. Es wurden die Parameter Standzeit und Schwungphase pro Bein, Schrittlänge, Gewichtsverlagerung von einem Bein zum nächsten und die Phase des beidbeinigen Stands gemessen. Alle Probanden konnten sich an die unterschiedlichen Laufbandgeschwindigkeiten anpassen. Die hemiparetischen Probanden mit asymmetrischem Gangbild konnten entweder durch die momentane Anpassung, also während des Trainings oder durch anschließende Anpassung nach der Trainingsphase, diese Asymmetrien reduzieren oder gar eliminieren. In ihrer Konklusion machten die Autoren weniger zerebrale Veränderungen für die Reduktion der Asymmetrien verantwortlich. Eher seien die Schwere der Beeinträchtigung, das betroffene Gebiet der Verletzung oder welches Bein sich schneller bewegte als Gründe zu nennen.

Auch in dieser Studie konnte gezeigt werden, dass Anpassungen zwischen den Körperhälften stattfinden können. Bemerkenswert ist dabei, dass eine mechanische Entkopplung, z.B. durch entkoppelte Laufbänder, ein gewisses Anpassungspotenzial verspricht.

1.0.4. Entstehung von Seitendifferenzen beim Radfahren

Die Wissenschaftler um Ting (Ting et al., 1998)[69] wiesen ebenfalls inhibitorisch wirkende neuromuskuläre Kopplung bei beidbeinigem Pedalieren nach. In ihrem Testaufbau verglichen sie einbeiniges mit beidbeinigem Pedalieren. Sie benutzten ein modifiziertes Rad (Abbildung 1 und 2). Dieses Rad ermöglichte einbeiniges Pedalieren mit denselben biomechanischen Charakteristika wie beidbeiniges Treten. Ein an diese Bewegungsform gewöhnter Fahrer bildete den Gegenspieler. Es wurde auf diese Weise sichergestellt, dass identische Drehmomentverläufe wie bei beidbeinigem Treten realisierbar waren.

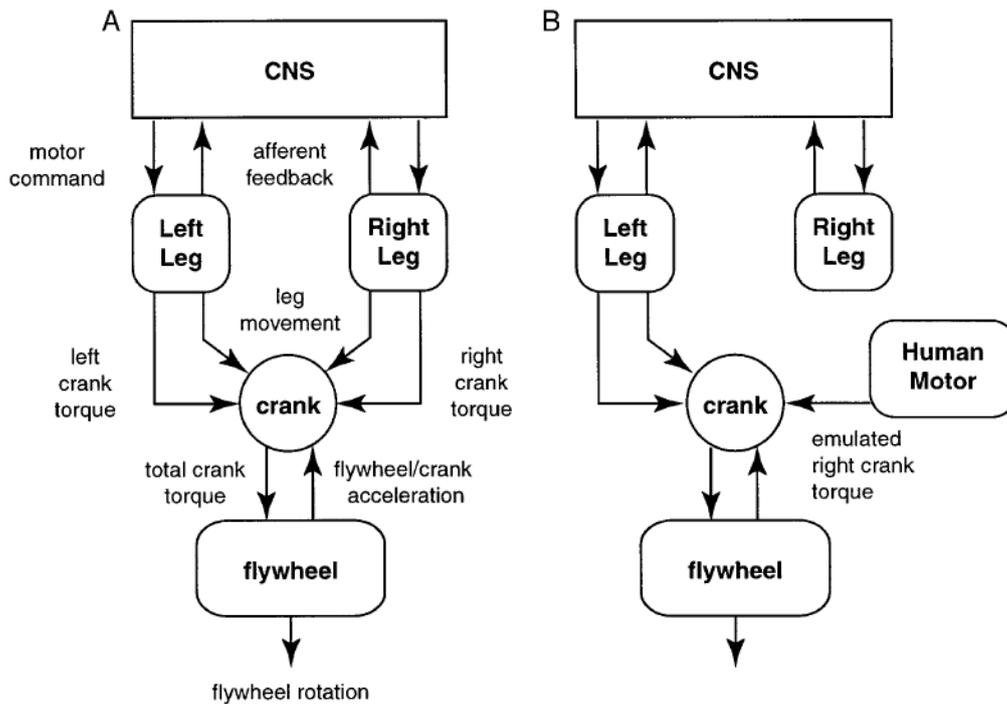


Abbildung 1: Die Abbildung A zeigt beidbeiniges Pedalieren, Abbildung B zeigt einbeiniges Pedalieren. Das rechte Bein in Abbildung B blieb statisch. Der Gegenspieler generierte die Drehmomente der rechten Seite. (Ting et al., 1998)[69]

Die Probanden wurden für alle Testungen mit einem Oberflächen-EMG ausgestattet. Es wurde jeder Proband unter vier Bedingungen getestet: bilateral, unilateral mit Gegenspieler (der die andere Kurbel bewegte), unilateral mit visuellem Feedback zum Drehmomentverlauf sowie bilateral mit visuellem Feedback.

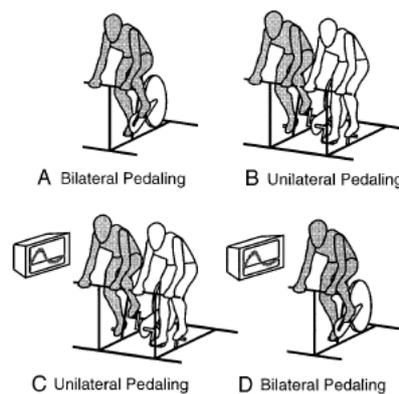


Abbildung 2: Modifizierter Ergometer für unilaterales und bilaterales Treten. Insgesamt sind vier Testbedingungen durchgeführt worden: unilaterales Treten, bilaterales Treten sowie unilaterales Treten mit Gegenspieler und Feedback und normales Treten mit visuellem Feedback (Ting et al., 1998)[69]

Mit diesem Vorgehen sicherte die Arbeitsgruppe, dass die unilateralen und die bilateralen Bedingungen vergleichbar waren. Somit konnten die Probanden mit demselben muskulären Koordinationsmuster uni- wie bilateral treten. Sie gingen weiter davon aus, dass die afferenten Signale der tretenden Beine unter der einbeinigen wie der beidbeinigen Tretebewegung gleich sein müssten. Obwohl die Arbeit unter beiden Bedingungen gleich war, konnte festgestellt werden, dass bei unilateralem Treten das verzögernde negative Drehmoment um 86% niedriger war. Dies resultierte in einem höheren muskulären Beitrag in der Flexionsphase bei einbeinigem Treten als im Vergleich zu beidbeinigem Treten. Die Wissenschaftler um Ting führten das auf inhibitorische Bahnen ausgehend von extensorischen Elementen zurück. Diese wurden als hemmend auf die kontralateralen flexorischen Elemente angenommen. Somit kamen sie zu dem Schluss, dass unipedale Bewegungen nicht mit demselben neuromuskulären Koordinationsmuster wie bipedale Bewegungen gesteuert werden. Sie verwiesen aber darauf, dass dieses zentral vermittelte Koordinationsmuster mittels Training überwunden werden könne. Das heißt, dass der Grad kontralateraler Hemmung reduziert werden könnte. Problematisch an diesem Studiendesign könnte sein, dass die Versuchspersonen während des unilateralen Tretens sich an den Partner anpassen könnten. Dies könnte eine mögliche Fehlerquelle für die Interpretation der einbeinigen Ergebnisse darstellen. Darüber hinaus sind Aussagen zur Inhibition unter bilateralen Bedingungen nicht mit neurophysiologischen Messungen belegt worden.

Dennoch wäre es möglich ein muskuläres Koordinationsmuster bei beidbeinigen Bewegungen ähnlich dem unipedalen Koordinationsmuster zu realisieren, da es mit Training möglich ist, die bilateralen Drehmomentverläufe anzugleichen.

Eine an diese Studie angelehnte Untersuchung von Kautz (Kautz et al., 2002)[33] zielte darauf ab, den Einfluss des kontralateralen Beins auf das ipsilaterale Bein im neuromuskulären Zusammenhang zu betrachten. Der Fokus lag dabei auf den bifunktionalen Oberschenkelmuskeln. Diese seien für den nahtlosen Übergang von Flexions- zur Extensionsphase und von Extensions- zu Flexionsphase im Pedalzyklus verantwortlich (Abbildung 3). Ihrer Vermutung nach sei die kontralaterale sensomotorische Aktivität für die reibungslose Funktion der bifunktionalen Oberschenkelmuskeln verantwortlich. Ihr Versuchsdesign sah das Treten unter verschiedenen Bedingungen vor. Zunächst wurden die bilateralen Kräfte und die dazugehörigen Oberflächen-EMG-Aufzeichnungen von *Vastus medialis*, *Rectus femoris*, *Semimembranosus* und *Biceps femoris* gesammelt.

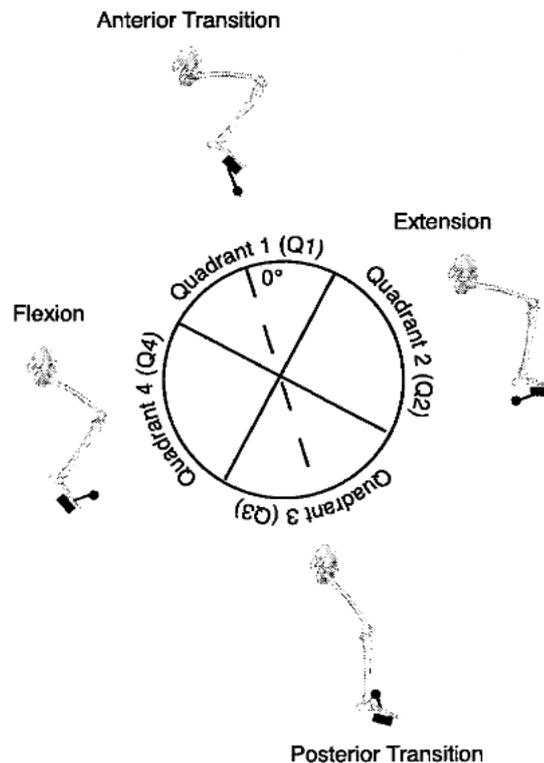


Abbildung 3: Pedalzyklus und dazugehörige muskuläre Arbeitsphasen. Die dargestellten Phasen dienen der Forschergruppe um die verschiedenen Testbedingungen den Quadranten zuzuordnen zu können (Kautz et al., 2002)[33]

Die Probanden traten mit dem rechten (ipsilateralen) Bein gegen einen Servomotor, der das normale bilaterale gekoppelte Pedalieren nachahmen konnte. In einem Testdurchgang arbeitete das linke Bein isometrisch, bei dem mit dem tatsächlichen Treten vergleichbarer EMG-Aktivität und Pedalkräften. Dabei verblieb die linke Messkurbel statisch.

Um die durchschnittliche EMG-Aktivität vergleichen zu können, wurde die durchschnittliche EMG-Aktivität in den Quadranten normalisiert. Diese Normalisation wurde für alle Bedingungen durchgeführt. Um die gemittelte EMG-Aktivität der Quadranten mit dem gekoppelten Treten vergleichen zu können, wurde die gemittelte EMG-Aktivität der beteiligten Muskeln innerhalb eines Quadranten durch die gemittelte EMG-Aktivität derselben Muskeln, die primär aktiv bei gekoppeltem Treten waren, dividiert. Somit konnte eine Aussage getroffen werden, ob z.B. die muskuläre Aktivität in einem Quadranten während der entkoppelten Bedingung erhöht war. Die Normalisation erlaubte somit die Vergleichbarkeit zwischen gekoppeltem und entkoppeltem Treten. Weitere Versuche umfassten das Entspannen des linken Beines sowie das rhythmisch-isometrische Kontrahieren, welches mechanisch-entkoppelt vom rechten Bein gemessen wurde. Diese rhythmisch-isometrischen Kontraktionen wurden zu den Zeitpunkten der Flexion sowie der beiden Übergangsphasen (anterioren/posterioren Übergang) des rechten Beins durchgeführt. Rhythmische kontralaterale Kraftgeneration während der ipsilateralen (Übergangsphase: Extension zur Flexion) erhöhte die verrichtete Arbeit in der Übergangsphase (Flexion zur Extension) des ipsilateralen (rechten) Beins. Gleichmaßen bewirkten kontralaterale Kontraktionen während der ipsi-

lateralen Übergangsphase: Flexion zur Extension eine Erhöhung der verrichteten Arbeit des rechten Beins im Übergang Extension zur Flexion. Die Arbeitsgruppe folgerte daraus, dass kontralaterale rhythmisch-isometrische Kraftgeneration die muskuläre Aktivität des ipsilateralen Beins steigert und die verrichtete Arbeit erhöhen kann. Sie kamen somit zu dem Schluss, dass neuronale Signale zwischen den Gliedmaßen das Zusammenspiel bifunktionaler Muskeln in rhythmischen Bewegungen feinsteuert. Möglicherweise könnte ein Gleichgewichtstraining ebenso auf diese Mechanismen zurückgreifen. Diese Form des Trainings erfordert auch das gut organisierte Zusammenspiel von rechter und linker Körperhälfte. Bei beiden Studien wurden, nebst den EMG-Messungen, keine anderen neurophysiologischen Messverfahren verwendet. Das heißt, dass sich die Aussagen vor allem auf die physikalischen Größen Arbeit und Drehmoment stützen, welche sich in den unterschiedlichen Bedingungen veränderten. Weiter sind keine expliziten Aussagen und Interpretationen zu den Pedalkräften möglich. Somit erlauben beide Studien keine differenzierte Aussage zur Generation radialer und tangentialer Pedalkräfte.

1.0.5. Aktueller Forschungsstand: Seitendifferenzen beim Radfahren

Dieser Abschnitt soll die aktuellen Erkenntnisse zur Entstehung und dem Auftreten von bilateralen Asymmetrien beim Radfahren erläutern.

Das Aufkommen von Kraftunterschieden kann unter unterschiedlichen Bedingungen geschehen. Vor allem scheint es einen direkten Zusammenhang von Belastungsintensität und der Entwicklung dieser Differenzen zu geben. Um diese Abhängigkeit zu untersuchen haben Carpes und Mitarbeiter in einem Stufentest, versucht Seitendifferenzen und ihre Entwicklung bei unterschiedlichen Belastungsintensitäten nachzuweisen. So kann es bei stufenförmig ansteigender Belastung zu einer Reduktion der Asymmetrien in den höheren Belastungsstufen kommen (Bertucci et al., 2012) [8]; (Carpes et al. 2008)[14]. Abbildung 4 zeigt die Entwicklung der Seitendifferenzen während eines Stufentests [14]. Die Arbeitsgruppe unterteilte in dominante und nicht-dominante Drehmomentgeneration der Beine. Nahe der Ausbelastung, also während der Intensität, die 91% der maximalen aeroben Leistung (Vo_{2max}) überstieg, kam es zu einer Reduktion der Asymmetrie. Die Messung der Drehmomente beinhaltete nur die propulsiven Anteile im Pedalzyklus.

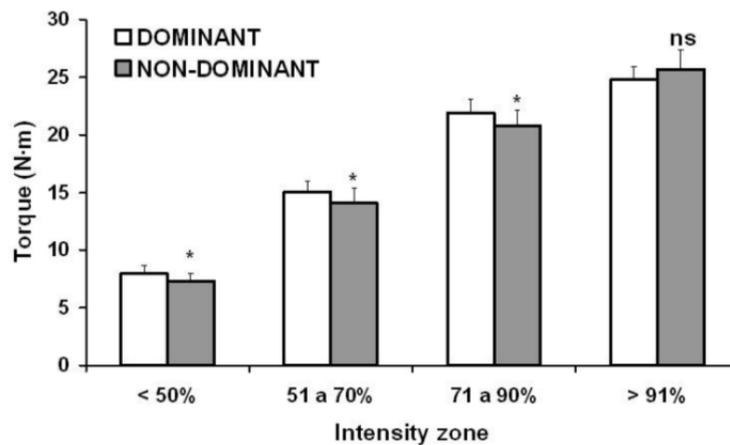


Abbildung 4: Entstehung von Asymmetrien in Abhängigkeit zur Sauerstoffaufnahme. Die Seitendifferenzen wurden prozentual zur maximalen Sauerstoffaufnahme ($\text{Vo}_{2\text{max}}$) abgeleitet. (Carpes et al., 2008)[14]

Da radspezifisches Training meist mit Belastungsgleichförmigkeit einhergeht, das heißt wenig neue Trainingsstimuli vom zentralen Nervensystem verarbeitet werden müssen, ist zu vermuten, dass sich entsprechende neuromuskuläre Ansteuerungsmuster etablieren. Laut Carpes (Carpes et al., 2008) [14] sind im Vergleich zu den intensiven Wettkämpfen häufige Asymmetrien im Training zu finden. Sie vermuteten die niedrige Intensität des Trainings als Grund für die häufiger vorkommenden Differenzen zwischen linkem und rechtem Bein. Eine Arbeitsgruppe um Impellizzeri (Impellizzeri et al., 2005)[27] betonte dabei die Belastungshöhe von Rennen in Abhängigkeit der Renndauer. Je kürzer die Belastung sei, desto höher sei die Intensität. Bei längeren Belastungen nehme die Intensität ab. In einer Studie von Golich & Broker wurde diesbezüglich eine Untersuchung während der Tour Dupont durchgeführt. Dabei fielen 50% der Renndauer in eine niedrige Belastungsintensität (<150 Watt), 25% machten dabei Leistungen zwischen 240 und 360 Watt aus. Die höchste Belastung (>360 Watt) machte 1% des Rennens aus (Golich & Broker, 1996)[23]. Es wäre also möglich, dass selbst in längeren Radrennen bilaterale Differenzen nachzuweisen sind.

Dies kann zu einem Festigen von Seitendifferenzen führen. Besonders relevant werden diese bilateralen Defizite, wenn diese Bewegungsmuster über viele Zyklen wiederholt werden. Die unmittelbare Konsequenz dieser asymmetrischen Kraftgeneration kann Überlastungserscheinungen, aber auch das Festigen ineffizienter Bewegungsmuster provozieren (Carpes et al., 2007[16]; Sannicandro et al., 2014)[56]. Im Radsport wird häufig umfangsorientiert trainiert. Damit steigt das Verletzungsrisiko durch einseitige Überlastung.

Bei Belastungen, wie etwa dem Zeitfahren in Laborsituation (Carpes et al., 2007) [15], kann es zu unterschiedlichen Zeitpunkten zu verschiedenen Ausprägungen von Seitendifferenzen kommen. In diesem Zusammenhang hat diese Arbeitsgruppe signifikante Asymmetrien während des mittleren Belastungsabschnittes nachweisen können (Abbildung 5). Die Anfangs- und Endphase des Zeifahrens waren nicht davon betroffen. Es scheint also

einen Zusammenhang zwischen Belastungsintensität und Belastungsdauer auch bei intensiven Dauerbelastungen zu geben. Möglicherweise kommt es bei Ermüdung, wie aber auch bei niedrigen Belastungen zu einem vermehrten Einsatz des dominanten Beins.

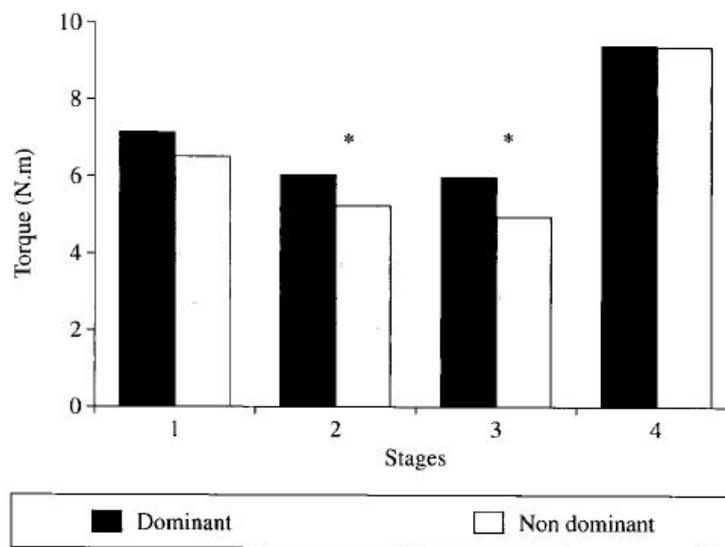


Abbildung 5: Asymmetrische Drehmomentverteilung während eines Laborzeitfahrens. Es werden die Drehmomentdifferenzen, die aus dem Vergleich der propulsiven Phase der rechten und linken Seite entstehen, gezeigt (Carpes et al., 2007)[15]

In weniger intensiven Belastungen, aber auch unter konstanten Bedingungen haben Smak und Kollegen (Smak et al., 1999)[59] den Zusammenhang von Tretfrequenz (U/min) und Asymmetrien untersucht. Ihre Fragestellung zielte dabei auf drei wesentliche Punkte ab. Zunächst wollte die Gruppe herausfinden, ob bilaterale Asymmetrien unmittelbar mit verschiedenen Tretfrequenzen in Zusammenhang stehen. Darüber hinaus wollten sie das dominante Bein und den Beitrag im Pedalzyklus untersuchen. Das dominante Bein identifizierten sie durch die Antworten auf die Frage, mit welchem Bein die Probanden treten würden. Abschließend betrachteten sie, ob die Asymmetrie durch das dominante Bein sich unterschiedlich in verschiedenen Tretfrequenzen äußert, es also einen Unterschied im Beitrag des dominanten Beins bei Tretfrequenzänderungen gibt. Ihr Testdesign sah dabei eine konstante Belastung bei 260 Watt in fünf verschiedenen Tretfrequenzen (60-120 U/min) für elf Probanden vor. Um die Asymmetrien zu definieren, berechneten sie die durchschnittlichen Seitendifferenzen für den positiven, negativen und den gesamten Kurbelbetrag des rechten und linken Beins. Dabei haben sie herausgefunden, dass sich nur der negative Leistungsbeitrag in Abhängigkeit zur Tretfrequenz unterscheidet. Es war eine lineare Beziehung zwischen steigender Tretfrequenz und abnehmender Asymmetrie nachzuweisen.

Die Messungen für das dominante Bein ergaben einen signifikant höheren Kurbelleistungsbeitrag während das kontralaterale Bein signifikant höhere positive und negative Leistungsbeiträge generierte. Aus diesen Beobachtungen schlossen sie, dass die Variabilität zwischen den Probanden und der asymmetrischen Kraftgeneration sehr groß war. Darüber hinaus besteht diese Variabilität auch bei der Messung der individuellen Asymmetrien und den zuge-

hörigen Tretfrequenzen. Das verwendete Studiendesign sah die Differenzierung in Gesamtdrehmoment sowie der positiven und negativen Drehmomentgeneration vor. Hier konnte gezeigt werden, dass das als dominante identifizierte Bein dabei einen höheren Beitrag im Gesamtdrehmoment leistete, das als nicht-dominant bestimmte Bein aber höhere Beiträge in positiver und negativer Kraftgeneration leistete. Es wurde somit herausgestellt, dass es eine Differenz hinsichtlich der Drehmomente zwischen den Seiten gab. Dennoch wurden keine Aussagen zu radialen bzw. tangentialen Kräften gemacht.

Die Arbeitsgruppe um Carpes (Carpes et al., 2011)[16] hat in einer unilateralen Analyse keine signifikanten Differenzen zwischen dominantem und nicht-dominantem Bein beim Radfahren finden können. Weder unter konstanten Bedingungen noch unter Stufenbelastungen unterschieden sich die Oberflächen-EMG-Messungen der Beine voneinander. Sie relativierten somit den Einfluss neuronaler Faktoren. Allerdings führten sie keine begleitenden Kraft- oder Drehmomentmessungen parallel zu den EMG-Messungen durch.

Alle aufgeführten Studien zum Nachweis von Seitendifferenzen beim Radfahren hatten das Augenmerk auf die biomechanische Erfassung von Drehmoment oder Leistung gelegt. Keine der aufgeführten Studien erfasste die Kräfte und ihre vektorielle Orientierung. Lediglich EMG-Messungen wurden durchgeführt, diese allerdings nicht von Kraftmessungen begleitet (Carpes et al., 2011)[16]. Ebenso wurden keine Messungen zu spinaler wie kortikospinaler Erregbarkeit während der Tests angewandt.

1.0.6. Physiologischer Hintergrund bilateraler Asymmetrien

Seitendifferenzen können auch durch eingeschränkte Blutversorgung entstehen. So können laut Schep (Schep et al., 2002) [57] intravaskuläre Verletzungen wie aber auch von außen bedingte Verengung die Blutversorgung zur Arbeitsmuskulatur mindern. Diese Verengungen können auch durch die Hypertrophie des *Psoas* verursacht werden (Lim et al., 2009)[39]. Intravaskuläre Verletzungen können z.B. eine Ausdauersport-induzierte Endofibrose sein. Diese können eine Gewebsveränderung (Hypertrophie) der *Intima* verursachen und den Blutfluss mindern. Die Arbeitsgruppe wies nach, dass in einer groß angelegten Untersuchung der mechanische Einfluss die Blutgefäße im Besonderen der *Arteria iliaca*, verengte. Dieses als "kinking" bezeichnete Abknicken sei eine häufigere Ursache als intravaskuläre Verletzungen bei Ausdauerathleten. Allerdings ließen herkömmliche Diagnoseverfahren kaum diesen Schluss zu. Die Wissenschaftler um Schep entwickelten einen differenzierenden Algorithmus, der eine verfeinerte Diagnose verengter Blutgefäße ermöglichen soll. Um also der Problematik der ungleichen Kraftgeneration zu begegnen, müssen die Untersuchungen mehrdimensional angelegt sein.

Die Ursachen können vielschichtig sein. Dieser Umstand erfordert eine differenzielle Diagnostik wie Schep (Schep et al., 2002)[57] sie vorschlägt. Sie sollte darüber hinaus auch die Sitzposition auf dem Rad mit einschließen. Gewisse Positionen wie die Unterlenkerhaltung oder die Position, die beim Zeitfahren unter dem Aspekt der Aerodynamik eingenommen

wird, kann die Verengung fördern. Hierbei kann es zu einer Verengung der *Arteria Iliaca* bedingt durch die Hüftbeugung beim Radfahren kommen. Dies kann mit der Fixierung der Blutgefäßes einhergehen, z.B. bedingt durch eine Seitenverzweigung der *Arteria Iliaca* des *Psoas* (Lim et al., 2009)[39]. Laut Lim und Kollegen sei dies nur bei maximaler Ausbelastung der Fall (Lim et al., 2009)[39].

Möglicherweise kann auch die direkte Pedalkraftmessung ein Hinweis für Pathologien dieser Art liefern. Dieser Ansatz bedarf aber noch weiterer Forschung mit umfangreicheren Stichproben und Korrelationen zu Probanden mit bilateralen Asymmetrien, die sich klar von Einschränkungen der Blutversorgung abgrenzen lassen. Neben den Seitenunterschieden, die aufgrund von Differenzen in neuromuskulärer Ansteuerung entstehen, sind auch Einschränkungen in der Durchblutung zu berücksichtigen.

1.1. Zentrales Nervensystem und seine Beiträge zur posturalen Kontrolle

Um den aufrechten Stand beim Menschen zu ermöglichen, hat das ZNS ein ganzes Netzwerk von interagierenden Elementen zur Verfügung. Dieses Netzwerk besteht aus Elementen, die die sensorielle Wahrnehmung, Auswertung und Verarbeitung vereinbaren. Letzten Endes kann es die angemessenen motorischen Strategien basierend auf einem Regelkreis aus Wahrnehmung, Verarbeitung und Gewichtung der Informationen ermöglichen. Der Stand stellt deshalb eine große Herausforderung dar, weil zum einen der Körperschwerpunkt (KSP) relativ weit über dem Boden angesiedelt ist und zum anderen die Fläche, in der sich im Gleichgewicht bewegt werden kann, klein ist. Hierbei kann man sich den KSP, der ungefähr um den Bauchnabel zu verorten ist, als Vektor vorstellen. Verbleibt der Vektor innerhalb der stabilen Standfläche, kann dies als Gleichgewichtszustand betrachtet werden. Verlässt er diese Unterstützungsfläche, beginnt das System aus dem Gleichgewicht zu geraten. Um dieser Instabilität begegnen zu können, bedarf es zunächst der Erfassung dieses Zustandes. Diese Erfassung geschieht mit Hilfe der sensorischen Elemente. Innerhalb des Erfassungsprozesses muss es aber zu einer situationsangemessenen Gewichtung der Information kommen. Denn mit einer großen Anzahl von Freiheitsgraden, z.B. von Gelenken und des Einflusses der Gravitation, muss nach Priorität gewichtet werden. Dieser Gewichtungsprozess wird durch mehrere Informationskanäle gespeist. So erreichen den Regelkreislauf, der stets einen Soll-Ist-Vergleich der momentanen Gleichgewichtssituation als zentralen Verarbeitungsprozess durchführt, Informationen aus verschiedenen Körperregionen bzw. Organen. Somit verfügt das ZNS über einen Pool von eingehenden Informationen. Mit Hilfe dieser Informationen kann ein der Situation angemessenes motorisches Programm entworfen werden. Beispielsweise ist es dem Organismus möglich aufrecht zu stehen, wenn die Augen geschlossen sind (Keller, 2014)[34]. Folgend soll näher auf die Sensoren und Elemente des ZNS eingegangen werden, die die posturale Kontrolle ermöglichen. Für einen Überblick des Regelkreislaufs siehe Abbildung 6.

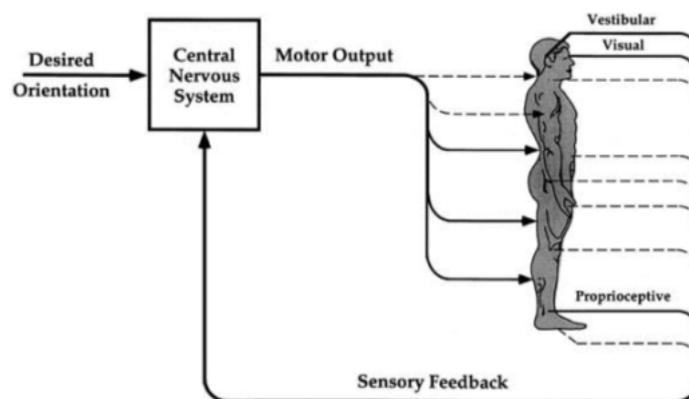


Abbildung 6: Die Abbildung zeigt das Interagieren der verschiedenen am Regelkreis des ZNS beteiligten Elemente. Das ZNS sendet dabei die Befehle über die gewünschte Positionierung im Raum an die Muskulatur. Die sensorischen Elemente ermitteln den Ist-Zustand und senden dieses Feedback zurück an das ZNS. Hier findet dann die Gewichtung basierend auf dem Soll-Ist-Vergleich und, wenn nötig, eine Modifikation der Befehle statt. Grafik aus Paloski et al.,(1998)

1.2. Sensoren des zentralen Nervensystem für posturale Kontrolle

1.2.1. Visuelles System

Das visuelle System dient zunächst der Erfassung der Umwelt. Es nimmt dabei die Kopfposition relativ zu markanten, vertikal-orientierten Gegenständen wahr. Hierbei kann es zu Fehlern in der Interpretation der Information kommen. Diese Fehler in der Interpretation rühren aus einer falschen Wahrnehmung der Bewegung, z.B. eines Objekts relativ zur Bewegung des Kopfes. Dies kann beispielsweise in einem stillstehenden Zug passieren, wenn am Nachbargleis ein Zug sich in Bewegung befindet. Dies generiert eine Fehlinterpretation, die durch fehlendes Differenzieren von Eigen- und Fremdbewegung begründet sein kann (Keller, 2014)[34].

Somit liefert das visuelle System Hinweise zur Bewegung des Kopfes, aber auch auf welche Art und Weise sich der Kopf zur wahrgenommenen Umwelt bewegt. Diese Informationen sind bedeutend zur Wahrung posturaler Kontrolle. Die Standstabilität hängt unmittelbar von der Stabilität des Referenzpunkts ab. Das visuelle System liefert Informationen an das ZNS relativ zu diesem Referenzpunkt. Das Fehlen reliabler Referenzinformationen kann dabei zu einer Vergrößerung des Körperschwankweges führen.

Eine Studie, die diesbezüglich den Einfluss eines markanten Referenzpunkts auf die posturale Stabilität untersuchte, testete inwiefern das Vorhandensein oder das Ausbleiben einer solchen Referenz den Schwankweg auf unstabilem Untergrund beeinflusst. Es konnte gezeigt werden, dass ein direkter Referenzpunkt (Laserpointer), mit dem Probanden einen Kreis nachfahren sollten, die Körperschwankung auf unstabiler Unterstützungsfläche reduzierte. Die Probanden richteten ihren Blick frontal und aufrecht stehend auf diesen Kreis. Ohne diesen Referenzpunkt konnte der Schwankweg nicht reduziert werden (Taube et al., 2008)[61]. Es kann gesagt werden, dass das periphere Sehen einen wesentlicheren Beitrag für die posturale Kontrolle liefert, als es das foveale Sehen leistet (Amblard & Carblanc, 1980) [2]; (Raffi et al., 2014)[48].

1.2.2. Vestibuläres System

Das menschliche Ohr dient nicht nur der Wahrnehmung akustischer Signale. Diesen Bereich übernimmt die darauf spezialisierte Cochlea. Im Innenohr befindet sich ein überaus genauer Akzelerometer, der auch einen großen Anteil an der Erfassung der Kopfbewegung hat - im Vergleich zur Erfassung der optischen Eindrücke nicht in der Wahrnehmung und Interpretation der Außenwelt, sondern der Interpretation von internen Vorgängen, um auf die Position relativ zum umgebenden Raum schließen zu können. Dieser Akzelerometer, das Vestibularorgan oder auch als Gleichgewichtsorgan bezeichnet, erfasst Beschleunigungen des Kopfes in drei Dimensionen. Jede Form von Drehbeschleunigung wird durch die mit Endolymphe gefüllten Bogengänge erfasst. Dabei fließt bei Bewegung die Endolympheflüssigkeit entgegen der Bewegungsrichtung. Diese rotatorische Verschiebung wird vom

N.Vestibularis registriert und übermittelt.

Die vertikal-lineare und horizontal-lineare Beschleunigung wird durch die Macularorgane registriert. Hierbei wird die Beschleunigung durch die Verschiebung der mit *Otholithen* beschwerten Membran gegen die sensorischen Haarzellen erfasst. Die Haarzellen befinden sich in der Macula und senden von dort aus die Informationen weiter.

Dabei erfasst der *Utriculus* die horizontale und der *Sacculus* die vertikale Beschleunigung. Für die Bewegungskontrolle ist das Vestibularorgan bei der aktuellen Verarbeitung und Repositionierung bei fortwährenden Bewegungen beteiligt (Keller, 2014)[34]. Die Informationen des Vestibularorgan beginnen dann an Bedeutung zu gewinnen, wenn die optische Wahrnehmung z.B. durch fehlende Referenzpunkte oder aber durch unstabilen Untergrund erschwert wird (Black et al., 1989)[9]; (Horak, 2009)[25]. Dabei ist laut Horak die Primärfunktion des vestibulospinalen Systems, als Vertikalreferenz für die Orientierung des Körpers zu dienen (Horak, 2009)[25]. Das Vestibularorgan ist somit aktiv an der Bewegungsregulation beteiligt und wichtig für die posturale Kontrolle.

1.2.3. Propriozeptives System

Das propriozeptive System ist zunächst nicht nur auf die Erfassung von Lage und Position im Verhältnis zum Kopf, wie es beim Vestibularorgan oder der visuellen Wahrnehmung über den Sehsinn der Fall ist, beschränkt. Die Orte, an denen das propriozeptive oder sensorische System Zustände erfasst, erstrecken sich über den gesamten Körper. Dabei werden alle Zustände und deren Veränderung hinsichtlich Position und Lage der einzelnen Körpersegmente zueinander und des gesamten Körpers registriert. Darüber hinaus werden Kraft und Gewichtsverhältnisse erfasst und dem ZNS zur weiteren Verarbeitung zur Verfügung gestellt.

Diese sensorische Arbeitsweise unterscheidet sich insofern von den anderen Sensoren, als dass sie unmittelbar der Erfassung eigener Bewegung und Zustandsänderungen des Körpers oder beteiligter Körpersegmente und somit nicht an einen außen liegenden Einfluss oder Referenzpunkt gebunden ist. Dabei werden Informationen zur Muskellänge durch die Muskelspindeln erfasst. Die durch den Muskel generierte Spannung in der Sehne wird durch den Golgi-Sehnenapparat gemessen. Die resultierende Gelenwinkeländerung wird mit Hilfe der Gelenkrezeptoren an das ZNS geleitet. Auch Hautrezeptoren sind zu nennen. Diese können bei Ausbleiben von Informationen, welche z.B. der Sehsinn liefert, bei der posturalen Kontrolle nützlich sein. In einer Studie von Lackner konnte gezeigt werden, dass Probanden mit verschlossenen Augen im Tandemstand mit Hilfe einer leichten Zeigefingerberührung den Schwankweg auf einer Kraftmessplatte deutlich reduzieren konnten. Anzumerken ist, dass die Berührung einer Stange lateral zur Körpermitte die besten Ergebnisse lieferte (Lackner et al., 1999)[35]. Mit dieser Arbeit konnte gezeigt werden, wie das ZNS aufgrund der kutanen Wahrnehmung über die Berührung eines Stabes posturale Kontrolle unter in stabilen Bedingungen generieren kann. Die Propriozeption ist für den Menschen und seine Funktionen von großer Bedeutung. Das Fehlen oder die Beeinträchtigung dieser Sensoren kann

maßgeblich Einfluss auf Standstabilität und Wiederherstellung des Gleichgewichts nach Störungen haben (Keller, 2014)[34].

1.3. Bereiche des ZNS und ihre Beiträge zur posturalen Kontrolle

Nun soll auf die Bereiche des ZNS und ihre Beiträge zur posturalen Kontrolle eingegangen werden. Mit Hilfe der eingehenden Informationen des propriozeptiven Systems, des vestibulären und des Sehsinns, kann der zentrale Soll-Ist-Wertvergleich und darauf basierend die motorische Planung und Kontrolle stattfinden.

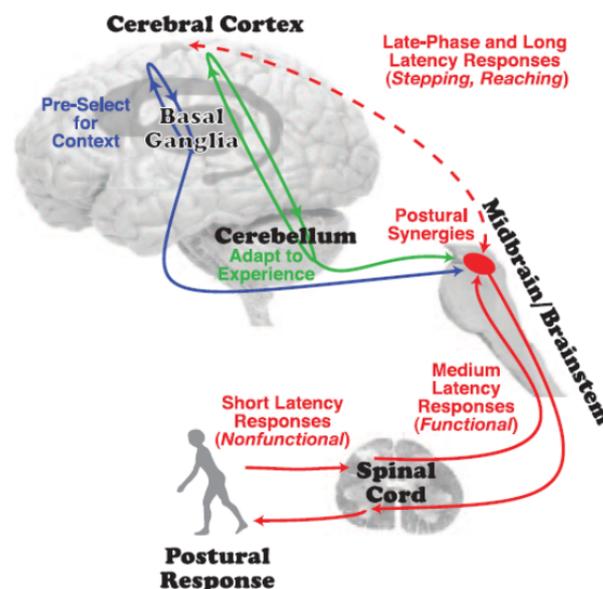


Abbildung 7: Die Abbildung zeigt die beteiligten Areale des ZNS und deren Bedeutung für die posturale Kontrolle. Gezeigt werden die beteiligten Areale hinsichtlich ihres Einflusses auf die muskulären Antworten. Es kann nach Verzögerung in der muskulären Antwort, auf funktionelle oder nichtfunktionelle Beiträge der beteiligten ZNS-Areale geschlossen werden (Jakob & Horak, 2007)[28]

1.3.1. Rückenmark

Das Rückenmark ist für die Weiterleitung sensorischer Informationen verantwortlich. Es dient auch der Übermittlung motorischer Befehle an die Muskeln. Somit fungiert es als Transferroute für efferente und für die Verarbeitung und Weiterleitung afferenter (von Sensoren erfasste Informationen) Signale. Auf Ebene des Rückenmarks ist es möglich, afferente Signale, z.B. eine über die Muskelspindel erfasste spontane Muskeldehnung, wahrzunehmen. Diese Dehnung kann durch eine schnelle Änderung der Standfläche begründet sein. Eine schnelle Muskeldehnung provoziert eine reflektorische Antwort. Diese Antwort ist monosynaptisch auf Ebene des Rückenmarks verschaltet. Dies ermöglicht durch die schnelle Signalweiterleitung eine schnelle Reaktion und somit eine ausgleichende Muskelaktivität. Dieses Beispiel illustriert auch die Interaktion zwischen propriozeptivem System und den Arealen des ZNS (Abbildung 8).

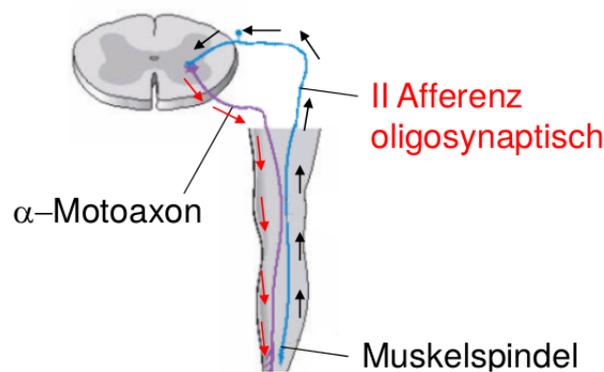


Abbildung 8: Die Abbildung zeigt den afferenten Signalverlauf zum Rückenmark, die Verschaltung und die efferente Signalentstehung des alpha-Motoneurons (Taube, 2013)[60].

Bei der in der Abbildung 8 gezeigten Verarbeitung auf Rückenmarksebene handelt es sich um einen monosynaptisch-verschalteten Reflex. Es ist bekannt, dass auch andere Bereiche des ZNS Einfluss auf die Steuerung von Ausgleichsbewegungen nehmen können und somit die Grösse der reflektorischen Antwort mitbestimmen. Unter schwierigeren Untergrundbedingungen konnten reduzierte Reflexbeiträge nachgewiesen werden (Llwellyn et al., 1990) [36]. Es wird davon ausgegangen, dass es einen Zusammenhang zwischen der Komplexität der Standbedingung und der Größe der H-Reflexantwort gibt (Taube, 2008)[62]. Dies verdeutlicht die Möglichkeiten des ZNS mittels präsynaptischer Hemmung die spinalen Reflexe zu modifizieren. Dabei werden die alpha-Motoneurone nicht in ihrer Erregbarkeit gehemmt. Die Steuerung der Bewegung kann also auf Rückenmarksebene durch die Modulation der spinalen Reflexe seitens anderer ZNS-Areale geschehen. Die zunächst simple reflektorisch-vermittelte motorische Antwort auf spinaler Ebene kann durch den Einfluss höherer Hierarchien des ZNS funktionell erweitert werden (Keller,2014)[34].

1.3.2. Hirnstamm

Der Hirnstamm umfasst mehrere Bestandteile des Gehirns. Er besteht aus *Pons*, *Medulla oblongata* und dem *Mesencephalon*. Es konnte früh der Zusammenhang zwischen Hirnstamm und Gleichgewichtsregulation hergestellt werden (Keller, 2014)[34]. So wies schon Sherrington in Tierversuchen die Rolle des Hirnstammes in der posturalen Kontrolle des spinalen Hundes nach (Sherrington, 1906)[51]. Weitere Tierversuche umfassten die muskulären Antworten nach Perturbation der Arme. Die EMG-Aktivität konnte selbst nach Kühlung oder Trennung vom Kleinhirn, Thalamus, Cerebellum sowie Senso- und Motorkortex registriert werden. Hieraus leiteten die Forscher ab, dass der Ursprung der späten muskulären Antworten (mittels EMG-Aktivität erfasst) auf spinaler oder Hirnstammebene zu verorten sein müsste (Miller & Brooks, 1981)[43].

Beim Menschen konnten die Wissenschaftler um Stoykov einen Zusammenhang zwischen beeinträchtigter posturaler Kontrolle und Defiziten (Ataxie) in der Funktionsweise des Hirnstammes herstellen. In einer Fallstudie wurde ein Hirnstammpatient vor und nach einer Trainingsintervention auf seine Adaptationsfähigkeit an betroffener und nicht betroffener Seite

untersucht. Nach der Intervention konnte eine Funktionssteigerung bei der betroffenen oberen Extremität festgestellt werden.

Die Arbeitsgruppe betonte, dass das Training der posturalen Kontrolle für die Verbesserung der Funktionsweise hinsichtlich der betroffenen Seite spricht (Stoykov et al., 2005)[52]. Ouchi und Kollegen konnten unter der Bedingung des Tandemstands eine vermehrte Aktivität des Hirnstammes bei Probanden mittels Positronen-Emissionstomographie (PET) nachweisen (Ouchi et al., 1999)[47]. Dies zeigt auf, dass komplexere Standbedingungen die Aktivität des *Mesencephalon* steigern können. Somit kommt dem Hirnstamm eine bedeutende Rolle hinsichtlich der Bewältigung komplexerer Standaufgaben zu (Keller, 2014)[34].

1.3.3. Basalganglien

Die Basalganglien sind ein Netzwerk subkortikaler Bereiche. Diese Kerngebiete sind beidseitig angelegt und untereinander verbunden. Die Basalganglien sind in ihrem Zusammenwirken ebenfalls relevant für die motorische Kontrolle. Das Striatum dient dem Zugang der Projektionen anderer ZNS-Areale in das Netzwerk der Basalganglien. Durch das Striatum können diese Projektionen auf die Bestandteile der Basalganglien weitergeleitet werden. Die Areale, welche die Signalweiterleitung an andere Bestandteile des ZNS ermöglichen, sind *Pallidum internum*, *Pars reticularis* und die *Substantia nigra*. Beide Areale wirken über den Transmitterstoff GABA direkt hemmend auf den Thalamus und indirekt inhibitorisch auf die Großhirnrinde.

Um den Einfluss der Basalganglien auf die posturale Kontrolle nachzuweisen, können mit Hilfe von Patientenstudien Aussagen getroffen werden. Im Falle von Morbus Parkinson ist eine Einschränkung der Dopaminbildung in der *Substantia nigra* zu beobachten. Dies ist bedingt durch das Absterben dopaminbildender Neurone (Keller, 2014)[34]. Ein Botenstoffmangel großen Ausmaßes wirkt dabei auf die Gesamtregulation und kann verheerende Folgen auf die Bewegungsregulation haben. Dies kann sich unmittelbar auf die posturale Kontrolle auswirken. Die Folge kann bei schwerwiegender Ausprägung eine hohe Sturzprävalenz bei Parkinsonpatienten sein (Bloem, 1992)[10]; (Bloem et al., 2001)[11]. Bei gesunden Probanden, die sich im Liegen befanden und sich vorstellten zu stehen, konnten mittels fMRT-Aufzeichnungen während des Stands gezeigt werden, dass Aktivität von Thalamus und der Basalganglien nachzuweisen war (Jahn et al., 2004)[29].

In einer Studie von Goble und Kollegen wurden der Einfluss der Propriozeption und die möglichen, beteiligten Areale bei der Verarbeitung mit Hilfe von fMRT-Messungen durchgeführt. Die Studie beruhte auf der Annahme, dass die neuronale Verarbeitung propriozeptiver Wahrnehmung die Gleichgewichtsfähigkeit, ein Leben lang bestimmt. Die Probandengruppe setzte sich aus 20 älteren und jüngeren Probanden zusammen. Für die Stimulation des propriozeptiven Systems und die Zuordnung innerhalb der fMRT-Messung wurden Vibrationen an der Sehne und am Knochen eingeleitet. Dies ermöglichte die Beobachtung der Hirnaktivität, die durch die eingeleitete Vibration erfolgte. Weiter wurden die Probanden

mit geschlossenen Augen in Gleichgewichtsaufgaben getestet. Die Arbeitsgruppe konnte nachweisen, dass eine Korrelation zwischen Höhe der Hirnaktivität auf Grund der Sehnen-vibration und der Balanceleistung bestand. Dabei waren auch Bereiche der Basalganglien aktiv. Die Wissenschaftler um Goble betonten, dass die supraspinale Verarbeitung propriozeptiver Information maßgeblich an der Gleichgewichtskontrolle beteiligt ist (Goble et al., 2011)[22].

1.3.4. Kleinhirn

Das Cerebellum oder Kleinhirn ist entgegen der Vermutung, die der Name hervorufen kann, nicht zu vernachlässigen. In der Kleinhirnrinde befinden sich in hoher Dichte eingebettet Purkinje Zellen. Diese sind große, multipolare Zellen. Das Kleinhirn beinhaltet eine hohe Anzahl der am zentralen Nervensystem beteiligten Neurone. Das Cerebellum ist somit für die Motorik wichtig (Keller, 2014)[34].

Einschränkungen in der Funktionsweise, begründet durch einen Tumor oder Schlaganfälle, führen nicht unmittelbar zu einem Totalausfall der Motorik. Es kommt dabei eher zu Defiziten in der motorischen Ausführung. Dies kann die Bewegungsgenauigkeit und -konsistenz vermindern. Auch die Ausbildung eines Tremors kann mit Läsionen des Kleinhirns einhergehen. Nebst der Einschränkung der Motorik kann auch die Sprachproduktion betroffen sein (Manto, 2012)[40]. Man stimmt überein, dass Bewegungsprogramme nicht im Kleinhirn generiert werden. Der Beitrag des Kleinhirns, besteht in der zeitlichen Organisation von Bewegungsbestandteilen sowie in der Sequenz mit der Agonist und Antagonist angesteuert werden. Dabei ist das Kleinhirn wichtig für die kontinuierliche Kraftgeneration, nicht aber für die maximale Kraftgeneration (Diener & Dichgans, 1992)[17].

Schädigungen des Kleinhirns äußern sich im Standverhalten des Menschen. Hier können Patientendaten die Schwere der Beeinträchtigung des Gleichgewichts in Beziehung zur Tiefe der zu verortenden Läsion im Kleinhirn setzen. Je tiefer die betroffenen Bestandteile, desto mehr ist der Patient in seiner Gleichgewichtsfähigkeit beeinträchtigt (Ilg et al., 2008)[26]. Um die Beiträge des Kleinhirns an der posturalen Kontrolle zu untersuchen, muss differenziert werden, ob der Patient sich auf eine posturale Störung einstellen oder auf eine Perturbation reagieren muss. So konnte in einer Studie von Morton & Bastian gezeigt werden, dass Feedforwardkontrolle, also die prädikative Bewegungsregulation bei Schädigungen, beeinträchtigt war. Die auf Feedback beruhende Anpassung der Motorik durch das sensorimotorische System schien dabei nicht beeinträchtigt zu sein (Morton & Bastian)[42]. Das Kleinhirn wird auch im Zusammenhang mit motorischem Lernen genannt. Kommt es zu Läsionen im Kleinhirn kann das adäquate Anpassen auf eine Änderung, z.B. eine Bewegungsaufgabe, nicht mehr umgesetzt werden (Keller, 2014)[34]. Nashner konnte in diesem Zusammenhang bei Kleinhirnpatienten zeigen, dass eine Schädigung die Anpassung der späten muskulären Reflexantworten (IIR) beeinträchtigt.

Dies kann, im Gegensatz zu gesunden Probanden, über viele Versuche hinweg andauern und von einer destabilisierenden Muskelansteuerung begleitet sein (Nashner, 1974)[46]. Bei ge-

sunden Probanden konnte ebenfalls Aktivität im Kleinhirn unter Standbedingungen nachgewiesen werden. Ouchi und Kollegen konnten mittels PET eine gesteigerte Aktivität des Kleinhirns bei wachsender Aufgabenschwierigkeit nachweisen (Ouchi et al., 1999)[47].

1.3.5. Motorkortex

Der Beitrag des Motorkortex während motorischer Kontrolle wurde in der Vergangenheit zunächst unterschätzt. Erst mit dem Aufkommen indirekter Nachweisverfahren beim Menschen und neuerer direkter Verfahren, mit denen der Einfluss des Motorkortex beim Tier gemessen werden konnte, änderte sich diese Meinung (Keller, 2014)[34]. Mit Hilfe von neuen Verfahren konnte bis jetzt im Tiermodell Aktivität kortikaler Neurone im primär-motorischen Kortex bei Aufgaben zur posturalen Kontrolle gemessen werden (Beloozerova et al., 2005)[6].

Um die kortikale Aktivität beim Menschen unter Standbedingungen zu testen, muss auf indirekte Verfahren zurückgegriffen werden. Diese Verfahren sind nicht-invasive Verfahren (Keller,2014)[34]. In einer Übersichtsarbeit von Jacobs & Horak wurde betont, dass der Motorkortex mit anderen Arealen bei der Bewegungskontrolle beteiligt ist. Diese umfassen z.B. die Vernetzung von Cerebellum und Motorkortex, um auf Erfahrungen basierte Bewegungsanpassungen zu steuern. Weiter generiert die Vernetzung bestehend aus Basalganglien und Motorkortex Anpassungen in der Bewegungskontrolle, um sich auf aktuelle Situationen einstellen zu können (Jacobs & Horak, 2007)[28]. Die Aktivität des motorischen Kortex steigt mit zunehmender Aufgabenschwierigkeit und ist darüber hinaus auch bei der Bewegungsregulation der muskulären Antworten bei externen Störungen beteiligt (Keller,2014)[34]. Es gibt Hinweise motorkortikaler Aktivität für spätere muskuläre Antworten (Taube, 2006)[63]. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass der Motorkortex bei der posturalen Kompensation zum einen über kortikospinale Bahnung involviert ist und zum anderen im Austausch mit anderen Arealen des ZNS agiert.

1.4. Gleichgewichtstraining

Alle Menschen müssen in der Lage sein, ihr Gleichgewicht zu sichern. Gleichgewichtstraining ist meist durch einen Stand auf einer kleineren oder instabileren Unterstützungsfläche gekennzeichnet. Das sensomotorische Training zielt darauf ab, die Abweichungen vom Druckzentrum (Cop) und des Massenmittelpunkts (Com) nach Perturbation zu reduzieren (Maurer et al.,2005)[41]. Darüber hinaus hat es in den letzten Jahren nicht nur in rehabilitativen und präventiven Trainingsansätzen an Bedeutung gewonnen. Es kann maßgeblich durch die Verbesserung intramuskulärer und intermuskulärer Ansteuerung der Sturzprophylaxe dienen. Auch im Leistungssport hat diese Form des Trainings einen festen Platz erhalten (Taube et al., 2008)[62]. In der Rehabilitation von Patienten konnten positive Effekte hinsichtlich der Reduktion von Asymmetrien im Schreitverhalten nachgewiesen werden

(Torres et al., 2011)[67]. Weiter konnte eine Reduktion der Schrittvariabilität pro Zeiteinheit bei gesunden Senioren nachgewiesen werden (Granacher et al., 2010)[24]. Ein dem spezifischen Training vorangestelltes Gleichgewichtstraining kann im Sinne einer Vorbereitung des neuromuskulären Zusammenspiels für das nachstehende Training betrachtet werden (Bruhn et al., 2006)[13]. Dies könnte besonders relevant für automatisierte Bewegungen wie Radfahren sein. Denn es scheint, dass eine substantielle Reorganisation des Motorkortex durch den Stand auf einer instabilen Unterlage provoziert wird (Solopova et al., 2002)[54]. Vor dem Hintergrund, dass neue Strategien der Bewegungskontrolle gefunden werden müssen, um die Bewegungsregulation auf instabilem Untergrund relativ zum zentralen Massenmittelpunkt zu sichern (Solopova et al., 2002)[54].

1.4.1. Neurophysiologische Anpassung an Gleichgewichtstraining

Gleichgewichtstraining kann auf Ebene des ZNS nachweisbare Effekte generieren. Die Arbeitsgruppe um Taubert konnte nachweisen, dass schon zwei Trainingseinheiten zu je 30min Veränderungen in der grauen Substanz hervorrufen können (Taubert et al., 2010)[65]. Das Gleichgewichtstraining kann Anpassungen auf spinaler wie supraspinaler Ebene bewirken (Taubert et al., 2008)[62]. Folgend soll auf die einzelnen ZNS-Bestandteile und ihre Adaptationen an Gleichgewichtstraining eingegangen werden.

1.4.2. Spinale Anpassung durch Gleichgewichtstraining

Die Interaktion mit der Umwelt erfordert eine immense Anpassungsfähigkeit des ZNS. Dies muss bei schnellen und nicht-geplanten Störung mit entsprechenden Arealen des ZNS verarbeitet werden. Dabei spielt das spinale Reflexsystem eine wichtige Rolle. Dies um den aufrechten Stand gewährleisten zu können (Tokuno et al., 2007)[68];(Taubert et al., 2008a)[62]. Anpassungen können sich dabei auch in der Größe der H-Reflexantwort bei posturalen Aufgaben finden lassen (Keller, 2014)[34].

Es konnte gezeigt werden, dass es einen negativen Zusammenhang zwischen der Größe der H-Reflexantwort und der Aufgabenschwierigkeit gibt. Das heißt, dass die reflektorische Antwort unter komplexen Bedingungen reduziert sein kann. Dies spricht für eine an die Umwelt angepasste Modulierbarkeit des H-Reflexes (Llewellyn et al., 1990)[36]. Nach heutigem Wissenstand können spinale Reflexe nach Gleichgewichtstraining sowie auf instabilen Untergründen gehemmt werden. Diese Anpassung begünstigt die Reduktion reflexvermittelter Gelenkausschläge und trägt somit zur Stabilisation bei. In diesem Zusammenhang wird weiter davon ausgegangen, dass dies über einen grösseren Einfluss supraspinaler Zentren ermöglicht wird (Llewellyn et al., 1990)[36]; (Solopova et al., 2003).

Diese z.B. durch Gleichgewichtstraining initiierten Anpassungen, finden auf neuronaler Ebene statt und lassen sich teilweise mit Hilfe der peripheren Nervenstimulation nachweisen (Keller, 2014)[34]. Hierbei muss angemerkt werden, dass Anpassungen in der reflektorischen Antwort meist aufgabenspezifisch erfolgen, d.h. die Modulierbarkeit bezieht sich

auf die trainierte Bewegung. In Ruhebedingung konnten keine Veränderungen in der reflektorischen Modulation nachgewiesen werden. Es konnten auch Verbesserungen hinsichtlich des Gleichgewichts gezeigt werden, ohne beobachtbare Anpassungen der H-Reflexe (Schubert et al., 2008)[58]. Unter Einbeziehung der Beschränkungen, die die periphere Nervenstimulation beim Nachweis von Reflexmodulation hat, kann dennoch gezeigt werden, wie trainingsinduzierte Veränderungen auf spinaler Ebene gemessen werden können.

1.4.3. Anpassungsnachweis mittels peripherer Nervenstimulation

Um die H-Reflexmodulation nachzuweisen, werden mit Hilfe der H-Reflexstimulation zum Beispiel an der *Fossa poplitea* die Nervenbahnen des *Tibialis* elektrisch stimuliert. Durch Oberflächen-EMG-Messungen am *Soleus* wird die Reflexintensität [mV] sowie die muskuläre Antwort [mV] (M-Welle) gemessen. Die reflektorische Antwort bei einer peripheren Nervenstimulation wird über Aktionspotentiale der Ia-Afferenzen in den Muskelspindeln zum alpha-Motoneuron und zur neuromuskulären Bindungsstelle generiert. Die muskuläre Antwort (M-Welle) bei einer Stimulation besteht aus der Signalleitung der Motoneurone zur neuromuskulären Bindungsstelle (Taube, 2008a)[62]. Unter Stimulationsbedingungen lassen sich verschiedene Rekrutierungskurven für den H-Reflex und die M-Welle erzeugen. Hierbei spielt die Stimulationsintensität eine wesentliche Rolle. Um das Maximum für die reflektorische Antwort (Hmax) zu erhalten, muss schrittweise die Stimulationsintensität gesteigert werden. Anschließend kann durch eine weitere Steigerung der Intensität die maximale muskuläre Antwort (Mmax) bestimmt werden. Um den möglichen Einfluss einer Trainingsintervention zu messen, müssen die Rekrutierungskurven Hmax und Mmax vor und nach der Intervention erstellt werden. Somit kann verglichen werden, bei welcher Stimulationsintensität [mA] die maximale reflektorische Antwort (Hmax) und die muskuläre Antwort (Mmax) induziert werden kann. Anschließend lässt sich aus diesen Größen ein Quotient H_{max}/M_{max} bilden. Auf spinaler Ebene kann diese Anpassung durch Gleichgewichtstraining auf zwei Ebenen stattfinden. Ein erhöhter Quotient aus H_{max}/M_{max} kann zur erhöhten motoneuralen Erregbarkeit führen und die präsynaptische Hemmung der Ia-Afferenzen mindern (Taube, 2008a)[62]. Durch Gleichgewichtstraining kann es zu einem kleineren Quotienten aus H_{max}/M_{max} kommen. Eine Erhöhung der präsynaptischen Hemmung kann zur Reduktion des Beitrags der Muskelspindeln am Erregungsprozess der Muskeln führen.

1.4.4. Supraspinale Anpassungen durch Gleichgewichtstraining

Wie im Kapitel 1.2. Sensoren und zentrales Nervensystem beschrieben, haben supraspinale Areale einen wesentlichen Anteil an der Bewegungsregulation. Allerdings erweist es sich als wesentlich schwerer, mittels neurophysiologischer Verfahren zu stimulieren und darauf basierend Nachweise der Anpassung zu finden. Bildgebende Verfahren sind meist

auch nur eingeschränkt anwendbar. So sind MRT-Messungen unter dynamischen Bedingungen nicht möglich und bei PET-Messungen muss eine schwach-radioaktive Substanz verabreicht werden, was meist ein ethisches Problem ist (Keller, 2014)[34]. Um dennoch die supraspinalen Areale zu untersuchen, werden Untersuchungen zur kortikalen Plastizität durch Gleichgewichtstraining induziert durchgeführt. Hierbei konnten in verschiedenen Studien Veränderungen in diesem Bereich gefunden werden.

So konnten Taubert und Kollegen funktionelle Anpassungen nach kurzen Gleichgewichtstrainings präfrontal aber auch in den supplementär-motorischen Arealen mittels MRT nachweisen. Dies war mit einer einhergehenden Veränderung der grauen Substanz zu beobachten. Diese Veränderungen waren deutlich in den ersten drei Wochen der Trainingsphase. Im Gegensatz dazu veränderte sich die fronto-parietale Verbindungsfähigkeit und die zugrunde liegende weisse Substanz stetig innerhalb der sechswöchigen Trainingsperiode (Taubert et al., 2011)[66].

In einer weiteren Studie von Taube und Kollegen wurde nach Störung des Gleichgewichts nach kortikalem Einfluss während muskulärer Antworten gesucht, insbesondere nach dem kortikalen Beitrag bei späten muskulären Antworten (IIR). Diese Studie konnte eine deutliche Reduktion des kortikalen Beitrags an den muskulären Antworten nachweisen. Diese Reduktion des kortikalen Beitrags an der motorischen Kontrolle nach einer Perturbation ging einher mit einer verbesserten Standstabilität (Taube et al., 2007,b)[64]. Strukturell-morphologische Veränderungen, welche die Veränderung der weißen und grauen Substanz beinhalten, sind zunächst noch nicht für subkortikale Bereiche nachweisbar. Sie konnten nur für kortikale Strukturen nachgewiesen werden (Keller, 2014)[34]. Für die subkortikalen Bereiche gibt es Hinweise auf Anpassungen, die aus unterschiedlichen Aufgaben hervorgehen und somit entsprechenden Arealen zugeordnet werden können (Ouchi et al., 1999)[47]; (Jahn et al., 2004)[29]. In dem Übersichtsbeitrag von Taube und Kollegen wird angenommen, dass eine Gleichgewichtsintervention die Reduktion der spinalen als auch kortikalen Beiträge beinhaltet. Sie gehen dabei davon aus, dass nach der Intervention subkortikale Bereiche stärker bei der motorischen Kontrolle involviert sind als vor dem Gleichgewichtstraining (Abbildung 9)(Taube et al., 2008a)[62].

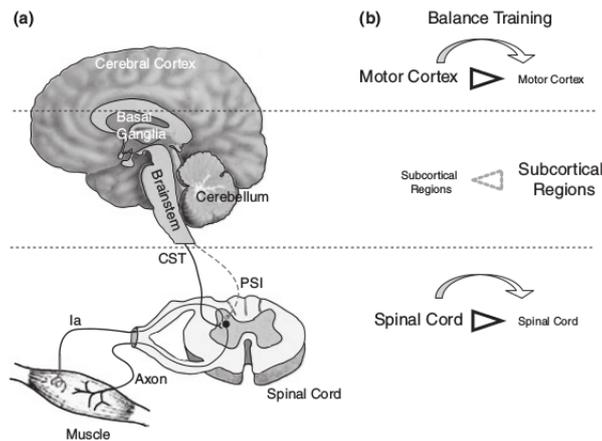


Abbildung 9: Die Abbildung zeigt links (a) die beteiligten Areale und rechts (b) die vermutete Abnahme der kortikalen und spinalen Bereiche sowie die Zunahme der supraspinalen Bereiche für die Bewegungsregulation (Taube, 2008a)[62].

Durch ein Gleichgewichtstraining kann zunächst der kortikale Beitrag der motorischen Kontrolle größer sein, (Solopova et al., 2002)[54], nach der Akquisitionsphase des Trainings scheint es aber, dass der subkortikale Anteil an Bedeutung gewinnt. Hierbei ist die präsynaptische Hemmung bedingt durch den subkortikalen Einfluss wichtig. Der Anteil spinaler Einflüsse auf die kompensatorischen Bewegungen nach Perturbation kann nach der Adaptationsphase reduziert sein (Taube, 2008a)[62]. Dies konnte auch nach einem Training dass die Perturbationsrichtung in der selben Testung änderte und mit einem Washout abgeschlossen wurde, bestätigt werden (Welch & Ting 2014)[71].

1.5. Fragestellung

Ob es nun generell anzunehmende Seitendifferenzen zwischen starker und schwacher Seite innerhalb einer Probandengruppe gibt, soll zunächst geklärt werden. Darüber hinaus soll betrachtet werden, zu welchem Zeitpunkt innerhalb eines Stufentests Differenzen entstehen und ob diese signifikant sind. Weiter soll der Einfluss eines Gleichgewichtstrainings auf das Kräfteverhältnis zwischen schwachem und starkem Bein untersucht werden. Hierbei sollen die Phasen der direkt vortriebswirksamen Pedalkräfte (F_e) und die der nicht direkt vortriebswirksamen Pedalkräfte (F_u) für das linke und das rechte Bein untersucht werden. Für die Eingrenzung der Fragestellung werden nun die Hypothesen und die Alternativhypothesen aufgeführt.

Hypothesen:

Testzeitpunkt Eingangstest 1

- Zum Messzeitpunkt ET1 gibt es keine Seitendifferenzen in den ersten beiden Belastungsstufen, Median +/- eine Stufe und zu den letzten beiden Stufen vor Belastungsabbruch.

-
- Die Alternativhypothese lautet, dass es eine Seitendifferenz zu beobachten gibt.

Vergleich Eingangstest 1 und Eingangstest 2

- Das normale Radtraining hat keinen Einfluss auf das Kräfteverhältnis schwach zu stark beim Vergleich von Messzeitpunkt ET1 und ET2.
- Die Alternativhypothese besagt, dass das Radtraining einen Einfluss auf die Seitendifferenz hat.

Eingangstest 1 und Ausgangstest

- Die Gleichgewichtsintervention hat keinen Einfluss auf die Seitendifferenzen beim Vergleich der Messzeitpunkte ET1 und AT.
- Die Alternativhypothese lautet, dass es eine Änderung der Seitendifferenz bedingt durch das Gleichgewichtstraining gibt.

2. Methode

Der Methodenteil umfasst die Probandenbeschreibung und das Test- und Trainingsdesign. Ferner soll auf die Pedalkraftmessung hinsichtlich ihrer Funktion und Anwendung eingegangen werden. Im Anschluss daran werden die verwendeten Programme und Produkte zur statistischen Auswertung besprochen. Für das Verständnis der gemessenen Pedalkräfte soll detailliert auf den Kraftverlauf im Pedalzyklus eingegangen werden. Hierbei wird der Vergleich der Pedalphasen im Sinne der beteiligten Kräfte in den Kurbelstellungen und der Vergleich der Kräfte, die durch das linke und rechte Bein generiert werden, erläutert.

2.1. Probandenkollektiv

In diesem Abschnitt soll die Probandenrekrutierung, die Messungen sowie die Trainingsintervention dargestellt werden. Die Probanden wurden nach Trainingsjahren und Leistungsniveau gesucht. Dabei hatten alle Probanden eine mindestens fünfjährige Radsport Erfahrung. Alle Probanden nahmen entweder an Lizenzrennen oder an Breitensportveranstaltungen teil. Der älteste Proband war Freizeitsportler. Als Ausschlusskriterien waren akute oder chronische Verletzungen, welche die Radtests und das Training beeinträchtigen könnten, aufgeführt. Die Probanden unterzeichneten alle eine Einverständniserklärung, die über potentielle Risiken aufklärte und das Training und Testdesign erläuterte.

Tabelle 1

Probandencharakteristika, Standardabweichungen in Klammern

<i>n</i>	Alter [J]	Gewicht [kg]	Grösse [m]	Trainingsjahre [J]
13	35, 25(±17, 76)	77, 45(±13, 03)	177, 83(±14, 90)	(10(±4))

Die tatsächliche Fragestellung zu den Seitendifferenzen wurden den Probanden nicht erklärt, um auszuschließen, dass sie an mögliche Asymmetrien während ihres Trainings und der Tests denken. Die Testzeitpunkte wurden in monatlichem Abstand zueinander festgelegt. Die Eingangsmessung ET1 diente als Datengrundlage und als Vergleich mit ET2, da das Testdesign keine Kontrollgruppe vorsah. Der Ausgangstest (AT) diente der Überprüfung des Einflusses des Gleichgewichtstrainings auf das Tretverhalten.

2.2. Studiendesign

Im Zeitraum der ersten acht Wochen wurden die Probanden angewiesen, ihr Radtraining wie gewohnt durchzuführen. Unter der Woche sollte das Training mindestens drei Einheiten umfassen. Die Probanden folgten ihren individuellen Trainingsprogrammen und waren angewiesen, den Tag vor den Tests möglichst zu standardisieren, um eine Vergleichbarkeit zwischen den Tests zu gewährleisten. Darüber hinaus wurden die Probanden gebeten, keine anderen neuen Trainingsmethoden im Studienzeitraum anzuwenden. Nach dem Eingangstest 2 begannen die Probanden ein Gleichgewichtstraining unmittelbar vor dem Radtraining durchzuführen. Das Training bestand aus einbeinigem und beidbeinigem Training auf Kippbrettchen, Kreiseln oder einem Rollbrett. Das Verhältnis von Belastung zu Entlastung war 20s/10s. Die 10s Ruhephase wurde von den Probanden benutzt, um die Seiten zu wechseln. Wobei je fünf Minuten pro Bein und beidbeinig trainiert werden sollte. Die Probanden waren angewiesen, bei Trainingsfortschritt die Trainingsbedingungen zu erschweren. So wurden zum Beispiel bei stabilem Einbeinigstand ein oder bei entsprechendem Fortschritt beide Augen geschlossen. Um die alternierende Bewegung des Radfahrens unter bilateralen Bedingungen nachzuahmen, sollten die Probanden wechselseitig die Fußgelenke auf dem Rollbrett heben und kontralateral senken. Die Vorgabe für die Gleichgewichtseinheiten war zwölf Einheiten von Woche acht bis zwölf. Jeder Proband erhielt eine persönliche Anleitung für das Gleichgewichtstraining.

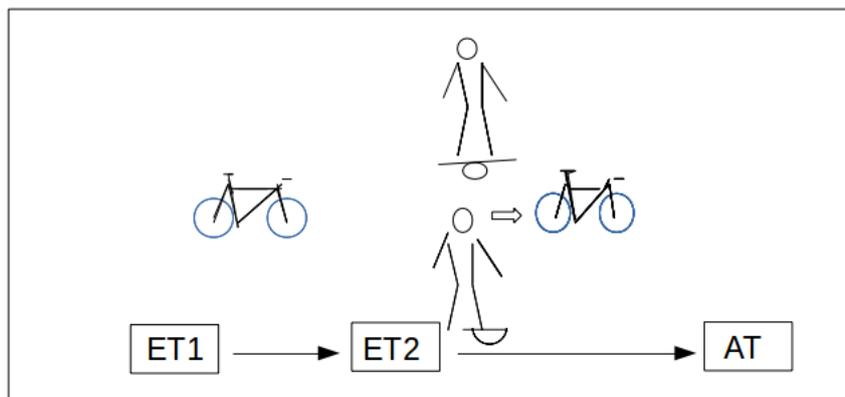


Abbildung 10: Das Diagramm zeigt die Testzeitpunkte der Ergometertests. ET1: erster Eingangstest nach vierwöchigem individuellem Training mit drei Trainingseinheiten. ET2: Kontrolltest nach achtwöchigem individuellem Training mit drei Trainingseinheiten. AT: Ausgangstest nach vierwöchigem Training, wobei dreimal wöchentlich vor dem Radtraining ein fünfzehnminütiges Gleichgewichtstraining durchgeführt wurde. Die Probanden trainierten je fünf Minuten pro Bein einbeinig und einmal fünf Minuten beidbeinig bevor sie mit dem Radtraining anfangen. Dabei war das Gleichgewichtstraining in 20s Belastungszeit (einbeinig oder beidbeinig) und 10s Entlastungsphase unterteilt.

2.3. Ergometertests

Die Tests (ET1, ET2 und AT) wurden mit Hilfe des PowerForce Pedals (Radlabor, Freiburg) auf einem SRM-Ergometer (SRM Jülich, Deutschland) durchgeführt. Die Kalibration des Ergometers sowie der Pedale erfolgte vor jeder Testreihe. Nach dem erfolgten Nullen des Ergometers wurden die Pedalstellungen für F_e und F_u für beide Kurbeln kalibriert. Die Widerstandseinstellungen erfolgten über das SRM-Steuergerät nach jeder dreiminütigen Stufe. Die Pedalkräfte wurden in zwei Dimensionen über den vollen Pedalzyklus gemessen. Das Kraftmesssystem basierte auf zwei Hallsensoren, die an beiden Kurbeln orthogonal zueinander angebracht waren. Ein Sensor war jeweils für eine Messdimension kodiert. Der Triggercut war auf vier Messungen pro Zyklus und Kraft (F_e und F_u) festgelegt worden. Somit konnte jede Kraft innerhalb jedem Quadranten gemessen und zugeordnet werden. Die Messfrequenz betrug 500 Hz. Die vom Hersteller angegebene Meßgenauigkeit lag bei $<2,5\%$.

Tabelle 2
Ergometertestzeitpunkte sowie Trainingsinhalte

ET1 Eingangstest (Woche 1)	ET2 Kontrollmessung (Woche 5)	Ausgangstest (Woche 13)
Radtraining (Woche 1-4)	Radtraining (Woche 5-8)	Gg.-training (Woche 9-12)

2.4. Nachweis von Asymmetrien mit Hilfe der Pedalkraftmessungen

Dieser Abschnitt soll das Nachweisverfahren bilateraler Differenzen erläutern. Es soll aufgezeigt werden, wie sich die Kraftkomponenten F_e (effektive Kraft) und F_u (ungenutzte Kraft) messen lassen und wie ein Vergleich zwischen ipsilateral und kontralateral gemacht werden kann. Hierbei soll angemerkt werden, dass es sich um die verwendete Nomenklatur des Radlabors (Radlabor GmbH, Freiburg) handelt. Hinsichtlich der Beschreibung der Kräfte und ihrer Verhältnisse zueinander gibt es noch keine einheitliche Darstellungsform. Zunächst können Kraftmessungen am Messpedalsystem Aussagen zur vektoriellen Orientierung der Kräfte möglich machen. Diese Kräfte unterscheiden sich hinsichtlich ihres Betrags in Abhängigkeit der Kurbelstellung voneinander (Abb. 11 und 13). Dabei beschreibt F_e alle tangential generierten Kräfte und F_u alle radial generierten Kräfte. Die resultierende Kraft (F_r) soll nicht weiter besprochen werden. Es können mit Hilfe des Messinstruments die radial-generierten Kräfte des einen Beins (F_u) mit den radialen Kräften des anderen Beins (F_u) verglichen werden. Ebenso ist ein Vergleich der tangentialen Kräfte (F_e) pro Bein möglich. Somit erlaubt das System Messungen zum direkten Seitenvergleich.

Weiter kann mit dem gegenüberliegenden Messpedal eine zeitgleiche Messung der besprochenen Kräfte F_e und F_u in ihrem Verhältnis zueinander durchgeführt werden. Dies erlaubt

den direkten Vergleich der Kräfteverhältnisse F_e/F_u des rechten Beins mit den Kräfteverhältnissen F_e/F_u des linken Beins. Um jetzt diese Kraftverhältnisse den Kurbelstellungen zuordnen zu können, kann man den Pedalzyklus in Phasen unterteilen. Diese Phasen werden definiert über den grösseren Betrag der Kraftverhältnisse F_e/F_u .

Mit Hilfe der zweidimensionalen Messtechnik lassen sich die Kraftverläufe im kompletten Pedalzyklus untersuchen. Somit können Vergleiche der Kraftgeneration innerhalb eines Pedalzyklus für ein Bein und ein Vergleich zwischen den Beinen durchgeführt werden. Der Pedalzyklus wird als Vollkreis über 360° betrachtet. Dabei ist er unterteilbar in die Phasen der vortriebswirksamen Kraftgeneration, also des positiven Beitrags und der nicht unmittelbar am Vortrieb beteiligten Kräfte. Differenzen in der Kraftgeneration können zwischen den Phasen, vortriebswirksam (F_e) und nicht vortriebswirksam (F_u) aber auch zwischen dem rechten und linken Bein in der gleichen Pedalphase entstehen. Somit gibt es phasenabhängige Differenzen und seitenabhängige Differenzen in der Kraftgeneration. Die seitenabhängigen Differenzen entstehen dabei im Vergleich der Kräfte F_e des linken und rechten Beins oder bei dem Vergleich der Kräfte F_u des linken und rechten Beins. Die phasenabhängigen Differenzen entstehen beim Vergleich der Kräfte F_e mit den kontralateralen Kräften F_u und den Vergleichen ipsilateral F_u und kontralateral F_e . Um eine direkte Vergleichbarkeit beider Seiten zu ermöglichen, wurde ein Auswertungsmakro so programmiert, dass die Phasen für rechts und links und die entsprechenden Kräfte F_e und F_u in gleicher Phase gemessen wurden, während sonst die Phasen durch die Kurbelstellung um 180° versetzt zueinander zu betrachten sind. Die Kräfte F_e sind alle vortriebswirksamen Kräfte, während die Kräfte F_u als nicht propulsiv betrachtet wurden (Abb.11).

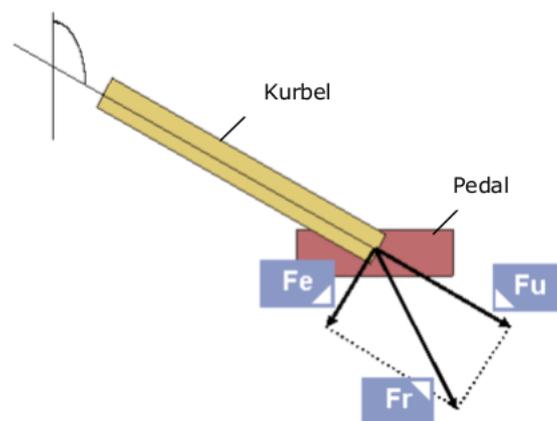


Abbildung 11: Effektive, ungenutzte und resultierende Kräfte im Pedalzyklus, Radlabor, Freiburg

Nachdem der Ergometer an die Probanden angepasst wurde, wurden die Ruhelaktatwerte und die Ruheherzfrequenzen ermittelt. Das stufenförmige Testprotokoll hatte als Ausgangslast 100 Watt. Die Stufendauer betrug drei Minuten bei einer Steigerung um 20 Watt pro Stufe. Die Laktatentnahme und die Erfassung der Belastungsherzfrequenz erfolgte zwischen der 150. und 180. Sekunde pro Stufe. Alle Aufzeichnungen zu den Pedalkräften wurden in

ImagoRecord (pfitec, Endingen, Deutschland) gespeichert. Diese Software ermöglichte die Pedalzyklen mit Hilfe digitaler Trigger voneinander zu trennen. Das heißt jeder Pedalphase konnten für die Analyse die Kräfte F_e und F_u zugeordnet werden.

Die Testprotokolle waren zu jedem Testzeitpunkt identisch. Alle Probanden wurden angewiesen jeden Test nach ihrer persönlichen Ausbelastung zu beenden. In der Testauswertung wurden nur beendete Stufen berücksichtigt. Die Sitzpositionen wurden dokumentiert um für die Folgetests möglichst gleiche Bedingungen zu schaffen.

2.5. Datenverarbeitung

Die Daten aller Messungen wurden zunächst als binäre Datei in Imago hinterlegt. Anschließend wurden diese Datensätze mit Hilfe eines Konvertierungswerkzeugs (Matlab, Natick, Massachusetts, USA) in einem csv-Dokument ausgegeben. Alle weiteren Schritte wurden basierend auf diesem Format durchgeführt. Die Grafiken wurden mit Hilfe von Octave Source Forge erstellt. Für die Tabellenkalkulation wurde excel (Microsoft Corporation, Redmond, Washington) sowie LibreOffice verwendet. Für die Datenanalyse wurden zwei Schritte gewählt. Der erste Schritt umfasste die Mittelung der Pedalkräfte für einen Pedalzyklus von 360° . Mit Hilfe des Konvertierungswerkzeugs wurde ein Datensampling für die letzten 30s jeder dreiminütigen Stufe erzeugt. Aus diesen Werten wurde dann ein Mittelwert für jeden einzelnen Probanden und Test erzeugt. Die Kräfte F_e und F_u konnten auf diese Weise differenziert dargestellt werden. Die im ersten Schritt ermittelten Daten wurden nicht in der Analyse berücksichtigt. Der zweite Schritt beinhaltete die Bearbeitung der vollen Stufenlänge pro Testzeitpunkt und Proband. Wiederum wurden die binären Datenformate zu csv-Datensätzen konvertiert. Anschließend wurde eine Mittelung der Drei-Minuten-Stufen für die drei Testzeitpunkte und jeden Probanden durchgeführt. Somit war es möglich, einen kumulierten Mittelwert bestehend aus den Mittelwerten jedes Probanden für die Testzeitpunkte ET1, ET2 und AT zu generieren. Um die Vergleichbarkeit unter den Testzeitpunkten zu sichern, wurden die Testzeitpunkte ET2 und AT auf 5040 Zyklen standardisiert.

2.6. Datenauswertung und statistische Analyse

Die Daten wurden mit SPSS (IBM SPSS Statistics 20, IBM Corporation, Armonk, New York, USA) und Octave Source Forge für die statistische Analyse bearbeitet. Für die deskriptive Analyse war die Berechnung der Mittelwerte, die Standardabweichung und der Standardfehler für die Testzeitpunkte und die Parameter F_e (links und rechts), F_u (links und rechts) nötig. Um gemäß der Hypothesen die Daten zu testen, wurde eine mehrfaktorielle ANOVA mit Bonferroni-korrigierter Messwiederholung durchgeführt. Darüberhinaus wurden für die einzelnen Belastungsstufen zu den Testzeitpunkten ET1, ET2 und AT, T-Tests für gepaarte Stichproben angewendet. Somit war für jeden Testzeitpunkt und für jede Belastungsstufe ein T-Test für den Vergleich von starker zu schwacher Seite möglich. Die Analyse schloss für die Bonferroni-korrigierte ANOVA sowie den T-Tests, sieben Probanden ($n=7$) ein.

3. Resultate

Tabelle 3 zeigt die erhobenen Daten zu den Testzeitpunkten ET1, ET2 und AT. Die gemessenen Parameter zu den Messzeitpunkten sind vergleichbar. Die Laktatwerte für die Belastungsstufen hoch weisen eine hohe Variabilität im Vergleich zur niedrigen und mittleren Belastung auf.

Tabelle 3

Mittelwerte für Laktatkonzentration, Herzfrequenz und Leistung und die Standardabweichungen, (n=7)

Eingangstest 1	Laktat ± [mmol/L]	Herzfrequenz ± [S/min]	Leistung ± [Watt]
leicht	0,90 (0,21)	109,50 (11,04)	110 (10,44)
median	1,07 (0,31)	142,88 (11,60)	196,66 (27,65)
hoch	6,35 (2,01)	181,83 (8,28)	310 (35,67)
Eingangstest 2			
leicht	0,74 (0,16)	111,90 (9,86)	110 (10,44)
median	0,93 (0,30)	142,66 (9,52)	200 (29,10)
hoch	5,56 (1,75)	181,50 (12,91)	320 (48,98)
Ausgangstest			
leicht	0,76 (0,20)	110,50 (10,43)	110 (10,44)
median	1,13 (0,47)	142,66 (9,34)	203,33 (27,65)
hoch	4,73 (2,19)	180,25 (11,72)	316,66 (42,49)

3.1. Kräftevergleich von starker und schwacher Seite

Um einen Vergleich zwischen dem starken und schwachen Bein durchzuführen, wurden mit den Daten der Kraftmessungen F_e und F_u das starke und schwache Bein definiert. Hierbei wurden die maximalen Kraftwerte $F_e(\max)$ und $F_u(\max)$ für jeden Probanden addiert. Anschließend wurden die Summen ihrem Betrag nach sortiert und die Mittelwerte generiert. Mit diesem Verfahren wurde die starke und schwache Seite zu den Belastungszeitpunkten niedrig, mittel und hoch definiert. Somit ist ein Vergleich der Mittelwerte der starken und schwachen Seite zu den verschiedenen Testzeitpunkten (ET1, ET2 und AT) möglich. Für die Vergleiche der Seiten (schwach, stark) zu den Testzeitpunkten (ET1, ET2 und AT) und Belastungsstufen (niedrig, mittel, hoch), wurde ein T-test für gepaarte Stichproben gewählt. Das Signifikanzniveau wurde mit ($*p < 0.05$) als signifikant festgelegt und bei ($**p < 0.01$) als hochsignifikant bewertet. Die Gesamtkraftgeneration steigt zwischen ET1 und ET2 geht aber leicht zurück zum Testzeitpunkt AT. Nach Durchführung der multifaktoriellen ANOVA konnte eine nahezu signifikante Interaktion von Belastungsstufe und schwacher/starker Seite gefunden werden ($p = 0.068$).

3.2. Kräftevergleich von starker und schwacher Seite (ET1)

Bei der Analyse des ersten Tests (ET1) konnte gezeigt werden, dass bei der ersten Belastungsstufe eine hochsignifikante Seitendifferenz ($p=0.004$) zwischen starker und schwacher Seite nachzuweisen war. Bei den Intensitäten mittel ($p=0.173$) und hoch ($p=0.336$) konnten keine Seitendifferenzen nachgewiesen werden.

3.3. Einfluss des Radtrainings auf Seitendifferenzen (ET1 und ET2)

Um den Einfluss des Radtrainings auf die Seitendifferenzen zu überprüfen, wurde zunächst der Testzeitpunkt ET1 (niedrig) mit dem Testzeitpunkt ET2 (niedrig) verglichen. Zum Testzeitpunkt ET (niedrig) war eine hochsignifikante Differenz nach Anwendung der T-tests (schwache, starke Seite) zu beobachten ($p=0.004$). Zum Zeitpunkt ET2 war, nach der Durchführung der T-Tests, bei Belastungsstufe niedrig, keine signifikante Seitendifferenz mehr zu erkennen ($p=0.386$). Beim Vergleich der mittleren Belastungsintensität von ET1 und ET2 konnte ebenfalls keine signifikanten Differenzen gefunden werden ET1 ($p=0.173$), ET2 ($p=0.190$). Der Vergleich bei hoher Belastungsintensität zeigte keine signifikante Differenz ET1($p=0.336$) und ET2 ($p=0.339$).

3.4. Einfluss des Gleichgewichtstrainings auf Seitendifferenzen (ET1 und AT)

Zum Testzeitpunkt AT war eine signifikante Differenz bei niedriger Belastung beobachtbar ($p=0.018$). Zum Belastungszeitpunkt mittel ($p=0.302$) und hoch ($p=0.730$) waren keine signifikanten Asymmetrien nachzuweisen. Bei Anwendung der multifaktoriellen ANOVA wurde eine signifikante Interaktion zwischen dem Messzeitpunkt (ET1, ET2 und AT), der Belastungsstufe (niedrig, mittel und hoch) und schwacher und starker Seite festgestellt. Zum Belastungszeitpunkt hoch im Ausgangstest konnte gezeigt werden, dass das in den Tests ET1 hoch ($p=0.336$) und ET2 hoch ($p=0.339$) schwächere Bein etwas stärker zum Zeitpunkt AT hoch ($p=0.730$) als das stärkere Bein war. Dies bei etwas geringerer Variabilität bei hoher Belastung im Ausgangstest.

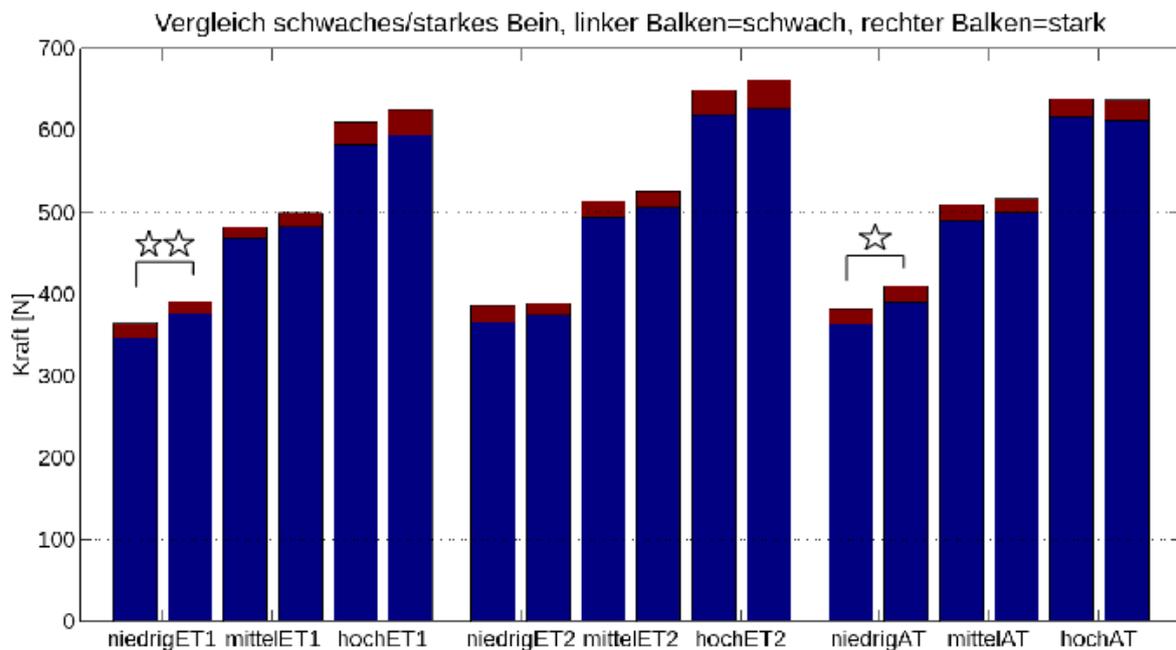


Abbildung 12: Darstellung der Kraftverläufe für schwaches/starkes Bein für die Stufen: niedrig, mittel und hoch und die Testzeitpunkte ET1, ET2 und AT. Rote Schattierung repräsentiert die Standardabweichung, hochsignifikante Seitendifferenz zwischen schwacher und starker Seite ET1 niedrig (** $p < 0.01$) und eine signifikante Seitendifferenz AT niedrig (* $p < 0.05$), wird durch die Sterne repräsentiert. Beim Testzeitpunkt AT (hoch) ist eine Umkehr der Kraftverhältnisse im Gegensatz zu ET1 (hoch) und ET2 (hoch) zu erkennen ($n=7$).

Tabelle 4

Multifaktorielle ANOVA: Kräftevergleich von starkem und schwachem Bein ($n=7$)

Faktoren	dF	F-Wert	p
Zeitpunkt*Stufe*Seite schwach/stark	4	3.494	.022
Stufe*Seite schwach/stark	2	3.384	.068
Zeitpunkt*Seite schwach/stark	2	0.858	.448
Zeitpunkt*Stufe	4	1.063	.396
Seite schwach/stark	1	0.146	.716
Stufe	2	75.555	.000
Zeitpunkt	2	3.464	.065

Anmerkungen: Zeitpunkt: ET1, ET2 und AT; Stufe: niedrig,mittel,hoch; Seite: schwach/stark

4. Diskussion

Folgend sollen die Erkenntnisse dieser Arbeit in den Kontext des bestehenden Wissenstandes eingebracht und diskutiert werden. Zunächst soll dabei diese Studie bezüglich der Seitendifferenzen besprochen werden. Im Anschluß daran sollen die Erkenntnisse dieser Arbeit mit den Resultaten bestehender Studien verglichen und abgegrenzt werden. Es sollen die potentiellen Anpassungen an Radtraining und Gleichgewichtstraining besprochen und mit den Erkenntnissen anderer Arbeiten verglichen werden. Im Anschluss daran wird dann auf die vierwöchige Gleichgewichtsintervention und ihres Einflusses auf die Seitendifferenzen eingegangen. Ein Grund für die Entwicklung von Seitendifferenzen, könnte das Trainingsalter sein. So konnte z.B. im Profifussball eine Zunahme der Seitendifferenzen während steigender Trainingserfahrung als Profi nachgewiesen werden (Fousekis et al., 2010). Darüber hinaus soll auf die positiven Anpassungen an eine Gleichgewichtsintervention als Reduktion von Seitendifferenzen im Tennis hingewiesen werden.

Die vorliegende Arbeit untersuchte zunächst, ob es zwischen starkem und schwachem Bein Differenzen in der Kraftgeneration beim Radfahren gab. Für den Nachweis asymmetrischer Tretmuster in verschiedenen Intensitäten wurde ein Stufenprotokoll (100W Ausgangslast, 20W Inkrement, 3min Stufenlänge) angewendet. Um Seitendifferenzen zu identifizieren, wurde ein Stufentest im Sinne eines Eingangstests 1 (ET1) durchgeführt. Für die Auswertung wurde der Test in Intensitäten (niedrig, mittel und hoch) unterteilt. Dies vor dem Hintergrund bestehender Publikationen, die einen Zusammenhang zwischen Intensität und Seitendifferenzen belegen konnten (Bertucci et al., 2012)[8]; (Carpes et al., 2008)[14]. Um bei den Pedalkräften weiter differenzieren zu können, wurden die radialen und tangentialen Pedalkräfte, F_e und F_u in Kraftminima und -maxima unterteilt. Hierbei wurden die maximalen Kräfte F_e und F_u addiert und damit die schwache und starke Seite definiert. Dies entspricht dem Verfahren, das andere Arbeitsgruppen zur Identifikation von Seitendifferenzen benutzt haben. Allerdings benutzten diese die maximal-generierten Drehmomente (Bertucci et al., 2012)[8] oder die Kurbelleistungen (Smak et al., 1999)[59].

Bei der Aufzeichnung der Kraftdaten wurde die linke und die rechte Seite phasengleich gemessen. D.h., die Kraftdaten werden im selben Quadranten generiert. Diese Form der Messung ermöglichte einen direkten Vergleich der Seiten und ist ein neues Verfahren. Es wurde für die Fragestellung der vorliegenden Studie zum ersten Mal benutzt. Die häufigste Messmethode, die bisher der Identifikation von Asymmetrien dient, ist die Erfassung der höchsten Kurbelleistung (Smak et al., 1999)[59] und -drehmomente (Carpes et al., 2008)[16] bei einer 180°-Stellung der Pedale zueinander. Somit kann die verwendete Methodik aufgrund der höheren Messgenauigkeit als vorteilhaft gegenüber den bis jetzt publizierten Studien angesehen werden.

4.1. Seitendifferenzen (ET1) und Einordnung in den aktuellen Forschungsstand

Zunächst soll auf die Ergebnisse der Datenanalyse des ersten Eingangstests eingegangen werden. Im Anschluss daran werden die Erkenntnisse mit bestehenden Studien verglichen und abgegrenzt.

Die Vergleiche des starken und schwachen Beins lieferten hochsignifikante Seitendifferenzen während des Eingangstests 1 auf Belastungsstufe niedrig. Somit kann die Nullhypothese verworfen werden. Diese besagte, dass keine Asymmetrien zu den Belastungszeitpunkten der ersten beiden Stufen, der (Medianstufe +/-1 Stufe) und der letzten beiden Stufen zu finden sind. Es konnten hochsignifikante Differenzen ($p=0,004$) in der Belastungsphase niedrig beobachtet werden. Mit steigender Intensität verringerten sich die Unterschiede zwischen schwacher und starker Seite. Bei hoher Belastung sind die Differenzen kaum mehr sichtbar. Bei Durchführung der Bonferroni-korrigierten ANOVA konnte für den vorliegenden Datensatz eine fast signifikante Interaktion ($p=0,068$) von Belastungsstufe und starker/schwacher Seite gefunden werden. Dies könnte mit den Differenzen, die während der niedrigen Belastungsstufe zu beobachten sind, zu erklären sein.

Seitendifferenzen in anderen Studien

In einer Radstudie von Bertucci und Kollegen konnte bei elf älteren Radamateuren gezeigt werden, dass während der ersten Stufe, die auch mit 100W begann, signifikante Asymmetrien zu messen waren (Bertucci et al., 2012)[8]. Weiter konnten sie zeigen, dass auch die intensiveren Stufen von deutlichen Asymmetrien geprägt waren. Carpes und Kollegen konnten in ihrem Stufentest ebenfalls signifikante Asymmetrien finden (Carpes et al., 2008)[16]. Ihr Studiendesign mit sechs jungen Männern (20 ± 3 Jahre) sah ebenfalls eine Ausgangslast von 100W vor. Sie konnten Asymmetrien bis zur höchsten Belastungsstufe nachweisen. Erst zum Zeitpunkt der maximalen Ausbelastung konnte die Arbeitsgruppe einen Rückgang der Seitendifferenzen beobachten. Mit vorliegender Arbeit kann nur die hochsignifikante Seitendifferenz zum Belastungszeitpunkt niedrig gezeigt werden. Dies lässt vermuten, dass bei vorliegender Studie das Aufkommen von Seitendifferenzen an die Belastungsintensität gekoppelt war. Denn zum Belastungszeitpunkt mittel und hoch konnten keine signifikanten Seitendifferenzen nachgewiesen werden.

Probanden

Nun soll eine Einordnung der vorliegenden Studie hinsichtlich der Probanden im Vergleich mit anderen Studien besprochen werden. Die Vergleichbarkeit der Probanden der anderen Studien mit den Probanden der vorliegenden Studie, ist nur eingeschränkt möglich. Sie waren entweder deutlich älter ($53,5 \pm 15 \pm (4, 1)$ Jahre, Radtrainingsjahre $15 \pm (11)$ Jahre) oder deutlich jünger (20 ± 3 Jahre) als die Probanden ($35, 25 \pm 17, 76$ Jahre, Trainingsjahre 10 ± 4) der vorliegenden Studie. Somit unterschieden sie sich entweder im biologischen Alter oder

aber hinsichtlich ihrer Trainingserfahrung. Ein weiterer Grund, weshalb in vorliegender Studie nur Seitendifferenzen bei niedriger Intensität nachweisbar waren, könnte die heterogene Probandengruppe sein. Die Probanden der Studie von Carpes und Bertucci waren entweder junge oder ältere Sportler. Das Altersspektrum der vorliegenden Arbeit war größer. Weiter konnten nur sieben der dreizehn Probanden ausgewertet werden. Somit könnte es auch sein, dass diese kleine altersheterogene Gruppe nur Seitendifferenzen bei niedriger Belastung im Tretverhalten hatte. Es ist darüber hinaus anzumerken, dass die Stichprobenzahl der vorliegenden Arbeit und der Studie von Carpes und Kollegen zu gering war, um auf größere Gruppen schließen zu können. Um gesichertere Aussagen hinsichtlich anzunehmender Asymmetrien machen zu können, müsste eine größere Probandenzahl hinzugezogen werden.

Methoden

Für die Definition des dominanten Beins wählte die Gruppe um Bertucci die höchsten Drehmomente des linken Beins zwischen 45° und 135° (Quadrant 2) für das rechte Bein zwischen 135° und 225° (Quadrant 4). Zur Bestimmung des dominanten Beins fragten Carpes und Kollegen die Probanden, mit welchem Bein sie einen Fußball treten würden. In vorliegender Studie wurden zur Bestimmung der starken und schwachen Seite die Kräfte F_{e-max} und F_{u-max} summiert. Darüber hinaus wurde der volle Pedalzyklus berücksichtigt. Um Asymmetrien von nicht-signifikanten Asymmetrien abzugrenzen, benutzten Bertucci und Kollegen den Asymmetrieindex (AI). Dieser Index definierte alle Drehmomentunterschiede zwischen den Seiten, die größer als 10% waren, als asymmetrisch. Auch die Wissenschaftler um Carpes benutzen diese Definition, um die Drehmomentdifferenzen als asymmetrisch zu werten. Die vorliegende Studie hatte keine zugrunde liegende prozentuale Kraftdifferenz, um von einer Asymmetrie auszugehen. Hierbei ist anzumerken, dass der Asymmetrieindex (AI) eine willkürlich-festgelegte Definition ist. Carpes betonte, dass Seitendifferenzen, die durch den AI identifiziert wurden, nicht statistisch signifikant sein müssen. Möglicherweise sind unterschiedliche Ergebnisse hinsichtlich der Seitendifferenzen durch verschiedene Test- und Analyseverfahren zu erklären. In vorliegender Studie wurde die Datenanalyse basierend auf einer multifaktoriellen ANOVA durchgeführt und für den Vergleich der starken mit der schwachen Seite pro Belastungsstufe mit einem gepaarten T-Test durchgeführt.

Messtechnik

Die Vergleichbarkeit ist aufgrund der unterschiedlichen Messtechnik nur eingeschränkt möglich. Zunächst weil die Gruppe um Bertucci die maximalen linken und rechten Drehmomente in Quadrant 2 und 4 verglichen. Diese wurden mit einer SRM-Kurbel (Wissenschafts-version, Messfehler laut Hersteller $<0,5\%$) generiert. Die Messfrequenz betrug 200Hz. Auch die Arbeitsgruppe um Carpes nutze ein SRM-Messsystem. Es wurden zehn Pedalzyklen pro Minute aufgezeichnet, um die propulsiven Drehmomentanteile zu messen. In vorliegender Studie wurden die maximalen Kräfte (F_e und F_u) pro Seite mit einem Pedalkraftmesssystem

phasengleich gemessen. Die Übertragungsrage lag bei 500Hz. Das verwendete Messsystem erlaubte eine Aufzeichnung über den kompletten Pedalzyklus und berücksichtigte propulsive wie nicht propulsive Kräfte.

Auf Grund der technischen Unterschiede ist ein Vergleich der Messergebnisse früherer Studien mit der vorliegenden Studie nur begrenzt möglich insbesondere der Unterschied, der sich zwischen der Messung der propulsiven Drehmomente und der im kompletten Pedalzyklus gemessenen Kräfte ergeben könnte. Ebenfalls bedeutend kann sein, dass sich die Aufzeichnungen der Gruppen um Carpes und Bertucci auf Quadranten beziehen. Es werden diese Bereiche als propulsiv angenommen und deshalb auf Seitendifferenzen hin untersucht. Diese messbedingte Einschränkung berücksichtigt somit nicht den Einfluss der Kurbelbewegung unmittelbar vor und nach der propulsiven Phase. Das in der vorliegenden Studie verwendete Messsystem ermöglicht diese Analyse und stellt somit eine verbesserte Analyse dar. Es können mit Hilfe des Messsystems auch die Kräfte, die nicht unmittelbar am Vortrieb beteiligt sind, gemessen werden. Dies wurde zur Identifikation der Seitendifferenzen in vorliegender Arbeit zum ersten Mal unternommen.

Das in der vorliegenden Arbeit verwendete Instrument lieferte die Kraftdaten der radialen und tangentialen Kräfte, die am Pedal generiert wurden. Dies ermöglichten zwei orthogonal zueinander montierte Hall-Sensoren. In diesem System werden spannungsinduzierte Änderungen in einem Magnetfeld registriert. Das bei Bertucci und Carpes verwendete System basierte auf Dehnmessstreifen, die so in der Kurbel eingebracht sind, dass sie Kräfte in verschiedenen Winkelstellungen erfassen können. Dieses Meßsystem basiert auf Spannungsunterschieden, die durch eine minimale Längenänderung der Messstreifen einhergehen. Die Messstechnik unterscheidet sich somit wesentlich hinsichtlich der Pedalphasen, der Messfrequenz und der Sensortechnik.

Studiendesign

Im Unterschied zur vorliegenden Studie verwendeten Bertucci ein anderes Testprotokoll. Dieses Protokoll sah zunächst eine zehnminütige Belastung bei 100W vor. Dies grenzt sich deutlich vom herkömmlichen Stufenprotokoll ab und könnte einen Einfluss auf die Entwicklung von Seitendifferenzen haben. Die folgenden Stufen wurden mit 50W-Inkrementen gesteigert. Die nächsten beiden Stufen 150W und 200W wurden jeweils in drei Minuten absolviert. Die letzte Stufe bei 250W hatte eine Dauer von zwei Minuten. Die Gruppe um Carpes benutzte ein Rampenprotokoll. Die Inkremente betragen 25W und wurden jede Minute gesteigert. Die Intensitätseinteilung innerhalb des von Carpes gewählten Protokolls wurde aus einem Test (Vo₂max-Protokoll) abgeleitet. Dieser Eingangstest diente der brasilianischen Arbeitsgruppe für die Unterteilung des späteren Ergometertests in Stufen mit <50%, 51-70%, 71-90% und >91% der maximalen Sauerstoffaufnahme. Die beobachteten asymmetrischen Kraftverläufe wurden in Relation zu diesen Stufen gesetzt. Die Einteilung der Belastungsstufen der vorliegenden Arbeit wurde nach erfolgtem Test durchgeführt. Die Intensitätsabschnitte wurden aus den ersten Stufen, der Medianstufe (+/- 1 Stufe) und den

letzten zwei Stufen vor Abbruch, erstellt. Dabei basierte die Unterteilung des Tests auf den gemessenen Kräften (Fe-max und Fu-max) und nicht in Relation zu physiologischen Kenngrößen, wie bei der Studie von Carpes und Kollegen. Das Stufenprotokoll dieser Arbeit kann nicht mit dem Messprotokoll von der Gruppe um Bertucci verglichen werden. Es fehlt die gleichmäßige Belastungssteigerung während der ersten zehn Minuten. In dieser Zeit sind in vorliegender Arbeit schon drei Stufen überschritten worden. Ebenso ist der Vergleich zu einem Rampenprotokoll, wie es Carpes und Kollegen verwendeten, schwierig. Denn hier befinden sich die Probanden in einem Drittel der Testzeit in höheren Intensitäten. Dies ist besonders zu betonen, wenn die Aufzeichnung pro Minute nur zehn Zyklen umfassten und diese nur nach propulsivem Beitrag gemessen werden (Carpes et al., 2008)[14].

Eine Vergleichbarkeit der Studienergebnisse ist aufgrund der verschiedenen Probanden, Methoden, verwendeter Messinstrumente und des Studiendesigns, nur eingeschränkt möglich.

4.2. Vergleich ET1/ET2, Einordnung in den aktuellen Forschungsstand

Im Folgenden soll diskutiert werden, ob es Unterschiede in der Kraftgeneration bedingt durch das achtwöchige Radtraining gab. Im Moment ist keine Radstudie bekannt, die sich mit der Entwicklung der Seitendifferenzen in einer achtwöchigen Trainingsperiode beschäftigt hat. Es ist zur Zeit unbekannt, ob sich bestehende Differenzen durch Radtraining verkleinern, auf gleichem Niveau bleiben oder sich erhöhen.

Die Ergebnisse des zweiten Ergometertests (ET2) zeigten keine Entwicklung signifikanter Seitendifferenzen im Vergleich zum ersten Messzeitpunkt (ET1). Lediglich die beim Messzeitpunkt ET1 zu beobachtende hochsignifikante Seitendifferenz kann im Testzeitpunkt ET2 nicht bestätigt werden. Somit kann die Nullhypothese verworfen werden. Sie besagte, dass Radtraining keinen signifikanten Einfluss auf das Kräfteverhältnis von starker zur schwachen Seite zwischen den Testzeitpunkten ET1 und ET2 hat. Die Alternativhypothese besagt, dass eine radtrainingsbedingte Änderung beim Vergleich ET1 mit ET2 zu beobachten ist. Dies ist mit dem Testergebnis ET2 niedrig ($p=0.313$) im Vergleich zu ET1 niedrig (** $p=0.004$) gerechtfertigt.

In dieser Studie wurde nach achtwöchigem Radtraining der zweite Ergometertest ET2 durchgeführt, dies um mögliche Veränderungen hinsichtlich der Seitendifferenzen während dieser Periode beobachten zu können. Der Messablauf des zweiten Tests war identisch mit dem ersten. Diese Standardisierung sollte die Vergleichbarkeit zwischen den Tests sichern. Das Studiendesign der vorliegenden Arbeit sah keine Kontrollgruppe vor. Die Probanden wurden angehalten während der acht Wochen das Training so zu gestalten, wie sie es auch ohne Teilnahme an der Studie durchführen würden. Das Radtraining sollte mindestens dreimal pro Woche durchgeführt werden.

In der vorliegenden Arbeit wurde den Probanden kein Protokoll für ihr Radtraining gege-

ben. Somit können keine Rückschlüsse auf den Zusammenhang zwischen der Verteilung von Intensität und Umfang und der Reduktion der Seitendifferenzen hergestellt werden. Zum heutigen Zeitpunkt ist auch noch keine Studie bekannt, die dieser Frage nachgeht. Basierend auf der Erkenntnis, dass höhere bis höchste Intensitäten (>91% Vo₂max) die Asymmetrien reduzieren können (Carpes et al., 2008)[14], wäre dies eine angebrachte Fragestellung, um Trainingsprogramme miteinander zu vergleichen und auf asymmetrisches Treten zu schließen. Dies könnte, sofern hohe Trainingsumfänge zu einer Ausprägung von Asymmetrien und Überlastung führen, für die Prävention relevant sein (De Bernado et al., 2012)[7].

Radfahren wird im Zuge der Untersuchung von Seitendifferenzen in der Literatur genannt (Fousekis, et al., 2010)[21]. Laut Fousekis und Kollegen sind zyklische Sportarten ebenso betroffen von Seitendifferenzen wie nicht-zyklische, dominant-unilaterale Sportarten. Seine Arbeitsgruppe führte in einer großangelegten Untersuchung (n=100) eine Querschnittsanalyse über Asymmetrien im Fußball durch. Dies auch unter dem Aspekt der Gesundheit und Prävention, sie brachten Seitendifferenzen ab signifikantem Niveau in Zusammenhang mit höherer Verletzungsinzidenz. Für diese Untersuchung erfassten sie die isokinetischen Kraftunterschiede uni- wie bilateral. Die Arbeitsgruppe wollte herausstellen, welche Einflüsse Asymmetrien im Fußball begünstigen. Hierfür entwarfen sie ein Modell, mit dem sie die Entwicklung von Asymmetrien näher eingrenzen wollten. Dieses Modell umfasste fußballspezifische Faktoren wie z.B. Spielposition, Trainingsalter und Spieljahre als Profi. Um den Einfluss der Trainingsjahre auf die Entwicklung von Asymmetrien zu untersuchen, differenzierten Fousekis und Kollegen in drei Trainingsgruppen. Sie unterteilten nach Trainingsjahren als Fußballprofi. Dabei teilten sie die 100 Probanden nach kurzer (5-7 Jahre), mittlerer (8-10 Jahre) und langer (>11 Jahre) Trainingszeit als Profi ein. Im Zusammenhang mit der vorliegenden Arbeit ist besonders das Trainingsalter relevant. Denn laut Fousekis besteht ein Zusammenhang mit der Entwicklung von Seitendifferenzen und der Profijahre (Fousekis et al., 2010)[21]. Die griechische Arbeitsgruppe um Fousekis stellte bezüglich der Verletzungen bei ihren Probanden eine umfassende Auswertung zusammen. Um mögliche Kraftunterschiede zu identifizieren, sind die Probanden von Fousekis und Kollegen beidbeinig getestet worden. Es wurden isokinetische Kraftanalysen der Beinbeuger und -strecker sowie der Fußstrecker durchgeführt. Die Kraftmessungen wurden exzentrisch und konzentrisch ausgeführt. Nach der Datenanalyse kamen die Wissenschaftler um Fousekis zu dem Schluss, dass mit zunehmenden Trainingsjahren die Kraftdifferenzen zwischen den Seiten zunahm. Diese Differenzen waren signifikant ausgeprägt und entwickelten sich in den Jahren kurzer und mittlerer Trainingsdauer. Bei den Profis, die die längste Trainingserfahrung hatten, stagnierte dieser Trend der Zunahme bilateraler Asymmetrien. Die Tests in dieser Gruppe deuteten auf eine gleichmäßigere Kraftgeneration der Beine hin. Die Gruppe um Fousekis begründete dies mit Trainingsmaßnahmen und Rehamaßnahmen, die präventiv oder rehabilitativ angewandt wurden. Sie gingen aber nicht näher auf diese Gegenmaßnahmen ein. Weiter vermuteten sie, dass die Fußballprofis mit gleichmäßigerer Seitenverteilung

lung trainierten. Um weitere Verletzungen oder Überlastungen zu vermeiden. Die französischen Wissenschaftler um Bertucci konnten ausgeprägte Asymmetrien bei einer Seniorengruppe beim Radfahren nachweisen (Bertucci et al., 2012)[8]. Die Mastersgruppe wurde aber nicht im Sinne einer Längsschnittstudie zu mehreren Testzeitpunkten auf Asymmetrien untersucht. Die Radamateure, die in der Studie getestet wurden, hatten einen Radtrainingshintergrund, der mit der mittleren und langen Trainingszeit der Fußballstudie vergleichbar war. Somit könnten die gefundenen Asymmetrien in Verbindung mit den Trainingsjahren gebracht werden.

Diese Ergebnisse der griechischen Arbeitsgruppe um Fousekis sind zunächst nur eingeschränkt mit vorliegender Arbeit vergleichbar, da die Sportarten sich sehr stark unterscheiden. Dennoch sind die Trainingsjahre, also die Zeit, in der sich Seitendifferenzen entwickeln können, vergleichbar. Die Probanden der vorliegenden Studie würden in die Kategorie mittlerer und längerer Trainingserfahrung laut der Definition von Fousekis fallen. Somit wäre es möglich, dass sie Asymmetrien hätten entwickeln können. In vorliegender Arbeit konnte keine Seitendifferenz im Tretzyklus zum Testzeitpunkt ET2 der Probanden nachgewiesen werden. Allerdings eine Reduktion von Seitendifferenzen im Vergleich zum ersten Testzeitpunkt. Dies könnte für eine zunächst funktionelle Anpassung im Sinne einer besseren Ansteuerung während niedriger Intensitäten nach einer Radtrainingsperiode von acht Wochen sprechen.

Zum jetzigen Zeitpunkt gibt es keine Radstudie, die die Entwicklung von Asymmetrien während einer Trainingsperiode untersuchte, wie es in der vorliegenden Studie gemacht wurde. Es sind diesbezüglich keine Vergleiche mit bestehender Literatur möglich. Das Radtraining kann möglicherweise zunächst eine funktionelle Anpassung in niedriger Intensität induzieren. Um dies weiter zu bestätigen, müsste auf eine größere Probandengruppe und eine Kontrollgruppe zurückgegriffen werden, die in diesem Zeitraum kein Radtraining durchführt. Im Anschluss daran könnten dann beide Gruppen mit dem gleichen Test auf eine Reduktion der Seitendifferenzen überprüft werden. Weiter wäre es interessant herauszufinden, ob sich eine bessere neuromuskuläre Ansteuerung durch einen isometrischen Test nach achtwöchigem Radtraining im Vergleich zum Eingangstest nachweisen lässt.

4.3. Vergleich ET1/AT Einfluss von Gleichgewichtstraining auf Seitendifferenzen

An dieser Stelle soll auf den möglichen Einfluss eines Gleichgewichtstrainings bezüglich Seitendifferenzen eingegangen werden. In dieser Arbeit wurde nach achtwöchiger Radtrainingsperiode ein Gleichgewichtstraining durchgeführt. Dieses wurde dem Radtraining vorangestellt und dauerte vier Wochen. Zu diesem Zeitpunkt ist noch keine andere Studie bekannt, die ein Gleichgewichtstraining zur Reduktion von Seitendifferenzen vor dem Radfahren untersuchte.

Das sensomotorische Training wurde unmittelbar vor dem Radtraining absolviert. Es be-

inhaltete einbeiniges und beidbeiniges Balancieren. Die einbeinigen Gleichgewichtsübungen wurden auf Kippbrettchen oder Kreiseln ausgeführt. Die beidbeinigen Übungen sollten auf einem Brett mit einer Rolle ausgeführt werden. Um der alternierenden Bewegung des Radfahrens nahe zu kommen, wurden die Probanden gebeten, diese auf dem Rollbrett zu simulieren. Nachdem die Probanden eine stabile Position auf dem Rollbrett eingenommen hatten, sollten sie wechselseitig die Fußgelenke strecken und beugen. Dabei nicht mit dem Brett den Boden berühren, also fortwährend das Gleichgewicht zwischen den Seiten herstellen. Die Belastungszeit betrug dabei 20s auf dem Gerät und 10s Ruhephase zwischen den Übungen. Die beidbeinigen Übungen wurden fünf Minuten durchgeführt. Die einbeinigen Übungen wurden ebenfalls fünf Minuten pro Seite trainiert. Bei den einbeinigen Übungen wurde die 10s Ruhephase zum Wechsel der Seite benutzt. Diese Herangehensweise ist mit den funktionellen Übungen vergleichbar, mit denen Sannicandro und Kollegen in ihrer Studie Asymmetrien von Sportlern reduzieren wollten (Sannicandro et al., 2014)[56]. Um den Einfluss des Gleichgewichtstrainings auf den Tretzyklus in vorliegender Arbeit zu untersuchen, wurde ein dritter Testzeitpunkt (AT) geplant. Diese Ausgangsmessung war identisch mit den Tests ET1 und ET2.

Nach Analyse des Ausgangstests (AT) konnte zunächst eine signifikante Differenz zwischen der starken und schwachen Seite gezeigt werden. Es konnte gezeigt werden, dass eine signifikante Differenz im Ausgangstest bei niedriger Intensität zu beobachten war ($p=0.018$). Die Nullhypothese, die besagte, dass Gleichgewichtstraining keinen signifikanten Einfluss auf Seitendifferenzen hatte, kann nicht verworfen werden. Während niedriger Belastung beim Eingangstest ET1 konnte eine hochsignifikante Seitendifferenz und bei niedriger Belastungsstufe während AT eine signifikante Seitendifferenz gezeigt werden. Somit schwächt sich der Effekt zwar ab, bleibt aber immer noch ein signifikanter Unterschied. Somit kann vermutet werden, dass das Gleichgewichtstraining nicht oder nur schwach (von hochsignifikantem zu signifikantem Unterschied) an der Reduktion von Seitendifferenzen beteiligt ist. Dies auch vor dem Hintergrund, dass zum Zeitpunkt ET2 keine signifikante Seitendifferenz zum Belastungszeitpunkt niedrig zu beobachten war.

Bei Anwendung der multifaktoriellen ANOVA konnte eine signifikante Interaktion zwischen Messzeitpunkt, Belastungsstufe und schwacher und starker Seite beobachtet werden ($p=0.022$). Das in Abbildung 12 gezeigte Balkendiagramm zeigt zum Messzeitpunkt AT während der Belastungsstufe hoch, dass das schwache Bein etwas stärker als das starke Bein war. In den Tests ET1 ($p=0.336$) und ET2 ($p=0.339$) war die als stärker klassifizierte Seite immer etwas größer in der Kraftgeneration. Es ist somit eine Veränderung der Kräfteverhältnisse zum Zeitpunkt AT ($p=0.730$) nach der Gleichgewichtsintervention nachzuweisen. Bemerkenswert dabei ist, dass diese Anpassung in hoher Intensität, also am Ende des Tests zu beobachten ist. Im Eingangstest 1 und 2 scheinen sich die Kräfteverhältnisse zum Belastungszeitpunkt hoch zu bestätigen. Nach der Intervention waren diese Kräfteverhältnisse nicht zu bestätigen. Dabei war die Gesamtkraftgeneration und die Leistung (Tab.3, Abb.12)

während der hohen Belastungsstufe im Ausgangstest etwas niedriger als im Vergleich zur Gesamtkraftgeneration des ET2. Dies ging einher mit einer etwas gleichmäßigeren Verteilung der Kraftbeiträge bei hoher Intensität zum Zeitpunkt AT. Möglicherweise kann diese Veränderung nicht unmittelbar mit der Annahme erklärt werden, dass mit steigender Belastung eine Reduktion der Seitendifferenzen einhergeht, so wie es Carpes und Kollegen vorschlagen (Carpes et al., 2008)[14]. Denn zum einen sind zum Zeitpunkt AT die Gesamtkräfte etwas niedriger und zum anderen haben sich die Verhältnisse von schwacher zu starker Seite umgekehrt. Diese Beobachtung ist zu diesem Zeitpunkt neu und lässt die Vermutung legitim erscheinen, über den Einfluss des Gleichgewichtstrainings zu spekulieren, wengleich es bisher keine Studien gibt, die diese Vermutung im Radsport stützen könnten. Da keine Protokolle hinsichtlich der Inhalte des Radtrainings analysiert wurden, kann keine Aussage getroffen werden, ob möglicherweise das Radtraining das veränderte Seitenverhältnis begründen könnte. Allerdings wurden die Probanden gebeten, während der zwölfwöchigen Trainingsphase keine neuen Methoden in ihr Training zu integrieren. Es sollte nur das vorangestellte Gleichgewichtstraining zwischen ET2 und AT eine trainingsmethodische Änderung darstellen. Berücksichtigt man die Tatsache, dass sich während der Intensitätsstufe hoch das Stärkenverhältnis zweimal wiederholt (ET1 und ET2) und nach kürzerer Interventionsdauer zum Zeitpunkt AT umgekehrt hat, könnte das sensomotorische Training als Einflussfaktor auf das Seitenverhältnis angesehen werden. Das dem Radtraining vorangestellte Gleichgewichtstraining scheint nicht für Anpassung der neuronalen Ansteuerung im Sinne einer Reduktion von Differenzen bei niedriger Intensität zu sprechen. Es war eine signifikante Differenz bei niedriger Belastung zu beobachten. Möglicherweise kann ein Gleichgewichtstraining aber unter hohen Intensitäten für eine Veränderung hinsichtlich der Kräfteverhältnisse sorgen. Um diesen Einfluss auf das Seitenverhältnis weiter zu untersuchen, wäre eine Kontrollgruppe eine Methode, um das Gleichgewichtstraining hinsichtlich möglicher Adaptationen näher bestimmen zu können. Die Kontrollgruppe würde dann das Radtraining ohne Intervention bis zum Zeitpunkt der Ausgangsmessung weiterführen. Ein weiterer Schritt, um andere Einflüsse zumindest berücksichtigen zu können, wäre eine Protokollierung des Radtrainings und eine Erfassung der Leistungsdaten. Somit könnten Aussagen zu Umfang und Intensität des Radtrainings getroffen werden. Dies könnte dann in die Interpretation und Analyse der Studienergebnisse mit einfließen.

Um zu zeigen, dass Gleichgewichtstraining Seitendifferenzen reduzieren kann, führten Sannicandro und Kollegen eine Studie mit jungen Tennisspielern durch (Sannicandro et al., 2014)[56]. Um funktionelle, also sportspezifische Asymmetrien zu definieren, testeten sie ihre Probanden auf ihre Kraft- und Sprintfähigkeiten. Die Tests umfassten einbeinig ausgeführte Sprünge nach vorn und zur Seite, Sprints und einem Forantest. Sie bestimmten auf Grund der Testergebnisse eine prozentuale Differenz zwischen den Seiten. Sie teilten die Gruppe in eine Kontrollgruppe und eine Experimentalgruppe ein. Die Kontrollgruppe folgte dem normalen Trainingsprogramm. Die Experimentalgruppe trainierte zweimal wöchentlich mit 30min über sechs Wochen. Das Training bestand dabei aus tennisspezifi-

schen Übungen auf instabilem Untergrund. Die Kontrollgruppe führte ebenfalls über sechs Wochen nur das tennisspezifische Training durch. Die Ergebnisse des Ausgangstests bestätigten eine deutliche, statistisch-signifikante Reduktion der funktionellen Asymmetrien in der Experimentalgruppe. Die Kontrollgruppe wies diesbezüglich keine Veränderungen auf. Wenn Seitendifferenzen in dieser Gruppe zu beobachten waren, blieben sie bestehen. Diese Studie der italienischen Arbeitsgruppe um Sannicandro konnte auch bei jungen Probanden Seitendifferenzen identifizieren. Im Gegensatz zu anderen Studien wurden rein funktionelle Tests benutzt, um Asymmetrien aufzuzeigen. Auch in vorliegender Studie wurde nur die Tretbewegung auf Seitendifferenzen hin untersucht. Es wurde also unter rein funktionellem Gesichtspunkt getestet. Dies geschah zu jedem Zeitpunkt mit dem Einsatz beider Beine. Eine unilaterale Analyse der Seiten, wie es Sannicandro und Kollegen mit Hilfe der einbeinigen Sprünge oder auch Fousekis mit den isokinetischen Kraftmessungen durchgeführt haben, wurde in vorliegender Arbeit nicht vorgenommen. Auch isometrische Testungen, wie sie Howard & Enoka (1991)[19] durchführten, um zu zeigen, dass es sportartspezifische Anpassungen hinsichtlich der bilateralen Kräfteverhältnisse geben kann, wären dienlich gewesen. Möglicherweise besteht ein Zusammenhang zwischen dem Gleichgewichtstraining und dem Verhältnis zwischen starker und schwacher Seite und eine bi- wie unilaterale isometrische Analyse hätte dies weiter bestätigen können. Dies auch, um Seitendifferenzen und Kraftverhältnisse vor der Studie zu identifizieren. Somit könnten mögliche Anpassungen während der Studie und besonders nach der Intervention besser abgegrenzt werden.

5. Konklusion

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war der Nachweis von Seitendifferenzen während eines Stufentests. Die Fragestellung, inwieweit diese asymmetrischen Kraftverläufe pro Bein auftreten und inwiefern diese dabei von der Belastungshöhe abhängig sind, grenzte diesen Aspekt weiter ein. Weiter sollte, bei nachweisbaren bilateralen Defiziten, der Einfluss eines Gleichgewichtstrainings hinsichtlich einer Reduktion dieser Seitendifferenzen betrachtet werden.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass signifikante Asymmetrien bei den Versuchsteilnehmern zum Zeitpunkt ET1 (hochsignifikant) und AT (signifikant) bei niedriger Belastung nachzuweisen waren. Das heißt, dass beim Vergleich der Summen der radialen und tangentialen Kräfte pro Seite Differenzen nachzuweisen waren.

Nach der Gleichgewichtsintervention konnte zum Messzeitpunkt AT eine Veränderung des Kräfteverhältnisses von starker und schwacher Seite beobachtet werden. Während der Belastungsstufe hoch hat die schwächere Seite mehr Kraft generieren können, als die stärkere Seite. Dies war nur nach der Gleichgewichtsintervention zu beobachten. Zu den Messzeitpunkten ET1 und ET2 war die von der stärkeren Seite generierte Kraft leicht größer. Da eine signifikante Seitendifferenz bei niedriger Belastung nach dem Gleichgewichtstraining zu messen war, kann vermutet werden, dass diese Form des Trainings nicht an der Reduktion von Seitendifferenzen während niedriger Intensität beteiligt ist. Da eine Veränderung der maximalen Kräfteverhältnisse nach der Intervention nachweisbar ist, kann über den Einfluss des Gleichgewichtstrainings spekuliert werden. Möglicherweise kann durch die Anpassung an Gleichgewichtstraining die neuronale Ansteuerung der schwachen Seite erhöht werden. Denkbar wäre, dass dies bestehende Seitendifferenzen bei hohen Intensitäten reduzieren könnte und die neuromuskuläre Ansteuerung verbessern könnte.

Um diese Vermutung zu bestätigen, müssten weitere Studien mit uni- wie bilateraler isometrischer Kraftmessung begleitet werden. Zum einen, um zur funktionellen Analyse der schwachen und starken Seite eine Referenzmessung zu haben und zum anderen, um eine mögliche Adaptation durch sensomotorisches Training mit einem zusätzlichen Test der neuromuskulären Ansteuerung bestätigen zu können. Um tragbarere Aussagen zu machen, müssten weitere Studien mit größerer Probandenzahl und längerem Interventionszeitraum sowie mit einer Kontrollgruppe durchgeführt werden.

Persönliche Erklärung und Urheberrechtserklärung

Ich versichere, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe angefertigt habe. Alle Stellen, die ich wörtlich oder sinngemäss Veröffentlichungen oder anderweitig fremden Quellen entnommen habe, sind gemäss den Zitationsregeln der Eidgenössischen Hochschule für Sport Magglingen sowie der Universität Freiburg, Schweiz als solche gekennzeichnet.

Ellenhausen, 3. Dezember 2014

Der Unterzeichnende anerkennt, dass die vorliegende Arbeit ein Bestandteil der Ausbildung an der EHSM-Universität Freiburg, Schweiz ist. Er überträgt deshalb sämtliche Urheberrechte (beinhaltend insbesondere das Recht zur Veröffentlichung oder zu anderer kommerzieller oder unentgeltlicher Nutzung) an die EHSM-Universität Freiburg, Schweiz.

Ellenhausen, 3. Dezember 2014

Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	Analysis of variance, Varianzanalyse
AT	Ausgangstest
cns	central nervous system, zentrales Nervensystem
Cop	centre of pressure, Druckzentrum
Com	central point of mass, zentraler Massenmittelpunkt
CSP	cortical silent period, kortikale Ruheperiode
csv	mit einem Komma getrennte numerische Werte
ET2	Eingangstest 1, introductory test 1 (without balance training]
ET1	Eingangstest 2, introductory test 2 (retest without balance training, control test)
Emg	Elektromyographie, electromyography
Fe	effective Forces, effektive Kräfte
fMRT	funktionelle Magnet-Resonanz-Tomographie
Fr	resultant Forces, resultierende Kräfte
Fu	unused Forces, ungenutzte Kräfte
GABA	gamma Aminobuttersäure, Neurotransmitter
Gg	Gleichgewichtstraining
Hz	Hertz
ldli	langes, niedrig intensives Training, long distance low intensity
rpm	revolutions per minute
mA	Milliampere, elektrische Stromstärke
MEP	motor evoked potential, motorisch evoziertes Potential
m/s	Meter pro Sekunde
ms	Millisekunden, milliseconds
mV	Millivolt, elektrische Spannung
mlr	medium latency response, mittlere Latenz
NaN	Not a number, keine Zahl, wird nicht statistisch berücksichtigt
rms	Effektivwert, root means squared
s	seconds, Sekunden
slr	short latency response, kurze Latenz
S/min	Schläge pro Minute
TMS	transkranielle Magnetstimulation
Te	Trainingseinheiten
U/min	Umdrehungen pro Minute
W	Watt, Arbeit pro Zeiteinheit
xls	excel Datenformat, excel data file
ZNS	zentrales Nervensystem

6. Anhang

6.1. Testprotokoll

Die Ergometertesting bestand aus einem Stufentest. Ausgehend von 100 Watt mit jeweils drei Minuten pro Stufe. Die Steigerung zur nächsten Stufe betrug jeweils 20 Watt. In der 150.-180. Sekunde wurden die Laktatproben dem Ohr entnommen sowie die Belastungs-herzfrequenz notiert. Für die Auswertung wurden nur voll beendete Stufen berücksichtigt.

Tabelle 4

Stufenprotokoll der Ergometertests

Grundlast [W]	Stufendauer [s]	Inkrement [W]	Laktat und Herzfrequenzerfassung [s]
100	180	20	150-180

6.2. Trainingsprotokoll

Die Probanden wurden angewiesen, das Gleichgewichtstraining unmittelbar vor dem Radfahren durchzuführen. Das Trainingsprotokoll sah drei Trainingseinheiten pro Woche zu 15min vor dem Radfahren vor. Die Probanden trainierten einbeinig entweder auf einem Kreisel oder einem Kippbrett, je 5min pro Bein bei 20s Belastungsphase und 10s Entlastungsphase. Das beidbeinige Training auf dem Rollbrett dauerte 5min und war ebenso nach dem Belastungs- und Entlastungsmuster von 20s/10s vorgesehen.

Tabelle 5

Trainingsprotokoll

Training	Belastungsphase [s]	Entlastungsphase [s]	Bein	Gesamtdauer [min]
Kreisel oder Kippbrett	20	10	rechts	5
Kreisel oder Kippbrett	20	10	links	10
Rollbrett	20	10	beidbeinig	15

6.3. Kräfte im Pedalzyklus

Die folgenden Grafiken stellen die Pedalkräfte und ihren vektoriellen Ursprung und Richtung im zweidimensionalen Raum dar.

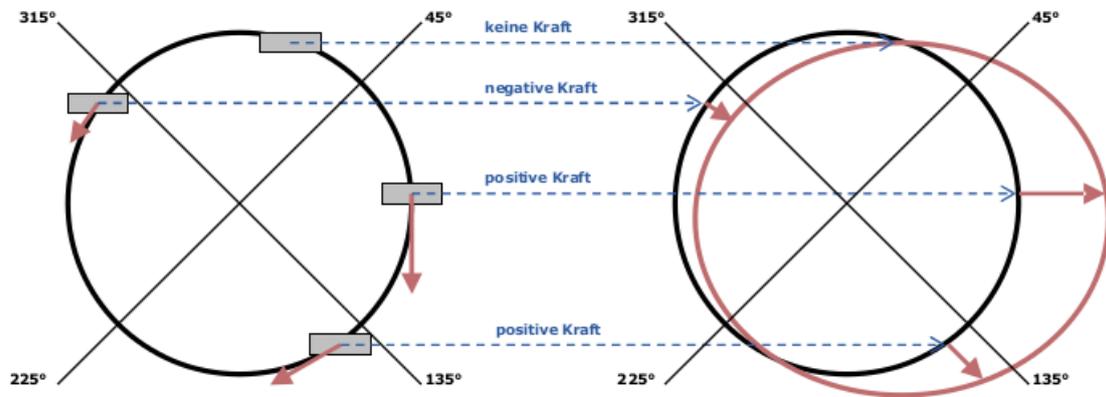


Abbildung 13: Kräfteverhältnisse im Pedalzyklus, Radlabor, Freiburg

6.4. Vergleich von Fe-links und Fe-rechts

Für einen Vergleich von Fe für das linke und das rechte Bein wurden alle Pedalzyklen pro Proband gemittelt. Durch die kürzere Testdauer zum Zeitpunkt ET1 sind 4680 Pedalzyklen berücksichtigt worden. Ein Pedalzyklus beschreibt eine vollständige 360°-Umdrehung. Um eine Vergleichbarkeit zwischen Fe-rechts und Fe-links zu gewährleisten, wurden beide Kraftverläufe zum Kraftverlauf des rechten Beines um 180° phasenverschoben dargestellt.

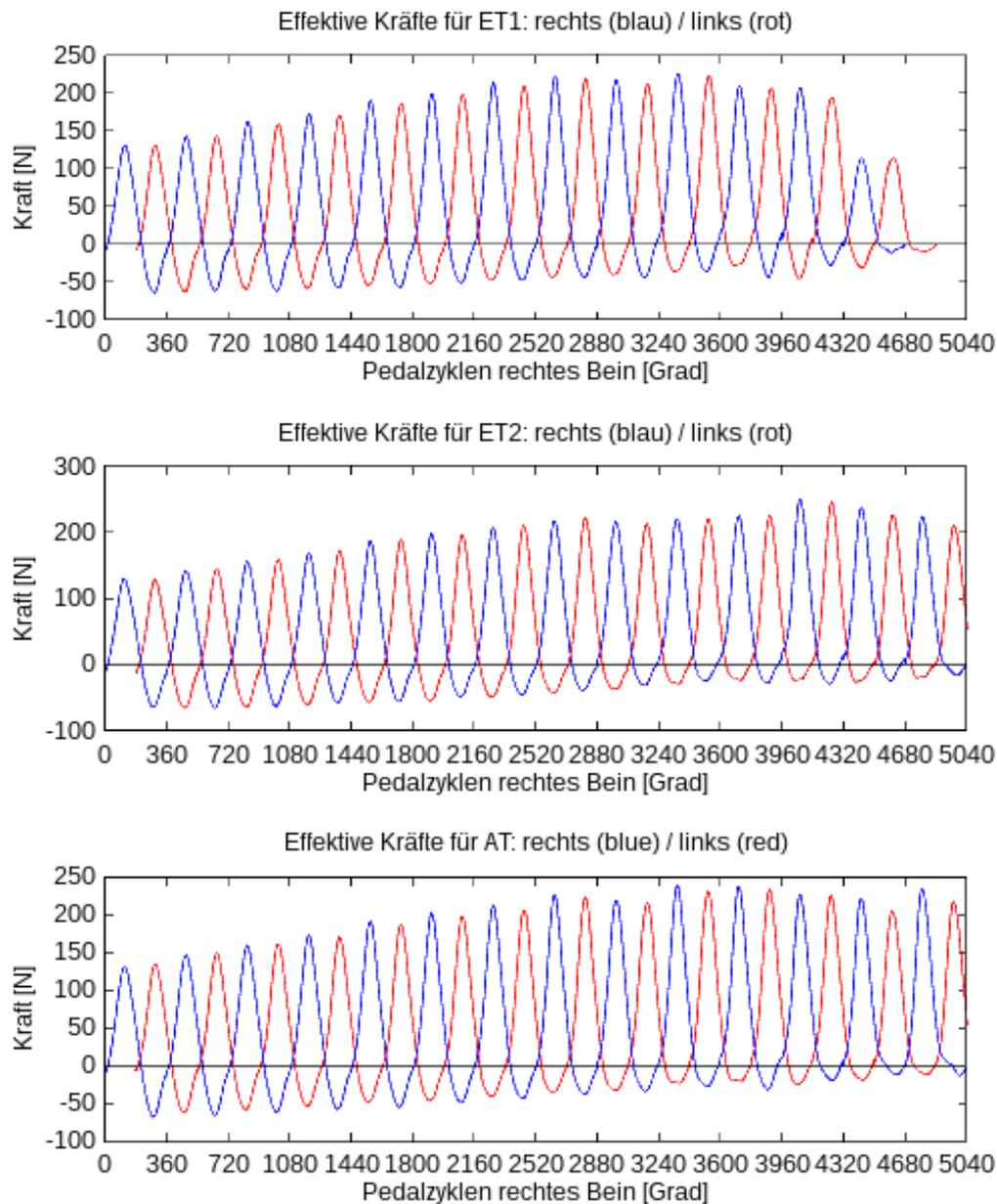


Abbildung 14: Die Abbildung zeigt die gemittelten Kraftverläufe Fe für das rechte und linke Bein. Um den direkten Vergleich zu ermöglichen, wurde die Phase Fe-links (blau) um 180° verschoben. Das Abfallen der Kraft ist mit einem früheren Testabbruch zu erklären. Die Probanden führen sich nach Testabbruch aus. Der Messzeitpunkt ET1 wies insgesamt weniger Zyklen auf (n=7).

6.5. Vergleich von Fu-links und Fu-rechts während der ganzen Tests

Der Vergleich der ungenutzten Kräfte (F_u) für das linke und rechte Bein zu Testzeitpunkte ET1, ET2 und AT und den Belastungsstufen niedrig, mittel und hoch.

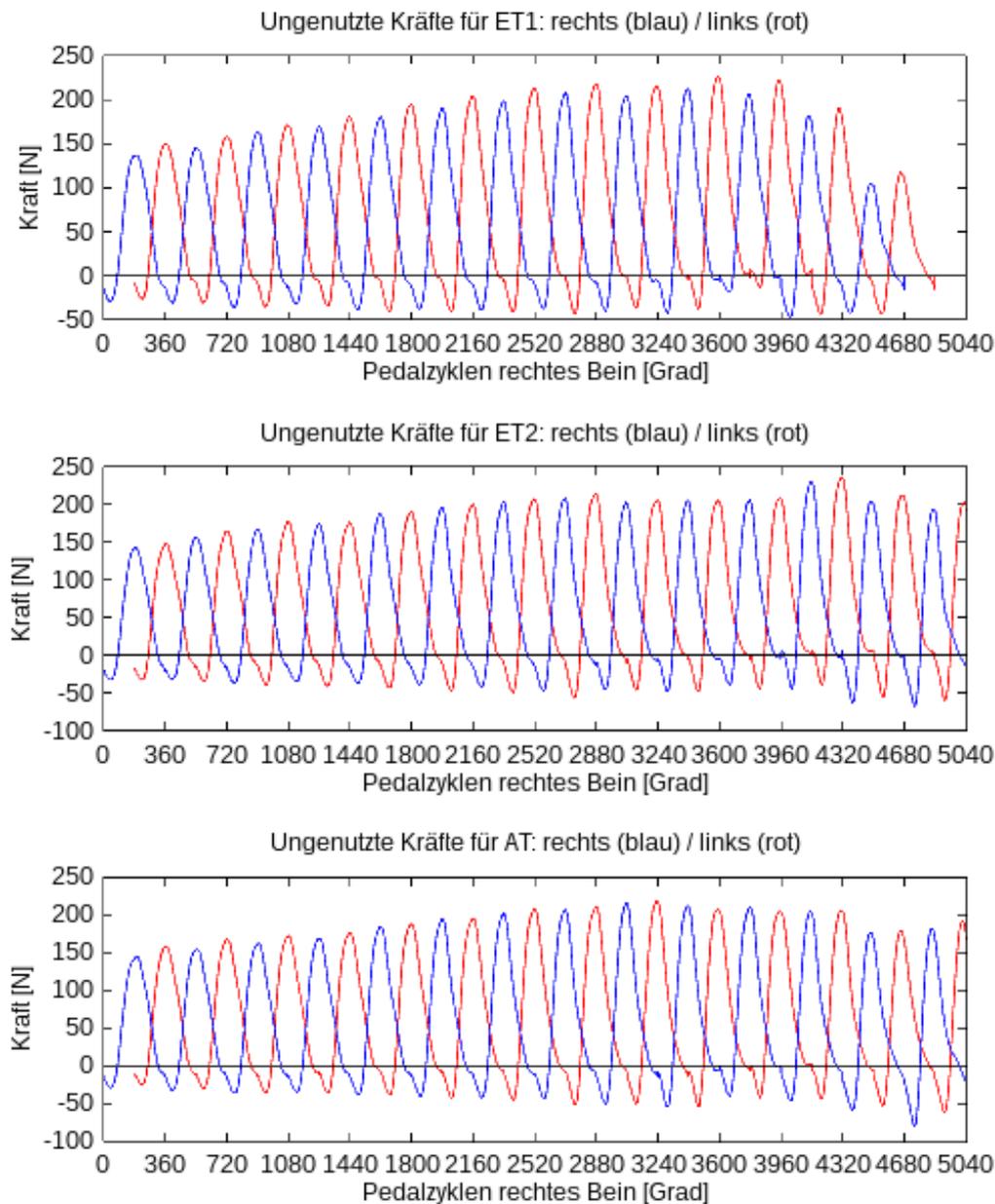


Abbildung 15: Die Abbildung zeigt die gemittelten Kraftverläufe F_u für das rechte und linke Bein. Um den direkten Vergleich zu ermöglichen, wurde die Phase F_u -links (blau) um 180° verschoben. Der Messzeitpunkt ET1 wies insgesamt weniger Zyklen auf ($n=7$).

6.6. Mittelwerte für Fe-links und Fe-rechts, Fu-links und Fu-rechts

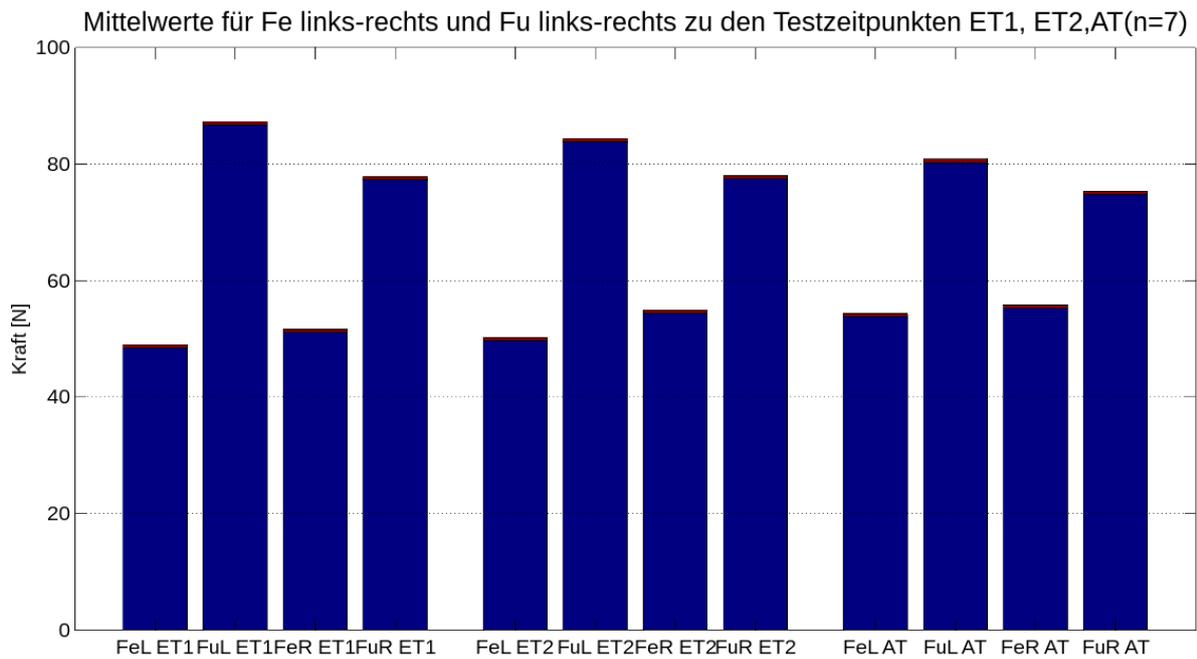


Abbildung 16: Die Abbildung zeigt die gemittelten Kraftverläufe Fe und Fu für das rechte und linke Bein. Es sind alle Zyklen der Tests ET1, ET2 und AT berücksichtigt worden. Rote Schattierung repräsentiert den Standardfehler (n=7).

Literatur

- [1] Amann, M. & Dempsey, J., (2008) *Locomotor muscle fatigue modifies central motor drive in healthy humans and imposes a limitation to exercise performance*, J Physiol, 586 (1),161-173.
- [2] Amblard, B. & Carblanc, A., (1980) *Role of foveal and peripheral visual information in maintenance of postural equilibrium in man*, Percept Mot Skills, 51 (3), 903-12.
- [3] Aagaard, P., Simonsen, E., Andersen, J., Magnusson, P., Dyhre-Poulsen, P., (2002) *Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses*, J Appl Physiol, 92 (6), 2309-18.
- [4] Avela, J., Kyröläinen, H., Komi, P., Rama,D., (1999) *Reduced reflex sensitivity persists several days after long-lasting stretch-shortening cycle exercise*, J Appl Physiol, 86(4), 1292-1300.
- [5] Bailey, M., Maillardet, F., Messenger, N., (2003) *Kinematics of cycling in relation to anterior knee pain and patellar tendinitis*, Journal of Sports Sciences, 21, 649-657.
- [6] Beloozerova, N., Sirota, M., Orlovky, G., Deliagina, T., (2005) *Activity of Pyramidal Tract Neurons in the Cat During Postural Corrections*, J Neurophysiol., 93 (4), 1831-44.
- [7] De Bernardo, N., Barrios, C., Vera, P., Laiz, C., Hadala, M., (2012) *Incidence and risk for traumatic and overuse injuries in top-level road cyclists*, Journal of Sports Sciences, 30 (10), 1047-1053.
- [8] Bertucci, W., Arfoui, A., Polidori, G., (2012) *Analysis of the pedaling biomechanics of master's cyclists: A preliminary study*, J. Sci Cycling, 1 (2), 42-46.
- [9] Black, F., Shupert, C.,Peterka, R., Nashner, L., (1989) *Effects of unilateral loss of vestibular function on the vestibular-ocular reflex and postural control*, Anno Otol Rhinol Laryngol, 98 (11), 884-9.
- [10] Bloem, J., Beckley, D., van Dijk, J., Zwinderman, A., Roos, R., (1992) *Are medium and long latency reflexes a screening tool for early Parkinson's disease?*, J Neurol Sci., 113 (1), 38-42.
- [11] Bloem, J., Grimbergen, Y., Cramer, M., Willemsen, M., Zwinderman, A., (2001) *Prospective assessment of falls in Parkinson's disease*, J Neurol., 248 (11), 940-8.
- [12] Bresciani, J., Blouin, J., Sarlegna, F., Bourdin,C., Vercher,J.,Gauthier,G. (2002) *On-line versus off-line vestibular-evoked control of goal directed arm movements*, Neuroreport 13 (12), 1563-6.
- [13] Bruhn, S., Kullmann, N., Gollhofer, A., (2006)*Combinatory effects of high-intensity-strength training and sensorimotor training on muscle strength*, Int J Sports Med, 27 (5), 401-406.
- [14] Carpes, F., Rossato, M., Faria, I., Mota, C., (2008) *During an incremental exercise cyclists improve bilateral pedaling symmetry*, Brazilian Journal of Biomotricity.
- [15] Carpes, F., Rossato, M., Faria, I., Mota, C., (2007) *Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial*, J Sports Med Phys Fitness, 47 (1), 51-7.

-
- [16] Carpes, F., Diefenthaler, F., Bini, R., Stefanyshyn, D., Faria, I., Mota, C., (2011) *Influence of leg preference on bilateral muscle activation during cycling*, Journal of Sport Sciences, 29 (2), 151-159.
- [17] Diener, H., Dichgans, J., (1992) *Pathophysiology of cerebellar ataxia*, Mov Disord., 7(2), 95-109.
- [18] Dietz, V., Trippel, M., Discher, M., Horstmann, G., (1991) *Compensation of human stance perturbations: selection of the appropriate electromyographic pattern*, Neurosci Lett, 126 (1), 71-4.
- [19] Howard, J.;Enoka, R., (1991)*Maximum bilateral contractions are modified by neurally mediated interlimb effects*, J. Appl. Physiology, 70(1), 306-316.
- [20] Farjadian, A., (2013,6). VRACK: measuring pedal kinematics during stationary bike cycling. Poster, präsentiert am International Conference Rehabilitational Robotics, Washington. Farjadian, A., Kong, Q., Gade, V., Deutsch, J., Mavroidis, C., (2013, Juni). *VRACK: measuring pedal kinematics during stationary bike cycling*.
- [21] Fousekis, K., Tsepis, E., Vagenas, G., (2010) *Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age*, J Sports Sci Med, 9 (3), 364-373.
- [22] Goble, D., Coxon, J., Van Impe, A., Geurts, M., Doumas, M., Wenderoth, N., Swinnen, S., (2011) *Brain activity during ankle proprioceptive stimulation predicts balance performance in young and older adults* J Neurosci., 31 (45), 16344-52.
- [23] Golich, D., Broker, J., (1996) *SRM bicycle instrumentation and the power output of elite male cyclists during the 1994 Tour Dupont*, Perform Cond Cycling 2 (9), 6.
- [24] Granacher, U., Muehlbauer, T., Bridenbaugh, S., Bleiker, E., Wehrle, A., Kressig, R., (2010) *Balance Training and Multi-Task Performance in Seniors*, Int J Sports Med, 31 (5) 353-358.
- [25] Horak, F. (2009) *Postural compensation for vestibular loss*, Ann NY Acad Sci., 1164, 76-81.
- [26] Ilg, W., Giese, M., Gizewski, E., Schoch, B., Timmermann, D. (2008) *The influence of focal cerebellar lesions on the control and adaptation of gait*, Brain, 131 (11), 2913-27.
- [27] Impellizzeri, F., Rampini, E., Sassi, A., Mogroni, M., Marcora, S., (2005) *Physiological correlates to off-road cycling performance*, J Sports Sci, 23, 1, 41-47.
- [28] Jacobs, J. & Horak, F. (2007) *Cortical control of postural responses*, J Neural Transm. 114(10), 1139-48.
- [29] Jahn, K., Deutschländer, A., Stephan, T., Strupp, M., Wiesmann, M., Brandt, T. (2004) *Brain activation patterns during imagined stance and locomotion in functional magnetic resonance imaging* Neuroimage, 22 (4), 1722-31.
- [30] Jones, P., & Bampouras, T., (2010) *A comparison of isokinetic and functional methods of assessing bilateral strength imbalance*, J Strength Con Res, 24 (6), 1553-8.

-
- [31] Jubeau, M., Rupp, T., Perry, S., Temesi, J., Wuyam, B., Levy, P., Verges, S., Millet, G., (2014) *Changes in Voluntary Activation Assessed by Transcranial Magnetic Stimulation during Prolonged Cycling Exercise*, PLOS one, 9 (2):e89157. doi: 10.1371/journal.pone.0089157. eCollection 2014.
- [32] Kang, H., Kim, C., Young, I., Kwi, K., Sung, L., Shin, K., (2013) *Alterations of Muscular Strength and Left and right Limb Balance in Weightlifters after an 8-week Balance Training Program*, J Phys Ther Sci, 25, 895-900.
- [33] Kautz, S., Brown, D., Van der Loos, H., Zajac, F., (2002) *Mutability of bifunctional thigh muscle activity in pedaling due to contralateral leg force generation*, Journal of Neurophysiology, 88, 1308-1317.
- [34] Keller, M. (2014) *Alters- und personenspezifische Intervention zur Verbesserung des Gleichgewichts und zugrundeliegende neuronale Adaptationen*, Universität Freiburg, Freiburg.
- [35] Rabin, E., Bortolami, S., Lackner, J. (1999) *Haptic stabilization of posture: changes in arm proprioception and cutaneous feedback for different arm orientations*, J Neurophysiol., 82 (6): 3541-9.
- [36] Llewellyn, M., Yang, J., Prochazka, A. (1990) *Human H-reflexes are smaller in difficult beam walking than in normal treadmill walking*, Exp Brain Res., 83 (1): 22-8.
- [37] Latash, M., Krishnamoorthy, V., Scholz, P., Zatsiorsky, V., (2005) *Postural Synergies and their development*, Neural Plasticity, 12, 119-130.
- [38] Lepers, R., Mafiuletti, N., Rochette L., Millet, G., (2002) *Neuromuscular fatigue during a long-duration cycling exercise*, J Appl Physiol, 92(4), 1487-93.
- [39] Lim, C., Gohel, M., Shepherd, A., Davies, A., (2009) *Iliac Artery Compression in Cyclists: Mechanisms, Diagnosis and Treatment*, Eur J Vasc Endovasc Surg, 38, 180-186.
- [40] Mario, M., Grimaldi, G., (2012) *Topography of Cerebellar Deficits in Humans*, The Cerebellum, 11 (2), 336-351.
- [41] Maurer, C., Mergner, T., Peterka R., (2006) *Multisensory control of human upright stance*, Experimental Brain Research, 171 (2), 231-250.
- [42] Morton, S., Bastian, A., (2006) *Cerebellar contributions to locomotor adaptations during splitbelt treadmill walking*, J Neurosci., 26 (36), 9107-16.
- [43] Miller, A., Brooks, V., (1981) *Late muscular responses to arm perturbations persist during supraspinal dysfunctions in monkey*, Exp Brain Res, 41(2), 146-58.
- [44] Millet, G., Lepers, R., (2004) *Alterations of Neuromuscular Function After Prolonged Running, Cycling and Skiing Exercises*, Sports Med, 4 (2), 105-116.
- [45] Nardone, A., Godi, M., Guglielmetti, S., Schiepatti, M., (2003) *Stabilometry is a predictor of gait performance in chronic hemiparetic stroke patients*, Gait Posture, 30, 5-10.
- [46] Nashner, L., (1976) *Adapting reflexes controlling the human posture*, Exp Brain Res., 26 (1), 59-72.

-
- [47] Ouchi, Y., Okada, H., Yoshikawa, E., Nobezawa, S., Futatsubashi, M., (1999) *Brain activation during maintenance of standing postures in humans*, Brain, 122 (Pt2), 329-38.
- [48] Raffi, M., Piras, A., Persiani, M., Squatrito, S., (2014) *Importance of optic flow for postural stability of male and female young adult*, Eur J Appl Physiol., 114 (1), 71-83.
- [49] Reisman, D., Wityk, R., Silver, K., Bastian, A., (2007) *Locomotor Adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke*, Brain, 130 (7), 1861-1872.
- [50] Reisman, D., Block, H., Bastian, A., (2005) *Interlimb coordination: what can be adapted and stored*, J Neurophysiol., 94, 4, 2403-15.
- [51] Sherrington, C., (1906) *Observations on the scratch-reflex in the spinal dog*, J Physiol. 34 (1-2), 1-50.
- [52] Stoykov, M., Stojakovich, M., Stevens J., (2005) *Beneficial effects of postural intervention on prehensile action for an individual with ataxia resulting from brainstem stroke*, Neuro Rehabilitation, 20(2), 85-9.
- [53] Brandt, T., Strupp, M., Dietrich, M., (2014) *Towards a concept of disorders of higher vestibular function*, Front Integr Neurosci., 8:47.
- [54] Solopova, I., Kazenikov, I., Deniskina, N., Levik, Y., Ivanenko, Y., (2003) *Postural instability enhances motor responses to transcranial magnetic stimulation in humans*, Neuroscience Letters, 337, 25-28.
- [55] Sanderson and Black (2003) *The effect of prolonged cycling on pedal forces*, J Sport Sci, 21 (3), 191-9.
- [56] Sannicandro, I., Cofano, G., Rosa, A., Piccinno, A., (2014) *Balance training exercises decreases lower-limb strength asymmetry in young tennis players*, Journal of Sport Science and Medicine, 13, 397-402.
- [57] Schep, G., Bender, M., Schmikli S., Mostered, W., Hammacher, E.; Scheltinga, M., Wijn, P., (2002) *Recognising vascular causes of leg complaints in endurance athletes. Part 2: the value of patient history, physical examination, cycling exercise test and echo-Doppler examination*, Int J Sports Med., 23 (5), 322-8.
- [58] 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), 2007-18.
- [59] Smak, W., Neptune, R., Hull, M., (1999) *The Influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling*, J Biomech, 32 (9), 899-906.
- [60] Taube, W., BWS 2 Gleichgewicht und Gleichgewichtstraining, Vorlesung (2013).
- [61] Taube, W., Leukel, C., Gollhofer, A., (2008) *Influence of enhanced visual feedback on postural control and spinal reflex modulation during stance*, Exp Brain Res., 188 (3), 353-61.
- [62] Taube, W., Gruber, M., Gollhofer, A., (2008) *Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance*, Acta Physiol, 193, 101-116.

-
- [63] 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, 101 (2), 420-9.
- [64] Taube, W., Gruber, M.;Beck, S., Faist, M., Gollhofer, A., Schubert, M., (2007) *Cortical and spinal adaptations induced by balance training: correlation between stance stability and corticospinal activation*, Acta Physiol (Oxf), 189, 347-358.
- [65] 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), 11670-7.
- [66] Taubert, M., Lohmann, G., Margulies, D., Villringer, A., Ragert, P., (2011) *Long-term effects of motor training on resting-state networks and underlying brain structure*, Neuroimage, 54 (7), 1492-8.
- [67] Torres-Oviedo, G., Vasudevan,E., Malone,L. (2011)*Locomotor adaptation*, Prog Brain Res, 65-74.
- [68] Tokuno, C., Carpenter, M., Thorstenson, A., Garland, S., Creswell, A., (2007)*Control of the triceps surae during the postural sway of quiet standing*, Acta Physiol (Oxf), 191 (3), 226-36.
- [69] Ting, L., Raasch, C.,Brown,D.,Kautz,S.,Zajac;F., (1998) *Sensorimotor State of the Contralateral Leg Affects Ipsilateral Muscle Coordination of Pedaling*, J. Neurophysiol., 80, 1341-1351.
- [70] Wakeling, J., Blake, O., Chan, H., (2010) *Muscle coordination is key to the power output and mechanical efficiency of limb movements*, Journal of Experimental Biology, 213, 487-492.
- [71] Welch, T., Ting, L., (2014) *Mechanisms of Motor Adaptation in Reactive Balance Control*, PloS ONE 9 (5).