

UNIVERSITÄT FREIBURG, SCHWEIZ
MATHEMATISCH-NATURWISSENSCHAFTLICHE FAKULTÄT
DEPARTEMENT FÜR MEDIZIN

In Zusammenarbeit mit der
EIDGENÖSSISCHEN HOCHSCHULE FÜR SPORT MAGGLINGEN

*Die bevorzugte Geschwindigkeit beim Übergang zwischen Gehen und
Laufen bei sich erhöhender Steigung*

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

Referent: Dr. Urs MÄDER
Betreuer-In: Jacques ROBADEY, Urs MÄDER

*Manuel Kläusli
Biel, März, 2016*

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	2
1 Zusammenfassung.....	4
2 Einleitung	5
2.1 Die menschliche Fortbewegung	5
2.2 Theoretische Modelle von Gehen und Laufen	6
2.3 Gangartwechsel	9
2.4 Auslöser für den Gangartwechsel.....	11
2.5 Auslöser für den Gangartwechsel von Laufen zu Gehen	22
2.6 Die PTS bei verschiedenen Steigungen	23
2.7 Grenzen	24
2.8 Ziel und Fragestellung	24
3 Methode	26
3.1 Untersuchungsgruppe	26
3.2 Ablauf der Untersuchung und Untersuchungsinstrumente	28
3.3 Datenanalyse	29
4 Resultate	31
4.1 Die PTS bei verschiedenen Steigungen	31
4.2 Hysterese zwischen der PTS_{WR} und der PTS_{RW}	32
4.3 Die Herzfrequenz an der PTS_{WR} und an der PTS_{RW} bei verschiedenen Steigungen	33
4.4 Hysterese zwischen der Herzfrequenz an der PTS_{WR} und der Herzfrequenz an der PTS_{RW}	34
4.5 Steigungen der Herzfrequenz vor und nach der PTS_{WR} sowie vor und nach der PTS_{RW}	35
4.6 Herzfrequenz an der PTS_{WR} und bei derselben Geschwindigkeit beim Wechsel vom Laufen zu Gehen	36
4.7 Herzfrequenz an der PTS_{RW} und bei derselben Geschwindigkeit beim Wechsel vom Gehen zu Laufen	37
4.8 Das subjektive Belastungsempfinden an der PTS_{WR} und an der PTS_{RW} bei verschiedenen Steigungen	38
4.9 Hysterese zwischen dem subjektiven Belastungsempfindens an der PTS_{WR} und der PTS_{RW}	39
4.10 Steigungen vom subjektiven Belastungsempfinden vor und nach der PTS_{WR} und vor und nach der PTS_{RW}	40
4.11 Subjektives Belastungsempfinden an der PTS_{WR} und bei derselben Geschwindigkeit beim Wechsel vom Laufen zu Gehen	41
4.12 Subjektives Belastungsempfinden an der PTS_{RW} und bei derselben Geschwindigkeit beim Wechsel vom Gehen zu Laufen	42
4.13 Zusammenhang zwischen der PTS und weiteren erhobenen Faktoren	43
5 Diskussion.....	44
5.1 PTS_{WR} , PTS_{RW} und PTS_M bei verschiedenen Steigungen.....	44
5.2 Hysterese zwischen der PTS_{WR} und der PTS_{RW}	46
5.3 Herzfrequenz	49
5.4 Subjektives Belastungsempfinden	51
5.5 Protokoll	53
5.6 Definition der PTS	55
6 Konklusion.....	56
7 Literaturverzeichnis	57

Persönliche Erklärung.....	63
Urheberrechtserklärung.....	63
8 Dank.....	64
9 Anhang A: Einverständniserklärung	65
10 Anhang B: Protokoll für die Steigung von 0%	67

1 Zusammenfassung

Einleitung:

Läuft ein Mensch auf einem Laufband bei einer Steigung von 0% bei sich erhöhender Geschwindigkeit, so wechselt er seine Gangart von Gehen zu Laufen bei einer Geschwindigkeit von $1.88 - 2.21 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Bessot et al., 2014; Hreljac, Imamura, Escamilla, & Edwards, 2007). Verringert man die Geschwindigkeit des Laufbandes während des Laufens wieder, so wechselt er seine Gangart von Laufen zu Gehen bei einer Geschwindigkeit, welche ungefähr $0.1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ tiefer ist als beim Wechsel von Gehen zu Laufen (Ranisavljev, Ilic, Soldatovic, & Stefanovic, 2014). Viele verschiedene mögliche Faktoren kommen als Auslöser für den Gangartwechsel in Frage. Bislang wurde das Verhalten der bevorzugten Übergangsgeschwindigkeit (engl: preferred transition speed (PTS)) bei sich erhöhender Steigung noch nicht systematisch untersucht. Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es folglich, die PTS bei verschiedenen Steigungen zu evaluieren und dazu das subjektive Belastungsempfinden und die Herzfrequenz zu protokollieren, um sie als mögliche Auslöser für den Gangartwechsel diskutieren zu können.

Methode:

Die PTS wurde von 17 Probanden bei vier verschiedenen Steigungen von Gehen zu Laufen (PTS_{WR}) und von Laufen zu Gehen (PTS_{RW}) nach einem abgeänderten Protokoll von Hreljac et al. (2007) evaluiert. Zusätzlich wurden während der Evaluation die Herzfrequenz und das subjektiven Belastungsempfinden der Probanden protokolliert.

Resultate:

Die PTS_{WR} und die PTS_{RW} verkleinern sich mit sich erhöhender Steigung. Es kann eine Korrelation mit der Steigung aufgezeigt werden. Die PTS_{WR} war bei jeder Steigung grösser als die PTS_{RW} bei derselben Steigung. Die Herzfrequenz und das subjektive Belastungsempfinden vergrössern sich mit einer sich erhöhenden Steigung und haben jeweils die höheren Werte an der PTS_{WR} als an der PTS_{RW} .

Diskussion und Konklusion:

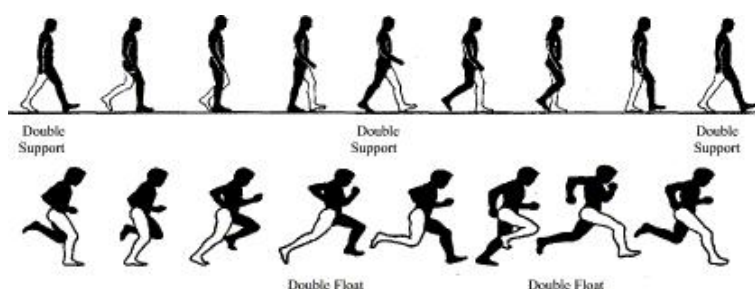
Die Verminderung der PTS mit sich erhöhender Steigung sowie die Hysterese zwischen der PTS_{RW} und der PTS_{WR} können durch theoretische Modelle von Gehen und Laufen erklärt werden. Die Herzfrequenz scheint nicht als verantwortlicher Auslöser für den Gangartwechsel in Frage zu kommen. Würde man die Kriterien von Hreljac (1995a) anpassen, könnte das subjektive Belastungsempfinden für den Wechsel in beide Richtungen verantwortlich sein.

2 Einleitung

2.1 Die menschliche Fortbewegung

Der erwachsene Mensch bewegt sich hauptsächlich gehend und laufend fort. Diese beiden Gangarten unterscheiden sich in ihrer Mechanik und in ihrer Energetik eindeutig voneinander. Beim Gehen verläuft der Körperschwerpunkt (KSP) in einer bogenähnlichen Bahn über das Standbein (Abbildung 1, B, links). Die kinetische Energie wird dabei in der ersten Hälfte der Standphase in potentielle Energie umgewandelt. Die potentielle Energie wird dann während der zweiten Hälfte der Standphase, wenn der KSP nach vorne und nach unten fällt, freigesetzt. Beim Laufen kann das Standbein hingegen mit einer steifen Feder verglichen werden (Abbildung 1, B, rechts). Sobald der Fuss mit dem Boden in Kontakt kommt, wird die potentielle und kinetische Energie vorübergehend in Form von Spannungsenergie in den Muskeln, Sehnen und Bändern des Beines zwischengespeichert. Diese Spannungsenergie wird dann in der zweiten, vorwärtstreibenden Hälfte der Standphase freigesetzt. Gehen und Laufen lassen sich durch die Phasen von doppelter Unterstützung während der Standphase (beide Füße sind gleichzeitig mit dem Boden in Kontakt) durch die zwei Flugphasen am Anfang und am Ende der Schwungphase (keiner der Füße berührt den Boden) unterscheiden (Abbildung 1, A) (Novacheck, 1998).

A



B



Abbildung 1. A) Gang- und Laufzyklus. Während beim Gehen eine Phase der doppelten Unterstützung (double support) vorkommt, existiert beim Laufen eine Flugphase (double float). B) Schematische Repräsentation von Gehen (umgekehrtes Pendel) und Laufen (Bein verhält sich wie eine Feder während der Standphase). Abbildungen übernommen und abgeändert von Cappellini (2006).

Auch wenn die beiden Gangarten ähnliche kinetische und kinematische Verhaltensweisen aufzeigen, unterscheiden sie sich deutlich voneinander. Auch der Übergang von Gehen zu Laufen ist eindeutig zu erkennen. Kinematische und kinetische Variablen ändern sich während diesem Übergang sehr stark. Beispielsweise verkleinert sich die Bodenkontaktzeit beim Wechsel um ungefähr 35% während sich die Bodenreaktionskraft um ungefähr 50% erhöht (Cappellini, 2006). Innerhalb einer Gangart existieren Parameter, welche sich bei einer Veränderung der Geschwindigkeit verändern. So sind dies beispielsweise die Schrittlänge und damit die Zyklusdauer, welche sich mit erhöhender Geschwindigkeit vergrößern, oder die Dauer der Bodenkontaktzeit, welche sich mit erhöhender Geschwindigkeit verkleinert (Nilsson et al 1985).

2.2 Theoretische Modelle von Gehen und Laufen

2.2.1 Gehen

Über fünf Jahrzehnte lang haben zwei Modelle die Untersuchungen bezüglich dem menschlichem Gehen dominiert:

- Die sechs Determinanten vom menschlichen Gang (Saunders, Inman, & Eberhart, 1953)
- Die Analogie des umgekehrten Pendels (Cavagna & Margaria, 1966)

Die Tatsache, dass beide Modelle über einen längeren Zeitraum gleichzeitig existiert haben (und immer noch existieren) wirft die Frage auf, ob diese Modelle in einer komplementären Art nebeneinander existieren, oder ob sie sich widersprechen. Weiter stellt sich die Frage, ob wirklich beide Modelle für das Verständnis des menschlichen Gehens nötig sind, oder ob nicht ein Modell genügen würde.

Das Modell der sechs Determinanten (Saunders et al., 1953) vom menschlichen Gang (Abbildung 2, A) schlägt vor, dass eine Anzahl von kinematischen Besonderheiten dabei hilft, Schwankungen des KSP während des Gehens zu verringern. Es basiert auf der Annahme, dass durch vertikale und horizontale Schwankungen vom KSP energetische Kosten verursacht werden. Diese sind so tief wie möglich zu halten. Bewegungen, wie beispielsweise die Flexion des Knies während der Standphase oder die Rotation des Beckens, sind so koordiniert, dass die Schwankungen vom KSP weiter reduziert werden.

Im Gegensatz zu diesem Modell steht das Modell des umgekehrten Pendels. Dieses postuliert, dass für die Fortbewegung beim Gehen energetische Kosten gespart würden, wenn sich das Standbein wie ein umgekehrtes Pendel verhalten würde (Abbildung 2B).

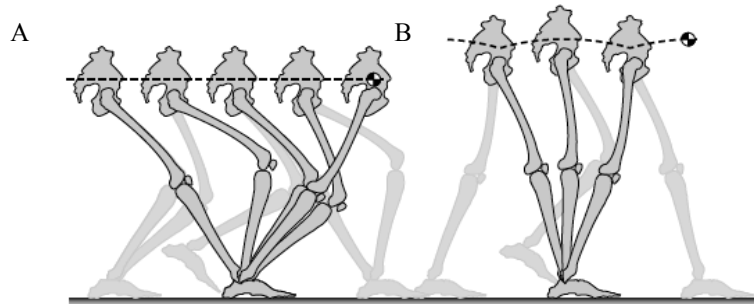


Abbildung 2. Zwei Modelle des menschlichen Gehens. A) Die sechs Determinanten vom Gang beschreiben kleine Bewegungen, welche vom Körper gemacht werden, um vertikale und laterale Verschiebungen vom Körperschwerpunkt zu reduzieren. Eine der Determinanten ist beispielsweise die Knieflexion in der Standphase. Diese Bewegungen führen zu einer abgeflachten Bahn des Körperschwerpunkts. B) Die Theorie des umgekehrten Pendels postuliert, dass das Standbein während der Unterstützungsphase gerade gehalten wird und somit wie ein umgekehrtes Pendel funktioniert. Der Körperschwerpunkt, welcher sich in der Nähe der Hüfte befindet, wandert in einer Serie von Bögen über das Standbein. Die zwei Modelle des Gehens zeigen eine unterschiedliche Betrachtungsweise auf den Körperschwerpunkt beim Gehen. Abbildung übernommen von Kuo (2007) .

Es ist ersichtlich, dass sich diese beiden Modelle des menschlichen Gehens widersprechen. Das Problem bei sich widersprechenden Modellen ist, dass sie nicht zur Begründung von ein und demselben Problem verwendet werden können. Da die Modelle des umgekehrten Pendels und der sechs Determinanten aber als Begründung für die Reduzierung der energetischen Kosten beim Gehen verwendet werden, stehen sie sich eher in einer widersprechenden als in einer komplementären Funktion gegenüber.

Das Modell der sechs Determinanten wurde über 50 Jahr lang in renommierten, klinischen und wissenschaftlichen Zeitungen zitiert, ohne dass es je empirisch überprüft wurde. Neuere Untersuchungen zeigen, dass das Vermeiden von Schwankungen des KSP eher mehr Energie braucht, als wenn die Fortbewegung ohne Zwang dafür aber mit Schwankungen stattfindet.

Im Gegensatz dazu zeigt das Modell des umgekehrten Pendels auch in jüngerer Zeit seine Berechtigung als Modell für das Gehen. Es existiert ein drittes Modell, welches das Schwing-Bein als ein normales (nicht umgekehrtes) Pendel beschreibt (Mochon & McMahon, 1980). Das Modell des umgekehrten Pendels bringt allerdings auch ein Dilemma mit sich. Warum braucht das Gehen überhaupt Energie, wenn das Standbein wie ein Pendel frei schwingt?

Dieses Dilemma kann mit dem Modell des dynamischen Gehens teilweise gelöst werden (Abbildung 3). Das Modell des umgekehrten Pendels führt dazu, dass ein Übergang vom linken zum rechten Bein stattfinden muss (Schritt-zu-Schritt-Übergang). Dieser Übergang ist nötig, um die Geschwindigkeit des KSP aufrecht zu erhalten. Dieser Schritt-zu-Schritt-Übergang kostet jedoch Energie. Damit nun diese zusätzlichen energetischen Kosten tief gehalten werden können, sind Bewegungen im Bein erforderlich. Die Annäherung des dynamischen Gehens ist ein eher neues Modell und bringt einen Teil der beiden anderen Modelle (das umgekehrte Pendel und die sechs Determinanten) zusammen (Kuo, 2007).

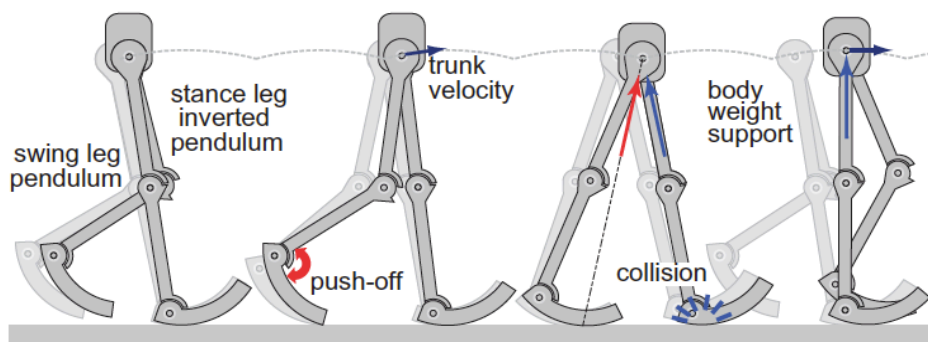


Abbildung 3. Die Prinzipien des dynamischen Gehens führen zu einer periodischen Gangart. Die Standphase kann komplett durch die passiven Dynamiken des Modells des umgekehrten Pendels erklärt werden. Das dynamische Gehen braucht Energie weil eine Kollision (collision) zwischen dem Schwungbein und dem Boden stattfindet. Dies ist ein Schlüsselfaktor. Energie kann passiv oder aktiv gespeichert werden. Die Bedingungen von der Kollision oder dem Abdruck (push-off) können die Anfangsbedingungen für den nächsten Schritt produzieren. Diese brauchen weder aktive Stabilisation noch Kontrolle für den Weg des KSP. Mit dem Knie, welches passiv die Überextension verhindert, kann das Körpergewicht auch ohne Aktivierung gestützt werden. Das Modell des dynamischen Laufens erweitert das Modell des umgekehrten Pendels. Dennoch wird die Frage geklärt, warum ein frei schwingendes Pendel Energie braucht. Die Kollision, welche beim Übergang zwischen den Schritten (Schritt-zu-Schritt-Übergang) stattfindet, braucht Energie. Abbildung übernommen von Kuo (2007) .

2.2.2 Laufen

Ähnlich wie für das Gehen existieren auch für das Laufen theoretische Modelle. Wie in der vorliegenden Arbeit bereits beschrieben wurde, beschreibt das Feder-Massen-Modell von Blickhan (1989) eine Analogie zum Hüpfen für die Fortbewegung bei höheren Geschwindigkeiten. Das Skelett-Muskel-System kann beim Laufen auf zwei Beinen als nicht-lineares Feder-Masse-System, welches aus diversen Komponenten besteht, angesehen werden. Das ganze System verhält sich wie ein Massepunkt der passiv auf einer masselosen Feder hüpf (Abbildung 4). Dieses Feder-Masse-System speichert die potentielle und

kinetische Energie im ersten Teil der Standphase und setzt sie dann im zweiten Teil der Standphase wieder frei, um den KSP voranzutreiben. Das Feder-Masse-Modell geht davon aus, dass die Landung und das Abspringen mit derselben Geschwindigkeit geschehen und, dass das Bein (die Feder) während der ganzen Standphase dieselbe Steifheit besitzt.

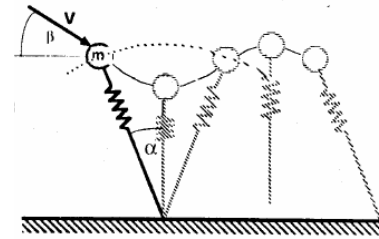


Abbildung 4. Das Modell der Massenfeder. Abbildung übernommen von Blickhan (1989).

2.3 Gangartwechsel

Auf ebenem Untergrund bestimmt hauptsächlich die Geschwindigkeit die Art der Fortbewegung. Bei tiefen Geschwindigkeiten (unter $5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$) bevorzugt der Mensch das Gehen, bei höheren Geschwindigkeiten (über $8 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$) das Laufen. Erhöht sich während dem Gehen die Geschwindigkeit, so ändert er bei einer bestimmten Geschwindigkeit seine Gangart von Gehen zu Laufen. Gleichzeitig wechselt er zum Gehen, wenn sich die Geschwindigkeit während dem Laufen verringert.

Die Geschwindigkeit beim Wechsel der Gangarten wird als bevorzugte Übergangsgeschwindigkeit (englisch: preferred transition speed (PTS)) bezeichnet. Die Höhe der PTS wurde in diversen Studien evaluiert. Es ist ersichtlich, dass der Gangartwechsel inter- und intraindividuell ungefähr bei derselben Geschwindigkeit geschieht. Die PTS liegt bei einer Steigung von 0% auf dem Laufband bei einer Geschwindigkeit von $1.88 - 2.21 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ ($6.78 - 7.96 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$) (Tabelle 1).

Obwohl jeder Mensch bei ungefähr derselben Geschwindigkeit seine Gangart von Gehen zu Laufen wechselt, will dies nicht heissen, dass ein Gehen über dieser Geschwindigkeit oder ein Laufen unter dieser Geschwindigkeit nicht möglich ist. Gehen scheint bis zu einer Geschwindigkeit von $3.5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ möglich zu sein. Betrachtet man den aktuellen Weltrekord für 10 Kilometer Gehen bei den Männern, so ist es möglich mit einer Geschwindigkeit von $4.3 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ zu gehen. Gehen deutlich über der PTS braucht mehr Energie als Laufen bei derselben Geschwindigkeit. McNeill Alexander (2002) konnte aufzeigen, dass 30% mehr Energie gebraucht wird, wenn man bei $3.5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ geht, als wenn man bei derselben Geschwindigkeit läuft.

Tabelle 1

Bevorzugte Übergangsgeschwindigkeiten aus vorhandener Literatur

Atuor	PTS	Stw
De Smet, Segers, Van Caekenberghe, & De Clercq (2009)	$2.08 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	± 0.1
Kram, Domingo, & Ferris (1997)	$1.98 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	± 0.04
Hreljac, Imamura, Escamilla, Edwards, & MacLeod (2008)	$1.96 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	± 0.15
Hreljac, Imamura, Escamilla, & Edwards (2007)	$1.89 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	n.v.
Hreljac, Arata, Ferber, Mercer, & Row (2000)	$1.94 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	± 0.2
Turvey, Holt, Lafiandra, & Fonseca (1999)	$2.06 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	± 0.2
Ziv & Rotstein (2009)	$7.33 \text{ k} \cdot \text{mh}^{-1}$	± 0.33
Rotstein, Inbar, Berginsky, & Meckel (2005)	$7.23 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$	± 0.25
Sentija & Markovic (2009)	$7.14 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$	± 0.49
Ranisavljev, Ilic, Soldatovic, & Stefanovic (2014)	$7.96 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$	± 0.38
Prilutsky & Gregor (2001)	$2.1 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	± 0.2
Mohler, Thompson, Creem-Regehr, Pick, & Warren (2007)	$2.11 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	n.v.
Hreljac (1995a)	$2.06 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	± 0.12
Hreljac (1995b)	$2.05 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	± 0.13
Thorstensson & Roberthson (1987)	$1.88 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	n.v.
Hreljac (1993a)	$2.07 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	± 0.125
Ganley, Stock, Herman, Santello, & Willis (2011)	$2.08 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	± 0.03
Bessot et al. (2014)	$2.14 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	± 0.1
Brisswalter & Mottet (1996)	$7.66 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$	± 0.57
Sentija, Rakovac, & Babic (2012)	$7.37 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$	± 0.39

Anmerkungen. Aufgefundene bevorzugte Geschwindigkeiten beim Gangartwechsel (PTS) \pm Standartabweichungen (Stw). n.v. = nicht vorhanden.

Wenn man Probanden dazu anhält, ihre Gehgeschwindigkeit selbständig immer weiter zu erhöhen und erst dann ihre Gangart zu wechseln, wenn es nötig ist, ist die Übergangsgeschwindigkeit um fast 30% höher als ihre PTS und liegt bei ungefähr $2.7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1} \pm 0.2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (De Smet, Segers, Lenoir, & De Clercq, 2009).

Der Gangartwechsel zwischen Gehen und Laufen kann in zwei Richtungen erfolgen. Entweder wird von der langsameren Gangart (Gehen) zur schnelleren Gangart (Laufen), oder in die entgegengesetzte Richtung gewechselt. Hreljac, Imamura, Escamilla, & Edwards (2007), Hreljac (1993a) und Ranisavljev, Ilic, Soldatovic, & Stefanovic (2014) konnten aufzeigen, dass zwischen der Geschwindigkeit beim Wechsel von Gehen zu Laufen (PTS_{WR}) und der Geschwindigkeit beim Wechsel von Laufen zu Gehen (PTS_{RW}) eine Hysterese besteht. Die Hysterese beträgt ungefähr $0.1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($0.3 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$), wobei die PTS_{WR} jeweils den höheren besitzt. Allerdings gibt es auch Autoren, die von keinem signifikanten Unterschied zwischen der PTS_{WR} und der PTS_{RW} berichten können (beispielsweise Sentija & Markovic, 2009).

2.4 Auslöser für den Gangartwechsel

In der Literatur werden verschiedene Auslöser und Mechanismen für den Gangartwechsel zwischen Gehen und Laufen diskutiert. Die Auslöser für den Wechsel von Gehen zu Laufen werden weitaus häufiger und genauer betrachtet als die Auslöser für den Wechsel von Laufen zu Gehen. Bis zum heutigen Standpunkt kann kein hauptsächlicher, allgemeingültiger Auslöser gefunden werden, weder für den Wechsel von Gehen zu Laufen, noch für den Wechsel von Laufen zu Gehen. Vielmehr gibt es viele unterschiedliche Auslöser, welche, je nach Autor, alle in irgendeiner Weise für den Gangartwechsel verantwortlich zu sein scheinen. Die Erklärungen für den Wechsel von Gehen zu Laufen können in verschiedenen Unterkategorien aufgeteilt werden: theoretische Modelle, anthropometrische-, metabolische-, mechanische-, muskuläre-, kinematische und psychologische Auslöser.

2.4.1 Theoretische Modelle als Erklärung für den Gangartwechsel

In den 80er- und 90er Jahren des 20. Jahrhunderts wurden die Untersuchungen im Bereich des Gangartwechsels und dessen Auslöser stark durch kognitive Modelle der motorischen Kontrolle beeinflusst. Shapiro, Zernicke, Gregor, & Diestel (1981) postulierten, dass der Gangartwechsel durch den Wechsel zwischen verschiedenen generalisierten motorischen Programmen (Schmidt & Lee, 1988) verursacht wird. Andere Autoren argumentierten für

einen „closed-loop“-Kontrollmechanismus, welcher den Wechsel zwischen Gehen und Laufen verursacht, indem er gespeicherte Information von früheren Erfahrungen mit der momentanen wahrgenommenen propriozeptiven Information vergleicht (Thorstensson & Roberthson, 1987).

Später wurden Modelle von dynamischen Systemen als Erklärung für den Gangartwechsel verwendet (Kelso, Scholz, & Schöner, 1986). Die Vertreter von diesen waren der Meinung, dass traditionelle Modelle einige Annahmen treffen würden, welche unnötig sind, wenn es um die Erklärung für die dynamische Natur des Übergangs zwischen den Gangarten geht. Weiter würden die Synergien (die These von spontaner Formierung von Bewegungsmuster) bessere Annäherungen an die Erklärung für den Gangartwechsel bringen (Raynor, Yi, Abernethy, & Jong, 2002). Die schon unter Punkt 1.1.2 erwähnten Modelle von Gehen und Laufen können somit für die Erklärung des Gangartwechsels dienen. Nach dem Modell des umgekehrten Pendels ist beim Gehen für die Aufrechterhaltung der Bewegung keine Energie nötig, da die Phasen der kinetischen- und der potentiellen Energie bei 180° dieselbe Grösse besitzen und gegengleich verlaufen. Beim Menschen wird bei bevorzugter Geh-Geschwindigkeit (bei ungefähr $1.3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) ungefähr 70% der mechanischen Energie von einem Schritt zum anderen Schritt durch die Pendelbewegung gespeichert (Cavagna & Zamboni, 1976). Bei schnellerem Gehen verringert sich jedoch Speicherung der Energie, da ein Ungleichgewicht zwischen den Grössenordnungen der Phasen und den zwei Energieformen entsteht. Darum muss die Muskulatur bei nicht optimalen Geschwindigkeiten zusätzliche mechanische Arbeit leisten. Es ist daher eine logische Folgerung, dass der Gangartwechsel von Gehen zu Laufen passiert, da das umgekehrte Pendel bezüglich der Konservierung der mechanischen Energie ineffektiv wird (im Vergleich mit dem Federmassenmodell und dessen Konservierung der mechanischen Energie beim Laufen) (Kram, Domingo, & Ferris, 1997).

Die Modelle können somit als Auslöser für den Gangartwechsel gebraucht werden, indem sie die Grenzen beim Gehen mit erhöhter Geschwindigkeit aufzeigen.

Die Erdanziehungskraft beeinflusst die Bewegung des umgekehrten Pendels am stärksten. Sie sollte mindestens gleich gross sein wie jene Kraft, welche gebraucht wird, um den KSP in Bogenform über das Standbein zu bewegen.

Diese zentripetale Kraft ist $m\cdot v^2/L$ (m = Körpermasse, L = Beinlänge, v = Vorwärtsgeschwindigkeit). Ein zu schnelles Gehen ist in diesem Modell unmöglich, da die Erdanziehungskraft kleiner als die zentripetale Kraft wird. Das Verhältnis zwischen der zentripetalen Kraft und der Erdanziehungskraft ($(m\cdot v^2/L) / (m\cdot g) = v^2 / (g\cdot L)$) kann in einer

dimensionslosen Zahl ausgedrückt werden. Aus historischen Gründen wird dieses Verhältnis als Froude-Zahl bezeichnet. Der Ursprung der Froude-Zahl liegt in der Physik und beschreibt das Verhältnis von Trägheits- und Schwerkraften in hydrodynamischen Systemen. In der menschlichen Fortbewegung ist sie die Normalisierung der Geschwindigkeit (v) in Anbetracht der Beinlänge des Objekts (L) und unter Berücksichtigung der Erdbeschleunigung (g) ($Fr = \frac{v}{\sqrt{gL}}$).

Im Modell des umgekehrten Pendels ist ein Gehen über einer Froude-Zahl von 1.0 unmöglich. Die Gleichung würde allerdings auch bedeuten, dass Objekte mit längeren Beinen bei höheren Geschwindigkeiten ihre Gangart wechseln würden, als Objekte mit kürzeren Beinen. Heglund & Taylor (1988) bestätigten diese These durch ihre Untersuchungen mit verschiedenen Tieren jedoch nicht bei Menschen. Weitere Ausführungen dazu werden bei Punkt 1.2.2 aufgeführt. Es sollte beachtet werden, dass die Körpermasse in dieser Gleichung nicht vorkommt.

Verschieden Autoren konnten aufzeigen, dass Menschen, zweibeinige Tiere (Vögel) und viele Vierbeiner ihre Gangart zum ersten Mal bei einer Froude-Zahl von ungefähr 0.5 wechseln, sowohl bei normaler als auch bei reduzierter Erdanziehungskraft (Alexander, 1989; Gatesy & Biewener, 1991; Hreljac, 1995a; Kram et al., 1997; Thorstensson & Rotherthson, 1987).

Aufgrund dieser Beobachtungen wird davon ausgegangen, dass der Wechsel von Gehen zu Laufen nicht durch mechanische Grenzen ausgelöst wird, sondern durch ein intrinsisches Bedürfnis, die mechanische Energie irgendwie als elastische Energie speichern zu können. Diese Vermutung wirft die Frage auf, wie ein solches System fähig ist, die PTS reliabel bei einer Froude-Zahl von 0.5 zu halten und dies sogar bei reduzierter Erdanziehungskraft. Das Modell des umgekehrten Pendels ist nicht geeignet, um a priori eine Vorhersage zu machen. Nicht alle Zweibeiner wechseln ihre Gangart zum ersten Mal bei einer Froude-Zahl von 0.5.

2.4.2 Anthropometrische Erklärungen für den Gangartwechsel

Auf der Suche nach Erklärungen für den Wechsel von Gehen zu Laufen wurden auch anthropometrische Variablen genauer untersucht. Bei Tieren, welche sich auf vier Beinen fortbewegen, besteht ein starker Zusammenhang zwischen Körpermasse und der PTS beim Gangartwechsel von Gehen zu Traben und der PTS beim Gangartwechsel von Traben zu Galoppieren. Bei Menschen ist der Zusammenhang zwischen Körpermasse und der PTS nur sehr schwach (Hreljac, 1995a; Raynor et al., 2002; Sentija, Rakovac, & Babić, 2012). Lediglich eine Studie konnte über eine signifikante Korrelation zwischen der Masse und der PTS bei Menschen berichten (Ilic, Ilic, Mrdakovic, & Filipovic, 2012). Diese Studie wurde

mit übergewichtigen Frauen durchgeführt, welche an einem Gewichtsverlustprogramm teilnahmen und während diesem ihre PTS erheblich erhöhen konnten.

Das Modell des umgekehrten Pendels beruht auf den longitudinalen anthropometrischen Variablen und postuliert, dass die Gangart gewechselt wird, sobald das System bei der langsameren Gangart seine Grenzen erreicht (Alexander, 1989; Kram et al., 1997). Trotz dem Modell wird die Rolle der Anthropometrie als Erklärung für den Gangartwechsel noch sehr kontrovers diskutiert. Ausser der Körpermasse könnten noch andere anthropometrische Variablen als Auslöser für den Gangartwechsel verantwortlich sein. Beispielsweise konnten Raynor et al. (2002) zeigen, dass die Beinlänge signifikant mit der PTS korrelieren. Šentija et al. (2012) hingegen fanden keinen signifikanten Zusammenhang zwischen Beinlänge oder Körpergrösse mit der PTS bei männlichen Probanden. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass frühere Studien eine Korrelation zwischen Körpergrösse und der PTS aufzeigen können, neuere Studien hingegen keinen Zusammenhang mehr aufzeigen können, weder sitzend noch stehend (Šentija et al., 2012; Ranisavljev et al., 2014).

Einige Autoren kommen zum Schluss, dass nicht einzelne anthropometrische Längenvariablen als Auslöser für den Gangartwechsel verantwortlich sind, sondern dass vielmehr die Verhältnisse zwischen einzelnen Körpersegmenten einen guten Zusammenhang mit der PTS aufweisen. Ranisavljev et al. (2014) machten Untersuchungen betreffend den Verhältnissen von Körpersegmenten und der PTS. Sie konnten bessere Vorhersage für die PTS treffen wenn sie Verhältnisse von Körpersegmenten betrachteten, als wenn sie jene Segmente einzeln betrachteten. Den grössten Zusammenhang fand er zwischen der PTS und dem Verhältnis zwischen der Länge des Unterschenkel und der Länge des Fusses. Die transversalen Dimensionen scheinen bei den Segmentverhältnissen keinen Einfluss auf die PTS zu haben (Ranisavljev et al., 2014).

Zur Anthropometrie gehören auch Untersuchungen, welche den Zusammenhang zwischen der Körperzusammensetzung und der PTS erforschen. Der Anteil der Muskelmasse hat keinen Einfluss auf die PTS (Ranisavljev et al., 2014). Dies ist umso erstaunlicher, wenn man bedenkt dass andere mögliche Erklärungen für den Gangartwechsel muskulären Ursprungs sind. Beispielsweise kommt der m. tibialis anterior oder andere Dorsalflexoren im Fussgelenk als mögliche Auslöser für den Gangartwechsel in Frage (Hreljac & Ferber, 2000). Diese möglichen Erklärungen für den Gangartwechsel werden unter Punkt 1.2.5 genauer erläutert.

Das Verhältnis zwischen der fettfreien Masse des Beines und dem Körpergewicht zeigt einen guten Zusammenhang mit der PTS. Dies könnte bedeuten, dass eine relativ grosse, fettfreie Beinmasse einen signifikanten Einfluss auf die PTS haben kann. Die meisten bisherigen

Studien wurden jedoch mit einer relativ homogenen Gruppe an Probanden durchgeführt. Diese Probanden waren fast immer männlich, sportlich aktiv und im Besitz von einem tiefen Körperfettanteil. Aus diesem Grund ist es schwierig, eine Verbindung zwischen dem Körperfettanteil und der PTS herzustellen. Dennoch vermuteten Ranisavljev et al., (2014) dass ein umgekehrter Zusammenhang zwischen Körperfett und der PTS besteht.

2.4.3 Kinematische Erklärungen für den Gangartwechsel

Auf der Suche nach einem Auslöser für den Gangartwechsel werden auch kinematische Faktoren genauer betrachtet. Die Anzahl solcher Faktoren, welche während des Gangartwechsels untersucht werden können ist sehr gross. Folglich gibt es auch eine grosse Anzahl an möglichen Auslösern für den Wechsel. Winter (1983) beschreibt ein Modell mit sieben sagitalen Ebenen. Dieses Modell enthält über 80 kinematische Faktoren, welche die horizontalen, vertikalen und rotationalen Veränderungen, die Geschwindigkeiten und die Winkelbeschleunigungen in den Gelenken aufzeigen. Um eine kinematische Erklärung für den Gangartwechsel zu finden, müssten nun alle diese Faktoren auf die Frage hin überprüft werden, ob sie für den Gangartwechsel verantwortlich sein könnten. Hreljac (1995a) postulierte vier Kriterien, welche auf der Suche nach einem Auslöser für den Gangartwechsel limitierend sein sollten.

1. Kriterium: Der gesuchte Auslöser soll einen abrupten Wechsel in seinem Wert erfahren, sobald die Gangart gewechselt wird. Der Wert sollte nach dem Wechsel dennoch seine Richtung beibehalten.
2. Kriterium: Beim Laufen kurz nach der PTS soll der Wert des gesuchten Faktors auf einen tieferen Wert zurückfallen. Dieser tiefere Wert sollte schon während dem Gehen bei Geschwindigkeiten kurz vor der PTS erreicht worden sein.
3. Kriterium: Der gesuchte Faktor sollte Auswirkungen auf das System der Propriozeption haben. Das System der Propriozeption leitet mittels Sensoren afferente Signale zum zentralen Prozessor weiter und verleitet zum Gangartwechsel.
4. Kriterium: Das vierte Kriterium soll anhand eines Beispiels erläutert werden: Die PTS wird für drei verschiedene Steigungen bestimmt. Es wird angenommen, dass die PTS sich bei den verschiedenen Steigungen unterscheidet. Wenn der Wert der gesuchten Variable nun also beim

Gehen an der PTS für alle drei Neigungen gleich ist, obwohl sich die PTS unterscheidet, dann würde der Faktor als möglicher Auslöser in Frage kommen. Dies würde zeigen, dass ein kritischer Wert von dem untersuchten Faktor erreicht werden muss, um den Gangartwechsel zu verursachen. Die vierte Variable sollte folglich während dem Gehen an der PTS für drei verschiedene getestete Bedingungen denselben Wert haben (Abbildung 5).

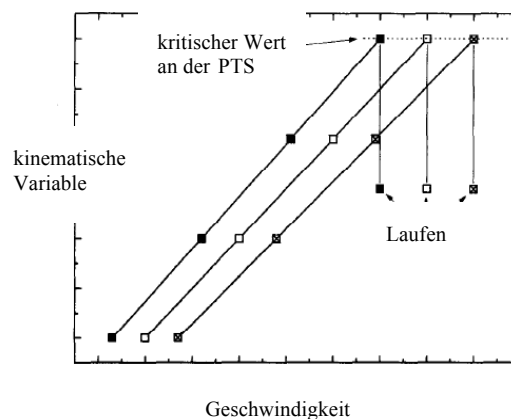


Abbildung 5. Das vierte Kriterium für die Bestimmung eines möglichen Auslösers für den Gangartwechsel von Hreljac (1995a). Die Werte von einer kinematischen Variable bei einer Steigung von 0% (Quadrate mit Kreuz in der Mitte), von 10% (leere Quadrate) und von 15% (gefüllte Quadrate). Die Werte steigen mit einer Erhöhung der Geschwindigkeit während dem Gehen, erreichen einen gemeinsamen kritischen Wert und fallen, wenn die Gangart zum Laufen gewechselt wird. Abbildung übernommen und abgeändert von Hreljac (1995a).

Hreljac (1995a) entnahm aus früheren Untersuchungen vier kinematischen Faktoren (der maximale Hüftextensionswinkel, die Kontaktzeit während der Standphase, die maximale Winkelgeschwindigkeit im Fussgelenk und die maximale Winkelbeschleunigung im Fussgelenk), welche seinen ersten drei Kriterien gerecht wurden, und testete diese auf das vierte Kriterium. Er stellte fest, dass die beiden zuletzt genannten Faktoren (maximale Winkelgeschwindigkeit und maximale Winkelbeschleunigung im Fussgelenk) als mögliche Auslöser für den Gangartwechsel von Gehen zu Laufen in Frage kommen. Um diese Befunde zu bestätigen, müssten die vier Kriterien für einen möglichen Auslöser für den Gangartwechsel von Gehen zu Laufen dem Gütekriterium der Validität entsprechen. Diese Frage sollte Gegenstand weiterer Untersuchungen sein.

Die zwei gefundenen möglichen Auslöser für den Gangartwechsel von Hreljac (1995a) erklären nur den Wechsel von Gehen zu Laufen und nicht den Wechsel von Laufen zu Gehen. Gegensätzlich zum Wechsel von Gehen zu Laufen vergrössern sich beim Wechsel von Laufen

zu Gehen die Geschwindigkeiten und die Beschleunigungen im Knie- und im Fussgelenk (Minetti, Ardigo, & Saibene, 1994). Alberto E. Minetti, Moia, Roi, Susta, & Ferretti, (2002) vermuteten, dass zu den genannten zwei möglichen Auslösern im Fussgelenk von Hreljac (1995a) noch die Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk als Auslöser für den Gangartwechsel verantwortlich sein kann.

2.4.4 Kinetische Erklärungen für einen Gangartwechsel

Biewener (1986) und Farley & Taylor (1991) nahmen an, dass Tiere ihre Gangart wechseln, um mechanischen Stress zu vermeiden und das Risiko für Verletzungen der unteren Extremitäten verringert werden kann. Farley und Taylor (1991) führten Untersuchungen mit Pferden durch, bei welchen sie diesen zusätzliche Gewichte auferlegten und ihre PTS bestimmten. Sie konnten aufzeigen, dass der Gangartwechsel nicht an dieser Geschwindigkeit stattfand, bei welcher die energetischen Kosten für die langsamere Gangart jene der schnelleren Gangart überschreiten, sondern bei einer Geschwindigkeit, bei welcher die Kräfte, welche auf die Knochen und die Muskulatur wirken, ein kritisches Level erreichten.

Die Resultate von Farley und Taylor (1991) konnten bisher noch nicht beim Menschen aufgezeigt werden.

Beim Menschen untersuchte Hreljac (1993a) fünf kinetische Faktoren, welche einen Bezug zur anterior-posterioren Bodenreaktionskraft hatten. Er konnte keinen signifikanten Zusammenhang zwischen diesen Faktoren und der PTS aufzeigen. Raynor et al. (2002) konnten allerdings aufzeigen, dass die PTS einen Zusammenhang mit der vertikalen Bodenreaktionskraft hat.

2.4.5 Muskuläre Erklärungen für einen Gangartwechsel

Eine lokale Müdigkeit in gewissen Muskeln und ein somit folgendes Unbehagen oder die Unfähigkeit der Muskeln, die von ihnen produzierte Kraft bei verschiedenen Winkelpositionen optimal umzusetzen, könnte für den Gangartwechsel verantwortlich sein.

Das maximale Moment in den Dorsiflexoren des Fussgelenks erhöht sich bei einer Steigerung der Geschwindigkeit während dem Gehen und verkleinert sich wieder, wenn zum Laufen gewechselt wird (Hreljac, Imamura, Escamilla, Edwards, & MacLeod, 2008). Diese Tatsache zeigt die Wichtigkeit der Dorsiflexoren im Fussgelenk auf.

Die hauptsächlichen Muskeln für die Bewegung in Fuss- und Kniegelenk in der Schwungphase sind der m. tibialis anterior, der m. rectus femoris und der m. biceps femoris.

Das hohe Belastungsgefühl bei Aktivierung des m. tibialis anterior, des m. rectus femoris und des m. biceps femoris kann folglich für den Gangartwechsel verantwortlich sein. Die Aktivierung dieser Muskeln ist nötig, um ein hohes Moment im Gelenk zu erreichen. Dieses Moment ist wiederum notwendig, um das Schwungbein bei schnellem Gehen genug schnell zu bewegen (Prilutsky & Gregor, 2001). Hreljac (2008) schlug vor, dass ein möglicher Auslöser für den Gangartwechsel die Müdigkeit und die Überaktivierung in den kleinen Muskeln der Dorsiflexoren des Fussgelenks ist. Die Überaktivierung und die Müdigkeit werden durch einen Gangartwechsel verringert. Die grösseren Muskelgruppen übernehmen nach dem Wechsel die Mehrheit der erforderlichen Arbeit. Es konnte auch gezeigt werden, dass die Aktivierung vom m. tibialis anterior, vom m. rectus femoris und vom m. biceps femoris beim Laufen kleiner ist, als beim Gehen bei derselben Geschwindigkeit. Der Wechsel von Gehen zu Laufen verursacht eine Verkleinerung der maximalen Muskelaktivierung. Die These einer hohen Aktivierung von kleineren Muskeln hilft auch auf der Suche nach einem möglichen Auslöser für den Wechsel von Laufen zu Gehen. Bei diesem Übergang sind jedoch andere Muskelgruppen aktiviert (m. gastrocnemius, m. soleus und m. vastus medialis). Auch hier wird durch den Wechsel von Laufen zu Gehen die Aktivierung dieser Muskeln verkleinert und der Stress in der Muskulatur somit vermindert (Ziv & Rotstein, 2009).

Zusätzlich zu den Dorsiflexoren, welche vor allem für die Schwungphase vom Laufen gebraucht werden, untersuchten Neptune & Sasaki (2005) die Rolle der Plantarflexoren im Fussgelenk. Diese Plantarflexoren sind im Unterschied zu den Dorsiflexoren während der Standphase für den Vortrieb verantwortlich (Hamner, Seth, & Delp, 2010). Mit sich erhöhender Geschwindigkeit beim Gehen verkleinert sich die Kraft, welche im m. gastrocnemius und im m. soleus generiert wird (bei Geschwindigkeiten grösser als 80% vom PTS). Diese Kraftreduktion geschieht aufgrund des Kraft-Geschwindigkeits- und des Kraft-Längen-Verhältnisses im Muskel. Weil diese Kraft jedoch wesentlich für die Vorwärtsbewegung ist und sie somit bei hohen Geh-Geschwindigkeiten nicht optimal generiert werden kann, scheinen auch diese Plantarflexoren einen erheblichen Anteil zum Gangartwechsel beizutragen und als mögliche Auslöser in Frage zu kommen. Sobald von Gehen zu Laufen gewechselt wird, sind die Plantarflexoren im Fussgelenk wieder fähig, die nötige Kraft zu generieren (86 - 90% Verbesserung) (Neptune & Sasaki, 2005).

2.4.6 Energetische Erklärungen für den Gangartwechsel

Eine logische Erklärung für den Gangartwechsel von Gehen zu Laufen scheint die These der energetischen Kosten einer Gangart. Die Gangart wird gewechselt, sobald die energetischen

Kosten für eine Gangart bei einer Geschwindigkeit höher sind, als die energetischen Kosten einer anderen Gangart bei derselben Geschwindigkeit. Bei der menschlichen Fortbewegung und deren Gangarten Gehen und Laufen existiert eine solche Geschwindigkeit (Abbildung 6). Der Zeitpunkt, oder die Geschwindigkeit, an welcher ein Gangartwechsel energetisch sinnvoll wäre, wird in der Literatur als energetisch optimale Übergangsgeschwindigkeit bezeichnet (engl: energetic optimal transition speed (EOTS)).

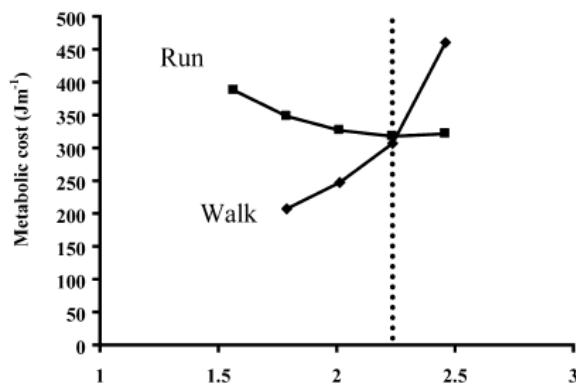


Abbildung 6. Beschreibung des EOTS. Abbildung übernommen und verändert von Usherwood & Bertram (2003).

Die Idee, dass die Gangart aufgrund der energetischen Kosten gewechselt wird, wird jedoch von verschiedenen Autoren widerlegt. Der Gangartwechsel findet bei Menschen (Hreljac, 1993a, 1995a; Minetti et al., 1994; Raynor et al., 2002; Rotstein, Inbar, Berginsky, & Meckel, 2005; Tseh, Bennett, Caputo, & Morgan, 2002), und bei Pferden (Farley and Taylor, 1991) bei einer tieferen Geschwindigkeit statt, als dies energetisch Sinn machen würde (Abbildung 10A).

Der EOTS befindet sich beim Menschen bei einer Geschwindigkeit von $2.06 - 2.24 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($7.41 - 8.06 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) (Brisswalter & Mottet, 1996; Hreljac, 1993a; Ziv & Rotstein, 2009). Zusätzlich zu dieser Tatsache verursacht der Gangartwechsel selber bei Menschen (Hreljac, 1993b) und bei Pferden (Farley & Taylor, 1991) zusätzliche energetische Kosten.

Farley & Taylor (1991) und Minetti et al., (1994) konnten beobachten, dass Probanden fähig sind, binnen Sekunden oder weniger Schritte sich für eine Gangart bei einer gegebenen Geschwindigkeit zu entscheiden. Die Aufnahme und Weiterleitung von Informationen über metabolische Veränderungen via Rezeptoren braucht allerdings wesentlich mehr Zeit. Diese Beobachtung ist ein weiteres Indiz dafür, dass die These der energetischen Kosten als Auslöser für den Gangartwechsel ausgeschlossen werden kann.

Obwohl die energetischen Kosten somit nicht als Auslöser in Frage kommen, könnte die Art und Weise der Energiebereitstellung ein möglicher Auslöser sein. Ganley, Stock, Herman,

Santello, & Willis, (2011) konnten aufzeigen, dass beim Gehen oberhalb der PTS der respiratorische Quotient signifikant höher ist, als beim Laufen bei denselben Geschwindigkeiten (Abbildung 7).

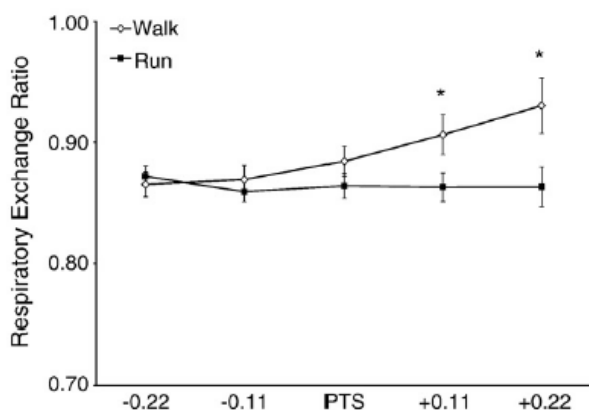


Abbildung 7. Respiratorischer Quotient (RQ) bei normalisierter Geschwindigkeit zum PTS. Der RQ beim Gehen überschreitet den RQ beim Laufen bei Geschwindigkeiten, welche höher sind als die PTS. Werte sind Mittelwerte inkl. Standardabweichungen. * sind signifikante Unterschiede zwischen dem RQ beim Laufen und dem RQ beim Gehen bei den gegebenen Geschwindigkeiten. Abbildung übernommen von Ganley et al. (2011).

Weiter konnten sie zeigen, dass sobald die Geschwindigkeit grösser wird als die PTS, die Kohlehydratverbrennung vom Gehen grösser ist als jene vom Laufen. (Abbildung 8, B).

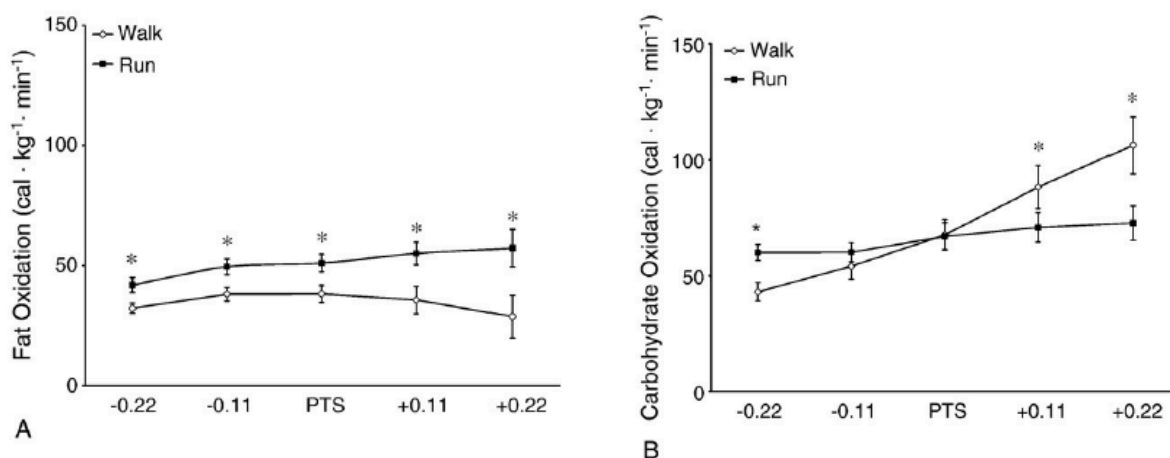


Abbildung 8. Dargestellt werden die Netto-Werte der Fett- (A) und Kohlehydratverbrennung (B). Auf der x-Achse ist die zur PTS normalisierte Geschwindigkeit dargestellt. Die Netto-Werte wurden in die Gleichungen von Frayn (1983) eingesetzt, um die Kohlenhydrat- und Fettoxidationsraten zu bestimmen. A) Die Werte der Fettverbrennung während dem Laufen übersteigt jene vom Gehen bei jeglicher Geschwindigkeit. Der Abfall der Fettverbrennung beim Gehen könnte bedeuten, dass bei höheren Geschwindigkeiten die zusätzliche Energie von einer erhöhten Kohlehydratverbrennung stammt. B) Die Werte der Kohlehydratverbrennung waren an der PTS dieselben beim Gehen und beim Laufen. Wenn man die Geschwindigkeit erhöht, erhöhen sich auch die Werte der Kohlehydratverbrennung (Ganley et al., 2011).

Diese Erhöhung der Kohlenhydratverbrennung reflektiert einen fallenden Energiestatus im aktiven Muskel. Dies führt zu einem minimierten ATP-Gebrauch und führt somit zu einer Diskrepanz zwischen dem motorischen Input und dem kontraktile Output. Die resultierende Unausgeglichenheit zwischen In- und Output wird als Anstrengung wahrgenommen und könnte das zentrale Nervensystem dazu verleiten, die Gangart anpassen zu wollen, um eine vollständige Leerung der Kohlehydratspeicher zu verhindern.

Ziv & Rotstein (2009) konnten aufzeigen, dass sich bei professionellen Gehern die PTS der EOTS annähert (Abbildung 9). Dies könnte ein Indiz dafür sein, dass die energetischen Kosten ein sekundärer Auslöser für den Gangartwechsel sein könnten. Sobald durch Training andere mögliche Auslöser (zum Beispiel die muskuläre Überbelastung) vermindert werden, könnten die energetischen Kosten als Auslöser wieder in Frage kommen.

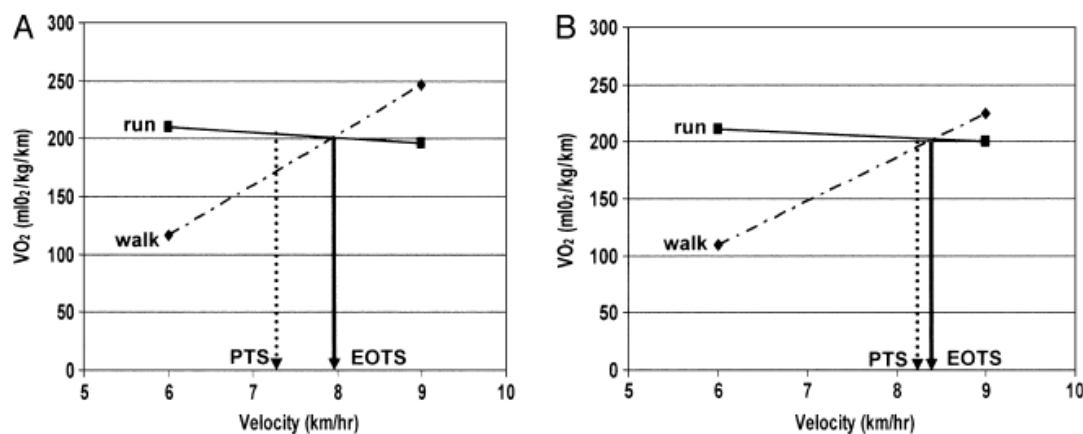


Abbildung 9. PTS und EOTS für eine Kontrollgruppe (A) und für professionelle Geher (B). In der Kontrollgruppe war die PTS tiefer als die EOTS ($7.33 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} \pm 0.33$ vs. $8.00 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} \pm 0.48$). Bei der Gruppe der professionellen Gehern war dieser Unterschied kleiner ($8.2 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} \pm 0.45$ und $8.46 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} \pm 0.55$). Abbildung übernommen von Ziv & Rotstein (2009).

2.4.7 Wahrnehmungserklärungen für einen Gangartwechsel

Das subjektive Belastungsempfinden kann in zwei Unterbereiche aufgeteilt werden. Einerseits kann es während wenig intensiven Belastungen im Muskel durch dessen Aktivierung quantifiziert werden. Andererseits besteht das subjektive Belastungsempfinden aus einer afferenten Information über die derzeitige Kraft, welche vom Muskel erbracht wird (McCloskey, Gandevia, Potter, & Colebatch, 1983). Die gemessene Aktivierung in der Beinmuskulatur verhält sich simultan zum subjektiven Belastungsempfinden und kann daher gleichgesetzt werden (Prilutsky & Gregor, 2001). Da die Muskelaktivierung beim Gehen bei Geschwindigkeiten unterhalb der PTS tiefer ist als jene beim Laufen, sollte auch das

subjektive Belastungsempfinden tiefer sein. Es wird vermutet, dass während dem Laufen für die gleiche Arbeit weniger Muskelmasse aktiviert wird und somit auch die wahrgenommene Anstrengung tiefer ist (Greiwe & Kohrt, 2000).

Bei schnelleren Geschwindigkeiten (Geschwindigkeiten über der PTS) ist während dem Laufen das subjektive Belastungsempfinden tiefer als während dem Gehen (Noble et al., 1973). Hreljac (1993b) berichtet über ein subjektives Belastungsempfinden von 13.54 ± 1.39 beim Gehen und über ein subjektives Belastungsempfinden von 10 ± 1.18 beim Laufen an der PTS. Beim Gangartwechsel findet gleichzeitig eine Verminderung des subjektiven Belastungsempfinden statt (Prilutsky & Gregor, 2001; Rotstein et al., 2005).

2.5 Auslöser für den Gangartwechsel von Laufen zu Gehen

Der Übergang von Laufen zu Gehen wurde bisher nur sehr beiläufig untersucht. Es ist unklar, ob der Wechsel von Laufen zu Gehen durch dieselben Auslöser verursacht wird, wie der Wechsel von Gehen zu Laufen. Viele der möglichen Auslöser für den Wechsel von Gehen zu Laufen kommen allerdings für den Wechsel von Laufen zu Gehen gar nicht in Frage (zum Beispiel die Überaktivierung der Dorsiflexoren oder der Plantarflexoren). Trotzdem ist es durchaus im Bereich des Möglichen, dass ein gemeinsamer Auslöser für den Gangartwechsel in beide Richtung existiert. Durch einen gemeinsamen Auslöser könnte auch die auftretende Hysterese erklärt werden (Abbildung 10).

Es ist möglich, dass die grösseren Muskelgruppen (m. gastrocnemius, m. quadriceps) beim Laufen nahe an der PTS überfordert sind, da ein langsames Laufen energetisch weniger ökonomisch ist, als Laufen bei höheren Geschwindigkeiten. Der Wechsel von Laufen zu Gehen würde folglich vollzogen werden, um diesen muskulären Stress zu verringern.

Eine der wenigen Studien, die den Übergang von Laufen zu Gehen untersucht hat, konnte aufzeigen, dass die Aktivität vom m. gastrocnemius und vom m. quadriceps während dem Laufen an der PTS grösser ist, als während dem Gehen an der PTS. Die Autoren vermuteten aus diesem Grund, dass der Gangartwechsel von Laufen zu Gehen durch den Stress in den Fussgelenks- und Knieextensoren verursacht wird (Prilutsky & Gregor, 2001). Nilsson & Thorstensson (1989) konnten aufzeigen, dass die vertikalen Bodenreaktionskräfte während dem Laufen an der PTS grösser sind als während dem Gehen bei gleicher Geschwindigkeit. Die aufgezeichneten vertikalen Bodenreaktionskräfte sind ein Zeichen dafür, dass die Fussgelenks- und Knieextensoren während der Standphase beim langsamen Laufen stark aktiviert und daher sehr gestresst sind.

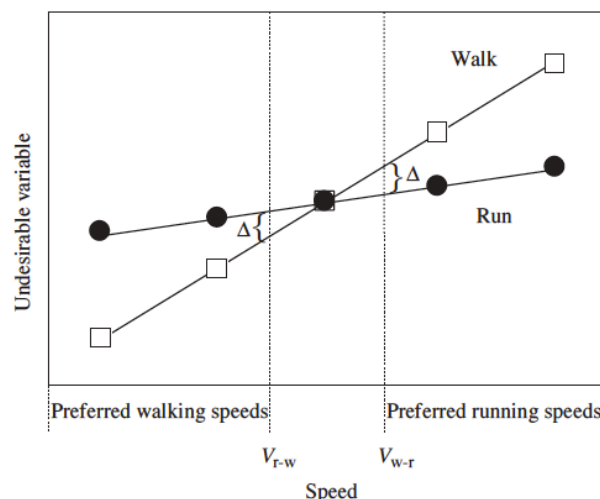


Abbildung 10. Wenn sich die Geschwindigkeit während dem Gehen erhöht und der Wert der gesuchten Variable grösser wird, als der Wert der gesuchten Variable beim Laufen, so geschieht der Gangartwechsel von Gehen zu Laufen bei einer Geschwindigkeit von V_{w-r} . Auf der anderen Seite kann sich die Geschwindigkeit während dem Laufen verkleinern und die Gangart wird gewechselt sobald die Grösse der gesuchten Variable grösser wird, als bei derselben Geschwindigkeit (V_{r-w}) beim Gehen. Obwohl der Schnittpunkt dieser Werte bei derselben Geschwindigkeit ist, findet der Wechsel der Gangart bei verschiedenen Geschwindigkeiten statt. Abbildung übernommen von Prilutsky & Gregor (2001).

Es lässt sich folglich zusammenfassend festhalten, dass schon viele mögliche Auslöser für den Gangartwechsel von Gehen zu Laufen untersucht worden sind und viele von ihnen einen Teil an diesen beisteuern könnten. Bis heute wurde jedoch noch kein Auslöser gefunden, weder für den Wechsel von Gehen zu Laufen noch für den Wechsel von Laufen zu Gehen, welcher als Hauptmechanismus in Frage kommen könnte.

2.6 Die PTS bei verschiedenen Steigungen

Lediglich drei Studien untersuchen die PTS bei anderen Steigungen (Diedrich & Warren, 1998; Hreljac, 1995a und Hreljac et al., 2007). Diese konnten aufzeigen, dass sich die PTS mit erhöhender Steigung (10% und 15%) verringert. Während Hreljac (1995a) kein Unterschied in der Hysterese fand, vermuteten Diedrich & Warren (1998), dass mit kleiner werdenden PTS auch die Hysterese kleiner wird. Hreljac, Imamura, Escamilla, & Edwards (2007) konnten später jedoch aufzeigen, dass sich die Hysterese bei verschiedenen Steigungen nicht verändert, egal mit welchem Protokoll die PTS eruiert wurde. Das hauptsächliche Untersuchungsziel dieser drei Studien lag jedoch nicht darin, die PTS und deren Veränderung mit sich ändernder Steigung zu untersuchen, was Gegenstand weiterer Untersuchungen sein sollte.

2.7 Grenzen

Es gibt zahlreiche Studien, welche sich mit der PTS befassen, und unzählige, welche das Gehen oder das Laufen bei verschiedenen Steigungen untersuchen. Fast alle diese Studien führten ihre Untersuchungen mit sehr homogenen Gruppen an Probanden durch (zwischen 20 und 50 Jahre alt, männlich und weder über- noch untergewichtig). Weiter stiessen viele der Untersuchungen an technische Grenzen.

Bei den meisten Studien handelte es sich um Labor- und nicht um Feldstudien. Es wurde jedoch aufgezeigt, dass sich beispielsweise Drehmomente in den Fussdorsiflexoren, in den Knieextensoren und in den Hüftextensoren beim Gehen oder Laufen auf dem Laufband vom Gehen oder Laufen auf natürlicher Unterfläche unterscheidet (Lee & Hidler, 2008). Da diese Faktoren bei Laufbandmessungen jedoch als mögliche Auslöser für den Wechsel der Gangart (von Gehen zu Laufen) in Frage kommen, können die Ergebnisse nicht einfach eins zu eins auf die Fortbewegung auf natürlichem Untergrund übertragen werden.

2.8 Ziel und Fragestellung

Das Hauptziel dieser Arbeit ist folglich, zu untersuchen, was für einen Einfluss die Steigung auf die bevorzugte Geschwindigkeit beim Gangartwechsel von Gehen zu Laufen (PTS_{WR}) und von Laufen zu Gehen (PTS_{RW}) hat. Zusätzlich soll die Hysterese, welche sich voraussichtlich zwischen diesen beiden Geschwindigkeiten befinden wird, untersucht werden. Als zusätzliche Variablen werden Herzfrequenz und das subjektive Belastungsempfinden vor, während und nach dem Gangartwechsel bei den verschiedenen Steigungen protokolliert und analysiert, um festzustellen, ob diese zwei Parameter als mögliche Auslöser für den Gangartwechsel in Frage kommen könnten.

Die konkrete Fragestellung lautet:

- Wie verändert sich die bevorzugte Geschwindigkeit beim Wechsel von Gehen zu Laufen und beim Wechsel von Laufen zu Gehen bei einer Steigung von 0%, 5%, 10% und 15%?

Die weiteren Fragestellungen lauten:

- Gibt es einen Unterschied zwischen der PTS_{WR} und der PTS_{RW} bei verschiedenen Steigungen und falls ja, wie verändert sich dieser Unterschied mit sich erhöhender Steigung?
- Gibt es einen Unterschied zwischen der Herzfrequenz an der PTS_{WR} und an der PTS_{RW} bei verschiedenen Steigungen und falls ja, wie verändert sich dieser Unterschied mit sich erhöhender Steigung?
- Gibt es einen Unterschied zwischen dem subjektiven Belastungsempfinden an der PTS_{WR} und an der PTS_{RW} bei verschiedenen Steigungen und falls ja, wie verändert sich dieser Unterschied mit sich erhöhender Steigung?
- Gibt es einen Unterschied zwischen der Steigung der Herzfrequenz vor und der Steigung der Herzfrequenz nach der PTS_{WR} respektive der PTS_{RW} ?
- Gibt es einen Unterschied zwischen der Steigung des subjektiven Belastungsempfindens vor und der Steigung des subjektiven Belastungsempfindens nach der PTS_{WR} respektive der PTS_{RW} ?

3 Methode

3.1 Untersuchungsgruppe

An der Untersuchung nahmen siebzehn Probanden mit einem Durchschnittsalter von $27.7 (\pm 5.4)$ Jahren teil (Tabelle 1). Die Probanden waren während des Zeitpunktes der Tests gesund und verfügten über die nötige Kapazität, um diese Tests ohne Schwierigkeiten zu bewältigen. Die zehn männlichen Probanden trainierten pro Woche durchschnittlich 11.1 ± 1.9 Stunden. Die sieben weiblichen Probanden waren während 8.3 ± 3.8 Stunden pro Woche sportlich aktiv. Um an der Studie teilnehmen zu können, galten zum Zeitpunkt der Tests folgende Einschlusskriterien:

- Die Probanden sollten zwischen 20 und 50 Jahre alt sein
- Die Probanden sollten einen BMI zwischen 20 und 25 aufweisen
- Die Probanden sollten fähig sein, sich in den Gangarten Gehen und Laufen ohne Probleme fortbewegen zu können
- Die Probanden sollten über Erfahrung mit dem Laufband verfügen

Vor Aufnahme in die Studie wurde mit einem Fragebogen ermittelt, ob die Probanden diesen Einschlusskriterien gerecht wurden. Die Probanden wurden weiter mittels Probandeninformation schriftlich, wie auch noch einmal mündlich vor Testbeginn über den groben Ablauf der Studie informiert und unterschrieben nach dieser Information eine Einverständniserklärung. Die Probandeninformation enthielt Angaben zum groben Ablauf des Tests, jedoch nicht über das genaue Ziel der Untersuchung.

Tabelle 2

Charakterisierung der Probanden (n = 17)

		Alter	Grösse	Körpermasse	BMI	TR tot
V		Jahre	cm	kg		h Wo ⁻¹
V1	m	26	180	78	24.07	12
V2	f	23	174	64	21.14	6
V3	m	35	180	72	22.22	15
V4	m	31	170	60	20.76	10
V5	f	24	166	68	24.68	5
V6	m	43	174	62	20.48	12
V7	m	29	170	67	23.18	10
V8	f	21	163	60	22.58	5
V9	m	24	177	78	24.90	10
V10	m	28	180	74	22.84	12
V11	m	23	175	63	20.57	8
V12	f	27	164	54	20.08	12
V13	f	27	168	58	20.55	8
V14	f	23	160	53	20.70	7
V15	f	26	179	67	20.91	15
V16	m	29	180	66	20.37	10
V17	m	32	178	72	22.72	12
MW		27.71	172.82	65.65	21.93	9.94
SD		5.39	6.71	7.52	1.60	3.09

Anmerkungen. V = Proband, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, TR tot = Total der Trainingsstunden, Stand: Testzeitpunkt

3.2 Ablauf der Untersuchung und Untersuchungsinstrumente

Studiendesign

Die Probanden absolvierten an zwei unterschiedlichen Tagen je einen Teil der Datenerhebung. Zwischen den zwei Testtagen lag eine Pause von mindestens 48 Stunden. An den Testtagen wurde die PTS_{WR} und die PTS_{RW} für jeweils vier unterschiedliche Steigungen erhoben (0%, 5%, 10% und 15%). Die Reihenfolge dieser vier Steigungen wurde zufällig festgelegt und je zwei dieser Steigungen wurden an einem Testtag verwendet. Es wurde darauf geachtet, dass die Steigungen 10% und 15% nicht am gleichen Testtag verwendet wurden.

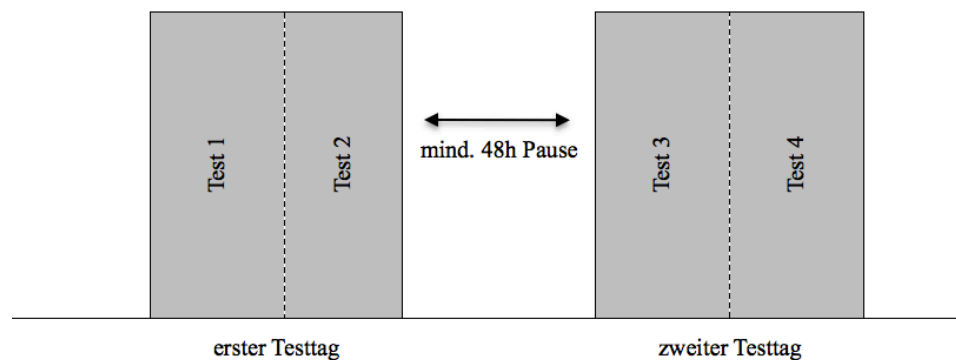


Abbildung 11. Untersuchungsdesign: Test = Messung der PTS_{WR} und der PTS_{RW} bei einer Steigung von 0%, 5%, 10% oder 15%, wobei die darauf geachtet wurde, dass der Test mit einer Steigung von 10% und der Test mit einer Steigung von 15% nicht am selben Testtag durchgeführt wurden.

Bestimmung der PTS

Das Protokoll für die Bestimmung der PTS_{WR} und der PTS_{RW} richtet sich nach dem Standard-Protokoll für die Bestimmung der PTS mittels Inkrementen von Hreljac et al. (2007).

Bei einer der festgelegten Steigung stieg der Proband auf das Laufband bei einer Geschwindigkeit von $4 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$. An dieser Geschwindigkeit war ein lockeres Gehen für alle Probanden möglich. Alle 30 Sekunden wurde die Geschwindigkeit um $0.3 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ erhöht. Der Proband hatte sich bei jeder Geschwindigkeit zu entscheiden, ob er diese Stufe gehend oder laufend absolvieren wollte. Die Geschwindigkeit wurde solange erhöht, bis sich der Proband bei einer bestimmten Geschwindigkeit dazu entschied, dass das Laufen ihre bevorzugte Gangart sei. Die Geschwindigkeit zwischen den beiden Stufen, bei welchen die Gangart

gewechselt wurde, wurde als PTS_{WR} definiert. Entschied sich beispielsweise der Proband bei einer Geschwindigkeit von $7.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ zu laufen, so wurde der Wert zwischen der Stufe $6.9 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ und $7.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (folglich $7.05 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) als PTS_{WR} definiert. Nach der PTS_{WR} wurde die Geschwindigkeit noch weitere vier Mal um $0.3 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ erhöht. Sobald die maximale Geschwindigkeit erreicht wurde, wurde sie wieder alle 30 Sekunden um $0.3 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ vermindert. Wiederum hatte der Proband die Möglichkeit, seine Gangart bei jeder Stufe anzupassen. Die PTS_{RW} wurde als jene Geschwindigkeit zwischen den beiden Stufen, an welcher die Gangart gewechselt wurde, definiert. Die Geschwindigkeit wurde wiederum bis zur vierten Stufe nach der PTS_{RW} vermindert. Jeweils zehn Sekunden vor Änderung der Geschwindigkeit wurde die Herzfrequenz mittels einer Pulsuhr von Garmin (Vivoactiv Bundle, Garmin, Bucher + Walt AG, St. Blaise, Schweiz) und das subjektive Belastungsempfinden des Probanden abgefragt und protokolliert. Das subjektive Belastungsempfinden gab der Proband anhand der vor ihm aufliegenden Borg-Skala an. Als PTS_M wurde der Mittelwert zwischen den erhobenen Werten der PTS_{WR} und der PTS_{RW} definiert.

Alle Tests fanden im Fitnessbereich des CTS Biel/Bienne auf dem Laufband Nr. 1 790T (Cybex Treadmill Intelligent Suspension 3, Cybex International Inc., Medway, MA, USA) statt.

3.3 Datenanalyse

3.3.1 Datenauswertung

Für die Datenerhebung und die Datenaufbereitung wurde das Tabellenkalkulationsprogramm Excel (Microsoft Excel für Mac 2010, Microsoft Corporation, Redmond, USA) verwendet. Alle statistischen Berechnungen wurden mit dem Statistikprogramm RStudio (RStudio 2014, Version 0.98.1102, The R Foundation for Statistical Computing, Wien, Österreich) vorgenommen.

3.3.2 Statistik

In einer deskriptiven Statistik wurden jeweils Mittelwerte und Standardabweichungen von den erhobenen Werten dargestellt. Anschliessend wurden alle Daten auf ihre Normalverteilung geprüft. Wenn es sich um Unterschiede handelte, wurden normalverteilte Daten jeweils mit einem einfachen t-Test für abhängige Variablen auf ihre Signifikanz hin

getestet. Handelte es sich jedoch um Zusammenhänge zwischen den Daten und der Steigung, so wurde jeweils eine einfache Regression durchgeführt. Während diesem Rechnungsschritt wurden gleichzeitig auch die Werte für die Neigungen der Regressionsgeraden berechnet.

Um den Zusammenhang zwischen der PTS und dem Alter, dem Geschlecht, dem Gewicht, dem BMI, der Grösse und der pro Woche absolvierten Trainingsstunden zu bestimmen, wurde eine einfache Regression durchgeführt.

Für alle statistischen Tests wurde ein p -Wert von < 0.05 als signifikant angenommen.

4 Resultate

4.1 Die PTS bei verschiedenen Steigungen

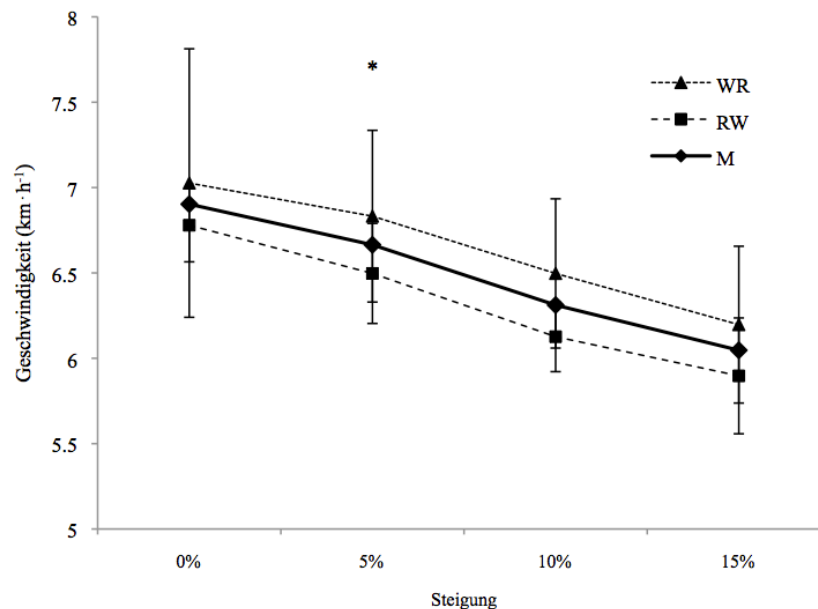


Abbildung 12. Mittelwerte und Standardabweichungen der PTS_{WR} (WR), PTS_{RW} (RW) und der PTS_M (M) bei einer Steigung von jeweils 0%, 5%, 10% und 15%. * = signifikanter Unterschied zwischen dem Wert der PTS_{WR} und dem Wert der PTS_{RW} ($p < 0.05$).

Die Mittelwerte der PTS_{WR} waren bei allen vier Steigungen höher als die Mittelwerte der PTS_{RW} (Abbildung 12). Bei einer Steigung von 5% war der Unterschied zwischen der PTS_{WR} und der PTS_{RW} signifikant ($p = 0.03717$). Die Werte für die PTS (WR, RW oder M) beliefen sich zwischen $7.03 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ und $5.90 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$.

Es konnte ein signifikanter umgekehrter Zusammenhang zwischen der Steigung und den erhobenen Werten (PTS_{WR} , PTS_{RW} und PTS_M) aufgezeigt werden. Je grösser die Steigung wurde, desto kleiner wurden die Werte der PTS_{WR} , der PTS_{RW} und der PTS_M (Regressionswerte: PTS_{WR} : $p = 0.005424$, PTS_{RW} : $p = 0.003639$, PTS_M : $p = 0.002609$).

Die Neigung der Gerade kann in folgender Gleichung ausgedrückt werden:

- $PTS_{WR} = 7.061765 - 0.056471 \cdot \text{Steigung}$
- $PTS_{RW} = 6.777647 - 0.060353 \cdot \text{Steigung}$
- $PTS_M = 6.91971 - 0.05841 \cdot \text{Steigung}$

4.2 Hysterese zwischen der PTS_{WR} und der PTS_{RW}

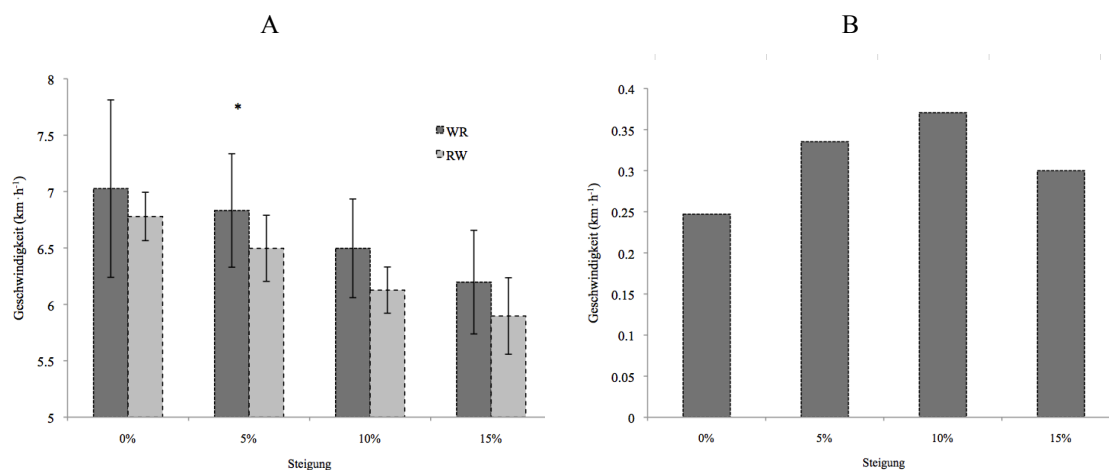


Abbildung 13. A) Werte der ermittelten PTS_{WR} (WR) und der ermittelten PTS_{RW} (RW) bei den vier Steigungen. B) Differenzen zwischen PTS_{WR} und PTS_{RW} bei den vier verschiedenen Steigungen. * = signifikanter Unterschied zwischen dem Wert der PTS_{WR} und dem Wert der PTS_{RW} ($p < 0.05$).

Die Unterschiede zwischen der PTS_{WR} und der PTS_{RW} belaufen sich zwischen $0.25 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ (0%) und $0.37 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ (10%) (Abbildung 13). Die Unterschiede wiesen keinen signifikanten Zusammenhang mit der Steigung auf (Regressionswert: $p = 0.5244$).

4.3 Die Herzfrequenz an der PTS_{WR} und an der PTS_{RW} bei verschiedenen Steigungen

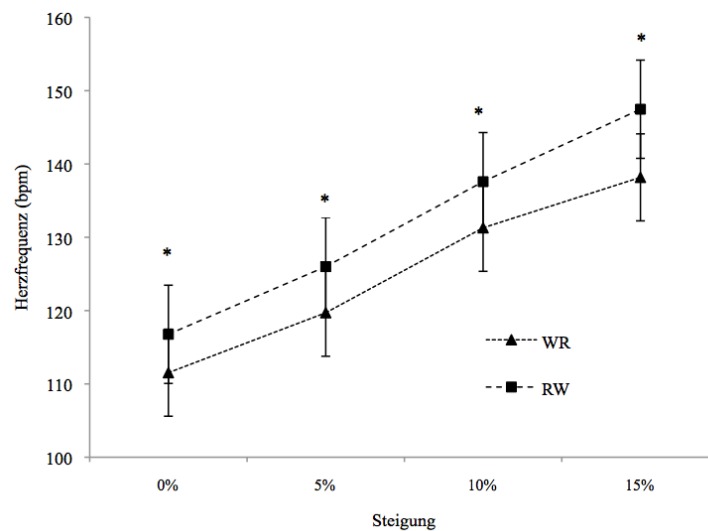


Abbildung 14. Mittelwerte und Standardabweichungen der Herzfrequenz an der PTS_{WR} (WR) und der PTS_{RW} (RW) bei einer Steigung von jeweils 0%, 5%, 10% und 15%. * = signifikanter Unterschied zwischen dem Wert an der PTS_{WR} und dem Wert an der PTS_{RW} ($p < 0.05$).

Die Werte der Herzfrequenz an der PTS_{WR} waren bei jeder Steigung signifikant tiefer als bei der PTS_{RW} (0%: $p = 0.009971$, 5%: $p = 0.0065$, 10%: $p = 0.007904$, 15%: $p = 0.00003362$) (Abbildung 14). Die erhobenen Mittelwerte für die Herzfrequenz an der PTS_{WR} und an der PTS_{RW} liegen zwischen 112 und 147 Schlägen pro Minute.

Der Verlauf der Herzfrequenzen an den PTS korreliert in beiden Fällen signifikant mit der Steigung (Regressionswerte: an der PTS_{WR}: $p = 0.004403$, an der PTS_{RW}: $p = 0.0008621$). Je grösser die Steigung ist, desto höher ist die Herzfrequenz an der PTS.

4.4 Hysterese zwischen der Herzfrequenz an der PTS_{WR} und der Herzfrequenz an der PTS_{RW}

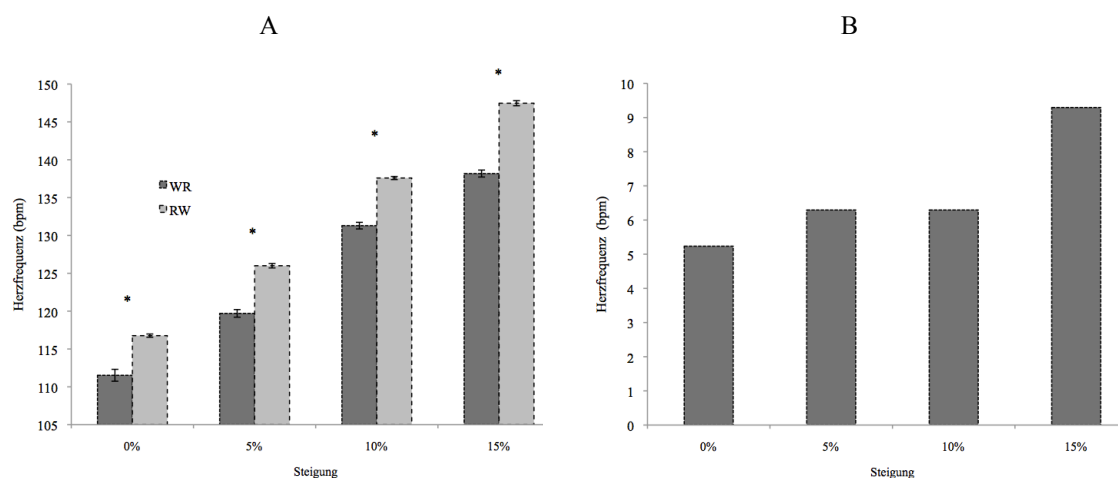


Abbildung 15. a) Werte der Herzfrequenzen an der PTS_{WR} (WR) und an der ermittelten PTS_{RW} (RW). b) Differenzen zwischen der Herzfrequenz an PTS_{WR} und an der PTS_{RW} bei den vier verschiedenen Steigungen. * = signifikanter Unterschied zwischen dem Wert an der PTS_{WR} und dem Wert an der PTS_{RW} ($p < 0.05$).

Die Unterschiede zwischen der Herzfrequenz an der PTS_{WR} und an der PTS_{RW} belaufen sich im Rahmen zwischen 5.2 (0%) und 9.3 (15%) Schläge pro Minute (Abbildung 15, A). Die Differenzen wiesen keinen signifikanten Zusammenhang mit der Steigung auf (Regressionswert: $p = 0.1013$) (Abbildung 15, B).

4.5 Steigungen der Herzfrequenz vor und nach der PTS_{WR} sowie vor und nach der PTS_{RW}

Es gibt signifikante Unterschiede zwischen der Herzfrequenz jeweils vor und nach der PTS_{RW}. Die Steigungen der Herzfrequenz waren jeweils höher nach der PTS_{RW} als vor der PTS_{RW}. Es wurden keine signifikanten Unterschiede an der PTS_{WR} vorgefunden (Abbildung 16).

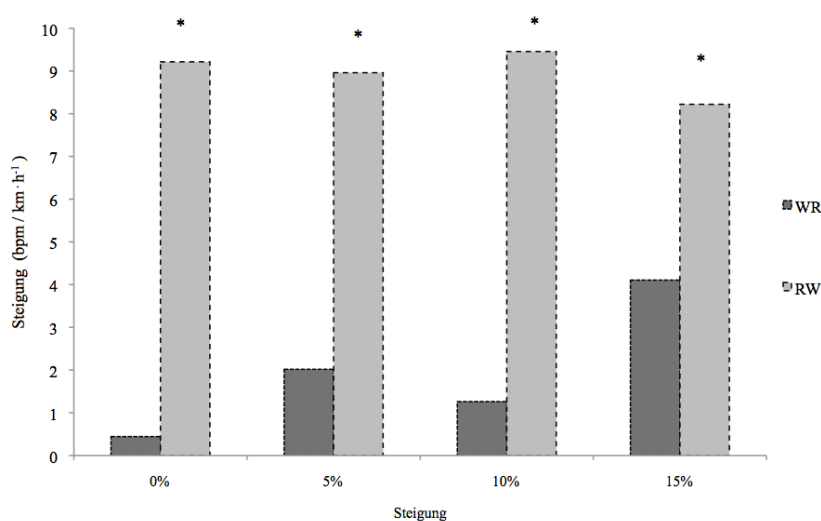


Abbildung 16. Unterschiede in den Steigungen jeweils vor und nach der PTS_{WR} (WR) oder PTS_{RW} (RW). * = signifikanter Unterschied zwischen der Steigung vor der PTS und der Steigung nach der PTS ($p < 0.05$).

Die Unterschiede zwischen der Steigung der Herzfrequenz jeweils vor und nach dem Gangartwechsel weisen keinen signifikanten Zusammenhang mit der Steigung auf, weder an der PTS_{WR} ($p = 0.1568$) noch an der PTS_{RW} ($p = 0.4003$).

4.6 Herzfrequenz an der PTS_{WR} und bei derselben Geschwindigkeit beim Wechsel von Laufen zu Gehen

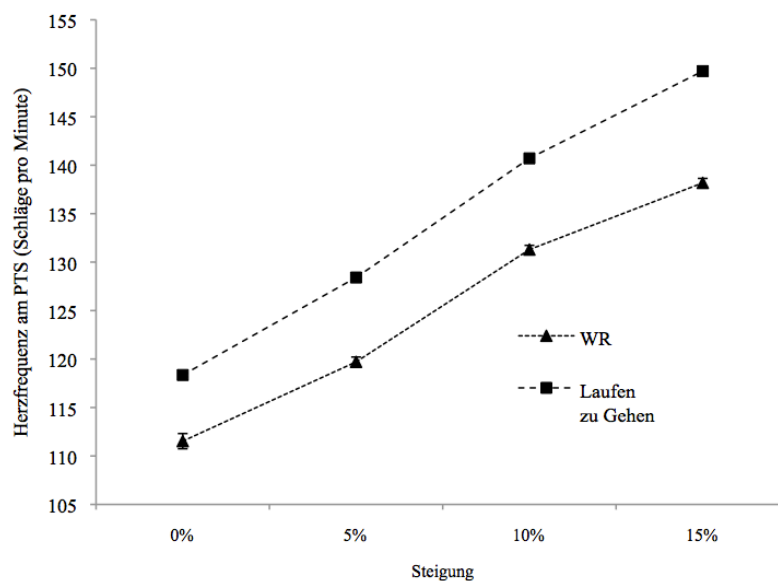


Abbildung 17. Die Herzfrequenz an der PTS_{WR} (WR) und die Herzfrequenz bei derselben Geschwindigkeit beim Wechsel von Laufen zu Gehen bei einer Steigung von 0%, 5%, 10% und 15%.

Die Unterschiede zwischen der Herzfrequenz an der PTS_{WR} und der Herzfrequenz bei derselben Geschwindigkeit beim Wechsel von Laufen zu Gehen bewegen sich zwischen 6.8 und 11.5 Schläge pro Minute (Abbildung 17).

4.7 Herzfrequenz an der PTS_{RW} und bei derselben Geschwindigkeit beim Wechsel vom Gehen zu Laufen

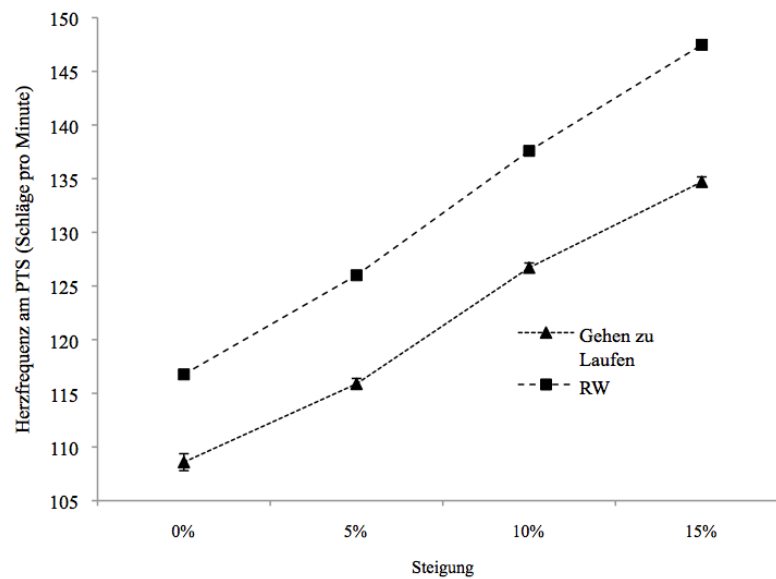


Abbildung 18. Die Herzfrequenz an der PTS_{RW} (RW) und die Herzfrequenz bei derselben Geschwindigkeit beim Wechsel von Gehen zu Laufen bei einer Steigung von 0%, 5%, 10% und 15%.

Die Unterschiede zwischen der Herzfrequenz an der PTS_{RW} und der Herzfrequenz bei derselben Geschwindigkeit beim Wechsel von Gehen zu Laufen bewegen sich zwischen 8.2 und 12.8 Schläge pro Minute (Abbildung 18).

4.8 Das subjektive Belastungsempfinden an der PTS_{WR} und an der PTS_{RW} bei verschiedenen Steigungen

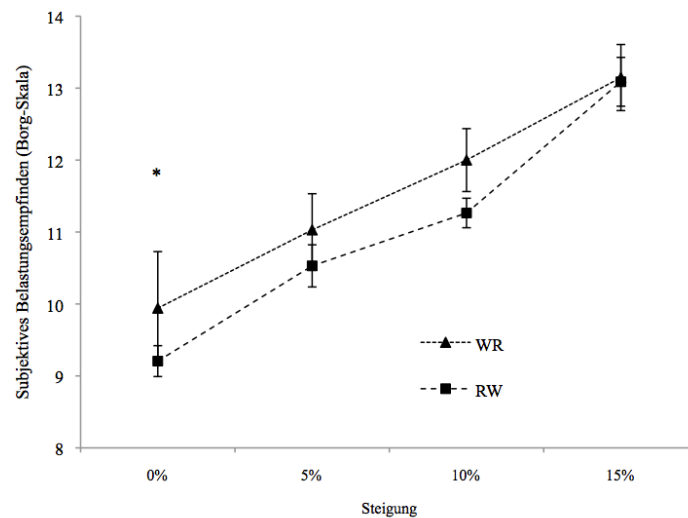


Abbildung 19. Mittelwerte und Standardabweichungen des subjektiven Belastungsempfindens an der PTS_{WR} (WR) und an der PTS_{RW} (RW) bei einer Steigung von jeweils 0%, 5%, 10% und 15%. * = signifikanter Unterschied zwischen dem Wert an der PTS_{WR} und dem Wert an der PTS_{RW} ($p < 0.05$).

Die Werte für das subjektive Belastungsempfinden an der PTS_{WR} und an der PTS_{RW} unterschieden sich bei einer Steigung von 0% signifikant ($p = 0.0494$) (Abbildung 19). Die erhobenen Mittelwerte für das subjektive Belastungsempfinden an der PTS_{WR} und an der PTS_{RW} liegen zwischen 9.9 und 13.2.

Sowohl für das subjektive Belastungsempfinden an der PTS_{WR} ($p = 0.0004626$) wie auch für jenes an der PTS_{RW} ($p = 0.01298$) konnte ein Zusammenhang mit den Steigungen aufgezeigt werden. Je höher die Steigung ist, desto höher ist das subjektive Belastungsempfinden an der PTS.

4.9 Hysterese zwischen dem subjektiven Belastungsempfindens an der PTS_{WR} und der PTS_{RW}

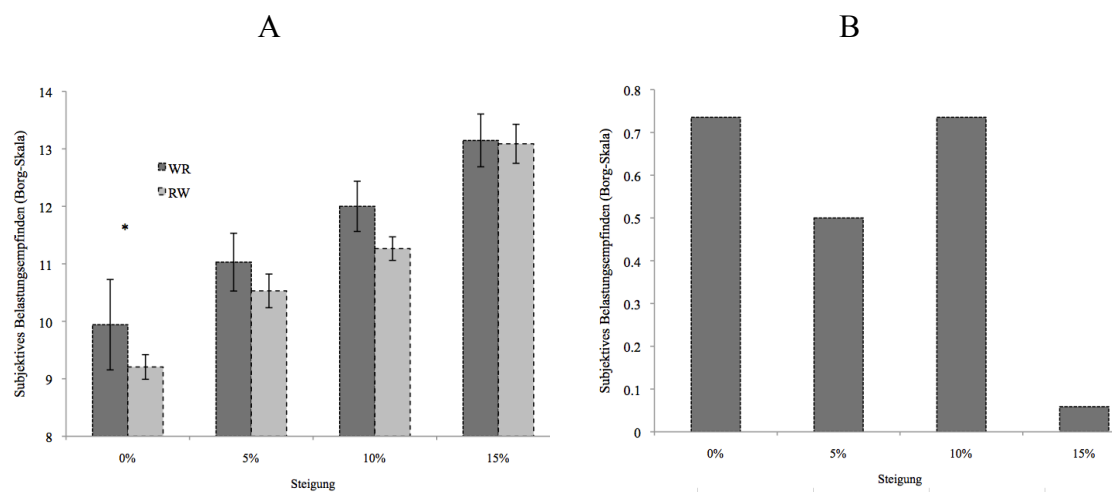


Abbildung 20. A) Werte des ermittelten subjektiven Belastungsempfindens an der PTS_{WR} (WR) und an der PTS_{RW} (RW). B) Differenzen zwischen PTS_{WR} und PTS_{RW} bei den vier verschiedenen Steigungen. * = signifikanter Unterschied zwischen dem Wert des subjektiven Belastungsempfindens an der PTS_{WR} und dem Wert an der PTS_{RW} ($p < 0.05$).

Die Unterschiede zwischen der PTS_{WR} und der PTS_{RW} belaufen sich im Rahmen zwischen 0,06 (15%) und 0,74 (0%). Es wurde ein signifikanter Unterschied zwischen dem subjektiven Belastungsempfinden an der PTS_{WR} und dem subjektiven Belastungsempfinden an der PTS_{RW} auf ebenem Untergrund vorgefunden (Abbildung 20, A). Es wurde kein Zusammenhang zwischen den Unterschieden und der Steigung aufgefunden (Regressionswert: $p = 0.2738$).

4.10 Steigungen vom subjektiven Belastungsempfinden vor und nach der PTS_{WR} und vor und nach der PTS_{RW}

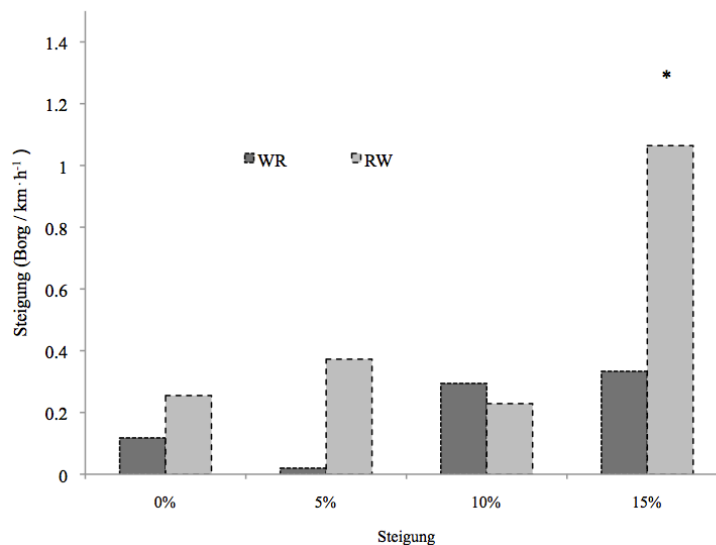


Abbildung 21. Unterschiede in den Steigungen des subjektiven Belastungsempfindens jeweils vor und nach der PTS_{WR} (WR) oder PTS_{RW} (RW). * = signifikanter Unterschied zwischen der Steigung vor der PTS und der Steigung nach der PTS ($p < 0.05$).

Bei einer Steigung von 15% unterschieden sich die Steigung des subjektiven Belastungsempfindens vor der PTS_{RW} und die Steigung des subjektiven Belastungsempfindens nach der PTS_{RW} signifikant voneinander (Abbildung 21).

Es kann weder bei der PTS_{WR} ($p = 0.1957$) noch bei der PTS_{RW} ($p = 0.2523$) ein Zusammenhang zwischen der Steigung des Laufbandes und den Unterschieden in den Steigungen vom subjektiven Belastungsempfinden vor und nach dem Gangartwechsel aufgezeigt werden.

4.11 Subjektives Belastungsempfinden an der PTS_{WR} und bei derselben Geschwindigkeit beim Wechsel vom Laufen zu Gehen

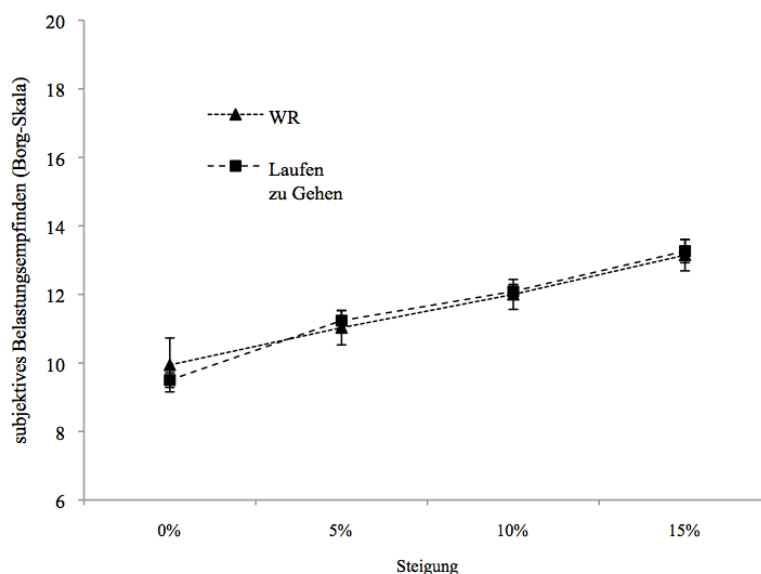


Abbildung 22. Subjektives Belastungsempfinden an der PTS_{WR} (WR) und subjektives Belastungsempfinden bei derselben Geschwindigkeit beim Wechsel von Laufen zu Gehen bei einer Steigung von 0%, 5%, 10% und 15%.

Die Unterschiede zwischen dem subjektiven Belastungsempfinden an der PTS_{WR} und dem subjektiven Belastungsempfinden bei derselben Geschwindigkeit beim Wechsel von Laufen zu Gehen bewegen sich zwischen 0.4 und 0.1 (Abbildung 22).

4.12 Subjektives Belastungsempfinden an der PTS_{RW} und bei derselben Geschwindigkeit beim Wechsel vom Gehen zu Laufen

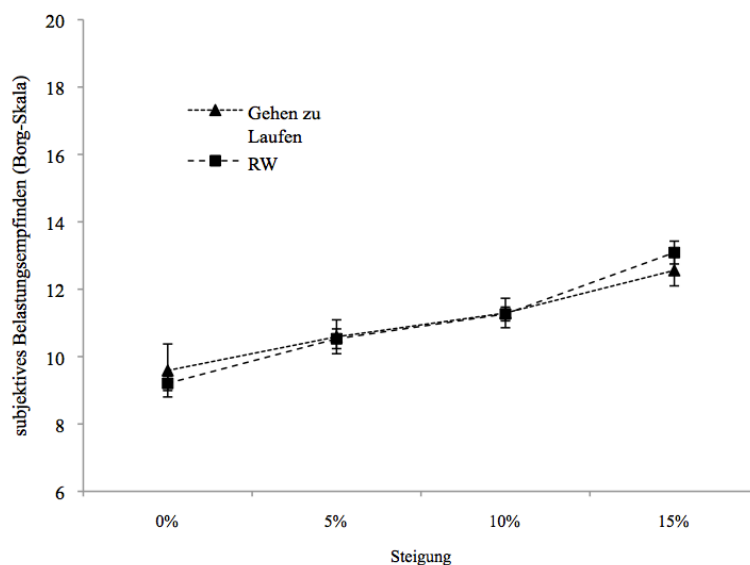


Abbildung 23. Subjektives Belastungsempfinden an der PTS_{RW} (RW) und subjektives Belastungsempfinden bei derselben Geschwindigkeit beim Wechseln von Gehen zu Laufen bei einer Steigung von 0%, 5%, 10% und 15%.

Die Unterschiede zwischen dem subjektiven Belastungsempfinden an der PTS_{RW} und dem subjektiven Belastungsempfinden bei derselben Geschwindigkeit beim Wechsel von Gehen zu Laufen sich zwischen 0.5 und 0.03 (Abbildung 23).

4.13 Zusammenhang zwischen der PTS und weiteren erhobenen Faktoren

Zwischen der PTS_M und den Faktoren Geschlecht, Grösse, Gewicht, BMI, Alter und Trainingsstunden können ausser bei drei Bedingungen keine Zusammenhänge aufgezeigt werden (Tabelle 6). Zwischen dem BMI und der PTS_M bei einer Steigung von 10% und 15% sowie zwischen dem Gewicht und der PTS_M bei einer Steigung von 15% kann ein Zusammenhang bestehen.

Tabelle 6

Regressionswerte (p-Werte) zwischen der PTS_M bei der jeweiligen Steigung und weiteren Variablen

PTS_M bei einer Steigung von	Geschlecht	Alter	Grösse	Gewicht	BMI	Training
0%	0.3288	0.7135	0.2507	0.2132	0.5451	0.06562
5%	0.8305	0.3893	0.6548	0.2891	0.2833	0.6066
10%	0.3704	0.382	0.9276	0.1585	0.0295*	0.6187
15%	0.4368	0.3262	0.2315	0.0144*	0.0145*	0.4949

Anmerkungen. * = p-Wert unter 0.05

5 Diskussion

5.1 PTS_{WR} , PTS_{RW} und PTS_M bei verschiedenen Steigungen

5.1.1 PTS auf ebenem Untergrund

Die vorgefundenen Werte für die PTS_M bei einer Steigung von 0% bewegen sich zwischen $5.95 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ und $7.45 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$. Der Mittelwert ($6.9 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} / 1.92 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$) ist mit den Werten von schon zitierten Autoren (Tabelle 7) vergleichbar, jedoch ein wenig tiefer. Die vorgefundenen Werte befinden sich im Rahmen von Hreljac et al. (2007) ($1.83 - 2.15 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$). Die Definition für die PTS geschieht bei vielen Autoren über die Definition der PTS_{WR} von der vorliegenden Arbeit. Betrachtet man den vorgefundenen PTS_{WR} von dieser Untersuchung ($7.03 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} / 1.95 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$) und vergleicht ihn mit den Werten für die PTS aus der Literatur, so ist ersichtlich, dass sich die Werte angleichen. Die Werte für die PTS_{WR} und die PTS_{RW} bewegen sich ebenfalls im Bereich jener Werte, welche schon evaluiert wurden (Tabelle 7).

Tabelle 7

PTS_{WR} und PTS_{RW} bei einer Steigung von 0% von verschiedenen Autoren

Autor	PTS_{WR}	PTS_{RW}
Hreljac (1993)	$2.11 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1} \pm 0.11$	$2.02 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1} \pm 0.13$
Šentija & Markovic (2009)	$7.14 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} \pm 0.49$	$7.16 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} \pm 0.42$
Šentija et al. (2012), Männer	$7.46 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} \pm 0.4$	$7.28 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} \pm 0.4$
Šentija et al. (2012), Frauen	$7.22 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} \pm 0.4$	$7.14 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} \pm 0.4$
Ranisavljev et al. (2014)	$8.12 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} \pm 0.41$	$7.84 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} \pm 0.42$

Anmerkungen. Mittelwerte \pm Standardabweichungen

5.1.2 PTS bei einer Steigung von 10% und 15%

Für die Steigungen von 10% und 15% Steigung gibt es bislang drei Autoren, welche schon Werte aufzeigen konnten. Auch hier liegen die vorgefundenen Werte (Tabelle 3) im Range mit denjenigen, welche schon aufgezeigt wurden (Hreljac et al., 2007; Hreljac, 1995a ($1.92 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ für 10% und $1.78 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ für 15%)), jedoch auch ein wenig tiefer.

5.1.3 PTS bei einer Steigung von 5%

Bislang ist noch keine Untersuchung zu einer Steigung von 5% vorhanden. Da jedoch ein starker Zusammenhang zwischen den vorgefundenen Werten der PTS und der Steigung besteht, kann davon ausgegangen werden, dass auch die Werte für eine Steigung von 5% ihrer Grösse richtig sein können.

5.1.4 Bevorzugte Geschwindigkeit und Steigung

Wie erwartet wurden die Werte für die PTS mit sich erhöhender Steigung kleiner. Eine Erhöhung der Steigung um 5% scheint eine Geschwindigkeitsverminderung auszumachen, welche ungefähr so gross ist, wie die Hysterese bei der kleineren Steigung. Der Wert der PTS_{RW} bei der Steigung x entspricht demnach dem Wert der PTS_{WR} bei der Steigung $x + 5\%$. Diedrich & Warren (1998) vermuteten, dass sich die Höhe des PTS verkleinert, weil sich auch die Schrittfrequenz und die Schrittlänge bei sich erhöhender Steigung verkleinert. Wenn sich die Steigung vergrössert, steigt automatisch auch der Energieaufwand für dieselbe Distanzeinheit, beim Gehen sowie auch beim Laufen (Margaria, Cerretelli, Aghemo, & Sassi, 1963) (Abbildung 24).

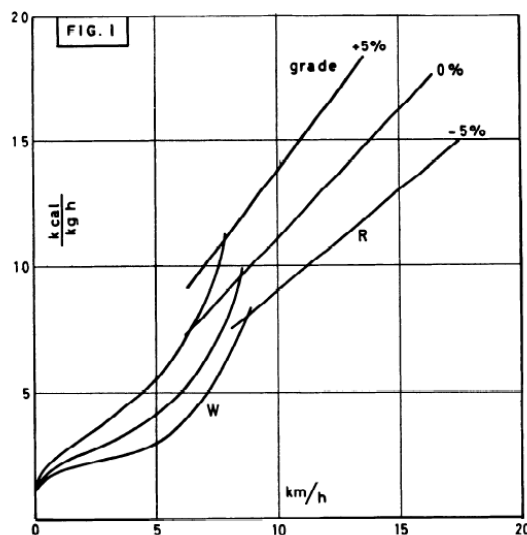


Abbildung 24. Energieverbrauch in $\text{kcal} \cdot (\text{kg} \cdot \text{h})^{-1}$ bei steigender Geschwindigkeit (in $\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$) bei Gehen (W) und Laufen (R) auf einem Laufband bei einer Steigung von jeweils -5%, 0% und 5%.

Abbildung übernommen von Margaria, Cerretelli, Aghemo, & Sassi, (1963)

Mit dieser Erhöhung des Energieaufwandes verändert sich gleichzeitig auch die bevorzugte Schrittfrequenz und Schrittlänge. So sinkt beispielsweise die energetisch optimale Geschwindigkeit beim Gehen von $1.3 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ bei 0% auf $1.26 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ bei 10%.

Die Schrittlänge sinkt sowohl beim Gehen wie auch beim Laufen wenn man die Steigung erhöht. Aufgrund dieser Verkleinerung der Schrittlänge wird bei steigender Steigung auch der Gangartwechsel auf eine niedrigere Geschwindigkeit gesetzt.

Stellt sich nun die Frage, warum sich die Schrittlänge ändert? Der Einfluss der Steigung auf die Schrittlänge ist vor allem in biomechanischer Hinsicht noch nicht vollständig geklärt. Für eine Erklärung greift man wiederum auf die Modelle für Gehen und Laufen (das Modell des umgekehrten Pendels und das Modell der Massenfeder). Beim Gehen auf ebener Unterlage steigt und fällt der KSP wie ein umgekehrtes Pendel. Er wechselt zwischen potentieller und kinetischer Energie und versucht, die energetischen Kosten möglichst tief zu halten. Wenn nun aufwärts gegangen wird, so steigt der KSP mehr, fällt aber weniger (Minetti 1993 und 1994). Die Schrittlänge wird also verkleinert, um die Fallphase zu bewahren und den Zyklus aus potentieller und kinetischer Energie aufrechtzuerhalten. Beim Modell der Massenfeder während dem Laufen sind die Muskeln, Sehnen und Bänder analog zu einer Feder und repräsentieren verschieden Steifheiten. Sie verkürzen und verlängern sich während dem Laufen. Das Modell deutet somit an, dass beim Laufen mit Steigung eine Steigerung der Verkürzung und eine Verminderung der Verlängerung in dieser Feder stattfindet, was wiederum die Verminderung von Schrittlänge und Schrittfrequenz verursachen kann. Die Schrittfrequenz und die Schrittlänge verkürzen sich somit beim Laufen und beim Gehen mit sich erhöhender Steigung und setzen somit die PTS herab. Die Erklärung, warum sich der PTS verkleinert mit sich erhöhender Steigung hängt vermutlich auch stark mit dem Auslöser für den Gangartwechsel zusammen. Solange folglich noch nicht genau geklärt ist, warum die Gangart gewechselt wird, wird es auch schwierig sein zu erklären, warum sich die PTS bei verschiedenen Steigungen verändert. Weitere Untersuchungen in diesem Bereich sind nötig. Weiter zu untersuchen wäre auch, was mit den Übergangsgeschwindigkeiten geschieht, wenn die Steigung noch weiter erhöht würde (über 15%) oder wie sich diese bei Gefälle verhalten würden. Es ist nicht anzunehmen, dass sich die PTS in den höheren Steigungen oder bei Gefällen weiterhin linear verhält.

5.2 Hysterese zwischen der PTS_{WR} und der PTS_{RW}

In der vorliegenden Untersuchung kann ein signifikanter Unterschied zwischen der PTS_{WR} und der PTS_{RW} bei einer Steigung von 5% aufgezeigt werden. Bei den übrigen Steigungen war kein statistischer Unterschied vorhanden, aber ersichtlich. Der Unterschied beläuft sich zwischen $0.25 - 0.37 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, wobei die PTS_{WR} stets bei einer höheren Geschwindigkeit stattfindet als die PTS_{RW} . Die Hysterese liegt im Bereich von schon berichteten Werten:

- $0.28 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (Ranisavljev et al., 2014)
- $0.11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Hreljac, 1995b)
- $0.08 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Turvey, Holt, Lafiandra, & Fonseca, 1999)
- $0.09 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Hreljac, 1993a)
- $0.07 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Hreljac et al., 2007)

Mindestens sieben Probanden wechselten bei jeder Steigung bei einer höheren Geschwindigkeit ihre Gangart von Gehen zu Laufen als von Laufen zu Gehen (0%: 9 von 17, 5%: 7 von 17, 10%: 7 von 17 und 15%: 8 von 17).

Hreljac et al. (2007) vermutete nach seinen Untersuchungen über die Art und Weise des Protokolls für die Bestimmung der PTS, dass die Hysterese ungefähr der Grösse des verwendeten Inkrements entsprechen sollte. In der vorliegenden Untersuchung wurde ein Inkrement von $0.3 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ gewählt. Die vorgefundene Hysterese beläuft sich in der Grössenordnung des Inkrements. Im Gegensatz zu Hreljac et al. (2007) wurde jedoch die Definitionen für die PTS_{WR} und die PTS_{RW} angepasst. Anstatt die erste Stufe eines Inkrements nach Gangartwechsel als PTS zu bezeichnen, wurde der Mittelwert zwischen den Stufen als PTS definiert. Dennoch wurde eine Hysterese zwischen der PTS_{WR} und der PTS_{RW} aufgefunden.

Diedrich & Warren (1998) berichteten von zwei wahrscheinlichen Gründen für ein Auftreten einer Hysterese zwischen der PTS_{WR} und der PTS_{RW} . Während es sich beim ersten Grund um einen Verfahrensfehler bei der Definition von der PTS_{WR} und der PTS_{RW} handelt, so geht es beim zweiten Grund um eine ungenaue Abgrenzung der Übergangsregion durch Störfaktoren.

Hreljac (1993a) definierte die PTS_{WR} als die erste Stufe nach dem Gangartwechsel von Gehen zu Laufen und die PTS_{RW} als die erste Stufe nach dem Gangartwechsel von Laufen zu Gehen. Wenn nun der tatsächliche Übergang in beide Richtungen zur selben Geschwindigkeit stattfinden würde (exakt in der Mitte der beiden Stufen) so hätten die Messungen von Hreljac (1993a) dennoch einen Hysterese ergeben, da die PTS_{WR} als $\text{PTS} + 1$ Stufe und die PTS_{RW} als $\text{PTS} - 1$ Stufe definiert wird. Die Wahrscheinlichkeit, dass die Ergebnisse von Hreljac (1993a) einem Bias zugrunde liegen, ist sehr gross und seine Vermutung, dass die Hysterese jeweils die Grösse des verwendeten Inkrements entspricht somit eine falsche Schlussfolgerung. Auch andere Autoren verwendeten diese Art von Bestimmung der PTS_{WR} und der PTS_{RW} und machen somit denselben Fehler.

Der zweite Grund für die auftretende Hysterese ist ein wenig komplizierter. Tuller, Case, Ding, & Kelso (1994) berichteten ebenfalls über eine Hysterese in ihrer Untersuchung über kategoriale Sprachwahrnehmung. Diese Hysterese war individuell von unterschiedlicher Grösse. Sie vermuteten aufgrund der dynamischen Entwicklung, dass die Übergangsregionen vom Sprach- und Hörsystem nicht genau oder nicht klar genug definiert werden können, da gleichzeitig nebenbei noch andere Nebengeräusche vom Sprach- und Hörsystem wahrgenommen werden und verarbeitet werden müssen. Somit könnte in jedem Übergang, wo sich solche Nebengeräusche aufhalten und eine Aktionsstörung verursachen, ein erhöhter Kontrast (Hysterese) beobachtet werden. So ein Übergang bildet auch der Gangartwechsel und die motorische Steuerung, welche von anderen Informationen abgelenkt werden könnte. Tatsächlich könnten solche Nebengeräusche beim Übergang zwischen Gehen und Laufen auftreten. Daniels & Newell (2003) konnten aufzeigen, dass sich die PTS je nach Richtung des Aufmerksamkeitsfokus verschieben lässt, indem sie den Probanden während der Bestimmung der PTS verschiedenen Rechenaufgaben mit verschiedenen Schwierigkeitsgraden stellten. Auch bei der vorliegenden Studie könnte eine solche Ablenkung stattgefunden haben.

Thorstensson & Rotherthson (1987) konnten aufzeigen, dass die Range der Hysterese von der Beschleunigung des Laufbandes abhängen kann. Auch Li (2000) konnte aufzeigen, dass je nach Beschleunigung des Laufbandes sich die Hysterese zwischen PTS_{WR} und PTS_{RW} vergrössern kann (Abbildung 25).

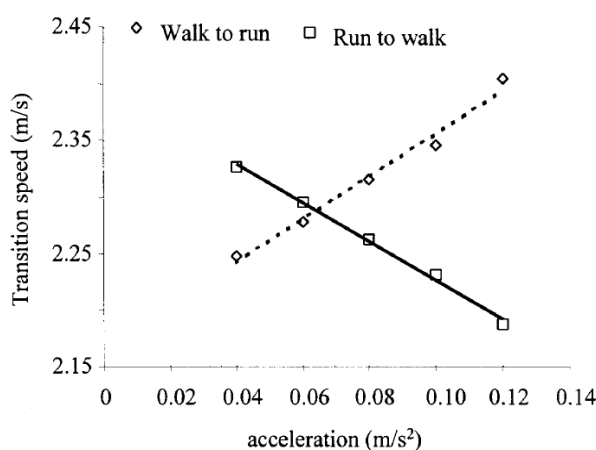


Abbildung 25. Durchschnittliche Geschwindigkeit für den Gangartwechsel von Gehen zu Laufen und von Laufen zu Gehen. Je höher die Beschleunigung des Laufbandes ist, desto wahrscheinlicher wird eine Hysterese zwischen PTS_{WR} und PTS_{RW} . Abbildung übernommen und abgeändert von (Li, 2000).

Da in der vorliegenden Untersuchung jedoch mit Geschwindigkeits-Inkrementen und nicht mit einer kontinuierlichen Beschleunigung des Laufbandes gearbeitet wurde, kann der

Einfluss der Beschleunigung auf die Hysterese zwar nicht ausgeschlossen, jedoch auf ein Minimum reduziert werden.

In der vorliegenden Untersuchung zeigt die Grösse der vorgefundenen Hysterese keinen Zusammenhang mit der Steigung. Dieser Befund bestätigt jene Vermutung von Hreljac et al. (2007). Sie konnten weder beim Protokoll mit Inkrementen, noch beim Protokoll mit kontinuierlicher Geschwindigkeitsänderung eine Veränderung der Hysterese mit sich verändernder Steigung aufzeigen.

5.3 Herzfrequenz

Die aufgezeichneten Mittelwerte für die Herzfrequenz an der PTS_{WR} und an der PTS_{RW} auf ebener Unterlage stimmen mit den Werten von Rotstein et al. (2005) überein. Diese untersuchten, ob sich verschiedene physiologische Werte am PTS von Läufern und nicht Läufern unterscheiden. Die Werte der Herzfrequenz in dieser Untersuchungen (Herzfrequenz am PTS_{WR} : 112, Herzfrequenz am PTS_{RW} : 117) sind sehr nahe an den Werten von Rotstein et al. (2005) für Läufer (Herzfrequenz an der PTS während dem Gehen 113, HF an der PTS während Laufen 117), unterscheiden sich jedoch von den Werten von Nicht-Läufern (131 respektive 138). Dies ist mit der Tatsache zu erklären, dass in der vorliegenden Untersuchung dreizehn der siebzehn VP im Laufsport trainiert sind. Auch Mercier et al. (1994) konnte ähnliche Werte aufzeigen (Herzfrequenz während dem Gangartwechsel: 123).

Minetti et al. (2002) konnten aufzeigen, dass während dem Laufen und während dem Gehen bei steigender Steigung die energetischen Kosten steigen (Abbildung 20). Sie verwendeten in seiner Untersuchung jeweils die maximal mögliche Geschwindigkeit bei jeder Steigung. Da diese Geschwindigkeiten auch immer kleiner wurden, ist sie vergleichbar mit der Geschwindigkeit an der PTS mit steigender Steigung. Mit den energetischen Kosten steigt auch automatisch die Herzfrequenz (Teh & Aziz, 2002). Folglich ist die Steigerung der Herzfrequenz an der PTS eine logische Konsequenz.

Die Unterschiede zwischen der PTS_{WR} und der PTS_{RW} sind signifikant und werden mit zunehmender Steigung grösser, wobei die PTS_{RW} jeweils die höheren Werte besitzt. Diese Unterschiede sind durch zwei Tatsachen erklärbar. Einerseits wurden die PTS_{WR} während dem Gehen und die PTS_{RW} während dem Laufen gemessen. Andererseits steigt die Herzfrequenz mit steigender Geschwindigkeit. Aufgrund der Verzögerung, welche die Herzfrequenz auf eine Leistungsänderung aufweist, ist die Herzfrequenz bei einer

Geschwindigkeitsverkleinerung (PTS_{RW}) grösser, als bei einer Geschwindigkeitssteigerung (PTS_{WR}).

Die Fortbewegung bei sich erhöhender Steigung fordert mehr Leistung. Aus diesem Grund wird oben erwähnter Effekt bei sich erhöhender Steigung noch stärker und somit erhöht sich auch der Unterschied zwischen der PTS_{WR} und der PTS_{RW} .

Eine weitere Begründung für die sich erhöhende Hysterese könnte auch sein, dass die Störfaktoren bei sich erhöhender Steigung ebenfalls einen grösseren Einfluss haben und dass damit die Übergangsregion noch weniger definiert ist.

Mit zunehmender Steigung würde der in Abbildung 10 abgebildete Winkel Δ grösser, da diese erhöhte Steigung mehr Leistung erfordern würde und damit die Steigung der Herzfrequenz ansteigen würde. Diese Vermutung konnte in dieser Untersuchung jedoch nicht bestätigt werden.

Geht man von der Annahme von Prilutsky & Gregor (2001) aus und nimmt an, dass der Gangartwechsel an nur einer bevorzugten Geschwindigkeit (PTS_{fiktiv}) geschieht, und nur aus dem Grund der verzögerten Antwort eine Hysterese entsteht, so müsste man auch die Herzfrequenz und das subjektive Belastungsempfinden an diesem PTS_{fiktiv} betrachten.

Betrachtet man folglich die Herzfrequenz an der PTS_{WR} und während derselben Geschwindigkeit wenn man die PTS von Laufen zu Gehen evaluiert, so kann man sehen, dass die Unterschiede mit zunehmender Steigung noch grösser werden (Abbildung 17) (6.8, 8.7, 9.4 und 11.5 Schläge pro Minute). Des Weiteren korrelieren sie signifikant mit der Steigung.

Umgekehrt könnte man die Herzfrequenz an der PTS_{RW} und die Herzfrequenz bei derselben Geschwindigkeit, wenn die PTS von Gehen zu Laufen evaluiert wird (Abbildung 18) betrachten. Es vergrössern sich die Unterschiede wiederum (8.2, 10.1, 10.9 und 12.8 Schläge pro Minute) und weisen einen noch höheren Zusammenhang mit der Steigung auf. Obwohl also die Annahme gemacht wird, dass ein PTS_{fiktiv} existiert, weist die Herzfrequenz dennoch eine Hysterese auf, welche mit sich erhöhender Steigung wächst.

Die Resultate dieser Untersuchung zeigen, dass es bei jeder Steigung einen signifikanten Unterschied zwischen der Steigung der Herzfrequenz vor dem PTS_{RW} und der Steigung der Herzfrequenz nach der PTS_{RW} gibt. Bei der PTS_{WR} konnte dieser Unterschied jedoch nicht beobachtet werden.

Betrachtet man die Abbildung 26 aus der Untersuchung von Mercier et al. (1994) so sollte ein Unterschied in den Steigungen vor und nach der PTS in beide Richtungen vorkommen. Die Frage, warum es diesen Unterschied bei der PTS_{WR} in der vorliegenden Untersuchung nicht gibt, bleibt unbeantwortet und sollte Gegenstand zukünftiger Untersuchungen sein.

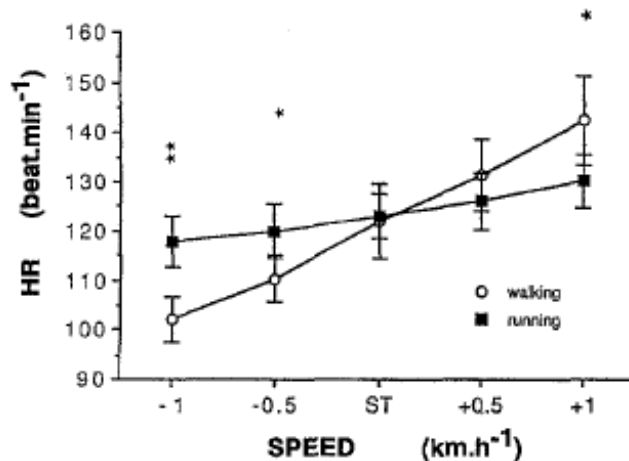


Abbildung 26. Gemessene Herzfrequenz während dem Gehen und während dem Laufen an der PTS (ST), an der $PTS \pm 0.5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, und an der $PTS \pm 1 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$.

* = $p < 0.05$, ** = $p < 0.01$.

Abbildung übernommen von Mercier et al. (1994).

Stellt sich nun noch die Frage, ob die Herzfrequenz ein möglicher Auslöser für den Gangartwechsel sein könnte, sei dies für den Wechsel von Gehen zu Laufen oder für den Wechsel von Laufen zu Gehen. Verwendet man die vier Kriterien von Hreljac (1995a), so scheitert die Herzfrequenz schon am ersten dieser vier Kriterien. Die Richtung der Herzfrequenz wird zwar nach dem Wechsel von Gehen zu Laufen und von Laufen zu Gehen beibehalten, erfährt jedoch keinen abrupten Wechsel. Auch dem zweiten oder dem vierten Kriterium (Abbildung 5) wird die Herzfrequenz nicht gerecht. So fällt der Wert der Herzfrequenz nach dem Wechsel nicht auf einen tieferen, schon einmal erreichten Wert zurück, noch ist er bei verschiedenen Steigungen gleich. Einzig dem dritten Kriterium kann die Herzfrequenz entsprechen.

Somit kommt die Herzfrequenz als möglicher Auslöser für den Gangartwechsel nicht in Frage, vor allem da sie nach dem Gangartwechsel keine abrupte Änderung erfährt.

5.4 Subjektives Belastungsempfinden

Die Werte des subjektiven Belastungsempfindens (PTS_{WR} : 9.9, PTS_{RW} : 9.2) sind wiederum mit jenen von Rotstein et al. (2005) bei Läufern (10.6 beim Gehen an der PTS und 8.0 beim

Laufen an der PTS) und mit jenen von Ziv & Rotstein (2009) (12 beim Gehen an der PTS und 9.7 beim Laufen an der PTS) vergleichbar.

Das subjektive Belastungsempfinden steigt mit erhöhter Steigung (sowohl die Werte an der PTS_{WR} wie auch die Werte an der PTS_{RW}) und weist einen Zusammenhang mit der Steigung auf. Bei einer Steigung von 15% sind die Werte für das subjektive Belastungsempfinden annähernd identisch (13.09 an der PTS_{WR} und 13.12 an der PTS_{RW}).

Im Gegensatz zur Herzfrequenz sind die Werte des subjektiven Belastungsempfindens konform zur PTS_{WR} und zur PTS_{RW} . Die Werte an der PTS_{WR} sind jeweils höher als an der PTS_{RW} . Die Differenzen weisen keinen Zusammenhang mit der Steigung auf. Die höheren Werte an der PTS_{WR} können damit erklärt werden, dass die Geschwindigkeit an der PTS_{WR} eine höhere ist. Die Faktoren, welche das subjektive Belastungsempfinden während einer Belastung beeinflussen, können in zwei verschiedenen Kategorien aufgeteilt werden. Einerseits gibt es lokale Faktoren, welche in der arbeitenden Muskulatur verursacht werden. Andererseits gibt es zentrale Faktoren, wie die Wahrnehmung der Ventilation oder der zirkulierende Stress. Die Muskulatur wird beim Laufen bei höherer Geschwindigkeit mehr gefordert und verursacht deshalb lokal ein erhöhtes subjektives Belastungsgefühl. Obwohl die Ventilation nicht gemessen wurde, kann davon ausgegangen werden, dass auch diese während der PTS_{WR} höher war, da auch die Herzfrequenz höher war und Herzfrequenz und Ventilation miteinander korrelieren (Sanderson et al., 1996). Lokale und zentrale Faktoren können also bei einer höheren Geschwindigkeit bei derselben Steigung für den Unterschied zwischen PTS_{WR} und PTS_{RW} verantwortlich sein. Daniels & Newell (2003) konnten aufzeigen, dass das subjektive Belastungsempfinden während der PTS eher durch lokale Faktoren als durch zentrale Faktoren beeinflusst wird.

Geht man wieder davon aus, dass die PTS_{fiktiv} existiert und betrachtet man die Werte für das subjektive Belastungsempfinden beim Übergang von Laufen zu Gehen an der Geschwindigkeit PTS_{WR} , oder beim Übergang von Gehen zu Laufen an der Geschwindigkeit der PTS_{RW} (Abbildung 22 und 23), so ist ersichtlich, dass, ganz im Gegensatz zur Herzfrequenz, die Unterschiede zwischen den beiden Werten kleiner sind.

Das subjektive Belastungsempfinden ist eine direkte Antwort auf die körperliche Anstrengung und erfährt somit keine (oder nur eine sehr kurze) Verzögerung. Die Abstände von Abbildung 10 (V_{w-r} und V_{r-w}) sind also fast auf 0. Somit könnte erklärt werden, warum die Hysterese beim subjektiven Belastungsempfinden bei einer PTS_{fiktiv} entfällt.

Auch beim subjektiven Belastungsempfinden können die höheren Werte bei höheren Steigungen damit erklärt werden, dass die energetischen Kosten an der PTS die höheren sind, obwohl die Geschwindigkeit tiefer ist (Minetti et al., 2002).

Die Tatsache, dass die Werte des subjektiven Belastungsempfindens bei angepassten Geschwindigkeiten gleich sind, könnte ein Indiz dafür sein, dass das subjektive Belastungsempfinden als möglicher Auslöser für beide Wechsel zwischen Gehen und Laufen in Frage kommen könnte. Diese Vermutung wird durch Ziv & Rotstein, (2009) verstärkt. Diese konnten aufzeigen, dass professionelle Geher denselben Wert für das subjektive Belastungsempfinden beim Gangartwechsel haben, wie nicht-professionelle Geher. Obwohl das subjektive Belastungsempfinden den ersten drei Kriterien von Hreljac (1995a) entspricht, so wird es dem vierten Kriterium nicht gerecht, da sich die Werte mit zunehmender Steigung vergrößern (Abbildung 5).

Hreljac (1995a) konstruierte seine Kriterien für einen möglichen Auslöser für den Gangartwechsel bei der Untersuchung von kinematischen Variablen. Um sie auch für die Suche nach möglichen Auslösern für den Gangartwechsel in anderen Bereichen zu nutzen, wäre eine Anpassung vielleicht nötig. So könnte man insbesondere das vierte Kriterium anpassen, da es möglich wäre, dass der kritische Wert an der PTS (Abbildung 5) nicht dieselbe Grösse braucht, um den Gangartwechsel auszulösen, sondern dass sich dieser Wert mit sich erhöhender Steigung anpassen und senken würde.

Würde man dieses vierte Kriterium anpassen, so käme das subjektive Belastungsempfinden als möglicher Auslöser für den Gangartwechsel in Frage. Es würde jedoch die Frage offen bleiben, ob es der eigentliche Auslöser wäre, oder ob es sich nur um eine Konsequenz vom tatsächlichen Auslöser handeln würde. So könnte eine (noch nicht untersuchte) Variable für den Gangartwechsel verantwortlich sein und die Veränderung des subjektiven Belastungsempfindens wäre nur eine in kurzer Zeit folgende Auswirkung, welche als Auslöser falsch interpretiert wird.

5.5 Protokoll

Die Art und Weise wie die PTS bestimmt wird, kann das Resultat beeinflussen. Grundsätzlich gibt es zwei verschiedenen Arten, die PTS zu bestimmen. Einerseits kann man mit Geschwindigkeits-Inkrementen und andererseits mit einer sich kontinuierlich steigenden Geschwindigkeit die PTS bestimmen. Beim Protokoll mit Inkrementen wird nicht die tatsächliche Übergangsgeschwindigkeit zwischen zwei Gangarten bestimmt. In der vorliegenden Untersuchung wurde die PTS mit Inkrementen von $3 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ evaluiert. Die

Problematik bei der Arbeit mit Geschwindigkeits-Inkrementen ist die folgende: Ein Proband kann sich bei einer Geschwindigkeit von $7.4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ entscheiden, ob Laufen für ihn eine angenehmere Gangart darstellt als das Gehen. Die Tatsächliche PTS könnte allerdings irgendwo zwischen $7.11 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ und $7.40 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ liegen. Im Unterschied dazu wird beim zweiten Protokoll die Geschwindigkeit des Laufbandes kontinuierlicher erhöht. Zwar findet ein tatsächlicher Gangartwechsel statt, die Geschwindigkeit von diesem ist aber schwer zu bestimmen, da sich die Geschwindigkeit des Laufbandes dauernd ändert. Weiter kann beim Protokoll mit kontinuierlicher Geschwindigkeitserhöhung eine Verzögerung von gemessenen Parametern nicht ausgeschlossen werden. So könnte ein Proband sich dazu entscheiden, bei $7.1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ seine Gangart zu wechseln, tut dieses aber erst bei $7.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, da sich die Geschwindigkeit des Laufbandes während seiner Entscheidungs- und Ausführungsphase schon erhöht hat. Wie in Abbildung 22 ersichtlich ist, hat die Art und Weise der Beschleunigung des Laufbandes auch Auswirkungen auf die auftretende Hysterese zwischen der PTS_{WR} und der PTS_{RW} .

Hreljac et al. (2007) untersuchten die PTS_{WR} und die PTS_{RW} von zehn Probanden bei drei verschiedenen Steigungen (0% ,10% und 15%). Er verwendete beide Arten von Protokollen, um sie anschliessend zu vergleichen. Die Dauer eines Inkrements betrug 30 Sekunden und das Inkrement hatte eine Grösse von $0.1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($0.36 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$). Beim Protokoll mit kontinuierlicher Geschwindigkeitsänderung wurde die PTS anhand von Videoaufnahmen bestimmt. Bei einer Steigung von 0% fanden Hreljac et al. (2007) keinen Unterschied zwischen den beiden Protokollen. Bei einer Steigung von 10% und 15% waren jedoch PTS_{WR} , PTS_{RW} und PTS_{M} jeweils höher beim Protokoll mit kontinuierlicher Geschwindigkeitssteigerung. Je nach Art des Protokolls (Geschwindigkeitserhöhung mit Inkrementen oder kontinuierliche Geschwindigkeitserhöhung) wird möglicherweise eine höhere oder eine tiefere PTS vorgefunden.

Obwohl der eigentliche Gangartwechsel mit dem Protokoll der kontinuierlichen Steigerung der Geschwindigkeit aufgezeigt werden kann, wurde in dieser Untersuchung das Protokoll mit den Inkrementen benutzt. Einerseits wird so ermöglicht, dass durch die Definierung des PTS eine einfachere Handhabung und andererseits wurden die meisten bislang gemachten Untersuchungen ebenfalls mit dem Protokoll mit Inkrementen gemacht, was somit einen besseren Vergleich erlaubt.

Eine weitere Lösung für das Problem der Inkremente und damit verbunden, dass sich die tatsächliche PTS irgendwo zwischen zwei Stufen befindet, ist eine Verkleinerung der Stufen. Je kleiner die Stufen werden, desto näher kommt man an die tatsächliche PTS. Es muss

allerdings beachtet werden, dass mit einer Verkleinerung der Stufen der zeitliche Aufwand und die körperliche Belastung grösser werden. Es sollte ein Mittelmaß zwischen der Grösse dieser Stufen und dem zeitlichen Aufwand gefunden werden. Um auch hier den Vergleich zu schon vorhandener Literatur machen zu können, wurde das Inkrement in dieser Untersuchung auf die Grösse von $0.3 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ definiert.

5.6 Definition der PTS

Wie schon erwähnt ist die Übergangsgeschwindigkeit beim Protokoll mit einer Geschwindigkeitssteigerung mit Inkrementen nur eine theoretische Einheit und kann nicht genau bestimmt werden. Es können nur die Geschwindigkeiten vor und die Geschwindigkeiten nach der PTS evaluiert werden. Aus diesem Grund ist der Begriff der „Übergangsgeschwindigkeit“ auch nicht standardisiert und wird von Autor zu Autor unterschiedlich definiert. Eine Hysterese kann folglich auch aufgrund dieser Definitionsschwäche des PTS beim Protokoll von Inkrementen entstehen. Hanna (1995) und Diedrich & Warren (1995) definieren die Übergangsgeschwindigkeit als den Mittelwert von PTS_{WR} und PTS_{RW} . Diese zwei Geschwindigkeiten wiederum definieren sie als Geschwindigkeit vor dem Wechsel von Gehen zu Laufen und vor dem Wechsel von Laufen zu Gehen. Auch Hreljac (1993a) definierte die PTS als den Mittelwert zwischen PTS_{WR} und PTS_{RW} . Für die Bestimmung der PTS_{WR} und der PTS_{RW} verwendete er jeweils die erste Stufe nach dem Gangartwechsel. Mercier et al. (1994) brauchte hingegen nur die PTS_{WR} für die Definition der PTS und definierte diese als Geschwindigkeit nach dem Wechsel von Gehen zu Laufen, genau so wie auch Brisswalter & Mottet (1996), bei welchen aber die Methode für die Bestimmung des PTS nicht klar ersichtlich ist. Um nun einen Vergleich zu schon erhobenen Daten zu ziehen, sollte die Definition der PTS der verschiedenen Autoren folglich genau betrachtet werden. In der vorliegenden Untersuchung wurde die PTS_{M} als Mittelwert zwischen der PTS_{WR} und der PTS_{RW} definiert. Betrachtet man die Methoden der Autoren von Tabelle 1, so ist ersichtlich, dass bis auf drei Autoren (Mohler, Thompson, Creem-Regehr, Pick, & Warren, 2007; Prilutsky & Gregor, 2001; Turvey et al., 1999), alle anderen Autoren ihre PTS mit der PTS_{WR} von dieser Untersuchung gleichsetzen.

Die Definition der PTS sollte für zukünftige Untersuchungen besser geklärt werden, insbesondere dann, wenn die Wechsel von Gehen zu Laufen sowie von Laufen zu Gehen untersucht werden.

6 Konklusion

Die vorgefundenen Resultate zeigen, dass sich die PTS sowohl beim Wechseln von Gehen zu Laufen, als auch beim Wechsel von Laufen zu Gehen mit sich erhöhender Steigung vermindert. Es gibt eine Hysterese zwischen der PTS_{WR} und der PTS_{RW} , wobei die PTS_{WR} bei jeder Steigung an einer höheren Geschwindigkeit stattfindet als die PTS_{RW} . Die Hysterese verändert sich mit zunehmender Steigung kaum. Diese Befunde lassen sich anhand theoretischer Modellen erklären. Die PTS verkleinert sich mit sich erhöhender Steigung aufgrund der sich zugleich verkleinernden Schrittfrequenz und Schrittlänge. Diese zwei Veränderungen in den Schrittvariablen können mit dem Modell des umgekehrten Pendels während dem Gehen und mit dem Modell der Massenfeder während dem Laufen erklärt werden.

Die vorgefundene Hysterese zwischen der PTS_{WR} und der PTS_{RW} lässt sich vor allem durch die nicht klar definierte Übergangsregion erklären, welche zusätzlich noch von weiteren Störfaktoren verändert werden kann. Ein weiterer Grund für die vorgefundene Hysterese ist eine verzögerte Antwort auf den tatsächlichen Auslöser für den Gangartwechsel.

Um bestimmen zu können, ob Herzfrequenz oder das subjektive Belastungsempfinden als Auslöser für den Gangartwechsel verantwortlich sein könnten, wurde auf vier Kriterien von Hreljac (1995a) zurückgegriffen. Sowohl die Werte der Herzfrequenz, wie auch die Werte des subjektiven Belastungsempfindens an der jeweiligen PTS steigen mit sich erhöhender Steigung.

Die Herzfrequenz scheint nicht für den Gangartwechsel verantwortlich zu sein, da sie in ihrer Grösse nach einem Gangartwechsel keine sonderliche Veränderung erfährt. Die Hysterese zwischen der Herzfrequenz an der PTS_{WR} und an der PTS_{RW} vergrössert sich mit zunehmender Steigung. Diese Vergrösserung lässt sich vor allem durch die verspätete Antwort der Herzfrequenz auf die tatsächlich verrichtete Arbeit begründen.

Das subjektive Belastungsempfinden könnte hingegen als Auslöser für den Gangartwechsel verantwortlich sein, obwohl es nicht allen vier Kriterien von Hreljac (1995a) entspricht. Gleicht man die Werte des subjektiven Belastungsempfindens der PTS_{fiktiv} an, so kann sogar vermutet werden, dass dieses sowohl für den Gangartwechsel von Gehen zu Laufen, wie auch für den Gangartwechseln von Laufen zu Gehen verantwortlich ist. Es bleibt jedoch fraglich, ob das subjektive Belastungsempfinden der eigentliche Auslöser ist, oder ob es bloss eine unmittelbare Folge dieses eigentlichen Auslösers ist.

7 Literaturverzeichnis

- Alexander, R. M. (1989). Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiological Reviews*, 69(4), 1199–1224.
- Bessot, N., Lericollais, R., Gauthier, A., Sesboüé, B., Bulla, J., & Moussay, S. (2014). Diurnal variation in gait characteristics and transition speed. *Chronobiology International*, 1–7. <http://doi.org/10.3109/07420528.2014.959128>
- Biewener, A. A. (1986). Bone strain: a determinant of gait and speed? *Journal of Experimental Biology*, 123, 383–400.
- Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, 22(11/12), 1217–1227.
- Brisswalter, J., & Mottet, D. (1996). Energy cost and stride duration variability at preferred transition gait speed between walking and running. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 21(6), 471–480. <http://doi.org/10.1139/h96-041>
- Cappellini, G. (2006). Motor patterns in human walking and running. *Journal of Neurophysiology*, 95(6), 3426–3437. <http://doi.org/10.1152/jn.00081.2006>
- Cavagna, G. A., & Margaria, A. (1966). Mechanics of walking. *Journal of Applied Physiology*, 21(1), 271–278.
- Cavagna, G. A., & Zamboni, A. (1976). The sources of external work in level walking and running. *Journal of Physiology*, 262, 639–657.
- Daniels, G. L., & Newell, K. M. (2003). Attentional focus influences the walk–run transition in human locomotion. *Biological Psychology*, 63(2), 163–178. [http://doi.org/10.1016/S0301-0511\(03\)00024-3](http://doi.org/10.1016/S0301-0511(03)00024-3)
- De Smet, K., Segers, V., Lenoir, M., & De Clercq, D. (2009). Spatiotemporal characteristics of spontaneous overground walk-to-run transition. *Gait & Posture*, 29(1), 54–58. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.06.005>
- Diedrich, F. J., & Warren, W. H. (1995). Why change gaits? Dynamics of the walk-run transition. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 21(1), 183–202. <http://doi.org/10.1037/0096-1523.21.1.183>

- Diedrich, F. J., & Warren, W. H. (1998). The dynamics of gait transitions: effects of grade and load. *Journal of Motor Behavior*, 30(1), 60–78.
<http://doi.org/10.1080/00222899809601323>
- Farley, C., & Taylor, C. (1991). A mechanical trigger for the trot-gallop transition in horses. *Science*, 253(5017), 306–308. <http://doi.org/10.1126/science.1857965>
- Frayn, K. N. (1983). Calculation of substrate oxidation rates in vivo from gaseous exchange. *Journal of Applied Physiology*, 55, 628–634.
- Ganley, K. J., Stock, A., Herman, R. M., Santello, M., & Willis, W. T. (2011). Fuel oxidation at the walk-to-run-transition in humans. *Metabolism*, 60(5), 609–616.
<http://doi.org/10.1016/j.metabol.2010.06.007>
- Gatesy, S. M., & Biewener, A. A. (1991). Bipedal locomotion: effects of speed, size and limb posture in birds and humans. *Journal of Zoology*, 224(1), 127–147.
<http://doi.org/10.1111/j.1469-7998.1991.tb04794.x>
- Greiwe, J., & Kohrt, W. (2000). Energy expenditure during walking and jogging. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 40(4), 297–302.
- Hamner, S. R., Seth, A., & Delp, S. L. (2010). Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*, 43(14), 2709–2716.
<http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.025>
- Hanna, A. (1995). Triggers for the transition between human walking and running. In *Energetics of Human Activity*. Melbourne.
- Heglund, N. C., & Taylor, C. R. (1988). Speed, stride frequency and energy cost per stride: how do they change with body size and gait? *Journal of Experimental Biology*, 138, 301–318.
- Hreljac, A. (1993a). Determinants of the gait transition speed during human locomotion: kinetic factors. *Gait & Posture*, 1(4), 217–223. [http://doi.org/10.1016/0966-6362\(93\)90049-7](http://doi.org/10.1016/0966-6362(93)90049-7)
- Hreljac, A. (1993b). Preferred and energetically optimal gait transition speeds in human locomotion. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, 10, 1158–1162.
- Hreljac, A. (1995a). Determinants of the gait transition speed during human locomotion: kinematic factors. *Journal of Biomechanics*, 28(6), 669–677.

- Hreljac, A. (1995b). Effects of physical characteristics on the gait transition speed during human locomotion. *Human Movement Science*, 14, 205–216.
- Hreljac, A., & Ferber, R. (2000). The relationship between gait transition speed and dorsiflexor force production. *Archives of Physiology and Biochemistry*, 108(1-2), 90.
- Hreljac, A., Imamura, R., Escamilla, R. F., & Edwards, W. B. (2007). Effects of changing protocol, grade, and direction on the preferred gait transition speed during human locomotion. *Gait & Posture*, 25(3), 419–424. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.005>
- Hreljac, A., Imamura, R., Escamilla, R. F., Edwards, W. B., & MacLeod, T. (2008). The relationship between joint kinetic factors and the walk-run gait transition speed during human locomotion. *Journal of Applied Biomechanics*, 24, 149–157.
- Ilic, D., Ilic, V., Mrdakovic, V., & Filipovic, N. (2012). Walking at speeds close to the preferred transition speed as an approach to obesity treatment. *Srpski Arhiv Za Celokupno Lekarstvo*, 140(1-2), 58–64. <http://doi.org/10.2298/SARH1202058I>
- Kelso, J. A., Scholz, J. P., & Schöner, G. (1986). Nonequilibrium phase transitions in coordinated biological motion: critical fluctuations. *Physics Letters A*, 118(6), 279–284. [http://doi.org/10.1016/0375-9601\(86\)90359-2](http://doi.org/10.1016/0375-9601(86)90359-2)
- Kram, R., Domingo, A., & Ferris, D. P. (1997). Effect of reduced gravity on the preferred walk-run transition speed. *Journal of Experimental Biology*, 200, 821–826.
- Kuo, A. D. (2007). The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Human Movement Science*, 26(4), 617–656. <http://doi.org/10.1016/j.humov.2007.04.003>
- Lee, S. J., & Hidler, J. (2008). Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of Applied Physiology*, 104(3), 747–755. <http://doi.org/10.1152/japplphysiol.01380.2006>
- Li, L. (2000). Stability landscapes of walking and running near gait transition speed. *Journal of Applied Biomechanics*, 16(4), 428.
- Margaria, R., Cerretelli, P., Aghemo, P., & Sassi, G. (1963). Energy cost of running. *Journal of Applied Physiology*, 18, 367–370.
- McCloskey, D., Gandevia, S., Potter, E., & Colebatch, J. (1983). Muscle sense and effort: motor commands and judgments about muscular contractions. *Advances in Neurology*, 39, 151–167.

- McNeill Alexander, R. (2002). Energetics and optimization of human walking and running: The 2000 Raymond Pearl memorial lecture. *American Journal of Human Biology*, 14(5), 641–648. <http://doi.org/10.1002/ajhb.10067>
- Mercier, J., Le Gallais, D., Durand, M., Goudal, C., Micallef, J. P., & Préfaut, C. (1994). Energy expenditure and cardiorespiratory responses at the transition between walking and running. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 96(6), 525–529.
- Minetti, A. E., Ardigo, L. P., & Saibene, F. (1994). The transition between walking and running in humans: metabolic and mechanical aspects at different gradients. *Acta Physiologica Scandinavica*, 150(3), 315–323. <http://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1994.tb09692.x>
- Minetti, A. E., Moia, C., Roi, G. S., Susta, D., & Ferretti, G. (2002). Energy cost of walking and running at extreme uphill and downhill slopes. *Journal of Applied Physiology*, 93(3), 1039–1046. <http://doi.org/10.1152/jappphysiol.01177.2001>
- Mochon, S., & McMahon, T. A. (1980). Ballistic walking. *Journal of Biomechanics*, 13(1), 49–57. [http://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90007-X](http://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90007-X)
- Mohler, B. J., Thompson, W. B., Creem-Regehr, S. H., Pick, H. L., & Warren, W. H. (2007). Visual flow influences gait transition speed and preferred walking speed. *Experimental Brain Research*, 181(2), 221–228. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-0917-0>
- Neptune, R. R., & Sasaki, K. (2005). Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the preferred walk-to-run transition speed. *Journal of Experimental Biology*, 208(5), 799–808. <http://doi.org/10.1242/jeb.01435>
- Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136(2), 217–227. <http://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1989.tb08655.x>
- Noble, B. J., Metz, K. F., Pandolf, K. B., Bell, C. W., Cafarelli, E., & Sime, W. E. (1973). Perceived exertion during walking and running. II. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 5(2), 116–120.
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7, 77–95.

- Prilutsky, B. I., & Gregor, R. J. (2001). Swing- and support-related muscle actions differentially trigger human walk-run and run-walk transitions. *Journal of Experimental Biology*, 204, 2277–2287.
- Ranisavljev, I., Ilic, V., Soldatovic, I., & Stefanovic, D. (2014). The relationship between allometry and preferred transition speed in human locomotion. *Human Movement Science*, 34, 196–204. <http://doi.org/10.1016/j.humov.2014.03.002>
- Raynor, A. J., Yi, C. J., Abernethy, B., & Jong, Q. J. (2002). Are transitions in human gait determined by mechanical, kinetic or energetic factors? *Human Movement Science*, 21(5-6), 785–805. [http://doi.org/10.1016/S0167-9457\(02\)00180-X](http://doi.org/10.1016/S0167-9457(02)00180-X)
- Rotstein, A., Inbar, O., Berginsky, T., & Meckel, Y. (2005). Preferred transition speed between walking and running: effects of training status. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(11), 1864–1870. <http://doi.org/10.1249/01.mss.0000177217.12977.2f>
- Sanderson, J., Yeung, L., Yeung, D., Kay, R., Tomlinson, B., Critchley, J., ... Bernardi, L. (1996). Impact of Changes in Respiratory Frequency and Posture on Power Spectral Analysis of Heart Rate and Systolic Blood Pressure Variability in Normal Subjects and Patients with Heart Failure. *Clinical Science*, 91(1), 35–43. <http://doi.org/10.1042/cs0910035>
- Saunders, J. B., Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 35(3), 543–558.
- Schmidt, R., & Lee, T. (1988). *Motor Control and Learning* (5th ed.). Stanningley, Leeds, UK: Human Kinetics.
- Sentija, D., & Markovic, G. (2009). The relationship between gait transition speed and the aerobic thresholds for walking and running. *International Journal of Sports Medicine*, 30(11), 795–801. <http://doi.org/10.1055/s-0029-1237711>
- Sentija, Davor, Rakovac, M., & Babić, V. (2012). Anthropometric characteristics and gait transition speed in human locomotion. *Human Movement Science*, 31(3), 672–682. <http://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.006>
- Shapiro, D. C., Zernicke, R. F., Gregor, R. J., & Diestel, J. D. (1981). Evidence for the generalized motor programs using gait pattern analysis. *Journal of Motor Behavior*, 13(1), 33–47. <http://doi.org/10.1080/00222895.1981.10735235>

- Teh, K., & Aziz, A. (2002). Heart rate, oxygen uptake, and energy cost of ascending and descending the stairs. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(4), 695–699.
- Thorstensson, A., & Roberthson, H. (1987). Adaptations to changing speed in human locomotion: speed of transition between walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 131, 211–214.
- Tseh, W., Bennett, J., Caputo, J., & Morgan, D. (2002). Comparison between preferred and energetically optimal transition speeds in adolescents. *European Journal of Applied Physiology*, 88(1-2), 117–121. <http://doi.org/10.1007/s00421-002-0698-x>
- Tuller, B., Case, P., Ding, M., & Kelso, J. A. S. (1994). The nonlinear dynamics of speech categorization. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 20(1), 3–16. <http://doi.org/10.1037/0096-1523.20.1.3>
- Turvey, M. T., Holt, K. G., Lafiandra, M. E., & Fonseca, S. T. (1999). Can the transitions to and from running and the metabolic cost of running be determined from the kinetic energy of running? *Journal of Motor Behavior*, 31(3), 265–278. <http://doi.org/10.1080/00222899909600993>
- Usherwood, J. R., & Bertram, J. E. A. (2003). Gait transition cost in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 90(5-6), 647–650. <http://doi.org/10.1007/s00421-003-0980-6>
- Winter, D. A. (1983). Biomechanical motor patterns in normal walking. *Journal of Motor Behavior*, 15(4), 302–330. <http://doi.org/10.1080/00222895.1983.10735302>
- Ziv, G., & Rotstein, A. (2009). Physiological characteristics of the preferred transition speed in racewalkers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(4), 797–804. <http://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818ff715>

Persönliche Erklärung

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

Ort, Datum

Unterschrift

Urheberrechtserklärung

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

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

Finanzielle Ansprüche des Unterzeichnenden entstehen aus dieser Regelung keine.

Ort, Datum

Unterschrift

8 Dank

Im Zusammenhang mit dem Erstellen meiner Masterarbeit möchte ich mich bei allen Beteiligten recht herzlich bedanken. Mein Dank gilt hierbei besonders den zahlreichen Probanden und meinen Betreuern. Während die Probanden die zum Teil langwierigen und für sie nicht allzu interessanten Tests auf dem Laufband absolvierten, halfen mir meine beiden Referenten nicht nur mit ihrer Fachkenntnis, sondern auch in organisatorischen Belangen und liessen mir grossen Freiraum im Umgang mit meiner Arbeit. Ein grosser Dank gilt auch dem Team des CTS Biel/Bienne, dank welchem mir die Infrastruktur ständig zur Verfügung stand.

9 Anhang A: Einverständniserklärung

Probandeninformation und Einverständniserklärung

Geschätzter Proband

Vielen Dank für die Teilnahme an dieser Studie im Rahmen meiner Masterarbeit. Unten angefügt sind noch einmal die wichtigsten Informationen für die Klärung allfälliger Fragen.

Ablauf

Insgesamt gibt es vier Durchläufe auf dem Laufband bei verschiedenen Steigungen. Während eines Durchlaufs wird die Laufbandgeschwindigkeit kontinuierlich alle 30 Sekunden erhöht (von ca. 4kmh bis ca. 9kmh) und anschliessend wieder vermindert. Dabei wird deine Herzfrequenz mittels Pulsgurt gemessen. Zusätzlich wird dein subjektive Belastungsempfinden abgefragt. Deine Aufgabe ist es, mir jeweils zu einem bestimmten Zeitpunkt (alle 30 Sekunden) den Wert auf der Borg-Skala zu nennen, welchen du zu diesem Zeitpunkt empfindest und dich während des ganzen Durchlaufs in jener Gangart fortzubewegen, in welcher es dir am wohlsten ist. Zwischen den Durchläufen gibt es jeweils eine Pause von 5 Minuten.

Vorbereitung

Du solltest zum Testzeitpunkt ausgeruht, gesund und nicht nüchtern (letzte Mahlzeit vor weniger als 3h) sein.

Solltest du noch Fragen zur Studie haben, so erreichst du mich unter folgenden Angaben:

Manuel Kläusli
Mittelstrasse 40
2502 Biel
Natel: 078 813 34 43
email: manuel.klaeusli@gmail.com

Falls keine Fragen mehr bestehen bitte ich dich die Einverständniserklärung auf der Rückseite durchzulesen und anschliessend zu unterschreiben.

Einverständniserklärung

- Ich wurde vom Studienleiter mündlich und schriftlich über Ziele, Ablauf der Studie, über mögliche Vor- und Nachteile sowie über eventuelle Risiken informiert
- Ich habe die Probandeninformation gelesen und verstanden. Meine Fragen im Zusammenhang mit der Teilnahme an dieser Studie sind mir zufriedenstellend beantwortet worden.
- Ich hatte genügend Zeit, um meine Entscheidungen zu treffen
- Ich weiss, dass meine persönlichen Daten nur in anonymisierter Form zu Forschungszwecken weitergegeben werden können.
- Ich nehme an dieser Studie freiwillig teil. Ich kann jederzeit und ohne Angabe von Gründen meine Zustimmung zur Teilnahme widerrufen.
- Ich bin mir bewusst, dass während der Studie, die in der Probandeninformation genannten Anforderungen und Einschränkungen einzuhalten sind. Im Interesse meiner Gesundheit und der Studie kann mich der Studienleiter jederzeit ausschliessen.

Ort, Datum

Name, Vorname

Unterschrift

Bestätigung des Studienleiters

Hiermit bestätige ich, dass ich diesem Probanden Wesen, Bedeutung und Tragweite der Studie erläutert habe. Sollte ich zu irgendeinem Zeitpunkt während der Durchführung der Studie von Aspekten erfahren, welche die Bereitschaft des Probanden zur Teilnahme an der Studie beeinflussen könnten, werde ich ihn umgehend darüber informieren.

Ort, Datum

Name, Vorname

Unterschrift

10 Anhang B: Protokoll für die Steigung von 0%

Steigung 0%	Geschwindigkeit	PTS	HF	Borg
Proband Nr.	4			
	4.3			
	4.6			
	4.9			
	5.2			
	5.5			
	5.8			
	6.1			
	6.4			
	6.7			
	7			
	7.3			
	7.6			
	7.9			
	8.2			
	8.5			
	8.8			
	8.5			
	8.2			
	7.9			
	7.6			
	7.3			
	7			
	6.7			
	6.4			
	6.1			
	5.8			
	5.5			
	5.2			
	4.9			
	4.6			