

Institut für Präventivmedizin der Universität Rostock

Direktorin (k): Prof. Dr. med. habil. Regina Stoll

**Validierung eines mobilen Sensorsystems zur Abschätzung des  
Energieumsatzes bei Erwachsenen.**

**Universität  
Rostock**



Traditio et Innovatio

Inauguraldissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Medizin

der Medizinischen Fakultät

der Universität Rostock

vorgelegt von

Jan Stielow aus Rostock

Rostock, Januar 2015

Dekan: Prof. Dr. med. E.C. Reisinger

1. Gutachter: Prof. Dr. med. habil. Regina Stoll

Universität Rostock, Medizinische Fakultät

Institut für Präventivmedizin - Arbeitsmedizin, Sportmedizin, Sozialmedizin

2. Gutachter: Prof. Dr. Thomas Noack

Universität Rostock, Medizinische Fakultät

Oscar Langendorff Institut für Physiologie

3. Gutachter: Prof. Dr. Andreas Deußen

TU Dresden, Medizinische Fakultät

Institut für Physiologie

Datum der Einreichung: 08.05.2014

Datum der Verteidigung: 27.01.2015

## **Danksagung**

Ich möchte allen direkt oder indirekt an der vorliegenden Arbeit beteiligten Personen meinen großen Dank aussprechen.

Den Mitarbeitern des Instituts für Präventivmedizin der Universität Rostock, sowie dem Team des Center for Life Science Automation in Warnemünde danke ich für die mir zur Verfügung gestellten Ressourcen. Frau Professor Stoll gilt mein Dank für die Bereitstellung des Themas und die Möglichkeit, einen Einblick in den wissenschaftlichen Bereich der Sportmedizin als Teilgebiet der Präventivmedizin zu erhalten.

Meinem Betreuer Matthias Weippert möchte ich für die Geduld, Motivation und zahlreichen Hinweise im Laufe der Untersuchung und im Besonderen während des Schreibprozesses danken.

Weiterhin möchte ich meiner Familie und meiner Freundin danken, die mich vielfältig während des Studiums und der Promotion unterstützten und motivierten. Darüber hinaus gilt mein Dank allen Probanden der durchgeführten Untersuchung, die sich für mich auf dem Laufband und den verschiedenen Übungen verausgabten.

Danke besonders an Tobias, Anne, Georg, Barbara, Timo, Antje und allen anderen für die Hilfe in verschiedenen Phasen bis zur endgültig fertiggestellten Arbeit.

Danke

## Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung und Zielsetzung</b>	<b>1</b>
<b>2. Theoretische Grundlagen</b>	<b>4</b>
2.1 Körperliche Aktivität und Krankheit	4
2.2 Grundlagen der Arbeits- und Leistungsphysiologie	8
2.2.1 Energiebereitstellung im menschlichen Organismus	8
2.2.2 Grundumsatz	11
2.2.3 Leistungsumsatz und MET-Äquivalent	13
2.3 Messverfahren des Energieumsatzes	15
2.3.1 Kategorie 1: Referenzmethoden	17
2.3.2 Kategorie 2: Objektive Messverfahren	20
2.3.3 Kategorie 3: Subjektive Messverfahren	26
2.4 Fragestellungen der Arbeit	27
<b>3. Methodik</b>	<b>29</b>
3.1 Untersuchungsdesign	29
3.1.1 Probanden	29
3.1.2 Praktische Durchführung	30
3.2 Messsysteme	34
3.2.1 Equivital	34
3.2.2 Oxycon	35
3.2.3 Personal Pocket Computer	37
3.3 Datenanalyse und mathematische Berechnungsverfahren zu Modellerstellung	37
3.3.1 Sekundäre Beschleunigungsdaten	38
3.3.2 Modellentwicklung und statistische Datenanalyse	42
3.3.3 Modell- und Validierungsgruppe – Kreuzvalidierung und Bland-Altman Analyse	44
<b>4. Ergebnisse</b>	<b>46</b>

4.1 Akzelerometrierochdaten und kardiorespiratorische Parameter im Vergleich zum gemessenen Energieumsatz -----	46
4.2 Sekundäre Beschleunigungsdaten und MET-Äquivalente-----	52
4.2.1 Methode A (ODBA) -----	53
4.2.2 Methode B (TAV)-----	53
4.2.3 Methode C (VeDBA) -----	54
4.2.4 Variationskoeffizient CV-----	57
4.3 Modellentwicklung -----	58
4.3.1 Modell I – Daten aller Belastungskategorien-----	59
4.3.2 Modell II – Daten der Belastungskategorien mit niedriger körperlicher Aktivität -----	60
4.3.3 Modell III – Daten der Belastungskategorien mit mittlerer bis hoher körperlicher Aktivität-----	60
4.4 Bland-Altman Analyse der erstellten Modelle-----	61
4.5 Kombinationsmodell zur Schätzung des Energieumsatzes -----	64
<b>5. Diskussion -----</b>	<b>67</b>
5.1 Ergebnisdiskussion -----	68
5.1.1 Beschleunigungsdaten, Berechnungsmethoden und Modellentwicklung -----	69
5.1.2 Physiologische, anthropometrische und soziodemographische Variablen -----	71
5.2 Variationskoeffizient -----	73
5.3 Kombinationsmodell -----	74
5.4 Methodenkritik -----	75
<b>6. Zusammenfassung und Ausblick -----</b>	<b>78</b>
<b>7. Literaturverzeichnis-----</b>	<b>80</b>
<b>8. Anhang -----</b>	<b>88</b>
8.1 Ergänzende Materialien -----	88
8.2 Thesen -----	90
8.3 Veröffentlichungen -----	92
8.4 Selbstständigkeitserklärung / Eidesstattliche Erklärung nach § 4 Abs. 2.5 der Promotionsordnung der Universität Rostock -----	93



## Tabellenverzeichnis

<b>Tabelle 1:</b> Positive Wirkung körperlicher Aktivität auf die Gesundheit-----	5
<b>Tabelle 2:</b> Vorkommen und Ausmaß von GU-Änderungen -----	12
<b>Tabelle 3:</b> MET Faktoren mit Kodierungssystem am Beispiel verschiedener Tätigkeiten	15
<b>Tabelle 4:</b> Statistische Übersicht Probanden-----	29
<b>Tabelle 5:</b> Datenübersicht Belastungskategorien-----	38
<b>Tabelle 6:</b> Korrelationskoeffizient und Größe des statistischen Zusammenhangs -----	43
<b>Tabelle 7:</b> Irrtumswahrscheinlichkeit mit Signifikanzniveau -----	43
<b>Tabelle 8:</b> Statistische Übersicht Modell- und Vergleichsgruppe -----	45
<b>Tabelle 9:</b> Korrelationsanalyse relative Sauerstoffaufnahme gegen Beschleunigung, Herzschlagfrequenz und Atemfrequenz-----	48
<b>Tabelle 10:</b> Statistik MET-Äquivalente bei vergleichbaren Tätigkeiten des Kompendium für körperliche Aktivitäten -----	49
<b>Tabelle 11:</b> Statistik der unveränderten Beschleunigungswerte (Rohdaten) in mg -----	50
<b>Tabelle 12:</b> Statistik Herzschlagfrequenzwerte (Herzschläge/ Minute)-----	51
<b>Tabelle 13:</b> Statistik Atemfrequenzwerte (Atemzüge/ Minute)-----	51
<b>Tabelle 14:</b> Korrelationskoeffizienten nach Spearman-Rho für Methoden A, B und C gegenüber MET-Äquivalenten -----	55
<b>Tabelle 15:</b> Mittelwert und Standardabweichung der MET-Werte, Methoden A, B und C in den einzelnen Belastungskategorien-----	56
<b>Tabelle 16:</b> Korrelationsanalyse Modell I gegen MET-Äquivalente bei den Belastungskategorien der Validierungsgruppe -----	59
<b>Tabelle 17:</b> Korrelationsanalyse Modell II gegen MET-Äquivalente bei den Belastungskategorien der Validierungsgruppe -----	60
<b>Tabelle 18:</b> Korrelationsanalyse Modell III gegen MET-Äquivalente bei den Belastungskategorien der Validierungsgruppe -----	61

<b>Tabelle 19:</b> Standardfehler und Limits of Agreement der Modelle I, II und III in den verschiedenen Belastungskategorien der Validierungsgruppe-----	62
<b>Tabelle 20:</b> Korrelationsanalyse zusammengesetztes Modell (I+II) gegen MET Äquivalente bei den Belastungskategorien Eins bis Neun in der Validierungsgruppe-----	65
<b>Tabelle 21:</b> Standardfehler und Limits of Agreement des zusammengesetzten/ definitiven Modells in den verschiedenen Belastungskategorien der Validierungsgruppe-----	65

## Abbildungsverzeichnis

<b>Abbildung 1:</b> Übersicht Energiebereitstellung -----	11
<b>Abbildung 2:</b> Anwendbarkeit und Validität von Verfahren der Aktivitätsmessung -----	16
<b>Abbildung 3:</b> Equivital mit Brustgurt -----	31
<b>Abbildung 4:</b> Gesichtsmaske mit Sensor-----	31
<b>Abbildung 5:</b> Versuchsaufbau mit Laufband, indirekter Kalorimetrie und graphischer Benutzeroberfläche-----	31
<b>Abbildung 6:</b> Übersicht Versuchsablauf -----	33
<b>Abbildung 7:</b> Graphische Darstellung zum Vergleich der gemessenen MET-Werte mit den kardio- respiratorischen Parametern des mobilen Sensorsystems in den Belastungskategorien 1 bis 9-----	47
<b>Abbildung 8:</b> Vergleich gemessene Atemfrequenzwerte des mobilen Sensorsystems gegenüber dem stationären Gerät -----	52
<b>Abbildung 9:</b> Vergleich Methode A (ODBA) gegen MET-Äquivalent -----	53
<b>Abbildung 10:</b> Vergleich Methode B (TAV) gegen MET-Äquivalent -----	54
<b>Abbildung 11:</b> Vergleich Methode C (VeDBA) gegen MET-Äquivalent -----	55
<b>Abbildung 12:</b> Übersicht Mittelwerte der sekundären Beschleunigungsdaten und MET's in allen Belastungskategorien-----	56
<b>Abbildung 13:</b> Variationskoeffizient in den Belastungskategorien -----	58
<b>Abbildung 14:</b> Bland-Altman-Plot Modell II in Belastungskategorien 1 bis 5-----	62
<b>Abbildung 15:</b> Bland-Altman-Plot Modell I in Belastungskategorien 6 bis 9-----	63
<b>Abbildung 16:</b> Flussdiagramm Modellanwendung -----	64
<b>Abbildung 18:</b> Bland-Altman-Plot Kombinationsmodell in den Belastungskategorien Eins bis Neun-----	66
<b>Abbildung 17:</b> Vergleich berechnetes Modell zu gemessenen Referenzwerten des Energieumsatzes -----	66

## Abkürzungsverzeichnis

ATP	Adenosintriphosphat
ADP	Adenosindiphosphat
Acc	engl. accelerometry, Akzelerometrie [hier auch i. S. von Beschleunigung]
AV	Vektorvariabilität
BEE	engl. basic energy expenditure, basaler Energieumsatz, Grundumsatz
BR	engl. breathing rate, Atemfrequenz
CrP	Kreatinphosphat
CV	engl. coefficient of variation, Variationskoeffizient
DLW	engl. doubly labeled water, entspricht der Isotopendilutionsmethode
EE	engl. energy expenditure, Energieumsatz
GU	Grundumsatz
HR	engl. heart rate, Herzschlagfrequenz
HRR	engl. heart rate reserve, Herzschlagfrequenzreserve
KG	Körpergewicht
KHK	Koronare Herzkrankheit
Lat	lat. lateral
Long	lat. longitudinal
LU	Leistungsumsatz
MET	engl. metabolic equivalent, metabolisches Äquivalent
ODBA	engl. overall dynamic body acceleration method, siehe 4.2.1
PA	engl. physical activity, körperliche Aktivität
PAL	engl. physical activity level
RKI	Robert-Koch-Institut
RQ	Respiratorischer Quotient
RU	Ruheumsatz
TAV	engl. total vector variability Methode, siehe 4.2.2
UN	Ausscheidungsanteil des Urinharnstoffes
VC	engl. coefficient of variation, Variationskoeffizient
VCO <sub>2</sub>	Kohlendioxidabgabe
Vert	lat. vertikal
VeDBA	engl. vector-based dynamic body acceleration Methode, siehe 4.2.3
VO <sub>2</sub>	Sauerstoffaufnahme



### 1. Einleitung und Zielsetzung

Die Mehrheit der Deutschen bewegt sich zu wenig (Mensink 2003; Rütten, Abu-Omar et al. 2005). So dokumentiert es der 2003 erschienene Bericht des *Robert-Koch-Instituts: Bundesgesundheitsurvey - Körperliche Aktivität*. Nur 13 % der erwachsenen Bevölkerung erreichen innerhalb einer Woche das empfohlene Pensum an körperlicher, gesundheitsfördernder Bewegung und das, obwohl das *RKI* Aktivitäten sowohl aus den Bereichen der Arbeitswelt und Tätigkeiten im Haushalt als auch die Aktivitäten in der Freizeitgestaltung in die Studie einbezieht (Mensink 2003).

Körperliche Inaktivität und der moderne, bewegungsarme Lebensstil zeigen sich zunehmend verantwortlich für die Entstehung chronischer Erkrankungen, allen voran für Probleme des Herz-Kreislauf-Systems (Montoye 2000; Paffenbarger, Blair et al. 2001). Daher rückte die körperliche Bewegung und deren möglichst genaue Quantifizierung seit Mitte des letzten Jahrhunderts immer mehr in das öffentliche und wissenschaftliche Interesse (Morris, Heady et al. 1953). Im Zuge dessen wurden verschiedene Methoden zur Erhebung von körperlicher Aktivität bzw. Inaktivität eines Menschen und dem damit assoziierten individuellen Energieumsatz entwickelt.

Präventive Aufklärungskampagnen und aktive Förderung sozialer Projekte zur Bewegung sind in der heutigen Zeit Optionen, um auf Populationsebene das Bewusstsein für gesundheitsförderliches Verhalten zu schärfen (Matson-Koffman, Brownstein et al. 2005). Individuelle Ansätze der Verhaltensmodifikation, z. B. die Realisierung individueller Trainingspläne zur Verbesserung der kardio-respiratorisch-muskulären Fitness, können nachweislich zu einer Verbesserung der Gesundheit<sup>1</sup> beitragen (Erikssen, Liestol et al. 1998). Für die Umsetzung individueller Vorgaben sowie die optimale Quantifizierung des körperlichen Trainings mit positivem, verbesserndem Effekt auf die Gesundheit bedarf es notwendigerweise der genauen Messung der körperlichen Bewegung (Strath, Swartz et al. 2000). Dazu ist eine exakte Aussage über Energieverbrauch und Bewegungsverhalten der Personen notwendig.

---

<sup>1</sup> Gesundheit ist nach WHO-Definition der Zustand völligen körperlichen, geistigen, seelischen und sozialen Wohlbefindens und nicht nur die Abwesenheit von Krankheit.

## 1. Einleitung und Zielsetzung

Es besteht Konsens darüber, die bestehenden Techniken zur Messung der körperlichen Aktivität respektive des Energieumsatzes zukünftig weiter zu verbessern (Montoye 2000). Dabei müssen Methoden bzw. Verfahren entwickelt werden, die ausreichend genau und praktikabel in der Anwendung sind sowie klar definieren können, welche Aspekte körperlicher Aktivität für die Gesundheit bedeutsam sind (Wareham, Rennie et al. 1998). In Trainingsstudien bzw. Interventionsstudien sollten diese Methoden zudem die Möglichkeit bieten, den Trainingsverlauf zu überwachen und den Trainingseffekt genau darzustellen. Die exakte Energieumsatzbestimmung auf Grundlage verschiedener Messverfahren steht dabei im Zentrum des wissenschaftlichen Interesses (Duncan, Lester et al. 2011; Loney, Standage et al. 2011; Wicks, Oldridge et al. 2011).

Eine potentiell geeignete und vergleichsweise kostengünstige Methode um den Energieumsatz bzw. die Bewegung einer Person zu erfassen, bieten Beschleunigungssensoren (Chen and Bassett 2005). Auch andere physiologische Parameter, wie etwa der Herzschlagfrequenz, lassen Aussagen bezüglich des Energieverbrauchs während einer körperlichen Aktivität zu (Strath, Bassett et al. 2002; Levine 2005). Die Auswertung dieser Parameter ermöglicht eine unterschiedlich genaue Vorhersage über die Höhe des Energieverbrauchs, im Besonderen bei dynamischen körperlichen Belastungen. Viele Forschungsgruppen konnte nachweisen, dass durch die Einbeziehung von zwei und mehr Messgrößen in multiparametrische Modelle, die Vorhersagegenauigkeit bezüglich des Energieumsatzes noch erhöht werden kann (Avons, Garthwaite et al. 1988; Rennie, Rowsell et al. 2000; Brage, Brage et al. 2004; Brage, Brage et al. 2005).

Bis heute ist jedoch nur eine begrenzte Anzahl von Geräten bekannt, die eine Aufnahme mehrerer Parameter (z. B. Beschleunigung und Herzschlagfrequenz) in einem System vereinen und darüber hinaus in wissenschaftlichen Studien ausreichend validiert sind (Crouter, Churilla et al. 2008; Duncan, Lester et al. 2011; Grams, Tegtbur et al. 2011; Loney, Standage et al. 2011).

Im Rahmen der vorliegenden Validierungsuntersuchung wurde geprüft, inwieweit das mobile Multi-Sensorsystem Equivalital der Firma Hidalgo<sup>2</sup> für die Schätzung des Energieumsatzes unter standardisierten Untersuchungsbedingungen geeignet ist. 23

---

<sup>2</sup> Hersteller des Equivalital ist die Firma Hidalgo Limited aus Swavesey, United Kingdom.

## 1. Einleitung und Zielsetzung

Probanden im Alter von 21 bis 54 Jahren (siehe Tabelle 4) führten dafür verschiedene Tätigkeiten nach einem festgelegten Protokoll (siehe Abbildung 6) durch.

In einem theoretischen Teil wird zunächst der Zusammenhang von körperlicher Inaktivität und der Entstehung von Krankheiten dargelegt. Darüber hinaus wird ein Einblick in die Thematik der Arbeits- und Leistungsphysiologie dargeboten und es werden die verschiedenen Möglichkeiten der Quantifizierung des Energieverbrauches aufgezeigt. Folgend werden die für den empirischen Untersuchungsteil relevanten Forschungsfragen und Hypothesen aufgeworfen.

Anschließend folgen die Beschreibungen der praktischen Durchführung der Untersuchung sowie eine Erläuterung der dabei eingehaltenen methodischen Rahmenbedingungen. Im Ergebnisteil werden verschiedene mathematische Analysemethoden zur Verarbeitung hochaufgelöster Beschleunigungsdaten entwickelt und angepasst, sowie mit Hilfe von Regressionsanalysen Modelle für die Energieumsatzschätzung generiert. In diesem Zusammenhang soll sowohl der modulierende Einfluss gemessener individueller physiologischer Parameter, als auch anthropometrischer und soziodemographischer Merkmale beleuchtet werden.

Grundlegendes Ziel der vorliegenden Arbeit war ob – und wenn ja, unter welchen Bedingungen – die erstellten multiparametrischen Modelle die Schätzgenauigkeit des Energieumsatzes erhöhen können. Hierfür sind im an die Methodik anschließenden Ergebnisteil die erhobenen Daten mit nachweisbar statistischem Zusammenhang zum Energieumsatz dargestellt und im Weiteren in die verschiedenen erstellten Modelle integriert.

Abschließend werden die ausgewerteten Daten sowie die daraus gewonnenen Schlussfolgerungen diskutiert und im Kontext zu aktuellen Veröffentlichungen im Bereich der Energieumsatzmessung in Bezug gesetzt. Ausblickend auf mögliche zukünftige Anwendungsbereiche des untersuchten Gerätes schließt die Arbeit.

### 2. Theoretische Grundlagen

#### 2.1 Körperliche Aktivität und Krankheit

Fast 90 % der erwachsenen deutschen Bevölkerung bewegen sich unzureichend. Die Daten des eingangs erwähnten Bundesgesundheits surveys lassen darüber hinaus noch weitere Fakten erkennen. 38,4 % der Frauen und 37,4 % der Männer treiben in ihrer Freizeit keinen Sport. Der verbleibende Anteil befragter Frauen und Männer ist im Schnitt ca. zwei Stunden in der Woche sportlich aktiv (Lampert, Mensink et al. 2005). Es ist bemerkenswert, dass Deutschland, trotz der geringen körperlichen Aktivität (engl. physical activity, PA) seiner Bürger, im internationalen Vergleich in dieser Statistik einen Platz im vorderen Drittel belegt (Rütten, Abu-Omar et al. 2005). Eine Vielzahl industrialisierter Länder steht somit vor denselben oder noch größeren Problemen und Herausforderungen. Zunehmender Bewegungsmangel in großen Teilen der Bevölkerung resultiert in einer steigenden Prävalenz chronischer Krankheiten (WHO 2010).

Das Wissen um diese Entwicklung ist nicht neu. Bereits vor über 2000 Jahren vermuteten die Gelehrten des antiken Griechenland einen möglichen Zusammenhang zwischen körperlicher Inaktivität und der Entstehung bestimmter körperlicher Leiden (Paffenbarger, Blair et al. 2001). Aber erst Mitte des 20. Jahrhunderts konnte anhand epidemiologischer Untersuchungen erstmals bewiesen werden, dass Bewegungsmangel mit dem gehäuftem Auftreten spezieller Krankheitsbilder verbunden ist (Morris, Heady et al. 1953; Paffenbarger, Blair et al. 2001).

Im Jahr 2000 fasste H. J. Montoye in einem einleitenden Artikel der amerikanischen Zeitschrift *Medicine & Science in Sport & Exercise* einige dieser Erkenntnisse folgendermaßen zusammen:

Es lassen sich zwei wesentliche Entwicklungen in der modernen Welt nachvollziehen [...] Erstens, führen die technologischen Fortschritte zu Veränderungen der Beschäftigungsbedingungen, Arbeitsplätze und Transportwege, so dass es nicht notwendig ist viel Energie für körperliche Aktivitäten aufzuwenden. Zweitens, verdrängen chronische Erkrankungen viele Krankheiten früherer Zeit (infektiös und kontagiös) in ihrem Stellenwert als Todesursachen. Es ist daher logisch zu vermuten, dass unser Lebensstil inklusive körperlicher Inaktivität mit den chronischen Erkrankungen assoziiert ist [...] (aus dem Englischen) (Montoye 2000).

## 2. Theoretische Grundlagen

Nach wissenschaftlichem Verständnis ist die körperliche Aktivität definiert als Bewegung des Körpers mittels Muskelkraft unter Energieverbrauch (Caspersen, Powell et al. 1985). Obwohl die körperliche Aktivität in Arbeit und Freizeit abnimmt und damit der tägliche Energieverbrauch sinkt, reduziert sich die Menge der aufgenommenen Energieträger<sup>3</sup> nicht. Im Gegenteil, die modernen Essgewohnheiten führen zur Aufnahme von Nahrung mit einem insgesamt höheren Energieanteil pro Tag im Vergleich zu früheren Zeiten (Leonard 2010). Man spricht hierbei von einer positiven Energiebilanz. Der Anteil der über die Nahrung aufgenommenen Energie übersteigt den Anteil der täglich verbrauchten Energie um ein Vielfaches (Fair and Montgomery 2009; Ekmekcioglu and Touitou 2011). Überernährung und Bewegungsmangel gelten in der heutigen Zeit als zwei wesentliche, beeinflussbare Faktoren mit negativer Auswirkung auf die Gesundheit des Menschen (Manson, Skerrett et al. 2004; Reiser and Schlenk 2009).

Die möglichen positiven Auswirkungen körperlicher Aktivität auf die Gesundheit sind in der nachfolgenden Tabelle 1 zusammengefasst. Darüber hinaus ist der positive Einfluss körperlicher Bewegung auf die Gesundheit bei verschiedenen anderen Krankheitsbildern untersucht und belegt (Mensink 2003).

**Tabelle 1:** Positive Wirkung körperlicher Aktivität auf die Gesundheit

Höhere Lebenserwartung
Verringerung des Risikos von kardiovaskulären Erkrankungen
Positive Beeinflussung des Blutdruckes (systolisch und diastolisch)
Abnahme des Risikos an Diabetes mellitus Typ 2 zu erkranken
Verringerung des Risikos an Darmkrebs zu erkranken
Allgemeines Wohlbefinden und Lebensqualität
Erhöhte Kompetenz zur Alltagsbewältigung im Alter
Reduktion des Risikos altersbedingter Stürze

Quelle: angelehnt an Sallis and Owen 1998; Rütten, Abu-Omar et al. 2005

---

<sup>3</sup> Energieträger sind die Nährstoffe Kohlenhydrate, Fette und zu einem geringeren Anteil auch Eiweiße.

## 2. Theoretische Grundlagen

Den positiven Effekten körperlicher Aktivität stehen oft gravierende Folgen von Bewegungsarmut und Überernährung in der (industriellen) Welt gegenüber. Diese resultieren in der zunehmenden Entwicklung chronischer Krankheiten (Pate, Pratt et al. 1995; Sallis and Owen 1998).

Hierzu zählen beispielsweise *Herz-Kreislauf-Erkrankungen*. Epidemiologische Studien zeigen, dass durch den modernen bewegungsarmen Lebensstil die Gefahr für das vorzeitige Auftreten eines atherothrombotischen, kardiovaskulären Ereignisses enorm steigt (De Backer, Ambrosioni et al. 2003). Das Risiko für den Eintritt des vorzeitigen Todes durch beispielsweise einen Myokardinfarkt verdoppelt sich. Nach Schätzungen könnten in Deutschland mehr als 6.000 Herz-Kreislauf bedingte Todesfälle durch regelmäßige, aktive Bewegung vermieden werden (Mensink 1997).

Die Entwicklung einer ausgeprägten koronaren Herzkrankheit (KHK) ist irreversibel. Es ist jedoch möglich die Progression, einer KHK durch leichte körperliche Aktivität und die Ausschaltung beeinflussbarer Risikofaktoren<sup>4</sup> zu verzögern (Paffenbarger, Hyde et al. 1993; Blair, Kohl et al. 1995; Gensini, Comeglio et al. 1998; Vanhees, Lefevre et al. 2005). Zu den chronischen Erkrankungen, die ebenso mit körperlicher Inaktivität assoziiert sein können, zählen *Stoffwechselkrankheiten* wie Diabetes mellitus und Adipositas. Das metabolische Syndrom, die Kombination von Adipositas, Bluthochdruck, Diabetes mellitus Typ 2 und Hypercholesterinämie, stellt ein zentrales Krankheitsbild dar. Bereits ein geringer Zuwachs an Leistungsfähigkeit durch ein leichtes aerobes<sup>5</sup> Training verringert die Gesamtmortalität dieser Krankheit (Erikssen, Liestol et al. 1998).

Ferner lassen sich viele *Beschwerden des aktiven und passiven Bewegungsapparates* auf körperliche Inaktivität zurückführen. Der Mangel an Bewegung hat einen erheblichen Anteil an der neuauftretenden ‚Volkskrankheit‘ Rückenschmerz. Diese ist in vielen Fällen ursächlich für krankheitsbedingte Fehlzeiten und Frühberentungen (Rütten, Abu-Omar et al. 2005).

---

<sup>4</sup> Klassische, beeinflussbare Risikofaktoren einer KHK sind u. a. Rauchen, Übergewicht und entgleister Diabetes mellitus Typ 2.

<sup>5</sup> Aerob ist in diesem Zusammenhang mit dem Training unterhalb der aerob/ anaeroben Schwelle gleichzusetzen, d. h. es wird keine Sauerstoffschuld eingegangen. Dieses Training ist von geringer bis mittlerer Intensität.

## 2. Theoretische Grundlagen

In der Prävention und Therapie von *psychischen Erkrankungen* (u. a. Depressionen) hat körperliche Aktivität ebenfalls einen positiven Stellenwert. Dies zeigen mehrere wissenschaftliche Studien zu dieser Thematik (Babyak, Blumenthal et al. 2000; Strawbridge, Deleger et al. 2002).

Körperliche Bewegung kann zudem der Entstehung von *malignen Erkrankungen* (u.a. Darm- und Brustkrebs) entgegenwirken (Fair and Montgomery 2009; Friedenreich, Neilson et al. 2010). Außerdem kann die Lebensqualität während einer laufenden Krebstherapie verbessert werden, wenn die Patienten körperlich aktiv sind. Dies stellt möglicherweise, zusätzlich zu den bewährten Therapien, einen neuen Ansatz der Behandlung dar (Courneya and Friedenreich 1999; Mandelblatt, Luta et al. 2011). Natürlich ist aber bestehenden Limitierungen der Leistungsfähigkeit des Krebspatienten unter einer Therapie Rechnung zu tragen.

Zwar sind randomisierte, doppelblinde Studien zum präventiven Einfluss von körperlicher Aktivität auf die Gesundheit naturgemäß nicht möglich, jedoch ist der positive Zusammenhang durch hier dargestellte und andere Studien (z. B. prospektive Kohortenstudien mit Evidenzgrad IIa) mittlerweile wissenschaftlich ausreichend belegt (Lollgen, Volker et al. 2006). Es kann somit geschlossen werden, dass zum Erhalt und zur Verbesserung der Gesundheit ein gewisses Maß an körperlicher Bewegung notwendig ist (Paffenbarger, Hyde et al. 1993; Pschyrembel and Witzel 2010).

1996 veröffentlichten mehrere amerikanische Institutionen eine Empfehlung zur vermehrten körperlichen Bewegung für die Bevölkerung der Industrienationen: 30 min körperliche Aktivität im mittleren Intensitätsbereich pro Tag seien für die Gesundheit sehr förderlich (Pate, Pratt et al. 1995). Im Jahr 2007 wurde diese Aussage erweitert und spezifiziert: 150 min leichte bis mittlere aerobe Belastung innerhalb einer Woche oder 75 min energische, schwere Belastung im selben Zeitraum gelten seither als Minimalrichtwert für die Gesundheitserhaltung (Rütten, Abu-Omar et al. 2005; Haskell, Lee et al. 2007).

Mittlere Intensität körperlicher Aktivität meint Tätigkeiten im Bereich von drei bis sechs METs<sup>6</sup> im Sinne einer drei- bis sechsfachen Erhöhung des Ruheenergieumsatzes (Hendelman, Miller et al. 2000). Als energische, schwere Belastung werden Tätigkeiten im Bereich über sechs METs bezeichnet. Eine Kombination verschiedener Sportarten

---

<sup>6</sup> MET= engl. metabolic equivalent; 1 MET ist gleichbedeutend mit der Sauerstoffaufnahme in Ruhe 3,5 ml/kg KG/min, siehe dazu auch Abschnitt 2.2.3.

inklusive eines muskelstärkenden Trainings gelten aus präventivmedizinischer Sicht als optimal für die Erhaltung der allgemeinen Gesundheit (O'Donovan, Blazeovich et al. 2010). Das deutsche Bundesministerium für Gesundheit hat 2010 den *Ratgeber zur gesundheitlichen Prävention* veröffentlicht. In diesem ist neben Früherkennungsuntersuchungen und Ernährungsempfehlungen auch Bewegung als wesentlicher Faktor zur Erhaltung der Gesundheit aufgeführt (Bundesministerium für Gesundheit 2010).

Neben der körperlichen Aktivität kann Gesundheit auch durch die richtige, ausgewogene Ernährung gefördert werden. Zudem ist die Ernährung als Energielieferant überhaupt, Grundlage für alle energieabhängigen Vorgänge des Organismus. Den Zusammenhang zwischen der Nahrungsaufnahme, Speicherung und Bereitstellung der Energie eines Individuums stellt der folgende Abschnitt dar.

### **2.2 Grundlagen der Arbeits- und Leistungsphysiologie**

#### **2.2.1 Energiebereitstellung im menschlichen Organismus**

Für Wachstum, Reproduktion und Aufrechterhaltung aller Körperfunktionen eines Lebewesens ist die regelmäßige Aufnahme von Nahrung unabdingbar. Die Verwertung der Makronährstoffe<sup>7</sup> hat dabei eine zentrale Bedeutung. Kohlenhydrate und Fette dienen dem Menschen als die wesentlichen Energieträger. Eiweiße können ebenfalls Energie liefern, besitzen aber wichtigere Aufgaben hinsichtlich Struktur und Funktion im Organismus. Vitamine, Mineralstoffe und Spurenelemente sind essentieller Bestandteil für Wachstum und katalytische Vorgänge der Zelle. Sie leisten jedoch keinen Beitrag zum Energiehaushalt (Löffler, Petrides et al. 2007). Alle physiologischen Vorgänge im menschlichen Körper laufen nur dann fehlerlos ab, wenn bei der Nahrungsaufnahme ein ausgewogenes Verhältnis aller Nährstoffe eingehalten wird.

Die Speicherung der Nährstoffe im menschlichen Organismus erfolgt in Form von Glykogen oder Fettsäuren in Leber, Muskel und Fettgewebe. Kommt es zu einer übermäßigen Speicherung in den genannten Geweben führt dies zu Übergewicht und Adipositas (Coppack, Persson et al. 1999; Ekmekcioglu and Touitou 2011).

---

<sup>7</sup> Makronährstoffe sind Kohlenhydrate, Fette und Eiweiße.

## 2. Theoretische Grundlagen

Der menschliche Organismus macht sich die Energie der gespeicherten Metaboliten für mechanische, chemische, osmotische und elektrische Arbeit zu nutzen (Löffler, Petrides et al. 2007). Träger der Energie im menschlichen Körper, als Grundlage jeglicher energetischer Prozesse, ist der Stoff Adenosintriphosphat (ATP). Allerdings bleiben nur ca. 40 % des physikalischen Brennwertes der Nährstoffe für die Stoffwechselprozesse der Zelle in Form der energiereichen Phosphatverbindung ATP erhalten (Leitzmann and Mang 2009). Der überwiegende Teil geht im Rahmen der Resorption der Nährstoffe, der Aufrechterhaltung der zellulären Integrität und bei der Umwandlung in die energiereiche Bindung (ATP) verloren. Der erwachsene Mensch bildet und verbraucht täglich ca. 40 kg ATP (Biesalski, Grimm et al. 2011).

Am Muskel lässt sich sehr gut, beispielhaft für den gesamten Organismus, veranschaulichen, welche Stoffe und Stoffwechselprozesse unter Belastung (z. B. körperlicher Bewegung) an der Energiebereitstellung beteiligt sind. In den ersten zwei bis drei Sekunden einer Belastungssituation wird der Energiebedarf durch das im Muskel gespeicherte, schnell verfügbare ATP sicher gestellt. Für diesen Vorgang ist kein Sauerstoff notwendig. Die Erneuerung des Reservoirs an ATP kann zum Teil aus Kreatinphosphat (CrP) erfolgen. Das CrP als gespeicherte energiereiche Bindungsform des Muskels überträgt seinen Phosphatrest in der so genannten Lohmann-Reaktion auf die in der Zelle vorhandenen Vorstufen, so dass erneut ATP entsteht (Löffler, Petrides et al. 2007). Insgesamt ist durch die beiden beschriebenen Prozesse die Energieversorgung für einen Zeitraum von max. 15 Sekunden in einer Belastungssituation sichergestellt (siehe Abbildung 1).

Verständlicherweise muss daher bei länger andauernden Muskelaktivitäten die Neusynthese des ATP und CrP auf anderen Wegen erfolgen. Es wird dabei auf die Energiereserven innerhalb des Muskels in Form von Kohlenhydraten (Muskelglykogen) zurückgegriffen. Nebenprodukt dieser als anaerobe Glykolyse bezeichneten Vorgänge ist Laktat. Je nach Trainingszustand, Schwere der Arbeit sowie Art und Anzahl der einbezogenen Muskelfasern entsteht dabei mehr oder weniger dieses sauren Nebenproduktes. Es hat sich gezeigt, dass der Parameter Laktat sehr zuverlässig ist, um den Trainingszustand einer Person zu beschreiben (Bentley, Newell et al. 2007; Weippert, Kreuzfeld et al. 2008). Der gesamte anaerobe Stoffwechsel stellt für ca. 40 bis 60 Sekunden den Energiebedarf des Muskels sicher.

Parallel startet die aerobe Resynthese der Energieträger und damit die Energiebereitstellung unter Sauerstoffverbrauch im Muskel. Dabei ist die Versorgung des

## 2. Theoretische Grundlagen

Muskels mit Sauerstoff zu Beginn durch die Sauerstoffspeicher des Myoglobins<sup>8</sup> und des Hämoglobins<sup>9</sup> sichergestellt (Pschyrembel and Witzel 2010). Besteht die Belastung länger fort, kann durch multiple Anpassungsvorgänge innerhalb des gesamten Organismus die Sauerstoffversorgung des Muskels deutlich erhöht werden. Herzschlagfrequenzanstieg, Atemzug- und Atemfrequenzanpassung sowie weitere Adaptationen des Organismus zur Verteilung der intravasalen Sauerstoffträger zu Gunsten der Muskeln spielen dabei eine Rolle. An diesem Punkt kann die Veränderungen der physiologischen Parameter von einem Messgerät aufgezeichnet werden. Herzschlagfrequenzanstieg und Atemfrequenzanpassung, sowie die als Ursache der Belastung durchgeführte Bewegung lassen sich mittels Sensoren objektivieren.

Neben Sauerstoff werden zusätzlich auch Glukose aus Glykogenspeichern der Leber und freie Fettsäuren zum Muskel transportiert. Im Vergleich entsteht bei der aeroben Glykolyse deutlich mehr Energie als bei den anaeroben Stoffwechselfvorgängen. Diese Art der Energiegewinnung ist folglich viel effektiver und stellt bei länger andauernden Belastungen sicher, dass ausreichend Energie zur Verfügung steht. Die Fette sind ein weiterer, wesentlicher Bestandteil des Energievorrates. Als ebenfalls ausschließlich aerober Stoffwechselfvorgang ( $\beta$ -Oxidation) ist er ähnlich effektiv wie die aerobe Glykolyse, erreicht aber erst nach ca. 40 bis 60 Minuten seinen maximalen Beitrag für die Energiebereitstellung.

In der folgenden Abbildung 1 ist der Ablauf der Vorgänge bei der Energiebereitstellung verdeutlicht. Die Auffüllung der Energiespeicher in Form von ATP und CrP in der Ruhephase nach einer Belastungssituation wird ebenfalls durch die aeroben Mechanismen getragen.

Den Unterschied zwischen einer anaeroben und einer aeroben Leistung soll folgendes Beispiel noch einmal verdeutlichen. Ein Sprinter über die Distanz von 100 m braucht hierfür knapp 10 Sekunden. Er setzt seine volle Kraft ein, währenddessen er jedoch sehr wenig atmet. Das bedeutet er nimmt nahezu keinen Sauerstoff auf und erbringt trotzdem eine Energieleistung. Dies wird als anaerobe Leistungsfähigkeit bezeichnet. Um eine

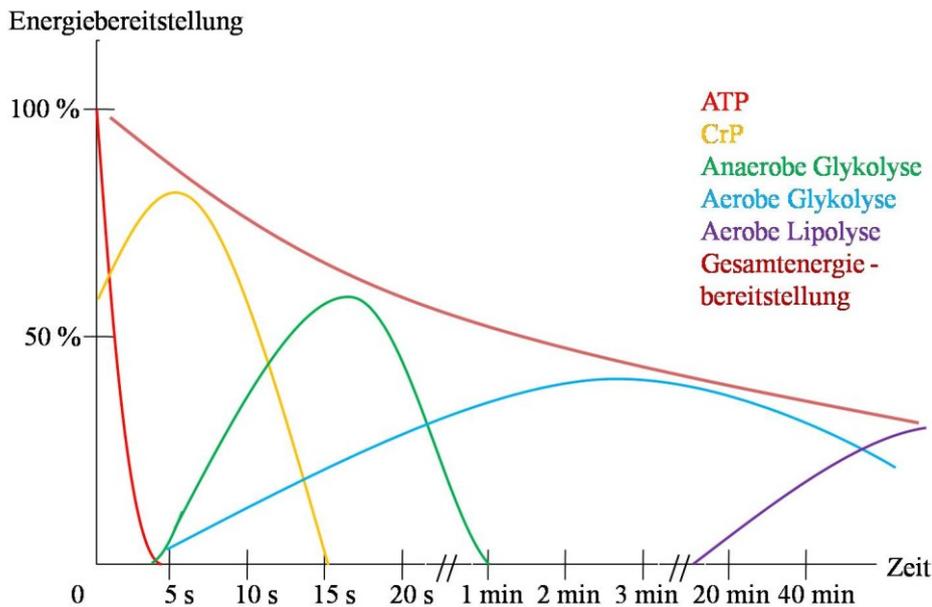
---

<sup>8</sup> Myoglobin ist der rote Muskelfarbstoff und Sauerstoffspeicher im Muskelgewebe, mit sechsfach höherer Affinität zu Sauerstoff als Hämoglobin.

<sup>9</sup> Hämoglobin ist der sogenannte rote Blutfarbstoff in den Erythrozyten. Die Funktion des Hämoglobins besteht im Sauerstofftransport im Blut und zudem ist es an der pH-Regulierung beteiligt.

längere Laufstrecke zu absolvieren, wird der gleiche Mensch neben den anearoben zusätzlich aerobe Stoffwechselforgänge für die Energiebereitstellung aktivieren müssen. Die Zunahme der Atemfrequenz als Anpassungsvorgang ist in dieser Hinsicht mit einer vermehrten Sauerstoffaufnahme zur Sicherung dieser Vorgänge verbunden. Nur so sind Ausdauerleistungen möglich (Schmidt, Lang et al. 2010).

**Abbildung 1:** Übersicht Energiebereitstellung



Quelle: angelehnt an Dickhuth and Badtke 2010

### 2.2.2 Grundumsatz

Nachfolgend wird erläutert wofür die Energie aus den zuvor beschriebenen Mechanismen der Energiespeicherung und Wiederbereitstellung eingesetzt wird. Der Gesamtenergieumsatz des menschlichen Körpers setzt sich zusammen aus Grundumsatz (GU, 60-70 %), Energieaufwand für körperliche Bewegung (Leistungsumsatz, LU, 20-30 %) und Energieaufwand der Thermogenese während der Nahrungsaufnahme (10 %) (Biesalski and Adolph 2004; Levine 2005; Warren, Ekelund et al. 2010). Das angegebene Verhältnis der einzelnen Teile beschreibt den Gesamtenergieumsatzes in weiten Bereichen der Bevölkerung, mit geringer körperlicher Aktivität (Sitzen, leichte körperliche Arbeit). Bei Steigerung der körperlichen Belastung bis hin zum Hochleistungssport nimmt der Gesamtenergieumsatz, vor allem durch Erhöhung des LU, um ein Vielfaches (auf bis zu

## 2. Theoretische Grundlagen

50-75 %) zu. Entsprechend geringer ist dann der Anteil des GU (20-30 %) ausgeprägt (Stegemann 1991; Schmidt, Lang et al. 2010).

Der GU ist dabei definiert als der Energieverbrauch im Liegen bei völliger Ruhe und Entspannung. Zudem muss die letzte Nahrungsaufnahme mindestens zwölf Stunden zurückliegen, damit die Energie durch Nahrungsabsorption nicht Einfluss auf den Energieverbrauch nimmt. Hinzu kommt, dass die Messung des GU bei konstanter Umgebungstemperatur (Indifferenztemperatur ca. zwischen 25 und 28 °C) durchgeführt wird (Marées and Heck 2006; Schmidt, Lang et al. 2010). Die bei diesen Bedingungen ermittelte Energiemenge ist notwendig, um alle grundlegenden Körperfunktionen aufrechtzuerhalten. Der größte Anteil wird dabei für osmotische Prozesse, d. h. Ionenverteilung, und Zellerneuerung verwendet. Eines kleinen Anteiles bedarf es zudem, um die Muskelfunktion der inneren Organe zu erhalten (Elmadfa 2009).

**Tabelle 2:** Vorkommen und Ausmaß von GU-Änderungen

<b>Vorkommen</b>	<b>Ausmaß der Änderung</b>	<b>Ursachen der Änderung</b>
<b>Frauen</b>	10 % geringer im Vergleich zu Männern	niedrigerer Muskelanteil, höherer Fettanteil am Körpergewicht
<b>höheres Alter</b>	Kinder haben den höchsten GU, 3-10 % Verringerung pro Jahrzehnt Alterung	Veränderungen der Körperzusammensetzung und des Stoffwechsels
<b>Klima</b>	10-20 % geringer in warmen Klimazonen	Hormone und Stoffwechsel passen sich den äußeren Bedingungen an
<b>Schwangere</b>	10 % höher	zusätzlicher Energieverbrauch durch den Feten
<b>Fieber</b>	bis zu 40 % höher, +1°C bedeutet Steigerung des GU um 13 %	Stresshormone werden vermehrt ausgeschüttet
<b>Schilddrüsen-überfunktion</b>	10-15 % höher	gesteigerter Stoffwechsel

Quelle: angelehnt an Elmadfa 2009

## 2. Theoretische Grundlagen

Der Ruheumsatz (RU) ist nicht wesentlich größer als der GU. Beide Bezeichnungen werden in der Literatur teilweise synonym verwendet (Pschyrembel and Witzel 2010). Sie unterscheiden sich jedoch in ihren Bedingungen während einer Messung. Der RU wird im Gegensatz zum GU im Sitzen gemessen. Der etwas höhere Energieverbrauch erklärt sich durch den zusätzlichen Einsatz von Muskeln und die sympathische Aktivierung des Körpers. In der Literatur ist beschrieben, dass sich mithilfe der Harris-Benedict-Gleichung die basale Energieabgabe (BEE), die dem GU entspricht, berechnen lässt (De Lorenzo, Tagliabue et al. 2001; Japur, Penaforte et al. 2009).

Die geschlechtsspezifischen Formeln lauten:

Für Männer:

$$\text{BEE in kJ} = 4,187 \times (66,5 + (13,8 \times \text{kg Körpergewicht}) + (5 \times \text{cm Körperlänge}) - (6,8 \times \text{Lebensalter}))$$

Für Frauen:

$$\text{BEE in kJ} = 4,187 \times (665,1 + (9,6 \times \text{kg Körpergewicht}) + (1,9 \times \text{cm Körperlänge}) - (6,8 \times \text{Lebensalter}))$$

Als Richtwert für den GU eines 70 kg schweren Mannes gelten ca. 7100 kJ/ d, bei einer Frau mit gleichem Gewicht ein Wert von ca. 6300 kJ/ d (Schmidt, Lang et al. 2010).

### 2.2.3 Leistungsumsatz und MET-Äquivalent

Physiologische Vorgänge wie Wachstum und Regeneration von Geweben sowie besondere Situationen des Lebens wie Schwangerschaft und Stillzeit gehen wie in Tabelle 2 beschrieben mit einer Erhöhung des GU einher (Löffler, Petrides et al. 2007). Die Resorption und Verdauung der Nahrung (postprandiale Thermogenese) sind ebenfalls Bestandteil des Gesamtenergieumsatzes. Da ihr Anteil aber sehr konstant bei ca. 10 % für Mischkost liegt, findet er im Weiteren keine gesonderte Erwähnung (Westerterp 2009).

Jeder Energieverbrauch, der über den des Grundumsatzes hinaus geht, wird als Leistungsumsatz (LU) bezeichnet. Andere Begriffe wie Arbeitsumsatz und Freizeitumsatz werden nur synonym für die verschiedenen Tätigkeiten des Alltags mit unterschiedlichen Energieumsätzen gebraucht. Die Höhe des Energieverbrauches beim LU ist abhängig von Art und Dauer der durchgeführten körperlichen Betätigung.

## 2. Theoretische Grundlagen

Der Gesamtenergieumsatz setzt sich aus GU plus LU zusammen. Um das Verhältnis der beiden beschreiben zu können, wurde der PAL-Wert (engl. physical activity level) eingeführt. Er gibt an, mit welchem Faktor der Energiewert bei Grundumsatzbedingungen multipliziert werden muss, um den Gesamtenergieumsatz bei verschiedenen Tätigkeiten (zusätzlich LU) zu errechnen.

Eine weitere Methode, um den veränderten Energieverbrauch des Körpers bei Bewegung im Verhältnis zum Grundumsatz zu beschreiben, ist der MET-Faktor (engl. metabolic equivalent). Ein MET entspricht der aufgewandten Energiemenge bei Grundumsatzbedingungen (4,184 kJ/ kg KG/ h). An einem Beispiel verdeutlicht, muss ein 70 kg schwerer Mann in einer Stunde bei GU ca. 295 kJ Energie aufbringen. Zusätzlich ist ein MET gleich der relativen Sauerstoffaufnahme bei Ruheumsatzbedingungen. Ainsworth et al. geben diesen Wert für Männer mit  $3,5 \text{ ml/ min*kg}^{-1}$  und für Frauen mit  $3,15 \text{ ml/ min*kg}^{-1}$  an (Ainsworth, Haskell et al. 1993; Ainsworth, Haskell et al. 2000).

Wird eine körperliche Aktivität durchgeführt, steigt die relative Sauerstoffaufnahme parallel zum Energieverbrauch um ein Vielfaches des Grundumsatzwertes an. Beides geht mit einem Anstieg des MET Faktors einher. Die Arbeiten von Ainsworth et al. sind Nachschlagewerke, in denen ein großer Umfang verschiedener Tätigkeiten und Richtwerte der jeweils assoziierten MET Faktoren aufgeführt sind. Somit ist es möglich gemessene Werte der relativen Sauerstoffaufnahme bei verschiedenen körperlichen Tätigkeiten zu vergleichen und zu überprüfen (Ainsworth, Haskell et al. 1993; Ainsworth, Haskell et al. 2000).

Die MET-Äquivalente können verschiedenen Intensitätsklassen zugeordnet werden, die verbal codiert sind. Den Bereich unter drei MET-Werten klassifiziert man als ‚leichte Belastung‘. Werte zwischen drei und sechs MET liegen im Bereich ‚moderater Belastung‘ und MET-Werte darüber werden entsprechend als ‚schwere körperliche Arbeit und Belastung‘ deklariert (Ainsworth, Haskell et al. 2000; Hendelman, Miller et al. 2000). Die Tabelle 3 stellt die MET Faktoren für die in dieser Arbeit untersuchten Tätigkeiten und Belastungskategorien dar.

**Tabelle 3:** MET Faktoren mit Kodierungssystem am Beispiel verschiedener Tätigkeiten

Tätigkeit	Code	MET- Äquivalent	korrespondierende Belastungskategorie der Untersuchung
Inaktivität, Liegen, nicht reden	07011	<b>1,0</b>	Liegen
Inaktivität, Sitzen, nicht reden	07021	<b>1,0</b>	Sitzen
Sitzen, Studieren, Arbeiten, Schreiben	09060	<b>1,8</b>	Rechnen
Sitzen, Schreiben	09040	<b>1,8</b>	Schreiben
Arbeit, Sitzen, moderate Intensität	11590	<b>2,5</b>	Sortieren
Gehen, bei 2,5 mph (ca. 4 km/h)	17190	<b>3,3</b>	Gehen 4 km/h
Gehen, bei 4 mph (ca. 6 km/h)	17220	<b>5,0</b>	Gehen 6 km/h
Laufen, bei 5 mph (ca. 8 km/h)	12030	<b>8,0</b>	Laufen 8 km/h
Laufen, bei 6 mph (ca. 10 km/h)	12050	<b>10,0</b>	Laufen 10 km/h

Quelle: angelehnt an Ainsworth, Haskell et al. 2000

Nachdem in Umrissen erläutert wurde, wie Energie für den menschlichen Körper gewonnen und nutzbar gemacht werden kann, soll in einem nächsten Abschnitt beleuchtet werden wie diese Energie von extern abschätzbar bzw. messbar ist. Dazu bedient man sich unterschiedlicher Methoden, die je nach aktuellem technischen Stand, Invasivität und Untersuchungsbedingungen variieren.

### 2.3 Messverfahren des Energieumsatzes

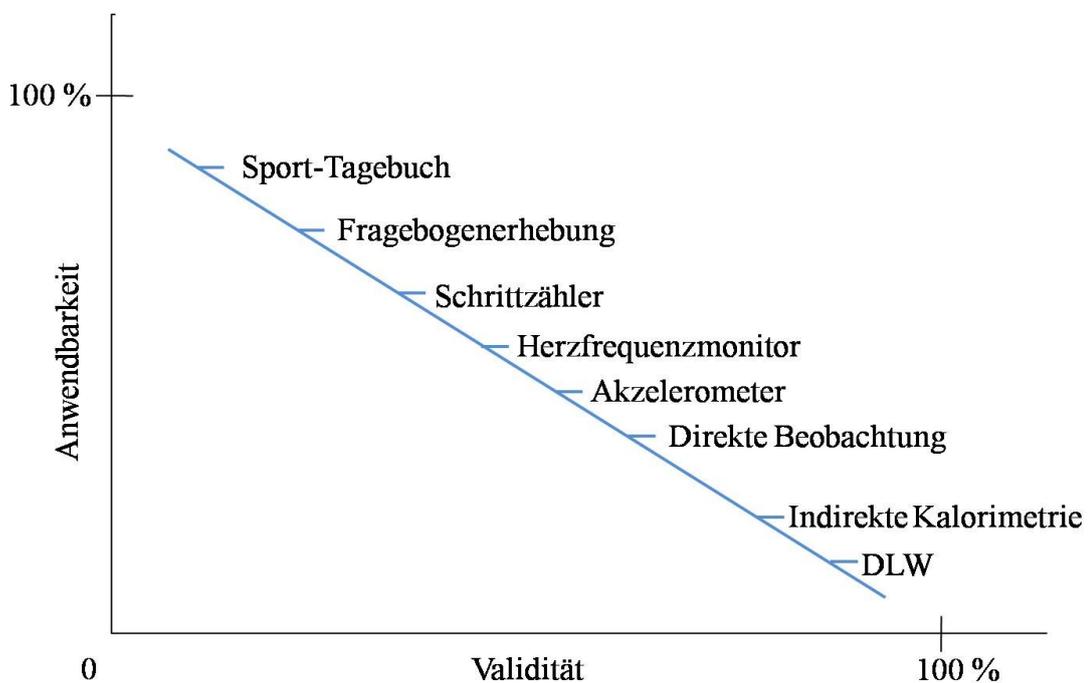
Nach R. Klinker et al. ist die Ergometrie ein Verfahren, bei dem einem biologischen Äquivalent die gemessene physikalische Leistung gegenübergestellt wird (Klinker, Pape et al. 2005). Es lässt sich so quantitativ erfassen, wie hoch die menschliche Leistung ist. Die Messung körperlicher Aktivität (engl. physical activity) bzw. des Energieumsatzes (engl. energy expenditure) ist seit vielen Jahren von großem wissenschaftlichen Interesse (Chen and Bassett 2005; Müller, Winter et al. 2010; Warren, Ekelund et al. 2010). Es gibt verschiedene Verfahren, die hierfür in Frage kommen. Wobei eine strikte Differenzierung

## 2. Theoretische Grundlagen

der beiden Begriffe ‚Energieumsatz‘ und ‚körperliche Aktivität‘ in diesem Zusammenhang nicht vorgesehen ist (Beneke and Leithäuser 2008). Beide sind gebräuchlich.

Die Verfahren der Energieumsatzmessung lassen sich drei Kategorien zuordnen (Vanhees, Lefevre et al. 2005; Beneke and Leithäuser 2008; Müller, Winter et al. 2010). Die erste Kategorie beinhaltet die Referenzmethoden. Objektive Messverfahren werden in der zweiten Kategorie zusammengefasst. Die dritte Kategorie bilden die subjektiven Verfahren zur Abschätzung von körperlicher Aktivität respektive des Energieumsatzes. Dabei werden im Folgenden diejenigen Methoden angegeben, die nach aktuellem Forschungsstand in verschiedenen Studien zur Anwendung kommen.

**Abbildung 2:** Anwendbarkeit und Validität von Verfahren der Aktivitätsmessung



Quelle: angelehnt an Corder, Ekelund et al. 2008; Müller, Winter et al. 2010

Abbildung 2 stellt die praktische Anwendbarkeit häufig verwendeter Verfahren der Validität<sup>10</sup> gegenüber (Fassl 1999; Weiß and Rzany 2010). Aktivitätsmessverfahren wie die indirekte Kalorimetrie sind sehr genau, aber auch teuer und aufwendig. Daher sind sie

<sup>10</sup> Die Validität oder Gültigkeit ist ein Gütekriterium für Testverfahren. Sie beschreibt wie geeignet ein Test zur Messung eines bestimmten Sachverhaltes ist.

für große Probandenumfänge ungeeignet. Auf der anderen Seite gibt es Fragebogen-Verfahren, die bei großen Untersuchungspopulationen angewendet werden, aber mit Fehlern behaftet sind. Nachfolgend wird ein Überblick über verschiedene Messverfahren gegeben. Vor- und Nachteile sind beispielhaft angeführt (Corder, Ekelund et al. 2008; Müller, Winter et al. 2010).

Der etwas veraltete Goldstandard zur Messung der Energie in Form von Wärme, die bei körperlicher Bewegung entsteht, ist die direkte Kalorimetrie. Dieses Verfahren ist genau, aber auch teuer und in erster Linie sehr aufwendig. Mit Hilfe einer speziellen Kammer kann die entstandene Wärme einer Person direkt gemessen und damit auf den Energieverbrauch geschlossen werden. Heute wird dieses Verfahren kaum noch genutzt (Levine 2005).

### 2.3.1 Kategorie 1: Referenzmethoden

#### *Direkte Beobachtungen*

Eine der ältesten Methoden zur Beurteilung körperlicher Aktivität ist die direkte Beobachtung. Dieses Verfahren beruht auf unmittelbarer Betrachtung und Interpretation des Verhaltens einer Versuchsperson. Es liegen verschiedene Konzepte für die direkte Beobachtung vor. Hierbei variieren die Beobachtungsintervalle, die Art der Differenzierung der einzelnen Bewegungen und die Gesamtdauer der Beobachtung. Alle Varianten der direkten Beobachtung weisen, wenn sie von erfahrenem Personal durchgeführt sind, eine hohe Reliabilität<sup>11</sup> auf (Fassl 1999; Rowe, Mahar et al. 2004; Beneke and Leithäuser 2008). Zudem ist dieses Verfahren u. a. mittels indirekter Kalorimetrie validiert (Rowe, Mahar et al. 2004).

Der Zeitraum der direkten Beobachtung kann zwischen 45 Minuten und bis zu 4 Stunden variieren. Die Intervalle zur Interpretation der körperlichen Aktivität liegen in einem Bereich von 3 und 60 Sekunden. Um die körperliche Aktivität in verschiedene Intensitäten einzuteilen, kommt ein Kodierungssystem oder die subjektive Einteilung in Intensitätskategorien zur Anwendung. Beispiel für ein solches System zur Kategorisierung

---

<sup>11</sup> Die Reliabilität oder auch Präzision ist ein Maß für die Übereinstimmung von Testergebnissen bei Testwiederholungen unter vergleichbaren Testbedingungen.

## 2. Theoretische Grundlagen

körperlicher Aktivität ist das *SOPARC*, das T. L. McKenzie et al. 2006 entwickelten und das im Jahr 2009 von J. N. Bocarro et al. aktualisiert wurde (McKenzie, Cohen et al. 2006; Bocarro, Floyd et al. 2009).

Anwendung findet die direkte Beobachtung z. B. in der Arbeitsmedizin zur Objektivierung der körperlichen Belastung bei schwer Arbeitenden (Trask, Teschke et al. 2010). Die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von Arbeitsunfällen bei zunehmender körperlicher Belastung soll so erhoben und die Zahl der Unfälle mittels präventiver Maßnahmen verringert werden. Hier zeigt sich ein Vorteil der direkten Beobachtung. Neben den objektiv zu erfassenden Bewegungen kann auch die Einordnung der Umweltbedingung und deren Einfluss auf den Probanden erfolgen (Vanhees, Lefevre et al. 2005). Nachteil der Methode ist, dass trotz der Erfahrung von Beobachtern die Zuordnung zu verschiedenen Intensitäten subjektiv und damit direkt vom Beobachter abhängig ist (Westerterp 2009). Ferner ist die direkte Beobachtung durch ihren sehr zeitaufwendigen Charakter und einen hohen Personalaufwand nicht für umfangreiche epidemiologische Studien geeignet (Vanhees, Lefevre et al. 2005; Beneke and Leithäuser 2008). Als Referenzmethode zur Evaluierung körperlicher Tätigkeiten, in der Vergangenheit häufig angewandt, kommt die direkte Beobachtung heute nur noch bei geringen Probandenumfängen zum Einsatz.

### *Indirekte Kalorimetrie*

Die etablierte Methode zur Bestimmung des Energieverbrauches beim Menschen ist derzeit die indirekte Kalorimetrie (Severi, Malavolti et al. 2001; McArdle, Katch et al. 2007). Dieses Verfahren basiert auf der Ermittlung von Sauerstoffaufnahme, Kohlendioxidabgabe und Harnstoffexkretion. Die Überlegung dahinter ist, dass die energieliefernden Bestandteile der Nahrung unter Sauerstoffverbrauch im Körper verarbeitet und gespeichert werden und dabei im Rahmen der Stoffwechselfvorgänge Kohlendioxid entsteht. Nach der Verarbeitung steht die Energie dem Körper in Form von Wärme und der Speicherform für Energie (ATP) z. B. für Körperbewegung zur Verfügung (Vanhees, Lefevre et al. 2005).

Die Berechnung des Energieumsatzes aus den o. g. Komponenten ist beispielsweise mit der Formel nach J. B. de V. Weir möglich (Weir 1949; Levine 2005). Die Höhe der Harnstoffexkretion wird nicht gemessen, sondern aus Normwerttabellen, abhängig von Gewicht und Alter der Versuchsperson, abgelesen. Die Formel lässt die quantitative Bestimmung des Energieumsatzes einer Person genau zu und erwies sich in aktuellen

## 2. Theoretische Grundlagen

Kontrolluntersuchungen mit verbesserten Messtechniken als äußerst präzise (Mansell and Macdonald 1990; McArdle, Katch et al. 2007).

Die Formel nach Weir lautet:  $EE = 1,59 \times VCO_2 + 5,68 \times VO_2 - 2,17 \times UN$ . EE ist der Energieumsatz,  $VCO_2$  die Kohlendioxidabgabe und  $VO_2$  steht für die Sauerstoffaufnahme. UN ist der Anteil des täglich ausgeschiedenen Urinharnstoffs.

Durch das Verhältnis von abgegebenem Kohlendioxid zu aufgenommenem Sauerstoff ist zudem der respiratorische Quotient (RQ) bestimmbar, welcher einen Anhalt für die energieliefernden Nahrungsbestandteile geben kann (Severi, Malavolti et al. 2001; Kroidl, Schwarz et al. 2010). Durch die Eingabe probandenspezifischer Daten wie Größe, Gewicht und Alter lassen sich die Berechnungen weiter spezifizieren.

Die Analyse der Atemvolumina und -gase erfolgt je nach verwendetem System mittels entsprechender Sensoren der Gesichtsmaske oder in der aufwendigeren respiratorischen Kammer. Darüber hinaus lassen sich mit den Sensoren noch andere Parameter der Atmung, u.a. Atemzugvolumen und Atemfrequenz, aufzeichnen. Die indirekte Kalorimetrie bietet ferner als eines der wenigen Verfahren die Möglichkeit, den Grundumsatz, den Ruheenergieumsatz und den Energieverbrauch bei spezifischen Bewegungen klar zu unterscheiden (Levine 2005).

Ein Nachteil dieser Methode ist die örtliche Gebundenheit bei stationären Messgeräten wie z. B. der respiratorischen Kammer. Auch die Maske, die bei vielen Geräten nötig ist, kann auf Dauer als sehr unangenehm empfunden werden. Die Versuche sollten einen Zeitraum von maximal 6 bis 8 Stunden daher nicht überschreiten. Durch neuere Entwicklungen hin zu mobilen, tragbaren Systemen besteht aber die Möglichkeit, die indirekte Kalorimetrie auch im Feld durchzuführen.

Das Verfahren der indirekten Kalorimetrie hat sich in den letzten Jahren als Standard zur Validierung anderer objektiver und subjektiver Verfahren der Energieumsatzmessung etabliert. Bei großen epidemiologischen Studien ist die Anwendung jedoch wenig praktikabel (Vanhees, Lefevre et al. 2005).

### *Doubly Labeled Water (DLW) Methode*

Die DLW-Methode oder auch Isotopendilutionsmethode bietet die Möglichkeit, über einen längeren Zeitraum, 3 Tage und mehr, den gesamten Umsatz der Energie zu messen (Löffler, Petrides et al. 2007). 1982 wurde dieses bis dato nur an Tieren erprobte Verfahren für den Menschen eingeführt (Schoeller and van Santen 1982). In dem von J. R. Speakman 1997 veröffentlichtem Buch findet sich eine Zusammenfassung der Theorie und Praxis der

Messung mittels der DLW-Methode (Speakman 1997). Bei diesem Verfahren wird eine definierte Menge des Radioisotop  $^2\text{H}_2^{18}\text{O}$  oral verabreicht, die im Körper in die beiden Bestandteile  $^2\text{H}$  und  $^{18}\text{O}$  zerfällt. Im Verlauf der Untersuchung erfolgt die Messung der Eliminationsraten der beiden Isotope, wobei  $^2\text{H}$  im Wasser und  $^{18}\text{O}$  sowohl im Wasser als auch im Kohlendioxid ausgeschieden wird. Die Differenz beider Eliminationsraten ist ein Maß für die Kohlendioxidproduktion, die wiederum ein Endprodukt des Energieumsatzes ist (Schoeller, Ravussin et al. 1986). Mit dieser Methode lässt sich mit hoher Genauigkeit der Gesamtenergieumsatz eines Menschen über einen größeren Zeitraum messen. Sie setzt allerdings die genaue Aufzeichnung der aufgenommenen Energieträger in einem Ernährungstagebuch von Seiten des Patienten voraus (Klein, James et al. 1984; Black and Cole 2000). Zudem ist sie durch die aufwendige Produktion der Isotope vergleichsweise kostenintensiv (Westerterp, Brouns et al. 1988; Hiilloskorpi, Pasanen et al. 2003). Kurzfristige Schwankungen im Energieverbrauch können mit dieser Methode nicht sicher untersucht werden. Es ist lediglich der Gesamtenergieumsatz über eine bestimmte Zeit erfassbar. Eine Differenzierung des Gesamtenergieumsatzes in die verschiedenen Bestandteile (Grundumsatz, Leistungsumsatz etc.) ist mit diesem Verfahren, im Gegensatz zur indirekten Kalorimetrie, ebenfalls nicht möglich (Vanhees, Lefevre et al. 2005).

### 2.3.2 Kategorie 2: Objektive Messverfahren

#### *Herzschlagfrequenz*

Die Messung der Herzschlagfrequenz (engl. heart rate, HR) ist eine objektive Methode zur Erfassung des Energieumsatzes. Die HR spiegelt die Reaktion des kardiovaskulären Systems auf einen einwirkenden äußeren Reiz, wie z. B. körperliche Aktivität, wider (Bjornson 2005). Da dieses Messverfahren nicht direkt mit dem Energiestoffwechsel verknüpft ist, stellt es eine indirekte Methode zur Energieumsatzmessung dar (Vanhees, Lefevre et al. 2005). Die Herzfrequenz kann neben stationären und mobilen EKG-Messgeräten auch mittels aus dem Sportbereich bekannter Brustgurtmesssystem erfasst oder mittels Palpation des Pulses an der Radialis bzw. Carotis abgeschätzt werden. Letztere Messsysteme sind nicht nur vergleichsweise kostengünstig, sondern hinreichend genau sowie robust gegenüber Bewegungsartefakten und in verschiedenen Studien validiert (Gamelin, Berthoin et al. 2006; Weippert, Kumar et al. 2010). Sie sollten deshalb, auch aufgrund der störungsfreien und permanent möglichen Erfassung der Pulspalpation vorgezogen werden. Mit Hilfe dieser einfach zu bedienenden, nicht invasiven Systeme sind

## 2. Theoretische Grundlagen

lange Aufnahmeperioden sowie Aussagen bezüglich Zeitraum, Frequenz und Intensität der durchgeführten körperlichen Bewegung möglich. Dies ist entscheidend zur Quantifizierung des Energieverbrauches (Vanhees, Lefevre et al. 2005).

In mehreren Studien konnte ein linearer Zusammenhang der HR mit der Sauerstoffaufnahme bzw. dem Energieumsatz bei dynamischer Muskelarbeit<sup>12</sup> nachgewiesen werden (Li, Deurenberg et al. 1993; Hiilloskorpi, Pasanen et al. 2003). Diese Abhängigkeit ist für eine Einzelperson allerdings deutlich ausgeprägter als bei der Betrachtung einer Probandenpopulation, so dass eine individuelle Kalibrierung notwendig ist (Spurr, Prentice et al. 1988; Li, Deurenberg et al. 1993). Die Abschätzung des Energieverbrauches mit Hilfe der Herzfrequenz ist jedoch in den meisten Fällen im mittleren und hohen Intensitätsbereich gut möglich.

Eine Einschränkung ergibt sich unter relativer Ruhe und bei niedrig-intensiven körperlichen Aktivitäten (niedrige HR- Werte). In diesen Bereichen kann der lineare Zusammenhang zwischen Herzschlagfrequenz und Energieumsatz fehlen (Luke, Maki et al. 1997). Vor allem emotionale Reaktionen und äußere Einflüsse können die Herzschlagfrequenz beeinflussen, ohne dass eine Veränderung im Energieumsatz zu verzeichnen ist. Biologische Stoffe wie z. B. Koffein und Nikotin oder einige Medikamente können ebenfalls Ursache eines solchen Phänomens sein (Li, Deurenberg et al. 1993; Livingstone 1997). Die Modelle der herzschlagfrequenzbasierten Energievorhersage können diese äußeren Einflussfaktoren nicht korrekt interpretieren und geben daher unter diesen Bedingungen einen abweichenden Wert im Vergleich zum real messbaren Energieumsatz an.

Neuere Ansätze versuchen diesen bekannten Limitationen der HR-basierten Energieumsatzschätzung zu begegnen. Spurr et al. konnten zeigen, dass eine enge Beziehung zwischen dem täglichen Gesamtenergieumsatz einer Person und einer auf der HR basierenden Formel besteht (Spurr, Prentice et al. 1988). So kann mittels Tagesherzschlagfrequenzprofil eine Aussage über den Gesamtenergieverbrauch getätigt werden. Dieses Verfahren, die ‚FLEX-HR-Methode‘, basiert auf der individuellen Kalibrierung des Verhältnisses von Energieumsatz und HR. Ein Standarduntersuchungsprotokoll ermöglicht die Berechnung eines individuellen HR-

---

<sup>12</sup> Dynamische Arbeit liegt vor, wenn der Muskel einen Wechsel von Kontraktion und Erschlaffung durchführt und physikalische Arbeit verrichtet wird.

## 2. Theoretische Grundlagen

Wertes. Ab diesem Wert ist per Definition ein linearer Zusammenhang zwischen den beiden oben genannten Parametern (Energieumsatz und HR) nachgewiesen (Spurr, Prentice et al. 1988; Hiilloskorpi, Pasanen et al. 2003; Leonard 2003). Für den darunter liegenden Bereich wird ein durchschnittlicher Wert für den Energieverbrauch festgelegt (Spurr 1990). Mit diesem Modell kann ein gutes Vorhersageergebnis erreicht werden (Hiilloskorpi, Pasanen et al. 2003).

Ein anderes Modell basiert auf der Herzschlagfrequenzreserve (HRR), die das Verhältnis vom Ruhe- zum Maximalwert der Herzschlagfrequenz beschreibt. Mittels dieser Methode wird die individuelle Kapazität der Herzschlagfrequenz definiert, sie wird u. a. zur Trainingssteuerung verwendet (Karvonen, Kentala et al. 1957; Hiilloskorpi, Pasanen et al. 2003). Es besteht ein enger linearer Zusammenhang zwischen dem prozentualen Anteil von HRR und dem prozentualen Anteil der Sauerstoffreserve ( $VO_2R$ ), wodurch sich wiederum eine Vorhersage des Energieumsatzes tätigen lässt (Swain and Leutholtz 1997; Swain, Leutholtz et al. 1998; Strath, Swartz et al. 2000).

Der klare Vorteil der Herzschlagfrequenzmessung besteht im permanenten Monitoring eines physiologischen Parameters. Anstieg und Abfall der HR liegen zeitlich im selben Bereich wie Anstieg und Abfall des Energieumsatzes. Beide Parameter fallen etwa nach einer Belastung erst nach einiger Zeit parallel wieder ab (Strath, Swartz et al. 2000). Daneben eignet sich die Herzschlagfrequenzmessung durch ihre Einfachheit sehr gut für umfangreiche Studien (Livingstone 1997). Ungenauigkeiten ergeben sich durch interindividuelle Unterschiede der HR. Diese lassen sich aber durch individuelle Kalibrierung z. B. nach dem oben erwähnten FLEX HR Verfahren reduzieren, auch wenn dieses Verfahren aufwendiger ist. Um die Limitierungen der Herzschlagfrequenzmessung zu kompensieren, ist es vorteilhaft, diese mit anderen Messtechniken zu kombinieren (Strath, Bassett et al. 2001; Corder, Brage et al. 2007).

### *Pedometer*

Pedometer oder Schrittzähler sind eine weitere objektive Methode, um körperliche Bewegung zu registrieren. Im Allgemeinen werden sie am Fuß oder an der Hüfte angebracht. Sie sind so konstruiert, dass sie auf vertikale Bewegung oberhalb einer gewissen Intensität mit einem Ausschlag reagieren (Tudor-Locke, Williams et al. 2002; Corder, Brage et al. 2007). Die Anzahl der Ausschläge, auch Counts genannt, steht im direkten Zusammenhang mit der Anzahl der Schritte, die eine Person tätigt. Daraus lässt sich beispielsweise die zurückgelegte Strecke annähernd genau berechnen, unter der

## 2. Theoretische Grundlagen

Voraussetzung, dass die durchschnittliche Schrittlänge der Testperson bekannt ist. Bei allen körperlichen Tätigkeiten, die mit Gehen oder Laufen verbunden sind, funktioniert diese Methode sehr gut (Crouter, Schneider et al. 2003; Schneider, Crouter et al. 2003).

Pedometer sind die wahrscheinlich einfachste und kostengünstigste Methode den Bewegungsumfang einer Versuchsperson zu evaluieren. Sie sind klein und beeinflussen die Bewegung der Versuchsperson nicht (Hendelman, Miller et al. 2000). Sie kommen daher oft in Felduntersuchungen zur Anwendung. Durch neuere Entwicklungen im Bereich der Speicherkapazität können die Daten mehrerer Tage aufgenommen und im Nachhinein ausgewertet werden.

Die Funktion des Schrittezählens erfüllen Pedometer innerhalb gewisser Grenzen sehr gut. Probleme treten allerdings bei sehr geringen oder sehr hohen Geschwindigkeiten auf. Infolgedessen nimmt die Genauigkeit der Messung im Vergleich zur realen Schrittzahl ab (Bassett, Ainsworth et al. 1996; Hendelman, Miller et al. 2000). Ein Nachteil der Pedometer ist weiterhin, dass Bewegungen, die nicht durch Schritte hervorgerufen werden, z. B. Bewegungen des Oberkörpers und der oberen Extremitäten, aber auch die Aktivität der unteren Extremitäten beispielsweise beim Rudern oder Gewichtheben, nicht aufgezeichnet werden können. Außerdem sind sie nicht in der Lage, andere komplexe Bewegungsabläufe wie zum Beispiel Fahrradfahren, korrekt zu erfassen (Corder, Brage et al. 2007). Veränderungen der Intensität einer Bewegung können die Pedometer ebenfalls nicht messen (Freedson and Miller 2000; Corder, Brage et al. 2007). Zur Gesamtenergieumsatzmessung eignen sie sich daher nur bedingt. Wenn aber Gehen und Laufen ein Großteil der täglichen Bewegung ausmacht, sind näherungsweise Energieabschätzungen möglich (Vanhees, Lefevre et al. 2005; Bassett, Wyatt et al. 2010). Die im nächsten Abschnitt beschriebenen, modernen Beschleunigungsmesser haben die gleiche Funktionalität wie die Schrittzähler. Sie können deren Aufgabe komplett übernehmen und bieten darüber hinaus die Möglichkeit Intensität, Dauer und Frequenz der Bewegungen zu erfassen.

### *Akzelerometer*

In den letzten Jahren hat die Akzelerometrie bei der Erfassung von Mustern der körperlichen Bewegung immer mehr an Bedeutung gewonnen (Troiano 2005). Akzelerometer unterscheiden sich von Pedometern vor allem in technischer Hinsicht. Die Datenerfassung beruht nicht auf einer mechanischen Komponente, sondern auf der Messung elektrischer Spannungsveränderungen interner Piezokristalle (Vanhees, Lefevre

## 2. Theoretische Grundlagen

et al. 2005). Die Piezokristalle reagieren auf Änderungen der Geschwindigkeit, d. h. auf die Beschleunigung mit einer Veränderung der angelegten Spannung in einem elektronischen Kreislauf. Diese Spannungsänderungen korrelieren direkt mit den einwirkenden Beschleunigungswerten und werden aufgezeichnet.

Durch die unterschiedliche Anordnung mehrerer Kristalle ergibt sich die Möglichkeit, die Beschleunigung nicht nur in eine Raumrichtung zu messen, sondern die Messung um eine zweite oder dritte Raumachse zu erweitern. Beschleunigungsmesser, speziell die triaxialen Sensoren, sind die einzigen Geräte, die mit ausreichend hoher Sensitivität<sup>13</sup>, auch bei sitzenden und stehenden Tätigkeiten, kleinste Bewegungen des Körpers wahrnehmen können (Fassl 1999; Kundt and Krentz 2008; Westerterp 2009). Die neuen, hochentwickelten Geräte sind zudem in der Lage, den aktuellen Umfang der Beschleunigung in der Einheit  $g$ <sup>14</sup> zu messen und damit die Qualität und Intensität von Bewegungen genau zu determinieren (Hendelman, Miller et al. 2000). Dies kommt auch der Forderung von Corder et al. nach, eine einheitliche und vergleichbare Maßeinheit für verschiedene Akzelerometriemessgeräte einzuführen (Corder, Brage et al. 2007).

Beschleunigungssensoren sind ähnlich wie die Schrittzähler sehr klein und stören damit die Bewegungen der Testperson nicht nachweisbar. Durch den technischen Fortschritt sind sie zudem befähigt, lange Untersuchungszeiten und ein breites Spektrum körperlicher Bewegungen aufzunehmen. Problematisch ist bei Beschleunigungssensoren ähnlich wie bei den Pedometern die Aufnahme von komplexen Bewegungen. Je nach Position des Sensors am Körper werden Bewegungen ober- und unterhalb des Sensors nicht korrekt erfasst. Somit geht nicht jeder Anteil der Bewegung in die erfassten Daten und damit letztendlich in die Energieabschätzung ein.

Untersuchungen zeigten jedoch für viele körperliche Aktivitäten eine lineare, hohe Korrelation zwischen Daten verschiedener Beschleunigungssensoren und dem mittels Referenzmethode bestimmten Energieumsatz (Bouten, Westerterp et al. 1994; Melanson and Freedson 1995; Hendelman, Miller et al. 2000). Durch die objektive Erfassung von

---

<sup>13</sup> Mit Sensitivität ist gemeint, dass bei einer vorher bestimmten Grenzsetzung, ein Faktum mit einem positiven Ergebnis auch als positiv erkannt wird.

<sup>14</sup> Ein  $g$  entspricht  $9,80665\text{m/s}^2$  und ist als die Erdschwerebeschleunigung definiert. d. h. diese Beschleunigung wirkt auf einen Körper, wenn er sich im freien Fall auf den Erdmittelpunkt zubewegt.

## 2. Theoretische Grundlagen

Bewegung sind Akzelerometer daher ein gutes Mittel zur Energieumsatzabschätzung (Swartz, Strath et al. 2000).

Die Anbringung des Sensors sollte in der Nähe des Körpermittel- oder Körperschwerpunktes, d. h. an der Hüfte auf der rechten oder linken Seite bzw. im Bereich des unteren Rückens erfolgen. Es zeigte sich, dass geringe Positionsänderungen keinen signifikanten Einfluss auf die Datenerhebung haben (Yngve, Nilsson et al. 2003). Auch um die Taille oder den Brustkorb angebrachte Geräte erbringen gute Ergebnisse und haben zudem einen hohen Tragekomfort (Karantonis, Narayanan et al. 2006; Ermes, Parkka et al. 2008; Westerterp 2009).

In der Arbeit von C. Müller et al. wird die Kategorie der objektiven Messverfahren noch um die ADL-Sensoren erweitert (Müller, Winter et al. 2010). Es handelt sich dabei um ein Messgerät, das die Signale mehrerer Akzelerometer kombiniert. So besteht die Möglichkeit, neben den Beschleunigungsdaten auch Haltung, Bewegung und Position des Körpers zu erfassen. Im Hinblick auf die Erfassung von Alltagsaktivitäten und Arbeitsplatzbelastungen, bei denen die Bestimmung der Körperhaltung relevant ist, scheinen die ADL-Monitore daher gut geeignet (Müller, Winter et al. 2010). Der in der vorliegenden Arbeit eingesetzte Multisensor nutzt einen vergleichbaren, triaxialen Beschleunigungssensor. Neben den Werten der Beschleunigung kombiniert er die physiologischen Daten weiterer Sensoren (siehe dazu Abschnitt 3.3.1).

Eine wesentliche Limitierung der einfachen Beschleunigungssensoren ist, dass sie nur den Energieumsatz abschätzen können, der durch Änderung der Bewegungsgeschwindigkeit verursacht ist. Eine nicht vorhandene Körperbeschleunigung, wie sie statischen Muskelbeanspruchungen<sup>15</sup> immanent ist, bedeutet demzufolge keine Datenaufnahme (Spierer, Hagins et al. 2010). Es ist daher wichtig, die Stärken dieses Messinstrumentes weiter zu entwickeln und die Schwächen zu eliminieren, um die Vorhersagegenauigkeit zu erhöhen (McClain, Sisson et al. 2007). Eine Verbesserung lässt sich z. B. durch die Kombination von Akzelerometrie und Herzschlagfrequenz erreichen (Moon and Butte 1996; Chen and Bassett 2005).

---

<sup>15</sup> Die statische Arbeit wird auch als Haltearbeit der Muskeln bezeichnet. Die Muskeln kontrahieren isometrisch ohne eine äußerlich sichtbare Bewegung.

### 2.3.3 Kategorie 3: Subjektive Messverfahren

#### *Selbstreportfragebögen*

Diese Methode der Erfassung von körperlicher Aktivität eignet sich prinzipiell sehr gut für große, umfangreiche epidemiologische Untersuchungen (Swartz, Strath et al. 2000; Vanhees, Lefevre et al. 2005; Müller, Winter et al. 2010). Selbstreportfragebögen wie auch alle anderen subjektiven Methoden sind kostengünstig und einfach zu handhaben. Es ist wenig personeller und zeitlicher Aufwand nötig, um die Aktivitätsdaten der Untersuchungspersonen zu erheben und auszuwerten (Beneke and Leithäuser 2008).

Selbstreports sind aber aufgrund der subjektiven Einschätzung des Probanden und der Erhebung mit einer gewissen Zeitverzögerung stark fehlerbehaftet (Matthews and Freedson 1995; Melanson and Freedson 1995; Welk and Corbin 1995). Zudem ergeben sich sehr große Abweichungen im Vergleich mit objektiven Messverfahren bei Kindern und alten Menschen (Sallis 1991; Janz, Witt et al. 1995). Es besteht unter anderem die Schwierigkeit, die Fragen zu verstehen und entsprechend korrekt zu beantworten. All diese Faktoren führen zu Über- oder Unterbewertung von körperlicher Aktivität (Klesges, Eck et al. 1990).

Allgemein gelten sozialkonformes Verhalten, willkürliche Falschinterpretation und die Erinnerungsverzerrung (engl. recall bias) als die größten Probleme aller subjektiven Verfahren (Beneke and Leithäuser 2008).

#### *Interviews*

Laut Beneke et al. lassen sich durch strukturierte Interviews Irrtümer und unvollständige Informationen verhindern (Beneke and Leithäuser 2008). Allerdings ist ein gesteigerter personeller Aufwand im Vergleich zum Selbstreport erforderlich. Zudem bestehen hier die oben erwähnten Probleme der subjektiven Methoden (sozialkonformes Verhalten und zu positive Bewertungen).

#### *Fremdreport*

Der Fremdreport oder Proxy-Report basiert auf der Befragung von Dritten. Damit ist die Möglichkeit gegeben, körperliche Bewegung und Aktivität einer Person von einem unabhängigeren Standpunkt aus zu beurteilen. Zumeist werden Eltern oder Lehrer zum Bewegungsverhalten von Kindern befragt. Im Vergleich mit Methoden der ersten und zweiten Kategorie (Referenzmethoden und objektive Messverfahren) ergibt sich ein

geringerer Validitätskoeffizient. Somit ist dieses Verfahren eher ungeeignet (Noland, Danner et al. 1990).

### *Aktivitätstagebücher*

Bei Aktivitätstagebüchern besteht die Möglichkeit, die Daten elektronisch oder handschriftlich zu erfassen. Bei der Überprüfung mit Referenzmethoden lässt sich beispielsweise ein Validitätskoeffizient in Höhe von 0,51 nachweisen (McMurray, Harrell et al. 1998). Da hier die Personen selbst ihre Aktivitäten aufzeichnen, gestaltet sich die Interpretation der Daten zusätzlich schwierig. Es bestehen darüber hinaus dieselben grundlegenden Probleme wie bei den vorangegangenen subjektiven Messungsmethoden.

### **2.4 Fragestellungen der Arbeit**

Die Abnahme des täglichen Energieumsatzes bzw. körperliche Inaktivität ist laut der Weltgesundheitsorganisation (WHO) eng mit der zunehmenden Verbreitung nicht infektiöser Krankheiten verknüpft. In einem diesbezüglich erstellten Ranking steht Bewegungsmangel an vierter Stelle und ist nachweislich für eine gesteigerte Mortalität innerhalb der Bevölkerung verantwortlich (WHO 2010; Krug, Jordan et al. 2013). Diesen Fakten entgegenzuwirken bzw. vorzubeugen stellt eine zentrale Aufgabe für die Präventivmedizin und Public Health Organisationen dar (WHO 2003).

Bevor es jedoch möglich ist präventiv tätig zu werden ist die Erhebung bzw. Messung der sehr vielfältigen und komplexen körperlichen Bewegungen von Menschen notwendig. Körperliche Aktivität ist nach C.J. Caspersen charakterisiert durch die drei Faktoren ‚Intensität‘, ‚Dauer‘ und ‚Frequenz‘ (Caspersen, Powell et al. 1985). Die Quantifizierung dieser Faktoren erlaubt eine klare Definition von Aktivität bzw. dem Energieverbrauch einer Person (Vanhees, Lefevre et al. 2005). Dafür stehen wie im vorangegangenen Abschnitt dargelegt, Messverfahren mit ihren individuellen Vor- und Nachteilen zur Verfügung. Wie aus der Abbildung 2 erkennbar ist, sind beispielsweise Fragebögen einfach in der Anwendung weisen jedoch Mängel bei der Validität erhobener Daten auf. Die DLW Methode hingegen ist genau im Bezug auf die gemessenen Daten, birgt jedoch Nachteile in dem sehr aufwendigen Versuchsaufbau und der Durchführung.

Wissenschaftliche Arbeiten auf dem Gebiet der Energieumsatzmessung bzw. der Messung körperlicher Aktivität lassen erkennen, dass in den letzten Jahren vermehrt Beschleunigungssensoren oder die Kombination mehrerer objektiver Verfahren angewandt

## 2. Theoretische Grundlagen

werden (Chen and Bassett 2005; Ward, Evenson et al. 2005; Troiano 2007; de Graauw, de Groot et al. 2010). Sie bieten einen guten Kompromiss aus hinreichender Genauigkeit und Praktikabilität der Messung. Darüber hinaus beansprucht die Beschleunigungsmessung den geringsten zeitlichen Aufwand, bei niedrigen Kosten und einer hohen Objektivität (Westerterp 2009). Für möglichst präzise Erhebungen ist es aber sinnvoll, mehrere Verfahren zu kombinieren, um die Nachteile einzelner Methoden zu kompensieren (Müller, Winter et al. 2010).

Dabei geht die Entwicklung dahin, die Aufnahme mehrerer objektiver Parameter in einem Gerät zu vereinen. Das Actiheart<sup>16</sup> ist beispielsweise ein Gerät, das in einigen Studien bei Kindern und Erwachsenen im Einsatz ist (Corder, Brage et al. 2005; Thompson, Batterham et al. 2006; Takken, Stephens et al. 2010). Generell zeigen diese Untersuchungen sehr akzeptable Schätzungen des Energieumsatzes (Brage, Brage et al. 2005; Spierer, Hagins et al. 2010).

In der vorliegenden Arbeit soll untersucht werden, in wie weit das Multi-Sensor-System Equivital in der Lage ist, in einer Population gesunder Probanden unterschiedlichen Alters, die Bewegung respektive den dabei erforderlichen Energieumsatz abzuschätzen. Bei der durchgeführten Studie handelt es sich um eine diagnostische Querschnittstudie mit analytischen sowie deskriptiven Eigenschaften (Weiß and Rzany 2010). Das Versuchsprotokoll mit neun Belastungskategorien unterschiedlicher Intensität absolvierte jeder Proband einmalig (siehe Abbildung 6). Während des Versuches zeichneten verschiedenen Messsysteme, die zu untersuchenden Parameter für jede Versuchspersonen individuell auf.

Auf Grundlage des praktischen Versuchsteils sollte im Anschluss ein mathematisches Modell erarbeitet werden. Dieses ließ sich nach verschiedenen Vorgaben variieren. Beispielsweise durch die Einbeziehung der aufgezeichneten Parameter bzw. darauf basierender Sekundärdaten als auch durch die Integration anthropometrischer Daten konnten die erstellten Modelle abgewandelt werden. Ziel war es, eine möglichst genaue Prognose der gemessenen Energieumsatzwerte durch das Modell zu erreichen. In einem zweiten Schritt erfolgte die Kreuzvalidierung der erstellten Modelle anhand des vorhandenen Probandenkollektivs.

---

<sup>16</sup> Ein neueres Modell wird hergestellt von der CamNtech Ltd in Cambridge, United Kingdom. Das Ältere Modell produzierte die Firma MetriSense in Bend, Oregon, USA.

### 3. Methodik

#### 3.1 Untersuchungsdesign

##### 3.1.1 Probanden

Es nahmen insgesamt 23 gesunde Probanden beider Geschlechter an dem Versuch teil. Die Rekrutierung der Probanden erfolgte gezielt durch persönliche Einladung, um ein möglichst breites Alters- und Fitnessspektrum abbilden zu können. Es fand ein ausführliches Aufklärungsgespräch bezüglich Inhalt und Ablauf des Versuches statt. Weiterhin erhielten die Probanden ein Informationsblatt ausgehändigt und wurden vor der Teilnahme um ihre schriftliche Einwilligung gebeten. Das Einverständnis der Ethikkommission für die Durchführung des Versuches lag vor.

Ausschlusskriterien für eine Teilnahme an der Studie waren ein pathologisches Ruhe-EKG, das Vorliegen einer akuten oder chronischen Erkrankung, die gegen eine Belastungsuntersuchung sprechen würden (z. B. Bluthochdruck und andere kardiovaskuläre Erkrankungen), sowie eine aktuelle Medikamenteneinnahme. Dies wurde im Rahmen der Anamnese und einer körperlichen Untersuchung erfasst.

**Tabelle 4:** Statistische Übersicht Probanden

	<b>Probanden n=23</b>	<b>Alter in Jahren</b>	<b>Größe in cm</b>	<b>Gewicht in kg</b>	<b>BMI in kg/m<sup>2</sup></b>	<b>Sportliche Betätigung in h/ w</b>
<b>weiblich</b>	8	23,4 ± 1,5	172,0 ± 5,5	64,0 ± 7,4	21,5 ± 1,7	3,1 ± 1,2
<b>männlich</b>	15	29,3 ± 8,1	185,9 ± 6,0	84,8 ± 15,9	24,5 ± 4,1	3,0 ± 2,0
<b>Mittelwert ± SD</b>	n=23	27,2 ± 7,1	181,0 ± 8,8	77,6 ± 16,8	23,5 ± 3,7	2,9 ± 1,7
<b>Bereich</b>	n=23	21,0 - 54,0	163,0 - 196,0	54,0 - 125,0	19,1 - 34,6	0,5 - 9,0
<b>Median</b>	n=23	25,0	183,0	73,0	22,4	3,0

Die Tabelle 4 gibt einen statistischen Überblick über erhobene Charakteristika der Untersuchungsteilnehmer. Die erfragte Anzahl der sportlich aktiven Stunden pro Woche sollte Anhaltspunkt für den Stand der körperlichen Fitness der Versuchspersonen sein.

#### **3.1.2 Praktische Durchführung**

Unter Einhaltung der Leitlinien zur Durchführung einer ergometrischen Belastung wurde alle Untersuchungen absolviert (Trappe and Löllgen 2000). Die ca. 1,5 Stunden dauernden Versuche fanden immer am Vormittag zwischen 8.00 und 12.30 Uhr statt. Der Einfluss der zirkadianen Rhythmik sollte so begrenzt werden (Bernard, Giacomoni et al. 1998). Alle Probanden waren angewiesen, nur eine leichte Mahlzeit bis spätestens 2 Stunden vor der Untersuchung einzunehmen. Zum einen minimierte dies den thermodynamischen Einfluss der Nahrung und zum anderen wurden negative Effekte der Verdauung auf die körperliche Belastbarkeit reduziert (Grams, Tegtbur et al. 2011).

Zudem waren alle Teilnehmer angehalten, 24 Stunden vor dem Versuch auf Alkohol zu verzichten und keine sportlichen Extrembelastungen durchzuführen. Ein extremer Konsum von Nikotin und Koffein war ebenfalls zu unterlassen, da ihr Einfluss auf die Herzschlagfrequenz und damit indirekt auf den Energieumsatz bewiesen ist (Li, Deurenberg et al. 1993; Livingstone 1997).

Die Versuche fanden in einem bei konstanter Temperatur klimatisierten, funktionsdiagnostischen Labor statt (siehe Abbildung 5). Vor Ort wurde nochmals kurz über die Geräte und deren Funktionen aufgeklärt. Die Probanden trugen Sportkleidung und die verschiedenen Geräte zur Messung der Untersuchungsdaten am Körper.

Das Equivital wurde, wie unten illustriert, am Brustkorb fixiert (Abbildung 3). Im Besonderen musste darauf geachtet werden, dass die Elektroden direkt auf der Haut auflagen. Zusätzlich zu dem mobilen Sensorsystem erhielten die Probanden eine flexible Atemmaske, die in unterschiedlichen Größen zur Verfügung stand. Die individuelle Anbringung der Atemmaske erfolgte so, dass Mund und Nase des Probanden vollständig bedeckt waren und keine Luft am Sensor vorbeigelangte. Die Maske war über eine Absaugstrecke und eine Datenleitung mit dem Spiroergometriegerät verbunden (Abbildung 4).

Das OxyconPro wurde einmal am Tag vor jeder Versuchsreihe, wie durch den Hersteller vorgeschrieben, geeicht (VIASYSHealthcareGmbH 2003). Der Start des Programmes Health Guard auf dem mobilen Pocket PC wurde parallel zu den erwähnten

### 3. Methodik

Vorbereitungen vollzogen. Der gesamte Versuchsaufbau ist in der Abbildung 5 veranschaulicht.

**Abbildung 3:** Equivital mit Brustgurt



**Abbildung 4:** Gesichtsmaske mit Sensor



Quelle: Bild aus Hidalgo Limited 2011

**Abbildung 5:** Versuchsaufbau mit Laufband, indirekter Kalorimetrie und graphischer Benutzeroberfläche



### 3. Methodik

Um die Sicherheit für die Probanden auf dem Laufband zu gewährleisten, trugen sie ein Sicherungsgurtsystem verbunden mit einem Seil. Dieses System stoppte, falls notwendig, das Laufband. Die Testpersonen wurden darauf hingewiesen, den Versuchsleiter bei Anzeichen von körperlichem Unwohlsein (Schwindel, Übelkeit, Schmerzen oder Engegefühl in der Brust) zu informieren. Zudem wurde den Testpersonen versichert, dass ein Abbruch der Untersuchung jederzeit und ohne Angabe von Gründen möglich wäre. Als Abbruchkriterium von Seiten des Untersuchers galten das Erreichen der altersentsprechenden maximalen Herzschlagfrequenz bzw. die subjektive Erschöpfung.

Abbildung 6 gibt einen Überblick über den Versuchsverlauf. Das Belastungsprotokoll umfasste neun Aktivitäten unterschiedlicher Art und Intensität. Es waren für eine Belastungskategorie immer fünf volle Minuten Aufnahmezeit veranschlagt. Die Probanden waren instruiert, während der Messung nur im Ausnahmefall zu sprechen, um damit eine Beeinflussung des Atemmusters und damit assoziierter physiologischer Kennwerte ( $\text{VO}_2$ ,  $\text{VCO}_2$ , RQ) zu vermeiden. Während der Pausen zwischen den einzelnen Aktivitäten war die Kommunikation zwischen Proband und Versuchsleiter gestattet und teilweise notwendig. Zwischen den Belastungsstufen auf dem Laufband wurden keine Pausen absolviert, um das Erreichen des Steady-State<sup>17</sup> nicht zu verzögern.

In immer gleicher Reihenfolge für alle Probanden erfolgte zu Beginn einer Untersuchung die Ruheenergieumsatzmessung im ‚Liegen‘ (1) und ‚Sitzen‘ (2). Sie wurden auf einer Standarduntersuchungsliege durchgeführt.

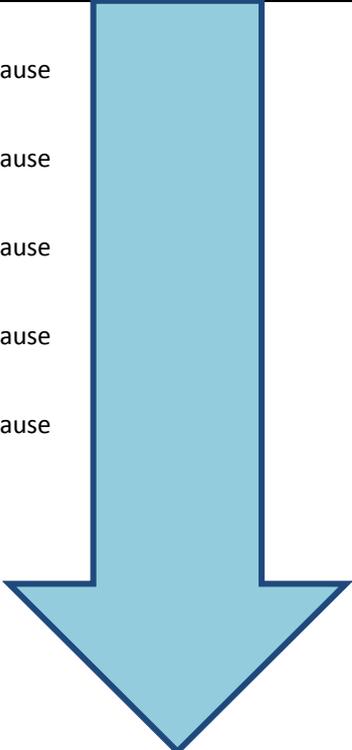
Die folgenden Belastungskategorien ‚Rechnen‘ (3), ‚Schreiben‘ (4) und ‚Büchersortieren‘ (5) sind aufgrund einer leicht höheren körperlichen Aktivität mit einem potentiell höheren Energieaufwand verbunden. Insbesondere das Kopfrechnen beinhaltet eine zusätzliche kognitive Beanspruchung. Es wurde auf vorgedruckten Bögen durchgeführt. Die mathematischen Aufgaben beinhalteten verschiedene Grundrechenoperationen mit den Zahlen von null bis neun. Nach Lösen der Kopfrechenaufgabe sollte allein das Ergebnis als Zahl in ein vorgegebenes Kästchen eingetragen werden. Es durften keine Zwischenschritte notiert und die Aufgaben sollten so schnell wie möglich gelöst werden.

---

<sup>17</sup> SteadyState ist hier im Sinne von gleichförmiger Bewegung und annähernd konstanten, gleichbleibenden Werten für Sauerstoffaufnahme und Kohlendioxidabgabe gemeint.

**Abbildung 6:** Übersicht Versuchsablauf

Belastungskategorie	Zeit
1 Liegen	5 min
	individuelle Pause
2 Sitzen	5 min
	individuelle Pause
3 Rechnen	5 min
	individuelle Pause
4 Schreiben	5 min
	individuelle Pause
5 Sortieren	5 min
	individuelle Pause
6 4 km/h	5 min
	keine Pause
7 6 km/h	5 min
	keine Pause
8 8 km/h	5 min
	keine Pause
9 10 km/h	5 min



Während der Belastungskategorie ‚Schreiben‘ mussten die Probanden zu einer vorgegebenen Zeit bestimmte Zahlen in die dafür vorgesehenen Stellen eintragen. Es wurde dabei sichergestellt, dass die gleiche Art und der gleiche Umfang von Zahlen wie bei der Belastungskategorie ‚Rechnen‘ eingehalten wurde. Die motorische Anforderung war somit vergleichbar, während die psychische Belastung während des Kopfrechnens eine deutlich höhere Intensität aufweisen sollte. Ein Beispiel für die Aufgaben und deren Lösung befindet sich im Anhang (siehe 8.1).

Die Belastungskategorie ‚Büchersortieren‘ (5) umfasste dynamische muskuläre Aktivität des Rumpfes und der oberen Extremität mit statischen Komponenten. Hier wurden zwei Bücher mit einem Gesamtgewicht von 3,4 kg auf einem Tisch von links nach rechts oder umgekehrt an vorgegebene Stellen gestapelt. Die beiden Orte waren ca. 1 m voneinander entfernt. Ein optisches Signal alle 2 s stellte sicher, dass alle Versuchspersonen den gleichen Umfang absolvierten.

Im letzten Abschnitt des Versuches absolvierten alle Probanden auf einem Laufband verschiedene Geschwindigkeiten. Nach einer kurzen Eingewöhnung wurden die

Geschwindigkeiten 4 und 6 km/h gehend bewältigt. Die Absolvierung von 8 und 10 km/h erfolgte laufend. Nach der Belastungskategorie 9 (Laufen bei 10 km/h) war der Versuch beendet. Abschließend wurden die Geräte entfernt und ausgeschaltet.

## 3.2 Messsysteme

### 3.2.1 Equivital

Das Equivital ist ein mobiles Sensorsystem der Firma Hidalgo. Dieses System kann die am Körperstamm einwirkende Beschleunigung mit Hilfe eines integrierten triaxialen Beschleunigungssensors (ADXL 330. Small, Low Power, 3-Axis  $\pm 3$  g iMEMS® Accelerometer) aufzeichnen (AnalogDevices 2007). Es verfügt darüber hinaus über die Möglichkeit, physiologische Parameter zu erfassen (Howard 2007; Neubert 2010). Ein spezieller Brustgurt nimmt mit Hilfe von Elektroden kardiale Parameter auf, unter anderem das RR-Intervall und die Herzschlagfrequenz. Zusätzlich ist die Aufzeichnung von Atemfrequenz und Temperatur durch weitere Sensoren möglich.

Das gesamte System wiegt nur 175 g, bestehend aus Sensorsystem und Brustgurt. Wie in Abbildung 3 zu sehen, wird es um den Brustkorb eines Probanden angebracht. Die Entwicklung des Systems erfolgte ursprünglich, um Personen in gefährlichen Situationen (Feuerwehrleute, Militär, u.a.) medizinisch überwachen zu können (Hidalgo Limited 2011). Es kann aber auch im Bereich der Präventivmedizin/ Telemedizin genutzt werden (Neubert, Arndt et al. 2010).

Folgende Parameter wurden während des Versuches durch das Equivital aufgezeichnet (die Bezeichnung der Daten beruht auf den Angaben des Gerätes):

**Zeit:** Die Systemzeit des Equivital gibt die Zeit seit dem Start des Versuches an und ist wichtig um eine zeitliche Synchronisation der verschiedenen, verwendeten Geräte zu ermöglichen.

**Acc Lat, Acc Vert, Acc Long:** Die Beschleunigungsdaten (Acc), gemessen in drei Achsen, werden der Reihenfolge nach mit lateral (Lat), vertikal (Vert) und longitudinal (Long) bezeichnet. Das Gerät zeichnet diese in einem Abstand von 1/ 25 Sekunden (25 Hertz) auf. Laut Hersteller erfolgt die Angabe der Werte für die jeweiligen Achsen in der Einheit mg (Kohlrausch, Aschenbrenner et al. 1996). Abhängig von der Lage des Sensors

zu den drei Raumrichtungen besteht für die Beschleunigungsdaten zudem ein interner, konsistenter Offset.

**R-R Intervall:** Dieses Intervall entspricht dem zeitlichen Abstand zwischen zwei aufeinander folgenden R-Zacken des QRS-Komplexes. Die Abstände werden durch das Equivital mit einer Genauigkeit von 4 Millisekunden angegeben und ermöglichen die Berechnung der schlaggenauen Herzschlagfrequenz (instantane Herzschlagfrequenz =  $60000\text{ms}/\text{aktueller R-R-Abstand}$ ).

Alle 15 Sekunden gibt das Equivital zudem Auskunft über:

**HR:** Die Herzschlagfrequenz wird in Schlägen/ Minute angegeben.

**BR:** Die Angabe der Atemfrequenz geschieht in Atemzügen/ Minute.

#### 3.2.2 Oxycon

Das OxyconPro der Firma VIASYS Healthcare<sup>18</sup> ist ein stationäres Spiroergometriegerät. Nach der Eingabe probandenspezifischer Daten über eine Benutzeroberfläche, u.a. Größe, Gewicht und Alter zeichnet dieses Messgerät Atemgasvolumina und Atemgaskonzentrationen auf. Es eignet sich, neben der Diagnostik verschiedener Lungenvolumina, für die indirekte Kalorimetrie. Die Volumenmessung erfolgt durch Analytoren am Triple V-Sensor<sup>19</sup> des Gerätes.

Die O<sub>2</sub>/ CO<sub>2</sub>- Konzentrationsmessung<sup>20</sup> erfolgt über Sensoren innerhalb des Systems. Das OxyconPro kann, über in das Programm eingebundene mathematische Formeln, den

---

<sup>18</sup>Die VIASYS Healthcare, früher JAEGER, ist ein Warenzeichen bzw. eingetragenes Warenzeichen der CareFusion Company bzw. einer ihrer Tochtergesellschaften, CareFusion Germany 234 GmbH, Höchberg, Deutschland.

<sup>19</sup>Ventilationsmessung durch hochgenauen bidirektionalen, digitalen Volumen-Sensor [TripleV-Sensor]/ Messbereich Genauigkeit: Ventilation [V'E] 0 bis 300 L/min 2% oder 0,05 L/min, O<sub>2</sub>-Aufnahme [V'O<sub>2</sub>] 0 bis 7 L/min 3% oder 0,05 L/min, CO<sub>2</sub>-Abgabe [V'CO<sub>2</sub>] 0 bis 7 L/min 3% oder 0,05 L/min, RQ 0,6 bis 2,0 4%; Volumensensor: Volumen 0 bis 10 L, Genauigkeit 50 ml oder 2%, Auflösung 3 ml, Flow 0 bis 15 L/s, Genauigkeit 70 ml/s oder 3%, Widerstand < 0,1 kPa/L/s bei 15 L/s.

<sup>20</sup> O<sub>2</sub>-Analysator-Hochgeschwindigkeitsanalysator: differenzial-paramagnetisches Messprinzip, Bereich 0 - 25% 0 - 60% 0-100%, Genauigkeit 0,05% 0.2% optional, Auflösung 0,01% 0,02%, Stabilität 0,02%/h, Min. Anstiegszeit T10-90 40ms; CO<sub>2</sub>-Analysator-Hochgeschwindigkeitsanalysator: Messprinzip der

### 3. Methodik

Energieumsatz bestimmen (Care Fusion Germany 234 GmbH 2009) (siehe Abbildung 4 und Abbildung 5).

Die Messung der relativen Sauerstoffaufnahme erfolgt ohne zeitliche Verzögerung und mit sehr hoher Genauigkeit (Abweichung: maximal 3% oder 0,05 l/ min) (VIASYS Healthcare GmbH 2003)

Die Ausgabe der Daten des OxyconPro teilt sich in 5 Sekundenintervalle. Nach der Aufzeichnung fließen dann die im Folgenden aufgeführten Parameter in die weiteren Bearbeitungen und Berechnungen ein (die Bezeichnung der Daten beruht auf den Angaben des Gerätes):

**Zeit:** Die Systemzeit des OxyconPro ermöglicht die zeitliche Synchronisation der verschiedenen Messgeräte.

**BF:** Die Angabe der Atemfrequenz erfolgt in Atemzügen/ Minute.

**VO<sub>2</sub>, VO<sub>2</sub>/kg:** Die relative und absolute Sauerstoffaufnahme in ml/ min bzw. ml/ min pro kg sind Grundlage zur Bestimmung des Energieumsatzes. Programmintern wird die Formel nach de Weir zur Energieumsatzberechnung angewendet (Weir 1949).

**VCO<sub>2</sub>:** Die absolute Kohlendioxidproduktion in ml/ min fließt in die interne Formel zur Berechnung des Energieumsatzes ein.

**RQ:** Der RQ bzw. der Respiratorische Quotient bezeichnet das Verhältnis von produziertem Kohlendioxid zu aufgenommenem Sauerstoff. Er variiert abhängig von den Anteilen der Substrate (Kohlenhydrate, Fette und Eiweiße) am Gesamtenergieumsatz. (siehe auch Kap. 2.3.1.)

**EE:** Der Energieumsatz in kcal/ d wird mit der bereits im Programm OxyconPro voreingestellten Formel:  $EE = 1,59 VCO_2 + 5,68 VO_2 - 2,17 UN$ , berechnet.

Alle Angaben erfolgen nach der VIASYS Healthcare GmbH OxyconPro Gebrauchsanweisung Version 4.6 2003 (VIASYS Healthcare GmbH 2003).

Das verwendete Laufband H/P-cosmos Pulsar<sup>21</sup> ist ein motorgetriebenes Laufband mit einer Lauffläche von 190 x 65 cm, einer maximalen Bandgeschwindigkeit von 40 km/h

---

Infrarotabsorption, Bereich 0 - 15%, Genauigkeit 0,05%, Auflösung 0,01%, Stabilität 0,02%/h, Min. Anstiegszeit T10-90 40ms.

<sup>21</sup> H/P Cosmos Sports & Medical GmbH, Deutschland

und einer maximalen Steigung von 25 %. Es ist über ein Computersystem mit der Nutzeroberfläche des OxyconPro verbunden.

#### **3.2.3 Personal Pocket Computer**

Der Handheld Computer wird im Versuch verwendet, um die zeitliche Synchronisation von Equivital und OxyconPro zu realisieren. Mit diesem Gerät besteht zusätzlich die Möglichkeit die einzelnen Belastungskategorien im Versuchsverlauf aufzuzeichnen. Dazu kommt das Programm Health Guard, zur Anwendung (Neubert, Arndt et al.).

#### **3.3 Datenanalyse und mathematische Berechnungsverfahren zu Modellerstellung**

Die aufgenommenen Messdaten standen nach dem Datenexport jeweils als digitale Textdateien zur Verfügung. Das Verdichten, Zusammenführen und die zeitliche Synchronisation der Daten erfolgte mit Hilfe eines in MS Excel 2007 geschriebenen Programmes (Eigenentwicklung). Dabei galt es unter anderem, die unterschiedliche zeitliche Auflösung der Messdaten (siehe Abschnitt 3.3) anzupassen. Berechnet und analysiert wurden 30-Sekunden-Mittelwerte der Gasstoffwechselgrößen, der vom Equivital ermittelten Herzschlag- und Atemfrequenzen sowie berechnete 30-Sekunden-Werte der Beschleunigungsdaten.

Für jede Belastungskategorie der einzelnen Versuchsteilnehmer standen Daten im zeitlichen Umfang von fünf Minuten zur Verfügung. Die Auswertung wurde erst nach einer Minute begonnen und lediglich die mittleren drei Minuten eingeschlossen. Die individuell variablen physiologischen Umstellungsvorgänge am Anfang einer Belastung waren so beendet und für die Analyse standen repräsentative Steady-State Bedingungen zur Verfügung (McGregor, Busa et al. 2009). Die letzte Minute wurde nicht in die Auswertungen einbezogen, weil nur so eine exakte zeitliche Differenzierung der einzelnen Kategorien möglich war.

Die Belastungskategorien sind in den folgenden Tabellen und Grafiken mit den Zahlen von eins bis neun bezeichnet. Eine Datenübersicht mit Schwerpunkt auf die einzelnen Kategorien und die Nummerierungen sind Tabelle 5 zu entnehmen. Insgesamt gingen 1.200 Datensätze in die Auswertung ein.

**Tabelle 5:** Datenübersicht Belastungskategorien

<b>Belastungskategorie</b>	<b>Bezeichnung</b>	<b>Probanden</b>	<b>Anzahl der Datensätze</b>
<b>Liegen</b>	1	23	138
<b>Sitzen</b>	2	23	138
<b>Rechnen</b>	3	23	138
<b>Schreiben</b>	4	23	138
<b>Sortieren</b>	5	23	138
<b>Gehen mit 4 km/h</b>	6	23	138
<b>Gehen mit 6 km/h</b>	7	23	138
<b>Laufen mit 8 km/h</b>	8	22 *	134
<b>Laufen mit 10 km/h</b>	9	16 *	100

\* Die Datensätze reduzierten sich, da einige Probanden die BK vor dem geplanten Ende abbrechen mussten.

### 3.3.1 Sekundäre Beschleunigungsdaten

Eine der drei Komponenten, die durch das mobile Sensorsystem aufgezeichnet werden, ist die Beschleunigung. Laut Herstellerangaben erfolgt die Ausgabe der aufgezeichneten Werte in der Einheit mg. Um die Höhe der Beschleunigung zu einem bestimmten Zeitpunkt zu berechnen, müssen die einzelnen absoluten Werte für die drei Achsen ( $Acc_x$ ,  $Acc_y$  und  $Acc_z$ ) zu eben diesem Zeitpunkt summiert werden. In verschiedenen Publikationen ist ein hoher Zusammenhang zwischen Beschleunigungswerten und Energieumsatz beschrieben (Bouten, Westerterp et al. 1994; Melanson and Freedson 1995; Hendelman, Miller et al. 2000).

Bei der Verwendung von unverarbeiteten Sensorrohdaten ergibt sich aufgrund des bidirektionalen Charakters physiologischer Beschleunigungsdaten in der Regel kein statistischer Zusammenhang zum tatsächlichen Energieumsatz. Mathematische Berechnungsverfahren und Modelle, die eine Weiterverarbeitung der Rohdaten beinhalten, zeigen im Vergleich dazu meist hohe Zusammenhänge mit dem tatsächlichen

Energieumsatz (Bouten, Westerterp et al. 1994; Nichols, Morgan et al. 1999). Nachfolgend werden die drei für diese Studie neu entwickelten und angewendeten Verfahren für die Analyse von hochaufgelösten triaxialen Beschleunigungsrohdaten beschrieben (Weippert, Stielow et al. 2013)

#### *Methode A (ODBA)*

Die Verwendung von Durchschnittswerten der Beschleunigung in einem Intervall von 30 Sekunden vernachlässigt die Variabilität der gemessenen Werte dieses Zeitraumes. Um dem einzelnen Wert der im Abstand von einem 25-ten Teil einer Sekunde gemessenen Beschleunigung mehr Gewicht zu geben, bietet sich u. a. die im Folgenden erläuterte Methode A an.

Jeder gemessene Wert wird in eine positive Zahl umgewandelt. Die dadurch entstehende Zahl beschreibt die auf den Probanden einwirkende Beschleunigung in einer der gemessenen Achsen. Für jede der drei Achsen des Beschleunigungssensors und jeden Zeitpunkt der Messung ist diese Operation durchzuführen.

Es ergibt sich in der weiterführenden Untersuchung, dass abhängig von der Lage des Sensors zur Erdachse unterschiedliche, aber für eine Belastungskategorie konsistente und somit systematische Abweichungen der Beschleunigungsdaten (Offset)<sup>22</sup> auftreten. Um diesen Offset zu eliminieren, schließen sich die folgenden Berechnungsschritte an.

Für jede untersuchte körperliche Aktivität einer Person ist der Durchschnitt der Akzelerometriewerte einer Achse bestimmt. Der Berechnung eines Wertes des laufenden Durchschnittes erscheint sinnvoll, ist aber für die vorliegenden Daten bezüglich der Ergebnisse unerheblich. Um die Abweichungen von der Nulllinie bedingt durch variierende Körperpositionen und statische Elemente der Beschleunigungsmessung zu eliminieren, kann der berechnete Durchschnittswert von den gemessenen Rohdaten genau eines Zeitpunktes subtrahiert werden. Die absoluten, korrigierten Werte der drei Achsen (x, y, z) können dann für einen Zeitraum von 30 Sekunden integriert werden, um sie im Anschluss daran durch Summation in einem Wert zu vereinen.

---

<sup>22</sup> Offset ist hier gleichzusetzen mit einer Abweichung des gemessenen Beschleunigungswertes um einen für eine Belastungskategorie beständigen Wert. Um die durch diesen Wert verursachten Fehler zu eliminieren werden die beschriebenen Berechnungsschritte angewandt.

### 3. Methodik

$$A (ODBA) = \int_{t_0}^{t_0+T} |ACC_x(t) - \overline{ACC_x}| dt + \int_{t_0}^{t_0+T} |ACC_y(t) - \overline{ACC_y}| dt \\ + \int_{t_0}^{t_0+T} |ACC_z(t) - \overline{ACC_z}| dt$$

Die Startzeit des untersuchten Zeitabschnittes entspricht  $t_0$  und  $T$  ist gleich dem untersuchten Zeitraum von 30 Sekunden. Ein vergleichbares Verfahren für den Umgang mit Akzelerometriedaten beschreibt beispielsweise C. V. Bouten et al. (Bouten, Westerterp et al. 1994; Gleiss, Wilson et al. 2011; Qasem, Cardew et al. 2012).

Dieses hier als Methode A (ODBA) bezeichnete Vorgehen ergibt einen vom Offset befreiten Zahlenwert, der für die weitere statistische Auswertung zur Verfügung steht. Die Überlegung bei dieser Berechnung ist, dass der Wert nach Integration der Beschleunigung zwar aus physikalischer Sicht der Geschwindigkeit entspricht, aber laut der Formel:

$$\text{Kinetische Energie} = 1/2 \times \text{Masse} \times \text{Geschwindigkeit}^2$$

ein direkter Zusammenhang zur kinetischen Energie besteht. Kinetische Energie wiederum entsteht bei Bewegung und lässt sich mittels Beschleunigung definieren. Da die kinetische Energie einen wesentlichen Teil der Gesamtenergie des Systems darstellt, ist so ein logischer Zusammenhang zum Energieumsatz der untersuchten Personen herstellbar.

#### *Methode B (TAV)*

Die Methode B – die Berechnung der verzögerungsfreien Vektorvariabilität – beruht auf der Erstellung von dreidimensionalen mathematischen Vektoren. Ein Beschleunigungsvektor zum Zeitpunkt  $t$  ( $ACC(t)$ ) ist durch die folgende Formel definiert.

$$ACC(t) = \begin{bmatrix} ACC_x(t) \\ ACC_y(t) \\ ACC_z(t) \end{bmatrix}$$

Die verzögerungsfreie Bestimmung der Vektorvariabilität (AV) ist anschließend durch die angegebene Formel möglich.

$$AV(kT_S) = \|ACC(kT_S) - ACC((k-1)T_S)\|$$

### 3. Methodik

Wobei  $k = 0, 1, 2 \dots$  ganzzahlig ist und einen Zeitpunkt der Untersuchung definiert,  $T_s$  der ausgewählten Periode entspricht und innerhalb der Doppelklammern  $\|\cdot\|$  die Euklidische Norm, die Länge des Vektors aus den drei Komponenten der Beschleunigungsachsen, berechnet wird. Wenn sich keine Änderung zum vorhergehenden Zeitpunkt in der Länge des Vektors ergibt, kann dieser auch den Wert Null annehmen.

Die Errechnung der gesamten Vektorvariabilität (TAV) innerhalb des untersuchten Zeitraumes (T) von 30 Sekunden ist durch die folgende Formel festgelegt:

$$B(TAV) = \sum_{t \in T} AV(t)$$

Im Anschluss erfolgt die statistische Auswertung der verzögerungsfrei gemessenen Vektorvariabilität (TAV) in Bezug auf den gemessenen Energieumsatz.

#### *Methode C (VeDBA)*

Die Erstellung von Vektoren aus den drei Achsen  $Acc_x$ ,  $Acc_y$  und  $Acc_z$  ist ebenfalls Grundlage der Methode C. Es wird wiederum die Euklidische Norm des Vektors zu einem Zeitpunkt bestimmt.

$$\|ACC(t)\| = \sqrt{|ACC_x(t)|^2 + |ACC_y(t)|^2 + |ACC_z(t)|^2}$$

Wenn  $\overline{\|ACC\|}$  gleich der Vektorlänge innerhalb des untersuchten Zeitraumes von  $T = 30$  Sekunden entspricht, dann wird die VeDBA nach der folgenden Formel berechnet.

$$C(VeDBA) = \sum_{t \in T} (\|ACC(t)\| - \overline{\|ACC\|})$$

Der berechnete Wert beschreibt die Schwankungen der gemessenen Beschleunigung um den Mittelwert der jeweiligen Person in einer Belastungskategorie. Ähnliche Berechnungsmethoden sind unter anderem von S. J. McGregor et al. beschrieben (McGregor, Busa et al. 2009; Qasem, Cardew et al.).

#### *Variationskoeffizient*

Der Variationskoeffizient ist eine statistische Kenngröße. Er beschreibt die Ausprägung der Schwankung eines Parameters um seinen Mittelwert und ist normiert. Die Berechnung erfolgt durch Division der Standardabweichung durch den Mittelwert. Er wird meist in Prozent angegeben, weil bei der Division durch den Mittelwert eine relative Kenngröße entsteht und diese bei verschiedenen Messreihen sehr gut vergleichbar ist (Fassl 1999; Weiß and Rzany 2010).

Im Falle der Berechnung des Variationskoeffizienten der Beschleunigung in den Belastungskategorien ist demzufolge erkennbar, wie hoch die Schwankung dieser Werte in den einzelnen Kategorien ist. Da bei der Berechnung des Variationskoeffizienten alle Werte innerhalb von 30 Sekunden (Auflösung von 25 Hz) verwendet werden, kommt es bei einer hohen Zahl von Beschleunigungsänderungen zu einem hohen Variationskoeffizienten.

#### **3.3.2 Modellentwicklung und statistische Datenanalyse**

Zur Beschreibung des Energieumsatzes mit Hilfe von Beschleunigungsdaten werden vorwiegend lineare Modelle genutzt. Auch wenn andere mathematische Anpassungsverfahren, wie quadratische oder kubische Berechnungen, ebenfalls untersucht sind, zeigen sie im Allgemeinen keinen nennenswerten Informationsgewinn gegenüber linearen Regressionsmodellen (Brage, Brage et al. 2005; Brage, Brage et al. 2006; McGregor, Busa et al. 2009). Die unter 3.3.1 beschriebenen Modelle wurden mittels IBM SPSS Statistics 19 auf Grundlage einer schrittweisen multiplen, linearen Regression erstellt.

Für die sekundären Beschleunigungsdaten (Methode A, B und C) und die gemessenen Atem- und Herzschlagfrequenzwerte wird aufgrund der anzunehmenden Assoziationen mit der Höhe des Energieumsatzes in einem explorativen Schritt die Wertigkeit als Vorhersageparameter mittels der Änderung in  $R^2$  geprüft. Gleiches gilt auch für den Body Mass Index (BMI) als anthropometrischer Parameter sowie die soziodemografischen Variablen ‚Alter‘, ‚Geschlecht‘ und ‚Höhe der selbstberichteten regelmäßigen körperlichen Aktivität‘. Wenn keine Verbesserung des Vorhersagewertes nachweisbar war, konnte die untersuchte Variable aus den weiteren Berechnungen ausgeschlossen werden.

Die statistische Auswertung erfolgte anschließend unter Nutzung von Microsoft Office Excel 2007 und IBM SPSS Statistics 19. Für grafische Darstellungen

### 3. Methodik

wurde auf Microsoft Office Word 2007, Microsoft Office Powerpoint 2007 und GIMP 2.6 zurückgegriffen.

Bei der Analyse der Daten kamen, wie im Folgenden erläutert, verschiedene mathematische und statistische Verfahren zur Anwendung. Die Überprüfung der Daten auf Normalverteilung erfolgte mittels des Tests nach Kolmogorov-Smirnov (Janssen and Laatz 2007; Weiß and Rzany 2010). Da nicht alle Daten eine Normalverteilung aufwiesen, wurden neben dem Mittelwert und der Standardabweichung, Median und Spannweite berechnet. Die grafische Darstellung nicht normalverteilter Messgrößen erfolgte mittels Boxplots.

Für die Überprüfung eines statistischen Zusammenhanges wurde bei fehlender Normalverteilung der Koeffizient nach Spearman-Rho berechnet (Fahrmeir 2005; Weiß and Rzany 2010). Seine Ausprägung definiert die Höhe des (linearen) statistischen Zusammenhanges zwischen Variablen (Tabelle 6).

**Tabelle 6:** Korrelationskoeffizient und Größe des statistischen Zusammenhanges

$r = 0$	Kein Zusammenhang
$0 < r \leq 0,4$	Geringer Zusammenhang
$0,4 < r \leq 0,7$	Mittlerer Zusammenhang
$0,7 < r < 1$	Großer Zusammenhang
$r = 1$	Vollständiger Zusammenhang

Quelle: angelehnt an Hütter 2009; Weiß and Rzany 2010

Um die Belastungskategorien auf Unterschiede bezüglich gemessener Parameter zu untersuchen, kam der Test nach Mann-Whitney zum Einsatz (Rönz 1994). Er basiert auf der Prüfung der Signifikanz der Mittelwertunterschiede. Die Einteilung der Signifikanzniveaus sind in Tabelle 7 dargestellt.

**Tabelle 7:** Irrtumswahrscheinlichkeit mit Signifikanzniveau

$p > 0,05$	nicht signifikant	n. s.
$p < 0,05$	signifikant	*
$p < 0,01$	hoch signifikant	**

Quelle: angelehnt an Hütter 2009; Weiß and Rzany 2010

#### **3.3.3 Modell- und Validierungsgruppe – Kreuzvalidierung und Bland-Altman Analyse**

Zur Erstellung und Validierung der Modelle für die Energieabschätzung erfolgte eine randomisierte Teilung der Untersuchungsgruppe in zwei Stichproben, wie dies ähnlich bereits anderweitig aufgeführt ist (Ekelund, Sjoström et al. 2001; Corder, Brage et al. 2005; Corder, Brage et al. 2007). Dabei entstanden hinsichtlich soziodemographischer und anthropometrischer Merkmale homogene Untergruppen. Eine statistische Übersicht über die beiden Stichproben, im Weiteren kurz als Modellgruppe (Gruppe 1) und Validierungsgruppe (Gruppe 2) bezeichnet, gibt Tabelle 8.

Die Messdaten der Gruppe 1 dienen der Entwicklung der Schätzmodelle. Im Rahmen einer Kreuzvalidierung erfolgte die Prüfung der entwickelten Energieumsatzmodelle anhand der Daten der Gruppe 2 (Picard and Dennis 1984). Neben der Berechnung des Korrelationskoeffizienten zwischen modellierter und gemessener Sauerstoffaufnahme bzw. den äquivalenten MET-Werten wurde die graphische Methode nach Bland-Altman angewendet, um die Genauigkeit der Messung beurteilen zu können (Bland and Altman 1986). Sie ermöglicht die Darstellung der mittleren Abweichung (Bias), die Streuung der Abweichung (Limits of Agreement) und eine Prüfung der Abhängigkeit derselben vom Messniveau.

**Tabelle 8:** Statistische Übersicht Modell- und Vergleichsgruppe

<b>Modell- gruppe</b>	<b>Probanden n=12 5 weiblich 7 männlich</b>	<b>Alter in Jahren</b>	<b>Größe in cm</b>	<b>Gewicht in kg</b>	<b>BMI in kg/m<sup>2</sup></b>
<b>Mittelwert ± SD</b>	n=12	27,4 ± 8,3	180,7 ± 10,2	79,1 ± 19,7	23,9 ± 4,0
<b>Median</b>	n=12	25,0	183,0	76,0	22,7
<b>Vergleichs- gruppe</b>	<b>Probanden n=11 3 weiblich 8 männlich</b>	<b>Alter in Jahren</b>	<b>Größe in cm</b>	<b>Gewicht in kg</b>	<b>BMI in kg/m<sup>2</sup></b>
<b>Mittelwert ± SD</b>	n=11	26,8 ± 5,4	181,8 ± 6,7	77,5 ± 13,2	23,4 ± 3,4
<b>Median</b>	n=11	25,0	181,5	72,5	22,3

### 4. Ergebnisse

Eine deskriptive Statistik der Untersuchungsgruppe findet sich bereits im Kapitel der Methodik, sodass an dieser Stelle auf Tabelle 4 verwiesen wird. Von den 23 Probanden absolvierten 16 alle Kategorien von Liegen bis Laufen bei einer Geschwindigkeit von 10 km/h. Eine Person lief nur 2 Minuten die Geschwindigkeit von 10 km/h. Fünf Personen liefen die letzte Belastungskategorie mit der Laufgeschwindigkeit 10 km/h gar nicht. Eine Person lief die Belastungskategorie mit einer Geschwindigkeit von 8 km/h nur 3 Minuten. Dies erklärt die verringerte Anzahl von Datensätzen in den hohen Belastungskategorien (siehe Tabelle 5).

#### 4.1 Akzelerometrierohdaten und kardiorespiratorische Parameter im Vergleich zum gemessenen Energieumsatz

Die indirekte Kalorimetrie ist eine Referenzmethode für die Erfassung des Energieumsatzes. Die mit ihrer Hilfe gemessene Sauerstoffaufnahme ist nicht nur ein Maß für den Energieumsatz, sondern spiegelt – bezogen auf den individuellen Maximalwert – die Höhe der relativen Belastungsintensität wider. Gleichzeitig lässt sie sich leicht in das Metabolische Äquivalent (MET) als Parameter für den Energieumsatz umrechnen (Keytel, Goedecke et al. 2005; Lagally, Cordero et al. 2009; Osvath, Meszaros et al. 2009; Schiffer, Knicker et al.).

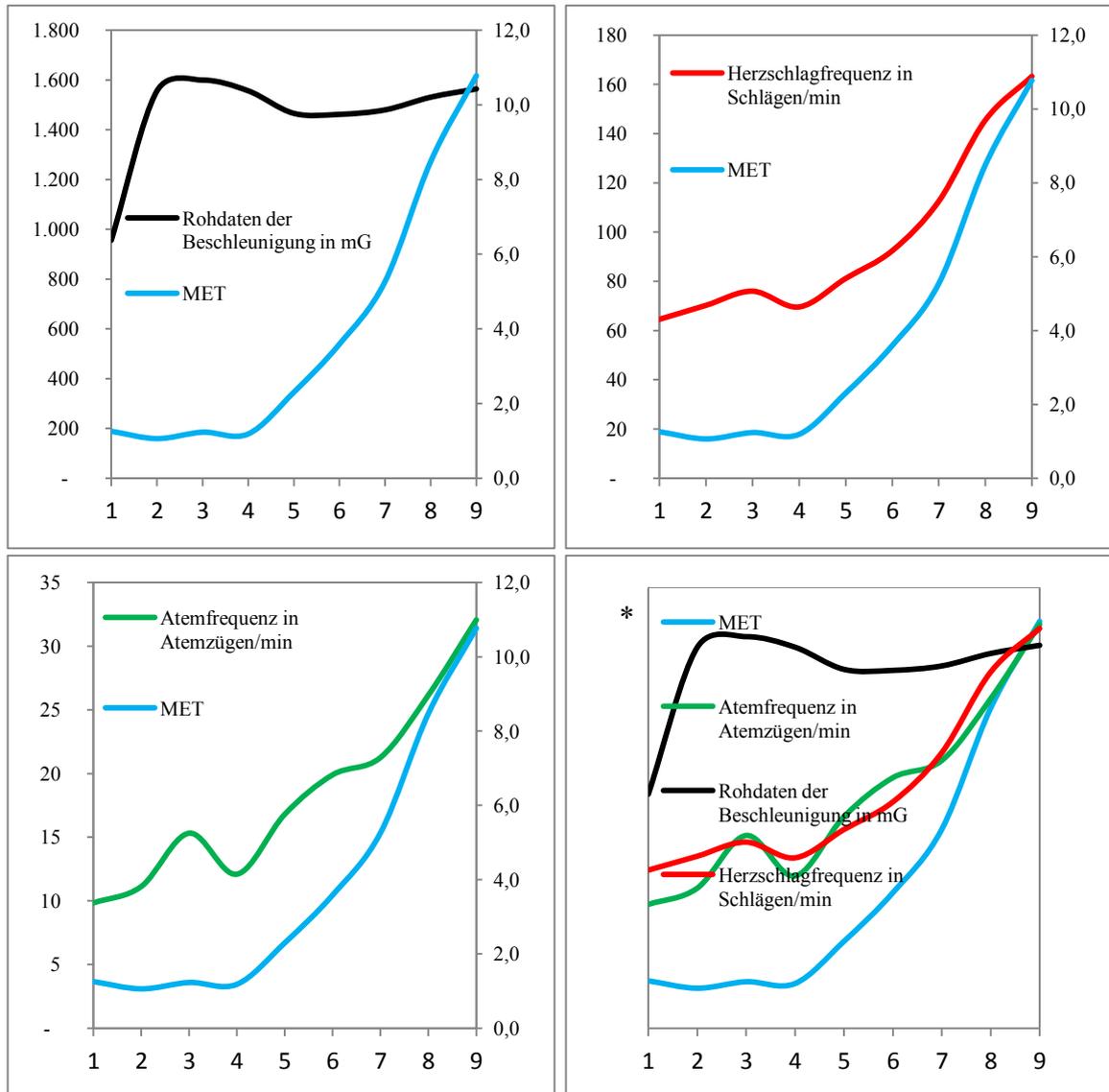
1 MET entspricht der relativen Sauerstoffaufnahme unter den Bedingungen des Ruheumsatzes. In der vorliegenden Untersuchung ist 1 MET festgelegt mit einem Sauerstoffverbrauch von 3,5 ml/kg/min. Dies ist gleichbedeutend mit einem Energieumsatz von 4,18 kJ/kg/h (Ainsworth, Haskell et al. 1993; Ainsworth, Haskell et al. 2000). Ein direkter Zusammenhang zwischen der relativen Sauerstoffaufnahme und dem Energieumsatz ist somit gegeben (siehe auch Abschnitt 2.2.3). Das Körpergewicht der Probanden ist bei der Messung des MET bereits berücksichtigt, sodass Messwerte von Probanden unterschiedlichen Gewichtes vergleichbar sind.

Zuerst werden nun in Abbildung 7 die gemessenen Daten (Beschleunigungsrohdaten, Herzschlagfrequenz und Atemfrequenz) des Equivital, dargestellt als Mittelwert einer Belastungskategorie, den MET-Äquivalenten, aufgezeichneten durch das stationäre System, gegenübergestellt. So sollen graphisch, mögliche Zusammenhänge zwischen der

## 4. Ergebnisse

Höhe des gemessenen MET und den vom Equivital aufgezeichneten Parametern kenntlich gemacht werden.

**Abbildung 7:** Graphische Darstellung zum Vergleich der gemessenen MET-Werte mit den kardio- respiratorischen Parametern des mobilen Sensorsystems in den Belastungskategorien 1 bis 9



\* Die Beschleunigungs-, Herzschlagfrequenz- und Atemfrequenzdaten entsprechen den Rohdaten des mobilen Sensorsystems. Für die Abbildung unten rechts wird die X-Achsenbezeichnung nicht definiert um die gefundenen graphischen und statistischen Zusammenhänge besser zu verdeutlichen. Sie entspricht den Einteilungen und Maximalwerten der vorangegangenen Grafiken.

#### 4. Ergebnisse

Die Grafiken und auch die statistische Auswertung mit Berechnung des Korrelationskoeffizienten nach Spearman-Rho belegen den hohen Zusammenhang zwischen der Herzschlag- und Atemfrequenz und den MET Äquivalenten (Tabelle 9). Demgegenüber ergibt sich jedoch zunächst kein Zusammenhang zwischen den MET-Äquivalenten und den Rohdaten der Beschleunigungsmessung.

**Tabelle 9:** Korrelationsanalyse relative Sauerstoffaufnahme gegen Beschleunigung, Herzschlagfrequenz und Atemfrequenz

<b>MET-Äquivalent</b>	<b>Beschleunigungswerte/ Rohdaten</b>	<b>Herzschlagfrequenz</b>	<b>Atemfrequenz</b>
<b>Korrelationskoeffizient nach Spearman-Rho</b>	- 0,005	<b>0,818</b>	<b>0,731</b>
<b>Signifikanz (2-seitig)</b>	n. s.	** < 0,01	** < 0,01
<b>Anzahl</b>	1200	1200	834

Grundsätzlich nimmt die Höhe des Energieverbrauches mit steigender Intensität der Aktivitäten zu. Die gemessenen Werte in den einzelnen Belastungskategorien sind dabei vergleichbar mit den in dem Kompendium für körperliche Aktivitäten dargestellten MET-Äquivalenten (siehe auch Tabelle 3) (Ainsworth, Haskell et al. 1993; Ainsworth, Haskell et al. 2000).

Die Belastungskategorien 1 bis 9 sind vergleichbar mit den Werten des Kompendiums für entsprechende Tätigkeiten. Dabei fallen im Vergleich die im Rahmen dieser Untersuchungen gemessenen Werte für die liegende und sitzende Ruhe leicht höher, die für Schreibtischtätigkeiten insgesamt etwas niedriger aus. Das Maximum der Abweichungen beträgt 0,61 MET für die Belastungskategorie ‚Schreiben‘ (4) entsprechend ca. 34 %. In den Belastungskategorien 6 bis 9 ist die Abweichung weniger ausgeprägt. Die Werte variieren dort in einem Bereich bis max. 0,7 MET, welches gleichbedeutend mit einer Abweichung von max. 7 % ist (siehe Tabelle 10).

**Tabelle 10:** Statistik MET-Äquivalente bei vergleichbaren Tätigkeiten des Kompendium für körperliche Aktivitäten

<b>Belastungs-kategorie</b>	<b>n</b>	<b>MET</b>	<b>Spannweite</b>	<b>MET-Vergleich</b>	<b>MET-Abweichung</b>
<b>Liegen</b>	138	1,27	0,39-2,42	1,0	+0,27 (27 %)
<b>Sitzen</b>	138	1,07	0,33-2,63	1,0	+0,07 (7 %)
<b>Rechnen</b>	138	1,23	0,17-2,97	1,8	-0,57 (32 %)
<b>Schreiben</b>	138	1,19	0,29-2,42	1,8	-0,61 (34 %)
<b>Sortieren</b>	138	2,31	0,61-4,31	2,5	-0,19 (8 %)
<b>4 km/h</b>	138	3,54	0,34-6,21	3,3	+0,14 (4 %)
<b>6 km/h</b>	138	5,27	1,86-8,68	5,0	+0,27 (5 %)
<b>8 km/h</b>	134	8,49	4,34-11,58	8,0	+0,49 (6 %)
<b>10 km/h</b>	100	10,70	5,68-13,49	10,0	+0,7 (7 %)

Quelle: angelehnt an Ainsworth, Haskell et al. 1993 und Ainsworth, Haskell et al. 2000

Die weitere statistische Auswertung der MET-Äquivalente erbringt die zu erwartenden Unterschiede zwischen den Belastungskategorien. Die statistische Prüfung des Unterschieds zwischen den Belastungskategorien ‚Liegen‘ (1) und ‚Rechnen‘ (3) mittels Mann-Whitney U-Test ergibt kein signifikantes Ergebnis. Dies zeigt, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den untersuchten Belastungskategorien vorliegt. Auch zwischen den Aktivitäten ‚Liegen‘ (1) und ‚Schreiben‘ (2), sowie ‚Rechnen‘ (3) und ‚Schreiben‘ (2) finden sich keine signifikanten Unterschiede bezüglich der MET-Äquivalente. Dagegen sind die Rangunterschiede bei allen anderen Paarungen jeweils signifikant, wenn die gemessenen Werte der MET-Äquivalente zwischen den einzelnen Belastungskategorien verglichen werden.

Anhand der Werte in Tabelle 11 ist erkennbar, dass die Höhe der vom mobilen Multisensorsystem gemessenen Beschleunigung zu verschiedenen Zeitpunkten innerhalb der gesamten Messreihe zwischen 1050 bis 2300 mG liegt. Es ist darüber hinaus ersichtlich, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den Belastungskategorien 2 bis 9 bestehen. Unter Einbeziehung aller Belastungskategorien ergibt sich für die

#### 4. Ergebnisse

unveränderten Beschleunigungsrohdaten der drei Achsen kein statistischer Zusammenhang mit den MET-Werten (Tabelle 9).

**Tabelle 11:** Statistik der unveränderten Beschleunigungswerte (Rohdaten) in mg

<b>Belastungs-kategorie</b>	<b>N</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>	<b>Standard-abweichung</b>
<b>Liegen</b>	138	<b>1243,4</b>	1053,5	1504,1	94,3
<b>Sitzen</b>	138	<b>2021,4</b>	1809,1	2221,1	107,6
<b>Rechnen</b>	138	<b>2080,4</b>	1799,2	2265,2	119,4
<b>Schreiben</b>	138	<b>2021,4</b>	1666,3	2294,7	157,7
<b>Sortieren</b>	138	<b>1906,1</b>	1689,0	2061,4	98,8
<b>4 km/h</b>	138	<b>1901,8</b>	1703,1	2086,9	85,9
<b>6 km/h</b>	138	<b>1924,5</b>	1711,5	2072,2	81,1
<b>8 km/h</b>	134	<b>1991,2</b>	1811,0	2111,4	84,1
<b>10 km/h</b>	100	<b>2032,6</b>	1804,8	2160,7	87,6

Die Rohdaten der Beschleunigung können daher nicht als ausreichende Grundlage für die Modellierung des Energieumsatzwertes angesehen werden. Unter Anwendung mathematischer Verfahren erfolgt eine Anpassung der Beschleunigungsdaten. Die Verarbeitung der Beschleunigungsrohdaten ist in Abschnitt 3.3.1 beschrieben. Die statistischen Zusammenhänge dieser sekundären Beschleunigungsparameter mit dem tatsächlich gemessenen Energieumsatz werden in einem folgenden Abschnitt dargestellt.

Eine mit dem gemessenen Energieumsatz (MET) vergleichbare Tendenz lässt sich für die vom Multisensorsystem erfasste Herzschlagfrequenz nachweisen (Tabelle 12, Abbildung 7). Mit zunehmender Belastungsintensität zeigt sich auch ein deutlicher Anstieg der Herzschlagfrequenz als Ausdruck einer höheren metabolischen Beanspruchung. Der Rangvergleich nach Mann-Whitney zeigt für alle Aktivitätspaarungen signifikante Unterschiede. Ausgenommen ist hierbei nur der Vergleich zwischen ‚Sitzen‘ (2) und ‚Rechnen‘ (3).

Für die Herzschlagfrequenzwerte ergibt sich bei Betrachtung aller Belastungskategorien ein hoher Zusammenhang zu den Werten der relativen Sauerstoffaufnahme (Spearman-Rho's  $r = 0,818$ , Tabelle 9).

#### 4. Ergebnisse

**Tabelle 12:** Statistik Herzschlagfrequenzwerte (Herzschläge/ Minute)

<b>Belastungs- kategorie</b>	<b>N</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>	<b>Standard- abweichung</b>
<b>Liegen</b>	138	<b>64,7</b>	46,7	101,9	11,2
<b>Sitzen</b>	138	<b>70,6</b>	44,4	98,2	10,7
<b>Rechnen</b>	138	<b>75,8</b>	53,4	120,7	13,8
<b>Schreiben</b>	138	<b>69,8</b>	44,9	109,7	12,1
<b>Sortieren</b>	138	<b>81,2</b>	61,0	119,8	13,1
<b>4 km/h</b>	138	<b>92,1</b>	65,3	153,5	18,1
<b>6 km/h</b>	138	<b>112,3</b>	74,7	195,4	25,5
<b>8 km/h</b>	134	<b>144,9</b>	94,2	195,4	22,7
<b>10 km/h</b>	100	<b>162,3</b>	121,2	186,9	17,2

Tabelle 13 gibt die Höhe der Atemfrequenzwerte in den verschiedenen Belastungskategorien wieder. Für die Atemfrequenzwerte der Belastungskategorien ‚Liegen‘ (1) und ‚Sitzen‘ (2) finden sich keine signifikanten Unterschiede, gleiches gilt für die Paarungen ‚Rechnen‘ (3) sowie ‚Sortieren‘ (5) und ‚Gehen bei 4 km/h‘ und ‚Gehen bei 6 km/h‘. Die Differenzen zwischen allen anderen Paarungen sind statistisch signifikant.

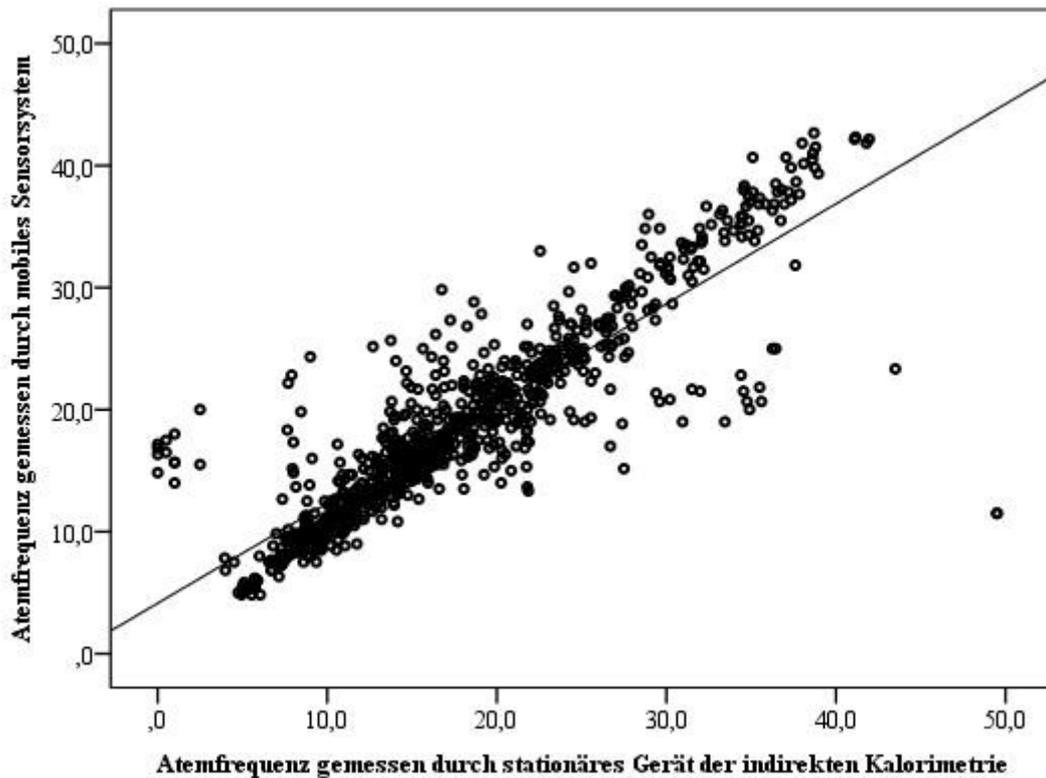
In der Korrelationsanalyse für die Atemfrequenzwerte aller Belastungskategorien und relativer Sauerstoffaufnahme ergibt sich ein hoher statistischer Zusammenhang (Tabelle 9).

**Tabelle 13:** Statistik Atemfrequenzwerte (Atemzüge/ Minute)

<b>Belastungs- kategorie</b>	<b>N</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>	<b>Standard- abweichung</b>
<b>Liegen</b>	96	<b>9,9</b>	0,5	19,5	4,7
<b>Sitzen</b>	90	<b>11,1</b>	4,8	17,2	3,2
<b>Rechnen</b>	96	<b>15,1</b>	7,3	21,7	3,5
<b>Schreiben</b>	96	<b>12,1</b>	4,0	18,7	3,7
<b>Sortieren</b>	96	<b>17,7</b>	8,7	49,5	6,1
<b>4 km/h</b>	96	<b>19,8</b>	7,2	32,0	5,2
<b>6 km/h</b>	96	<b>21,7</b>	7,7	43,5	6,0
<b>8 km/h</b>	96	<b>26,1</b>	12,8	37,2	6,4
<b>10 km/h</b>	72	<b>31,9</b>	16,9	42,0	6,9

Weiterhin kann dem mobilen Sensorsystem eine valide Erfassung der Atemfrequenz im Vergleich zum Goldstandard bescheinigt werden. Der Korrelationskoeffizient beträgt  $r = 0,866$  (Abbildung 8).

**Abbildung 8:** Vergleich gemessene Atemfrequenzwerte des mobilen Sensorsystems gegenüber dem stationären Gerät



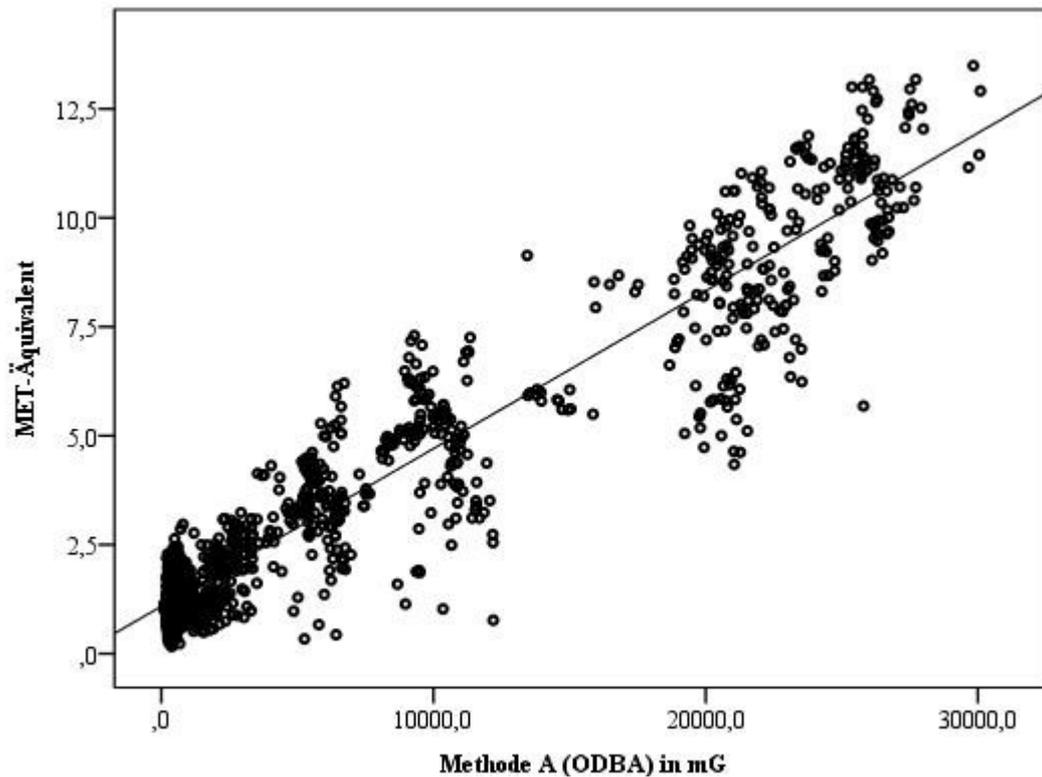
#### 4.2 Sekundäre Beschleunigungsdaten und MET-Äquivalente

Die bidirektionale Natur der Beschleunigungsrohdaten macht eine Vorverarbeitung der Daten notwendig (siehe Abschnitt 3.3.1). Im Folgenden werden die Zusammenhänge der sekundären Beschleunigungsparameter berechnet aus selbstentwickelten Modellen: ODBA (Methode A), TAV (Methode B) und VeDBA (Methode C) mit dem gemessenen Energieumsatz dargestellt.

#### 4.2.1 Methode A (ODBA)

Für die Methode A ergibt sich im Vergleich zu MET-Äquivalenten unter Einbeziehung aller Belastungskategorien ein hoher Zusammenhang (Tabelle 14). Die graphische Übersicht dazu stellt die folgende Abbildung dar.

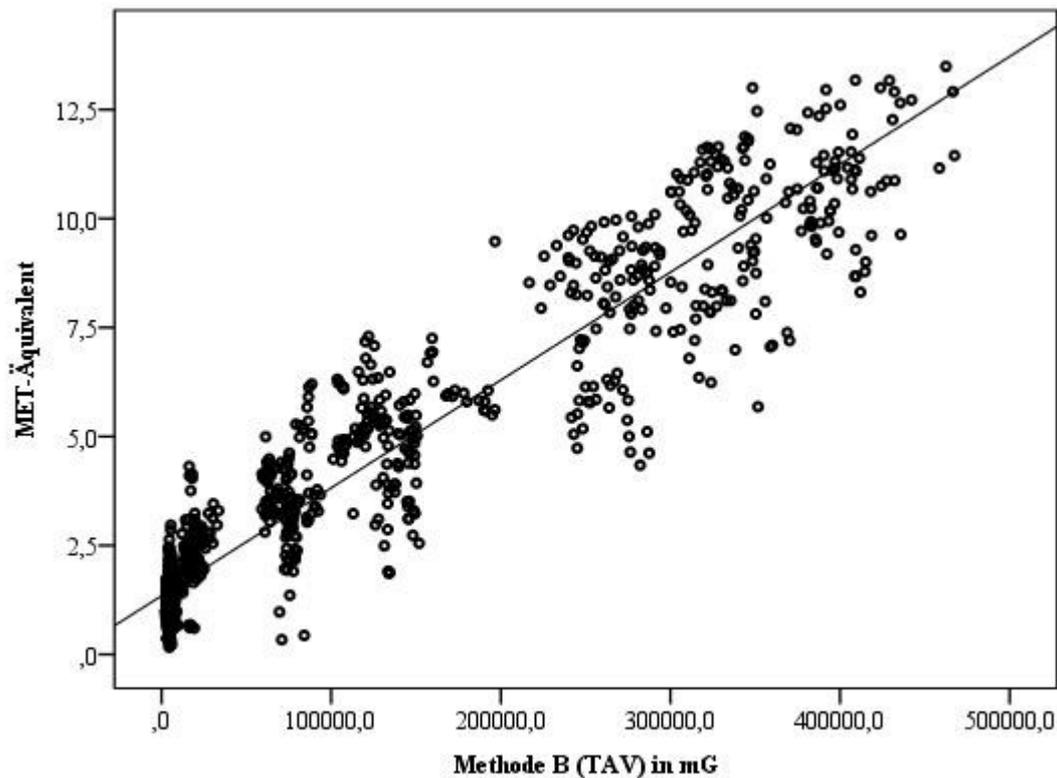
**Abbildung 9:** Vergleich Methode A (ODBA) gegen MET-Äquivalent



Bei der separaten Analyse der einzelnen Belastungskategorien zeigen sich – was aufgrund der geringen Datenvarianz zu erwarten ist – nur geringe Zusammenhänge zwischen den verarbeiteten Beschleunigungsdaten und dem Energieverbrauch. Nur innerhalb der Belastungskategorie 5 (Sortieren) ergibt sich mit  $r = 0,692$  (\*\*  $< 0,01$ ) ein mittlerer Zusammenhang (Tabelle 15).

#### 4.2.2 Methode B (TAV)

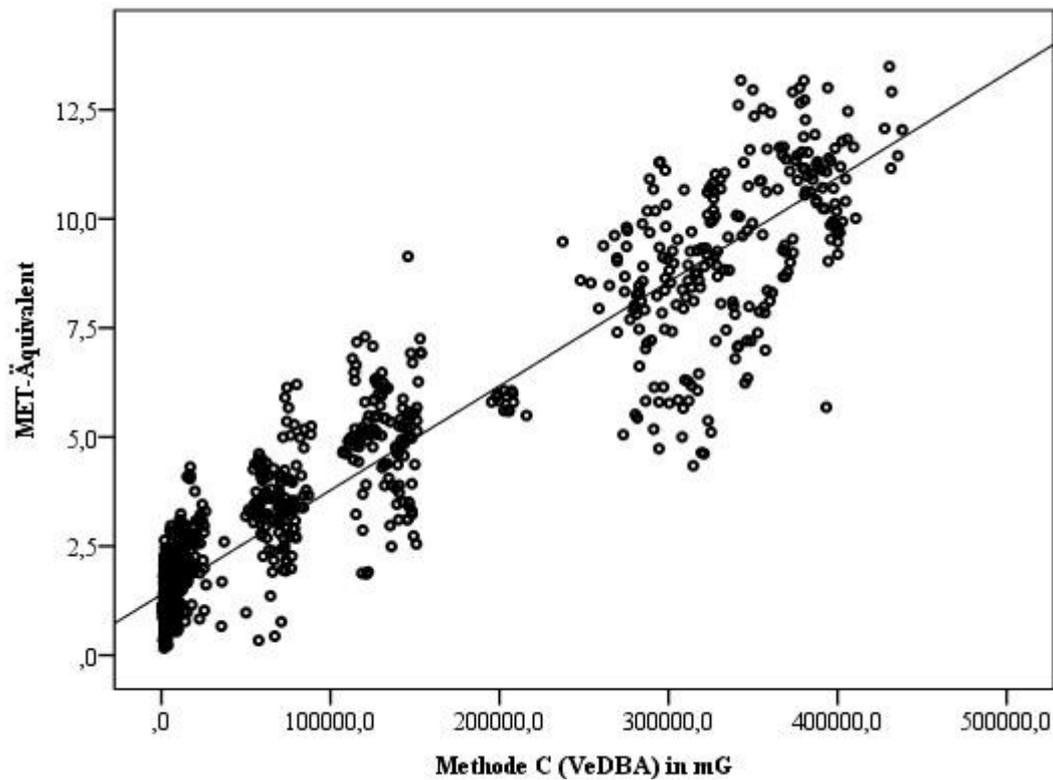
Für die berechneten Werte der Methode B und die Werte der relativen Sauerstoffaufnahme, unter Einbeziehung aller Belastungskategorien ergibt sich sowohl graphisch als auch in der statistischen Auswertung ein hoher Zusammenhang (Abbildung 10, Tabelle 14).

**Abbildung 10:** Vergleich Methode B (TAV) gegen MET-Äquivalent

Auch hier sind bei Betrachtung der einzelnen Belastungskategorien aufgrund der geringen Datenvarianz durch Steady-State Bedingungen und der gepoolten Datenbasis nur geringe oder keine Zusammenhänge mit der gemessenen Sauerstoffaufnahme nachweisbar (Tabelle 15).

#### 4.2.3 Methode C (VeDBA)

Die Werte aller Belastungskategorien ergeben für die Methode C einen Zusammenhang zur relativen Sauerstoffaufnahme in Höhe von  $r = 0,878$  (Abbildung 11, Tabelle 14). Auch wird – analog zu den Methoden A und B – deutlich, dass sich bei der Betrachtung einzelner Belastungskategorien die linearen Zusammenhänge aufgrund der eingeschränkten Datenvarianz verringern (Tabelle 15). Für die Belastungskategorie 5 (Sortieren) ergibt sich ein mittlerer, für die anderen Aktivitäten dagegen nur ein geringer bzw. kein Zusammenhang.

**Abbildung 11:** Vergleich Methode C (VeDBA) gegen MET-Äquivalent**Tabelle 14:** Korrelationskoeffizienten nach Spearman-Rho für Methoden A, B und C gegenüber MET-Äquivalenten

	Korrelationskoeffizient nach Spearman-Rho	Signifikanz (2-seitig)
<b>Methode A (ODBA)</b>	<b>0,861</b>	** < 0,01
<b>Methode B (TAV)</b>	<b>0,884</b>	** < 0,01
<b>Methode C (VeDBA)</b>	<b>0,878</b>	** < 0,01

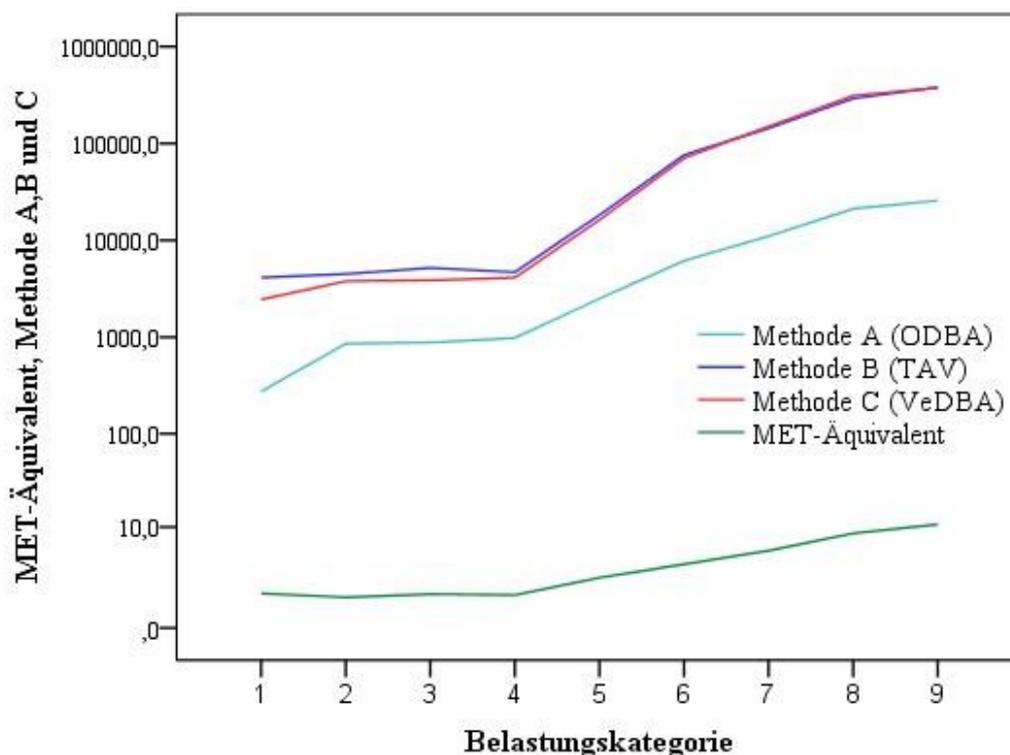
Die Tabelle 14 faßt die Höhe der linearen Korrelationskoeffizienten nach Spearman-Rho zusammen. Es zeigt sich wie bereits zuvor beschrieben für alle sekundären Beschleunigungsdaten ein signifikanter hoher statistischer Zusammenhang zwischen diesen und den MET-Äquivalenten bzw. dem gemessenen Energieumsatz. Dies gilt für den gesamten Datensatz. Die folgende Tabelle sowie die anschließende Grafik geben einen Anhalt für die Höhe MET-Äquivalente und der sekundären Beschleunigungsdaten in den einzelnen Belastungskategorien.

## 4. Ergebnisse

**Tabelle 15:** Mittelwert und Standardabweichung der MET-Werte, Methoden A, B und C in den einzelnen Belastungskategorien

Belastungs-kategorie	MET	Methode A (ODBA)	Methode B (TAV)	Methode C (VeDBA)
1	1,27 ± 0,42	274,8 ± 88,2	4122,7 ± 1068,0	2449,3 ± 912,4
2	1,07 ± 0,38	858,2 ± 1095,4	4505,3 ± 1393,6	3798,4 ± 4223,4
3	1,23 ± 0,49	881,2 ± 579,0	5190,8 ± 1175,0	3875,7 ± 2345,2
4	1,18 ± 0,36	981,9 ± 1601,2	4698,5 ± 1251,7	4123,6 ± 7211,0
5	2,31 ± 0,68	2505,6 ± 1030,9	18250,8 ± 4797,9	16281,3 ± 13439,0
6	3,54 ± 0,94	6162,8 ± 1295,6	76110,9 ± 16655,9	70668,12 ± 17821,0
7	5,27 ± 1,28	11045,8 ± 2747,23	143999,7 ± 36415,6	150348,5 ± 46886,5
8	8,47 ± 1,58	21233,9 ± 1717,4	291761,0 ± 39602,2	312526,3 ± 33864,4
9	10,73 ± 1,61	25746,1 ± 1542,6	380409,4 ± 40203,6	376373,9 ± 30730,7

**Abbildung 12:** Übersicht Mittelwerte der sekundären Beschleunigungsdaten und MET's in allen Belastungskategorien

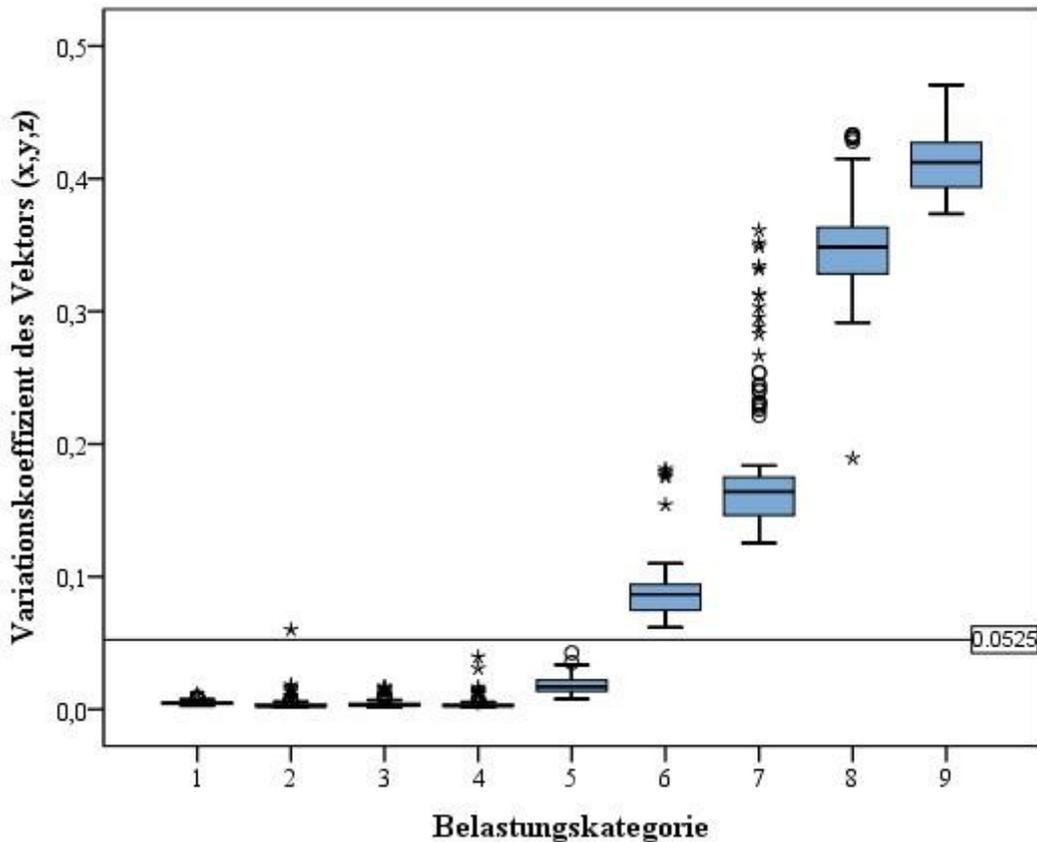


Wie ersichtlich ist besteht ein statistischer und graphischer Zusammenhang zwischen Methode A (ODBA), Methode B (TAV) und Methode C (VeDBA) und den MET-Äquivalenten. Die sekundären Beschleunigungsdaten lassen sich aufgrund ihrer absoluten Höhe aber noch nicht zur direkten Bestimmung des Energieumsatzes heranziehen. Sie müssen daher wie im Abschnitt 4.3 erfolgt als Faktor in ein Modell zur Energieumsatzbestimmung eingearbeitet werden.

### **4.2.4 Variationskoeffizient CV**

Bei der Berechnung des Variationskoeffizienten auf Grundlage der Vektorlängen zeigt sich eine Zunahme dieses Wertes mit zunehmender Intensität der körperlichen Aktivität. Bedeutsam ist neben der fast linearen Korrelation zum Energieumsatz die Fähigkeit des CV, eine klare Differenzierung zwischen Belastungen niedriger (Kategorie 1 – 5) und hoher Belastungsintensität vorzunehmen (Kategorie 6 – 9) (siehe auch Abbildung 13). Nur ein einzelner Wert der Kategorie ‚Sitzen‘ (2) überschreitet, den aus dem Mittelwert des Maximums der Kategorie 5 und des Minimums der Kategorie 6 gebildeten, Grenzwert.

Bei einer einfachen Analyse der Beschleunigungsdaten ist die klare Aktivitätsdifferenzierung nicht möglich. Die Berechnung des Variationskoeffizienten bietet somit einen Mehrwert.

**Abbildung 13:** Variationskoeffizient in den Belastungskategorien

Grafik: Median, Bereich zwischen 25. und 75. Perzentile, **o** Extremwerte, \* Ausreißer

### 4.3 Modellentwicklung

Neben der Erstellung eines Gesamtmodells, bei dem die Daten aller untersuchten Aktivitäten Eingang finden, werden differenzierte Modelle für die Bereiche von niedriger und mittlerer bis zu hoher Aktivität entwickelt. Sind die untersuchten Tätigkeiten nicht per se bekannt, besteht die Möglichkeit, den Variationskoeffizienten aus den Beschleunigungsvektorendaten als Entscheidungsgrundlage für die Nutzung der unterschiedlichen Modelle heranzuziehen. Nachfolgend wird erläutert, welche Parameter die Vorhersagegenauigkeit in den einzelnen Aktivitätsbereichen signifikant erhöhen.

### 4.3.1 Modell I – Daten aller Belastungskategorien

Das Modell I ist unter Einbeziehung der Daten aller Belastungskategorien der Modellgruppe (N = 12) errechnet. Die drei Parameter ‚Beschleunigung‘ (Methode C), ‚Herzschlagfrequenz‘ und ‚Geschlecht‘ der Versuchsperson sind in die Formel des Modells I einbezogen. Alle anderen potentiell in Betracht gezogenen Parameter zeigen keine signifikante Verbesserung der Vorhersagegenauigkeit des Modells.

Die Formel des Modells lautet:

$$\text{Modell I} = (6,587 \times 10^{-5} \times \text{Methode C}) + (3,716 \times \text{Geschlecht}) + (0,078 \times \text{Herzschlagfrequenz}) - 4,285$$

**Tabelle 16:** Korrelationsanalyse Modell I gegen MET-Äquivalente bei den Belastungskategorien der Validierungsgruppe

<b>MET-Äquivalente</b>	<b>Belastungskategorie Eins bis Fünf</b>	<b>Belastungskategorie Sechs bis Neun</b>	<b>Alle Belastungs- kategorien</b>
<b>Korrelations- koeffizient nach Spearman-Rho</b>	0,132	<b>0,859</b>	0,817
<b>Signifikanz (2-seitig)</b>	* < 0,05	** < 0,01	** < 0,01
<b>Anzahl</b>	330	252	582

Die Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho ergibt in der Validierungsgruppe (N = 11) einen hohen Zusammenhang zwischen der mit dem Modell I berechneten und den gemessenen MET mit einem Korrelationskoeffizienten in Höhe von 0,817 für alle Belastungskategorien (Tabelle 16). Bei Betrachtung der intensiven Belastungen ergibt sich ebenso ein hoher Zusammenhang ( $r = 0,859$ ). Wie zu erwarten, ergibt die lineare Analyse nur einen geringen, aber nachweisbar signifikanten Zusammenhang für den modellierten Energieumsatz und dem tatsächlich messbaren bei den niedrigeren Belastungskategorien der Validierungsgruppe.

### 4.3.2 Modell II – Daten der Belastungskategorien mit niedriger körperlicher Aktivität

Werden zur Modellerstellung nur die Belastungskategorien 1 bis 5 einbezogen, zeigt sich, dass sowohl die Herzschlagfrequenz, Methode C und Atemfrequenz als auch das Geschlecht der Versuchspersonen zu einer größeren Varianzaufklärung beitragen. Für die Validierungsgruppe besteht ein Zusammenhang in Höhe von  $r = 0,412$  für die berechneten MET's in Bezug auf die gemessene MET's in den niedrigen Belastungskategorien. Wenn alle Belastungskategorien betrachtet werden, zeigt sich zwischen berechnetem und gemessenem Wert ein Zusammenhang in Höhe von  $r = 0,872$  (Tabelle 17).

Die Formel für das Modell II lautet:

$$\text{Modell II} = (9,766 \times 10^{-5} \times \text{Methode C}) + (0,069 \times \text{Herzschlagfrequenz}) + (0,078 \times \text{Atemfrequenz}) - (0,930 \times \text{Geschlecht}) - 1,122$$

**Tabelle 17:** Korrelationsanalyse Modell II gegen MET-Äquivalente bei den Belastungskategorien der Validierungsgruppe

<b>MET-Äquivalente</b>	<b>Belastungskategorie Eins bis Fünf</b>	<b>Belastungskategorie Sechs bis Neun</b>	<b>Alle Belastungs- kategorien</b>
<b>Korrelations- koeffizient nach Spearman-Rho</b>	<b>0,412</b>	0,879	0,872
<b>Signifikanz (2-seitig)</b>	** < 0,01	** < 0,01	** < 0,01
<b>Anzahl</b>	330	252	582

### 4.3.3 Modell III – Daten der Belastungskategorien mit mittlerer bis hoher körperlicher Aktivität

Für die Modellerstellung der Belastungskategorien 6 bis 9 werden Methode C, Geschlecht, Herzfrequenz und Atemfrequenz als Parameter verwendet. Hier zeigt sich ein Zusammenhang in Höhe von  $r=0,799$  zwischen der durch das Modell berechneten Energieumsatz und dem gemessenen Wert. Unter Einbeziehung aller Belastungskategorien stellte sich ein Korrelationskoeffizient in Höhe von  $r=0,705$  dar (Tabelle 18).

Die Formel für das Modell III ist:

## 4. Ergebnisse

Modell III =  $(8,961 \times 10^{-5} \times \text{Methode C}) + (0,161 \times \text{Herzschlagfrequenz}) - (0,162 \times \text{Atemfrequenz}) - (10,409 \times \text{Geschlecht}) - 10,481$

**Tabelle 18:** Korrelationsanalyse Modell III gegen MET-Äquivalente bei den Belastungskategorien der Validierungsgruppe

<b>MET-Äquivalente</b>	<b>Belastungskategorie Eins bis Fünf</b>	<b>Belastungskategorie Sechs bis Neun</b>	<b>Alle Belastungs- kategorien</b>
<b>Korrelations- koeffizient nach Spearman-Rho</b>	- 0,082	0,799	0,705
<b>Signifikanz (2-seitig)</b>	n. s.	** < 0,01	** < 0,01
<b>Anzahl</b>	330	252	582

### 4.4 Bland-Altman Analyse der erstellten Modelle

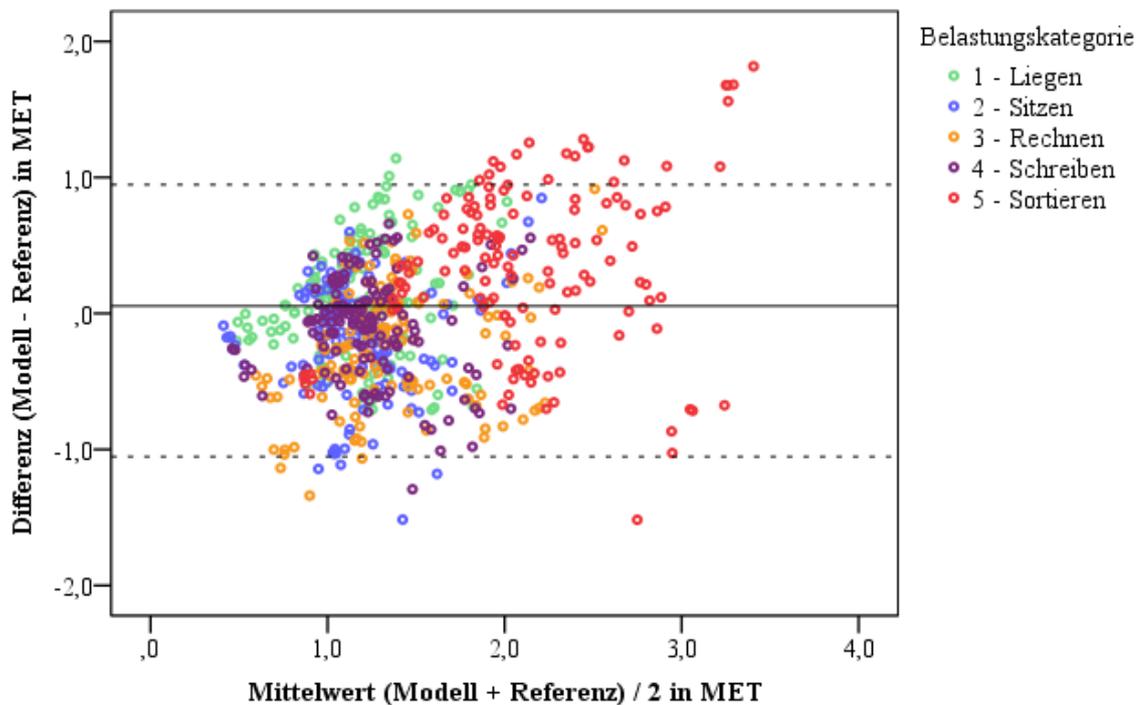
Um die Aussagekraft des Modells darzulegen, reicht es nicht aus, allein den Korrelationskoeffizienten zu berechnen. Zur Beurteilung der Genauigkeit des berechneten Vorhersagewertes, im Vergleich zum Standardmessverfahren der indirekten Kalorimetrie, wird auf die Methode nach Bland-Altman zurückgegriffen (Bland and Altman 1986). Dieses Verfahren ist eines der am häufigsten angewandten statistischen Verfahren zur Beurteilung der Genauigkeit medizinischer Messmethoden und ihrer Vergleichbarkeit (Bland and Altman 1992; Ryan and Woodall 2005). Die nachfolgende Tabelle stellt den Mittelwert der Differenzen und die aus der Standardabweichung berechneten Limits of Agreement nach dieser Methode dar.

#### 4. Ergebnisse

**Tabelle 19:** Standardfehler und Limits of Agreement der Modelle I, II und III in den verschiedenen Belastungskategorien der Validierungsgruppe

Standardfehler und LoA	Belastungskategorie Eins bis Fünf	Belastungskategorie Sechs bis Neun	Alle Belastungskategorien
<b>Anzahl</b>	330	252	582
<b>Modell I</b>	0,054 (-1,175; 1,067)	<b>0,059</b> <b>(-2,817; 2,935)</b>	0,116 (-1,929; 2,161)
<b>Modell II</b>	<b>-0,054</b> <b>(-1,054; 0,947)</b>	-2,118 (-6,068; 1,833)	0,912 (-4,239; 2,415)
<b>Modell III</b>	0,354 (-2,743; 2,034)	0,397 (-3,079; 3,873)	0,041 (-3,023; 2,940)

**Abbildung 14:** Bland-Altman-Plot Modell II in Belastungskategorien 1 bis 5

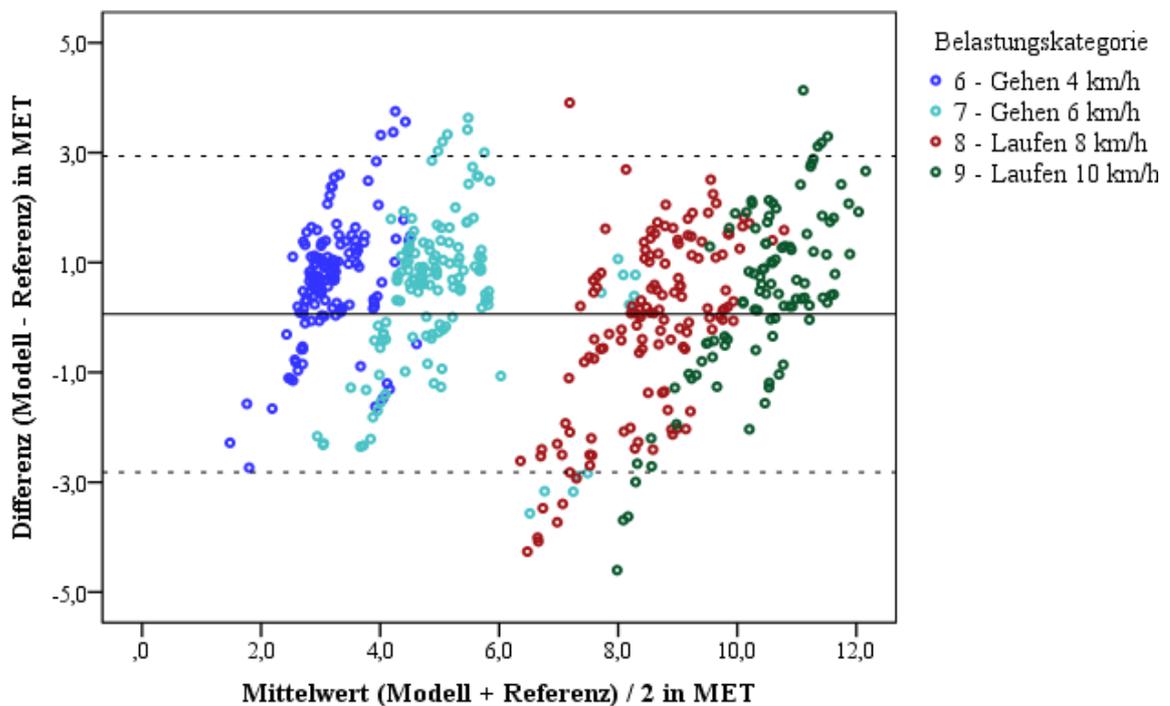


## 4. Ergebnisse

Wie aus Tabelle 19 zu entnehmen, besteht für alle Modelle in den Bereichen der Belastungskategorien 1 bis 5 eine minimale systematische Abweichung. Modell II zeigt neben Modell I die geringste durchschnittliche Abweichung mit  $-0,054$  MET, im Vergleich zum gemessenen Wert des Energieverbrauches. Für Modell II besteht der geringste Korridor der Limits of Agreement. 95 % der Werte dieses Modells liegen innerhalb der Grenzen von  $-1,054$  und  $0,947$  MET. Die

Abbildung 14 stellt den beschriebenen Sachverhalt grafisch dar.

**Abbildung 15:** Bland-Altman-Plot Modell I in Belastungskategorien 6 bis 9



In den Kategorien Sechs bis Neun besteht für das erstellte Modell I die geringste systematische Abweichung von  $0,059$  MET. Zugleich besteht für das Modell I der engste Bereich der Limits of Agreement zwischen  $-2,817$  und  $2,935$  MET (Abbildung 15).

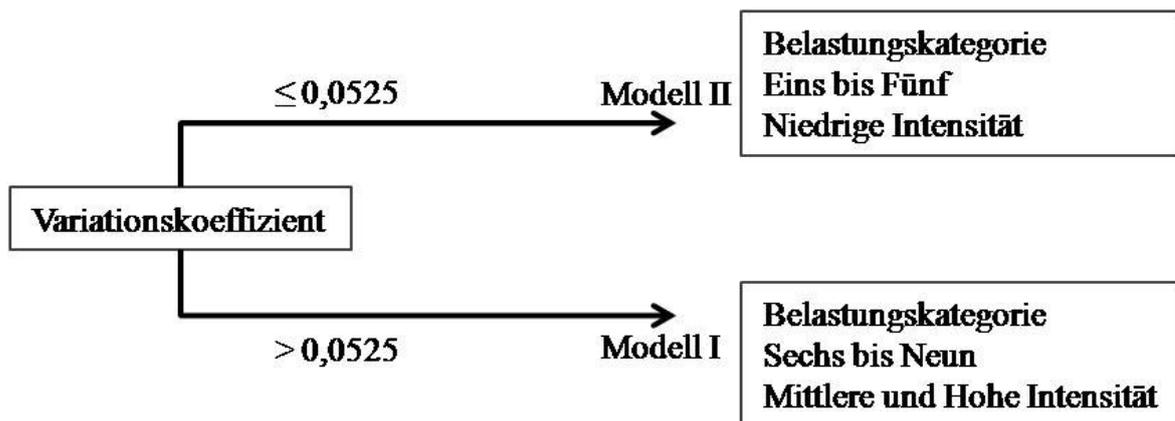
Modell III für alle Belastungskategorien weist ebenfalls eine geringe durchschnittliche Abweichung von  $0,041$  MET im Vergleich zum gemessenen Energieumsatzwert auf. Der untere und obere Wert der Berechnung nach Bland und Altman liegt bei  $-3,023$  bzw.  $2,940$  MET.

#### 4.5 Kombinationsmodell zur Schätzung des Energieumsatzes

Es zeigt sich in den zuvor dargestellten Ergebnissen einerseits ein hoher Korrelationskoeffizient für die verschiedenen Modelle in den unterschiedlichen Einteilungen der Belastungskategorien. Darüber hinaus sind in der Bland-Altman-Analyse zusätzliche Kriterien für die Vorhersagegenauigkeit der Modelle untersucht. Unter Einbeziehung dieser Ergebnisse kommt das im Folgenden dargestellte definitive Modell zustande.

Durch den berechneten Variationskoeffizienten ist eine klare Trennung der Kategorien niedriger und hoher Belastungen möglich. Es besteht die Möglichkeit, zwei Modelle zur Berechnung des Wertes für die relative Sauerstoffaufnahme in einem Berechnungsmodell zu vereinen. Die folgende Abbildung verdeutlicht das Vorgehen.

**Abbildung 16:** Flussdiagramm Modellanwendung



Aus der Messung der Beschleunigungsdaten und der Berechnung des Variationskoeffizienten kann eine grobe Tätigkeitsdifferenzierung vorgenommen werden. Ist der Variationskoeffizient kleiner als 0,0525, kommt Modell II zur Anwendung. Beträgt der Wert des Koeffizienten mehr als 0,0525, ist Modell I zur Berechnung des Energieverbrauches zu verwenden. Tabelle 20 und Abbildung 18 belegen, dass das Kombinationsmodell den höchsten Zusammenhang zur tatsächlich gemessenen Sauerstoffaufnahme aufweist. Dargestellt in MET-Einheiten, können durch dieses Modell in der Validierungsgruppe 73,96 % der Varianz der gemessenen Werte des Energieumsatzes aller Belastungskategorien erklärt werden (siehe Abbildung 18). Die ermittelten systematischen Abweichungen in der Validierungsgruppe sind zwar signifikant,

#### 4. Ergebnisse

aufgrund ihrer geringen Ausprägung jedoch als nicht relevant einzuordnen (Tabelle 21 und Abbildung 18)

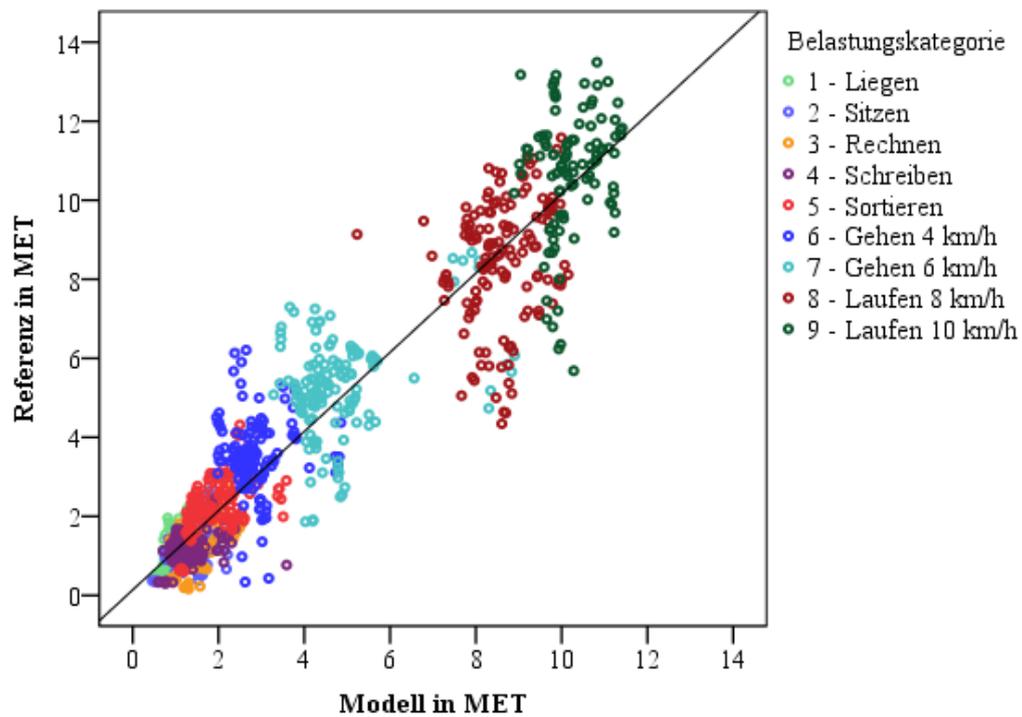
**Tabelle 20:** Korrelationsanalyse zusammengesetztes Modell (I+II) gegen MET Äquivalente bei den Belastungskategorien Eins bis Neun in der Validierungsgruppe

<b>Vergleich MET-Äquivalente</b>	<b>Modell II</b>	<b>Modell I</b>	<b>Zusammengesetztes Modell (I+II)</b>
<b>Belastungskategorien</b>	Eins bis Fünf	Sechs bis Neun	Eins bis Neun
<b>Korrelationskoeffizient nach Spearman-Rho</b>	0,412	0,859	0,866
<b>Signifikanz (2-seitig)</b>	** < 0,01	** < 0,01	** < 0,01
<b>Anzahl</b>	330	252	582

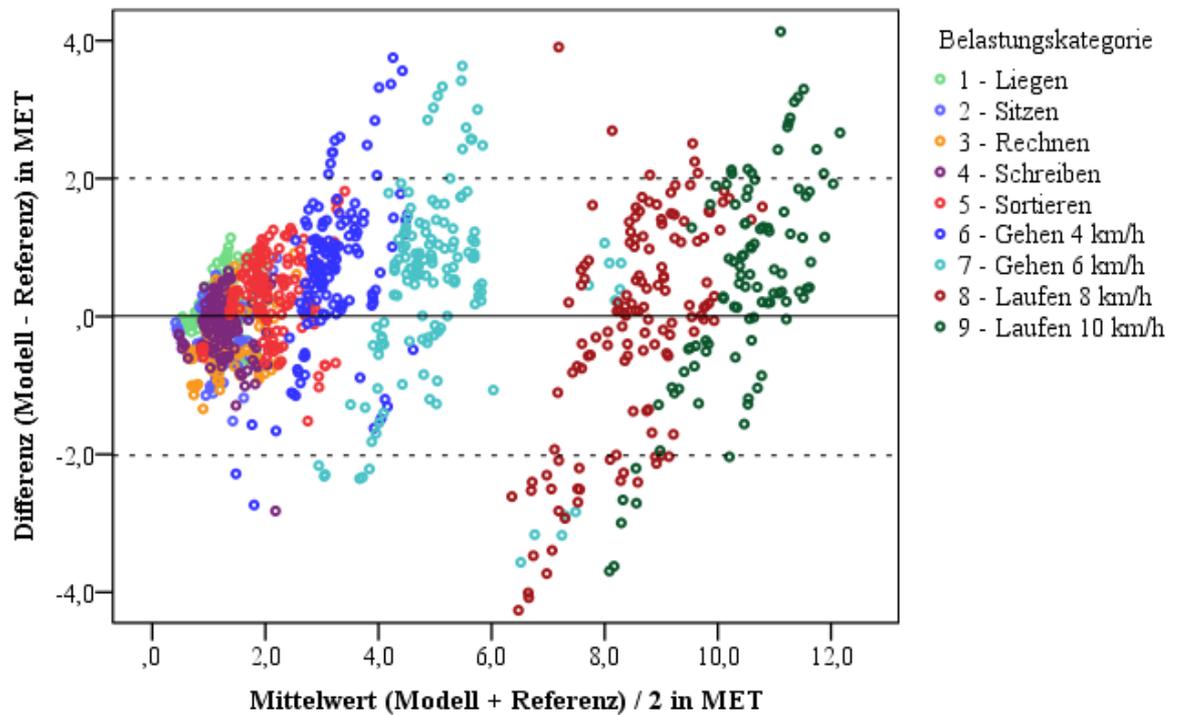
**Tabelle 21:** Standardfehler und Limits of Agreement des zusammengesetzten/ definitiven Modells in den verschiedenen Belastungskategorien der Validierungsgruppe

<b>Standardfehler und LoA</b>	<b>BK Eins bis Fünf</b>	<b>BK Sechs bis Neun</b>	<b>BK Eins bis Neun</b>
<b>Anzahl</b>	330	252	582
<b>Modell I und II</b>	-0,054 (-1,054; 0,947)	0,059 (-2,817; 2,935)	<b>0,007</b> <b>(-2,016; 2,002)</b>

**Abbildung 18:** Vergleich berechnetes Modell zu gemessenen Referenzwerten des Energieumsatzes



**Abbildung 17:** Bland-Altman-Plot Kombinationsmodell in den Belastungskategorien Eins bis Neun



### 5. Diskussion

Die Beschleunigungsmessung oder Akzelerometrie ist seit vielen Jahren fester Bestandteil im Bereich der Energieumsatzmessung (Avons, Garthwaite et al. 1988; Hendelman, Miller et al. 2000; Chen and Bassett 2005; Brage, Brage et al. 2006; Welk 2009; Spierer, Hagins et al. 2010). Validierungsuntersuchungen verschiedener Beschleunigungsapparate gegenüber Surveys, Videoobservation, indirekter Kalorimetrie und DLW-Verfahren ergeben hohe Validitätskoeffizienten (Beneke and Leithäuser 2008).

Neben einfachen uniaxialen Geräten setzten sich in den letzten Jahren vor allem dreidimensionale Sensoren zur Messung des Energieverbrauches durch (Bouten, Westerterp et al. 1994; Fudge, Wilson et al. 2007; Jacobi, Perrin et al. 2007; Müller, Winter et al. 2010). Die durch die Sensoren aufgezeichnete Beschleunigung wird in digitale Signale umgewandelt und für Vorhersagemodelle zur Berechnung des Energieumsatzes bei körperlicher Aktivität verwendet (Welk 2009).

Die Modelle der Energieumsatzberechnung aus Beschleunigungsdaten offenbaren dabei auch bei sehr unterschiedlichen Probandenpopulationen und Untersuchungsbedingungen einen hohen statistischen Zusammenhang. McGregor et al. stellen dies beispielsweise bei trainierten und untrainierten Läufern dar. In einem Laufbandtest mit ansteigenden Geschwindigkeiten ergibt sich für beide Probandenkollektive ein hoher statistischer Zusammenhang zwischen Sauerstoffaufnahme bzw. dem daraus ermittelten Energieumsatz und den individuellen Beschleunigungswerten bei der Verwendung eines hochauflösenden triaxialen Beschleunigungssensors (McGregor, Busa et al. 2009).

Auch bei Kindern sind die statistischen Vergleiche zwischen beiden Parametern nachzuvollziehen (Corder, Brage et al. 2007; Sun, Schmidt et al. 2008). Die Beschleunigungsmessung besitzt hier zudem den Vorteil, dass sie die kurzen aktiven, für Kinder typischen Bewegungen besser quantifizieren kann, als dies z.B. durch einen Fragebogen oder ein anderes subjektives Verfahren möglich wäre. Zudem ist die Bewertung der erhobenen Daten objektiv (de Graauw, de Groot et al. 2010).

Die technische Entwicklung schreitet auch auf diesem Gebiet immer weiter fort. Die neuen Geräte reagieren hochsensibel auf Veränderungen der Beschleunigung und zeichnen diese in sehr kurzen Zeitintervallen auf. Trotz der entstehenden großen Datenmengen sind dennoch lange Aufzeichnungszeiträume möglich (Masse, Fuemmeler et al. 2005). Der Vorteil der Beschleunigungsmessgeräte gegenüber anderen Methoden besteht in einer

relativ einfachen, präzisen und effizienten Anwendbarkeit bei klinischen und epidemiologischen Untersuchungen (Matthew 2005).

Ein großes Problem besteht allerdings in der Vergleichbarkeit der vorhandenen Studien. Corder et al. und andere Autoren fordern seit geraumer Zeit eine Normierung der Werte der Beschleunigungssensoren im Sinne einer SI-Einheit, damit verschiedene Geräte bei ähnlichen Untersuchungsbedingungen und Probandenkollektiven zu vergleichbaren Ergebnissen führen (Beneke and Leithäuser 2008; Corder, Ekelund et al. 2008). Dies ist in der Zukunft in hohem Maße von Interesse.

Ein möglicher Ansatz ist es, wie in der erwähnten Publikation empfohlen und in der vorliegenden Arbeit verfolgt wird, alle Werte des Beschleunigungssensors in der gleichen SI-Einheit der Erdschwere  $g$  zu betrachten. Die erhobenen Daten verschiedener Geräte und unterschiedliche Studienergebnisse wären so vergleichbar.

### 5.1 Ergebnisdiskussion

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde das Multisensor-System hinsichtlich seiner Eignung für die ambulante Energieumsatzschätzung überprüft. Dabei lag der Schwerpunkt zum einen auf der Analyse und Weiterverarbeitung der vom Gerät gemessenen Beschleunigungsrohdaten, zum anderen auf der Entwicklung eigener multiparametrische Modelle der Energieumsatzschätzung und deren Validierung.

Die gemessenen Beschleunigungswerte liegen in einem Bereich von 1,2 bis 2,2  $g$ . Bei Bewegungen wie dem Laufen, wo vor allem starke Bremsbewegungen in der vertikalen Achse auftreten, wirken naturgemäß höhere Beschleunigungskräfte auf den am Sternum befestigten Messwertaufnehmer als beispielsweise in der Kategorie ‚Liegen‘. Doch auch in relativer Ruhe gibt das Sensorsystem aufgrund seiner Sensibilität Beschleunigungsmesswerte aus. Diese werden allein durch das Heben und Senken des Brustkorbes generiert. Die Höhe der gemessenen Beschleunigungsrohdaten unter den in dieser Studie geprüften Bedingungen kann aus physiologischer Sicht als plausibel angesehen werden (Bhattacharya, McCutcheon et al. 1980).

Auch die Atemfrequenzwerte des Sensorsystems können als valide angesehen werden. Wie in Abbildung 8 erkennbar, zeigen sie einen hohen Grad an Übereinstimmung mit dem Referenzsystem des Oxycon-Pro. Der Korrelationskoeffizient liegt bei 0,866 im statistischen Vergleich. Ebenso zeigt sich in dem stichprobenhaft durchgeführten Vergleich, der durch das Sensorsystem gemessenen Herzschlagfrequenz mit anderen EKG-

basierten Messverfahren eine deutliche Übereinstimmung, was auch in anderen Arbeiten nachgewiesen werden konnte (Weippert, Arndt et al. 2011). Alle genutzten Messparameter des Sensorsystems konnten somit als valide und verlässlich beurteilt für die weitere Modellerarbeitung angewendet werden.

### **5.1.1 Beschleunigungsdaten, Berechnungsmethoden und Modellentwicklung**

In einem ersten Analyseschritt wurde im Rahmen der Arbeit geprüft, ob sich die Beschleunigungsrohdaten, die durch das Messsystem generiert wurden, für eine Energieumsatzschätzung eignen. Die Korrelationsanalyse erbrachte jedoch keinen nachweisbaren linearen Zusammenhang zwischen den gemessenen Rohdaten der Beschleunigung und dem mittels indirekter Kalorimetrie ermittelten Energieumsatz. Abbildung 7 zeigt, dass es ebenfalls keinen nachweisbaren Zusammenhang zwischen den gemessenen Beschleunigungsrohdaten und den anderen gemessenen physiologischen Parametern Herzschlagfrequenz und Atemfrequenz gibt.

Hieraus kann zunächst geschlossen werden, dass die durch das Gerät Equivital ausgegebenen Beschleunigungsdaten in ihrer Rohform nicht für eine Energie- oder Beanspruchungsschätzung geeignet sind. Weiterhin wurde die Notwendigkeit einer Vorverarbeitung der Beschleunigungsrohdaten erkannt. Dafür wurden drei unterschiedliche mathematische Methoden angepasst bzw. neu entwickelt. Die Anwendung der selbst entwickelten bzw. angepassten drei Methoden erfolgte mit den im Rahmen dieser Studie generierten Rohdaten.

Durch Summation und Integration der Beschleunigungsdaten aus den drei Achsen des Raumes und anschließende Zusammenfassung in einem Wert ist ein hoher statistischer Zusammenhang zwischen diesen und dem Energieverbrauch nachweisbar. Diese als ODBA (Methode A) entwickelte Berechnung lehnt sich an ein Verfahren von Bouten et al. an (Bouten, Westerterp et al. 1994). Auch andere Arbeitsgruppen wenden ähnliche Berechnungsmodelle an, wobei insgesamt vergleichbare Ergebnisse zu der vorliegenden Arbeit nachweisbar sind (Reswick, Rerry et al. 1978; Gleiss, Wilson et al. 2011; Qasem, Cardew et al.).

Es besteht ein hoher statistischer Zusammenhang zwischen dem gemessenen Energieumsatz und den berechneten Werten für das ODBA-Verfahren (Methode A). Dies gilt genauso für die beiden weiteren, vektorbasierten Verfahren TAV (Methode B) und VeDBA (Methode C), die entwickelt wurden. Die Ergebnisse der Korrelationsanalyse

belegen, dass es sich bei den angepassten bzw. selbst entwickelten Verarbeitungsmethoden um adäquate Datenverarbeitungsverfahren für die Aktivitätsmessung bei Menschen unterschiedlichen Alters und unterschiedlicher Körperzusammensetzung handelt. Die Befunde stützen bzw. ergänzen ähnliche Literaturbefunde (Chen and Sun 1997; Qasem, Cardew et al. 2012).

Neben dem hohen Zusammenhang zwischen Beschleunigung und Energieumsatz, der bei der Anwendung aller entwickelten Berechnungsmethoden nachweisbar ist, muss aber auch deren Praktikabilität für weitere, angewandte Fragestellungen in Betracht gezogen werden. Aufgrund der mathematischen Vorgehensweise ergibt sich zum Beispiel für die selbst entwickelte TAV-Methode das Potential einer nahezu echtzeitfähigen Abschätzung des Energieumsatzes, ohne Rücksicht auf Lageänderungen des Sensors und damit verbundener Daten-Offsets. Eine echtzeitfähige Erfassung des Energieumsatzes kann bei unterschiedlichen präventiv- und sportmedizinischen sowie sportwissenschaftlichen Fragestellungen von Vorteil sein.

In einem zweiten Analyseschritt wurden die sekundären Beschleunigungsdaten und die gleichfalls vom Messsystem Equivital gemessenen physiologischen Beanspruchungsparameter Herzschlagfrequenz und Atemfrequenz, sowie die soziodemographischen Daten der Modellentwicklungspopulation einer schrittweisen linearen Regression unterzogen. Die meisten Energieumsatzmodelle basieren auf Methoden der linearen Regression und sind für definierte Untersuchungsgeräte, Untersuchungsbedingungen und spezifische Tätigkeiten entwickelt worden (Brage, Brage et al. 2005; Matthew 2005; Brage, Brage et al. 2006; Crouter, Clowers et al. 2006). Quadratische oder kubische Anpassungsmodelle vermögen - wenn überhaupt - nur eine unbedeutende Verbesserung der Vorhersagegenauigkeitsmodelle herbeizuführen (McGregor, Busa et al. 2009). In einem explorativen statistischen Schritt ließen sich diese Befunde auch für die eigenen Daten bestätigen.

Nach Prüfung dieser Eingabeparameter auf ihre Eignung zur relevanten Varianzaufklärung bezüglich des gemessenen Energieumsatzes, wurden verschiedene lineare Energieschätzmodelle erstellt. Dieses Vorgehen erfolgte sowohl über alle Aktivitäten als auch differenziert für Tätigkeiten mit hoher und niedriger körperlicher Belastung. Die so generierten Modelle wurden dann im Rahmen eines dritten Analyseschritts mit Hilfe „unbekannter“ Messdaten der Validierungsgruppe kreuzvalidiert.

Nachfolgend werden die ein- bzw. ausgeschlossenen Eingabeparameter sowie die entwickelten Modelle diskutiert und ihre Schätzgenauigkeit bewertet und mit anderen veröffentlichten Verfahren verglichen.

### **5.1.2 Physiologische, anthropometrische und soziodemographische Variablen**

Zunächst zeigte sich bei den Regressionsanalysen, dass durch die gemessenen Beschleunigungsdaten die meiste Varianz des tatsächlich gemessenen Energieumsatzes erklärt wird. Separat betrachtet, ergaben sich aber auch für die Herzschlag- und Atemfrequenz hohe Zusammenhänge zum Energieumsatz. Entsprechend des unterschiedlichen Energieverbrauchs in den einzelnen Belastungskategorien, ließen sich auch signifikante Unterschiede der durchschnittlichen Herzfrequenz nachweisen, ausgenommen hiervon ist der Vergleich zwischen den Aktivitäten ‚Sitzen‘ und ‚Rechnen‘. Dass die Herzschlagfrequenz als physiologisches Beanspruchungsmaß sowohl unabhängig als auch in Kombination mit der Beschleunigungsmessung eine Abschätzung des Energieumsatzes ermöglicht, ist in verschiedenen Studien nachgewiesen worden (Li, Deurenberg et al. 1993; Hiilloskorpi, Pasanen et al. 2003).

Einschränkungen bei der Nutzung der Herzschlagfrequenz für die Energieumsatzschätzung ergeben sich z. B. aus der individuell oft unterschiedlichen kardialen Beanspruchung bei Personen trotz objektiv gleicher Belastung. Auch bei vergleichbarer relativer Beanspruchung kann das absolute Herzfrequenzniveau zwischen mehreren Personen deutliche Unterschiede aufweisen. Neben interindividueller Variabilität, die durch genetische Einflüsse, unterschiedliche körperliche Fitness, das Lebensalter und Geschlecht der untersuchten Personen verursacht wird, kann die Reaktion auf eine gegebene Belastung auch intraindividuell variieren, zum Beispiel aufgrund veränderter Tagesform, eines unterschiedlichen Gesundheitszustandes oder veränderter Außentemperaturen (Westerterp 2009; Villars, Bergouignan et al.; Zakeri, Adolph et al.).

Bei differenzierter Betrachtung der Atemfrequenzwerte zeigen sich signifikante Unterschiede zwischen allen Kategorien, ausgenommen die Aktivitäten ‚Liegen‘ und ‚Sitzen‘. Hier ist auch die gemessene Sauerstoffaufnahme vergleichbar. Ein signifikanter Unterschied besteht zwischen ‚Rechnen‘ und ‚Sitzen‘, sowie ‚Rechnen‘ und ‚Schreiben‘. Es ist ein deutlicher Anstieg der Atemfrequenz beim ‚Rechnen‘ nachweisbar, der sich weder für die Herzschlagfrequenz noch für den Energieumsatz zeigt. Die durchschnittliche Atemfrequenz während der Belastungskategorie ‚Rechnen‘ ist dabei vergleichbar mit den

## 5. Diskussion

Werten während des ‚Büchersortierens‘, welche allerdings auch durch einen erhöhten Energieumsatz gekennzeichnet ist. Diese Befunde sprechen für eine differenzierte Belastungsreaktion als Folge der erhöhten kognitiven Belastung durch Rechenaufgaben, die sich in einer beschleunigten Atmung äußert und keine metabolischen Ursachen hat (Birbaumer and Schmidt 2006; Schmidt, Lang et al. 2010).

Die Zunahme der Atemfrequenz scheint bei der vorliegenden Untersuchung nicht nur vom Energieumsatz, sondern auch von der kardialen Aktivität entkoppelt, denn es kommt zu keiner Zunahme der Herzschlagfrequenz. Diese Entkopplung erscheint sinnvoll, um potentiell negative Effekte einer gesteigerten, nicht metabolisch induzierten CO<sub>2</sub>-Abgabe zu kompensieren und potentiell negative Einflüsse einer Alkalose z. B. auf die Gehirnleistung zu verhindern (Klinke, Pape et al. 2005). Die Daten belegen, dass die Atemfrequenz ein potentiell wertvoller Bestandteil einer multiparametrischen Erfassung der Beanspruchung sein kann, der eine differenzierte Analyse insbesondere im Kontext psychischer Belastungen ermöglichen kann.

Für den Bereich niedriger Belastungen zeigten sich sowohl die Herzschlagfrequenz, die Atemfrequenz als auch Geschlecht als gut geeignet, die Vorhersagegenauigkeit der Regressionsmodelle zu erhöhen. Im Bereich hoher Belastungen galt dies nur für die Herzschlagfrequenz und das Geschlecht.

Auch wenn die zusätzlich erhobenen physiologischen Messdaten und die soziodemographischen Variablen im vorliegenden Fall nur begrenzt zur Verbesserung der Modelle beitragen, können sie angewendet auf andere Untersuchungsszenarien und –populationen einen wertvollen Beitrag zur genauen Energieumsatzschätzung leisten. So weisen Beschleunigungsdaten zwar bei dynamischen Belastungen in den meisten Fällen einen hohen Zusammenhang zur relativen Sauerstoffaufnahme und damit zum Energieumsatz einer Person auf. Bei statischer Muskelarbeit ist dieser Zusammenhang naturgemäß eingeschränkt und ein Energiemehrumsatz kann entsprechend in solchen Fällen nicht adäquat durch Beschleunigungsdaten erklärt werden. Physiologische Parameter, wie die Herzschlag- und Atemfrequenz können aber gerade dann zusätzliche Informationen über den Beanspruchungsgrad liefern und die Vorhersagegenauigkeit erhöhen (Strath, Bassett et al. 2001; Garet, Boudet et al. 2005; Thompson, Batterham et al. 2006; Corder, Brage et al. 2007).

Von den sozio-demographischen Variablen trägt nur das Geschlecht partiell zu einer größeren Varianzaufklärung bei. Die Abhängigkeit des Energieumsatzes vom Geschlecht wurde bereits mehrfach belegt – die vorliegende Studie stützt diese Ergebnisse (Ainsworth,

Haskell et al. 1993; Pate, Pratt et al. 1995; Fogelholm, Hiilloskorpi et al. 1998; Ainsworth, Haskell et al. 2000; Treuth, Schmitz et al. 2004; Heil 2006). Das Gewicht, als anthropometrische Eingangsgröße fließt ebenfalls direkt in der Berechnung des Energieumsatzes ein, da der Energieverbrauch aus der relativen (körpergewichtsbezogenen) Sauerstoffaufnahme berechnet wird. Der Energieumsatz ist somit bei unterschiedlichen schweren Personen besser vergleichbar. Zu beachten ist jedoch, dass das Körpergewicht alleine die Körperzusammensetzung nicht abbilden kann, insbesondere sind Einschränkungen des Zusammenhangs zwischen Energieumsatz und Beschleunigung bei deutlich übergewichtigen Menschen zu beachten (Salvadori, Fanari et al. 1999).

Als mögliches Korrekturmaß wurden in der vorliegenden Studie der BMI und die Angabe der aktiven sportlichen Betätigung im Rahmen der Regressionsanalyse geprüft. Beide Parameter trugen allerdings nicht zur Verbesserung der Vorhersagegenauigkeit des Modellwertes in der untersuchten Gruppe bei (Tabelle 4).

Gleiches gilt für das Alter, obwohl nachgewiesenermaßen mit zunehmendem physiologischen Alterungsprozess die funktionelle Kapazität verschiedener Organe, vor allem des Herzkreislaufsystems, einer spezifischen Veränderung unterliegen (Schmidt, Lang et al. 2010).

Es ist wahrscheinlich, dass bei der Untersuchung größerer und stärker inhomogen gestalteter Probandenkollektive die Wertigkeit anthropometrischer und soziodemographischer Variablen hinsichtlich der Varianzaufklärung steigen wird. Die Integration in die vorhandenen Formeln könnte eine genauere individuelle Differenzierung der Probanden und eine bessere Prognose des Energieverbrauches zulassen.

### **5.2 Variationskoeffizient**

Das aus der separaten Modellentwicklung für Belastungen mit hoher bzw. niedriger Intensität resultierende Kombinationsmodell bezieht neben den vorhersagegenauesten Formeln der jeweiligen Intensitätsbereiche den Variationskoeffizienten der Beschleunigung als objektive mathematische Entscheidungsgröße mit ein. In einem vergleichbaren Ansatz zeigten bereits Crouter et al., dass durch die Berechnung des Koeffizienten der Variation (CV) eine Unterscheidung zwischen wenig intensiven zu deutlich aktiveren Bewegungen möglich ist (Crouter, Clowers et al. 2006).

In der zitierten Arbeit nahm der CV bei hochintensiven aber regelhaften Belastungen wie Gehen und Laufen kleine Werte an, während er bei wenig regelhaften Alltagsaktivitäten

geringerer Intensität ansteigt. Der CV als eine statistische Kenngröße zur Beurteilung der Schwankungen einer Messgröße und ergibt sich bei der Division der Standardabweichung durch den Erwartungswert. So entsteht eine relative Kenngröße und diese kann in Prozent angegeben werden (Fassl 1999; Weiß and Rzany 2010). Verschiedene Daten einer Messreihe lassen sich so statistisch miteinander vergleichen.

Im hier vorliegenden Fall kann durch den CV die Schwankung der Beschleunigungswerte verglichen werden. Belastungskategorien niedriger Intensität weisen eine geringe Schwankung und damit einen niedrigen CV ( $CV < 0,525$ ) auf. Im Gegensatz dazu sind bei den höheren Belastungsintensitäten, mit vielen Bewegungen und naturgemäß höheren Schwankungen, die Werte des CV entsprechend höher ( $CV > 0,525$ ). Beide Intensitätsbereiche sind auf diese Weise klar zu unterscheiden (Abbildung 13). Um die Werte des CV für einen 30-sekündigen Abschnitt zu berechnen, liegen in dieser Arbeit entsprechend 768 Messdaten zugrunde (Abtastrate: 25 Hz). In dieser hohen zeitlichen Auflösung der Daten besteht ein wesentlicher Unterschied zur oben genannten Arbeit von Crouter und Kollegen (Crouter, Clowers et al. 2006). Zudem zeichneten sich die im Rahmen der vorliegenden Studie durchgeführten Tätigkeiten niedriger Intensität auch durch eine gewisse Regelmäßigkeit aus. Zusammengenommen können hierin die Ursachen für die gegenteiligen Ergebnisse im Vergleich zur Crouter-Studie liegen.

### 5.3 Kombinationsmodell

Im Rahmen der durchgeführten Kreuzvalidierung konnte das Kombinationsmodell 74 % der Varianz des tatsächlich gemessenen Energieumsatzes vorhersagen. Die mittlere (systematische) Abweichung zwischen Kombinationsmodell-Schätzung und gemessenem Energieumsatz über die gesamte Untersuchungsgruppe und das gesamte Aktivitätsspektrum war vernachlässigbar klein. Die Bland-Altman Analyse verdeutlichte allerdings, dass im Einzelfall während niedriger körperlicher Belastungen relative Abweichungen von bis zu 100% im Vergleich zum spiroergometrisch bestimmten Energieumsatz entstehen können. Für den Bereich hoher Belastungsintensitäten fallen die Abweichungen geringer aus: 99% der modellierten Messwerte liegen innerhalb eines Bereiches von  $\pm 25$  % vom mittels indirekter Kalorimetrie ermittelten Energieumsatz. Aus diesen Ergebnissen lässt sich schlussfolgern, dass das entwickelte Energieschätzmodell im Mittel über einen längeren Zeitraum und bei variierenden Belastungen vergleichbaren Typs

eine sehr gute Prognose des tatsächlichen Energieumsatzes ermöglicht, einzelne Messwerte jedoch nur mit Vorsicht als Surrogat für den Energieumsatz genutzt werden sollen.

Vergleicht man die in dieser Arbeit entwickelten Modellen erzielten Schätzgenauigkeiten mit ähnlichen publizierten Methoden, zeigen sich in der Regel mindestens gleichwertige, meist sogar höhere Werte für das hier entwickelte und validierte Modell. In einer Arbeit von Villars et al. zeigt das erstellte Vorhersagemodell unter Nutzung des etablierten Systems Actiheart je nach Kalibrierungsmethode eine Schätzgenauigkeit zwischen 37 und 66 % (Villars, Bergouignan et al. 2012).

Das von Fudge et al. publizierte kombinierte Modell aus Beschleunigungsdaten und der Herzschlagfrequenz wies vergleichbare Schätzgenauigkeiten auf (72%). Durch ein individuelles Kalibrieren war sogar ein höherer Zusammenhang nachweisbar. Allerdings zählen nur Gehen und Laufen auf einem Laufband zu den untersuchten Tätigkeiten. (Fudge, Wilson et al. 2007).

Zakeri et al. entwickelten Schätzformeln für Kleinkindern bei denen sich noch höhere Zusammenhänge zum gemessenen Energieumsatz ergaben ( $r = 0,931$  bis  $0,948$ ) (Zakeri, Adolph et al. 2013). Für Stichproben erwachsener Teilnehmer sind allerdings keine vergleichbar hohen Schätzgenauigkeiten nachgewiesen.

Zusammenfassend lässt sich aus den genannten Studien feststellen, dass sich für die eigene Untersuchung und das dabei selbst erstellte Modell ein vergleichbarer bzw. höherer Korrelationskoeffizient nachweisen lässt. Eine weitere Verbesserung des erstellten Modells zur Energieumsatzabschätzung scheint aktuell nur durch eine zeitaufwendigere individuelle Kalibrierung des Modelles möglich. Nachfolgend wird die angewendete Methodik einer kritischen Betrachtung unterzogen

### **5.4 Methodenkritik**

#### *Probandenkollektiv*

Auch wenn die Untersuchten einem relativen breiten Alters- und Fitnesspektrum angehörten ist die Repräsentativität der Stichprobe begrenzt. Dies ergibt sich bereits aus der geringen Anzahl, der Freiwilligkeit der Teilnahme sowie der Rekrutierung durch persönliche Ansprache und Aushänge im Umfeld der Universität Rostock. Dies lässt die Vermutung zu, dass insbesondere körperlich weniger aktive Menschen im Vergleich zur Gesamtbevölkerung unterrepräsentiert sind. Es besteht bei ihnen vermeintlich weniger Motivation sich an freiwilligen körperlichen Aktivitäten zu beteiligen (Kelder, Mitchell et

al. 2003; Hütter 2009). Allerdings finden sich in anderen Studien oftmals deutlich stärker selektierte Teilnehmer (z. B. Studierende) und auch die meisten anderen Studien untersuchten vergleichbare oder deutlich geringere Fallzahlen (Bouten, Westerterp et al. 1994; Welk, Blair et al. 2000; McGregor, Busa et al. 2009; Su, Celler et al. 2009). Es kann somit davon ausgegangen werden, dass untersuchte Anzahl für eine erste Validierungsuntersuchung ausreichend ist.

Mittels angepasster statistischer Methoden wie der PRESS-Statistik könnte insbesondere bei kleinen Stichproben auf eine Zuteilung in Modell- und Validierungsgruppe verzichtet und damit eine noch bessere Modellanpassung ermöglicht werden (Holiday, Ballard et al. 1995). Auch andere Methoden der Erstellung und Genauigkeitsbeurteilung von Energieabschätzmodellen wie von z.B. Green et al. angewandt, bieten für die Zukunft hohes Potential (Green, Halsey et al. 2009).

### *Belastungskategorien*

Wie in der Arbeit von K. R. Westerterp et al. und auch von anderen Autoren beschrieben, ist eine bessere Vorhersage des Energieumsatzes möglich, wenn für die Modellentwicklung aus Beschleunigungsdaten, Tätigkeiten ähnlicher Bewegungsmuster verwendet werden (Bouten, Westerterp et al. 1994; Freedson, Melanson et al. 1998; Hendelman, Miller et al. 2000; Westerterp 2009).

Die in der Arbeit ausgewählten Bewegungsmuster bestimmen so oder in ähnlicher Form mindestens 75% des Tages, zumindest an modernen „Kopfarbeitsplätzen“. Die Kategorien höherer Intensität beanspruchen den verbleibenden Teil des Tages (Westerterp 2009). In Zukunft sollte ein noch breiteres Spektrum von repräsentativen Tätigkeiten und Bewegungsmustern in die Untersuchungen einbezogen werden. Alltagsaktivitäten und Haushaltstätigkeiten mit variablen Bewegungsmustern (Fegen, Spülen, handwerkliche Arbeit) angelehnt an das *Compendium of physical activities*, könnten ein Modell für die Energieumsatzberechnung verfeinern (Ainsworth, Haskell et al. 1993).

### *Geräte*

Das Referenzverfahren der Energieumsatzmessung, die indirekte Kalorimetrie, ist vielfach untersucht und aktuell als Goldstandard etabliert (Vanhees, Lefevre et al. 2005; de Graauw, de Groot et al. 2010). Naturgemäß kommt es innerhalb des Versuches zu physiologischen Schwankungen der gemessenen Sauerstoff- und Kohlenstoffdioxidkonzentrationen. Eine Hyper- oder Hypoventilation des Probanden kann

## 5. Diskussion

hierfür ursächlich sein. Um den Einfluss dieser Fehlerquelle in der vorliegenden Untersuchung möglichst gering zu halten, wurde die Maske längere Zeit vor Beginn angebracht, damit sich die Probanden an den Sitz über Mund und Nase gewöhnen konnten.

### 6. Zusammenfassung und Ausblick

In der vorliegenden Studie wurde untersucht, in wie weit die mit dem mobilen Multisensorsystem Equivital gemessenen Beschleunigungsdaten sowie physiologische Messgrößen eine Abschätzung des Energieumsatz ermöglichen.

Es nahmen insgesamt 23 Probanden (15 männlich /8 weiblich) im Alter zwischen 21 und 54 Jahren an der Untersuchung teil. Alle Versuchsteilnehmer absolvierten ein vorgegebenes Belastungsprotokoll bestehend aus Tätigkeiten mit unterschiedlichen Bewegungsmustern und Intensitäten. Ein breites Spektrum normaler Alltagsaktivitäten ließ sich so widerspiegeln.

Jeder Proband wurde mit dem kleinen kompakten Multisensorsystem ausgestattet. Als Referenzmethode kam der Goldstandard der Energieumsatzmessung, die indirekte Kalorimetrie, zum Einsatz.

Es zeigte sich zunächst, dass die unverarbeiteten Rohdaten der Beschleunigungsmessung für eine Energieumsatzschätzung ungeeignet sind. Es fand sich kein statistischer Zusammenhang zum gemessenen Energieumsatz. Die auf Grundlage eines vektorbasierten Berechnungsverfahrens verarbeiteten triaxialen Beschleunigungsmessungen zeigten dagegen einen hohen Zusammenhang zum gemessenen Energieumsatz ( $r = 0,878$ ). Ebenso präsentierten die Herzfrequenz- und die Atemfrequenzmessung eine hohe Korrelation zum Energieumsatz ( $r = 0,818$ ; bzw.  $r = 0,731$ ).

Die erhobenen Parameter des Sensorsystems ‚Herzfrequenz‘, ‚Atemfrequenz‘ und des integrierten hochauflösenden triaxialen Beschleunigungssensors wurden zusammen mit anthropometrischen Daten der Probanden in einem eigens erstellten Berechnungsmodell für den Energieumsatz kombiniert und dem spiroergometrisch gemessenen Energieumsatz gegenübergestellt.

Um die Genauigkeit der indirekten Energieumsatzschätzung zu erhöhen, wurde jeweils ein Modell für den Bereich geringer Intensitäten und ein Modell für den Bereich hoher Belastungsintensitäten entwickelt und validiert. Die Berechnung des Variationskoeffizienten aus dem Beschleunigungsvektor ermöglichte diesbezüglich die Differenzierung zwischen den beiden Intensitätsbereichen.

Unter Einbeziehung von Beschleunigungsdaten, Herzfrequenz und Atemfrequenz sowie dem Geschlecht des jeweiligen Probanden ließ sich ein zusammengesetztes Modell auf der Grundlage multipler linearer Regression erstellen. Dieses Modell kann den Energieverbrauch mit einer Schätzgenauigkeit von mehr als 74 % ( $r = 0,866$ ) vorhersagen.

## 6. Zusammenfassung und Ausblick

Es kann geschlussfolgert werden, dass das Multisensorsystem damit sehr gut zur durchschnittlichen Energieumsatzmessung bei vergleichbaren Aktivitäten geeignet ist, wobei bei der Verwendung einzelner Messwerte als Surrogat des Energieumsatzes Vorsicht geboten ist. So muss insbesondere im Bereich niedriger dynamischer Belastungen mit hohen relativen Abweichungen vom tatsächlichen Messwert gerechnet werden, wenn Einzelwerte betrachtet werden. Die Mittelwertberechnung über verschiedene Aktivitäten ist jedoch hinreichend genau möglich. Vor allem zur Anwendung bei Felduntersuchungen kann es Vorteile gegenüber den bisherigen Untersuchungsmethoden bringen. Einschränkungen bei einzelnen Prognosewerten im Bereich niedriger körperlicher Belastungen können und sollten zukünftig durch eine individuelle Kalibrierung und unter Einbeziehung normierter physiologischer Parameter umgangen werden.

Dafür müsste in weiteren Untersuchungen beispielsweise eine größere Anzahl von Testpersonen rekrutiert werden und eine Einbeziehung von individuellen Beanspruchungsmustern vorgenommen werden. Vor allem alltagsnahe Belastungen, auch unabhängig von einem stationären Spiroergometriegerät, sollten erforscht werden.

Eine angepasste Statistik im Rahmen der Validierung kann einen Beitrag für die Modellverbesserung leisten und eine Datenreduktion aus Kreuzvalidierungsgründen verhindern (Holiday, Ballard et al. 1995).

Die körperliche Gesundheit der Bevölkerung zu erhalten oder zu verbessern ist Ziel der Präventivmedizin und Public Health Organisationen (WHO 2003). Ein Bestandteil dieses Prozesses ist sicherlich die vermehrte körperliche Aktivität der Menschen. Eine Interventionsmöglichkeit besteht in präventiven begleitenden Programmen zur Steigerung der täglichen Bewegung, des Energieumsatzes und im Endeffekt zur gezielten Förderung der Gesundheit (Pate, Pratt et al. 1995; Rütten, Abu-Omar et al. 2005). Die Messung des Energieumsatzes mittels eines Multisensorsystems kann dabei helfen, den gewünschten Bewegungsumfang zu erreichen und objektiv zu messen, wenn adäquate Methoden zur Datenverarbeitung und genaue Schätzmodelle zur Verfügung stehen. Die vorliegende Arbeit kann dazu einen Beitrag leisten.

## 7. Literaturverzeichnis

- Ainsworth, B. E., W. L. Haskell, et al. (1993). "Compendium of physical activities: classification of energy costs of human physical activities." Med Sci Sports Exerc **25**(1): 71-80.
- Ainsworth, B. E., W. L. Haskell, et al. (2000). "Compendium of physical activities: an update of activity codes and MET intensities." Med Sci Sports Exerc **32**(9 Suppl): S498-504.
- AnalogDevices (2007). "ADXL 330." Small, Low Power, 3-Axis  $\pm$  3 g iMEMS® Accelerometer.
- Avons, P., P. Garthwaite, et al. (1988). "Approaches to estimating physical activity in the community: calorimetric validation of actometers and heart rate monitoring." Eur J Clin Nutr **42**(3): 185-96.
- Babyak, M., J. A. Blumenthal, et al. (2000). "Exercise treatment for major depression: maintenance of therapeutic benefit at 10 months." Psychosom Med **62**(5): 633-8.
- Bassett, D. R., Jr., B. E. Ainsworth, et al. (1996). "Accuracy of five electronic pedometers for measuring distance walked." Med Sci Sports Exerc **28**(8): 1071-7.
- Bassett, D. R., Jr., H. R. Wyatt, et al. (2010). "Pedometer-measured physical activity and health behaviors in U.S. adults." Med Sci Sports Exerc **42**(10): 1819-25.
- Beneke, R. and R. Leithäuser (2008). "Körperliche Aktivität im Kindesalter – Messverfahren." Dtsch Z Sportmed **59** (10).
- Bentley, D. J., J. Newell, et al. (2007). "Incremental exercise test design and analysis: implications for performance diagnostics in endurance athletes." Sports Med **37**(7): 575-86.
- Bernard, T., M. Giacomoni, et al. (1998). "Time-of-day effects in maximal anaerobic leg exercise." Eur J Appl Physiol Occup Physiol **77**(1-2): 133-8.
- Bhattacharya, A., E. P. McCutcheon, et al. (1980). "Body acceleration distribution and O<sub>2</sub> uptake in humans during running and jumping." J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol **49**(5): 881-7.
- Biesalski, H.-K. and M. Adolph (2004). Ernährungsmedizin : nach dem neuen Curriculum Ernährungsmedizin der Bundesärztekammer ; 276 Tabellen. Stuttgart [u.a.], Thieme.
- Biesalski, H.-K., P. Grimm, et al. (2011). Taschenatlas der Ernährung. Stuttgart [u.a.], Thieme.
- Birbaumer, N. and R. F. Schmidt (2006). Biologische Psychologie : mit 41 Tabellen ; [Bonusmaterial im Web]. Heidelberg, Springer Medizin.
- Bjornson, K. F. (2005). "Physical activity monitoring in children and youths." Pediatr Phys Ther **17**(1): 37-45.
- Black, A. E. and T. J. Cole (2000). "Within- and between-subject variation in energy expenditure measured by the doubly-labelled water technique: implications for validating reported dietary energy intake." Eur J Clin Nutr **54**(5): 386-94.
- Blair, S. N., H. W. Kohl, 3rd, et al. (1995). "Changes in physical fitness and all-cause mortality. A prospective study of healthy and unhealthy men." Jama **273**(14): 1093-8.
- Bland, J. M. and D. G. Altman (1986). "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement." Lancet **1**(8476): 307-10.
- Bland, J. M. and D. G. Altman (1992). "This week's citation classic: Comparing methods of clinical measurement." Current Contents CM **20** (40) Oct **5:8**.
- Bocarro, J. N., M. Floyd, et al. (2009). "Adaptation of the System for Observing Physical Activity and Recreation in Communities (SOPARC) to assess age groupings of children." J Phys Act Health **6**(6): 699-707.
- Bouten, C. V., K. R. Westerterp, et al. (1994). "Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer." Med Sci Sports Exerc **26**(12): 1516-23.
- Brage, S., N. Brage, et al. (2006). "Effect of combined movement and heart rate monitor placement on physical activity estimates during treadmill locomotion and free-living." Eur J Appl Physiol **96**(5): 517-24.
- Brage, S., N. Brage, et al. (2005). "Reliability and validity of the combined heart rate and movement sensor Actiheart." Eur J Clin Nutr **59**(4): 561-70.

## 7. Literaturverzeichnis

- Brage, S., N. Brage, et al. (2004). "Branched equation modeling of simultaneous accelerometry and heart rate monitoring improves estimate of directly measured physical activity energy expenditure." *J Appl Physiol* **96**(1): 343-51.
- Bundesministerium für Gesundheit (2010). Ratgeber zur gesundheitlichen Prävention.
- Care\_Fusion\_Germany\_234\_GmbH (2009). "Oxycon Pro™, Ergospirometrie von JAEGER™." OxyconPro Brochure.
- Caspersen, C. J., K. E. Powell, et al. (1985). "Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research." *Public Health Rep* **100**(2): 126-31.
- Chen, K. Y. and D. R. Bassett, Jr. (2005). "The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future." *Med Sci Sports Exerc* **37**(11 Suppl): S490-500.
- Chen, K. Y. and M. Sun (1997). "Improving energy expenditure estimation by using a triaxial accelerometer." *J Appl Physiol* **83**(6): 2112-22.
- Coppack, S. W., M. Persson, et al. (1999). "Glycerol and nonesterified fatty acid metabolism in human muscle and adipose tissue in vivo." *Am J Physiol* **276**(2 Pt 1): E233-40.
- Corder, K., S. Brage, et al. (2007). "Accelerometers and pedometers: methodology and clinical application." *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* **10**(5): 597-603.
- Corder, K., S. Brage, et al. (2007). "Comparison of two methods to assess PAEE during six activities in children." *Med Sci Sports Exerc* **39**(12): 2180-8.
- Corder, K., S. Brage, et al. (2005). "Comparison of PAEE from combined and separate heart rate and movement models in children." *Med Sci Sports Exerc* **37**(10): 1761-7.
- Corder, K., U. Ekelund, et al. (2008). "Assessment of physical activity in youth." *J Appl Physiol* **105**(3): 977-87.
- Courneya, K. S. and C. M. Friedenreich (1999). "Physical exercise and quality of life following cancer diagnosis: a literature review." *Ann Behav Med* **21**(2): 171-9.
- Crouter, S. E., J. R. Churilla, et al. (2008). "Accuracy of the Actiheart for the assessment of energy expenditure in adults." *Eur J Clin Nutr* **62**(6): 704-11.
- Crouter, S. E., K. G. Clowers, et al. (2006). "A novel method for using accelerometer data to predict energy expenditure." *J Appl Physiol* **100**(4): 1324-31.
- Crouter, S. E., P. L. Schneider, et al. (2003). "Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance, and energy cost." *Med Sci Sports Exerc* **35**(8): 1455-60.
- De Backer, G., E. Ambrosioni, et al. (2003). "European guidelines on cardiovascular disease prevention in clinical practice. Third Joint Task Force of European and Other Societies on Cardiovascular Disease Prevention in Clinical Practice." *Eur Heart J* **24**(17): 1601-10.
- de Graauw, S. M., J. F. de Groot, et al. (2010). "Review of prediction models to estimate activity-related energy expenditure in children and adolescents." *Int J Pediatr* **2010**: 489304.
- De Lorenzo, A., A. Tagliabue, et al. (2001). "Measured and predicted resting metabolic rate in Italian males and females, aged 18-59 y." *Eur J Clin Nutr* **55**(3): 208-14.
- Dickhuth, H.-H. and G. Badtke (2010). Sportmedizin für Ärzte : Lehrbuch auf der Grundlage des Weiterbildungssystems der Deutschen Gesellschaft für Sportmedizin und Prävention (DGSP) ; mit 109 Tabellen. Köln, Dt. Ärzte-Verl.
- Duncan, G. E., J. Lester, et al. (2011). "Accuracy of a novel multi-sensor board for measuring physical activity and energy expenditure." *Eur J Appl Physiol*.
- Ekelund, U., M. Sjostrom, et al. (2001). "Physical activity assessed by activity monitor and doubly labeled water in children." *Med Sci Sports Exerc* **33**(2): 275-81.
- Ekmekcioglu, C. and Y. Touitou (2011). "Chronobiological aspects of food intake and metabolism and their relevance on energy balance and weight regulation." *Obes Rev* **12**(1): 14-25.
- Elmadfa, I. (2009). Ernährungslehre : 101 Tabellen. Stuttgart, Ulmer.
- Erikssen, G., K. Liestol, et al. (1998). "Changes in physical fitness and changes in mortality." *Lancet* **352**(9130): 759-62.
- Ermes, M., J. Parkka, et al. (2008). "Detection of daily activities and sports with wearable sensors in controlled and uncontrolled conditions." *IEEE Trans Inf Technol Biomed* **12**(1): 20-6.
- Fahrmeir, L. (2005). Arbeitsbuch Statistik : mit 101 Tabellen. Berlin [u.a.], Springer.
- Fair, A. M. and K. Montgomery (2009). "Energy balance, physical activity, and cancer risk." *Methods Mol Biol* **472**: 57-88.

## 7. Literaturverzeichnis

- Fassl, H. (1999). Einführung in die medizinische Statistik : mit 38 Tabellen. Heidelberg [u.a.], Barth.
- Fogelholm, M., H. Hiilloskorpi, et al. (1998). "Assessment of energy expenditure in overweight women." Med Sci Sports Exerc **30**(8): 1191-7.
- Freedson, P. S., E. Melanson, et al. (1998). "Calibration of the Computer Science and Applications, Inc. accelerometer." Med Sci Sports Exerc **30**(5): 777-81.
- Freedson, P. S. and K. Miller (2000). "Objective monitoring of physical activity using motion sensors and heart rate." Res Q Exerc Sport **71**(2 Suppl): S21-9.
- Friedenreich, C. M., H. K. Neilson, et al. (2010). "State of the epidemiological evidence on physical activity and cancer prevention." Eur J Cancer **46**(14): 2593-604.
- Fudge, B. W., J. Wilson, et al. (2007). "Estimation of oxygen uptake during fast running using accelerometry and heart rate." Med Sci Sports Exerc **39**(1): 192-8.
- Gamelin, F. X., S. Berthoin, et al. (2006). "Validity of the polar S810 heart rate monitor to measure R-R intervals at rest." Med Sci Sports Exerc **38**(5): 887-93.
- Garet, M., G. Boudet, et al. (2005). "Estimating relative physical workload using heart rate monitoring: a validation by whole-body indirect calorimetry." Eur J Appl Physiol **94**(1-2): 46-53.
- Gensini, G. F., M. Comeglio, et al. (1998). "Classical risk factors and emerging elements in the risk profile for coronary artery disease." Eur Heart J **19** Suppl A: A53-61.
- Gleiss, A. C., R. P. Wilson, et al. (2011). "Making overall dynamic body acceleration work: on the theory of acceleration as a proxy for energy expenditure. ." Methods Ecol. Evol. **2**(1): 23-33.
- Grams, L., U. Tegtbur, et al. (2011). "Energieumsatzmessung unter kontrollierten Bedingungen - Vergleich von Accelerometer, Multisensorsystem und mobiler Spiroergometrie." Dtsch Z Sportmed **62** (6).
- Green, J. A., L. G. Halsey, et al. (2009). "Estimating energy expenditure of animals using the accelerometry technique: activity, inactivity and comparison with the heart-rate technique." J Exp Biol **212**(Pt 4): 471-82.
- Haskell, W. L., I. M. Lee, et al. (2007). "Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association." Med Sci Sports Exerc **39**(8): 1423-34.
- Heil, D. P. (2006). "Predicting activity energy expenditure using the Actical activity monitor." Res Q Exerc Sport **77**(1): 64-80.
- Hendelman, D., K. Miller, et al. (2000). "Validity of accelerometry for the assessment of moderate intensity physical activity in the field." Med Sci Sports Exerc **32**(9 Suppl): S442-9.
- Hidalgo\_Limited (2011). "[www.equival.co.uk/publicDocuments/equivalresearchbrochure.pdf](http://www.equival.co.uk/publicDocuments/equivalresearchbrochure.pdf)  
Abrufdatum: 27.07.2011."
- Hiilloskorpi, H. K., M. E. Pasanen, et al. (2003). "Use of heart rate to predict energy expenditure from low to high activity levels." Int J Sports Med **24**(5): 332-6.
- Holiday, D. B., J. E. Ballard, et al. (1995). "PRESS-related statistics: regression tools for cross-validation and case diagnostics." Med Sci Sports Exerc **27**(4): 612-20.
- Howard, P. (2007). "WPSM-IC ATO Phase 2 VSDS SEM disclosure interface specification." Product Specification Hidalgo Ltd.
- Hütter, T. G. (2009). Der Zusammenhang zwischen dem Niveau der Alltagsaktivität von Gymnasiasten der 10. – 12. Jahrgangsstufe und ausgewählten sportmotorischen Parametern zur Beurteilung der sportmotorischen Leistungsfähigkeit.
- Jacobi, D., A. E. Perrin, et al. (2007). "Physical activity-related energy expenditure with the RT3 and TriTrac accelerometers in overweight adults." Obesity (Silver Spring) **15**(4): 950-6.
- Janssen, J. and W. Laatz (2007). Statistische Datenanalyse mit SPSS für Windows [Elektronische Ressource] : eine anwendungsorientierte Einführung in das Basissystem und das Modul Exakte Tests. Berlin, Heidelberg, Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- Janz, K. F., J. Witt, et al. (1995). "The stability of children's physical activity as measured by accelerometry and self-report." Med Sci Sports Exerc **27**(9): 1326-32.
- Japur, C. C., F. R. Penaforte, et al. (2009). "Harris-Benedict equation for critically ill patients: are there differences with indirect calorimetry?" J Crit Care **24**(4): 628 e1-5.

## 7. Literaturverzeichnis

- Karantonis, D. M., M. R. Narayanan, et al. (2006). "Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring." IEEE Trans Inf Technol Biomed **10**(1): 156-67.
- Karvonen, M. J., E. Kentala, et al. (1957). "The effects of training on heart rate; a longitudinal study." Ann Med Exp Biol Fenn **35**(3): 307-15.
- Kelder, S. H., P. D. Mitchell, et al. (2003). "Long-term implementation of the CATCH physical education program." Health Educ Behav **30**(4): 463-75.
- Keytel, L. R., J. H. Goedecke, et al. (2005). "Prediction of energy expenditure from heart rate monitoring during submaximal exercise." J Sports Sci **23**(3): 289-97.
- Klein, P. D., W. P. James, et al. (1984). "Calorimetric validation of the doubly-labelled water method for determination of energy expenditure in man." Hum Nutr Clin Nutr **38**(2): 95-106.
- Klesges, R. C., L. H. Eck, et al. (1990). "The accuracy of self-reports of physical activity." Med Sci Sports Exerc **22**(5): 690-7.
- Klinke, R., H.-C. Pape, et al. (2005). Physiologie : [ideal für die neue AO] ; zahlreiche Tabellen. Stuttgart [u.a.], Thieme.
- Kohlrausch, F., A. Aschenbrenner, et al. (1996). Praktische Physik : zum Gebrauch für Unterricht, Forschung und Technik Bd. 1 [...]. Stuttgart, Teubner.
- Kroidl, R. F., S. Schwarz, et al. (2010). Kursbuch Spiroergometrie : Technik und Befundung verständlich gemacht ; 26 Tabellen. Stuttgart [u.a.], Thieme.
- Krug, S., S. Jordan, et al. (2013). Körperliche Aktivität : Ergebnisse der Studie zur Gesundheit Erwachsener in Deutschland (DEGS1).
- Kundt, G. and H. Krentz (2008). Epidemiologie und medizinische Biometrie : eine kurzgefasste übersichtliche Einführung ; mit Prüfungsfragen und Übungsaufgaben. Aachen, Shaker.
- Lagally, K. M., J. Cordero, et al. (2009). "Physiologic and metabolic responses to a continuous functional resistance exercise workout." J Strength Cond Res **23**(2): 373-9.
- Lampert, T., G. Mensink, et al. (2005). "Sport und Gesundheit bei Erwachsenen in Deutschland." Bundesgesundheitsblatt - Gesundheitsforschung - Gesundheitsschutz **48**: 1.357 bis 1.364.
- Leitzmann, C. and B. Mang (2009). Ernährung in Prävention und Therapie : ein Lehrbuch ; 186 Tabellen. Stuttgart, Hippokrates-Verl.
- Leonard, W. R. (2003). "Measuring human energy expenditure: what have we learned from the flex-heart rate method?" Am J Hum Biol **15**(4): 479-89.
- Leonard, W. R. (2010). "Size counts: evolutionary perspectives on physical activity and body size from early hominids to modern humans." J Phys Act Health **7 Suppl 3**: S284-98.
- Levine, J. A. (2005). "Measurement of energy expenditure." Public Health Nutr **8**(7A): 1123-32.
- Li, R., P. Deurenberg, et al. (1993). "A critical evaluation of heart rate monitoring to assess energy expenditure in individuals." Am J Clin Nutr **58**(5): 602-7.
- Livingstone, M. B. (1997). "Heart-rate monitoring: the answer for assessing energy expenditure and physical activity in population studies?" Br J Nutr **78**(6): 869-71.
- Löffler, G., P. E. Petrides, et al. (2007). Biochemie und Pathobiochemie : mit 192 Tabellen ; [+ online specials]. Heidelberg, Springer Medizin.
- Lollgen, H., K. Volker, et al. (2006). "[Physical activity and prevention of cardiovascular diseases]." Herz **31**(6): 519-23.
- Loney, T., M. Standage, et al. (2011). "Self-report vs. objectively assessed physical activity: which is right for public health?" J Phys Act Health **8**(1): 62-70.
- Luke, A., K. C. Maki, et al. (1997). "Simultaneous monitoring of heart rate and motion to assess energy expenditure." Med Sci Sports Exerc **29**(1): 144-8.
- Mandelblatt, J. S., G. Luta, et al. (2011). "Associations of physical activity with quality of life and functional ability in breast cancer patients during active adjuvant treatment: the Pathways Study." Breast Cancer Res Treat.
- Mansell, P. I. and I. A. Macdonald (1990). "Reappraisal of the Weir equation for calculation of metabolic rate." Am J Physiol **258**(6 Pt 2): R1347-54.
- Manson, J. E., P. J. Skerrett, et al. (2004). "The escalating pandemics of obesity and sedentary lifestyle. A call to action for clinicians." Arch Intern Med **164**(3): 249-58.
- Marées, H. d. and H. Heck (2006). Sportphysiologie. Köln, Sportverl. Strauß.

## 7. Literaturverzeichnis

- Masse, L. C., B. F. Fuemmeler, et al. (2005). "Accelerometer data reduction: a comparison of four reduction algorithms on select outcome variables." Med Sci Sports Exerc **37**(11 Suppl): S544-54.
- Matson-Koffman, D. M., J. N. Brownstein, et al. (2005). "A site-specific literature review of policy and environmental interventions that promote physical activity and nutrition for cardiovascular health: what works?" Am J Health Promot **19**(3): 167-93.
- Matthew, C. E. (2005). "Calibration of accelerometer output for adults." Med Sci Sports Exerc **37**(11 Suppl): S512-22.
- Matthews, C. E. and P. S. Freedson (1995). "Field trial of a three-dimensional activity monitor: comparison with self report." Med Sci Sports Exerc **27**(7): 1071-8.
- McArdle, W. D., F. I. Katch, et al. (2007). Exercise physiology : energy, nutrition, and human performance. Philadelphia [u.a.], Lippincott Williams & Wilkins.
- McClain, J. J., S. B. Sisson, et al. (2007). "Actigraph accelerometer interinstrument reliability during free-living in adults." Med Sci Sports Exerc **39**(9): 1509-14.
- McGregor, S. J., M. A. Busa, et al. (2009). "High resolution MEMS accelerometers to estimate VO2 and compare running mechanics between highly trained inter-collegiate and untrained runners." PLoS One **4**(10): e7355.
- McKenzie, T. L., D. A. Cohen, et al. (2006). "System for Observing Play and Recreation in Communities (SOPARC): Reliability and Feasibility Measures." J Phys Act Health **3** **Suppl 1**: S208-S222.
- McMurray, R. G., J. S. Harrell, et al. (1998). "Comparison of a computerized physical activity recall with a triaxial motion sensor in middle-school youth." Med Sci Sports Exerc **30**(8): 1238-45.
- Melanson, E. L., Jr. and P. S. Freedson (1995). "Validity of the Computer Science and Applications, Inc. (CSA) activity monitor." Med Sci Sports Exerc **27**(6): 934-40.
- Mensink, G. (2003). Bundes-Gesundheitssurvey: körperliche Aktivität - Aktive Freizeitgestaltung in Deutschland. Berlin, Robert-Koch-Institut.
- Mensink, G. B. (1997). "Movement and circulation. Population studies on physical activity and cardiovascular risk." Wageningen: Ponsen & Looijen BV.
- Montoye, H. J. (2000). "Introduction: evaluation of some measurements of physical activity and energy expenditure." Med Sci Sports Exerc **32**(9 Suppl): S439-41.
- Moon, J. K. and N. F. Butte (1996). "Combined heart rate and activity improve estimates of oxygen consumption and carbon dioxide production rates." J Appl Physiol **81**(4): 1754-61.
- Morris, J. N., J. A. Heady, et al. (1953). "Coronary heart-disease and physical activity of work." Lancet **265**(6796): 1111-20; concl.
- Müller, C., C. Winter, et al. (2010). "Aktuelle Messverfahren zur Erfassung körperlicher Aktivität im Vergleich zu subjektiven Erhebungsmethoden." Dtsch Z Sportmed **61**(1).
- Neubert, S. (2010). Mobiles Online-Erfassungssystem für telemedizinische Anwendungen in der arbeits- und präventivmedizinischen Forschung.
- Neubert, S., D. Arndt, et al. (2010). "Mobile real-time data acquisition system for application in preventive medicine." Telemed J E Health **16**(4): 504-9.
- Nichols, J. F., C. G. Morgan, et al. (1999). "Validity, reliability, and calibration of the Tritrac accelerometer as a measure of physical activity." Med Sci Sports Exerc **31**(6): 908-12.
- Noland, M., F. Danner, et al. (1990). "The measurement of physical activity in young children." Res Q Exerc Sport **61**(2): 146-53.
- O'Donovan, G., A. J. Blazevich, et al. (2010). "The ABC of Physical Activity for Health: a consensus statement from the British Association of Sport and Exercise Sciences." J Sports Sci **28**(6): 573-91.
- Osvath, P., Z. Meszaros, et al. (2009). "Physical and physiological performances in 10-year-old obese boys." Acta Physiol Hung **96**(4): 475-82.
- Paffenbarger, R. S., Jr., S. N. Blair, et al. (2001). "A history of physical activity, cardiovascular health and longevity: the scientific contributions of Jeremy N Morris, DSc, DPH, FRCP." Int J Epidemiol **30**(5): 1184-92.

## 7. Literaturverzeichnis

- Paffenbarger, R. S., Jr., R. T. Hyde, et al. (1993). "The association of changes in physical-activity level and other lifestyle characteristics with mortality among men." N Engl J Med **328**(8): 538-45.
- Pate, R. R., M. Pratt, et al. (1995). "Physical activity and public health. A recommendation from the Centers for Disease Control and Prevention and the American College of Sports Medicine." Jama **273**(5): 402-7.
- Picard, R. R. and R. Dennis (1984). "Cross-Validation of Regression Models." Journal of the American Statistical Association, **Vol. 79**(No. 387): 575-583.
- Pschyrembel, W. and S. Witzel (2010). Pschyrembel Klinisches Wörterbuch 2011 : [1 Monat online gratis]. Berlin [u.a.], de Gruyter.
- Qasem, L., A. Cardew, et al. (2012). "Tri-axial dynamic acceleration as a proxy for animal energy expenditure; should we be summing values or calculating the vector?" PLoS One **7**(2): e31187.
- Reiser, L. M. and E. A. Schlenk (2009). "Clinical use of physical activity measures." J Am Acad Nurse Pract **21**(2): 87-94.
- Rennie, K., T. Rowsell, et al. (2000). "A combined heart rate and movement sensor: proof of concept and preliminary testing study." Eur J Clin Nutr **54**(5): 409-14.
- Reswick, J., D. Rerry, et al. (1978). "Preliminary evaluation of the vertical acceleration analyzer (VAGA)." Proc. 6th Annual Symposium on External Control Extremities, Dubrovnik, Yugoslavia: 305-314.
- Rönz, B. (1994). Lexikon Statistik. Wiesbaden, Gabler.
- Rowe, D., M. Mahar, et al. (2004). "Measuring physical activity in children with pedometers: reliability, reactivity, and replacement of missing data." Pediatr Exerc Sci **16**: 343-354.
- Rütten, A., K. Abu-Omar, et al. (2005). Abbildung 7: Ausmaß körperlicher Aktivität im europäischen Vergleich: Über Intensität und Dauer der körperlichen Aktivität berechnete metabolische Äquivalente, Daten des Europabarometers 2002, Gesundheitsberichterstattung des Bundes - Heft 26 - Körperliche Aktivität. Berlin, Robert-Koch-Institut.
- Rütten, A., K. Abu-Omar, et al. (2005). Gesundheitsberichterstattung des Bundes - Heft 26 - Körperliche Aktivität. Berlin, Robert Koch-Institut.
- Ryan, T. P. and W. H. Woodall (2005). "The most-cited statistical papers." J Appl Stat **32**: 461-474.
- Sallis, J. F. (1991). "Self-report measures of children's physical activity." J Sch Health **61**(5): 215-9.
- Sallis, J. F. and N. Owen (1998). "Physical activity and behavioral medicine." Thousand Oaks: Sage.
- Salvadori, A., P. Fanari, et al. (1999). "Oxygen uptake and cardiac performance in obese and normal subjects during exercise." Respiration **66**(1): 25-33.
- Schiffer, T., A. Knicker, et al. (2011). "Mechanical and physiological effects of varying pole weights during Nordic walking compared to walking." Eur J Appl Physiol **111**(6): 1121-6.
- Schmidt, R. F., F. Lang, et al. (2010). Physiologie des Menschen : mit Pathophysiologie ; mit 85 Tabellen ; mit herausnehmbaren Repetitorium ; [lehrbuch-medizin.de]. Heidelberg, Springer Medizin.
- Schneider, P. L., S. E. Crouter, et al. (2003). "Accuracy and reliability of 10 pedometers for measuring steps over a 400-m walk." Med Sci Sports Exerc **35**(10): 1779-84.
- Schoeller, D. A., E. Ravussin, et al. (1986). "Energy expenditure by doubly labeled water: validation in humans and proposed calculation." Am J Physiol **250**(5 Pt 2): R823-30.
- Schoeller, D. A. and E. van Santen (1982). "Measurement of energy expenditure in humans by doubly labeled water method." J Appl Physiol **53**(4): 955-9.
- Severi, S., M. Malavolti, et al. (2001). "Some applications of indirect calorimetry to sports medicine." Acta Diabetol **38**(1): 23-6.
- Speakman, J. R. (1997). Doubly labelled water theory and practice. London, Chapman & Hall.
- Spieler, D. K., M. Hagins, et al. (2010). "A comparison of energy expenditure estimates from the Actiheart and Actical physical activity monitors during low intensity activities, walking, and jogging." Eur J Appl Physiol **111**(4): 659-67.

## 7. Literaturverzeichnis

- Spurr, G. B. (1990). "Physical activity and energy expenditure in undernutrition." Prog Food Nutr Sci **14**(2-3): 139-92.
- Spurr, G. B., A. M. Prentice, et al. (1988). "Energy expenditure from minute-by-minute heart-rate recording: comparison with indirect calorimetry." Am J Clin Nutr **48**(3): 552-9.
- Stegemann, J. (1991). Leistungsphysiologie : physiologische Grundlagen der Arbeit und des Sports ; 12 Tabellen. Stuttgart [u.a.], Thieme.
- Strath, S. J., D. R. Bassett, Jr., et al. (2001). "Simultaneous heart rate-motion sensor technique to estimate energy expenditure." Med Sci Sports Exerc **33**(12): 2118-23.
- Strath, S. J., D. R. Bassett, Jr., et al. (2002). "Validity of the simultaneous heart rate-motion sensor technique for measuring energy expenditure." Med Sci Sports Exerc **34**(5): 888-94.
- Strath, S. J., A. M. Swartz, et al. (2000). "Evaluation of heart rate as a method for assessing moderate intensity physical activity." Med Sci Sports Exerc **32**(9 Suppl): S465-70.
- Strawbridge, W. J., S. Deleger, et al. (2002). "Physical activity reduces the risk of subsequent depression for older adults." Am J Epidemiol **156**(4): 328-34.
- Su, S. W., B. G. Celler, et al. (2009). "Transient and steady state estimation of human oxygen uptake based on noninvasive portable sensor measurements." Med Biol Eng Comput **47**(10): 1111-7.
- Sun, D. X., G. Schmidt, et al. (2008). "Validation of the RT3 accelerometer for measuring physical activity of children in simulated free-living conditions." Pediatr Exerc Sci **20**(2): 181-97.
- Swain, D. P. and B. C. Leutholtz (1997). "Heart rate reserve is equivalent to %VO<sub>2</sub> reserve, not to %VO<sub>2</sub>max." Med Sci Sports Exerc **29**(3): 410-4.
- Swain, D. P., B. C. Leutholtz, et al. (1998). "Relationship between % heart rate reserve and % VO<sub>2</sub> reserve in treadmill exercise." Med Sci Sports Exerc **30**(2): 318-21.
- Swartz, A. M., S. J. Strath, et al. (2000). "Estimation of energy expenditure using CSA accelerometers at hip and wrist sites." Med Sci Sports Exerc **32**(9): 450-6.
- Takken, T., S. Stephens, et al. (2010). "Validation of the Actiheart activity monitor for measurement of activity energy expenditure in children and adolescents with chronic disease." Eur J Clin Nutr **64**(12): 1494-500.
- Thompson, D., A. M. Batterham, et al. (2006). "Assessment of low-to-moderate intensity physical activity thermogenesis in young adults using synchronized heart rate and accelerometry with branched-equation modeling." J Nutr **136**(4): 1037-42.
- Trappe, H.-J. and H. Löllgen (2000). "Leitlinien zur Ergometrie." Z Kardiol **89**: 821-837.
- Trask, C., K. Teschke, et al. (2010). "Using observation and self-report to predict mean, 90th percentile, and cumulative low back muscle activity in heavy industry workers." Ann Occup Hyg **54**(5): 595-606.
- Truth, M. S., K. Schmitz, et al. (2004). "Defining accelerometer thresholds for activity intensities in adolescent girls." Med Sci Sports Exerc **36**(7): 1259-66.
- Troiano, R. P. (2005). "A timely meeting: objective measurement of physical activity." Med Sci Sports Exerc **37**(11): 487-9.
- Troiano, R. P. (2007). "Large-scale applications of accelerometers: new frontiers and new questions." Med Sci Sports Exerc **39**(9): 1501.
- Tudor-Locke, C., J. E. Williams, et al. (2002). "Utility of pedometers for assessing physical activity: convergent validity." Sports Med **32**(12): 795-808.
- Vanhees, L., J. Lefevre, et al. (2005). "How to assess physical activity? How to assess physical fitness?" Eur J Cardiovasc Prev Rehabil **12**(2): 102-14.
- VIASYS\_Healthcare\_GmbH (2003). "OxyconPro, Art.Nr. 781042." Gebrauchsanweisung Version 4.6.
- Villars, C., A. Bergouignan, et al. (2012). "Validity of combining heart rate and uniaxial acceleration to measure free-living physical activity energy expenditure in young men." J Appl Physiol **113**(11): 1763-71.
- Ward, D. S., K. R. Evenson, et al. (2005). "Accelerometer use in physical activity: best practices and research recommendations." Med Sci Sports Exerc **37**(11 Suppl): S582-8.
- Wareham, N. J., K. L. Rennie, et al. (1998). "The assessment of physical activity in individuals and populations: why try to be more precise about how physical activity is assessed?" Int J Obes Relat Metab Disord **22** Suppl 2: S30-8.

## 7. Literaturverzeichnis

- Warren, J. M., U. Ekelund, et al. (2010). "Assessment of physical activity - a review of methodologies with reference to epidemiological research: a report of the exercise physiology section of the European Association of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation." Eur J Cardiovasc Prev Rehabil **17**(2): 127-39.
- Weippert, M., D. Arndt, et al. (2011). "Validität eines mobilen Multisensor-Systems für die R-R-Intervallmessung und HRV-Analyse bei psychophysiologischen Fragestellungen." K. Hottenrott, O. Hoos & H. D. Esperer (Eds.), Herzfrequenzvariabilität: Gesundheitsförderung, Trainingsteuerung, Biofeedback, Hamburg: Czwalina Vol. 214: pp. 221-224.
- Weippert, M., S. Kreuzfeld, et al. (2008). "Vergleich eines mobilen Laktatmessgerätes mit einem Laboranalysegerät – LactateScout vs. Miniphotometer 8." Dtsch Z Sportmed, Jahrgang 59, Nr. 2.
- Weippert, M., M. Kumar, et al. (2010). "Comparison of three mobile devices for measuring R-R intervals and heart rate variability: Polar S810i, Suunto t6 and an ambulatory ECG system." Eur J Appl Physiol **109**(4): 779-86.
- Weippert, M., J. Stielow, et al. (2013). "Tri-axial high-resolution acceleration for oxygen uptake estimation: Validation of a multi-sensor device and a novel analysis method." Appl Physiol Nutr Metab **38**(3): 345-51.
- Weir, J. B. (1949). "New methods for calculating metabolic rate with special reference to protein metabolism." J Physiol **109**(1-2): 1-9.
- Weiß, C. and B. Rzany (2010). Basiswissen medizinische Statistik : mit 14 Tabellen und 6 Übersichten ; [mit Epidemiologie]. Heidelberg, Springer.
- Welk, G. J. (2009). Use of the accelerometry based activity monitors to assess physical activity in "Physical Activity Assessments for Health-Related Research".
- Welk, G. J., S. N. Blair, et al. (2000). "A comparative evaluation of three accelerometry-based physical activity monitors." Med Sci Sports Exerc **32**(9 Suppl): S489-97.
- Welk, G. J. and C. B. Corbin (1995). "The validity of the Tritrac-R3D Activity Monitor for the assessment of physical activity in children." Res Q Exerc Sport **66**(3): 202-9.
- Westerterp, K. R. (2009). "Assessment of physical activity: a critical appraisal." Eur J Appl Physiol **105**(6): 823-8.
- Westerterp, K. R., F. Brouns, et al. (1988). "Comparison of doubly labeled water with respirometry at low- and high-activity levels." J Appl Physiol **65**(1): 53-6.
- WHO (2003). Development of a WHO global strategy on diet, physical activity and health : European regional consultation ; report on the consultation, Copenhagen, 2 - 4 April 2003 ; [European Consultation with Member States on the WHO Global Strategy on Diet, Physical Activity and Health]. Copenhagen, World Health Organization.
- WHO (2010). Global Status Report on Noncommunicable Diseases 2010 [Elektronische Ressource]. Geneva, World Health Organization.
- Wicks, J. R., N. B. Oldridge, et al. (2011). "Heart Rate Index - A Simple Method for Prediction of Oxygen Uptake." Med Sci Sports Exerc **43**(10): 2005-12.
- Yngve, A., A. Nilsson, et al. (2003). "Effect of monitor placement and of activity setting on the MTI accelerometer output." Med Sci Sports Exerc **35**(2): 320-6.
- Zakeri, I. F., A. L. Adolph, et al. (2012). "Cross-Sectional Time Series and Multivariate Adaptive Regression Splines Models Using Accelerometry and Heart Rate Predict Energy Expenditure of Preschoolers." J Nutr **143**(1): 114-22.
- Zakeri, I. F., A. L. Adolph, et al. (2013). "Cross-sectional time series and multivariate adaptive regression splines models using accelerometry and heart rate predict energy expenditure of preschoolers." J Nutr **143**(1): 114-22.

## 8. Anhang

### 8.1 Ergänzende Materialien

#### Rechenrätsel Aufgaben

#### Rechenrätsel: Mathe-Training... leichte Aufgaben 1

Nur Zahlen von 1 bis 9 eintragen und keine doppelt.

1.  $\boxed{2} \cdot \boxed{3} : \boxed{1} + \boxed{6} - \boxed{\phantom{0}} = \boxed{8}$

2.  $\boxed{5} \cdot \boxed{6} : \boxed{3} + \boxed{\phantom{0}} - \boxed{4} = \boxed{14}$

3.  $\boxed{9} \cdot \boxed{1} : \boxed{\phantom{0}} + \boxed{6} - \boxed{5} = \boxed{4}$

4.  $\boxed{5} \cdot \boxed{\phantom{0}} : \boxed{4} + \boxed{2} - \boxed{7} = \boxed{5}$

5.  $\boxed{\phantom{0}} \cdot \boxed{2} : \boxed{3} + \boxed{5} - \boxed{8} = \boxed{3}$

6.  $\boxed{5} \cdot \boxed{8} : \boxed{4} + \boxed{2} - \boxed{\phantom{0}} = \boxed{9}$

7.  $\boxed{8} \cdot \boxed{3} : \boxed{2} + \boxed{\phantom{0}} - \boxed{1} = \boxed{17}$

8.  $\boxed{2} \cdot \boxed{9} : \boxed{\phantom{0}} + \boxed{3} - \boxed{4} = \boxed{2}$

9.  $\boxed{5} \cdot \boxed{\phantom{0}} : \boxed{4} + \boxed{7} - \boxed{2} = \boxed{15}$

10.  $\boxed{\phantom{0}} \cdot \boxed{2} : \boxed{6} + \boxed{8} - \boxed{5} = \boxed{4}$

## Rechenrätsel Lösungen

## Rechenrätsel: Mathe-Training... leichte Aufgaben 1

Lösungen:

1.  $2 \cdot 3 : 1 + 6 - 4 = 8$

2.  $5 \cdot 6 : 3 + 8 - 4 = 14$

3.  $9 \cdot 1 : 3 + 6 - 5 = 4$

4.  $5 \cdot 8 : 4 + 2 - 7 = 5$

5.  $9 \cdot 2 : 3 + 5 - 8 = 3$

6.  $5 \cdot 8 : 4 + 2 - 3 = 9$

7.  $8 \cdot 3 : 2 + 6 - 1 = 17$

8.  $2 \cdot 9 : 6 + 3 - 4 = 2$

9.  $5 \cdot 8 : 4 + 7 - 2 = 15$

10.  $3 \cdot 2 : 6 + 8 - 5 = 4$

### 8.2 Thesen

Es stehen verschiedene Ansätze zur Messung des Energieverbrauches, im Besonderen bei dynamischen körperlichen Belastungen, zur Verfügung. Der aktuelle Goldstandard ist die indirekte Kalorimetrie. Andere Verfahren basieren auf der Messung physiologischer Parameter (z. B. Herzschlagfrequenz) oder der Erfassung der Bewegung der untersuchten Personen (z. B. Beschleunigungsmessung). Dabei werden diese Parameter in multiparametrischen Modellen zur näherungsweise Abschätzung des Energieumsatzes integriert. Die Einbeziehung von zwei und mehr Messgrößen in multiparametrische Modelle erhöht die Genauigkeit der Vorhersage. Aktuell ist jedoch nur eine geringe Zahl von Geräten bekannt und ausreichend untersucht, die eine Aufnahme mehrerer Parameter in einem System vereinen und die damit verbundenen Vorteile nutzen.

Im Rahmen der vorliegenden Validierungsuntersuchung wurde geprüft, inwieweit das mobile Multi-Sensorsystem Equivital der Firma Hidalgo für die Schätzung des Energieumsatzes unter standardisierten Untersuchungsbedingungen geeignet ist.

Thesen:

- Die auf den Beschleunigungsdaten basierenden Methoden (ODBA, TAV, VeDBA) lassen im Gegensatz zu den Rohdaten der Beschleunigung einen statistischen Zusammenhang zum gemessenen Energieumsatz erkennen.
- Das mobile Sensorsystem kann die Atemfrequenz der untersuchten Personen genau messen.
- Eine zusätzliche mentale Beanspruchung lässt sich unter den gegebenen Rahmenbedingungen der Untersuchung anhand der ansteigenden Atemfrequenz nachvollziehen.
- Die Kombination mehrerer physiologischer Parameter im Zusammenhang mit der gemessenen Beschleunigung hat eine höhere Vorhersagegenauigkeit als ein Parameter alleine.
- Das erstellte mathematische Modell bestehend aus den Beschleunigungsdaten kombiniert mit Herzschlagfrequenz, Atemfrequenz sowie anthropometrisch – soziodemo-graphischen Parametern einer Versuchsperson hat einen hohen statistischen Zusammenhang zum Energieverbrauch der untersuchten Personen.
- Das Modell hat im Vergleich zu anderen etablierten Modellen übereinstimmende oder bessere Vorhersagegenauigkeiten.

## 8. Anhang

- Das untersuchte mobile Sensorsystem ist sehr gut geeignet für das untersuchte Probandenkollektiv, in einem definierten Belastungsprotokoll, den Energieumsatz abzuschätzen.
- Als Alternative zu stationären Spiroergometrieeräten kann das untersuchte mobile Sensorsystem eingesetzt werden, wodurch auch Untersuchungen im Feld möglich sind.

### 8.3 Veröffentlichungen

#### Originalarbeiten

M. Weippert, J. Stielow, M. Kumar, S. Kreuzfeld, A. Rieger, R. Stoll: Tri-axial high resolution acceleration for oxygen consumption estimation: validation of a multi-sensor device and a novel analysis method. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 38(3): 345-51.

#### Poster - Vorträge

J. Stielow, M. Weippert, R. Stoll: Eignung eines mobilen Sensorsystems zur Schätzung des Energieumsatzes. 13. Nachwuchssymposium Arbeitsmedizin und Arbeitswissenschaft, Haan, Deutschland, 06.-08. November 2009

J. Stielow, R. Stoll, S. Kreuzfeld, A. Rieger, M. Weippert: Anwendung eines mobilen Multisensorsystems zur Abschätzung der relativen Sauerstoffaufnahme bei unterschiedlichen Aktivitäten. 42. Deutscher Sportärztekongress, Frankfurt/Main, Deutschland, 06.-08. Oktober 2011

#### Abstract

M. Weippert, J. Stielow, S. Kreuzfeld, M. Preuss, R. Stoll: Geistige Anstrengung – Auswirkungen auf kardio-respiratorische Beanspruchungsparameter und Herzratenvariabilität. K. Hottenrott, O. Hoos, & H. D. Esperer, (Hrsg.): Herzfrequenzvariabilität: Gesundheitsförderung, Trainingsteuerung, Biofeedback. ISBN 978-3-88020-570-3 dvs-Schriften, Bd. 214, Feldhaus Edition Czwalina, Hamburg 2011, pp. 138-141

**8.4 Selbstständigkeitserklärung / Eidesstattliche Erklärung nach § 4 Abs. 2.5 der Promotionsordnung der Universität Rostock**

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Dissertation selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe. Es wurden keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet. Wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen aus den benutzten Werken habe ich als solche kenntlich gemacht.

Jan Stielow

Villingen-Schwenningen, den 01.05.2014