



universität
wien

DISSERTATION

Titel der Dissertation

Belastungs-Beanspruchungs-Profil
der Wiener Berufsfeuerwehr

Erhebung leistungsdiagnostischer Kenngrößen unter
Belastung durch Atemschutzausrüstung

Verfasser

Mag.rer.nat. Lukas Küster

angestrebter akademischer Grad

Doktor der Naturwissenschaften (Dr.rer.nat.)

Wien, 2012

Studienkennzahl lt. Studienblatt: A 091 481

Dissertationsgebiet lt. Studienblatt: Sportwissenschaft

Betreuer: Univ.Prof.Dr.med. Wolfgang Markt

Zusammenfassung

Einleitung:

Feuerwehrleute, insbesondere Atemschutzträger, sind in ihrer Arbeit regelmäßig diversen Gefahren und besonderen Anforderungen ausgesetzt. Der Erhalt und die Weiterentwicklung der individuellen physischen Leistungsfähigkeit sind grundlegend für das professionelle und sichere Agieren im Feuerwehreinsatz. Auf der Basis von wissenschaftlich fundierten Erkenntnissen können in dieser Berufsgruppe spezielle Handlungsfelder identifiziert werden, die eine nachhaltige Verbesserung des Gesundheitszustandes sowie der Leistungsfähigkeit von Feuerwehrleuten ermöglichen. Dafür ist die Leistungsdiagnostik als objektives Messinstrument bestens geeignet und stellt ein wichtiges Instrument zur Beurteilung der inneren Beanspruchung auf äußere Belastungen dar.

Ziel und Fragestellung:

Ziel der Untersuchung war die Bestimmung des Belastungs-Beanspruchungs-Profiles von Berufsfeuerwehrmännern unter anforderungsspezifischen Bedingungen im Labor. Dabei sollten folgende Annahmen einer Überprüfung unterzogen werden:

Leistungseinschränkungshypothese: Die kardiopulmonale und metabolisch-muskuläre Leistungsfähigkeit eines Berufsfeuerwehrmannes wird durch die Atemschutzrüstung in mehrdimensionalen Testserien unter Laborbedingungen eingeschränkt. Eine zentrale Kenngröße in der Beurteilung von leistungsdiagnostischen Daten stellt die Laktatkonzentration unter Belastung dar. Laktatkurven verlaufen in Abhängigkeit zur Leistungsfähigkeit für jeden individuellen Probanden exponentiell.

Kurvenanpassungshypothese: Bestimmt man den durchschnittlichen Verlauf von exponentiell verlaufenden individuellen Laktatkurven in einer Gruppe von Probanden (z.B. mit Hilfe eines statistischen Kurvenanpassungsverfahrens), so bleibt der exponentielle Charakter der durchschnittlichen Laktatkurve nicht erhalten. Der wichtigste Grund dafür besteht darin, dass weniger leistungsfähige Probanden bei hohen Laktatendwerten auf einer niedrigen Leistungsstufe abbrechen. Um möglichst genaue Schätzungen bzw. Bestimmungen von Standardwerten der Leistungsfähigkeit an der aeroben und anaeroben Schwelle durchführen zu können, sind möglichst homogene Verläufe der Laktatkurven mit möglichst homogener Verteilungsstruktur wünschenswert. Es soll in dieser Arbeit gezeigt werden, dass diese Homogenität durch ein entsprechendes Korrekturverfahren erreicht werden kann.

Abbruchhypothese: Vorzeitig abbrechende Probanden mit geringer Leistungsfähigkeit tendieren unter Atemschutzbelastung zu einem geringeren Leistungsabfall als leistungs-

fähige Probanden. Die durch theoretische Überlegungen unter Anwendung mathematischer Grundsätze getätigten Annahmen werden nach Auswertung der Daten bestätigt.

Methoden:

Für jeden einzelnen Berufsfeuerwehrmann wurden leistungsdiagnostische und biochemische Kenngrößen zur Bestimmung der Leistungsfähigkeit erhoben, sowie Untersuchungen zur Beurteilung der Koordination (Gleichgewichtsfähigkeit) sowohl in Sportkleidung (Test 1) als auch unter Atemschutzbelastung (Test 2) durchgeführt.

37 Berufsfeuerwehrmänner (38,1 (\pm 7,0) Jahre, 180,5 (\pm 6,6) cm, 85,2 (\pm 10,5) kg) absolvierten sportmedizinische Fahrradergometrien mit Laktatmessung sowie Untersuchungen mittels MFT S3 Check jeweils mit und ohne Atemschutzausrüstung. Weiters wurde ein Transformationsalgorithmus der Fahrradergometrieprotokolle WHO 50 und 40/40/4 entwickelt, der die Maximalleistung in Prozent im 40/40/4 Protokoll angibt.

Ergebnisse:

Beim Vergleich der absoluten Leistung (**Fahrradergometrie**) kommt es unter Atemschutzbelastung zu einer signifikanten Reduktion der Leistungsfähigkeit sowohl an der aeroben (**AS**) als auch an der anaeroben Schwelle (**ANS**), sowie beim Leistungsmaximum (**MAX**). **AS**: Perzentil 25 von 1,0 auf 0,8 Watt/kg, Median jeweils 1,3 Watt/kg, Perzentil 75 von 2,0 auf 1,7 Watt/kg ($p < 0,001$). **ANS**: Perzentil 25 von 1,7 auf 1,5 Watt/kg, Median jeweils 2,0 Watt/kg, Perzentil 75 von 2,7 auf 2,5 Watt/kg ($p < 0,001$). **MAX**: Perzentil 25 von 2,6 auf 2,3 Watt/kg, Median von 3,0 auf 2,7 Watt/kg, Perzentil 75 von 3,4 auf 3,2 Watt/kg ($p < 0,001$). Der prozentuelle Überschuss der Maximalleistung auf der Basis des **Transformationsalgorithmus** zeigt eine signifikante Reduktion am Median um 12,6% von 133,9% auf 121,3% ($p < 0,001$). Die Ergebnisse des **MFT S3 Check** zeigen sowohl für die Sensomotorik [%] als auch für die Stabilität [%] (links/rechts) einen signifikanten Unterschied. **Sensomotorik [%]**: Perzentil 25 von 120% auf 109%, Median von 139% auf 116%, Perzentil 75 von 155 auf 136,5% ($p < 0,001$). **Stabilität [%]**: Perzentil 25 von 93% auf 85%, Median von 109% auf 98%, Perzentil 75 von 133% auf 116% ($p = 0,001$). Sowohl für das Symmetrieverhältnis (links/rechts) als auch für die Messungen in der Frontalebene (vor/zurück) können keine signifikanten Unterschiede ermittelt werden.

Schlussfolgerung:

Die Atemschutzausrüstung schränkt sowohl die kardiopulmonale und metabolisch-muskuläre Leistungsfähigkeit als auch das Gleichgewichtsverhalten signifikant ein. Die Exponentialfunktion eignet sich nach Anwendung eines Korrekturverfahrens zur Schätzung des durchschnittlichen Laktatanstiegs (nach einer Fahrradergometrie mit Stufenpro-

tokoll) für eine beliebige Gruppe von Probanden. Vergleicht man die Fahrradergometrie mit Atemschutzausrüstung mit jener ohne Atemschutz, so kann der Gebrauch des Atemschutzgerätes als schlechtere, das Fehlen des Atemschutzes als bessere Bedingung interpretiert werden. Aus sportmedizinischer und -wissenschaftlicher Sicht zeigt die Gültigkeit der Abbruchhypothese, dass Probanden mit geringer Leistungsfähigkeit weniger von guten Bedingungen (fehlender Atemschutz) profitieren als Leistungsfähige.

Die verpflichtende Gesundheitsüberwachung (GSÜ) für Feuerwehrleute stellt die gesetzliche Grundlage zur Erfassung des Gesundheitszustands dar. In diesem Arbeitsfeld könnte die sportmedizinische und sportwissenschaftliche Leistungsdiagnostik ein zentrales Instrument zur Leistungsoptimierung darstellen, da sie mittels differenzierter diagnostischer Messverfahren Informationen zur aktuellen körperlichen Leistungsfähigkeit der Einsatzkräfte liefert.

Abstract

Introduction:

In their work, fire fighters – particularly those wearing a self-contained breathing apparatus (SCBA) – are routinely exposed to various forms of stress and hazards and specific physical challenges. Maintaining and improving individual physical capacity is essential for professional and safe performance on duty. In this group of professionals, specific areas of performance can be identified; and based on scientific findings, physical fitness and well-being of fire fighters may be sustainably enhanced and improved. As an objective instrument of measurement, capacity diagnostics, is an important tool perfectly suited to evaluate internal stress response to external challenges.

Aim and research questions:

The aim of this investigation is the identification of a stress profile for professional fire fighters under performance-related laboratory conditions based on the following assumptions:

Hypothesis of performance restriction: The cardiorespiratory and metabolic muscular capacity of professional fire fighters is restricted by their wearing a SCBA in multi-dimensional test series under laboratory conditions.

One core criteria in the evaluation of capacity diagnostic data is the lactate concentration under stress conditions. Lactate curves in each of the test persons are related to their physical capacity, showing an exponential trend curve.

Curve adaptation hypothesis: If average trend of individual lactate curves with exponential trends are being determined within a group of probands (e.g., with the help of procedures of statistical curve adaptation), the exponential trend is not sustained. The most important reason for this lies in the fact that test persons with insufficient capacity and higher end levels of lactate drop out at an earlier stage of performance. In order to carry out, estimate and determine standard results of physical capacity at the aerobic and anaerobic thresholds as exactly as possible, preferably homogeneous trends in lactate curves are desirable in combination with a preferably homogeneous distribution pattern. In this work, it will be demonstrated that this homogeneity can be attained by applying adequate procedures of adjustment.

The termination hypothesis states: Test persons with limited physical capacity tend to show less of a capacity decrease than those with stronger capacity. Assumptions made on the basis of theoretical considerations and by applying mathematical algorithms have been confirmed by the data obtained in the tests.

Methods:

For each individual professional fire fighter, capacity diagnostic and biochemical criteria for determining physical capacity have been gathered. Furthermore investigations into the assessment of coordination (balance capacity) both while wearing sports gear (Test 1) as well as breathing apparatus (Test 2) have been carried out.

37 professional fire fighters (38,1 (\pm 7,0) years, 180,5 (\pm 6,6) cm, 85,2 (\pm 10,5) kg) passed sports medicinal bicycle ergometries with lactate measurements as well as tests using MFT S3 Check. Furthermore, a transformation algorithm of bicycle ergometry protocols WHO 50 an 40/40/4 has been developed, which indicates maximum capacity in 40/40/4 percentages.

Results:

In comparing absolute physical capacity (**bicycle ergometry**) under conditions of wearing a SCBA a significant reduction of physical capacity is evident on both the aerobic (**AT**) and anaerobic thresholds (**ANT**), as well as regarding physical capacity maximum (**MAX**). **AT**: Percentile 25 of 1,0 to 0,8 watt/kg, median 1,3 watt/kg each, percentile 75 from 2,0 to 1,7/kg ($p < 0,001$). **ANT**: Percentile 25 from 1,7 to 1,5 watt/kg, median 2,0 Watt/kg each, percentile 75 from 2,7 to 2,5 Watt/kg ($p < 0,001$). **MAX**: Percentile 25 from 2,6 to 2,3 Watt/kg, median from 3,0 to 2,7 Watt/kg, percentile 75 from 3,4 to 3,2 Watt/kg ($p < 0,001$). Excess in the percentage of maximum capacity on the basis of **transformational algorithms** shows a significant reduction at median of 12,6% from 133,9% to 121,3% ($p < 0,001$). Results of the **MFT S3 Check** show significant differences for sensomotrics [%] as well as for stability [%] (left/right). **Sensomotoric [%]**: Percentile 25 of 120% to 109%, median of 139% to 116%, percentile 75 of 155% to 136,5% ($p < 0,001$). **Stability [%]**: Percentile 25 of 93% to 85%, median of 109% to 98%, percentile 75 of 133% to 116% ($p = 0,001$). For both symmetry relations (left/right) and measurements at frontal level no significant differences can be established.

Conclusion:

Use of the SCBA significantly restricts both cardiorespiratory and metabolic muscular physical capacity as well as balance performance. After an application of adaptation procedures, the exponential function serves to estimate average increases in lactate (i.e., following a bicycle ergometry combined with a step protocol) for a random group of probands. By comparing bicycle ergometry with and without SCBA, the use of breathing apparatus can be interpreted as unfavourable, while the lack of breathing apparatus produces favourable conditions. From a sports medicine and sports science point of view, the validity of the termination hypothesis has been established, confirming that test persons

with lower physical capacity profit less from favourable conditions (i.e., lacking breathing apparatus) than those with stronger physical capacities.

Obligatory health control for professional fire fighters provides the legal basis for the assessment of their health status. In this field, sports medicine and sports science based physical capacity diagnostics provide an essential tool for capacity optimization because they provide information about actual physical capacities of fire fighters based on differentiated diagnostic measurement procedure.

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
2.	Problemdarstellung und Stand der Wissenschaft.....	3
2.1	Belastungen und Beanspruchung im Feuerwehreinsatz unter Berücksichtigung kardialer Risiken.....	7
2.2	Belastung und Beanspruchung beim Einsatz unter Schutzausrüstung und Atemschutz.....	9
2.3	Aufgabenbereiche der Wiener Berufsfeuerwehr	12
2.4	Einsatz von Atemschutzgeräten bei der Wiener Berufsfeuerwehr.....	13
2.5	Belastungs-Beanspruchungs-Modell	14
2.6	Die arbeitsmedizinische Vorsorgeuntersuchung – Gesundheitsüberwachung (GSÜ) bei der Berufsfeuerwehr Wien	17
2.6.1	Gesetzliche Grundlage	17
2.6.2	Umfang	18
2.6.3	Ergebnisse der GSÜ	18
3.	Zielsetzung und zentrale Fragestellungen der Studie	19
3.1	Forschungshypothesen.....	19
4.	Methodische Umsetzung der Studie.....	25
4.1	Rahmenbedingungen der Studie	25
4.2	Probanden	25
4.3	Verwendete Messgeräte und Messmethode	26
4.3.1	Fahrradergometer eBike	26
4.3.2	Laktatbestimmungsgerät Biosen C_line, Clinic.....	27
4.3.3	Software für sportmedizinische Ausdauerleistungsdiagnostik	28
4.3.4	MFT S3 Check	28
4.3.5	Atemschutzgerät: Pressluftatmer PA 94 A der Firma Dräger	29
4.3.6	Technische Beschreibung und Daten: Pressluftatmer PA 94 A.....	31

4.4	Untersuchungsplan und Messablauf	32
4.4.1	Probandenaufklärung	32
4.4.2	Messablauf: MFT S3 Check	38
4.4.3	Messablauf: sportmedizinische Fahrradergometrie mit Laktat (Stufentest) ...	39
4.4.4	Transformationsalgorithmus der Fahrradergometrieprotokolle WHO 50 und 40/40/4.....	41
5.	Statistische Analyse	47
5.1	Datenmaterial	47
5.2	Beschreibende Statistik und statistische Hypothesenprüfung	48
5.3	Statistische Software	51
6.	Ergebnisse	53
6.1	Sportmedizinische Fahrradergometrie: aerobe Schwelle (2 mmol/l)	53
6.2	Sportmedizinische Fahrradergometrie: anaerobe Schwelle (4 mmol/l)	56
6.3	Sportmedizinische Fahrradergometrie: maximale Ausbelastung (Maximalwerte).....	60
6.4	Transformationsalgorithmus WHO 50 und 40/40/4 Protokoll	66
6.5	Sportmedizinische Fahrradergometrie „Messwertdatei Rohdaten“	67
6.6	MFT S3 Check.....	75
6.6.1	MFT S3 Check – Sensomotorik.....	76
6.6.2	MFT S3 Check – Stabilität.....	76
6.6.3	MFT S3 Check – Symmetrieverhältnis	77
7.	Diskussion	81
7.1	Sportmedizinische Fahrradergometrie: aerobe Schwelle (2 mmol/l), anaerobe Schwelle (4 mmol/l), maximale Ausbelastung (Maximalwerte)	81
7.2	Transformationsalgorithmus WHO 50 vs. 40/40/4 Protokoll.....	84
7.3	Kurvenanpassungshypothese	85
7.4	Abbruchhypothese.....	87
7.5	Sportmedizinische Fahrradergometrie „Messwertdatei Rohdaten“	89
7.6	Vorgehensweise für die Festlegung der 80% „Schwelle“	91

7.7	MFT S3 Check	92
8.	Schlussfolgerung	97
9.	Literaturverzeichnis	101

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Einsatz der Wiener Berufsfeuerwehr mit Schutzausrüstung und Atemschutz (Gasexplosion in Wien-Favoriten) (Magistratsabteilung 68)	14
Abbildung 2: Sport- und trainingswissenschaftliches Belastungs-Beanspruchungs-Modell (modifiziert nach Hottenrott & Gronwald, 2009)	15
Abbildung 3: Belastungs-Beanspruchungs-Modell (modifiziert nach Lehmann et al., 1983).....	17
Abbildung 4: Schematische Darstellung einer Funktionen mit starker Steigung (links) und flachen Steigung (rechts) (Eigene Darstellung)	22
Abbildung 5: Schematische Darstellung (Skizze) des Leistungsabfalls zwischen Test 1 und Test 2 eines weniger leistungsfähigen Probanden (violett) und eines leistungsfähigen Probanden (blau). Mathematische Überlegungen legen die Hypothese nahe, dass Leistungsstärkere Probanden einen größeren Leistungsabfall zu erwarten haben (Abbruchhypothese) (Eigene Darstellung).	23
Abbildung 6: Fahrradergometer eBike Basic (Firma GE Healthcare Medical Systems Information Technologies) (GE Healthcare, 2009)	27
Abbildung 7: Laktatbestimmungsgerät Biosen C_line, Clinic (Firma EKF-diagnostic GmbH, Magdeburg, Germany) (EKF Diagnostics, 2009)	28
Abbildung 8: Tragesystem PSS 90 (Firma Dräger Saftey GmbH, 1230 Wien, Österreich) (Dräger).....	30
Abbildung 9: Atemluftflasche – Pressluftflasche (Firma Dräger Saftey GmbH, 1230 Wien, Österreich) (Dräger).....	30
Abbildung 10: Lungenautomat PSS (Firma Dräger Saftey GmbH, 1230 Wien, Österreich) (Dräger).....	31
Abbildung 11: Panorama Nova (Firma Dräger Saftey GmbH, 1230 Wien, Österreich) (Dräger).....	31
Abbildung 12: Probandenaufklärungsformular (Belastungs-EKG) / Einwilligungserklärung (VS, RS); Gesundheits- und Vorsorgezentrum der KFA (1090 Wien)	33
Abbildung 13: Sportmedizinische Fahrradergometrie eines Berufsfeuerwehrmannes (Ergometrieraum) – in Sportkleidung, Testtermin A (Eigene Quelle).....	34
Abbildung 14: Sportmedizinische Fahrradergometrie eines Berufsfeuerwehrmannes (Ergometrieraum) – mit Atemschutzgerät, Testtermin B (Eigene Quelle).....	34
Abbildung 15: Visualisierte Darstellung des Labors (Ergometrieraum) im Gesundheits- und Vorsorgezentrum der KFA (Eigene Quelle)	37
Abbildung 16: MFT S3 Körperstabilitätstest. eines Berufsfeuerwehrmannes – in Sportkleidung (links, Testtermin A) und unter Atemschutzbelastung (rechts, Testtermin B) (Ergometrieraum) (Eigene Quelle)	39

Abbildung 17: Nomogramm für die Berechnung der Körperoberfläche (nach Du Bois) (links), durchschnittliche Erwartungswerte (Sollwerte) der maximalen Wattleistung für die Fahrradergometrie bei ansteigender Belastung (rechts) (Wonisch et al., 2008)	42
Abbildung 18: Schematische Darstellung der beiden Stufenprotokolle WHO 50 (blau) und 40/40/4 (gelb) im Vergleich, bei theoretischer Annahme einer maximalen Ausbelastung von 200 Watt (Eigene Darstellung).....	43
Abbildung 19: Schematische Darstellung einer log-Normalverteilung (verläuft links steil und rechts abgeflacht) (Lohninger, 2012)	50
Abbildung 20: Hier werden den absoluten Basiswerten der Leistung P [Watt] in Test 1 an der aeroben Schwelle (AS) die Werte der Leistungsänderung durch Test 2 zugeordnet. Die Regressionsgerade beginnt bei 0 und fällt bei zunehmender Leistungsfähigkeit ab. Das bedeutet, dass die Probanden mehrheitlich einen Leistungsabfall verzeichneten und dass dieser bei den Leistungsfähigeren stärker zu beobachten war.	54
Abbildung 21: Hier werden den absoluten Basiswerten der Leistung pro Körpergewicht P/m [Watt/kg] in Test 1 an der aeroben Schwelle (AS) die Werte der Leistungsänderung durch Test 2 zugeordnet. Die Regressionsgerade beginnt bei 0 und fällt bei zunehmender Leistungsfähigkeit ab. Das bedeutet, dass die Probanden mehrheitlich einen Leistungsabfall verzeichneten und dass dieser bei den Leistungsfähigeren stärker zu beobachten war.	55
Abbildung 22: Hier werden den absoluten Basiswerten der Herzfrequenz [1/min] in Test 1 an der aeroben Schwelle (AS) die Werte der Herzfrequenzänderungen durch Test 2 zugeordnet. Die Regressionsgerade beginnt bei 10 und geht mit zunehmender Herzfrequenz gegen 0. Das bedeutet, dass die Probanden mehrheitlich eine Zunahme der Herzfrequenz verzeichneten, die sich jedoch bei zunehmender Leistungsfähigkeit mehr und mehr abschwächte und bei den Leistungsfähigsten kaum vorhanden war.....	56
Abbildung 23: Hier werden den absoluten Basiswerten der Leistung P [Watt] in Test 1 an der anaeroben Schwelle (ANS) die Werte der Leistungsänderung durch Test 2 zugeordnet. Die Regressionsgerade beginnt unter 0 und fällt bei zunehmender Leistungsfähigkeit ab. Das bedeutet, dass die Probanden mehrheitlich einen Leistungsabfall verzeichneten und dass dieser bei den Leistungsfähigeren stärker zu beobachten war.....	57
Abbildung 24: Hier werden den absoluten Basiswerten der Leistung pro Körpergewicht P/m [Watt/kg] in Test 1 an der anaeroben Schwelle (ANS) die Werte der Leistungsänderung durch Test 2 zugeordnet. Die Regressionsgerade beginnt unter 0 und fällt bei zunehmender Leistungsfähigkeit ab. Das bedeutet, dass die Probanden mehrheitlich einen Leistungsabfall verzeichneten und dass dieser bei den Leistungsfähigeren stärker zu beobachten war.	58
Abbildung 25: Hier werden den absoluten Basiswerten der Herzfrequenz [1/min] in Test 1 an der anaeroben Schwelle (ANS) die Werte der Herzfrequenzänderungen durch Test 2 zugeordnet. Die Regressionsgerade	

beginnt über 10 und geht mit zunehmender Herzfrequenz gegen -7. Das bedeutet, dass die Probanden mehrheitlich eine Zunahme der Herzfrequenz verzeichneten. Probanden mit niedriger Herzfrequenz verzeichneten den höchsten Anstieg, Probanden mit hoher Herzfrequenz verzeichneten jedoch kaum eine Änderung.....	59
Abbildung 26: Hier werden den absoluten Basiswerten der Leistung P [Watt] in Test 1 bei maximaler Ausbelastung (MAX) die Werte der Leistungsänderung durch Test 2 zugeordnet. Die Regressionsgerade beginnt unter 0 und fällt bei zunehmender Leistungsfähigkeit ab. Das bedeutet, dass die Probanden mehrheitlich einen Leistungsabfall verzeichneten und dass dieser bei den Leistungsfähigeren stärker zu beobachten war.	61
Abbildung 27: Hier werden den absoluten Basiswerten der Leistung pro Körpergewicht P/m [Watt/kg] in Test 1 bei maximaler Ausbelastung (MAX) die Werte der Leistungsänderung durch Test 2 zugeordnet. Die Regressionsgerade beginnt unter 0 und fällt bei zunehmender Leistungsfähigkeit ab. Das bedeutet, dass die Probanden mehrheitlich einen Leistungsabfall verzeichneten und dass dieser bei den Leistungsfähigeren stärker zu beobachten war.....	62
Abbildung 28: Hier werden den absoluten Basiswerten der Herzfrequenz [1/min] in Test 1 bei maximaler Ausbelastung (MAX) die Werte der Herzfrequenzänderungen durch Test 2 zugeordnet. Die Regressionsgerade beginnt ein wenig über 0 und geht mit zunehmender Herzfrequenz gegen -7. Das bedeutet, dass die Probanden mehrheitlich eine Zunahme der Herzfrequenz verzeichneten. Probanden mit niedriger Herzfrequenz verzeichneten den höchsten Anstieg, Probanden mit hoher Herzfrequenz verzeichneten jedoch kaum eine Änderung.....	63
Abbildung 29: Hier wird die durchschnittliche Laktatkonzentrationsentwicklung unadjustiert durch eine Exponentialfunktion (blau) bzw. durch eine lineare Regression (grün) in Test 1 geschätzt. Die senkrechten Geraden geben die daraus resultierenden Schätzungen der Leistungswerte an der aeroben (2 mmol/l) und anaeroben (4 mmol/l) Schwelle wider.....	67
Abbildung 30: Hier wird die durchschnittliche Laktatkonzentrationsentwicklung unadjustiert durch eine Exponentialfunktion (blau) bzw. durch eine lineare Regression (grün) in Test 2 geschätzt. Die senkrechten Geraden geben die daraus resultierenden Schätzungen der Leistungswerte an der aeroben (2 mmol/l) und anaeroben (4 mmol/l) Schwelle wider.	68
Abbildung 31: Die lokal lineare Regressionskurve entwickelt sich in Test 1 in den unteren Leistungsbereichen annähernd exponentiell. Man sieht aber in den oberen Leistungsbereichen, wie sich die Kurve, im Gegensatz zur immer stärker ansteigenden Exponentialfunktion, immer mehr abflacht.	69
Abbildung 32: Die lokal lineare Regressionskurve entwickelt sich in Test 2 in den unteren Leistungsbereichen annähernd exponentiell. Man sieht aber in den oberen Leistungsbereichen, wie sich die Kurve im Gegensatz zur immer stärker ansteigenden Exponentialfunktion, immer mehr abflacht.	70

Abbildung 33: Adjustierte Kurvenanpassung der Laktatwerte in Test 1, wenn man die Daten bei 80% der Zielleistung abschneidet. In der adjustierten Kurvenanpassung wurde der obere Wertebereich der Leistung an einem Wert abgeschnitten, den jeder gesunde Feuerwehrmann erreichen sollte. Auf diese Weise wird die dominante Rolle (Bias) der niedrigen Laktatwerte in den oberen Leistungsbereichen kontrolliert. Auf diese Weise wird ersichtlich, dass sich die Exponentialfunktion zur adjustierten Kurvenschätzung eignet.....	71
Abbildung 34: Adjustierte Kurvenanpassung der Laktatwerte in Test 2, wenn man die Daten bei 80% der Zielleistung abschneidet. In der adjustierten Kurvenanpassung wurde der obere Wertebereich der Leistung an einem Wert abgeschnitten, den jeder gesunde Feuerwehrmann erreichen sollte. Auf diese Weise wird die dominante Rolle (Bias) der niedrigen Laktatwerte in den oberen Leistungsbereichen kontrolliert. Auf diese Weise wird ersichtlich, dass sich die Exponentialfunktion zur adjustierten Kurvenschätzung eignet.....	72
Abbildung 35: Die adjustierte Schätzung der Exponentialfunktion schneidet die aerobe (2 mmol/l) und die anaerobe (4 mmol/l) Schwelle in Test 1. Errechnet man an dieser Stelle die Leistungswerte (senkrechte Geraden), so erhält man die zugehörigen Leistungswerte, die im Vergleich zu den ursprünglichen Werten im allgemeinen kleiner sind (durch die Adjustierung ist die exponentielle Kurvenschätzung der Laktatwerte steiler).....	74
Abbildung 36: Die adjustierte Schätzung der Exponentialfunktion schneidet die aerobe (2 mmol/l) und die anaerobe (4 mmol/l) Schwelle in Test 2. Errechnet man an dieser Stelle die Leistungswerte (senkrechte Geraden), so erhält man die zugehörigen Leistungswerte, die im Vergleich zu den ursprünglichen Werten im allgemeinen kleiner sind (durch die Adjustierung ist die exponentielle Kurvenschätzung der Laktatwerte steiler).....	75
Abbildung 37: Laktatkonzentration [mmol/l] bei einer Fahrradergometrie, aufgetragen gegen die Leistung [Watt] im Stufentest. Zu sehen sind zwei Laktatkurven eines Sportlers nach 2,5 jährigem Ausdauertraining. Eine deutliche Rechtsverschiebung der Kurve ist zu erkennen, d.h. die Kurve zieht sich entlang der x-Achse in die Länge und ist Ausdruck einer Verbesserung der Ausdauerleistungsfähigkeit (Maassen & Schneider, 2011).....	86
Abbildung 38: Die lokal lineare Regressionskurve entwickelt sich in Test 1 in den unteren Leistungsbereichen annähernd exponentiell. Man sieht aber in den oberen Leistungsbereichen wie sich die Kurve im Gegensatz zur Exponentialfunktion, die immer stärker ansteigt immer mehr abflacht.....	87
Abbildung 39: Hier werden den absoluten Basiswerten der Leistung pro Körpergewicht P/m [Watt/kg] in Test 1 an der aeroben Schwelle (AS) [A], an der anaeroben Schwelle (ANS) [B] und bei maximaler Ausbelastung (MAX) [C] die Werte der Leistungsänderung durch Test 2 zugeordnet.....	88
Abbildung 40: Schematische Darstellung (Skizze) des Leistungsabfalls zwischen Test 1 und Test 2 eines weniger leistungsfähigen Probanden (violett) und eines leistungsfähigen Probanden (blau). Mathematische Überlegungen legen die	

Hypothese nahe, dass Leistungsstärkere Probanden einen größeren Leistungsabfall zu erwarten haben (Abbruchhypothese) (Eigene Darstellung).....	89
Abbildung 41: Normwertdiagramm des MFT S3 Stabilitätsindex (links/rechts, männlich, 10 bis 70 Jahre) (Aigner et al., 2006)	93
Abbildung 42: Normwertdiagramm des MFT S3 Stabilitätsindex (vor/zurück, männlich, 10 bis 70 Jahre) (Aigner et al., 2006).....	93

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Angaben zur Probandenstichprobe (Berufsfeuerwehrmänner der Stadt Wien).....	26
Tabelle 2: Pressluftatmer PA 94 A (Fa. Dräger) und Technische Daten (Dräger).....	32
Tabelle 3: Untersuchungsplan der vergleichende Untersuchungen im Labor; Testtermin A und B fanden im Abstand von 14 Tagen statt.....	33
Tabelle 4: Testprozedere (links/rechts) und zeitlicher Messablauf MFT S3 Check.....	38
Tabelle 5: Testprozedere (vor/zurück) und zeitlicher Messablauf MFT S3 Check	39
Tabelle 6: Messablauf der Fahrradergometrie (Stufenprotokoll 40/40/4, Messzeitpunkt (min), Last (Watt), Herzfrequenz [1/min], EKG, RR [mmHg], Laktat [mmol/l]) (Eigene Darstellung).....	41
Tabelle 7: Darstellung des Stufenprotokolls WHO 50 (blau) und 40/40/4 (gelb).....	44
Tabelle 8: Vergleich der absoluten Leistung [Watt], [Watt/kg], Herzfrequenz [1/min] und Laktat [mmol/l] bei maximaler Ausbelastung (MAX) an der aeroben Schwelle (2 mmol/l), 3 mmol/l, an der anaeroben Schwelle (4 mmol/l), 6 mmol/l und beim Leistungsmaximum (MAX) in Test 1 und Test 2.....	64
Tabelle 9: Vergleich der Differenzen der individuellen Leistung [Watt], [Watt/kg], Herzfrequenz [1/min] und Laktat [mmol/l] bei maximaler Ausbelastung (MAX P) an der aeroben Schwelle (2 mmol/l), 3 mmol/l, an der anaeroben Schwelle (4 mmol/l), 6 mmol/l und beim Leistungsmaximum (MAX) von Test 1 zu Test 2	65
Tabelle 10: Maximalleistung und maximale Herzfrequenz in Prozent in Test 1 und Test 2, berechnet auf der Basis des Transformationsalgorithmus für das 40/40/4 Protokoll	66
Tabelle 11: Messwerte-Rohdaten; adjustierte Kurvenanpassung an der aeroben (AS) und anaeroben Schwelle (ANS) in Test 1 (Sportkleidung) und Test 2 (Atemschutz)	73
Tabelle 12: Ergebnisdarstellung des MFT S3 Checks für die Parameter Symmetrie [%], Stabilitätsindex und Stabilität [%], Sensomotorikindex und Sensomotorik [%] in Test 1 und Test 2.....	79
Tabelle 13: Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der Maximalwerte der sportmedizinischen Fahrradergometrien.....	84
Tabelle 14: Maximalleistung und maximale Herzfrequenz in Prozent in Test 1 und Test 2 berechnet auf der Basis des Transformationsalgorithmus für das 40/40/4 Protokoll	85
Tabelle 15: Messwerte-Rohdaten korrigierte Kurvenanpassung an der aeroben (AS) und anaeroben (ANS) Schwelle in Test 1 (Sportkleidung) und Test 2 (Atemschutz)	91
Tabelle 16: Sensomotorikindex und Stabilitätsindex werden Bewertungskategorien zugewiesen (Minimalwert bis Maximalwert) (Aigner et al., 2006)	92

Tabelle 17: Bewertungskategorie des Symmetrieverhältnisses (Aigner et al., 2006)94

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Bedeutung
<i>E</i>	Energieaufwand
<i>L</i>	Momentanleistung
<i>t</i>	Zeit
<i>kJ</i>	Kilojoule
°C	Grad Celsius
40/40/4	Stufenprotokoll Fahrradergometrie
40/40/4	Stufenprotokoll
ANS	Anaerobe Schwelle
arith. Reihe	arithmetische Reihe
AS	Aerobe Schwelle
BGBI	Bundesgesetzblatt
EKG	Elektrokardiogramm
GSÜ	Gesundheitsüberwachung
HF	Herzfrequenz
KFA	Krankenfürsorgeanstalt
kJ	Kilojoule
LA	Laktat
leg. cit.	legis citatæ
LGBl	Landesgesetzblatt
MA 68	Magistratsabteilung 68 der Stadt Wien
Max	Maximum
Mean	Mittelwert
MFT S3 Check	Körperstabilitätstest
Min	Minimum
mmHg	Millimeter-Quecksilbersäule
mmol/l	Millimol pro Liter
mod. n.	modifiziert nach
MW	Mittelwert
N, n	Anzahl
p	P-Wert
P	Leistung
P/m = Watt/kg	Watt pro Kilogramm Körpergewicht
PA	Pressluftatmer

Abkürzung	Bedeutung
PA 94 A, PSS 90	Pressluftatmer der Firma Dräger
Perc.	Perzentil
RR	Blutdruck nach Riva-Rocci
SD	Standardabweichung
Sig.	Signifikanz
Std. Devation	Standardabweichung
VGÜ	Verordnung über die Gesundheitsüberwachung
VO ₂	Sauerstoffaufnahme
VO _{2max}	maximale Sauerstoffaufnahme
W-BedSchG	Wiener Bedienstetenschutzgesetz
WHO	Weltgesundheitsorganisation
WHO 50	Stufenprotokoll nach der Weltgesundheitsorganisation
WTS, 3D, RT	Wiener Testsystem Orientierungs- und Reaktionsfähigkeit

Danksagung

Diese Arbeit widme ich meinen Eltern

An allererster Stelle danke ich meinem Betreuer Herrn Univ. Prof. Dr. med. Wolfgang Marktl. Seine wohlthuende Art, wissenschaftliche Fragestellungen ohne Einforderung fachlicher Abgrenzung mit Interesse zu begleiten, sich entwickeln zu lassen und damit eine Atmosphäre der Entfaltung von Ideen zu schaffen, hat mir meine persönliche Entwicklung in diesem Themenbereich ermöglicht.

Frau O. Univ. Prof. Dr. med. Veronika Fialka-Moser danke ich herzlich für die Übernahme des Zweitgutachtens.

Für die zielgerichtete Zusammenarbeit bedanke ich mich bei der Wiener Berufsfeuerwehr und allen dazugehörigen Probanden, sowie bei der Privatkrankenanstalt Sanatorium Herra, der Krankenfürsorgeanstalt der Bediensteten der Stadt Wien.

Mein besonderer Dank gilt Priv. Doz. Dr. Monika Preleuthner und Dr. Ernst Rücklinger, die mit Ihrer wissenschaftlichen Souveränität und Denkweise für wertvolle Diskussionen und eine produktive Zusammenarbeit im Rahmen der statistischen Auswertungen beigetragen haben.

Meinem langjährigen Mentor und Wegbegleiter OStR. MMag. Dr. Elmar Gipperich danke ich sehr herzlich für das Lektorat dieser Arbeit.

Zutiefst zu Dank verpflichtet bin ich meinen Eltern für Ihre bedingungslose, fortwährende und liebevolle Unterstützung, sowie Ihr Interesse an meiner Arbeit.

Hinweis zum geschlechterbezogenen Sprachgebrauch

Aus Gründen der leichteren Lesbarkeit wird auf eine geschlechterspezifische Differenzierung, wie z. B. Proband/innen, verzichtet. Entsprechende Begriffe gelten im Sinne der Gleichbehandlung für beide Geschlechter. Da an den Untersuchungsserien in dieser Studie ausschließlich männliche Probanden teilnahmen, verwende ich auch den Begriff Feuerwehrmann/männer und verzichte auf die Berufsbezeichnung Feuerwehrfrau/en.

1. Einleitung

Mit dem Gesundheits- und Vorsorgezentrum der Krankenfürsorgeanstalt der Bediensteten der Stadt Wien verfügt die Privatkrankenanstalt Sanatorium Hera über eine einzigartige Einrichtung der spezifischen Gesundheitsüberwachung (GSÜ) der Wiener Berufsfeuerwehr. Wesentlicher Bestandteil der Gesundheitsüberwachung ist eine vorwiegend mobile arbeitsmedizinische Vorsorgeuntersuchung, die eine maximale Betreuungs- und Behandlungsqualität am Arbeitsplatz durch eine hochwertige Infrastruktur, sowie ein interdisziplinäres Team von Fachärzten, diplomierten Gesundheits- und Krankenpflegern, Sportwissenschaftlern und Therapeuten gewährleistet.

Die Wiener Berufsfeuerwehr beschäftigt ca. 1800 Feuerwehrmänner und drei Feuerwehrfrauen. Wien ist in elf Brandschutzsektionen eingeteilt, denen organisatorisch 25 Feuerwachen zugeordnet sind. Pro Tag werden rund 100 Feuerwehreinsätze gezählt. Das bedeutet, dass in Wien etwa alle 15 Minuten mindestens ein Einsatzfahrzeug ausrückt. Von den 35872 Feuerwehreinsätzen im Jahr 2010 wurden unter anderem 13866 technische Einsätze und 9562 Brandeinsätze registriert (Magistratsabteilung 23).

Angesichts der hohen Belastungen im Einsatz, sowie der Bedeutung der berufsanforderungsspezifischen körperlichen Leistungsfähigkeit stellt sich die Frage, wie leistungsfähig Einsatzkräfte der Berufsfeuerwehr Wien sind. Im breiten Arbeitsspektrum unterliegen Feuerwehrleute insbesondere im Einsatz mit schwerem Atemschutzgerät einer hohen körperlichen Belastung, die eine adäquate Leistungsfähigkeit voraussetzt. So scheint der Aspekt der sportmedizinischen und sportwissenschaftlichen Leistungsdiagnostik besonders sinnvoll. Dies war auch der Anlass dafür, ein Atemschutzträgerprojekt gemeinsam mit der Berufsfeuerwehr Wien in Zusammenarbeit mit dem Gesundheits- und Vorsorgezentrum der KFA und dem sport- und trainingswissenschaftlichen Institut trainingssteuerung.at zu initiieren.

2. Problemdarstellung und Stand der Wissenschaft

Körperliche Leistungsfähigkeit ist eine Grundvoraussetzung für die Diensttauglichkeit bei der Feuerwehr. Wenn Feuerwehrleute ihren gefahr- und verantwortungsvollen Beruf erfolgreich und professionell ausüben möchten und in der Lage sein sollen, andere und sich selbst zu schützen sowie Gefahren zu begegnen, benötigen sie dazu eine bestimmte körperliche Leistungsfähigkeit. Bei der Berufsfeuerwehr hat die Diagnostik des Gesundheitszustandes eine grundlegende und voraussetzende Bedeutung. Funktionsdiagnostische Untersuchungen sind auf die Erfassung der Beanspruchbarkeit relevanter Funktionssysteme gerichtet.

Wissenschaftliche Untersuchungen und Daten kommen vorwiegend aus dem englischsprachigen Raum. Im Blickpunkt der Untersuchungen stehen die physischen und psychischen Auswirkungen von berufsspezifischen Belastungen von Feuerwehrleuten, die körperlichen Aufnahmetests für Einsatzkräfte (Fisnesstests) und die Trainingsmaßnahmen zur Entwicklung und Erhaltung der anforderungsspezifischen (berufsspezifischen) Leistungsfähigkeit. Insbesondere im angloamerikanischen Raum steht die körperliche Leistungsfähigkeit von Feuerwehrleuten auch im Zentrum öffentlichen Interesses. Dabei werden wissenschaftliche Untersuchungen in dieser Berufsgruppe durch öffentliche Einrichtungen finanziell unterstützt und somit als Auftrag für die Forschung verstanden.

Wissenschaftliche Publikationen aus dem deutschsprachigen Raum beschäftigen sich eingehend mit den Auswirkungen unterschiedlicher Schutzausrüstungen, auch in Kombination mit Atemschutzgeräten unter Hitzeexposition. In diesem Zusammenhang sind Untersuchungen zu Stressbelastungen von Atemschutzgeräteträgern, Gewichte unterschiedlicher Pressluftatmer, Auswirkungen unterschiedlicher Schutzanzüge und einiges mehr zu nennen. Die Erfassung und Verbesserungen der Leistungsfähigkeit auf der Basis von wissenschaftlichen Erkenntnissen, sowie der Aspekt der Leistungsdiagnostik sind Forschungsbereiche, die insbesondere in der betrieblichen Gesundheitsförderung und Arbeitsmedizin bei der Feuerwehr von Relevanz sind. Die besondere Belastung und Beanspruchung von Feuerwehrleuten während Einsätzen, sowie in Feldversuchen und Laboruntersuchungen zeigen die physiologischen Auswirkungen auf den Körper. Demzufolge sind eine gut ausgebildete kardiopulmonale Leistungsfähigkeit, Maximalkraft, Kraftausdauer und koordinative Fähigkeiten unabdingbare Eigenschaften für den Dienst bei der Feuerwehr (Davis, Dotson & Santa Maria, 1982; Kibele, 2008; Nöcker, 1999, 2008; Wydra, Schwarz, Heidinger & Demke, 2008a, 2008b).

Die Hinweise auf die Beanspruchungen von Feuerwehrleuten werden durch die Untersuchung von Parametern wie unter anderem maximale Sauerstoffaufnahme [VO_{2max}], Herzfrequenz [1/min], Blutdruck [mmHg], Laktat [mmol/l], maximaler Atemluftverbrauch, Anstieg der Körperkerntemperatur [$^{\circ}C$], Hauttemperatur [$^{\circ}C$], Flüssigkeitsverlust [ml], Stresshormone etc. beschrieben.

Im Folgenden soll der Stand der Wissenschaft zum vorliegenden Themenbereich dargestellt werden.

Die bereits in den 1970 Jahren durchgeführte Studie in anforderungsspezifischen Trainingsszenarios (Drehleiter besteigen, Personenrettung, Wasserschlauch auslegen, Feuerwehrleiter ausfahren) ohne Atemschutzgeräte zeigte Beanspruchungen von ca. 70% der VO_{2max} . In einer der leistungsphysiologischen Studien mit Feuerwehrleuten wiesen die Autoren auf einen Minimumreferenzwert von 40 ml/kg/min für die Ausdauerleistungsfähigkeit von Einsatzkräften hin (Lemon & Hermiston, 1977). Die Bestimmung von Belastungsintensitäten mittels Sauerstoffaufnahme (VO_2) wurde in zahlreichen folgenden Publikationen als Indikator herangezogen.

In der Studie von Sothmann, Saupe, Jasenof & Blaney (1992) wurden die Herzfrequenzen im Einsatz von 10 Feuerwehrleuten untersucht. Die Feuerwehrmänner erreichten im Einsatz (mit Schutzausrüstung und Atemschutzgerät) bei einer durchschnittlichen Einsatzdauer von 15 (± 7) Minuten eine mittlere Herzfrequenz von 157 (± 8) Schlägen/min, was 88 (± 6)% der maximalen Herzfrequenzreserve entspricht. Die maximale Herzfrequenz wurde auf einem Laufband unter Laborbedingungen ermittelt und lag bei 178 (± 13) Schlägen/min. Die errechnete VO_{2max} auf dem Laufband betrug im Mittel 40 ($\pm 6,4$) ml/kg/min. In einer weiteren Studie von Sothmann, Landy & Saupe (1992) wurden bei Feuerwehrmännern mittels mobiler Spiroergometrie mittlere VO_{2max} Werte in Trainingsszenarios von 30,5 ml/kg/min ermittelt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen der Ausdauerleistungsfähigkeit von Gledhill & Jamnik (1992) lieferten einen Referenzwert für die VO_2 von Feuerwehrleuten. Hier wurden bei 60 Feuerwehrmännern 27 anforderungsspezifische Tätigkeiten untersucht. Beim intensiven Arbeiten, wie dem Tragen von schweren Gewichten über Stiegen (bis zu 61,4 kg) wurden im Mittel 163 Schläge/min, eine VO_2 von 41,5 ml/kg/min und Laktatkonzentrationen zwischen 6 und 13,2 mmol/l gemessen. Bei 90% der anforderungsspezifischen Tätigkeiten wurde eine durchschnittliche VO_2 von 23,4 ml/kg/min gemessen. Das bedeutet, dass sowohl bei intensiven als auch bei mittleren Intensitäten 50% bis 85% der VO_{2max}

beansprucht wird. Die Autoren leiteten aufgrund der Ergebnisse eine Mindestanforderung an die VO_{2max} von 45 ml/kg/min bei Einsatzkräften ab.

Eglin et al. (2004) beobachteten die physiologische Beanspruchung bei 13 Feuerwehrmännern im Trainingseinsatz bei einer Raumtemperatur von 74 (\pm 42) °C. Hier wurden bei 44 Trainingseinsätzen Herzfrequenz und Körpertemperatur ermittelt. Die durchschnittliche Herzfrequenz lag bei 138 (\pm 26) Schlägen/min. In fünf der 44 Einsätze erreichten die Feuerwehrmänner 90% der individuellen Herzfrequenzreserve. Die durchschnittliche maximale Temperatur, gemessen unter dem Helm, lag bei 41.2 (\pm 4.6) °C und die Körperkern-temperatur bei 35,5 (\pm 0,9) °C. In einer weiteren Versuchsanordnung wurden Feuerwehrleute bis an die Grenzen ihrer körperlichen Leistungsfähigkeit belastet. Zehn Feuerwehrmänner mussten im Anschluss an eine 40 Minuten dauernde, erfolgreich durchgeführte simulierte Brandbekämpfung zwei Personenrettungen mit einer 81 kg bzw. 85 kg schweren Rettungspuppe bei 19 °C bzw. 16 °C Lufttemperatur durchführen. Die Rettungspuppe wurde in der ersten Versuchsanordnung über eine 15 m lange Etage und über zwei Stockwerke getragen, in der zweiten Versuchsanordnung wurde die schwerere Rettungspuppe über eine 30 m lange flache Oberfläche gezogen. Die maximale Herzfrequenz lag bei 180 (\pm 15) Schlägen/min in der ersten Versuchsanordnung, beziehungsweise in der zweiten bei 173 (\pm 19) Schlägen/min. Das Belastungsempfinden wurde auf einer Rating of Perceived Exertion Skala mit 13,3 (\pm 2,4) beziehungsweise mit 16,3 (\pm 2,4) angegeben (Eglin & Tipton, 2005).

Wie bereits aus der Literatur bekannt, werden bei Feuerwehrleuten Mindestanforderungen an die VO_{2max} im Bereich von 33,9 bis zu 45 ml/kg/min gestellt. Aktuelle Daten zeigen eine deutliche altersbedingte Abnahme der Ausdauerleistungsfähigkeit. Dies verdeutlicht die notwendigen Ausdauertrainingsbegleitmaßnahmen in jedem Alter, da die Anforderungen an die VO_{2max} für Feuerwehrleute jeden Alters gelten. Dies belegen Daten von 804 männlichen Feuerwehrleuten mit einem mittleren Alter von 37,4 (\pm 8,4) Jahren, die zur Beurteilung der Ausdauerleistungsfähigkeit am Laufband (Bruce Protokoll) maximal ausbelastet wurden (Baur, Christophi, Cook & Kales, 2012).

Auf der Basis von wissenschaftlichen Ergebnissen der sportmedizinischen und -wissenschaftlichen Leistungsdiagnostik sieht Uwe Nöcker die sportwissenschaftliche Betreuung von Atemschutzgeräteträgern bei der deutschen Berufsfeuerwehr als bedeutende Maßnahme zum Erhalt und zur Entwicklung sportmotorischer Fähigkeiten, wie Ausdauer, Maximalkraft, Kraftausdauer, Koordination und Schnelligkeit, die für ein sicheres Agieren im Einsatz bedeutend sind. Faktoren, wie die plötzliche Einsatzalarmierung, nicht vorhersehbare Szenarios und Einsätze bei extremer Hitze ergeben durchaus Risiken für

das Herz-Kreislauf-System. Diesem Gefahrenpotential können die Feuerwehrleute, insbesondere Atemschutzträger, mit einer höheren Leistungsfähigkeit begegnen. Diesen Forderungen folgte die Berufsfeuerwehr Kassel, die gemeinsam mit der Universität Kassel eine auf wissenschaftlichen Erkenntnissen basierende Fitnesskonzeption in den Feuerwehralltag integrierte. Neben der aeroben Ausdauerleistungsfähigkeit wurden Maximalkraft, Kraftausdauer und koordinative Fähigkeiten als wichtige konditionelle Einflussfaktoren der körperlichen Fitness von Einsatzkräften angesehen und trainiert (Kibele, 2008; Nöcker, 2008). Gegenüber der maximalen Sauerstoffaufnahme als Standardmessgröße der aeroben Leistungsfähigkeit lassen sich in der Literatur keine verbindlichen Teststandards und zugehörige Referenzwerte für die Maximalkraft, Kraftausdauer und die Koordination nachweisen (von Heimburg, Rasmussen & Medbø, 2006; Kibele, 2008).

Nur wenige Arbeiten untersuchen die koordinativen Fähigkeiten von Feuerwehrleuten. Die Gleichgewichtsfähigkeit ist bei Einsätzen jeglicher Art gefordert, da Feuerwehrleute unter erschwerten Bedingungen (u.a. Höhe) und Arbeitspositionen ihre Tätigkeiten erfüllen müssen. Zu den bedeutendsten Studien in diesem Themenbereich zählen die Arbeiten von Punakallio (2004, 2005), Punakallio, Lusa & Luukkonen (2004).

Das Sturz- und Fallrisiko wurde an 14 Feuerwehrmännern im Alter von 33 bis 38 Jahren bzw. an 15 im Alter von 43 bis 56 Jahren untersucht. In vier Versuchsanordnungen über eine Distanz von acht Metern mit unterschiedlichen Bedingungen wurde die Sturzdistanz gemessen. Während der Gehversuchsanordnung wurden auf einer Kraftmessplatte das Haltungsgleichgewicht und die dynamische Gleichgewichtsfähigkeit auf einem Holzbalken gemessen. Der Holzbalken wurde punktuell (400 x 600 mm) mit einer Stahlplatte, mit Detergentien (Wasser und 0,5% Natrium Lauryl Sulfat Lösung) oder mit Glycerol beschichtet. Die Gehgeschwindigkeit über den Balken betrug 100 und 120 Schritte/min. Die Tests wurden in Schutzausrüstung mit Atemschutzgerät durchgeführt (Gesamtgewicht der Ausrüstung 25,9 kg). Die durchschnittliche Sturzdistanz (Ausrutschdistanz) betrug 9,7 (\pm 9,1) cm (100 Schritte/min) und 15,6 (\pm 18,2) cm (120 Schritte/min) in der Altersgruppe 33 bis 38 Jahren, bzw. 10,8 (\pm 15,3) cm und 18,0 (\pm 18,6) cm in der Altersgruppe 43 bis 56. Unabhängig vom Alter wurde bei der Hälfte der Probanden eine Sturzdistanz von 5 cm gemessen. Diese Distanz bedeutet nach den Autoren einen unvermeidbaren Sturz (Punakallio, 2005).

Die Einflüsse von Schutzausrüstungen und Atemschutzgeräten auf die Gleichgewichtsfähigkeit bei jungen und älteren Einsatzkräften wurden in einer weiteren Studie von Punakallio, Lusa & Luukkonen (2003) untersucht. Das bereits in den anderen Untersuchungen (Punakallio, 2005) erwähnte Kollektiv absolvierte in einer weiteren Versuchsanordnung

einen anforderungsspezifischen Gleichgewichtstest über einen 2,5 m langen, 9 cm breiten und 5 cm hohen Holzbalken. Die Probanden wurden aufgefordert, so schnell wie möglich über den Balken (ohne herabzusteigen) zu gehen und in der Hälfte des Balkens eine 180° Drehung zu machen. Die Tests wurden in Sportkleidung und Schutzausrüstung (inkl. Atemschutzgerät) sowie mit offenen und geschlossenen Augen durchgeführt. Weiters wurde die Gleichgewichtsfähigkeit auf einer Kraftmessplatte beurteilt. Die Ergebnisse zeigten eine signifikante Reduktion des Gleichgewichtsverhaltens beim Tragen der Schutzausrüstung im Vergleich von jungen zu alten Feuerwehrleuten. Die deutlich signifikante Reduktion war auf den Einfluss des Atemschutzgerätes zurückzuführen.

2.1 Belastungen und Beanspruchung im Feuerwehreinsatz unter Berücksichtigung kardialer Risiken

Die spezifischen Bedingungen des Feuerwehreinsatzes bringen eine Reihe von Belastungen und Beanspruchungen mit sich.

Feuerwehrleute unterliegen im beruflichen Einsatz einer besonders hohen Belastung, die eine adäquate Leistungsfähigkeit voraussetzt. Trotz aller technischen Hilfsmittel, ist eine hohe körperliche Leistungsfähigkeit unumgänglich, die sowohl gute Kraftwerte als auch eine ausgeprägte kardiopulmonale Leistungsfähigkeit umfasst (Heiduk, 2009; Lorenz, Franz, Krieger, Zeilberger & Jeschke, 2007; Wydra et al., 2008b).

Um vor allem auf unerwartete Situationen bestens vorbereitet zu sein, brauchen Feuerwehrangehörige ein Höchstmaß an körperlichen und kognitiven Fähigkeiten und Fertigkeiten. In Notsituationen wird von den Einsatzkräften aber nicht nur die körperliche Konstitution erwartet, sondern auch Verantwortungsbewusstsein gegenüber den in Not Geratenden, seinen Kollegen und sich selbst. Umsichtige Entscheidungen zu treffen und die Aufgaben sorgfältig auszuführen gehört zum Arbeitsalltag der Feuerwehrleute. Hierzu zählen insbesondere Einsätze bei Hitzeexposition und unter schwerem Atemschutz, bei denen Feuerwehrleute bis an die physischen und psychischen Grenzen beansprucht werden (Angerer, Kadlez-Gebhardt & Nowak, 2004; Kibele, 2010; Lorenz et al., 2007).

Mit der Forderung nach bestimmter Leistungsfähigkeit ist die Annahme verbunden, dass die Einsatzkräfte ihre berufsspezifischen Tätigkeiten sicher und effizient ausüben können. Sofern diese Tätigkeiten nicht sicher ausgeführt werden, könnten Schädigungen und Verletzungen auftreten. Dies betrifft nicht nur die Gefahr unfallbedingter Traumata (wie z.B. Brandverletzungen, Stürze oder von herabfallenden Gegenständen am Brandherd getro-

fen zu werden), sondern auch ein erhöhtes kardiopulmonales und kardiovaskuläres Risiko im Einsatz. Dieses Risiko mit letalen Folgen von Feuerwehreinsätzen wird in einigen Studien erwähnt und es werden kardiale Stresssituationen beschrieben.

In der Studie von Kales, Soteriades, Christophi & Christiani (2007) wurden kardiovaskuläre Ereignisse bei US - amerikanischen Feuerwehrleuten untersucht. Die Studie basiert auf den Daten der Federal Emergency Management Agency, in denen die Todesumstände aller während oder kurz nach der Arbeitszeit verstorbenen Feuerwehrleute aufgezeichnet sind. Von 1144 im Dienst aufgetretenen Todesfällen im Zeitraum zwischen 1994 und 2004 waren 39% der Todesfälle kardiovaskulär bedingte Ereignisse. 32,1% der Todesfälle traten während der Rettungsarbeiten auf, 13,4% während eines Alarms, 17,4% unmittelbar im Anschluss an einen Einsatz, 12,5% während des Dienstsports, 15,4% bei normalem Bürodienst und 9,4% bei assistierenden ärztlichen Rettungsdiensten. Das bedeutet, dass rund 70% aller kardiovaskulär bedingten Todesfälle mit einer akuten Notsituation einhergehen. Den Autoren nach ist die aufgewendete Zeit für berufsspezifische Tätigkeiten im Zusammenhang mit kardiovaskulären Ereignissen zu berücksichtigen. Denn nur rund 5% der gesamten Arbeitszeit wird direkt am Brandherd (Löschen von Bränden) verbracht. Das Risiko ein tödlich kardiovaskuläres Ereignis auf der Fahrt zu einem Brandherd oder am Rückweg zu erleiden, war um ein Vielfaches erhöht.

In diesem Zusammenhang untersuchten die Autoren Barnard & Duncan (1975) die EKG-Reaktionen von Feuerwehrleuten des Fire Department Los Angeles während ihres Dienstes. Ein wesentlicher Aspekt war die Beobachtung der Alarm- und Anfahrsphase. Bereits 15 bis 30 sec. nach einem Alarm fanden sie Herzfrequenzanstiege um 12 bis 117 Schlägen/min, im Mittel um 47 Schläge/min. Die Herzfrequenzen am Anfang der Brandbekämpfung betragen 175 bis 195 Schlägen/min. Die Autoren beschreiben, dass die Einsatzkräfte einem erhöhten kardialen Risiko ausgesetzt sind. Auf annähernd ähnliche Herzfrequenzwerte von 170 bis 195 Schlägen/min weisen Hübner & Szadkowski (1979) bei simulierten Brandbekämpfungen durch Hamburger Feuerwehrleuten hin.

Nach Ansicht der Autoren Kales et al. (2007) dürfte das hohe plötzliche Herztodrisiko der Einsatzkräfte bei Einsätzen unter anderem auf eine zu geringe physische Leistungsfähigkeit zurückgehen.

Aus diesen Gründen sind sich zahlreiche Wissenschaftler einig, dass Feuerwehrleute mehr als Angehörige anderer Berufsgruppen eine gute körperliche Leistungsfähigkeit brauchen, wobei die Ausdauerleistungsfähigkeit von besonderer Bedeutung ist (Baur et al., 2012; Eglin, 2007; Eglin et al., 2004; Eglin & Tipton, 2005; Finteis & Oehler, 2003; Gledhill & Jamnik, 1992; Holmér & Gavhed, 2007; Hübner & Szadkowski, 1979; Kales,

Tsismenakis, Zhang & Soteriades, 2009; Kiparski & Marschall, 1983; Malley, Spierer & Wittkop, 2008; Preuß, 2001; Saupe, Sothmann & Jasenof, 1991; Sothmann et al., 1992).

Das Risiko, einen plötzlichen Herztod insbesondere bei Einsätzen mit schwerem Atemschutz und bei Hitze zu erleiden, wird vom National Institute for Occupational Safety and Health (2008) beschrieben und zählt laut Arbeitsgruppe zu den häufigsten Todesursachen in dieser Berufsgruppe. Auslöser dafür können unter anderem eine drastische physische Belastung bei Brandeinsätzen, schwere körperliche Tätigkeit bei der Personenrettung und der Löscheinsatz unter schwierigen Bedingungen (Gelände, Gebäude, Wildnis) sein (Rosenstock & Olsen, 2007).

Weitere groß angelegte Studien verzeichnen eine erhöhte Sterberate bei Feuerwehrleuten durch Herzerkrankungen. Die Daten der US Fire Administration (United States Fire Administration, 1997) zeigen Arbeitsunfälle, die bei amerikanischen Feuerwehren im Jahr 1996 auftraten. 72% der tödlichen Ereignisse ereigneten sich bei Rettungseinsätzen. Die meisten Feuerwehrleute (40% der Fälle) starben bei der Brandbekämpfung. Der akute Herzinfarkt war mit 50% die häufigste Ursache für die Todesfälle (Kadlez-Gebhardt, 2010).

2.2 Belastung und Beanspruchung beim Einsatz unter Schutzausrüstung und Atemschutz

Neben den bei Bränden vorherrschenden Temperaturen und der zu leistenden körperlichen Arbeit haben auch Ausmaß und Beschaffenheit der Schutzausrüstung (inkl. umluftunabhängiges Atemschutzgerät) einen Einfluss auf die körperliche Belastung von Feuerwehrleuten. Einige Untersuchungen zeigen, dass der Einsatz mit Atemschutz und Brandschutzkleidung eine enorme körperliche Belastung darstellen kann.

Einsätze unter schwerer Schutzausrüstung gehen mit hoher physischer Belastung einher. Die persönliche Schutzausrüstung inklusive Atemschutzgerät wiegt in etwa 30 kg. Dies bedeutet, dass Feuerwehrleute rund 40 Prozent ihres eigenen Körpergewichts mit sich tragen, wenn sie sich zur Rettung von Menschen in schwierigem Gelände bewegen müssen. Weiters sind noch typische Arbeitsgeräte wie Kabeltrommeln, Stromerzeuger, hydraulische Rettungsgeräte, Vorschlaghämmer etc. zu berücksichtigen. Daraus ergeben sich hohe Anforderungen an die Ausdauer- und Krafftähigkeit, um eine präzise Handhabung der gesamten Ausrüstung zu gewährleisten (Heiduk, 2009; Nöcker, 1999; Vogelsang, 1985; Vogelsang & Ulmer, 1986).

Einen wesentlichen Anteil an der physischen Belastung stellt das Atemschutzgerät mit einem Gewicht von ca. 10,5 kg (4.3.5) dar. Hier kann es unter anderem neben ventilatorischen Einschränkungen auch zu deutlichen Einschränkungen der Beweglichkeit beim Tragen von Pressluftatmern kommen, insbesondere bei Beuge- und Drehbewegungen des Körpers (Griefahn, Künemund, Schäfer & Aschenbrenner, 1998).

Donovan & McConnell (1999) gingen der Frage nach, ob Feuerwehrleute im Vergleich zu einer Normalperson unter Atemschutzbelastung ein spezifisches Atemverhalten entwickeln. In einem 23 Minuten dauernden Einsatzszenario wurden respiratorische Parameter von acht Feuerwehrmännern und sieben männlichen Normalpersonen (Kontrollgruppe) verglichen. Die Daten zeigen, dass die Feuerwehrleute mit Atemschutz signifikant weniger Luft verbrauchen als die Kontrollgruppe. Keine signifikanten Unterschiede konnte in der simulierten Einsatzsituation für Atemdauer, Atemfrequenz, sowie Herzfrequenz ermittelt werden.

Dass Feuerwehrleute einer beträchtlichen kardiopulmonalen Belastung ausgesetzt sind, erläutern die Studien von (Eglin, 2007; Eglin et al., 2004; Eglin & Tipton, 2005; Finteis & Oehler, 2003; Fürst, 1977; Griefahn, Künemund & Bröde, 1998; 2003; Holmér & Gavhed, 2007; Kales et al., 2007; Kibele, 2008; 2010; Kiparski & Marschall, 1983; Sauppe et al., 1991; Sothmann et al., 1992; Wydra et al., 2008a, 2009).

Die Literatur zeigt, dass Einsätze unter schwerer Schutzausrüstung mit hohen allgemeinen physischen Belastungen einhergehen. Höchste Beanspruchungen entstehen beim Tragen von luft- und flüssigkeitsdichten Chemieschutzanzügen. Hier wird eine maximale Tragezeit von 30 Minuten empfohlen. Der Flüssigkeitsverlust kann bei Einsatz von Chemieschutzanzügen bis über 4 Liter betragen. Die Daten von Finteis & Oehler (2003) zeigen bei einem 20- bis 30- minütigen Einsatz unter Pressluftatmer einen Flüssigkeitsverlust von bis zu 800 ml (Finteis & Oehler, 2003; Luiz, Lackner, Peter & Schmidt, 2010). Ähnliche Empfehlungen für Erholungszeiten basieren auf den Ergebnissen der STATT - Studie, wo Einsatzkräfte nach 20 Minuten Einsatz unter umluftunabhängigem Atemschutz eine Erholungspause einhalten sollen, bevor sie erneut in den Einsatz gehen (Kortt, Schröder & Dentz, 2003).

Feuerwehrleute brauchen mehr als viele andere Berufsgruppen eine gute körperliche Fitness. Insbesondere bei der Arbeit mit Atemschutzgeräten sind sie einer hohen kardiopulmonalen Belastung ausgesetzt.

Die Bedeutung der physischen Leistungsfähigkeit zeigen bereits sehr realitätsnahe Übungen, wo junge, trainierte Feuerwehrleute kardiovaskulär bis in Extrembereiche beansprucht werden (Angerer et al., 2004; Eglin & Tipton, 2005). Finteis et al. (2002) konnten

in ihrer Studie an Feuerwehrleuten eine sehr hohe Arbeits- und Hitzebelastung bei Übungseinsätzen mit umluftunabhängigem Atemschutz nachweisen. Preuß, Lüth & Schäcke (2005) betrachteten in ihrer Studie anhand von Beanspruchungsindikatoren (HF, inspiratorischer Volumenstrom, Körperkerntemperatur und Blutgase) unterschiedliche Belastungsfaktoren von Feuerwehreinsatzkräften, wie verschiedene Atemschutzgeräte, das Tragen eines Feuerweherschutanzuges, sowie fahrradergometrische und realitätsnahe Untersuchungen im Vergleich. Die höchste Beanspruchung zeigte sich in Schutzkleidung bei Anwendung eines Pressluftatmers.

Die Untersuchungen von Griefahn et al. (1998, 2003) zeigten die Einflüsse von unterschiedlichen Pressluftatmern bei der Feuerwehr. Kadlez-Gebhardt (2010) untersuchte die kardiozirkulatorische und thermische Beanspruchung von Feuerwehrleuten in einer Brandsimulationsanlage.

Den Einfluss des Gewichtes von unterschiedlichen Atemschutzgeräten auf den Luftverbrauch untersuchte bereits Warncke (1973) auf einem Laufband mit 2,5 km/h Geschwindigkeit und 21,2% (12°) Steigung unter Laborbedingungen. Die Differenz zwischen den Atemluftumsätzen bei einem 1,5 kg schweren Schlauchgerät und beim 15,4 kg wiegenden Pressluftatmer lag bei 10% bis 14%.

Die in Deutschland im Jahr 2004 gestartete Aktion zur Verbesserung der Fitness von Feuerwehrangehörigen basiert auf der im deutschsprachigen Raum groß angelegten STATT-Studie zum Thema „Stressbelastung von Atemschutzgeräteträgern“. Diese Studie befasste sich detailliert mit den Belastungsfaktoren unter Atemschutzausrüstung. Die Studie bestätigt, dass Atemschutzträger im Feuerwehreinsatz erheblichen physischen und psychischen Belastungen ausgesetzt sind. Einfluss auf die körperliche Leistungsfähigkeit von Einsatzkräften beim Brandeinsatz haben dabei die Beschaffenheit der Schutzausrüstung (isolierende Schutzausrüstung, Atemschutzgeräte), die vorherrschenden Temperaturen und die zu leistenden Arbeiten.

Untersucht wurde bei 50 Feuerwehrmännern im Alter zwischen 18 und 32 Jahren die akute physische Belastung bei einem standardisierten simulierten Löschangriff unter Atemschutz in einer Brandsimulationsanlage. Die mittlere Ruheherzfrequenz der Probanden lag vor Beginn des simulierten Löschangriffs bei 79 (\pm 11) Schlägen/min und stieg signifikant bei der Einsatzsimulation auf einen durchschnittlichen Maximalwert von 186 (\pm 10) Schlägen/min an. Weiters konnte ein signifikanter Anstieg des Serumlaktats nachgewiesen werden. Die Körpertemperatur stieg während der Brandbekämpfung signifikant um 1,0 °C an (Finteis & Oehler, 2003; Finteis et al., 2002; Schröder, 2008).

Manche der Autoren beschreiben die Belastungen folglich als „Hochleistungssport“ bis hin zur Schwerstarbeit (Obergöker, 2010).

So konnten Louhevaara et al. (1995, zitiert nach Griefahn et al., 2003) unter Laborbedingungen am Laufband nachweisen, dass die körperliche Leistungsfähigkeit durch Schutzkleidung und Atemschutz um bis 25% eingeschränkt ist. Über diese deutliche Reduktion der Leistungsfähigkeit von 25 bis 30% von Einsatzkräften in Großbritannien wird im Fire Research Technical Report 2005 berichtet (ODPM, 2004). Die Untersuchungen von Griefahn et al. (1998) zeigten bei simulierten Rettungsarbeiten sowohl eine Belastungszunahme in Abhängigkeit vom Atemschutzgerät, als auch die deutliche Beanspruchung von Einsatzkräften mit Herzfrequenzwerten bis zu 180 Schlägen/min und einer Rektaltemperaturanstiegen während der Übungen bis zu 38,4 ($\pm 0,2$) °C.

Gihl (1973) zeigte in seinen Untersuchungen der Herzfrequenz beim Tragen von zwei unterschiedlichen Atemschutzgeräten (Pressluftatmer; PA 54/2400 und PA 54/1800), dass Feuerwehrleute bei schwer ermüdender Muskelarbeit eine über die gesamte Arbeitszeit ansteigende Herzfrequenz haben, die nach Arbeitsende nur relativ langsam wieder auf den Ruhewert zurück geht. Hier wurden bei Laborversuchsserien auf einem Laufband mit einer vorgegebenen Geschwindigkeit von 2,5 km/h und 21% Steigung (12°) Maximalwerte der Herzfrequenz von 167 Schlägen/min ermittelt.

2.3 Aufgabenbereiche der Wiener Berufsfeuerwehr

Die Aufgabe von Feuerwehrleuten ist es, Gefahren für die öffentliche Sicherheit abzuwehren, wobei dies eine Vielzahl von Einsatzbereichen umfasst. Zu den zentralen Tätigkeitsbereichen der Wiener Berufsfeuerwehr zählen (Magistratsabteilung 68):

- Hilfeleistung bei Bränden und anderen durch Elementarereignisse verursachten Notständen
- Hilfeleistung für Menschen und Tiere in Zwangslagen
- Wahrnehmung des Katastrophenhilfsdienstes in den Belangen Katastrophenschutz, Katastrophenalarm und Katastropheneinsatz
- Bau- und andere technische Gebrechen
- Strahlenunfälle
- Technische Hilfe bei der Beseitigung von Verkehrsbeeinträchtigungen

Die Einsatzanforderung erfolgt spontan, die Art und das Ausmaß der zu leistenden Hilfe sind im Vorfeld nicht planbar.

2.4 Einsatz von Atemschutzgeräten bei der Wiener Berufsfeuerwehr

Unter Atemschutz versteht man sämtliche Handlungen, die das Ziel verfolgen, schädliche Stoffe (Atemgifte), welche über den Atemkreislauf in den Körper gelangen könnten, fernzuhalten. Brandrauch zum Beispiel enthält eine Vielzahl von Atemgiften. Daher müssen Feuerwehrleute überall dort, wo Atemgifte auftreten könnten, mit der Gefahr rechnen, dass sie Schadstoffe einatmen. Abgesehen von Atemgiften kann es allerdings auch vorkommen, dass an der Einsatzstelle, aus welchen Gründen auch immer, Sauerstoffmangel herrscht. Feuerwehrleute sind daher bei Einsätzen immer wieder verschiedensten Gefahren ausgesetzt. Aus diesen Gründen sind zum Teil besondere Schutzmaßnahmen erforderlich. Eine davon kann zum Beispiel das Tragen von Atemschutzgeräten sein, die von der Umgebungsluft unabhängig machen. Aufgrund dieser Ausrüstung und der entsprechenden Ausbildung sind die Feuerwehrleute in der Lage, die an sie gestellten Aufgaben zu bewältigen, darunter fallen vor allem die Durchführung von notwendigen Tätigkeiten im Zuge von Einsätzen zur Personenrettung, Brandbekämpfung und Gefahrenbeseitigung (Niederösterreichischer Landesfeuerwehrverband).

Im Atemschutzeinsatz der Feuerwehr werden heute frei tragbare Isoliergeräte verwendet, die unabhängig von der Umgebungsatmosphäre arbeiten. Bei dieser Art von Geräten führt der Atemschutzträger die notwendige Atemluft in Druckluftflaschen mit sich, daher werden sie auch als Pressluftatmer (PA) bezeichnet (Kapitel 4.3.5, Abbildung 1).



Abbildung 1: Einsatz der Wiener Berufsfeuerwehr mit Schutzausrüstung und Atemschutz (Gasexplosion in Wien-Favoriten) (Magistratsabteilung 68)

2.5 Belastungs-Beanspruchungs-Modell

Zur Veranschaulichung der Zusammenhänge und Wechselwirkungen zwischen den bestehenden Belastungen sowie der dafür benötigten Leistungsfähigkeit und der in Abhängigkeit von der Leistungsfähigkeit entstehenden Beanspruchung werden Belastungs-Beanspruchungs-Modelle eingesetzt (Lehmann, Rohmert & Haider, 1983; Tschan, Baron, Smekal & Bachl, 2001). In der vorliegenden Arbeit wird auf die auf Modelle der Arbeitsmedizin und der Sport- und Trainingswissenschaften Bezug genommen. Mit dem Belastungs-Beanspruchungs-Modell kann man anforderungsspezifische, menschliche Eigenschaften, sowie deren Unterschiede und Veränderungen berücksichtigen.

Wie bereits dargelegt ist für Feuerwehrleute eine außerordentliche Leistungsfähigkeit unter anforderungsspezifischen Gesichtspunkten erforderlich.

Das Anforderungsspektrum an die Einsatzkräfte ist mannigfaltig. Auszugsweise werden beschrieben (Vogelsang, 1985; Vogelsang & Ulmer, 1986): motorische Arbeitsanforderungen im Laufen, Gehen und Klettern. Hohe Ganzkörperbelastungen entstehen beim Tragen der Schutzausrüstung und bei toxischen Umgebungsbedingungen. Weiters werden Arbeitssituationen und ungünstige Arbeitspositionen beschrieben, die in gebückter Haltung, kauernd und kniend durchgeführt werden müssen, wobei oftmals schwer transportierbare Lasten und Personenrettungen zu bewältigen sind.

In der Arbeitswissenschaft versteht man unter Belastung alle von außen auf den Menschen einwirkenden subsumierten Einflussfaktoren, die in der Lage sind, eine Reaktion des Organismus auszulösen (Lehmann et al., 1983). Aus der Sicht der Sport- und Trainingswissenschaften versteht man unter Belastung die Darstellung und Beschreibung der Trainingsarbeit, die bei gleicher Ausprägung zu individuell unterschiedlichen körperlichen und psychischen Beanspruchungen führt (Abbildung 2) (Hottenrott & Neumann, 2008; Schnabel, Harre, Krug & Kaeubler, 2008; Tschan et al., 2001).

Die Auswirkungen der Belastungen auf den Körper können mittels biologischer Messgrößen kontrolliert und dargestellt werden. Um objektive Aussagen zu treffen, wurden in der vorliegenden Arbeit als diagnostische Instrumente die Fahrradergometrie (Stufentest) und der MFT S3 Check verwendet.

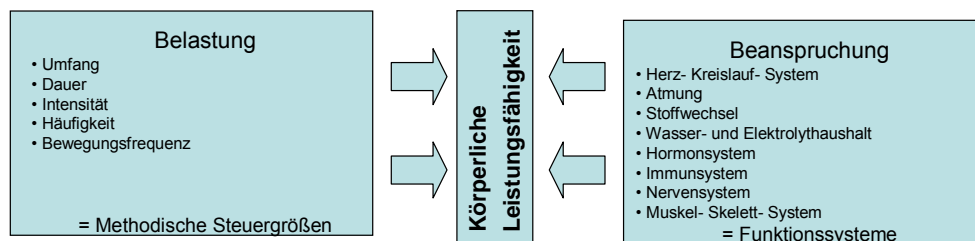


Abbildung 2: Sport- und trainingswissenschaftliches Belastungs-Beanspruchungs-Modell (modifiziert nach Hottenrott & Gronwald, 2009)

Im Einsatz sind Atemschutzträger erheblichen Belastungen ausgesetzt, die eine entsprechende Leistungsvoraussetzung erfordern. Die Belastungen entstehen vorwiegend durch

- das Tragen des Atemschutzgerätes;
- das Tragen der Schutzkleidung (isolierende Wirkung, Anstieg der Körperkerntemperatur);
- die zu tragenden Einsatzgeräte;
- die Einsatzsituationen (Hitze, Gelände, Personenrettung).

Unter Beanspruchung versteht die Arbeitswissenschaft jede durch einen äußeren Einflussfaktor hervorgerufene Reaktion des Organismus. Die Beanspruchung ist dabei nicht nur eine Funktion der Belastung, sondern hängt auch von individuellen Eigenschaften und

Fähigkeiten des Menschen ab. Ein und dieselbe Belastung führt somit bei verschiedenen Menschen zu unterschiedlichen Beanspruchungen. Jedoch hängt das Ausmaß der individuellen Beanspruchungen nicht nur von der Intensität einer vorgegebenen Belastung ab, sondern auch von der individuellen Leistungsfähigkeit. Je geringer die Leistungsfähigkeit ist, desto größer wird bei gleicher erbrachter Leistung die individuelle, resultierende Beanspruchung und umgekehrt (Lehmann et al., 1983; Schlick, Bruder & Luczak, 2010; Ulmer, 2001).

Ulmer (2007) definiert im Rahmen des Belastungs-Beanspruchungs-Modells die Leistungsfähigkeit als Fähigkeit, eine bestimmte berufliche Aufgabe zu erfüllen. Da es viele unterschiedliche anforderungsspezifische Aufgaben bei der Berufsfeuerwehr gibt, gibt es auch viele „Leistungsfähigkeiten“. Der Schwerpunkt in dieser Arbeit liegt auf der Beurteilung der kardiopulmonalen und metabolischen Leistungsfähigkeit, sowie der Gleichgewichtsfähigkeit.

Die Sport- und Trainingswissenschaften sehen, dass gleiche Trainingsbelastungen unterschiedliche Beanspruchungen hervorrufen können; somit kann das Training nicht alleine über die Belastung gesteuert werden, sondern auch über die Beanspruchung.

In der vorliegenden Studie dienten zur Beurteilung der individuellen Beanspruchungsreaktionen reproduzierbare und aussagekräftige physiologische Beanspruchungsgrößen (Engelhardt & Albrecht, 2007; Hottenrott & Neumann, 2008).

Das in Abbildung 3 dargestellte Belastung-Beanspruchungs-Modell soll die Zusammenhänge und Wechselwirkungen zwischen bestehenden Belastungen, der dafür benötigten Leistungsfähigkeit und der in Abhängigkeit von der Leistungsfähigkeit entstehenden Beanspruchung verdeutlichen.

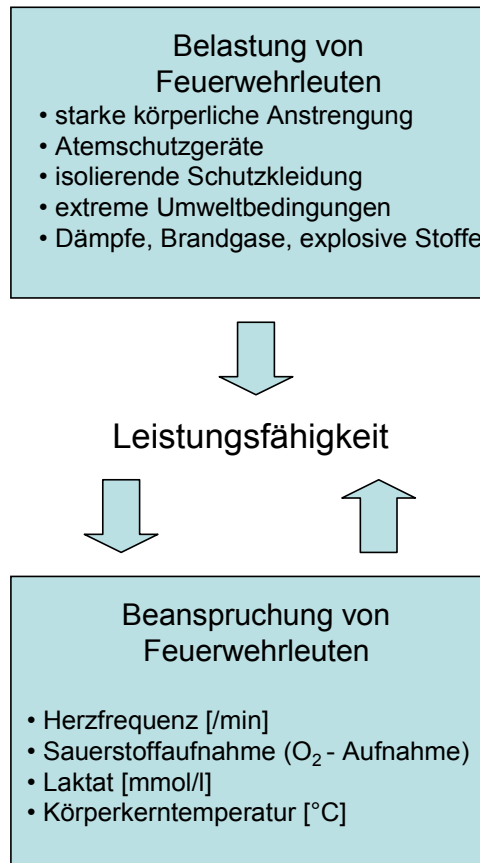


Abbildung 3: Belastungs-Beanspruchungs-Modell (modifiziert nach Lehmann et al., 1983)

2.6 Die arbeitsmedizinische Vorsorgeuntersuchung – Gesundheitsüberwachung (GSÜ) bei der Berufsfeuerwehr Wien

2.6.1 Gesetzliche Grundlage

Die arbeitsmedizinische Vorsorgeuntersuchung bei der Berufsfeuerwehr Wien wird als Gesundheitsüberwachung (GSÜ) bezeichnet. Diese basiert auf der Verordnung der Wiener Landesregierung über die Gesundheitsüberwachung am Arbeitsplatz in Dienststellen der Gemeinde Wien, LGBl. Nr. 07/1999. In § 2 Z 1 leg. cit. wird geregelt, dass bei Eignungs- und Folgeuntersuchungen gemäß § 42 des Wiener Bedienstetenschutzgesetzes 1998 (W-BedSchG 1998, LGBl. Nr. 49/1998), die Bestimmungen der Verordnung über die Gesundheitsüberwachung am Arbeitsplatz 2008 (VGÜ 2008), BGBl. II Nr. 27/1997, anzuwenden sind.

2.6.2 Umfang

Die Gesundheitsüberwachung umfasst ein Arztgespräch (Anamnese), eine Blutuntersuchung, eine Untersuchung der Lungenfunktion (Spirometrie) und eine Überprüfung der kardiopulmonalen Leistungsfähigkeit mittels Stufentest am Fahrradergometer nach den Standards und Praxisleitlinien der österreichischen Kardiologie (Löllgen, 2005; Trappe & Löllgen, 2000; Wonisch et al., 2008) und der WHO.

In Bezug auf die physische Leistungsfähigkeit werden die Feuerwehrleute nur dann als branddiensttauglich eingestuft, wenn diese bei der Fahrradergometrie mindestens 100% Leistungsfähigkeit des WHO 50 Normwerts (Normwerttabelle nach Du Bois) erreichen (Wonisch et al., 2008). Weiters ist für eine positive Einstufung der Branddiensttauglichkeit ein Normalbefund der Lungenfunktion Voraussetzung.

Die Gesundheitsüberwachung bei der Berufsfeuerwehr Wien findet in der Dienstzeit und vor Ort in den Hauptfeuerwehrwachen statt und wird vom Gesundheits- und Versorgungszentrum der KFA (1090 Wien, Löblichgasse 14) unter der Leitung von Prim. Dr. Ludwig Kaspar durchgeführt.

2.6.3 Ergebnisse der GSÜ

Die genauen Untersuchungsergebnisse der GSÜ erfährt nur der Mitarbeiter der Wiener Berufsfeuerwehr. Dem Dienstgeber wird lediglich das Ergebnis „tauglich“, „tauglich mit vorzeitiger Folgeuntersuchung“ oder „nicht tauglich“ (VGÜ 2008 Anlage 2) mitgeteilt.

3. Zielsetzung und zentrale Fragestellungen der Studie

Ziel der Untersuchungen war die Bestimmung des Belastungs-Beanspruchungs-Profiles von Feuerwehrmännern der Wiener Berufsfeuerwehr unter anforderungsspezifischen Bedingungen im Labor. Dabei wurden die akute kardiopulmonale und metabolische Leistungsfähigkeit sowie die Koordination (Gleichgewichtsfähigkeit) in Untersuchungsserien im Labor sowohl in Sportkleidung als auch unter Atemschutzbelastung untersucht. Hier wurden die Feuerwehrleute mit einer standardisierten Testbatterie konfrontiert.

Als weiteres Ziel wurde die aufgetretene Beanspruchung (kardiopulmonale und metabolische Leistungsfähigkeit) der Feuerwehrmänner mit den Kriterien der arbeitsmedizinischen Gesundheitsüberüberwachung (GSÜ) in Bezug gesetzt (Kapitel 2.6) Die daraus gewonnenen Ergebnisse sollen einen Beitrag zu verbesserten und professionellen Präventions- und Trainingsmaßnahmen in der Berufsfeuerwehr leisten und dazu anregen, den Aspekt der Leistungsdiagnostik zu überdenken.

3.1 Forschungshypothesen

Im Folgenden werden die zentralen Fragestellungen in Form von zu testenden Hypothesen präsentiert:

H1 Leistungseinschränkungshypothese: Die kardiopulmonale und metabolisch-muskuläre Leistungsfähigkeit eines Berufsfeuerwehrmannes wird durch die Atemschutzausrüstung in mehrdimensionalen Testserien unter Laborbedingungen eingeschränkt.

H2: Bei vermehrter äußerer Belastung (Atemschutzausrüstung) ist eine deutlich innere Beanspruchung (Laktat [mmol/l], HF [1/min], Belastungs-Beanspruchungs-Modell) (biologische Veränderungen: Belastungs-Beanspruchungs-Regulation der Herzfrequenz und Laktat) zu erwarten.

H3: Die Gleichgewichtsfähigkeit (gemessen mit MFT S3 Check) (Symmetrie, Stabilität, Sensomotorik) wird durch den Atemschutz unter Laborbedingungen eingeschränkt.

H3a: Die Symmetrie links/rechts (Symmetrieindex) wird durch den Atemschutz unter Laborbedingungen eingeschränkt.

H3b: Die Symmetrie vor/zurück (Symmetrieindex) wird durch den Atemschutz unter Laborbedingungen eingeschränkt.

H3c: Die Stabilität links/rechts (Stabilitätsindex) wird durch den Atemschutz unter Laborbedingungen eingeschränkt.

H3d: Die Stabilität vor/zurück (Stabilitätsindex) wird durch den Atemschutz unter Laborbedingungen eingeschränkt.

H3e: Die Sensomotorik links/rechts (Sensomotorikindex) wird durch den Atemschutz unter Laborbedingungen eingeschränkt.

H3f: Die Sensomotorik vor/zurück (Sensomotorikindex) wird durch den Atemschutz unter Laborbedingungen eingeschränkt.

Die folgende kurze Einleitung soll für ein besseres Verständnis der Forschungshypothesen H4, H5 und H6 beitragen:

H4: Probanden, die nach Erbringungen einer hohen Leistung bei niedrigem Laktatspiegel abbrechen, haben als Folge eine große Leistungsdifferenz zwischen Test 1 und Test 2 zu erwarten.

H5 Kurvenanpassungshypothese: Führt man unter dem breiten Spektrum der voneinander abweichenden Exponentialfunktionen eine statistische Kurvenanpassung über dem Gesamtkollektiv durch, so ist zu erwarten, dass der exponentielle Charakter verloren geht, da leistungsfähige Probanden bei niedrigen Laktatendwerten abbrechen.

Folgende Aussage legt nahe, dass die Laktatkonzentrationsentwicklung einer Exponentialentwicklung folgt:

„Die Nettolaktatproduktion verursacht einen kontinuierlichen und mit zunehmender Leistung immer rascheren Anstieg der Laktatkonzentration im Blut“ (Tomasits & Haber, 2005, S. 48).

Aus der Literatur ist bekannt (Hollmann, Strüder & Diehl, 2009; Neumann & Lang, 2003; Neumann & Schüler, 1994; Pansold & Zinner, 1993; Pokan et al., 2004; Tomasits & Haber, 2005; Zinner, Pansold & Buckwitz, 1993), dass leistungsfähigere Probanden im Allgemeinen einen niedrigeren Laktatanstieg haben und die Ergometrie bei niedrigeren Laktatendwerten abbrechen. Grundsätzlich folgt der Laktatanstieg der Kurve einer Exponentialfunktion. Bei weniger leistungsfähigen Probanden steigt die Laktatkurve steil an und bricht früher, d. h. bei niedrigerer Leistung (x-Achse) ab. Bei leistungsfähigen Probanden ist der Anstieg schwach und die Kurve zieht sich entlang der x-Achse in die Länge, d. h. die Probanden brechen bei hoher Leistung ab (Abbildung 37). Diese Eigenschaft führt dazu, dass die Laktatkonzentrationsentwicklung einer breiten Streuung unterliegt. Die Beschreibung dieser unterschiedlichen Laktatkonzentrationsentwicklungen erfolgt durch stark voneinander abweichende Exponentialfunktionen. Der exponentielle Charakter der Laktatkurve in Abhängigkeit zur Leistungsfähigkeit ist für jeden individuellen Probanden erfüllt.

H6 Abbruchhypothese: Vorzeitig abbrechende Probanden mit geringer Leistungsfähigkeit, tendieren zu einem geringeren Leistungsabfall unter Atemschutzbelastung, als leistungsfähige Probanden.

Die weite Streuung der Laktatkonzentrationsentwicklung hat unmittelbare Auswirkung auf die Differenz der Leistung, die ein Proband zwischen Test 1 zu Test 2 erbringt. Im Allgemeinen gilt für Funktionen mit starker Steigung, dass einer großen Differenz (Δy) zweier y Werte eine kleine Differenz (Δx) der zugehörigen x Werte entspricht (Abbildung 4). Andererseits gilt für Funktionen mit geringer Steigung, dass einer kleinen Differenz (Δy) von zwei y Werten eine große Differenz (Δx) der zugehörigen x Werte entspricht (Abbildung 4). Insbesondere gilt diese Eigenschaft für Exponentialfunktionen mit unterschiedlicher Steigung. Demzufolge wäre zu erwarten, dass Probanden, die bei niedriger Leistung und ei-

ner hohen Laktatkonzentration abrechnen, mit einer geringeren Leistungsdifferenz zwischen Test 1 und Test 2 zu rechnen haben als Probanden, die nach Erbringung einer hohen Leistung und bei niedrigem Laktatspiegel abrechnen. Probanden, die nach Erbringung einer hohen Leistung bei niedrigem Laktatspiegel abrechnen, hätten dieser Hypothese zu Folge eine große Leistungsdifferenz zwischen Test 1 und Test 2 zu erwarten (Abbildung 5) Diese Hypothese wird als „Abbruchhypothese“ bezeichnet. Die Skizze zeigt, wie sich Laktatdifferenz und Leistungsdifferenz gegensätzlich zueinander verhalten, wenn sich das Abbruchverhalten in der beschriebenen Weise einstellt.

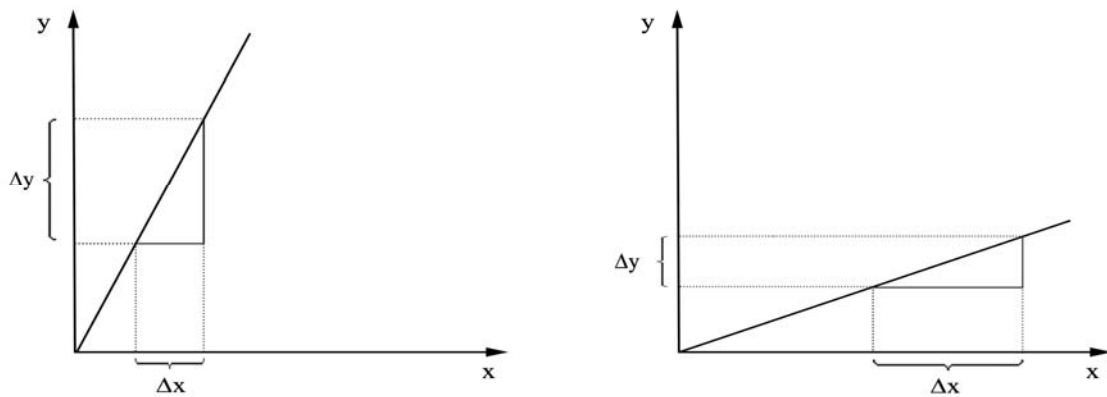


Abbildung 4: Schematische Darstellung einer Funktionen mit starker Steigung (links) und flachen Steigung (rechts) (Eigene Darstellung)

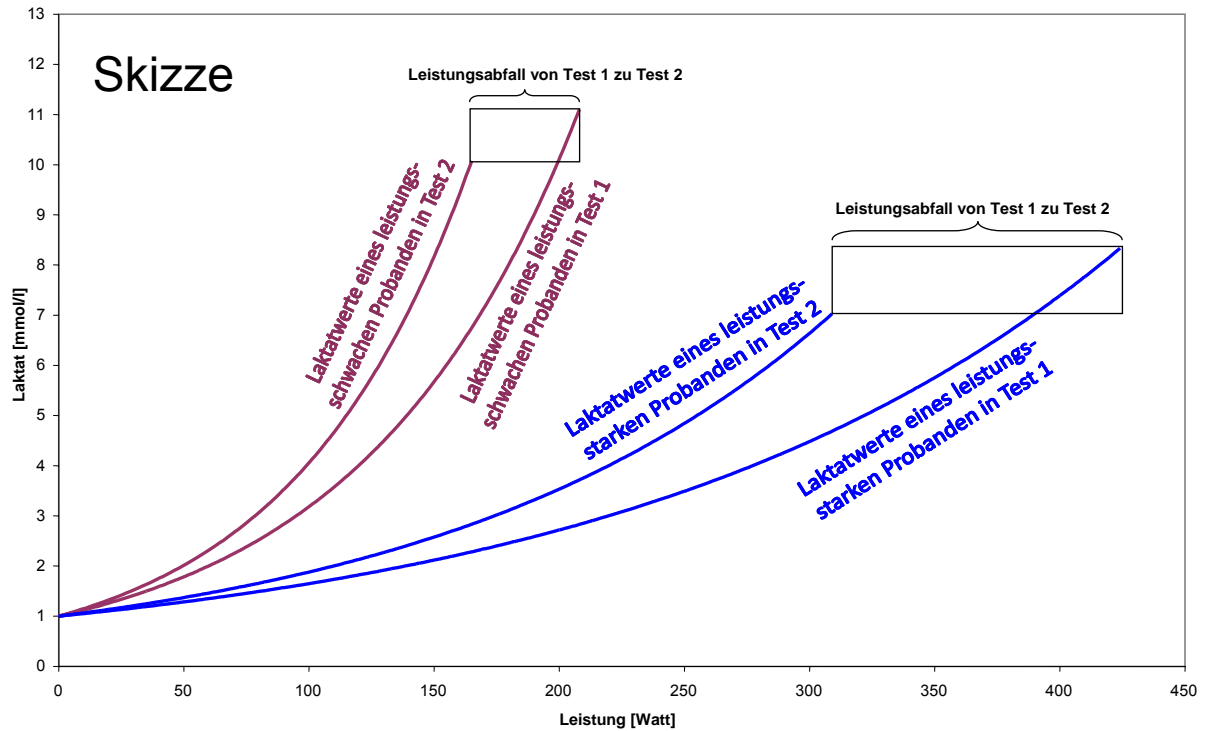


Abbildung 5: Schematische Darstellung (Skizze) des Leistungsabfalls zwischen Test 1 und Test 2 eines weniger leistungsfähigen Probanden (violett) und eines leistungsfähigen Probanden (blau). Mathematische Überlegungen legen die Hypothese nahe, dass Leistungsstärkere Probanden einen größeren Leistungsabfall zu erwarten haben (Abbruchhypothese) (Eigene Darstellung).

4. Methodische Umsetzung der Studie

4.1 Rahmenbedingungen der Studie

Die Datenerhebung zur Erfassung der Leistungsfähigkeit sowohl in Sportkleidung als auch unter Atemschutzbelastung erfolgte im Untersuchungslabor der Privatkrankenanstalt Sanatorium Hera im Gesundheits- und Vorsorgezentrums der KFA im Zeitraum vom 03.05.2010 bis zum 03.11.2010. Dabei wurden verschiedene Parameter erfasst, die eine Beurteilung der Leistungsentwicklungen zulassen.

4.2 Probanden

Die Untersuchungsgruppe umfasste 40 männliche Probanden (Tabelle 1), wobei zwei von den 40 Probanden aus privaten und einer aus gesundheitlichen Gründen an der zweiten Testserie der Studie nicht teilnehmen konnten. So ergab sich für die statistische Berechnung ein Datensatz mit 37 Probanden. Bei allen Probanden handelte es sich um Feuerwehrmänner der Berufsfeuerwehr der Stadt Wien (MA 68). Für die Auswahl gab es keine Kriterien. Für die Untersuchungsreihen wurden ausschließlich Probanden der Wiener Berufsfeuerwehr akquiriert. Alle Teilnehmer waren vor Testbeginn in einem gesunden Zustand, nahmen an der Studie freiwillig teil, wurden über mögliche Risiken aufgeklärt (Kapitel 4.4.1) und gaben ihr Einverständnis, dass mit den aufgezeichneten Daten in anonymer Form gearbeitet werden darf. Alle Probanden verfügten zum Zeitpunkt der Untersuchungen über eine gültige arbeitsmedizinische Vorsorgeuntersuchung (Gesundheitsüberwachung).

Tabelle 1: Angaben zur Probandenstichprobe (Berufsfeuerwehrmänner der Stadt Wien)

Variable (n= 37)	MW, SD	Min	Max
Alter [Jahre]	38,1 (\pm 7,0)	25	52
Größe [cm]	180.5 (\pm 6,6)	168	199
Körpermasse [kg]	85,2 (\pm 10,5)	62	117

4.3 Verwendete Messgeräte und Messmethode

Im folgenden Abschnitt sind die Messgeräte und Messmethoden beschrieben, die im Rahmen der Studie zum Einsatz gelangten.

4.3.1 Fahrradergometer eBike

Die Messung der Leistung P [Watt] erfolgte mit dem computergesteuerten wirbelstromgebremsten Fahrradergometer eBike Basic (Firma GE Healthcare Medical Systems Information Technologies GmbH, 79111 Freiburg, Germany). Das eBike ist ein drehzahlunabhängiger Fahrradergometer für den Lastbereich zwischen 6 und 999 Watt. Die Belastungsgenauigkeit entspricht der DIN VDE 0750-238. Durch die besondere ergonomische Konstruktion des eBikes, sowie die stufenlose Verstellung von Sitzhöhe sowie Lenkereinstellung konnte man den unterschiedlichen Konstitutionstypen leicht gerecht werden. Die Anbindung an das EKG erfolgte über ein Ergometrie-System Case, dem Elektrodenapplikationssystem KISS (kabelintegriertes Saugsystem, Sauganlage) und dem Software Programm CardioSoft Version 6.0 (Belastungstest-System zur kardiologischen Auswertung, Firma GE Healthcare Medical Systems Information Technologies GmbH, 79111 Freiburg, Germany). Die Herzfrequenz [1/min] wurde durch das EKG auf dem Monitor des Ergometrie-System Case dargestellt (GE Healthcare, 2006a, 2006b, 2009).



Abbildung 6: Fahrradergometer eBike Basic (Firma GE Healthcare Medical Systems Information Technologies) (GE Healthcare, 2009)

4.3.2 Laktatbestimmungsgerät Biosen C_line, Clinic

Für die Laktatbestimmung [mmol/l] des kapillar am Ohrläppchen entnommenen Blutes kam das Gerät Biosen C_line, Clinic (Firma EKF-diagnostic GmbH, Magdeburg, Germany) zum Einsatz, das auf einem enzymatisch-amperometrischen Messprinzip basiert. Bei diesem Analyseverfahren wird ein elektrisches Signal ausgewertet, das bei der Verbindung von Probenmaterial und einem mit Reagenz beschichteten Chipsensor in einer Messzelle entsteht. Die Proben wurden über 20 µl-Kapillarröhrchen aufgenommen, diese ziehen die Probe selbstständig auf, wobei darauf geachtet wurde, dass keine Luftbläschen entstanden und überhängende Probereste sorgfältig abgewischt wurden. Anschließend wurden die Kapillarröhrchen in vorbefüllte Reaktionsgefäße (Cups) gegeben, diese verschlossen und kurz geschüttelt (die Probe ist nun im Reaktionsgefäß hämolysiert) und zur Auswertung in das Gerät Biosen C_line, Clinic gesteckt (EKF Diagnostics, 2009).



Abbildung 7: Laktatbestimmungsgerät Biosen C_line, Clinic (Firma EKF-diagnostic GmbH, Magdeburg, Germany) (EKF Diagnostics, 2009)

4.3.3 Software für sportmedizinische Ausdauerleistungsdiagnostik

Die laktat-leistungsdiagnostische Auswertung der erfassten Daten zu Leistung, Laktat und Herzfrequenz erfolgte mit der PC Software winlactat V3.1 (Software für sportmedizinische Ausdauerleistungsdiagnostik mesics.de GmbH, 48143 Münster, Germany).

4.3.4 MFT S3 Check

Als Testinstrument für die funktionale Überprüfung von Stabilität, Sensomotorik und Symmetrie diente der MFT S3 Körperstabilitätstest, kurz S3 Check (Firma MFT Multifunktionale Trainingsgeräte GmbH, 7051 Großhöflein, Österreich). Der S3 Körperstabilitätstest ist ein Testverfahren zur funktionalen Bewertung der Körperstabilität im Stehen auf einer instabilen Unterlage unter Berücksichtigung der Körpersymmetrie und der sensomotorischen Regulationsfähigkeit.

Mit dem S3 Check können Personen mit einem Körpergewicht von 30 bis 120 kg getestet werden. Das S3 Check-Testsystem besteht aus einer einachsigen instabilen Standplatte mit integriertem sensorgesteuertem Messwertempfänger und der dazugehörigen Software.

Die Breite der Standfläche des Messgerätes misst 530 mm und ist durch eine horizontale Achse mit einer Bodenplatte verbunden. Sie ist bis zu 12° neigbar. Der Neigungswiderstand wird durch ein Elastomer gewährleistet und bleibt über die gesamte Messdauer konstant. Ausgleichsbewegungen der Testperson rufen ein Kippen der Standplatte hervor und können so von einem Neigungssensor, der auf der Unterseite der Standplatte montiert ist, erfasst und von der Messsoftware aufgezeichnet und ausgewertet werden. Die Messwerte werden mit einer Abtastrate von 100 Hz erfasst und über eine USB-

Schnittstelle, die gleichzeitig als Spannungsversorgung (5V) dient, in die Software eingelesen. Durch Drehen des Messsystems um 90° kann zwischen zwei Testrichtungen gewählt werden. Verläuft die Drehachse parallel zur Frontalebene, spricht man von der vor/zurück-Messung. Entspricht die Drehachse der Sagittalebene, so ist es eine links/rechts-Messung.

Das Testsystem misst die Bewegungen der Standfläche und errechnet aus deren Anzahl und Größe den Sensomotorikindex. Bewegungsabweichungen von der Plattenmitte werden im Symmetrieindex ausgedrückt. Beide Faktoren fließen in den Stabilitätsindex ein und geben Auskunft über die komplexe sensomotorische Leistungsfähigkeit der Testperson, ihre Körperhaltung zu kontrollieren und den Körper im Rahmen einer Gleichgewichtsaufgabe stabil zu halten (Aigner, Raschner, Hilden & Lutz, 2006; Gruber, Hilden & Lutz, 2007).

4.3.5 Atemschutzgerät: Pressluftatmer PA 94 A der Firma Dräger

Die Berufsfeuerwehr Wien verwendet bei Einsätzen in nicht atembare Luft Atemschutzgeräte, welche das Einatmen von Frischluft ermöglichen. Die Standardausrüstung ist der Pressluftatmer PA 94 A der Firma Dräger (Herstellerspezifische Bezeichnung PSS 90). Sie besteht aus einem (1) Tragegestell, (2) der Pressluftflasche, (3) dem Lungenautomaten und (4) der Atemschutzmaske.

(1) Das Tragesystem besitzt eine orthopädisch geformte Rückenplatte, gefertigt aus Polyamid mit einer Kombination aus Glas- und Kohlefaseranteilen. Daher ist es extrem bruchfest, elektrisch leitend und unempfindlich gegen hohe Temperaturen sowie Chemikalien. Das Tragesystem ist ergonomisch geformt und folgt der natürlichen Form des Rückens. Durch die sichere Verbindung mit den gepolsterten Leib- und Tragegurten wird sichergestellt, dass das Gewicht jederzeit optimal auf den Hüften liegt. Rückenbelastung, Stress und Ermüdung sollen somit deutlich reduziert werden. Am Tragegestell befindet sich der Druckminderer, der eine hohe Luftlieferung (auch für zwei Benutzer) garantiert. Durch den Druckminderer wird der Vordruck für einen konstanten Mitteldruck kompensiert. Die Steckverbindungen zwischen Druckminderer und Hoch-/Mitteldruckleitungen sind drehbar und bieten Anschlussmöglichkeit für einen zweiten Lungenautomaten, eine Direktfüll-Einrichtung sowie pneumatische Signaleinrichtungen (Manometer und Warnpfeife) (Dräger).



Abbildung 8: Tragesystem PSS 90 (Firma Dräger Saftey GmbH, 1230 Wien, Österreich) (Dräger)

(2) Die Pressluftflasche besteht aus einem faserverstärktem Laminat, hat 6,8 Liter Inhalt und einen maximalen Fülldruck von 300 bar. Das ergibt ein Füllvolumen von ca. 1900 Liter Atemluft. Das Gewicht beträgt ca. 7 kg.



Abbildung 9: Atemluftflasche – Pressluftflasche (Firma Dräger Saftey GmbH, 1230 Wien, Österreich) (Dräger)

(3) Der PSS Lungenautomat wird mit der Atemschutzmaske mittels eines Stecksystems verbunden und kann somit den Geräteträger mit Frischluft versorgen.



Abbildung 10: Lungenautomat PSS (Firma Dräger Saftey GmbH, 1230 Wien, Österreich) (Dräger)

(4) Die Atemschutzmaske Panorama Nova P der Firma Dräger ist eine Vollmaske und ein Teil der Helm-Maskenkombination. Sie schützt Gesicht und Augen gegen aggressive Medien. Für Brillenträger lässt sich eine Maskenbrille einsetzen. Anstelle der Kopfbänderung hat die Vollmaske zwei Spannelemente, mit denen sie am Kopfschutz befestigt werden kann. Die Maske ist für Einsätze in Temperaturbereichen zwischen -30 °C bis +120 °C geeignet (Dräger, 2001).



Abbildung 11: Panorama Nova (Firma Dräger Saftey GmbH, 1230 Wien, Österreich) (Dräger)

4.3.6 Technische Beschreibung und Daten: Pressluftatmer PA 94 A

Der Pressluftatmer (PA 94 A) ist ein umluftunabhängiges, frei am Rücken tragbares Atemschutzgerät mit lungenautomatischer Luftzufuhr für den Einsatz in nicht atembaren

Luft. Bei geöffnetem Flaschenventil strömt die Pressluft zum Druckminderer, der den Hochdruck (Flaschenbedingt bis 300 bar) auf einen konstanten Mitteldruck von 6 bis 9 bar reduziert. Unter diesem Druck gelangt die Pressluft durch den Mitteldruckschlauch zum Lungenautomaten. Dieser liefert über das Dosierventil, welches über eine Membrane vom Geräteträger automatisch angesprochen wird, unter leichtem Überdruck (1-3,9 mbar), selbständig jene Luftmenge, welche der Atemschutzträger benötigt.

Es handelt sich somit um ein Überdrucksystem, mit dem Vorteil, dass nie Schadstoffe von außen eingeatmet werden können. Sinkt der Druck in der Pressluftflasche auf 55 (\pm 5) bar ab (Beginn der Reservezeit), ertönt ein Warnsignal, das bis zur völligen Entleerung der Flasche andauert (Dräger).

Tabelle 2: Pressluftatmer PA 94 A (Fa. Dräger) und Technische Daten (Dräger)

Pressluftatmer PA 94 A	Technische Daten
Gewicht	10,5 kg (davon ca. 7 kg die Pressluftflasche)
Flaschenvolumen	6,8 Liter
Fülldruck	300 bar
Füllmenge	ca. 1900 Liter
Einsatzzeit	ca. 37 min. bei mittelschwerer Arbeit (ca. 40 Liter/min)
Reservezeit	ca. 10 min

4.4 Untersuchungsplan und Messablauf

4.4.1 Probandenaufklärung

Vor dem Test erhielt der Proband Informationen darüber, was im Lauf der Untersuchungen geschehen wird. Alle Teilnehmer waren vor Testbeginn in einem gesunden Zustand, wurden über mögliche Risiken aufgeklärt und stimmten mittels der Einwilligungserklärung insbesondere der sportmedizinischen Fahrradergometrie (Belastungs-EKG) zu. Nach einer Anamnese und Statuserhebung wurden Kontraindikationen für eine Belastungsuntersuchung ausgeschlossen.

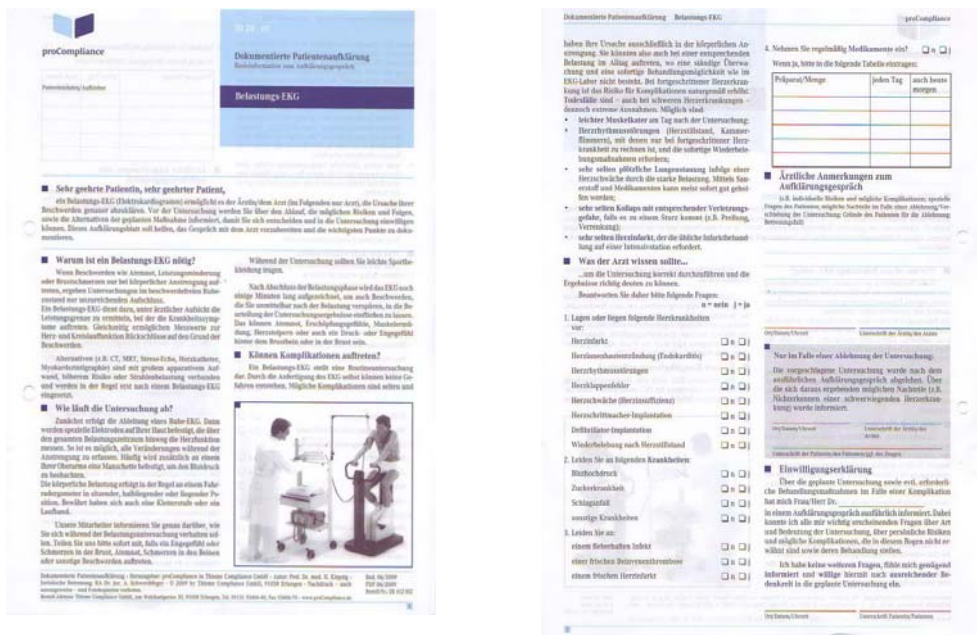


Abbildung 12: Probandenaufklärungsformular (Belastungs-EKG) / Einwilligungserklärung (VS, RS); Gesundheits- und Vorsorgezentrum der KFA (1090 Wien)

Die Probanden absolvierten drei Vergleichsuntersuchungen im Labor: eine sportmedizinische Fahrradergometrie mit Laktatmessung (Abbildung 13, Abbildung 14), den MFT S3 Check, sowie das computerbasierte psychologische Wiener Testsystem (WTS; Orientierungsfähigkeit (3D) und Reaktionsfähigkeit (RT)), jeweils durchgeführt in Sportkleidung und Sportkleidung mit Atemschutzgerät (Pressluftatmer PA 94 A bestehend aus dem Traggestell, der Pressluftflasche, dem Lungenautomaten und der Atemschutzmaske) (Tabelle 3).

Tabelle 3: Untersuchungsplan der vergleichende Untersuchungen im Labor; Testtermin A und B fanden im Abstand von 14 Tagen statt

Vergleichende Untersuchung im Labor (Ergometrieraum)	Test 1 (Testtermin A)	Test 2 (Testtermin B)
MFT S3 Check	nur mit Sportkleidung	Pressluftatmer PA 94 A
WTS (keine Daten in dieser Arbeit)	nur mit Sportkleidung	Pressluftatmer PA 94 A
sportmedizinische Fahrradergometrie	nur mit Sportkleidung	Pressluftatmer PA 94 A



Abbildung 13: Sportmedizinische Fahrradergometrie eines Berufsfeuerwehrmannes (Ergometrieraum) – in Sportkleidung, Testtermin A (Eigene Quelle)



Abbildung 14: Sportmedizinische Fahrradergometrie eines Berufsfeuerwehrmannes (Ergometrieraum) – mit Atemschutzgerät, Testtermin B (Eigene Quelle)

Alle Untersuchungen fanden im Labor (Ergometrieraum) im Gesundheits- und Vorsorgezentrum der KFA in der Krankenanstalt Sanatorium Hera (Löblichgasse 14, 1090 Wien) (Abbildung 15) statt. Für ein Raumklima mit Raumtemperatur 18 bis 24 °C, relativer Luftfeuchte 30 bis 60% wurde gesorgt. Eine Notfallliege im Raum war vorhanden (Löllgen, 2005; Neumann & Schüler, 1994; Pokan et al., 2009; Pokan et al., 2004; Trappe & Löllgen, 2000; Wonisch et al., 2008). Die sportmedizinische Fahrradergometrie wurde von einem/r MedizinerIn gemeinsam mit einem/r medizinisch-technischen AssistentIn und mir als Sportwissenschaftler durchgeführt. Klinische und apparative Voraussetzungen wurden stets geschaffen. Die ordnungsgemäße Durchführung der Untersuchung wurde gewährleistet und richtete sich vor allem auf die praktischen Bedingungen zum Abbruch der Untersuchung, Beendigung der Belastung und die notwendige Dokumentation. Für den Abbruch einer Untersuchung galten absolute und relative Kriterien (Steinacker, Liu & Reißnecker, 2002; Wonisch et al., 2008). Die Untersuchungen (Testtermin A und Testtermin B) erfolgten im Abstand von 14 Tagen, um genügend Erholungszeit (insbesondere für die sportmedizinischen Fahrradergometrie) zu garantieren (Heck, 2006; Hollmann et al., 2009; de Marées & Heck, 2003; Neumann & Schüler, 1994). Die oben genannten Untersuchungen wurden bei Testtermin A in Sportkleidung absolviert, bei Testtermin B in Sportkleidung mit Atemschutzgerät (Kapitel 4.3.5 Atemschutzgerät: Pressluftatmer PA 94 A der Firma Dräger).

Es wurde darauf geachtet, dass unmittelbar vor den Testserien die berufsspezifischen Belastungen (wie beispielsweise Einsätze) so gering wie möglich waren. Außerdem fanden die Testserien an den dienstfreien Tagen der Feuerwehrmänner statt.

Die Zeitpunkte und die Untersuchungsbedingungen der Tests waren standardisiert, die Ernährungssituation und der Gesundheitszustand nicht auffällig. Die Probanden wurden instruiert, 1,5 bis 2 Stunden vor Beginn der Tests eine kleine, aber nicht allzu schwere kohlenhydratbetone Mahlzeit einzunehmen (Neumann & Schüler, 1994; Pokan et al., 2009; Pokan et al., 2004; Tomasits & Haber, 2005; Tschopp, 2001).

Folgende Reihenfolge der Untersuchungen wurde stets eingehalten:

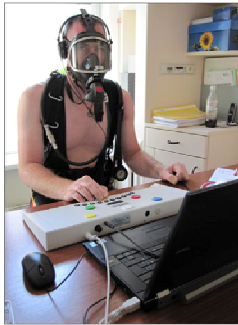
1. Test: MFT S3 Check
2. Test: WTS
3. Test: sportmedizinische Leistungsdiagnostik

4 Methodische Umsetzung der Studie

Da im Rahmen dieser Arbeit ein Fokus auf die leistungsphysiologischen Aspekte gelegt werden soll, wird in weiterer Folge nur auf die Testserien MFT S3 Check und die sportmedizinische Fahrradergometrie eingegangen.



Sportmedizinische Fahrradergometrie mit Laktatmessung (Stufentest, Protokoll 40/40/4) zur Beurteilung der kardiopulmonalen und metabolischen Leistungsfähigkeit.



Computerbasiertes psychologisches Wiener Testsystem (WTS) zur Beurteilung der Orientierungsfähigkeit (3D) und Reaktionsfähigkeit (RT).



Der MFT S3 Check (Körperstabilitätstest) zur funktionalen Überprüfung von Stabilität, Sensomotorik und Symmetrie.

Abbildung 15: Visualisierte Darstellung des Labors (Ergometrieraum) im Gesundheits- und Vorsorgezentrum der KFA (Eigene Quelle)

4.4.2 Messablauf: MFT S3 Check

Der MFT S3 Check ist ein Testinstrument, das auf einfachem, schnellem und sicherem Weg Aussagen über die Gesamtkörperstabilität, die Gleichgewichtscoordination und die funktionale Bewegungssymmetrie erlaubt. In der hier vorliegenden Arbeit wurde das MFT S3 Check Testsystem als Screeninginstrument bei Reihenuntersuchungen zur Erfassung des Ist-Zustandes der sensomotorischen Regulationsfähigkeit eingesetzt (Aigner et al., 2006; Gruber et al., 2007; Raschner et al., 2008; Raschner, Lembert, Mildner, Platzer & Patterson, 2008).

Zur funktionalen Überprüfung von Stabilität, Sensomotorik und Symmetrie diente der MFT S3 Körperstabilitätstest (Abbildung 16, Seite 39). Der S3 Körperstabilitätstest bewertet Bewegungsabweichungen von der Symmetrieebene bei der links/rechts-Erhebung und Abweichungen von der Frontalebene bei der vor/zurück-Messung. Die Probanden hatten die Möglichkeit, den Test in Ruhe und ohne Störungen durchzuführen. Standardisierte Bedingungen wurden im Testraum geschaffen (Ergometrieraum). Die MFT Testplatte wurde standardisiert in einem Abstand von 120 cm zur neutralen Raumwand platziert. Die Probanden wurden über das Testprozedere informiert – das Gleichgewicht auf der Testplatte zu halten – und absolvierten die Testungen ohne Schuhe, ausgeruht (ohne körperlicher Vorbelastung) und mit einer frei wählbaren Armhaltung. Das Testprozedere sah einen genau definierten Zeitplan und eine eben solche Reihenfolge vor:

Tabelle 4: Testprozedere (links/rechts) und zeitlicher Messablauf MFT S3 Check

Testprozedere – links/rechts	MFT S3 Check
15 sec	Aufwärmphase
10 sec	Pause
30 sec	1. Messung
10 sec	Pause
30 sec	2. Messung

Tabelle 5: Testprozedere (vor/zurück) und zeitlicher Messablauf MFT S3 Check

Testprozedere – vor/zurück	MFT S3 Check
15 sec	Aufwärmphase
10 sec	Pause
30 sec	1. Messung
10 sec	Pause
30 sec	2. Messung

Das bessere Ergebnis innerhalb einer Testserie wurde für die Berechnung und Interpretation der Körperstabilität herangezogen (Aigner et al., 2006; Gruber et al., 2007).



Abbildung 16: MFT S3 Körperstabilitätstest. eines Berufsfeuerwehrmannes – in Sportkleidung (links, Testtermin A) und unter Atemschutzbelastung (rechts, Testtermin B) (Ergometrieraum) (Eigene Quelle)


4.4.3 Messablauf: sportmedizinische Fahrradergometrie mit Laktat (Stufentest)

Zur Bestimmung der Ausdauerleistungsfähigkeit wurde eine sportmedizinische Fahrradergometrie mit Laktatmessung mit stufenförmigem Belastungsanstieg durchgeführt (Stufentest). Das Protokoll (40/40/4) im Stufentest war definiert durch eine Anfangsbelastung von 40 Watt, eine Stufendauer von 4 Minuten und eine Belastungsanstieg von 40 Watt

pro Stufe. Mit der beschriebenen Belastungsform absolvierte jeder Proband den Stufentest mit einer Trittfrequenz von 75 Umdrehungen pro Minute. Die exakte Einhaltung der Trittfrequenz war durch das Display des Fahrradergometers gewährleistet.

Der Proband willigte mittels Patientenaufklärung durch den anwesenden Arzt in den Messablauf ein. Zu den klinischen Voraussetzungen zählten eine körperliche Untersuchung, Ruhe-RR und Ruhe EKG im Liegen oder Sitzen. Zur Überwachung der Herzaktion, sowie zur Dokumentation der Herzfrequenz unter Belastung wurde ein EKG angelegt. Der Blutdruck unter Belastung wurde jeweils zur Halbzeit jeder Belastungsstufe elektronisch und bei Bedarf manuell gemessen. Vor und während des Stufentests wurde dem Probanden Blut aus dem Ohrläppchen entnommen und Laktat zur Berechnung einer Laktatleistungskurve bestimmt (Küster, 2009; Löllgen, 2005; Pokan et al., 2009; Pokan et al., 2004; Röcker & Dickhuth, 2001; Thonack & Hoffmann; Trappe & Löllgen, 2000; Wonisch et al., 2008)

Tabelle 6: Messablauf der Fahrradergometrie (Stufenprotokoll 40/40/4, Messzeitpunkt (min), Last (Watt), Herzfrequenz [1/min], EKG, RR [mmHg], Laktat [mmol/l]) (Eigene Darstellung)

Stufenprotokoll	Messzeitpunkt (min)	Last (Watt)	Messgrößen	
Eingabe der anthropometrischen Daten am PC	0	0	Alter, Körpergewicht, Körpergröße	
Erhebung der Ausgangsdaten	0	0	Herzfrequenz; EKG RR Laktat	
	kontinuierlich in jeder Belastungsstufe am Ender jeder Stufe	4	40	Herzfrequenz; EKG RR Laktat
	kontinuierlich in jeder Belastungsstufe am Ender jeder Stufe	8	80	Herzfrequenz; EKG RR Laktat
	kontinuierlich in jeder Belastungsstufe am Ender jeder Stufe	12	120	Herzfrequenz; EKG RR Laktat
	kontinuierlich in jeder Belastungsstufe am Ender jeder Stufe	16	160	Herzfrequenz; EKG RR Laktat
	kontinuierlich in jeder Belastungsstufe am Ender jeder Stufe	20	200	Herzfrequenz; EKG RR Laktat
	kontinuierlich in jeder Belastungsstufe am Ender jeder Stufe	24	240	Herzfrequenz; EKG RR Laktat
	kontinuierlich in jeder Belastungsstufe am Ender jeder Stufe	28	280	Herzfrequenz; EKG RR Laktat
	kontinuierlich in jeder Belastungsstufe am Ender jeder Stufe	32	320	Herzfrequenz; EKG RR Laktat
	kontinuierlich in jeder Belastungsstufe am Ender jeder Stufe	36	360	Herzfrequenz; EKG RR Laktat
	Nachbelastungsphase			
kontinuierlich Nachbelastungsphase nach 1. Minute	1	25	Herzfrequenz; EKG RR Laktat	
kontinuierlich Nachbelastungsphase nach 3. Minute	3		Herzfrequenz; EKG RR Laktat	
kontinuierlich Nachbelastungsphase nach 5. Minute	5		Herzfrequenz; EKG RR Laktat	

4.4.4 Transformationsalgorithmus der Fahrradergometrieprotokolle WHO 50 und 40/40/4

Im Allgemeinen wird für Belastungsuntersuchungen mittels Fahrradergometer ein von der WHO vorgeschlagenes Belastungsschema empfohlen, mit dem sich bei den meisten Personen eine hinreichende Ausbelastung erzielen lässt. Dieses Belastungsschema wird auch von der Österreichischen Kardiologischen Gesellschaft angewandt und sieht eine Belastungssteigerung um jeweils 25 Watt alle 2 Minuten vor, beginnend mit 25 Watt oder 50 Watt (Küster, 2009; Löllgen, 2005; Trappe & Löllgen, 2000; Wonisch et al., 2008). In dieser Arbeit wird das WHO Belastungsschema WHO 50 Belastungsprotokoll – kurz WHO 50 Protokoll genannt.

Die Belastungsuntersuchungen am Fahrradergometer wurden mit dem Belastungsprotokoll 40/40/4 (40 Watt Anfangslast, Stufendauer 4 Minuten, Belastungssteigerung 40 Watt) durchgeführt. Die Beurteilung der Leistung erfolgt durch den Vergleich der Messwerte mit

4 Methodische Umsetzung der Studie

Referenzwerten. Der direkte Vergleich (Leistung) der Ergebnisse in Prozent [%] mit dem Sollwert für die Fahrradergometrie (Abbildung 17) ist hier nur bedingt zulässig, da diesem das WHO 50 Protokoll, das alle 2 Minuten einen Belastungsanstieg um 25 Watt mit einer Anfangslast von 50 Watt vorsieht, zugrunde liegt (Löllgen, 2005; Mathias, 2006; Trappe & Löllgen, 2000; Wonisch et al., 2008).

In der Laktatleistungsdiagnostik eignen sich besser Stufenprotokolle mit längerer Stufendauer (3 bis 5 Minuten), da bei relativ kurzer Stufendauer (siehe WHO 50 Protokoll) die Leistungsfähigkeit des Probanden überschätzt werden kann, da sich auf den jeweiligen Belastungsstufen noch kein Laktat Steady State (Laktatgleichgewicht) eingestellt hat und ein zu niedriger Laktatwert in das Protokoll einfließt. So werden nach 5 Minuten Stufendauer ca. 90% des Laktatgleichgewichts erreicht, nach 2 Minuten sind es dagegen ca. gut 60%. Daher wurden die Berufsfeuerwehrmänner in den hier angewendeten Untersuchungsserien mit dem Stufenprotokoll 40/40/4 belastet (Heck, 2006; Pokan et al., 2004; Schurr, 2003; Tschopp, 2001).

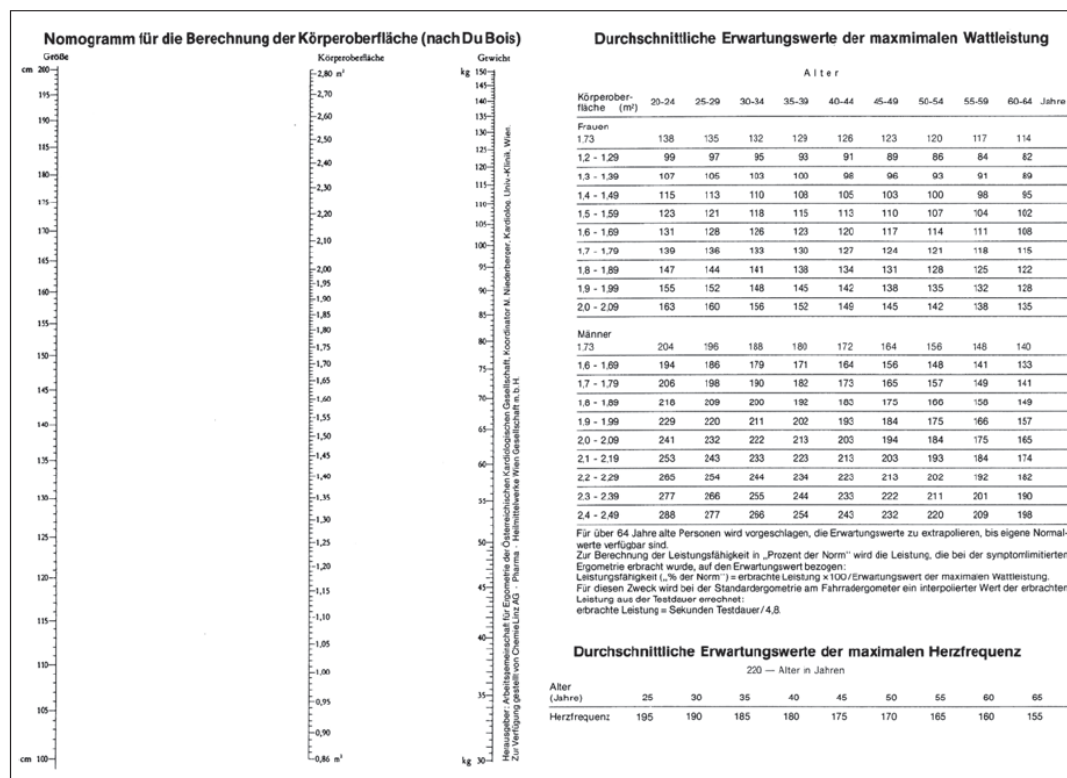


Abbildung 17: Nomogramm für die Berechnung der Körperoberfläche (nach Du Bois) (links), durchschnittliche Erwartungswerte (Sollwerte) der maximalen Wattleistung für die Fahrradergometrie bei ansteigender Belastung (rechts) (Wonisch et al., 2008)

So ergab sich die Fragestellung, welcher Wert des WHO 50 Protokoll dem jeweiligen Wert der vorgegebenen Messung entspricht, um einen sinnvollen Vergleich anstellen zu können. Erste Überlegungen, die erreichte Wattanzahl zu vergleichen, scheinen wenig sinnvoll, da z.B. 200 Watt im WHO 50 Protokoll bereits nach 14 min erreicht sind, in dem hier gewählten Testverfahren (40/40/4) benötigt man 20 min, hat also augenscheinlich mehr geleistet (Abbildung 18, Tabelle 7).

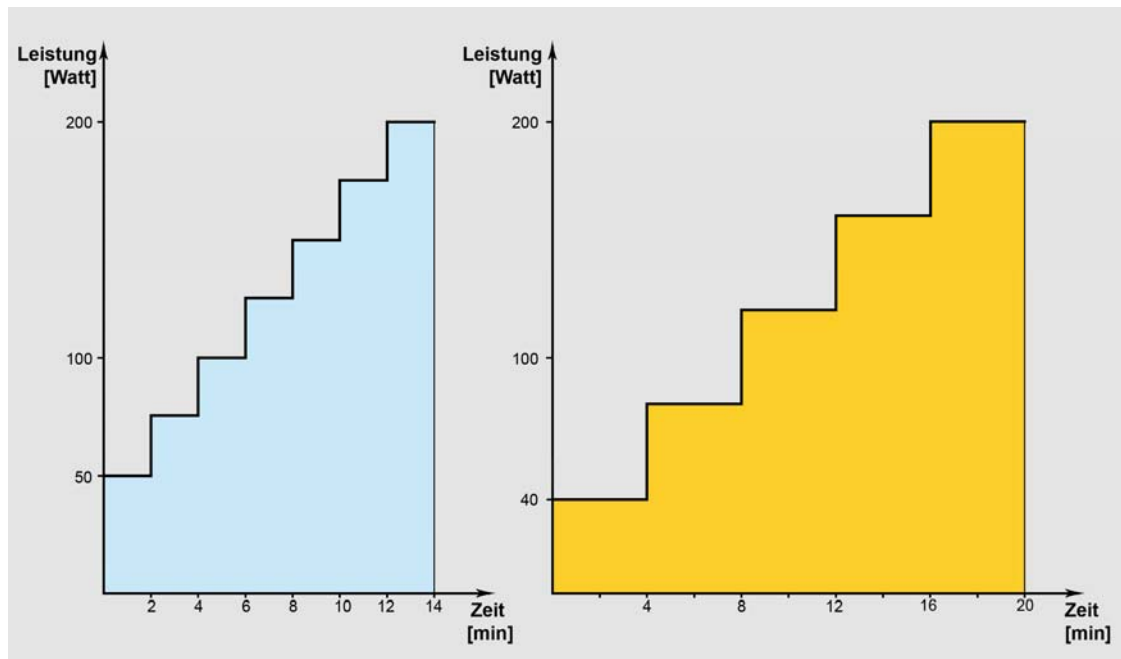


Abbildung 18: Schematische Darstellung der beiden Stufenprotokolle WHO 50 (blau) und 40/40/4 (gelb) im Vergleich, bei theoretischer Annahme einer maximalen Ausbelastung von 200 Watt (Eigene Darstellung)

Es galt nun einen Umrechnungsalgorithmus zu entwickeln, der die aufgewendete Energie in beiden Testverfahren vergleicht und so einen Zusammenhang der Messverfahren schafft:

Bedenkt man, dass die geleistete Arbeit (der gesamte Energieaufwand) (E) das Produkt der Momentanleistungen (L) und der Zeit (t) ist, also

$$E[J] = L[W] \cdot t[s]$$

so geht es hier um die Berechnung der Summe der Rechtecksflächen (Abbildung 18). Vergleicht man die Messverfahren, so erkennt man bereits in den Abbildungen, dass die schraffierte Fläche im ersten Modell (WHO 50 Protokoll) geringer ist, als die im zweiten Fall (40/40/4 Protokoll). Bei einander entsprechenden Stufen muss diese aber gleich sein.

Tabelle 7: Darstellung des Stufenprotokolls WHO 50 (blau) und 40/40/4 (gelb)

Stufen	Stufen-dauer	WHO 50 Protokoll	Stufen	Stufen-dauer	40/40/4 Protokoll
1	2 min	50 Watt	1	4 min	40 Watt
2	2 min	75 Watt	2	4 min	80 Watt
3	2 min	100 Watt	3	4 min	120 Watt
4	2 min	125 Watt	4	4 min	160 Watt
5	2 min	150 Watt	5	4 min	200 Watt
6	2 min	175 Watt			
7	2 min	200 Watt			

Das heißt: Hat ein Proband wie in dem angeführten Beispiel Stufe 5 erreicht, also eine maximale Leistung von 200 Watt, so hat er damit eine Arbeit von

$$E = 4 \cdot 40 + 4 \cdot 80 + 4 \cdot 120 + 4 \cdot 160 + 4 \cdot 200 =$$

$$= 4 \cdot 40 \cdot (1 + 2 + 3 + 4 + 5) = 2400 \quad \text{Wattminuten geleistet.}$$

In der SI Einheit Kilojoule bedeutet das, dass er $2400 \cdot \frac{60}{1000} = 144 \text{kJ}$ Energie aufgewendet hat.

Allgemein gilt: Bei Erreichen der Stufe n berechnet man den Energieaufwand in kJ durch:

$$E = 4 \cdot 40 \cdot \frac{1+n}{2} \cdot n \cdot \frac{60}{1000}$$

Stufendauer / Belastungsanstieg / Summenformel arith. Reihe (Summe der Stufen) / Umrechnung in kJ

Nun stellt sich die Frage, in welcher Stufe des WHO 50 Protokoll sich diese geleistete Arbeit widerspiegelt.

Analog zu oben stehenden Formel kann man auch für das WHO 50 Protokoll die Energie in kJ berechnen:

Betrachtet man wieder das genannte Zahlenbeispiel,

$$\begin{aligned} E_{WHO} &= 2 \cdot 50 + 2 \cdot 75 + 2 \cdot 100 + 2 \cdot 125 + 2 \cdot 150 + 2 \cdot 175 + 2 \cdot 200 = \\ &= 2 \cdot 25 \cdot (2 + 3 + 4 + 5 + 6 + 7 + 8) = 1750 \quad \text{Wattminuten,} \end{aligned}$$

so kommt man zur allgemeinen Formel:

$$E_{WHO} = 2 \cdot 25 \cdot \frac{3 + n_{WHO}}{2} \cdot n_{WHO} \cdot \frac{60}{1000}$$

Das Zahlenbeispiel im vorliegenden Fall würde hier bei 7 WHO Stufen und einer maximalen Leistung von 200 Watt also eine Gesamtarbeitsleistung von 105 kJ bringen, ein Wert deutlich unter den berechneten 144 kJ.

Setzt man nun diese Gleichung gleich dem erreichten Wert E und löst diese nach n_{WHO} auf, so erhält man eine Formel für die Berechnung der entsprechenden WHO Stufe.

$$E = 2 \cdot 25 \cdot \frac{3 + n_{WHO}}{2} \cdot n_{WHO} \cdot \frac{60}{1000}$$

$$\frac{2E}{3} = (3 + n_{WHO}) \cdot n_{WHO}$$

$$n_{WHO}^2 + 3n_{WHO} - \frac{2E}{3} = 0$$

$$n_{WHO} = -\frac{3}{2} \pm \sqrt{\frac{9}{4} + \frac{2E}{3}}$$

In obigem Beispiel heißt das, die 144 kJ entsprechen einer erreichten Stufe 8,41 im WHO 50 Protokoll, das bedeutet einer Maximalleistung L zwischen 225 und 250 Watt.

Exakt berechnen kann man dies mittels linearer Interpolation

$$L = 50 + (n_{WHO} - 1) \cdot 25$$

5. Statistische Analyse

Das folgende Kapitel beschreibt die Datenerhebung und die zur Anwendung gelangten statistischen Analyseverfahren.

5.1 Datenmaterial

Die Auswertungen wurden mit zwei Typen von Datensätzen durchgeführt. Einerseits wurden alle gemessenen Werte als eigene Fälle betrachtet und ausgewertet (Messwertdatei), andererseits wurden Auswertungen durchgeführt, in denen jeder Proband als eigener Fall betrachtet wird (Probandendateien). Die Messwertdatei enthält ausschließlich gemessene Rohdaten wie Leistung pro Gewicht [Watt/kg], Laktat [mmol/l], Herzfrequenz pro Minute [1/min]. Von den Probandendateien gibt es insgesamt drei. Die „Ergometriedatei“ enthält die interpolierten Leistungsdaten der Probanden. Die „Ergometrie Protokoll Umrechnungsdatei“ dient zur Umrechnung des WHO 50 Protokolls in das 40/40/4 Protokoll. Sie enthält gemessene Werte wie Stufe und Dauer [min] und errechnete Werte der Zielleistung nach WHO 50 und 40/40/4 Protokoll. Die „MFT Datei“ enthält Ergebnisse des MFT S3 Check jedes Probanden, wie Stabilität, Symmetrie und Sensomotorik.

Das Ziel bei der Auswertung der „gemessenen Rohdatendatei“ (Messwertdatei) war die Ermittlung eines Schätzwertes für die Leistung jeweils an der aeroben (2 mmol/l) und anaeroben (4 mmol/l) Schwelle in Abhängigkeit vom Körpergewicht mit und ohne Atemschutz. Die Methodik wird im Kapitel 4 beschrieben.

Der Ergometriedatensatz dient zur Ermittlung von möglichen Unterschieden der kardiovaskulären und metabolischen Leistungsfähigkeit mit und ohne Atemschutz.

Die „Ergometrie Protokoll Umrechnungsdatei“ dient zur Berechnung der maximalen Mehrleistung in Prozent im Vergleich zu der nach WHO 50 errechneten Zielleistung. Zusätzlich wurde die maximale Herzfrequenz (in Prozent) der errechneten maximalen Herzfrequenz (220 HF minus Lebensalter) gegenüber gestellt. Der Vergleich von Maximalleistung und maximaler Herzfrequenz zwischen Test 1 und Test 2 wurde mit Hilfe eines Wilcoxon Signed-Rank Test durchgeführt. Deskriptiv wurden Median und Perzentil (Minimum und Maximum) zum Vergleich herangezogen, da insbesondere bei der maximalen Leistung eine „schiefe Verteilung“ vorliegt. Dies kann aus der Abweichung der Mittelwerte von den Medianen gefolgert werden.

Die MFT S3 Check Daten dienen zur Ermittlung von Unterschieden der Stabilität, Symmetrie und Sensomotorik mit und ohne Atemschutz. Der MFT S3 Check wird in den Methoden näher beschrieben (Kapitel 4.3.4).

5.2 Beschreibende Statistik und statistische Hypothesenprüfung

Die statistische Datenanalyse erfolgte überwiegend in Form von inferenzstatistischen Verfahren. Zur statistischen Auswertung kam der Wilcoxon Signed-Rank Test für verbundene Stichproben zur Anwendung. Dieser nicht parametrische Test eignet sich für die Analyse von Daten, die zwar intervallskaliert sind, bei denen aber in der Stichprobe keine Normalverteilung vorliegt. Der Wilcoxon Signed-Rank Test ist daher auch ein besonders gut geeignetes Verfahren für kleine Stichproben. Der p-Wert bezeichnet die Irrtumswahrscheinlichkeit. Das ist die Wahrscheinlichkeit, mit der eine statistische Messgröße noch im zufälligen Bereich des wahren Wertes in der Grundgesamtheit liegt. Sie wird auch als Fehlerwahrscheinlichkeit bezeichnet. Liegt der p-Wert unter einem vorher definierten Niveau, dann wird das Ergebnis als signifikant bezeichnet. Das heißt, man geht davon aus, dass die Abweichung der statistischen Messgröße von wahren Wert so groß ist, dass sie nicht mehr als zufällig bezeichnet werden kann. In dieser Studie wurde ein Unterschied als signifikant angesehen, wenn die Irrtumswahrscheinlichkeit kleiner oder gleich 5% ist (Signifikanzniveau $p = 0,05$). Für alle statistischen Tests wurden zweiseitige Fragestellungen angenommen. Die zweiseitige Fragestellung geht davon aus, dass die Abweichung der statistischen Messgröße vom wahren Wert in beide Richtungen (nach unten und nach oben) abweichen kann. Betrachtet man die Dichtefunktion der Wahrscheinlichkeitsverteilung, wird der Signifikanzbereich der zweiseitigen Fragestellung in unserem Fall durch jeweils 2,5% der Fläche unter der Kurve (error under curve), jeweils an den linken und rechten Enden wiedergegeben. Um Werte für eine Gruppe von Probanden zu beschreiben, wurden der arithmetische Mittelwert (MW) und die Standardabweichung (SD, $MW \pm SD$) beziehungsweise der Median Perzentil 25 und Perzentil 75, sowie Minimum und Maximum der Werte berechnet.

Die p-Werte wurden jeweils durch Monte Carlo Simulationen ermittelt. Dies bedeutet, dass für jeden p-Wert ein 95% Signifikanzniveau ermittelt werden kann, woraus die Stabilität der Signifikanz ersichtlich wird. Wenn die Obergrenze des 95% Signifikanzniveaus ebenfalls wie der p-Wert unter dem 5% Signifikanzniveau liegt, dann beträgt die Wahrscheinlichkeit für die Signifikanz des Test mindestens 97,5%. Allgemein bezeichnet das

95% Signifikanzintervall den Bereich, in dem eine statische Messgröße mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% liegt.

Die Ermittlung der Schätzwerte für die Ergometrie an der aeroben und anaeroben Schwelle wurde mit Hilfe einer exponentiellen Kurvenanpassung (exponential curve fit) durchgeführt. Mathematisch folgt die Entwicklung der Laktatwerte in Abhängigkeit zur Leistung einer Exponentialfunktion, somit ist es naheliegend, die Schätzwerte durch eine exponentielle Kurvenanpassung zu ermitteln. Die Formel, aus der sich diese Kurve errechnet, lautet:

$$\hat{y} = c \cdot e^{\lambda \cdot x}$$

In der Praxis zeigt sich aber, dass die Kurvenanpassung der Messwerte im hohen Leistungsbereich von der Exponentialfunktion abweicht. Dies wird durch eine lokal lineare Regression gezeigt. Aus diesem Grund kann die exponentielle Kurvenanpassung nur bis zu einem bestimmten Leistungsbereich verwendet werden. Im Folgenden wird eine Grenze angegeben, bis zu der die exponentielle Kurvenschätzung durchgeführt werden kann. Diese Einschränkung stellt jedoch kein Hindernis dar, die Exponentialfunktion zur Messwertschätzung an der aeroben und anaeroben Schwelle zu verwenden. Die lokal lineare Regression unterscheidet sich von der linearen Regression dadurch, dass sie die Korrelation zweier Variablen nicht durch eine einzige sich über den gesamten Wertebereich erstreckende Gerade beschreibt, sondern durch viele Regressionsgeraden, die stückweise zusammengesetzt und geglättet als Endergebnis eine beliebige Kurve ergeben. Die lokal lineare Regression ist eine Verallgemeinerung der linearen Regression.

Um die Exponentialfunktion zur Kurvenschätzung verwenden zu können, muss der Wertebereich der Leistungsvariable eingeschränkt werden, in dem Sinn, dass der obere Wertebereich, in dem die niedrigen Laktatwerte dominieren, abgeschnitten wird. Eine Möglichkeit besteht darin, dass man eine Leistungsschwelle definiert, die möglichst von allen erreicht werden kann. Es bietet sich die Schwelle von 80% der errechneten Zielleistung (100%) an (Kapitel 4.4.4). Der Kardiologe und leitende Mediziner der Gesundheitsüberwachung der Wiener Berufsfeuerwehr, Prim. Dr. Ludwig Kaspar, klassifiziert Probanden mit Leistungen über der 80% Schwelle als kardiovaskulär gesund. Als sinnvoll kann diese Schwelle für unser Kollektiv deshalb angenommen werden, weil bei Feuerwehrleuten davon auszugehen ist, dass sie kardiovaskulär gesund sind, insbesondere in Ländern, wo Feuerwehrleute einer verpflichtenden medizinischen Überwachung unterliegen.

Um die Exponentialfunktion zur Kurvenschätzung heranziehen zu können, wird davon ausgegangen, dass den Laktatwerten eine log-Normalverteilung zugrunde liegt. Zu den

wichtigsten Eigenschaften der log-Normalverteilung gehört, dass die Werte der Variablen nicht negativ werden können und dass die zugehörige Dichtefunktion links steil und rechts abgeflacht verläuft (Abbildung 19). Der flache Verlauf der rechten Seite bedeutet, dass vereinzelte Werte sehr groß werden können, während sich der Großteil der Werte um einen Median häufen. Eine besonders wichtige Eigenschaft der log-Normalverteilung besteht darin, dass sie durch eine simple logarithmische Transformation in eine Normalverteilung umgewandelt werden kann.

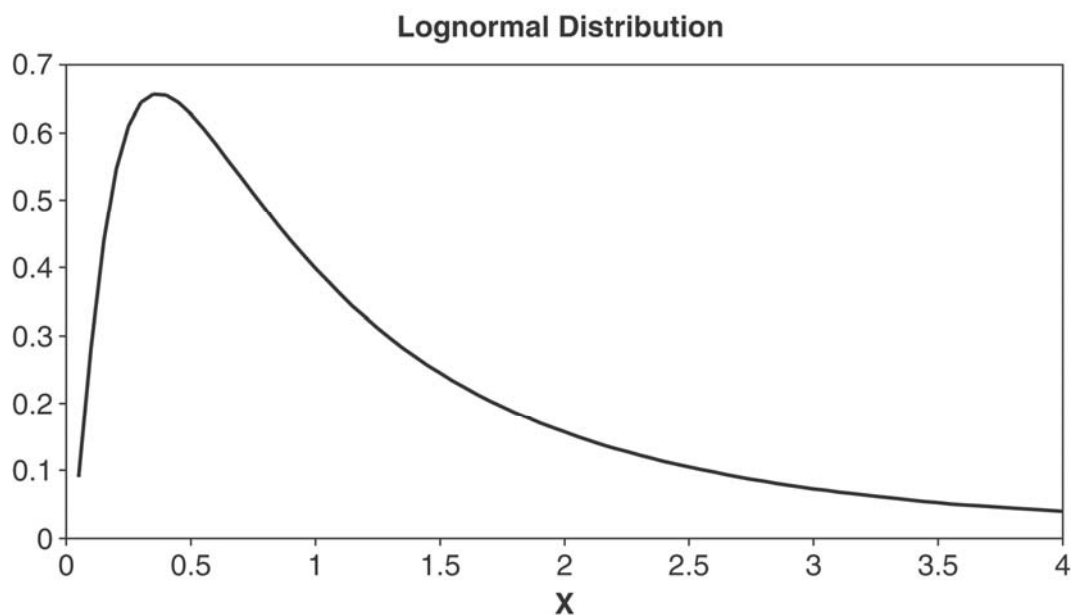


Abbildung 19: Schematische Darstellung einer log-Normalverteilung (verläuft links steil und rechts abgeflacht) (Lohninger, 2012)

Auf diese Weise werden nicht die Laktatwerte \hat{y} den Leistungswerten x zugeordnet, sondern die logarithmierten Laktatwerte $y = \log \hat{y}$. Das bedeutet, dass zwei normalverteilte Variablen einander zugeordnet werden. Der Vorteil dieses Verfahrens besteht darin, dass die zugehörige Punktwolke durch eine lineare Regression beschrieben werden kann. Mathematisch ist die Gleichung einer Geraden eindeutig definiert, wenn man ihre Steigung k und den Abstand d des Ursprungs des Koordinatensystems zum Schnittpunkt mit der y-Achse kennt. Die Gleichung sieht folgendermaßen aus:

$$y = k \cdot x + d$$

Bei der statistischen Berechnung der Regressionsgeraden (zweidimensional) wird als Ergebnis der Regressionskoeffizient und ein konstanter Parameter ermittelt. Der Regres-

sionskoeffizient entspricht der Steigung k und der konstante Parameter dem d . In der Statistik werden die Parameter der Regressionsgeraden meist als $\beta_0 (= d)$ und $\beta_1 (= k)$ bezeichnet.

Um den Zusammenhang zwischen Leistung und Laktatwerten beschreiben zu können, müssen die log-normalverteilten Laktatwerte durch eine Exponentialfunktion zurück transformiert werden, da diese die Umkehrfunktion der Logarithmusfunktion ist. Für die Regressionsgerade $y = k \cdot x + d$ ergibt sich diese Transformation:

$$e^y = e^{kx+d}$$

wobei $\hat{y} = e^y$ ist.

Folgt man den Rechenregeln der Exponentialfunktion, so gilt:

$$e^{kx+d} = e^{kx} \cdot e^d$$

wobei nach obiger Definition die Exponentialfunktion $\hat{y} = e^d$ und $\lambda = k$ gilt. So wie man aus der Exponentialfunktion $\hat{y} = c \cdot e^{\lambda x}$ die Laktatwerte aus der Leistung berechnen kann, so kann man mit Hilfe der Umkehrfunktion

$$x = \log(y/c)/\lambda$$

aus einem bestimmten Laktatwert die Leistung berechnen. Diese Formel kommt zur Anwendung, wenn die Leistung an der aeroben bzw. anaeroben Schwelle aus den Regressionsparametern ($c = e^d$ bzw. $\lambda = k$) berechnet wird.

Der Vergleich von Test 1 und Test 2 der MFT Datensätze wurde mit dem Wilcoxon Signed-Rank Test durchgeführt. Auch hier wurden die Signifikanzen mit der Monte Carlo Simulationsmethode ermittelt. Die Messwerte werden durch Median, Perzentil (Min und Max) beschrieben.

5.3 Statistische Software

Zur Tabellenerstellung, Verarbeitung und Auswertung aller gewonnenen Daten wurde das statistische Gesamtpaket SPSS Version 16.0 auf einem Windows-PC angewandt. Die Kontrolle der Daten und die statistische Beratung wurde von Medizinstatistiker Dr. Ernst Rücklinger KG durchgeführt. Die graphischen Darstellungen wurden mit dem Programm Microsoft Office 2003 und 2010 erstellt.

6. Ergebnisse

Die unterschiedlichen Leistungsniveaus spiegeln sich in den Quartilen der Leistungsergebnisse wider. Es wurden Perzentil 25, 50 und 75 verglichen (Leistungsperzentile). Die Ergebnisse werden in den folgenden Abschnitten dargestellt. Eine Übersicht aller Ergebnisse ist in den Tabelle 8 und Tabelle 9 auf den Seiten 64 bzw. 65 abgebildet.

Test 1 bezeichnet jeweils die Untersuchung in Sportkleidung, Test 2 jene unter Atemschutzbelastung.

6.1 Sportmedizinische Fahrradergometrie: aerobe Schwelle (2 mmol/l)

Bei Test 1 wurden an der aeroben Schwelle Leistungsquartile P/m [Watt/kg] von 1,0 Watt/kg für das Perzentil 25, von 1,3 Watt/kg für den Median und von 2,0 Watt/kg für das Perzentil 75 ermittelt.

Bei Test 2 wurden an der aeroben Schwelle Leistungsquartile P/m [Watt/kg] von 0,8 Watt/kg für das Perzentil 25, von 1,3 Watt/kg für den Median und von 1,7 Watt/kg für das Perzentil 75 ermittelt.

Inferenzstatistisch wurde durch den Wilcoxon Signed-Rank Test eine signifikante Reduktion der Leistungsfähigkeit festgestellt ($p < 0,001$). Tabelle 8 eignet sich sehr gut, um die Charakteristik der absoluten Leistungsfähigkeit der Gesamtgruppe zu beschreiben, jedoch weniger zur Beschreibung der Reduktion der Leistungsfähigkeit. Dies wird durch Tabelle 9 besser beschrieben.

Bei Test 1 wurden an der aeroben Schwelle Leistungsquartile für die Herzfrequenz [1/min] von 113 Schlägen/min für das Perzentil 25, von 119 Schlägen/min für den Median und von 135,5 Schlägen/min für das Perzentil 75 ermittelt.

Bei Test 2 wurden an der aeroben Schwelle Leistungsquartile für die Herzfrequenz [1/min] von 117,5 Schlägen/min für das Perzentil 25, von 124 Schlägen/min für den Median und von 136 Schlägen/min für das Perzentil 75 ermittelt.

Inferenzstatistisch wurde durch den Wilcoxon Signed-Rank Test kein signifikanter Unterschied der Herzfrequenzen zwischen Test 1 und Test 2 festgestellt ($p = 0,21$) (Tabelle 8).

Die Ergebnisse in Tabelle 9 zeigen die Leistungsveränderungen zwischen Test 1 und Test 2. Die Quartile zeigen einen deutlichen Trend der Verringerung der Leistung von Test 1 zu Test 2. Dies kann sowohl an der aeroben, als auch an der anaeroben Schwelle

und am Leistungsmaximum für die Variablen P [Watt] und P/m [Watt/kg] ausgelesen werden.

Die Reduktion von P [Watt] an der aeroben Schwelle beträgt für Perzentil 25 -28,5 Watt, für den Median -8,0 Watt und für Perzentil 75 einen Anstieg von 0,5 Watt ($p < 0,001$) (Abbildung 20).

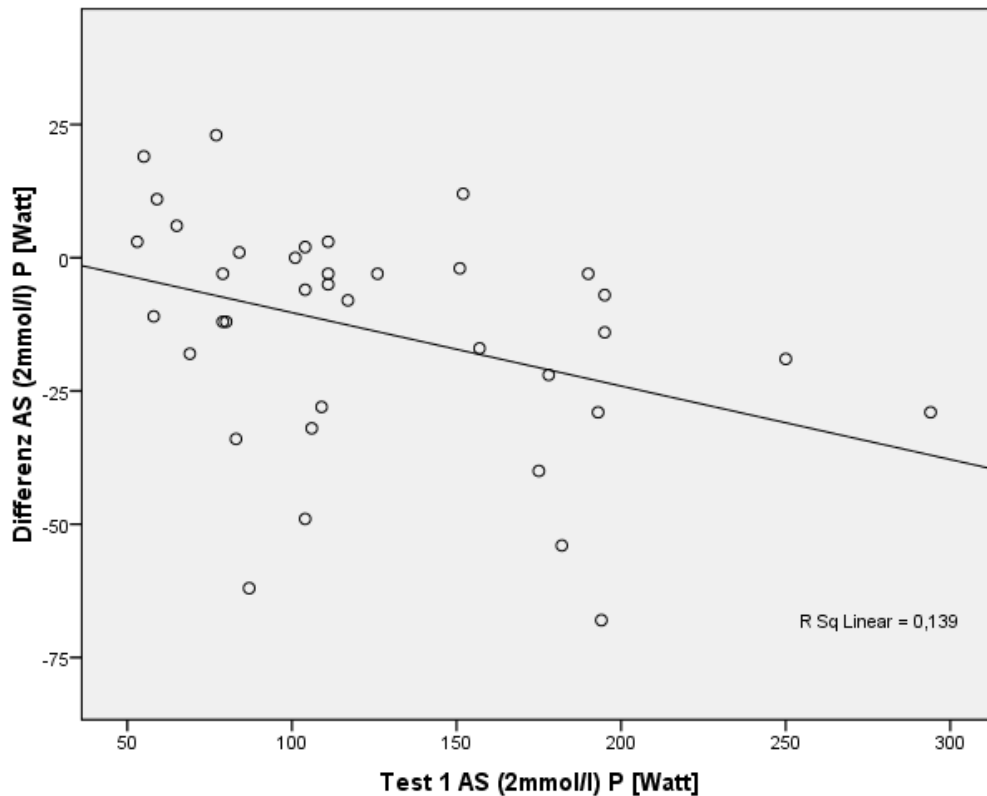


Abbildung 20: Hier werden den absoluten Basiswerten der Leistung P [Watt] in Test 1 an der aeroben Schwelle (AS) die Werte der Leistungsänderung durch Test 2 zugeordnet. Die Regressionsgerade beginnt bei 0 und fällt bei zunehmender Leistungsfähigkeit ab. Das bedeutet, dass die Probanden mehrheitlich einen Leistungsabfall verzeichneten und dass dieser bei den Leistungsfähigeren stärker zu beobachten war.

Die Reduktion von P/m [Watt/kg] an der aeroben Schwelle beträgt für Perzentil 25 -0,3 Watt/kg, für den Median -0,1 Watt/kg; für Perzentil 75 ist keine Veränderung abzulesen ($p < 0,001$) (Abbildung 21).

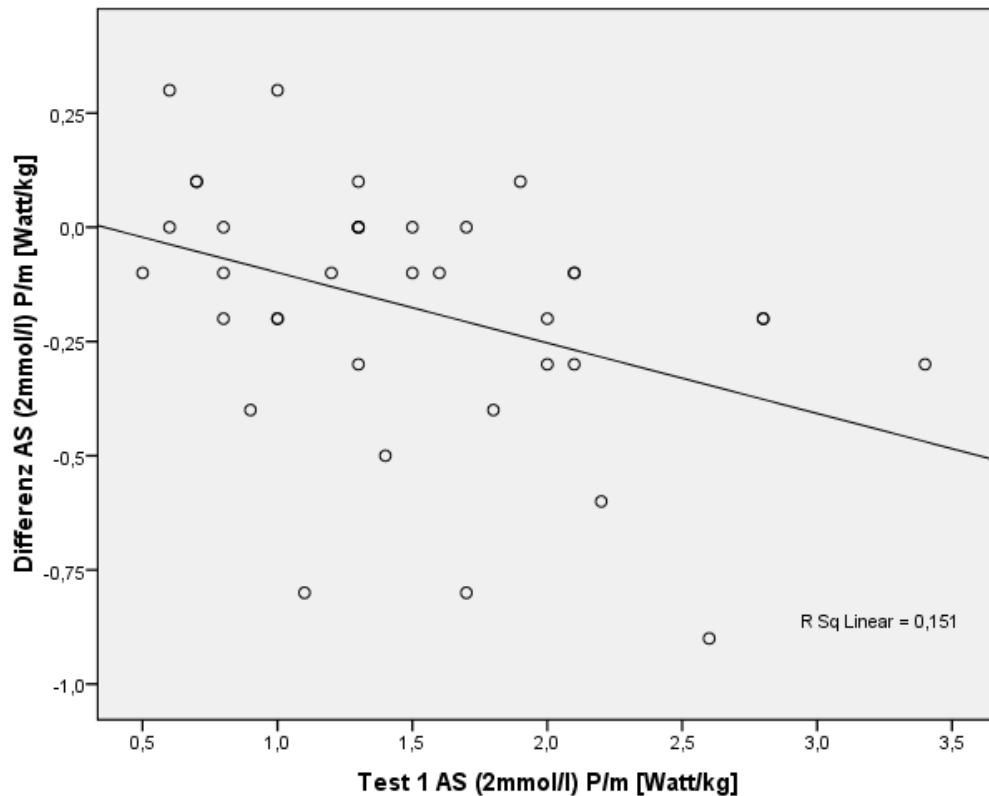


Abbildung 21: Hier werden den absoluten Basiswerten der Leistung pro Körpergewicht P/m [Watt/kg] in Test 1 an der aeroben Schwelle (AS) die Werte der Leistungsänderung durch Test 2 zugeordnet. Die Regressionsgerade beginnt bei 0 und fällt bei zunehmender Leistungsfähigkeit ab. Das bedeutet, dass die Probanden mehrheitlich einen Leistungsabfall verzeichneten und dass dieser bei den Leistungsfähigeren stärker zu beobachten war.

Für die Herzfrequenz wurden an der aeroben Schwelle sowohl Anstiege, als auch Reduktionen festgestellt. Perzentil 25 beschreibt eine Reduktion von -4,0 Schläge/min, während für den Median und für das Perzentil 75 ein Anstieg um 3,0 bzw. 9,0 Schläge/min angegeben wird ($p = 0,21$) (Abbildung 22).

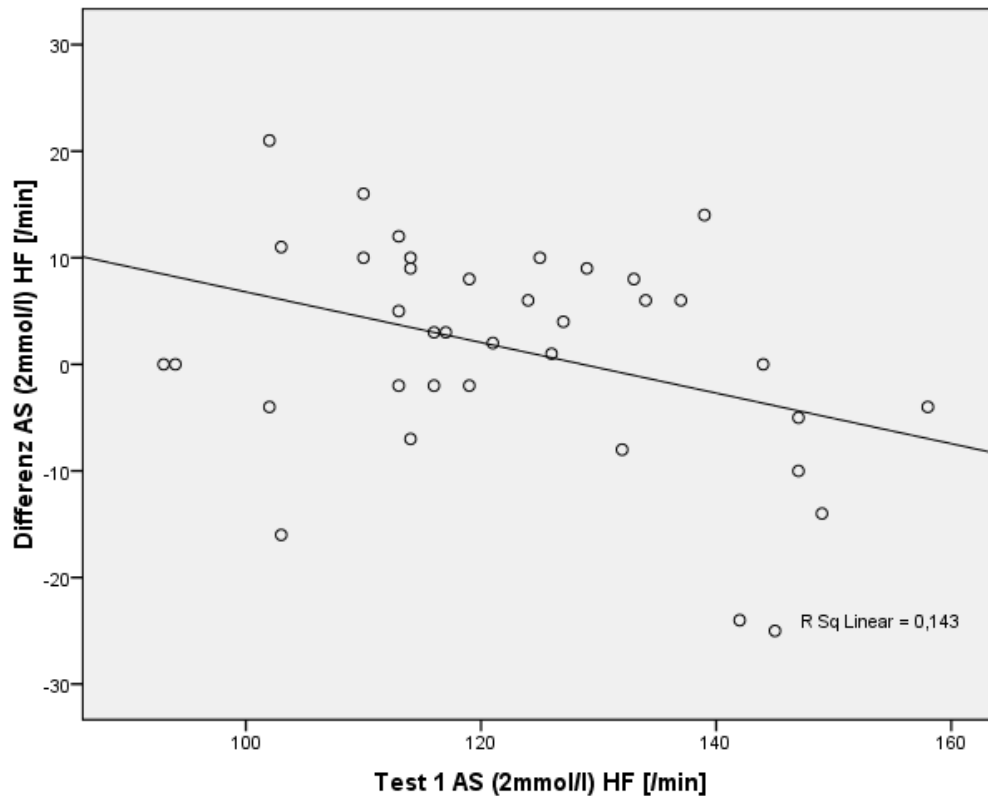


Abbildung 22: Hier werden den absoluten Basiswerten der Herzfrequenz [1/min] in Test 1 an der aeroben Schwelle (AS) die Werte der Herzfrequenzänderungen durch Test 2 zugeordnet. Die Regressionsgerade beginnt bei 10 und geht mit zunehmender Herzfrequenz gegen 0. Das bedeutet, dass die Probanden mehrheitlich eine Zunahme der Herzfrequenz verzeichneten, die sich jedoch bei zunehmender Leistungsfähigkeit mehr und mehr abschwächte und bei den Leistungsfähigsten kaum vorhanden war.

Die Unterschiede zwischen Test 1 und Test 2, für die der Wilcoxon Signed-Rank Test ein signifikantes Ergebnis ausgab, werden in Tabelle 9 quantifiziert dargestellt.

6.2 Sportmedizinische Fahrradergometrie: anaerobe Schwelle (4 mmol/l)

Bei Test 1 wurden an der anaeroben Schwelle Leistungsquartile P/m [Watt/kg] von 1,7 Watt/kg für das Perzentil 25, von 2,0 Watt/kg für den Median und von 2,7 Watt/kg für das Perzentil 75 ermittelt.

Bei Test 2 wurden an der anaeroben Schwelle Leistungsquartile P/m [Watt/kg] von 1,5 Watt/kg für das Perzentil 25, von 2,0 Watt/kg für den Median und von 2,5 Watt/kg für das Perzentil 75 ermittelt.

Inferenzstatistisch wurde durch den Wilcoxon Signed-Rank Test eine signifikante Reduktion der Leistungsfähigkeit festgestellt ($p < 0,001$). Tabelle 8 eignet sich sehr gut, um die

Charakteristik der absoluten Leistungsfähigkeit der Gesamtgruppe zu beschreiben, sie eignet sich weniger zur Beschreibung der Reduktion der Leistungsfähigkeit. Dies wird durch Tabelle 9 besser beschrieben.

Bei Test 1 wurden an der anaeroben Schwelle Leistungsquartile Herzfrequenz [1/min] von 141 Schlägen/min für das Perzentil 25, von 146 Schlägen/min für den Median und von 157,5 Schlägen/min für das Perzentil 75 ermittelt.

Bei Test 2 wurden an der anaeroben Schwelle Leistungsquartile Herzfrequenz [1/min] von 142,5 Schlägen/min für das Perzentil 25, von 153 Schlägen/min für den Median und von 161,5 Schlägen/min für das Perzentil 75 ermittelt.

Inferenzstatistisch wurde durch den Wilcoxon Signed-Rank Test ein signifikanter Anstieg der Herzfrequenzen festgestellt ($p = 0,04$) (Tabelle 8).

Die Reduktion von P [Watt] an der anaeroben Schwelle beträgt für Perzentil 25 -23,0 Watt, für den Median -8,0 Watt und für Perzentil 75 einen Anstieg von 1,0 Watt ($p = 0,001$) (Abbildung 23).

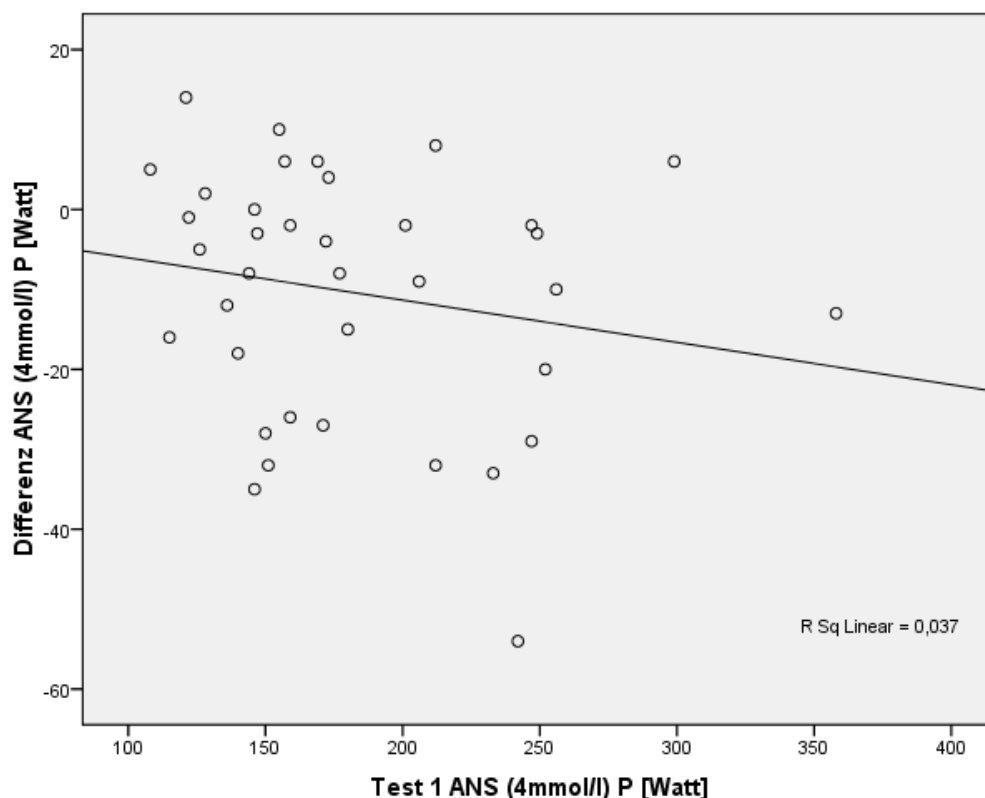


Abbildung 23: Hier werden den absoluten Basiswerten der Leistung P [Watt] in Test 1 an der anaeroben Schwelle (ANS) die Werte der Leistungsänderung durch Test 2 zugeordnet. Die Regressionsgerade beginnt unter 0 und fällt bei zunehmender Leistungsfähigkeit ab. Das bedeutet, dass die Probanden mehrheitlich einen Leistungsabfall verzeichneten und dass dieser bei den Leistungsfähigeren stärker zu beobachten war.

Die Reduktion von P/m [Watt/kg] an der anaeroben Schwelle beträgt für Perzentil 25 -0,3 Watt/kg, für den Median -0,1 Watt/kg; für Perzentil 75 ist keine Veränderung abzulesen ($p < 0,001$) (Abbildung 24).

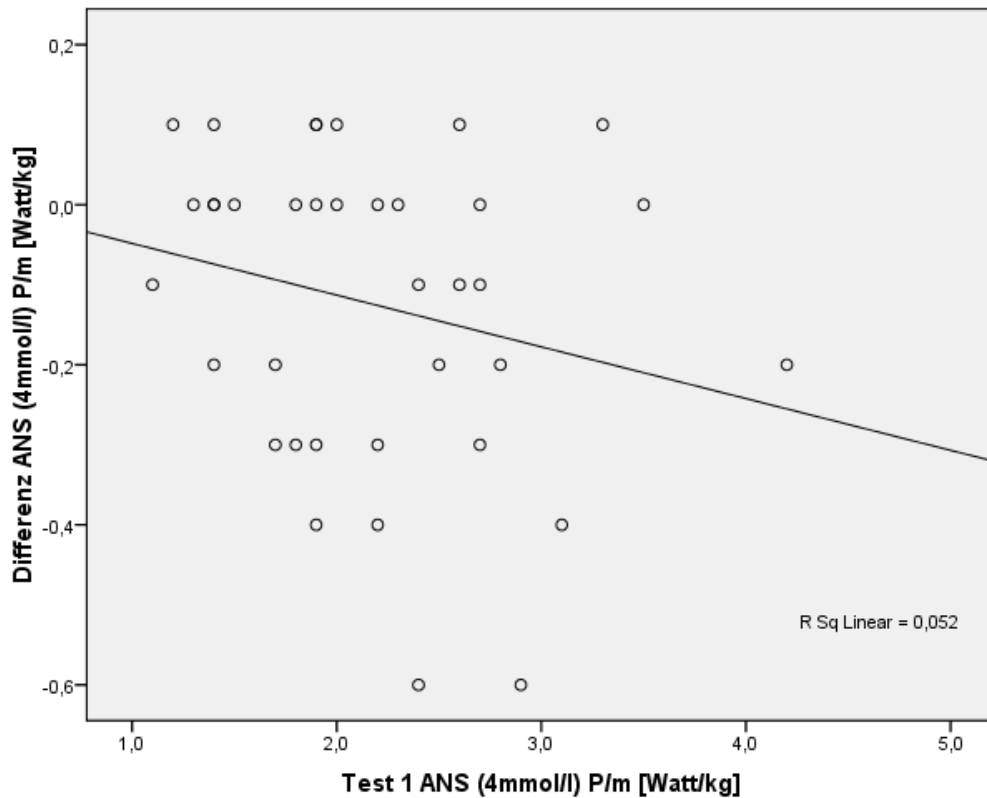


Abbildung 24: Hier werden den absoluten Basiswerten der Leistung pro Körpergewicht P/m [Watt/kg] in Test 1 an der anaeroben Schwelle (ANS) die Werte der Leistungsänderung durch Test 2 zugeordnet. Die Regressionsgerade beginnt unter 0 und fällt bei zunehmender Leistungsfähigkeit ab. Das bedeutet, dass die Probanden mehrheitlich einen Leistungsabfall verzeichneten und dass dieser bei den Leistungsfähigeren stärker zu beobachten war.

Für die Herzfrequenz wurden an der anaeroben Schwelle sowohl Anstiege, als auch Reduktionen festgestellt. Perzentil 25 beschreibt eine Reduktion von -4,0 Schlägen/min, während für den Median und Perzentil 75 ein Anstieg um 4,0 bzw. 8,0 Schlägen/min angegeben wird ($p = 0,04$) (Abbildung 25).

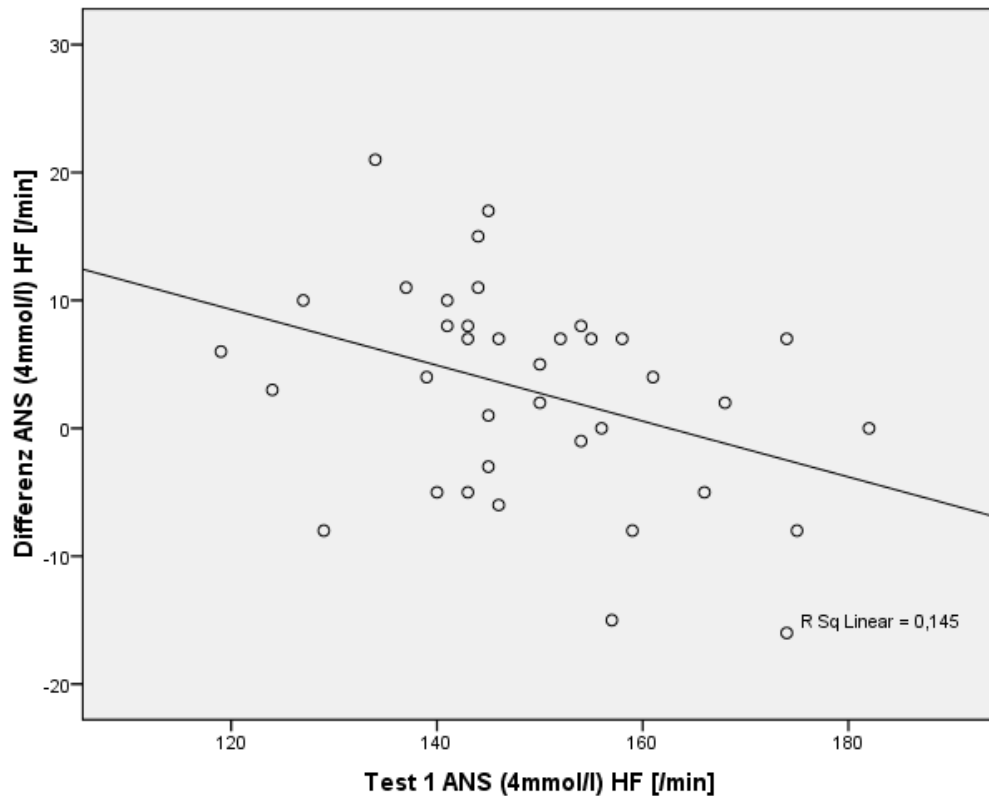


Abbildung 25: Hier werden den absoluten Basiswerten der Herzfrequenz [1/min] in Test 1 an der anaeroben Schwelle (ANS) die Werte der Herzfrequenzänderungen durch Test 2 zugeordnet. Die Regressionsgerade beginnt über 10 und geht mit zunehmender Herzfrequenz gegen -7. Das bedeutet, dass die Probanden mehrheitlich eine Zunahme der Herzfrequenz verzeichneten. Probanden mit niedriger Herzfrequenz verzeichneten den höchsten Anstieg, Probanden mit hoher Herzfrequenz verzeichneten jedoch kaum eine Änderung.

Stellt man die Differenzen der Leistungen von Test 1 und Test 2 pro Proband den Werten von Test 1 gegenüber so zeigt sich deutlich, dass der Leistungsabfall mit zunehmender Leistungsfähigkeit (Watt bzw. Watt/kg) zunimmt. Das bedeutet, dass die weniger Leistungsfähigen eher ihre Leistung halten können als die Leistungsfähigen. Dies wird durch die lineare Regression in Abbildung 23 und Abbildung 24 dargestellt. Ein Teil dieses Effektes lässt sich mathematisch erklären. Da die Laktatkurve exponentiell wächst, führen größerer Ausgangswerte zu größeren Differenzen.

Die Unterschiede zwischen Test 1 und Test 2, für die der Wilcoxon Signed-Rank Test ein signifikantes Ergebnis ausgab, werden in Tabelle 8 quantifiziert dargestellt.

6.3 Sportmedizinische Fahrradergometrie: maximale Ausbelastung (Maximalwerte)

Bei Test 1 wurden an der maximalen Ausbelastung Leistungsquartile P/m [Watt/kg] von 2,6 Watt/kg für das Perzentil 25, von 3,0 Watt/kg für den Median und von 3,4 Watt/kg für das Perzentil 75 ermittelt.

Bei Test 2 wurden an der maximalen Ausbelastung Leistungsquartile P/m [Watt/kg] von 2,3 Watt/kg für das Perzentil 25, von 2,7 Watt/kg für den Median und von 3,2 Watt/kg für das Perzentil 75 ermittelt.

Inferenzstatistisch wurde durch den Wilcoxon Signed-Rank Test eine signifikante Reduktion der Leistungsfähigkeit festgestellt ($p < 0,001$). Tabelle 8 eignet sich sehr gut, um die Charakteristik der absoluten Leistungsfähigkeit der Gesamtgruppe zu beschreiben, sie eignet sich weniger zur Beschreibung der Reduktion der Leistungsfähigkeit. Dies wird durch Tabelle 9 besser beschrieben.

Bei Test 1 wurden an der maximalen Ausbelastung Leistungsquartile Herzfrequenz [1/min] von 174,5 Schlägen/min für Perzentil 25, von 179 Schlägen/min für den Median und von 187 Schlägen/min für das Perzentil 75 ermittelt.

Bei Test 2 wurden an der maximalen Ausbelastung Leistungsquartile Herzfrequenz [1/min] von 171 Schlägen/min für das Perzentil 25, von 176 Schlägen/min für den Median und von 184 Schlägen/min für das Perzentil 75 ermittelt.

Inferenzstatistisch wurde durch den Wilcoxon Signed-Rank Test ein signifikanter Anstieg der Herzfrequenzen festgestellt ($p = 0,002$) (Tabelle 8).

Die Reduktion von P [Watt] an der maximalen Ausbelastung beträgt für Perzentil 25 -40,0 Watt, für den Median -20,0 Watt und für Perzentil 75 -10,0 Watt ($p < 0,001$) (Abbildung 26).

Die Reduktion von P/m [Watt/kg] an der maximalen Ausbelastung beträgt für Perzentil 25 -0,4 Watt/kg, für den Median -0,3 Watt/kg und für Perzentil 75 -0,1 Watt/kg ($p < 0,001$) (Abbildung 27).

Für die Herzfrequenzen wurden an der maximalen Ausbelastung sowohl Anstiege, als auch Reduktionen festgestellt. Perzentil 25 und der Median weisen eine Reduktion von -8,0 bzw. -3,0 Schlägen/min auf, während Perzentil 75 keinen Anstieg aufweist ($p = 0,002$) (Abbildung 28).

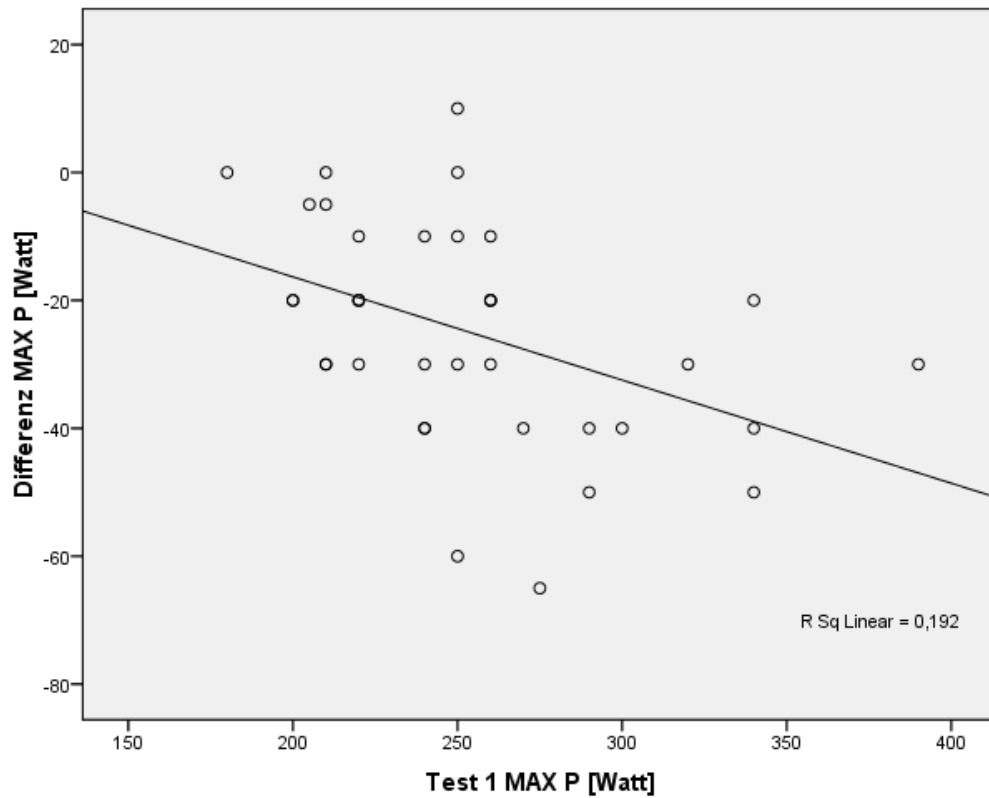


Abbildung 26: Hier werden den absoluten Basiswerten der Leistung P [Watt] in Test 1 bei maximaler Ausbelastung (MAX) die Werte der Leistungsänderung durch Test 2 zugeordnet. Die Regressionsgerade beginnt unter 0 und fällt bei zunehmender Leistungsfähigkeit ab. Das bedeutet, dass die Probanden mehrheitlich einen Leistungsabfall verzeichneten und dass dieser bei den Leistungsfähigeren stärker zu beobachten war.

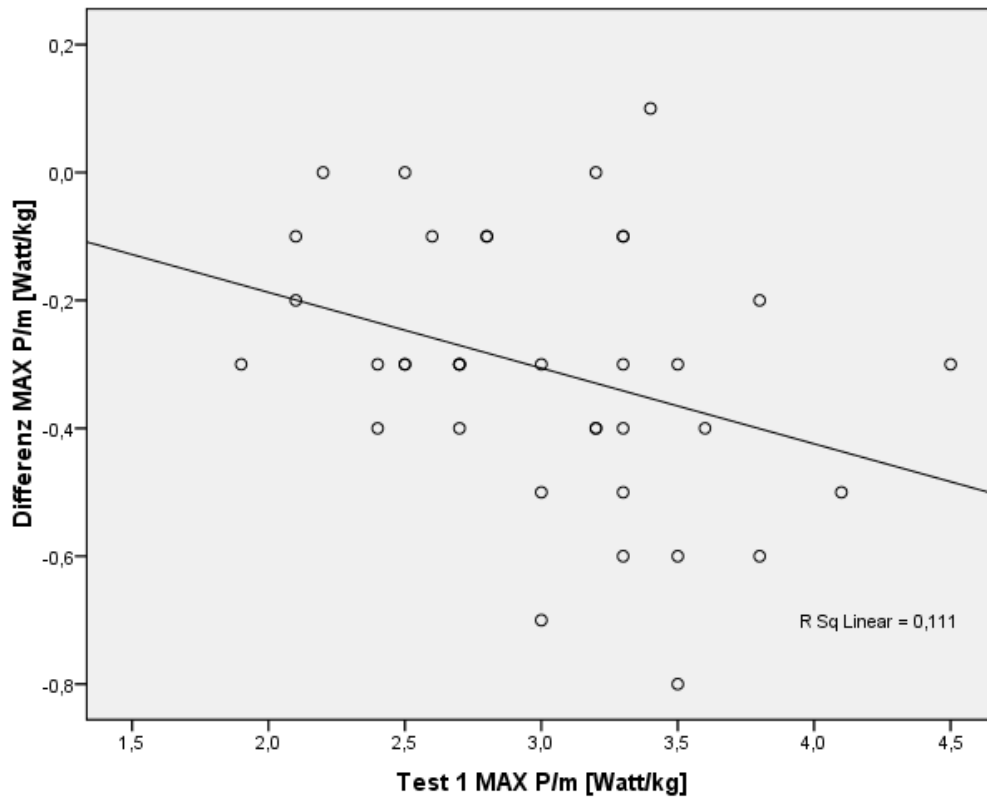


Abbildung 27: Hier werden den absoluten Basiswerten der Leistung pro Körpergewicht P/m [Watt/kg] in Test 1 bei maximaler Ausbelastung (MAX) die Werte der Leistungsänderung durch Test 2 zugeordnet. Die Regressionsgerade beginnt unter 0 und fällt bei zunehmender Leistungsfähigkeit ab. Das bedeutet, dass die Probanden mehrheitlich einen Leistungsabfall verzeichneten und dass dieser bei den Leistungsfähigeren stärker zu beobachten war.

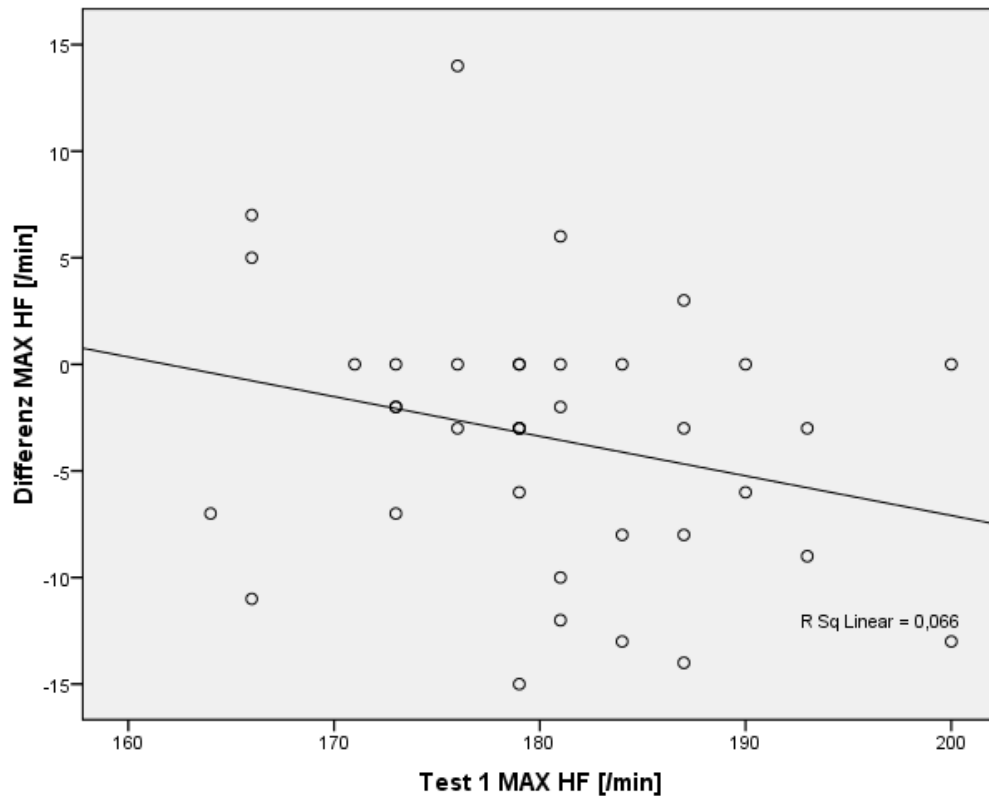


Abbildung 28: Hier werden den absoluten Basiswerten der Herzfrequenz [1/min] in Test 1 bei maximaler Ausbelastung (MAX) die Werte der Herzfrequenzänderungen durch Test 2 zugeordnet. Die Regressionsgerade beginnt ein wenig über 0 und geht mit zunehmender Herzfrequenz gegen -7. Das bedeutet, dass die Probanden mehrheitlich eine Zunahme der Herzfrequenz verzeichneten. Probanden mit niedriger Herzfrequenz verzeichneten den höchsten Anstieg, Probanden mit hoher Herzfrequenz verzeichneten jedoch kaum eine Änderung.

Die Unterschiede zwischen Test 1 und Test 2, für die der Wilcoxon Signed-Rank Test ein signifikantes Ergebnis ausgab, werden in Tabelle 9 quantifiziert dargestellt.

Zum Vergleich mit anderen Studien wurde in Tabelle 13 Mittelwerte und Standardabweichung für die Maximalwerte der Ergometrien angeführt. Die Ergebnisse werden im Kapitel 7.1 diskutiert.

6 Ergebnisse

Tabelle 8: Vergleich der absoluten Leistung [Watt], [Watt/kg], Herzfrequenz [1/min] und Laktat [mmol/l] bei maximaler Ausbelastung (MAX) an der aeroben Schwelle (2 mmol/l), 3 mmol/l, an der anaeroben Schwelle (4 mmol/l), 6 mmol/l und beim Leistungsmaximum (MAX) in Test 1 und Test 2

		N	Min	Max	Perc.	Perc.	Perc.	Monte Carlo Significance (2-tailed)		
					25	50	75		99% Confidence Interval	
					(Median)			Sig.	Lower Bound	Upper Bound
1	Test 1 AS (2mmol/l) P [Watt]	37	53.0	294.0	79.5	109.0	176.5	<.001	<.001	0.001
vs	Test 2 AS (2mmol/l) P [Watt]	37	25.0	265.0	70.5	106.0	144.5			
2	Test 1 AS (2mmol/l) P/m [Watt/kg]	37	0.5	3.4	1.0	1.3	2.0	<.001	<.001	<.001
vs	Test 2 AS (2mmol/l) P/m [Watt/kg]	37	0.3	3.1	0.8	1.3	1.7			
3	Test 1 AS (2mmol/l) HF [1/min]	37	93.0	158.0	113.0	119.0	135.5	0.21	0.2	0.221
vs	Test 2 AS (2mmol/l) HF [1/min]	37	87.0	154.0	117.5	124.0	136.0			
4	Test 1 LA 3mmol/l P [Watt]	37	85.0	333.0	120.5	142.0	207.0	<.001	<.001	0.001
vs	Test 2 LA 3mmol/l P [Watt]	37	79.0	314.0	104.0	143.0	177.0			
5	Test 1 LA 3mmol/l P/m [Watt/kg]	37	0.8	3.9	1.4	1.8	2.5	<.001	<.001	0.001
vs	Test 2 LA 3mmol/l P/m [Watt/kg]	37	1.0	4.0	1.2	1.7	2.2			
6	Test 1 LA 3mmol/l HF [1/min]	37	109.0	173.0	130.0	135.0	151.0	0.176	0.166	0.186
vs	Test 2 LA 3mmol/l HF [1/min]	37	106.0	174.0	131.5	141.0	151.5			
7	Test 1 ANS (4mmol/l) P [Watt]	37	108.0	358.0	145.0	169.0	222.5	0.001	<.001	0.001
vs	Test 2 ANS (4mmol/l) P [Watt]	37	99.0	345.0	127.0	165.0	199.5			
8	Test 1 ANS (4mmol/l) P/m [Watt/kg]	37	1.1	4.2	1.7	2.0	2.7	<.001	<.001	0.001
vs	Test 2 ANS (4mmol/l) P/m [Watt/kg]	37	1.0	4.0	1.5	2.0	2.5			
9	Test 1 ANS (4mmol/l) HF [1/min]	37	119.0	182.0	141.0	146.0	157.5	0.04	0.035	0.045
vs	Test 2 ANS (4mmol/l) HF [1/min]	37	121.0	182.0	142.5	153.0	161.5			
10	Test 1 LA 6mmol/l P [Watt]	37	140.0	391.0	171.0	201.0	247.0	0.002	0.001	0.003
vs	Test 2 LA 6mmol/l P [Watt]	37	127.0	385.0	164.0	191.0	229.0			
11	Test 1 LA 6mmol/l P/m [Watt/kg]	37	1.4	4.5	2.1	2.4	3.0	0.001	<.001	0.002
vs	Test 2 LA 6mmol/l P/m [Watt/kg]	37	1.4	4.5	1.9	2.3	2.8			
12	Test 1 LA 6mmol/l HF [1/min]	37	136.0	189.0	154.5	163.0	167.0	0.001	<.001	0.002
vs	Test 2 LA 6mmol/l HF [1/min]	37	142.0	208.0	159.0	169.0	172.5			
13	Test 1 IANS [mmol/l] P [Watt]	37	108.0	320.0	134.5	153.0	197.5	0.001	<.001	0.002
vs	Test 2 IANS [mmol/l] P [Watt]	37	101.0	306.0	128.5	146.0	178.0			
14	Test 1 IANS [mmol/l] P/m [Watt/kg]	37	1.0	4.0	1.6	1.9	2.4	0.004	0.003	0.006
vs	Test 2 IANS [mmol/l] P/m [Watt/kg]	37	1.2	3.6	1.5	1.9	2.2			
15	Test 1 IANS [mmol/l] LA [mmol/l]	37	2.3	4.4	2.7	3.1	3.8	0.014	0.011	0.017
vs	Test 2 IANS [mmol/l] LA [mmol/l]	37	2.6	5.0	2.9	3.4	3.9			
16	Test 1 IANS [mmol/l] HF [1/min]	37	122.0	180.0	132.5	141.0	148.5	<.001	<.001	0.001
vs	Test 2 IANS [mmol/l] HF [1/min]	37	126.0	180.0	138.5	147.0	154.0			
17	Test 1 MAX P [Watt]	37	180.0	390.0	220.0	250.0	272.5	<.001	<.001	<.001
vs	Test 2 MAX P [Watt]	37	180.0	360.0	200.0	220.0	250.0			
18	Test 1 MAX P/m [Watt/kg]	37	1.9	4.5	2.6	3.0	3.4	<.001	<.001	<.001
vs	Test 2 MAX P/m [Watt/kg]	37	1.6	4.2	2.3	2.7	3.2			
19	Test 1 MAX LA [mmol/l]	37	6.0	15.0	9.5	11.1	11.9	<.001	<.001	<.001
vs	Test 2 MAX LA [mmol/l]	37	3.7	13.2	7.6	8.4	10.3			
20	Test 1 MAX HF [1/min]	37	164.0	200.0	174.5	179.0	187.0	0.002	0.001	0.004
vs	Test 2 MAX HF [1/min]	37	155.0	200.0	171.0	176.0	184.0			
21	Test 1 Gewicht [kg]	37	62.0	117.0	78.0	83.0	90.5	-	-	-
vs	Test 2 Gewicht [kg]	37	62.0	117.0	78.0	83.0	90.5			
22	Test 1 Größe [cm]	37	168.0	199.0	176.0	180.0	183.5	-	-	-
vs	Test 2 Größe [cm]	37	168.0	199.0	176.0	180.0	183.5			

Tabelle 9: Vergleich der Differenzen der individuellen Leistung [Watt], [Watt/kg], Herzfrequenz [1/min] und Laktat [mmol/l] bei maximaler Ausbelastung (MAX P) an der aeroben Schwelle (2 mmol/l), 3 mmol/l, an der anaeroben Schwelle (4 mmol/l), 6 mmol/l und beim Leistungsmaximum (MAX) von Test 1 zu Test 2

		N	Min	Max	Perc.	Perc.	Perc.	Monte Carlo Significance (2-tailed)	99% Confidence Interval	
									25	50
										(Median)
1	Test 1 AS (2mmol/l) P [Watt] vs Test 2 AS (2mmol/l) P [Watt]	37	-68.0	23.0	-28.5	-8.0	0.5	<.001	<.001	0.001
2	Test 1 AS (2mmol/l) P/m [Watt/kg] vs Test 2 AS (2mmol/l) P/m [Watt/kg]	37	-0.9	0.3	-0.3	-0.1	0.0	<.001	<.001	<.001
3	Test 1 AS (2mmol/l) HF [1/min] vs Test 2 AS (2mmol/l) HF [1/min]	37	-25.0	21.0	-4.0	3.0	9.0	0.21	0.2	0.221
4	Test 1 LA 3mmol/l P [Watt] vs Test 2 LA 3mmol/l P [Watt]	37	-53.0	15.0	-24.0	-7.0	2.0	<.001	<.001	0.001
5	Test 1 LA 3mmol/l P/m [Watt/kg] vs Test 2 LA 3mmol/l P/m [Watt/kg]	37	-0.7	0.2	-0.3	-0.1	0.0	<.001	<.001	0.001
6	Test 1 LA 3mmol/l HF [1/min] vs Test 2 LA 3mmol/l HF [1/min]	37	-21.0	22.0	-4.5	3.0	8.5	0.176	0.166	0.186
7	Test 1 ANS (4mmol/l) P [Watt] vs Test 2 ANS (4mmol/l) P [Watt]	37	-54.0	14.0	-23.0	-8.0	1.0	0.001	<.001	0.001
8	Test 1 ANS (4mmol/l) P/m [Watt/kg] vs Test 2 ANS (4mmol/l) P/m [Watt/kg]	37	-0.6	0.1	-0.3	-0.1	0.0	<.001	<.001	0.001
9	Test 1 ANS (4mmol/l) HF [1/min] vs Test 2 ANS (4mmol/l) HF [1/min]	37	-16.0	21.0	-4.0	4.0	8.0	0.04	0.035	0.045
10	Test 1 LA 6mmol/l P [Watt] vs Test 2 LA 6mmol/l P [Watt]	37	-56.0	19.0	-21.0	-5.0	2.5	0.002	0.001	0.003
11	Test 1 LA 6mmol/l P/m [Watt/kg] vs Test 2 LA 6mmol/l P/m [Watt/kg]	37	-0.6	0.2	-0.3	-0.1	0.0	0.001	<.001	0.002
12	Test 1 LA 6mmol/l HF [1/min] vs Test 2 LA 6mmol/l HF [1/min]	37	-11.0	29.0	-1.5	5.0	9.5	0.001	<.001	0.002
13	Test 1 IANS [mmol/l] P [Watt] vs Test 2 IANS [mmol/l] P [Watt]	37	-36.0	17.0	-12.0	-6.0	2.0	0.001	<.001	0.002
14	Test 1 IANS [mmol/l] P/m [Watt/kg] vs Test 2 IANS [mmol/l] P/m [Watt/kg]	37	-0.4	0.2	-0.2	-0.1	0.0	0.004	0.003	0.006
15	Test 1 IANS [mmol/l] LA [mmol/l] vs Test 2 IANS [mmol/l] LA [mmol/l]	37	-0.7	1.4	-0.1	0.2	0.6	0.014	0.011	0.017
16	Test 1 IANS [mmol/l] HF [1/min] vs Test 2 IANS [mmol/l] HF [1/min]	37	-21.0	23.0	-0.5	4.0	11.0	<.001	<.001	0.001
17	Test 1 MAX P [Watt] vs Test 2 MAX P [Watt]	37	-65.0	10.0	-40.0	-20.0	-10.0	<.001	<.001	<.001
18	Test 1 MAX P/m [Watt/kg] vs Test 2 MAX P/m [Watt/kg]	37	-0.8	0.1	-0.4	-0.3	-0.1	<.001	<.001	<.001
19	Test 1 MAX LA [mmol/l] vs Test 2 MAX LA [mmol/l]	37	-5.3	3.6	-3.8	-2.3	-0.7	<.001	<.001	<.001
20	Test 1 MAX HF [1/min] vs Test 2 MAX HF [1/min]	37	-15.0	14.0	-8.0	-3.0	0.0	0.002	0.001	0.004

6.4 Transformationsalgorithmus WHO 50 und 40/40/4 Protokoll

Durch die mathematische Umrechnung vom WHO 50 in das 40/40/4 Protokoll konnte der prozentuelle Überschuss der Maximalleistung im Vergleich zu der nach WHO 50 errechneten Zielleistung ermittelt werden. Der Vergleich zwischen Test 1 (Sportkleidung) und Test 2 (Atemschutz) mit Hilfe des Wilcoxon Signed-Rank Tests ergab eine hochsignifikante Reduktion der Maximalleistung unter Atemschutz ($p < 0,001$). Der Median reduzierte sich unter Atemschutz von ursprünglich 133,9% auf 121,3% (Tabelle 10).

Ebenso hochsignifikant reduzierte sich die maximale Herzfrequenz in Prozent unter Atemschutz ($p < 0,001$). Der Median fiel unter Atemschutzbelastung von ursprünglich 100% auf 97%.

Bei der Interpretation der Ergebnisse sei nochmals darauf hingewiesen, dass die Ergebnisse mit einem Transformationsalgorithmus speziell auf das 40/40/4 Protokoll berechnet wurden; der mathematische Hintergrund ist dazu in Kapitel 4.4.4 beschrieben.

Tabelle 10: Maximalleistung und maximale Herzfrequenz in Prozent in Test 1 und Test 2, berechnet auf der Basis des Transformationsalgorithmus für das 40/40/4 Protokoll

	Mean	Std. Deviation	Median *			Min	Max	Sig.	Monte Carlo Sig. (2-tailed)	
			50	25	75				99% Confidence Interval	
									Lower	Upper
Test 1 Maximalleistung [%] (40/40/4 Prot.)	140,4	27,0	133,9	122,0	152,6	101,0	209,8	<0.001	<0.001	<0.001
Test 2 Maximalleistung [%] (40/40/4 Prot.)	127,1	23,7	121,3	112,0	141,0	91,5	194,1			
Test 1 Max. HF 220-LA [%] (40/40/4 Prot.)	99,2	4,8	100	95	103	90	108	<0.001	<0.001	0,001
Test 2 Max. HF 220-LA [%] (40/40/4 Prot.)	97,1	4,5	97	94	100	88	106			

*Der Vergleich von Test 1 und Test 2 wurde mit dem Wilcoxon Signed-Rank Test durchgeführt. Die zugehörigen Deskriptivwerte sind Median und Perzentil, nicht aber Mittelwert und Standardabweichung, da es sich um keinen parametrischen Test handelt.

6.5 Sportmedizinische Fahrradergometrie „Messwertdatei Rohdaten“

Wie aus der Literatur bekannt ist, verändert sich die Laktatkonzentration für einen einzelnen Probanden nach dem Muster der Exponentialfunktion (Hollmann et al., 2009; Koch & Raschka, 1999; Löllgen, 2005; de Marées & Heck, 2003; Neumann & Schüler, 1994; Pansold & Zinner, 1993; Röcker, Prettin, Pottgießer, Schumacher & Dickhuth, 2010; Zinner et al., 1993; Zintl & Eisenhut, 2001).

Ohne auf die einzelnen Daten näher einzugehen, wurde dies in unserem Datensatz für jeden einzelnen Probanden bestätigt. Es liegt daher nahe, die Exponentialfunktion zur Schätzung der durchschnittlichen Entwicklung der Laktatkonzentration über das gesamte Kollektiv heranzuziehen, wie dies in Abbildung 29 und Abbildung 30 geschieht.

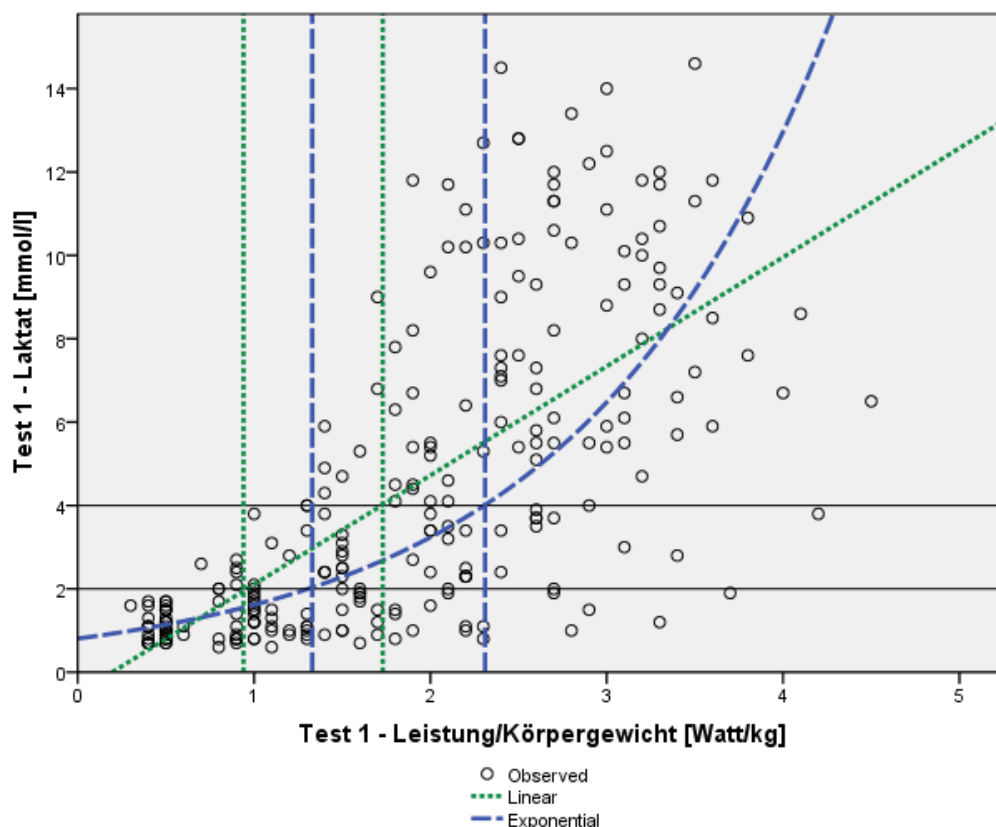


Abbildung 29: Hier wird die durchschnittliche Laktatkonzentrationsentwicklung unadjustiert durch eine Exponentialfunktion (blau) bzw. durch eine lineare Regression (grün) in Test 1 geschätzt. Die senkrechten Geraden geben die daraus resultierenden Schätzungen der Leistungswerte an der aeroben (2 mmol/l) und anaeroben (4 mmol/l) Schwelle wider.

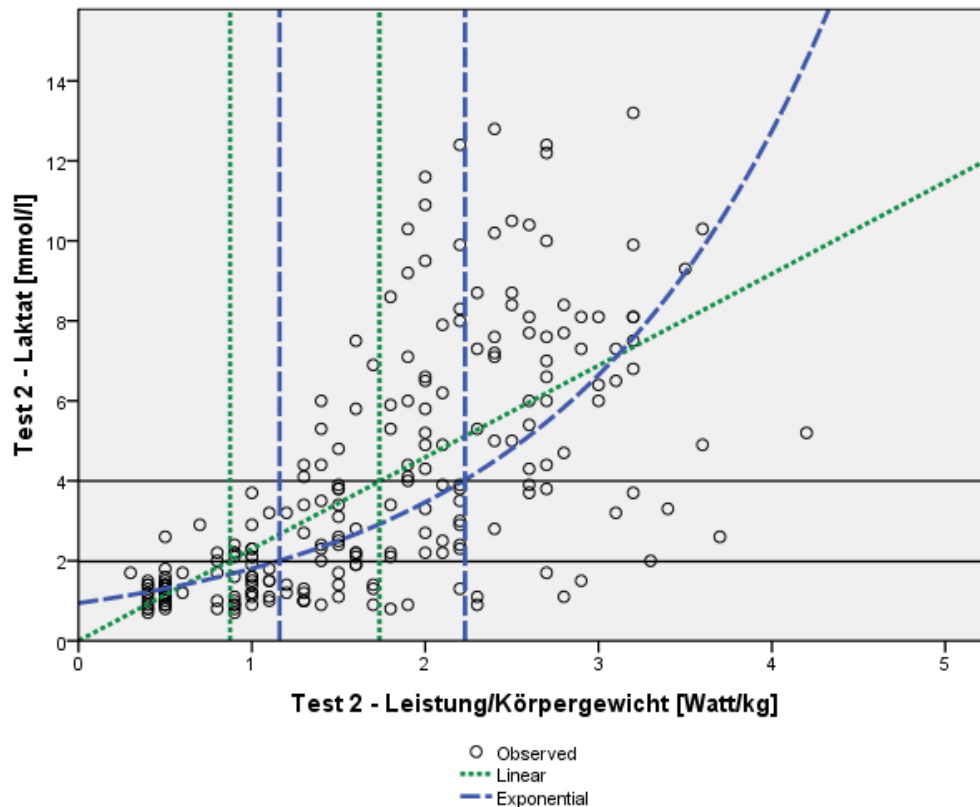


Abbildung 30: Hier wird die durchschnittliche Laktatkonzentrationsentwicklung unadjustiert durch eine Exponentialfunktion (blau) bzw. durch eine lineare Regression (grün) in Test 2 geschätzt. Die senkrechten Geraden geben die daraus resultierenden Schätzungen der Leistungswerte an der aeroben (2 mmol/l) und anaeroben (4 mmol/l) Schwelle wider.

Im Kapitel Forschungshypothesen (3.1) wurde die Kurvenanpassungshypothese formuliert, die Abweichungen bei der Anwendung der Exponentialfunktion in der Kurvenanpassung über das Gesamtkollektiv konstatiert.

Würde diese Hypothese bestätigt, so wäre zu erwarten, dass eine Kurvenanpassung mit Hilfe der exponentiellen Kurvenanpassung mit einem Bias behaftet ist. Dies wurde mit Hilfe des Messwert-Rohdatensatzes überprüft, indem eine statistische Kurvenschätzung mit Hilfe der lokal linearen Regression der Laktatwerte durchgeführt wurde. Tatsächlich wurde auf diese Weise eine Abweichung von der exponentiellen Kurvenanpassung im Sinne der Kurvenanpassungshypothese nachgewiesen. Die lokal lineare Kurve folgt auch keiner linearen Regression. Die Abbildung 31 bestätigt die Kurvenanpassungshypothese in Test 1, der als Folge einer Störung der Exponentialfunktion zu erwarten war.

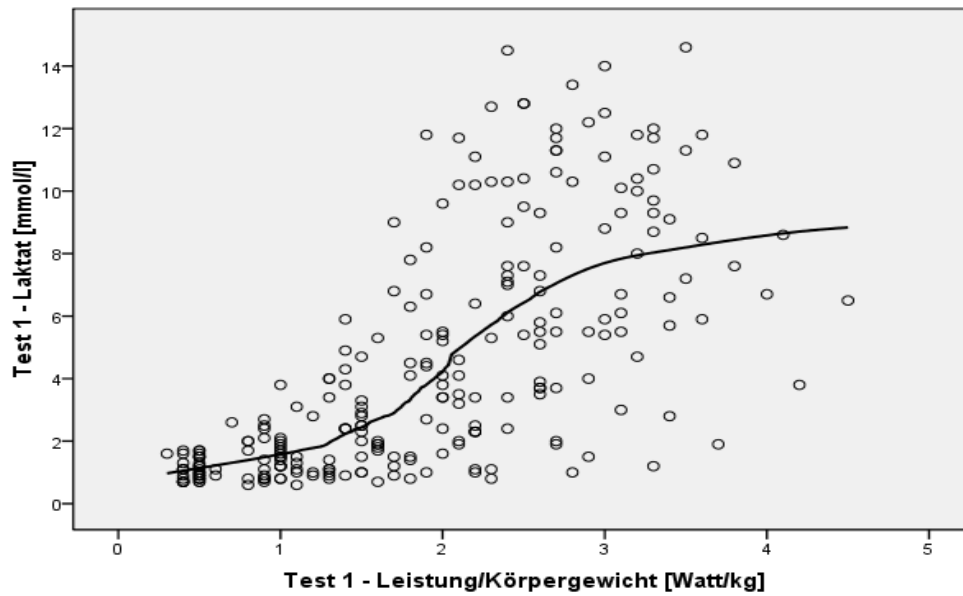


Abbildung 31: Die lokal lineare Regressionskurve entwickelt sich in Test 1 in den unteren Leistungsbereichen annähernd exponentiell. Man sieht aber in den oberen Leistungsbereichen, wie sich die Kurve, im Gegensatz zur immer stärker ansteigenden Exponentialfunktion, immer mehr abflacht.

Die Abbildung 32 bestätigt die Kurvenanpassungshypothese in Test 2, der als Folge einer Störung der Exponentialfunktion zu erwarten war.

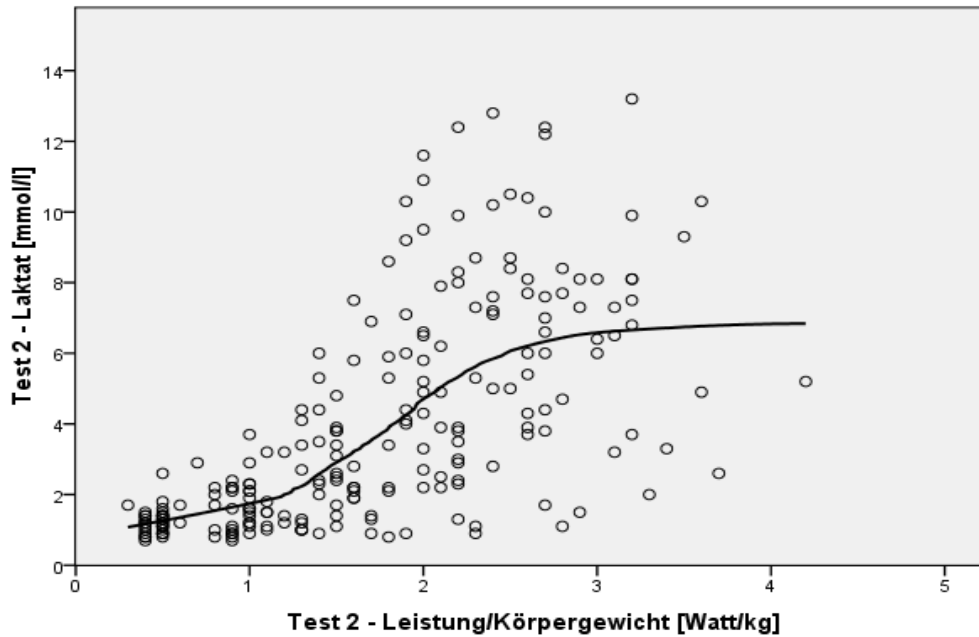


Abbildung 32: Die lokal lineare Regressionskurve entwickelt sich in Test 2 in den unteren Leistungsbereichen annähernd exponentiell. Man sieht aber in den oberen Leistungsbereichen, wie sich die Kurve im Gegensatz zur immer stärker ansteigenden Exponentialfunktion, immer mehr abflacht.

Obwohl durch die lokal lineare Regressionsanalyse die Kurvenanpassungshypothese bestätigt wurde, kann unter gewissen Einschränkungen die Exponentialfunktion zur Kurvenanpassung herangezogen werden.

Bei der Wiener Berufsfeuerwehr findet die Gesundheitsüberwachung am Arbeitsplatz verpflichtend alle zwei Jahre statt (siehe Kapitel 2.6). Es kann daher angenommen werden, dass der überwiegende Anteil der Probanden als gesund eingestuft werden kann. Tatsächlich wird der 80% Schwellwert durch 36 von 37 Probanden überschritten. Die Abbildung 33 und Abbildung 34 zeigen mit Hilfe der lokal linearen Regression, dass nach Einschränkung des Messwert-Rohdatensatzes auf die 80% Schwelle der exponentielle Charakter der statistischen Kurvenschätzung hergestellt werden kann. Das so entwickelte Korrekturverfahren ermöglicht eine adjustierte Schätzung der Leistungswerte an der aeroben und anaeroben Schwelle mit Hilfe der Exponentialfunktion, deren Verwendung auf diese Weise ihre volle Berechtigung erlangt. Abbildung 33 zeigt mit Hilfe der lokal linearen Regression die Annäherung an die Exponentialfunktion, die im Gegensatz zur Abbildung 31 und Abbildung 32 keine Abflachung der Kurve in den oberen Leistungsbereichen besitzt.

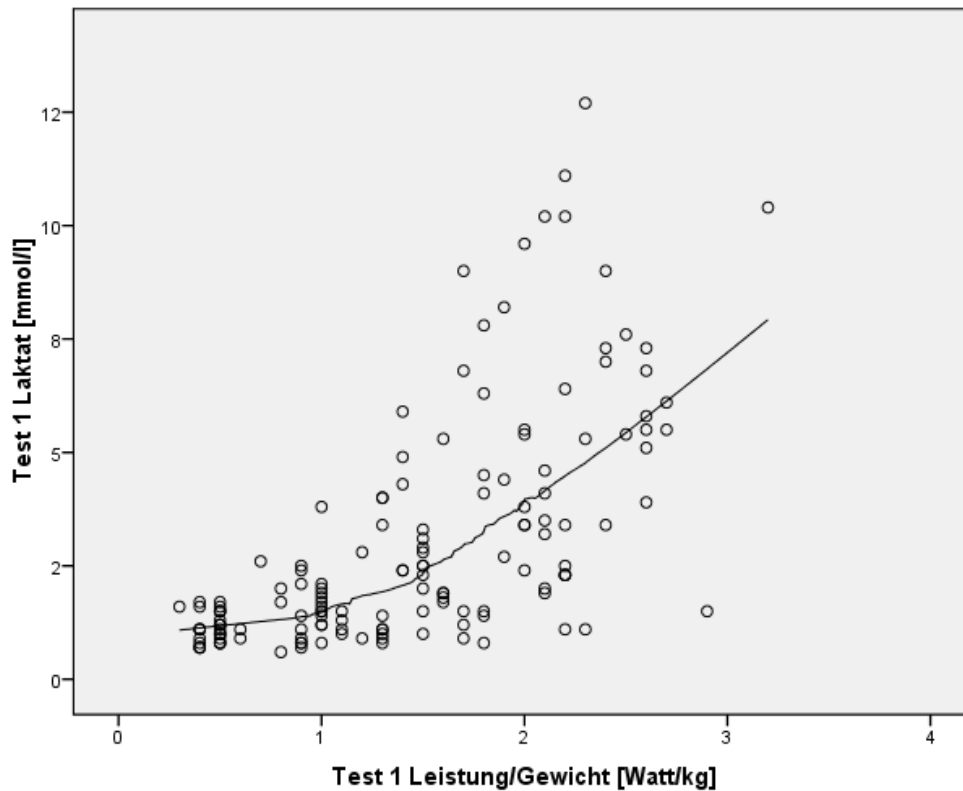


Abbildung 33: Adjustierte Kurvenanpassung der Laktatwerte in Test 1, wenn man die Daten bei 80% der Zielleistung abschneidet. In der adjustierten Kurvenanpassung wurde der obere Wertebereich der Leistung an einem Wert abgeschnitten, den jeder gesunde Feuerwehrmann erreichen sollte. Auf diese Weise wird die dominante Rolle (Bias) der niedrigen Laktatwerte in den oberen Leistungsbereichen kontrolliert. Auf diese Weise wird ersichtlich, dass sich die Exponentialfunktion zur adjustierten Kurvenschätzung eignet.

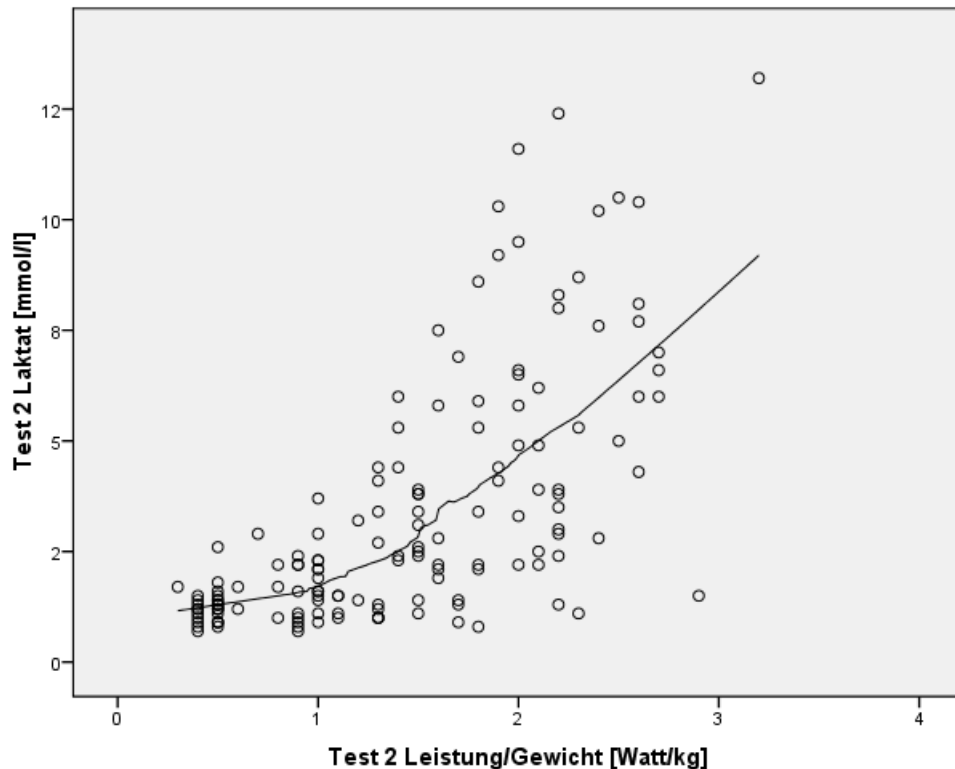


Abbildung 34: Adjustierte Kurvenanpassung der Laktatwerte in Test 2, wenn man die Daten bei 80% der Zielleistung abschneidet. In der adjustierten Kurvenanpassung wurde der obere Wertebereich der Leistung an einem Wert abgeschnitten, den jeder gesunde Feuerwehrmann erreichen sollte. Auf diese Weise wird die dominante Rolle (Bias) der niedrigen Laktatwerte in den oberen Leistungsbereichen kontrolliert. Auf diese Weise wird ersichtlich, dass sich die Exponentialfunktion zur adjustierten Kurvenschätzung eignet.

Adjustierte Kurvenanpassung:

Nach der Adjustierung kann die Exponentialfunktion zur Schätzung der für das Kollektiv typischen Leistungswerte an der aeroben und anaeroben Schwelle herangezogen werden. Diese Methode wäre auch geeignet, im Rahmen größerer Studienprogramme Leistungsstandards festzulegen. Die adjustierten Leistungsschätzungen in unserem Kollektiv können als ein erster Schritt in Richtung Standardisierung betrachtet werden. Für Test 1 wurden folgende Regressionsparameter errechnet:

$$c = 0,73748 (= \beta_0)$$

$$\lambda = 0,76745 (= \beta_1)$$

Die Formel zur Berechnung der Leistung an der aeroben und anaeroben Schwelle lautet daher:

$$x = \log(y/0,73748)/0,76745$$

wobei y für den Laktatspiegel und x für die Leistung steht.

Setzt man $y = 2$ ein, so ergibt die Formel an der aeroben Schwelle (AS) eine Leistung von 1,30 Watt/kg. Setzt man $y = 4$ ein, so ergibt die Formel an der anaeroben Schwelle (ANS) eine Leistung von 2,20 Watt/kg (Tabelle 11).

Für Test 2 wurden folgende Regressionsparameter errechnet:

$$c = 0,82005 (= \beta_0)$$

$$\lambda = 0,77534 (= \beta_1)$$

Die Formel zur Berechnung der Leistung an der aeroben und anaeroben Schwelle lautet daher:

$$x = \log(y/0,82005)/0,77534$$

wobei y für den Laktatspiegel und x für die Leistung steht.

Setzt man $y = 2$ ein, so ergibt die Formel an der aeroben Schwelle (AS) eine Leistung von 1,15 Watt/kg. Setzt man $y = 4$ ein, so ergibt die Formel an der anaeroben Schwelle (ANS) eine Leistung von 2,04 Watt/kg (Tabelle 11).

Tabelle 11: Messwerte-Rohdaten; adjustierte Kurvenanpassung an der aeroben (AS) und anaeroben Schwelle (ANS) in Test 1 (Sportkleidung) und Test 2 (Atemschutz)

Testserie	Berechnung	AS (2 mmol/l)	ANS (4 mmol/l)
Test 1	lineare Funktion	0,96 Watt/kg	1,72 Watt/kg
Test 2	lineare Funktion	0,87 Watt/kg	1,74 Watt/kg
Test 1	Exponentialfunktion	1,30 Watt/kg	2,20 Watt/kg
Test 2	Exponentialfunktion	1,15 Watt/kg	2,04 Watt/kg

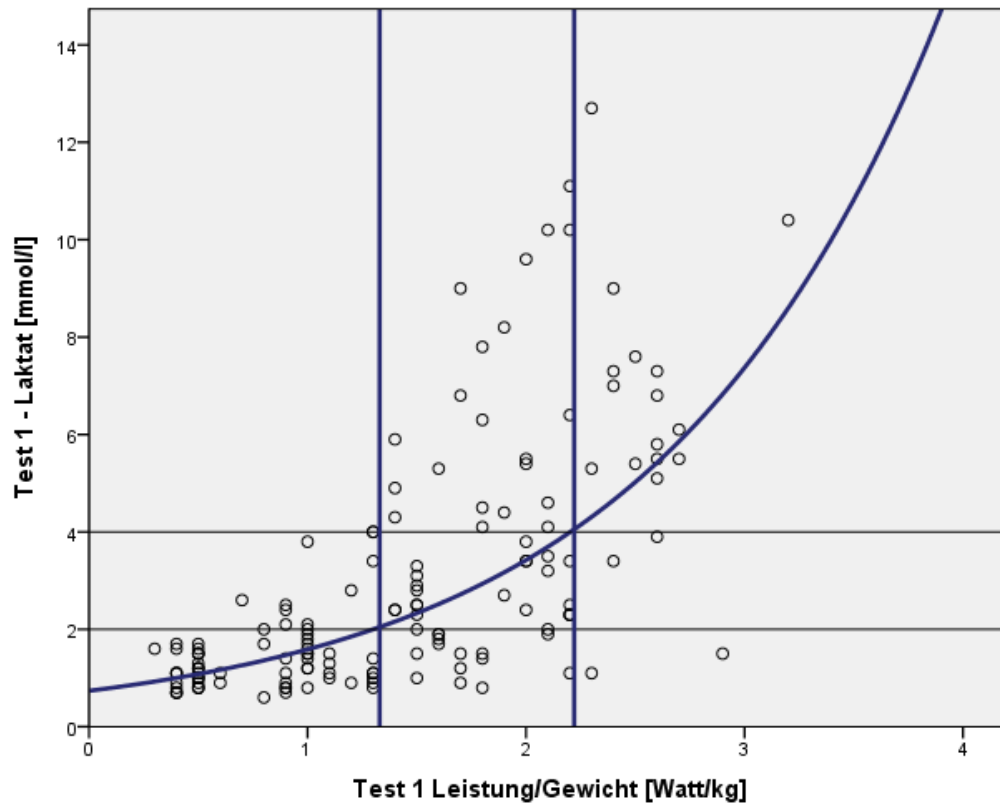


Abbildung 35: Die adjustierte Schätzung der Exponentialfunktion schneidet die aerobe (2 mmol/l) und die anaerobe (4 mmol/l) Schwelle in Test 1. Errechnet man an dieser Stelle die Leistungswerte (senkrechte Geraden), so erhält man die zugehörigen Leistungswerte, die im Vergleich zu den ursprünglichen Werten im allgemeinen kleiner sind (durch die Adjustierung ist die exponentielle Kurvenschätzung der Laktatwerte steiler).

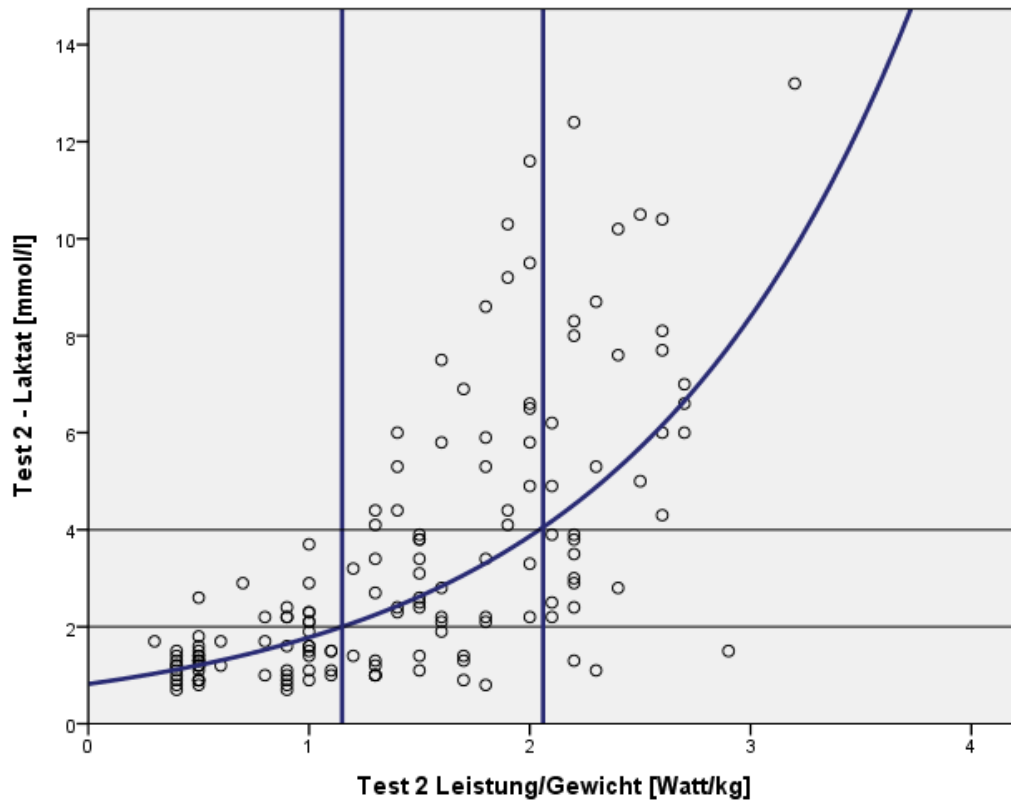


Abbildung 36: Die adjustierte Schätzung der Exponentialfunktion schneidet die aerobe (2 mmol/l) und die anaerobe (4 mmol/l) Schwelle in Test 2. Errechnet man an dieser Stelle die Leistungswerte (senkrechte Geraden), so erhält man die zugehörigen Leistungswerte, die im Vergleich zu den ursprünglichen Werten im allgemeinen kleiner sind (durch die Adjustierung ist die exponentielle Kurvenschätzung der Laktatwerte steiler).

6.6 MFT S3 Check

Sowohl der Sensomotorikindex als auch der Stabilitätsindex (Bewegungsabweichungen von der Symmetrieebene links/rechts) liefern signifikante Unterschiede unter Atemschutzbelastung im Vergleich zur Sportkleidung. Der Unterschied kommt auch in den Deskriptivdaten deutlich zum Ausdruck. Sowohl beim Median als auch bei Perzentil 25 und 75 zeigen sich deutliche Veränderungen (Tabelle 12). Im Gegensatz dazu konnte beim Symmetrieindex kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Keine signifikante Änderung wurden bei den Messungen in der Frontalebene (vor/zurück) zu ermittelt.

6.6.1 MFT S3 Check – Sensomotorik

Der MFT S3 Check erhebt die Quantität und Qualität der Ausgleichsbewegungen und deren Verlauf während der Messung. Der Sensomotorikindex gibt Auskunft über die sensomotorische Regulationsfähigkeit während einer Gleichgewichtsaufgabe

Bei Test 1 wurden ein Sensomotorikindex bzw. die Sensomotorik [%] für Bewegungsabweichungen von der Symmetrieebene (links/rechts) von 2,0 bzw. 120% für das Perzentil 25, von 2,7 bzw. 139% für den Median und von 3,5 bzw. 155% für das Perzentil 75 ermittelt.

Bei Test 2 wurden ein Sensomotorikindex bzw. die Sensomotorik [%] für Bewegungsabweichungen von der Symmetrieebene (links/rechts) von 2,8 bzw. 109% für das Perzentil 25, von 3,7 bzw. 116% für den Median und von 4,0 bzw. 136,5% für das Perzentil 75 ermittelt.

Inferenzstatistisch wurde zwischen Test 1 und Test 2 durch den Wilcoxon Signed-Rank Test eine signifikante Reduktion im Bereich der Sensomotorik (links/rechts) festgestellt ($p < 0,001$) (Tabelle 12).

Bei Test 1 wurden ein Sensomotorikindex bzw. die Sensomotorik [%] für Bewegungsabweichungen von der Frontalebene (vor/zurück) von 2,9 bzw. 102% für das Perzentil 25, von 3,5 bzw. 126% für den Median und von 4,5 bzw. 137% für das Perzentil 75 ermittelt.

Bei Test 2 wurden ein Sensomotorikindex bzw. die Sensomotorik [%] für Bewegungsabweichungen von der Frontalebene (vor/zurück) von 3,4 bzw. 105,5% für das Perzentil 25, von 4,0 bzw. 117% für den Median und von 4,4 bzw. 126% für das Perzentil 75 ermittelt.

Inferenzstatistisch wurde zwischen Test 1 und Test 2 durch den Wilcoxon Signed-Rank Test kein signifikanter Unterschied für den Sensomotorikindex (vor/zurück) ($p = 0.112$) bzw. für die Sensomotorik [%] ($p = 0.122$) festgestellt (Tabelle 12).

6.6.2 MFT S3 Check – Stabilität

Der Stabilitätsindex bewertet die Körperstabilität im Stehen auf einer instabilen Unterlage unter Berücksichtigung der Körpersymmetrie und der sensomotorischen Regulationsfähigkeit.

Bei Test 1 wurden ein Stabilitätsindex bzw. die Stabilität [%] für Bewegungsabweichungen von der Symmetrieebene (links/rechts) von 3,0 bzw. 93% für das Perzentil 25, von 4,0 bzw. 109% für den Median und von 4,7 bzw. 133% für das Perzentil 75 ermittelt.

Bei Test 2 wurden ein Stabilitätsindex bzw. die Stabilität [%] für Bewegungsabweichungen von der Symmetrieebene (links/rechts) von 3,7 bzw. 85% für das Perzentil 25, von 4,5 bzw. 98% für den Median und von 5,1 bzw. 116% für das Perzentil 75 ermittelt.

Inferenzstatistisch wurde zwischen Test 1 und Test 2 durch den Wilcoxon Signed-Rank Test eine signifikante Reduktion im Bereich der Stabilität (links/rechts) festgestellt ($p = 0,001$) (Tabelle 12).

Bei Test 1 wurden ein Stabilitätsindex bzw. die Stabilität [%] für Bewegungsabweichungen von der Frontalebene (vor/zurück) von 4,2 bzw. 89% für das Perzentil 25, von 4,9 bzw. 96% für den Median und von 5,1 bzw. 110,5% für das Perzentil 75 ermittelt.

Bei Test 2 wurden ein Stabilitätsindex bzw. die Stabilität [%] für Bewegungsabweichungen von der Frontalebene (vor/zurück) von 4,4 bzw. 85% für das Perzentil 25, von 4,9 bzw. 94% für den Median und von 5,3 bzw. 104% für das Perzentil 75 ermittelt.

Inferenzstatistisch wurde zwischen Test 1 und Test 2 durch den Wilcoxon Signed-Rank Test kein signifikanter Unterschied für den Stabilitätsindex (vor/zurück) ($p = 0.134$) bzw. für die Stabilität [%] (vor/zurück) ($p = 0.147$) festgestellt (Tabelle 12).

6.6.3 MFT S3 Check – Symmetrieverhältnis

Der S3 Körperstabilitätstest bewertet Bewegungsabweichungen von der Symmetrieebene bei der links/rechts-Erhebung und Abweichungen von der Frontalebene bei der vor/zurück-Messung.

Bei Test 1 wurde eine Symmetrie [%] für Bewegungsabweichungen von der Symmetrieebene (links/rechts) von 34%:66% für das Perzentil 25, 41%:59% für den Median und 48,5%:51,5% für das Perzentil 75 ermittelt.

Bei Test 2 wurde eine Symmetrie [%] für Bewegungsabweichungen von der Symmetrieebene links/rechts von 34,5%:65,5% für das Perzentil 25, 44%:56% für den Median und 48%:52% für das Perzentil 75 ermittelt.

Inferenzstatistisch wurde zwischen Test 1 und Test 2 durch den Wilcoxon Signed-Rank Test kein signifikanter Unterschied im Bereich Symmetrie (links/rechts) [%] festgestellt ($p = 0.507$) (Tabelle 12).

Bei Test 1 wurde eine Symmetrie [%] für Bewegungsabweichungen von der Frontalebene vor/zurück von 35.5%:64.5% für das Perzentil 25, 41%:59% für den Median und 49%:51% für das Perzentil 75 ermittelt.

Bei Test 2 wurde eine Symmetrie [%] für Bewegungsabweichungen von der Frontalebene vor/zurück von 37.5%:62.5% für das Perzentil 25, 41%:59% für den Median und 46%:54% für das Perzentil 75 ermittelt.

Inferenzstatistisch wurde zwischen Test 1 und Test 2 durch den Wilcoxon Signed-Rank Test kein signifikanter Unterschied im Bereich Symmetrie [%] (vor/zurück) festgestellt ($p = 0.877$) (Tabelle 12).

Tabelle 12: Ergebnisdarstellung des MFT S3 Checks für die Parameter Symmetrie [%], Stabilitätsindex und Stabilität [%], Sensomotorikindex und Sensomotorik [%] in Test 1 und Test 2.

	N	Min	Max	Percentiles			Sig.	Monte Carlo Sig. (2-tailed)	
				25	50 (Median)	75		99% Confidence Interval	
								Lower Bound	Upper Bound
Test 1 Sensomotorikindex links/rechts	37	1.1	5.4	2.0	2.7	3.5	<.001	<.001	<.001
Test 2 Sensomotorikindex links/rechts	37	1.7	5.8	2.8	3.7	4.0			
Test 1 Sensomotorik [%] links/rechts	37	77.0	175.0	120.0	139.0	155.0	<.001	<.001	<.001
Test 2 Sensomotorik [%] links/rechts	37	68.0	162.0	109.0	116.0	136.5			
Test 1 Stabilitätsindex links/rechts	37	1.1	6.4	3.0	4.0	4.7	0.001	<.001	0.002
Test 2 Stabilitätsindex links/rechts	37	3.0	6.3	3.7	4.5	5.1			
Test 1 Stabilität [%] links/rechts	37	55.0	175.0	93.0	109.0	133.0	<.001	<.001	0.001
Test 2 Stabilität [%] links/rechts	37	57.0	133.0	85.0	98.0	116.0			
Test 1 Symmetrie [%] links/rechts	37	16:84	60:40	34:66	41:59	48.5:51.5	0.507	0.494	0.52
Test 2 Symmetrie [%] links/rechts	37	14:86	68.0	34.5:65.5	44:56	48:52			
Test 1 Sensomotorikindex vor/zurück	37	2.0	5.5	2.9	3.5	4.5	0.112	0.104	0.12
Test 2 Sensomotorikindex vor/zurück	37	2.9	5.0	3.4	4.0	4.4			
Test 1 Sensomotorik [%] vor/zurück	37	83.0	158.0	102.0	126.0	137.0	0.122	0.114	0.13
Test 2 Sensomotorik [%] vor/zurück	37	91.0	140.0	105.5	117.0	126.0			
Test 1 Stabilitätsindex vor/zurück	37	2.5	6.6	4.2	4.9	5.1	0.134	0.125	0.142
Test 2 Stabilitätsindex vor/zurück	37	3.7	6.0	4.4	4.9	5.3			
Test 1 Stabilität [%] vor/zurück	37	57.0	146.0	89.0	96.0	110.5	0.147	0.138	0.156
Test 2 Stabilität [%] vor/zurück	37	70.0	120.0	85.0	94.0	104.0			
Test 1 Symmetrie [%] vor/zurück	37	11:89	59:41	35.5:64.5	41:59	49:51	0.877	0.869	0.885
Test 2 Symmetrie [%] vor/zurück	37	23:77	62:38	37.5:62.5	41:59	46:54			

7. Diskussion

Mit dieser Studie wurde die Frage nach der kardiopulmonalen und metabolischen, sowie koordinativen Beanspruchung von Berufsfeuerwehrlern unter Atemschutzbelastung untersucht. Insgesamt liegen Daten von 37 Feuerwehrmännern der Wiener Berufsfeuerwehr vor.

7.1 Sportmedizinische Fahrradergometrie: aerobe Schwelle (2 mmol/l), anaerobe Schwelle (4 mmol/l), maximale Ausbelastung (Maximalwerte)

Das Ziel der sportmedizinischen Fahrradergometrie bestand darin, die Richtung und Dynamik der inneren Beanspruchung in Bezug zur Belastung zu ermitteln. Für die leistungsdiagnostischen Beurteilungsbereiche aerobe und anaerobe Leistungsfähigkeit hat sich in dieser Arbeit der Parameter Laktatkonzentration im Blut bewährt (Neumann & Schüler, 1994; Pokan et al., 2004; Zinner et al., 1993). Für die Beurteilung der maximalen Leistungsfähigkeit wurde die Leistung bei der Fahrradergometrie beim symptomlimitierten Belastungsabbruch herangezogen.

Ein Teil der Probanden mit hoher Leistungsfähigkeit und daher niedrigen Laktatendwerten steht Probanden mit durchschnittlicher Leistungsfähigkeit und hohen Laktatendwerten gegenüber. Im Allgemeinen brechen weniger Leistungsfähige den Test im Vergleich zu leistungsfähigen Probanden vorzeitig ab. Diese Werte fehlen in den oberen Leistungsquartilen. Die Kurve der lokal linearen Regression (Abbildung 26 und Abbildung 27) nähert sich in den unteren Leistungsbereichen, wo alle Werte zur Verfügung stehen, einer Exponentialfunktion an. In den oberen Leistungsperzentilen, in denen zunehmend Werte fehlen, flacht die Kurve mehr und mehr ab und verliert ihren exponentiellen Charakter.

Auch wenn die lokal lineare Regressionskurve, die einen Durchschnitt über alle vorhandenen Kurven unter Einbeziehung vorzeitiger Abbrüche darstellt, ihren exponentiellen Charakter verliert, so bedeutet das nicht, dass der exponentielle Charakter der Laktatfunktion bei leistungsfähigeren Probanden nicht vorhanden ist. Vielmehr folgt die Laktatkonzentration bei leistungsfähigeren Probanden einer flacher verlaufenden Exponentialfunktion, als dies bei weniger Leistungsfähigen der Fall ist. Die sich stark unterscheidenden Exponentialfunktionen von Probanden mit unterschiedlicher Leistungsfähigkeit (stark steigend mit frühem Abbruch oder schwach steigend mit langem Verlauf) lassen Auswirkungen auf das Ausmaß des Leistungsabfalls zwischen Test 1 und Test 2 erwarten, die nicht

nur in der physiologischen Konstitution der Probanden begründet sind, sondern auch mit den mathematischen Eigenschaften der Exponentialfunktion. Dies wird in der Abbruchhypothese (Kapitel 3.1) zum Ausdruck gebracht. Wie die zugehörige Skizze (Abbildung 5) zeigt, ist zu erwarten, dass schnelle Laktatanstiege mit frühem Abbruch und mit geringem Leistungsabfall einhergehen. Langsame Laktatanstiege mit spätem Abbruch lassen einen größeren Leistungsabfall erwarten. Tatsächlich wurde diese Hypothese durch die vorliegenden Daten belegt.

Der Zusammenhang der Leistung in Test 1 und der Differenz zu Test 2 wird in der Abbildung 39 durch eine lineare Regression beschrieben und zeigt eine deutliche Verstärkung des Leistungsabfalls mit zunehmender Leistungsfähigkeit. Da die Laktatwerte eine Exponentialfunktion bilden, ist anzunehmen, dass sich die Unterschiede mit zunehmenden Leistungsperzentilen vergrößern.

An der aeroben Schwelle (2 mmol/l) findet sich für die Perzentile 25 und 75 ein ähnlicher Trend. Perzentil 25 verringert sich um 0,2 Watt/kg und Perzentil 75 um 0,3 Watt/kg. Im Gegensatz dazu verändert sich der Median nicht (Tabelle 8).

Ebenso zeigt sich an der anaeroben Schwelle (4 mmol/l) für die Perzentile 25 und 75 ein ähnliches Bild. Perzentil 25 und Perzentil 75 verringert sich jeweils um 0,2 Watt/kg. Im Gegensatz dazu verändert sich der Median wie an der aeroben Schwelle nicht (Tabelle 8). Bei den Maximalwerten verringert sich Perzentil 25 um 0,3 Watt/kg und Perzentil 75 um 0,2 Watt/kg. Der Median verringert sich um 0,3 Watt/kg (Tabelle 8).

Zu berücksichtigen ist, dass die Probanden während der sportmedizinischen Fahrradergometrien über ihre momentan erbrachte Leistung informiert wurden, und dies einen Einfluss auf die Motivation und in Folge auf das Erreichen einer hohen Wattleistung unter Atemschutzbelastung einen Einfluss gehabt haben könnte. Die Probanden erreichen in Test 1 100% und in Test 2 97% der errechneten maximalen Herzfrequenz (HF 220-LA). Das kann ein Hinweis auf eine tatsächliche Ausbelastung sein (siehe Kapitel 7.2). Bei Abbruch mit Laktatkonzentrationen von 11,1 mmol/l (Median) in Test 1 und von 8,4 mmol/l (Median) in Test 2 ist eine metabolische Ausbelastung anzunehmen (Tabelle 8) (Hollmann, Strüder & Diehl, 2009; Löllgen, 2005; Neumann & Schüler, 1994). Weiters ist zu beachten, dass die Belastungen unter Atemschutz – insbesondere das Tragen einer Atemschutz-Vollmaske – Stressoren darstellen können, die einen Einfluss auf das Herzfrequenzverhalten haben.

Bei ausbelastenden Fahrradergometrien konnte (Preuß, 2001) bei 56 Feuerwehrmännern (27 (\pm 2,5) Jahre, 180,6 (\pm 6,6) cm, 79,6 (\pm 10,0) kg) eine durchschnittliche maximale

Herzfrequenz von 175,8 (\pm 7,6) in Sportkleidung gegenüber 167,6 (\pm 9,2) Schlägen/min unter Atemschutzfilterbelastung (keine Pressluftatmer) ermittelt werden.

Wydra, Schwarz, Heidinger & Demke (2009) kommen in ihren Untersuchungen zur Gesundheit und Leistungsfähigkeit von Berufsfeuerwehrleuten in Deutschland zu vergleichbaren Ergebnissen, wie sie in der vorliegenden Arbeit dargestellt werden. 138 Berufsfeuerwehrmänner (38,2 (\pm 8,9) Jahre, 177,4 (\pm 5,9) cm, 84,7 (\pm 11,9) kg) absolvierten neben klinischen Untersuchungen ausbelastende Fahrradergometrien. Die durchschnittliche Maximalleistung betrug 238,6 (\pm 45,4) Watt, bezogen auf das Körpergewicht 2,86 (\pm 0,61) Watt/kg und eine durchschnittliche maximale Herzfrequenz bei Ausbelastung von 177,5 (\pm 14,8) Schlägen/min.

In der Studie von Lorenz, Franz, Krieger, Zeilberger & Jeschke (2007) wurde bei sechs Berufsfeuerwehrmännern (37,2 (\pm 12,5) Jahre, 177 (\pm 7) cm, 76,3 (\pm 5,8) kg) der Einfluss des verminderten Wärmeaustausches während Belastungen in Feuerwehrschutzausrüstung auf die Leistungsfähigkeit untersucht. Die Ergebnisse am Laufband (Umrechnungsformel Gehleistung in Watt) zeigen eine signifikante Reduktion der Maximalleistung in Schutzkleidung (4,01 (\pm 0,36) Watt/kg) gegenüber Sportkleidung (3,09 (\pm 0,14) Watt/kg). Die maximale Herzfrequenz in Schutzausrüstung (179 (\pm 10) Schlägen/min) war nicht signifikant niedriger gegenüber der Ausbelastung in Sportkleidung (182 (\pm 13) Schlägen/min).

Als Richtwerte für die relative maximale Leistungsfähigkeit geben Rost et al. (1982, zitiert nach de Marées & Heck, 2003) für untrainierte Männer 3 Watt/kg an. Hier sollte jedoch berücksichtigt werden, dass diese Werte nur bis zum 30. Lebensjahr gelten, da die maximale Leistungsfähigkeit bei Männern mit zunehmendem Alter um ca. 1% pro Jahr abnimmt. Die Beurteilung der relativen maximalen Leistungsfähigkeit basiert auf Ergometrien, die nach dem Belastungsprotokoll der WHO 50 durchgeführt werden. Der in der vorliegenden Arbeit entwickelte Transformationsalgorithmus der Stufenprotokolle WHO 50 und 40/40/4 berücksichtigt die unterschiedlich lang andauernden Belastungsschemata und gibt die Maximalleistung in Prozent im 40/40/4 Protokoll an.

Die hier dokumentierten Ergebnisse lassen vermuten, dass die Probanden bei den sportmedizinischen Fahrradergometrien im submaximalen Bereich der Leistungsfähigkeit Defizite aufweisen, die als verminderte aerobe Kapazität interpretiert werden können. Bei Test 1 wurden an der aeroben Schwelle Leistungswerte von 1,3 Watt/kg für den Median ermittelt. Die Reduktion der Leistungsfähigkeit in Test 2 war signifikant ($p < 0,001$). Dies lässt sich auch für die anaerobe Schwelle beschreiben, wo die Probanden in Test 1 eine Leistungsfähigkeit von 2,0 Watt/kg am Median aufweisen und eine ebenfalls signifikante

Reduktion der Leistungsfähigkeit unter Atemschutz zeigen ($p < 0,001$). Zur vergleichenden Orientierung möge folgender Wert dienen: Hochausdauertrainierte Radrennfahrer zum Beispiel erreichen an der aeroben Schwelle (2 mmol/l) eine Leistung bis zu 5 Watt/kg.

Die Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der Maximalwerte der sportmedizinischen Fahrradergometrien in der vorliegenden Studie sind aus der Tabelle 13 zu entnehmen und lassen sich mit Ergebnissen anderer Studien vergleichen.

Tabelle 13: Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der Maximalwerte der sportmedizinischen Fahrradergometrien

Variable der Fahrradergometrie	N	MW	SD
Test 1 MAX P [Watt]	37	253,8	46,8
Test 1 MAX P/m [Watt/kg]	37	3,0	0,6
Test 1 MAX LA [mmol/l]	37	10,8	2,1
Test 1 MAX HF [1/min]	37	180,5	8,7
Test 2 MAX P [Watt]	37	228,8	42,2
Test 2 MAX P/m [Watt/kg]	37	2,7	0,5
Test 2 MAX LA [mmol/l]	37	8,8	2,3
Test 2 MAX HF [1/min]	37	177,0	9,4

7.2 Transformationsalgorithmus WHO 50 vs. 40/40/4 Protokoll

Die maximale Herzfrequenz (HF_{max}) dient in der sportmedizinischen und kardiologischen Leistungsdiagnostik als Ausbelastungskriterium. Die mit einer Formel bestimmte altersentsprechende maximale Herzfrequenz ($220 - \text{Lebensalter}$) ist nur eine Richtgröße zur Bewertung. Das Überschreiten der HF_{max} bei der Fahrradergometrie allein ist kein Abbruchkriterium (Steinacker et al., 2002; Such & Meyer, 2010). Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit lassen Rückschlüsse zu, dass das Kollektiv sowohl in Test 1, als auch in Test 2 maximal ausbelastet wurde. Die durchschnittliche Leistungsfähigkeit bei maximaler Ausbelastung in Prozent von 133,9% in Test 1 zeigt eine überdurchschnittliche Leistungsfähigkeit der Feuerwehrmänner auf. Weiters ist positiv zu vermerken, dass auch unter Atemschutzbelastung die Leistungsfähigkeit überdurchschnittlich hoch war. Die Reduktion der Leistungsfähigkeit nahm von Test 1 zu Test 2 signifikant zu ($p < 0,001$).

Tabelle 14: Maximalleistung und maximale Herzfrequenz in Prozent in Test 1 und Test 2 berechnet auf der Basis des Transformationsalgorithmus für das 40/40/4 Protokoll

	Mean	Std. Deviation	Median *	Percentiles *			Min	Max	Sig.
				50	25	75			
Test 1 Maximalleistung [%] (40/40/4 Prot.)	140,4	27,0	133,9	122,0	152,6	101,0	209,8	<0.001	
Test 2 Maximalleistung [%] (40/40/4 Prot.)	127,1	23,7	121,3	112,0	141,0	91,5	194,1		
Test 1 Max. HF 220-LA [%] (40/40/4 Prot.)	99,2	4,8	100	95	103	90	108	<0.001	
Test 2 Max. HF 220-LA [%] (40/40/4 Prot.)	97,1	4,5	97	94	100	88	106		

*Der Vergleich von Test 1 und Test 2 wurde mit dem Wilcoxon Signed-Rank Test durchgeführt. Die zugehörigen Deskriptivwerte sind Median und Perzentil, nicht aber Mittelwert und Standardabweichung, da es sich um keinen parametrischen Test handelt.

7.3 Kurvenanpassungshypothese

Aus der Literatur ist bekannt (Hollmann et al., 2009; Neumann & Lang, 2003; Neumann & Schüler, 1994; Pansold & Zinner, 1993; Pokan et al., 2004; Tomasits & Haber, 2005; Zinner et al., 1993), dass leistungsfähigere Probanden im Allgemeinen einen niedrigeren Laktatanstieg haben und die Ergometrie bei niedrigeren Laktatendwerten abbrechen. Im Allgemeinen folgt der Laktatanstieg der Kurve einer Exponentialfunktion. Bei weniger leistungsfähigen Probanden steigt die Laktatkurve steil an und bricht früher, d. h. bei niedrigerer Leistung (x-Achse), ab. Bei leistungsfähigen Probanden ist der Anstieg schwach und die Kurve zieht sich entlang der x-Achse in die Länge, d. h. die Probanden brechen bei hoher Leistung ab (Abbildung 37).

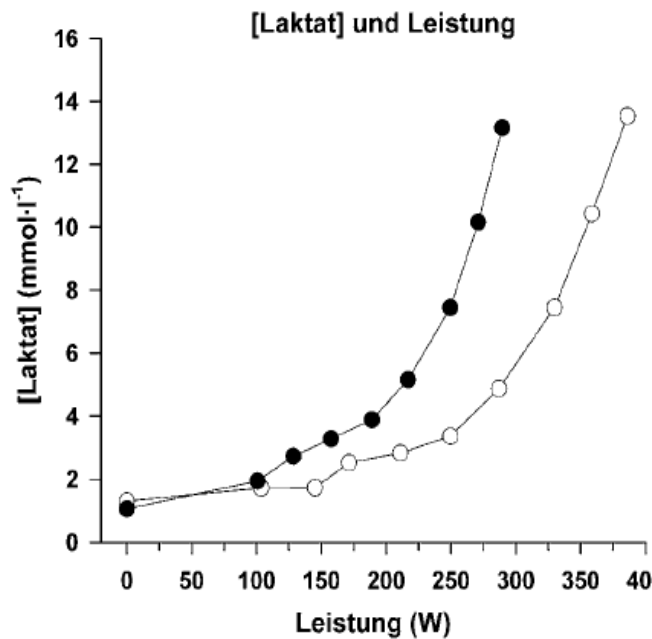


Abbildung 37: Laktatkonzentration [mmol/l] bei einer Fahrradergometrie, aufgetragen gegen die Leistung [Watt] im Stufentest. Zu sehen sind zwei Laktatkurven eines Sportlers nach 2,5 jährigem Ausdauertraining. Eine deutliche Rechtsverschiebung der Kurve ist zu erkennen, d.h. die Kurve zieht sich entlang der x-Achse in die Länge und ist Ausdruck einer Verbesserung der Ausdauerleistungsfähigkeit (Maassen & Schneider, 2011).

Der exponentielle Charakter der Laktatkurve ist zwar für jeden individuellen Probanden erfüllt; bildet man aber eine durchschnittliche Funktion über das Gesamtkollektiv, so geht der exponentielle Charakter verloren, da leistungsfähige Probanden bei niedrigen Laktatendwerten abbrechen. Dies wird durch die lokale lineare Regression belegt, indem sich die anfänglich exponentielle Steigung immer mehr abflacht (Abbildung 38).

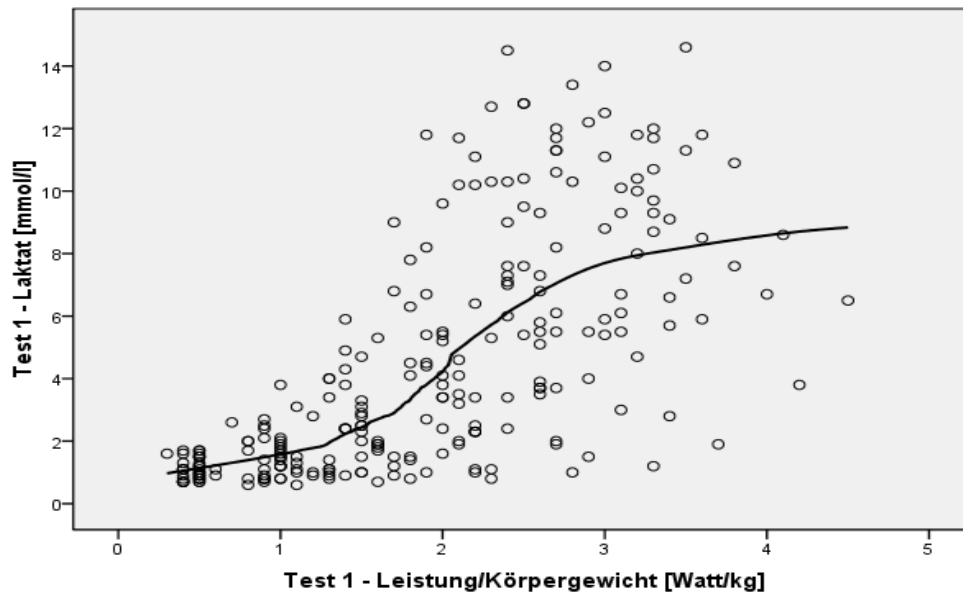


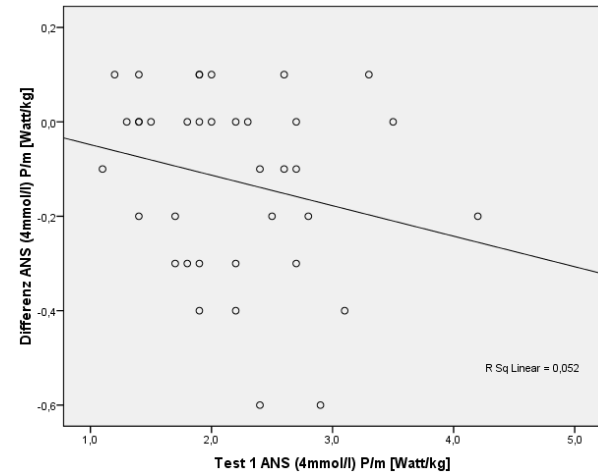
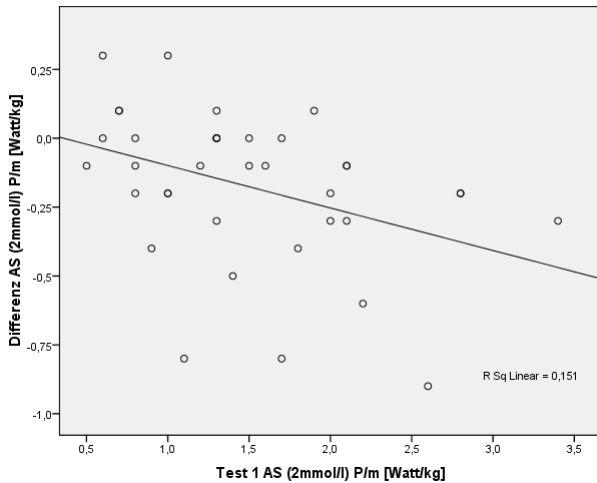
Abbildung 38: Die lokal lineare Regressionskurve entwickelt sich in Test 1 in den unteren Leistungsbereichen annähernd exponentiell. Man sieht aber in den oberen Leistungsbereichen wie sich die Kurve im Gegensatz zur Exponentialfunktion, die immer stärker ansteigt immer mehr abflacht.

7.4 Abbruchhypothese

Die weite Streuung der Laktatkonzentrationsentwicklung hat unmittelbare Auswirkung auf die Differenz der Leistung, die ein Proband zwischen Test 1 und Test 2 erbringt. Betrachtet man die Eigenschaften der Exponentialfunktion, so wäre aus rein mathematischen Überlegungen heraus zu erwarten, dass Probanden, die bei niedriger Leistung und hohen Laktatkonzentrationen abrechnen, mit einer geringeren Leistungsdifferenz zwischen Test 1 und Test 2 zu rechnen haben, als Probanden, die nach Erbringung einer hohen Leistung und bei niedrigem Laktatspiegel abrechnen. Probanden, die nach Erbringungen einer hohen Leistung bei niedrigem Laktatspiegel abrechnen, hätten dieser Hypothese zu Folge eine große Leistungsdifferenz zwischen Test 1 und Test 2 zu erwarten (siehe Skizze von Ernst!). Diese Hypothese wird als „Abbruchhypothese“ (siehe Kapitel 3.1) bezeichnet. Die Abbildung 40 zeigt, wie sich Laktatdifferenz und Leistungsdifferenz gegensätzlich zueinander verhalten, wenn sich das Abbruchverhalten in der beschriebenen Weise konstituiert.

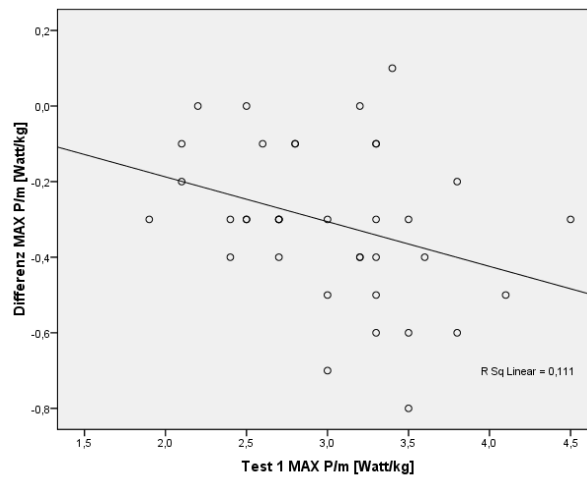
Tatsächlich wird die „Abbruchhypothese“ (Kapitel 3.1) durch lineare Regressionsanalysen bestätigt, die Zusammenhänge zwischen der in Test 1 erbrachten Ausgangsleistung und

der Änderung der Ausgangsleistung in Test 2 untersuchen. Abbildung 39 zeigt deutlich, wie sich der Leistungsabfall für leistungsfähige Probanden verstärkt. Der Leistungsabfall der Probanden zwischen Test 1 und Test 2 fällt für Probanden mit hoher Leistungsfähigkeit in Test 1 stärker aus, als für weniger leistungsfähige.



[A]

[B]



[C]

Abbildung 39: Hier werden den absoluten Basiswerten der Leistung pro Körpergewicht P/m [Watt/kg] in Test 1 an der aeroben Schwelle (AS) [A], an der anaeroben Schwelle (ANS) [B] und bei maximaler Ausbelastung (MAX) [C] die Werte der Leistungsänderung durch Test 2 zugeordnet.

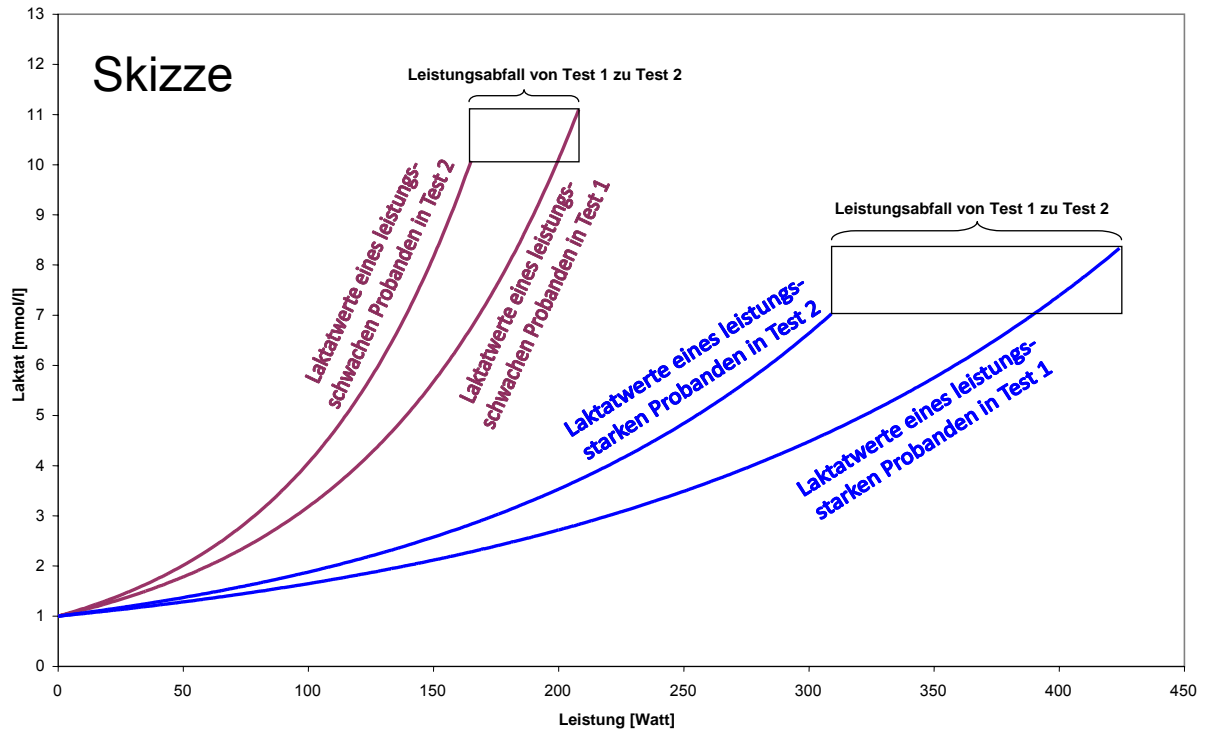


Abbildung 40: Schematische Darstellung (Skizze) des Leistungsabfalls zwischen Test 1 und Test 2 eines weniger leistungsfähigen Probanden (violett) und eines leistungsfähigen Probanden (blau). Mathematische Überlegungen legen die Hypothese nahe, dass Leistungsstärkere Probanden einen größeren Leistungsabfall zu erwarten haben (Abbruchhypothese) (Eigene Darstellung).

7.5 Sportmedizinische Fahrradergometrie „Messwertdatei Rohdaten“

In der Literatur werden Abweichungen von der Exponentialfunktion, die die Funktion mit zunehmender Größe der Werte auf der x-Achse immer mehr abflachen lassen, häufig durch die sogenannte Gompertz-Funktion beschrieben. Die Gompertz-Funktion kann exponentiell ansteigende Kurven beschreiben, die mit zunehmender Größe der Werte auf der x-Achse ihren exponentiellen Charakter immer mehr verlieren und sich beispielsweise immer mehr einer waagrechten Gerade annähern. Betrachtet man die Abbildung 31 und Abbildung 32, so ist darin eine der Gompertz-Funktion ähnliche Abflachung zu erkennen. Trotz dieser Ähnlichkeit ist die Gompertz-Funktion für die Beschreibung der durchschnittlichen Kurvenanpassung von Ergometriedaten beliebiger Kollektive ungeeignet. Es besteht bei der Kurvenanpassung von Ergometriedaten theoretisch die Möglichkeit, dass die Laktatkurve ab einer gewissen Leistungsschwelle sogar fällt. Dies könnte insbesondere dann der Fall sein, wenn das Kollektiv in zwei extreme Leistungsgruppen zerfällt, und zwar in

eine leistungsschwache mit schnellem hohem Laktatanstieg und eine leistungsstarke mit langsamem flachen Laktatanstieg. Die Gompertz-Funktion kann im Gegensatz zur durchschnittlichen Kurvenanpassung von Laktatwerten niemals fallen, daher scheidet sie als Möglichkeit zur Modellierung aus.

Eine Gompertz-Funktion wurde aus folgenden Gründen nicht verwendet: Die Abflachung in unserem Kollektiv entsteht nicht durch eine tatsächliche Verringerung der Laktatproduktion der Probanden, sondern durch Abbrüche der weniger trainierten Probanden.

Die Abschwächung des Kurvenwachstums kann einerseits auf die geringere Zunahme der Laktatproduktion der leistungsfähigeren Probanden zurückgeführt werden. Zusätzlich erreicht diese Gruppe eine sehr hohe Leistungsstufe, was einen sehr flachen Anstieg der Laktatwerte mit sich bringt, sodass in dieser Gruppe am Ende die Laktatwerte niedriger sind als in der restlichen Probandengruppe. Andererseits erreicht die Mehrheit auf einer wesentlich niedrigeren Leistungsstufe hohe Laktatwerte, was einen schnellen Anstieg der exponentiellen Laktatkurve mit einem hohen Endniveau zur Folge hat. Es wirken also zwei Komponenten als mögliche Verzerrungsfaktoren auf die exponentielle Kurvenschätzung ein. Dies stellt einen wichtigen Grund für die Abflachung für die Kurvenschätzung dar.

Einen weiteren Störfaktor (Bias) stellt die im hohen Leistungsbereich geringer werdende Zahl der Probanden dar. Dieser Bias betrifft ausschließlich Laktatwerte weit über der anaeroben Schwelle, sodass sie für die Berechnung der aeroben und anaeroben Schwelle kaum Einfluss haben. Somit kann die Exponentialfunktion an den beiden Schwellen als guter Näherungswert betrachtet werden. Voraussetzung ist allerdings, dass das Kollektiv einen Cut off bei einem Prozentsatz von 80% der maximalen Ausbelastung erfährt. Man kann mit dem gewonnenen eingeschränkten Kollektiv eine adjustierte Kurvenanpassung durchführen, die eine bessere Schätzung der Leistung an der aeroben bzw. anaeroben Schwelle ermöglicht (Kapitel 6.5).

Tabelle 15: Messwerte-Rohdaten korrigierte Kurvenanpassung an der aeroben (AS) und anaeroben (ANS) Schwelle in Test 1 (Sportkleidung) und Test 2 (Atemschutz)

Testserie	Berechnung	AS (2 mmol/l)	ANS (4 mmol/l)
Test 1	lineare Funktion	0,96 Watt/kg	1,72 Watt/kg
Test 2	lineare Funktion	0,87 Watt/kg	1,74 Watt/kg
Test 1	Exponentialfunktion	1,30 Watt/kg	2,20 Watt/kg
Test 2	Exponentialfunktion	1,15 Watt/kg	2,04 Watt/kg

7.6 Vorgehensweise für die Festlegung der 80% „Schwelle“

Wir nehmen den Median der Stufen, ab dem die Probanden nach Begutachtung des Kardiologen als (absteigend noch) kardiovaskulär „gesund“ eingestuft werden. Wenn die Probanden die Stufen 4 erreichen, dann sind sie nach Kaspar (Leitender Arzt der Gesundheitsüberwachung (GSÜ) am Arbeitsplatz der Wiener Berufsfeuerwehr im Gesundheits- und Vorsorgezentrum der KFA) kardiovaskulär gesund. Aus der Sicht von Kaspar kann ein Proband als kardiovaskulär gesund bezeichnet werden – noch nicht aber als branddiensttauglich (siehe Kapitel 2.6.2) – wenn er 80% der Zielleistung erreicht. Daraus lässt sich im 40/40/4 Protokoll eine theoretische Stufe errechnen (die in der Regel einen nicht ganzzahligen Wert ergibt). Die nächst größte ganzzahlige Stufe liefert die kleinste gemessene Leistung, mit der die 80% der Zielleistung erreicht werden.

Hierbei soll nochmals erwähnt werden, dass Feuerwehrleute in Bezug auf die kardiopulmonale Leistungsfähigkeit nur dann als branddiensttauglich eingestuft werden, wenn sie bei der Fahrradergometrie mindestens 100% Leistungsfähigkeit des WHO 50 Normwerts (Abbildung 17) erreichen.

Der Median der theoretischen Stufen beträgt im vorliegenden Sample 3,5. Somit ist die nächst höhere Stufe, ab der 80% der Zielleistung erreicht werden, die Stufe 4.

Drei Probanden erreichen sogar die Stufe 5 und einer nur die Stufe 3. 36 von 37 Probanden erreichen somit Stufe 4, und deren Werte können somit ohne Verzerrung zur Schätzung jener Exponentialfunktion dienen, die den durchschnittlichen Anstieg beschreibt. Der Einfluss, der durch den einen fehlenden Wert in der 4. Stufe verursacht wird, ist als marginal zu betrachten. Die Stufe 4 scheint ein robustes Maß zu sein, ab dem 80% der Zielleistung erreicht werden, womit die Probanden nach kardiologischer Begutachtung als bereits „gesund“ eingestuft werden können.

Für die Festlegung der Stufe 4 musste mangels Literatur aus statistischer Sicht eine explorative Vorgangsweise gewählt werden.

Der Vorteil der ganzzahligen Stufe besteht darin, dass auf eine tatsächlich erbrachte Wattleistung zurückgegriffen werden kann. Man ist also nicht auf eine errechnete Wattleistung angewiesen, die in der statistischen Auswertung, Quelle eines Bias sein könnte.

7.7 MFT S3 Check

Die nachfolgenden Diagramme geben Auskunft über die Normwerte für den MFT S3 Stabilitätsindex und den Sensomotorikindex in der Altersgruppe der in der Studie vorkommenden Probanden (männlich, Erwachsene 10 bis 70 Jahre). Die Gliederung erfolgt weiters nach der Bewegungsrichtung (links/rechts und vor/zurück) (Abbildung 41 und Abbildung 42). Das Softwareprogramm zur Interpretation der MFT S3 Check Daten (Aigner et al., 2006) sieht für den Stabilitäts- und Sensomotorikindex identische Diagramme vor, da angenommen wird, dass optimale Stabilität eine bestmögliche symmetrische Bewegungsausführung voraussetzt. Bei einem Symmetrieverhältnis von 50% zu 50% entspricht der Sensomotorikindex dem Wert des Stabilitätsindex.

Die Messwerte des Sensomotorikindex und Stabilitätsindex bewegen sich auf einer neunstufigen Skala (Minimalwert 1= sehr gut, Maximalwert 9= sehr schwach) (Tabelle 16). Im Diagramm sind jedoch nur Indexwerte bis 7 erfasst, da höhere Werte ebenfalls in die Kategorie „sehr schwach“ fallen. Die Bewertung der Symmetrie erfolgt in drei Kategorien (Tabelle 17).

Tabelle 16: Sensomotorikindex und Stabilitätsindex werden Bewertungskategorien zugewiesen (Minimalwert bis Maximalwert) (Aigner et al., 2006)

Farbbereich	Bewertung
	sehr gut
	gut
	durchschnittlich
	schwach
	sehr schwach

Der Normwert steht als absoluter Wert und ist im Diagramm entlang der gestrichelten Linie im gelben Bereich ablesbar.

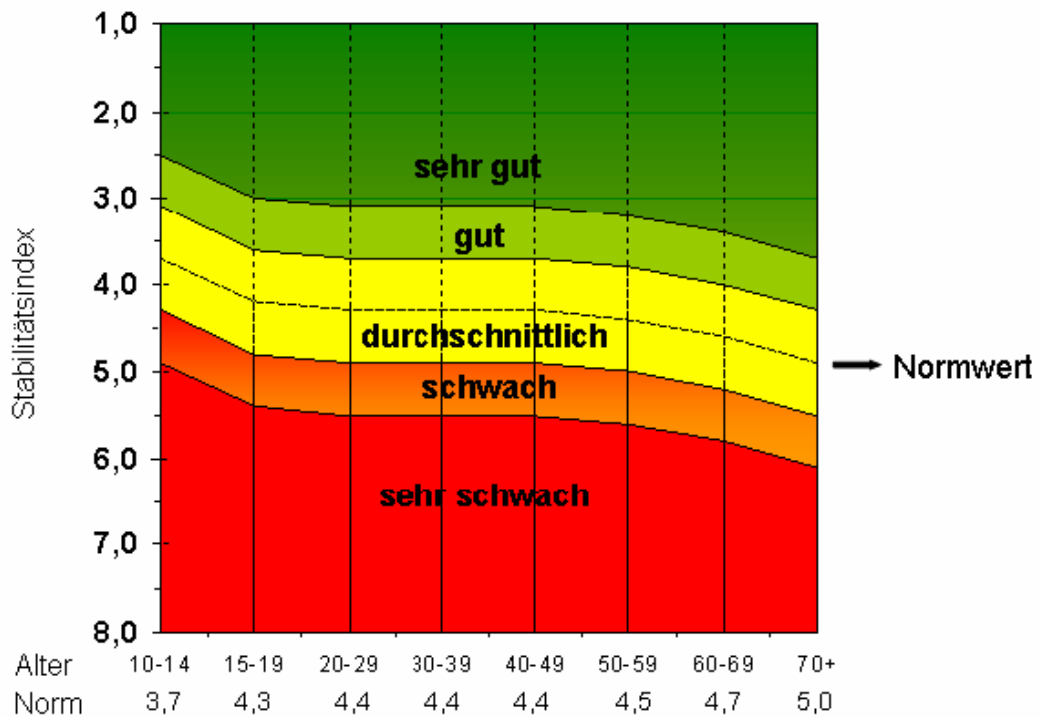


Abbildung 41: Normwertdiagramm des MFT S3 Stabilitätsindex (links/rechts, männlich, 10 bis 70 Jahre) (Aigner et al., 2006)

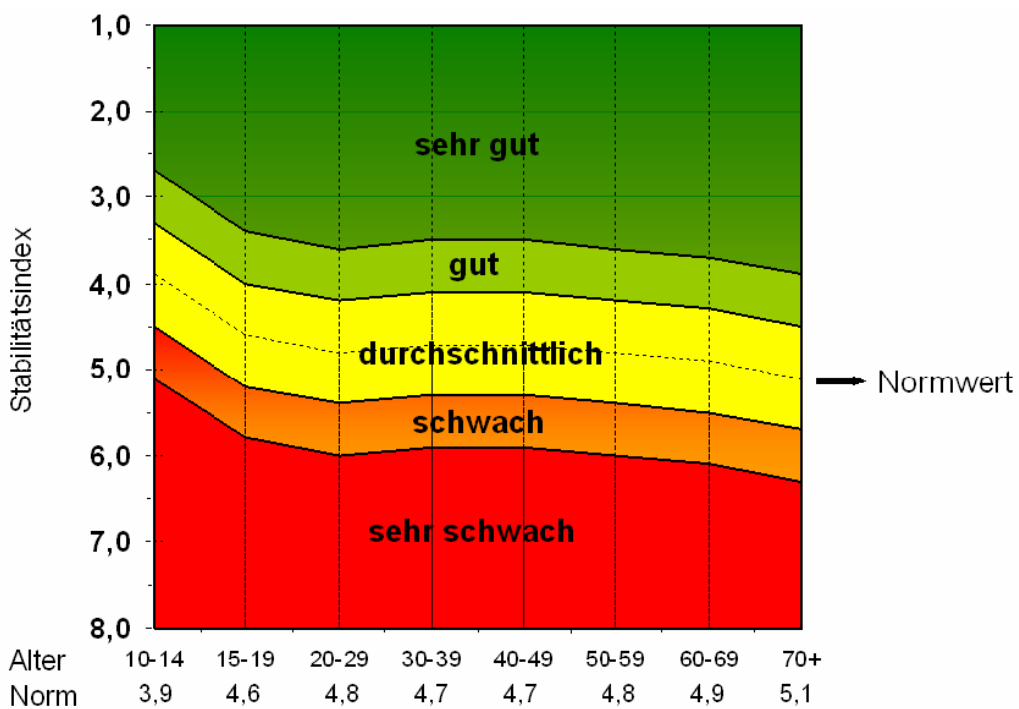


Abbildung 42: Normwertdiagramm des MFT S3 Stabilitätsindex (vor/zurück, männlich, 10 bis 70 Jahre) (Aigner et al., 2006)

Tabelle 17: Bewertungskategorie des Symmetrieverhältnisses (Aigner et al., 2006)

Prozentuale Wertebereiche	Bewertung
40%:60% bis 50%:50%	keine besondere Bevorzugung einer Seite
25%:75% bis 39%:61%	geringfügige Bevorzugung einer Bewegungsseite
> 24%:76% oder < 76%:24%	deutliche Bevorzugung einer Bewegungsseite

Der MFT S3 Check ist ein rasches Verfahren zur Beurteilung des Ist-Zustandes der Gleichgewichtsfähigkeit. Die Ergebnisse der Probanden werden mit den Normwerten der Altersgruppe (männlich) verglichen (Abbildung 41 und Abbildung 42). Zur Erhebung von Referenzdaten der Gleichgewichtsfähigkeit von Berufsfeuerwehrmännern wäre ein deutlich größeres Probandenkollektiv notwendig. Hier könnte die vorliegende Arbeit initiierten Charakter entwickeln.

In Test 1 wurde ein Sensomotorikindex für die Bewegungsabweichungen von der Symmetrieebene (links/rechts) am Median von 3,5 ermittelt. Anhand der Bewertungskategorie (Tabelle 17 und Abbildung 41) lässt sich das Probandenkollektiv als gut bis durchschnittlich einstufen. Positiv ist zu vermerken, dass das Kollektiv trotz signifikanter Reduktion des Sensomotorikindex unter Atemschutzbelastung eine weiterhin durchschnittliche Sensomotorik (Median 4,0) aufweist. Die Ergebnisse des Stabilitätsindex in Test 1 (Bewegungsabweichungen von der Symmetrieebene links/rechts) lassen das Kollektiv als durchschnittlich einstufen (Median 4,0). In Test 2 ist ein signifikanter Abfall zu verzeichnen (Median 4,5), jedoch ist der Stabilitätsindex weiterhin als durchschnittlich zu bewerten.

Bei Bewegungsabweichungen von der Frontalebene (vor/zurück) war kein signifikanter Unterschied zwischen Test 1 und Test 2 festzustellen. Dies gilt auch für das Symmetrieverhältnis links/rechts und vor/zurück. Hier zeigen die Ergebnisse keine besondere Bevorzugung einer Seite.

Nach Meinung des Autors lassen sich aus den vorliegenden Daten keine eindeutigen Rückschlüsse auf das Ausmaß der Einschränkung durch den Atemschutz ziehen. Hier sollten bei zukünftigen Studien das Gewichtsverhältnis Proband zur Atemschutzausrüstung, sowie der Einfluss der Einschränkung des Sichtfeldes durch die Atemschutzmaske berücksichtigt werden.

Der MFT S3 Check ist nicht nur Testsystem, sondern kann auch als Trainingsinstrument zum Erhalt und zur Entwicklung der allgemeinen Gleichgewichtsfähigkeit eingesetzt werden, was bei der Berufsfeuerwehr durchaus praktikabel wäre.

Aus Sicht des Autors besonders interessant wäre es, die Zusammenhänge zwischen dem Sturz- und Fallrisikos bei berufsspezifischen Tätigkeiten und den koordinativen Qualitäten bei Einsatzkräften der Wiener Berufsfeuerwehr näher zu untersuchen. Dazu wäre die Entwicklung anforderungsspezifischer Testinstrumente, geeignet für die Anwendung in simulierten Einsatzszenarios, notwendig.

8. Schlussfolgerung

Ziel der Studie war es, in einer vergleichenden Untersuchung die Belastung und Beanspruchung von Männern der Wiener Berufsfeuerwehr zu ermitteln und zu überprüfen, in welchem Maß die Atemschutzausrüstung deren Leistungsfähigkeit einschränkt. Dazu wurden die Belastung und Beanspruchung von 37 Probanden auf dem Fahrradergometer zur Beurteilung der kardiopulmonalen und metabolischen Ausdauerleistungsfähigkeit und der MFT S3 Check zur Beurteilung der koordinativen Fähigkeiten sowohl in Sportkleidung als auch unter Atemschutzbelastung verglichen.

Als Kenngrößen der Beanspruchung der Ausdauerleistungsfähigkeit wurden die Herzfrequenz, Laktatkonzentration, Watt (absolut und relativ) und Leistungsfähigkeit in Prozent zum Referenzwert (WHO) statistisch ausgewertet. Als Parameter der Beanspruchung der Koordination wurden Sensomotorik, Stabilität und Symmetrie verglichen.

Durch einen Transformationsalgorithmus vom WHO 50 in das 40/40/4 Protokoll konnte der prozentuelle Überschuss der Maximalleistung im Vergleich zur nach WHO 50 errechneten Zielleistung ermittelt werden. Der Vergleich zwischen Test 1 (Sportkleidung) und Test 2 (Atemschutz) mit Hilfe des Wilcoxon Signed-Rank Tests ergab eine hochsignifikante Reduktion der Maximalleistung unter Atemschutz ($p < 0,001$). Der Median reduzierte sich unter Atemschutz von ursprünglich 133.9% auf 121,3%.

Der signifikante Abfall der Ausdauerleistungsfähigkeit unter Atemschutzbelastung zeigt bereits auf, wie groß die Reduktion unter Atemschutz ausfällt. So kann angenommen werden, dass die Reduktion der Leistungsfähigkeit in vollständiger Schutzausrüstung im Einsatz deutlich zunimmt. Positiv ist zu vermerken, dass die durchschnittliche Leistungsfähigkeit der Probanden im Labor bei maximaler Ausbelastung in Test 1 überdurchschnittlich hoch (133.9%) ist.

Die Feuerwehrleute weisen bei den sportmedizinischen Fahrradergometrien im submaximalen Bereich der Leistungsfähigkeit Defizite auf, die als verminderte aerobe Kapazität interpretiert werden können. Bei Test 1 wurden an der aeroben Schwelle Leistungswerte von 1,3 Watt/kg für den Median ermittelt. Die Reduktion der Leistungsfähigkeit in Test 2 war signifikant ($p < 0,001$). Dies lässt sich auch für die anaerobe Schwelle beschreiben, wo die Probanden in Test 1 eine Leistungsfähigkeit von 2,0 Watt/kg am Median aufweisen und eine ebenfalls signifikante Reduktion der Leistungsfähigkeit unter Atemschutz zeigen ($p < 0,001$).

Die Exponentialfunktion eignet sich nach Anwendung eines Korrekturverfahrens zur Schätzung des durchschnittlichen Laktatanstiegs (nach einer Fahrradergometrie mittels Stufenprotokoll) für eine beliebige Gruppe von Probanden. Vergleicht man die Fahrradergometrie mit Atemschutzausrüstung mit der Fahrradergometrie ohne Atemschutz, so kann der Gebrauch des Atemschutzgerätes als schlechtere, das Fehlen des Atemschutzes als bessere Bedingung interpretiert werden. Aus sportmedizinischer und -wissenschaftlicher Sicht zeigt die Gültigkeit der Abbruchhypothese, dass Probanden mit geringer Leistungsfähigkeit weniger von guten Bedingungen (fehlender Atemschutz) profitieren als Leistungsfähige.

Messsysteme wie der MFT S3 Check zur Überprüfung der koordinativen Fähigkeiten, werden in Sport und in der Physiotherapie häufig eingesetzt. Für die Bestimmung des Gleichgewichtsverhaltens kam dieses Testsystem zur Anwendung. Anhand der Ergebnisse lässt sich das Probandenkollektiv im Bereich der Sensomotorik und der Stabilität als durchschnittlich bewerten. Sowohl für den Sensomotorikindex als auch für den Stabilitätsindex (links/rechts) lassen sich signifikante Unterschiede unter Atemschutzbelastung feststellen. Für die Erhebung von Referenzwerten für die Berufsfeuerwehr wäre ein größeres Probandenkollektiv notwendig. Der MFT S3 Check ist nicht nur Testsystem, sondern kann auch als Trainingsinstrument zum Einsatz kommen, was aufgrund der koordinativ anspruchsvollen Tätigkeiten in der Berufsfeuerwehr zu empfehlen wäre.

Der Erhalt und die Weiterentwicklung der individuellen physischen Leistungsfähigkeit sind grundlegend für das professionelle und sichere Agieren im Feuerwehreinsatz. Wie auch aus der Literatur bekannt, ist der Stellenwert der Ausdauerleistungsfähigkeit für die Einsatzkräfte von Bedeutung, und sollte auch in der Wiener Berufsfeuerwehr zielgerichtet und regelmäßig, auf der Basis von wissenschaftlichen Erkenntnissen trainiert werden. Die gesetzliche Grundlage für die Erfassung der Leistungsfähigkeit und des Gesundheitszustandes eines Berufsfeuerwehrmannes ist die verpflichtende Gesundheitsüberwachung am Arbeitsplatz (GSÜ). In diesem Arbeitsfeld kann die sportmedizinische und sportwissenschaftliche Leistungsdiagnostik ein zentrales Instrument zur Leistungsoptimierung darstellen, da sie mittels differenzierter diagnostischer Messverfahren Informationen zur aktuellen körperlichen Leistungsfähigkeit der Einsatzkräfte liefert.

Die Verbindung der arbeitsmedizinischen Vorsorgeuntersuchung (GSÜ) mit sportmedizinischen und sportwissenschaftlichen Methoden der Diagnostik, deren Auswertung und Beurteilung im Kontext mit den anforderungsspezifischen Belastungsstrukturen kann zu einer individuellen und effizienten Steuerung des Trainings und zur Entwicklung der Leistung beitragen. Hierbei soll die Bestimmung der Leistungsfähigkeit – nach aktuellem

Stand der Wissenschaft – insbesondere bei Nicht-Erreichen von geforderten körperlichen Mindestanforderungen die Basis für nachhaltige, individuelle und zielgerichtete Begleitmaßnahmen darstellen.

9. Literaturverzeichnis

- Aigner, E. A., Raschner, C., Hilden, T. & Lutz, M. (2006). *MFT S3 Check 6.1.xx: BITsoft Technische Dokumentation*. Handbuch. Guntramsdorf.
- Angerer, P., Kadlez-Gebhardt, S. & Nowak, D. (2004). Beanspruchung von Feuerwehrleuten beim simulierten Innenangriff. *Arbeitsmedizin, Sozialmedizin, Präventivmedizin*, 39(4), 249.
- Barnard, R. J. & Duncan, H. W. (1975). Heart rate and ECG responses of fire fighters. *Journal of occupational medicine.: official publication of the Industrial Medical Association*, 17(4), 247-250.
- Baur, D. M., Christophi, C. A., Cook, E. F. & Kales, S. N. (2012). Age-Related Decline in Cardiorespiratory Fitness among Career Firefighters: Modification by Physical Activity and Adiposity. *Journal of obesity*, 2012, 710-715.
- Davis, P. O., Dotson, C. O. & Santa Maria, D. L. (1982). Relationship between simulated fire fighting tasks and physical performance measures. *Medicine and science in sports and exercise*, 14(1), 65-71.
- Donovan, K. J. & McConnell, A. K. (1999). Do fire-fighters develop specific ventilatory responses in order to cope with exercise whilst wearing self-contained breathing apparatus? *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 80(2), 107-112.
- Dräger. *DrägerMan PSS® 90: Sicheres Atmen in allen Situationen. Atemschutzlinie Drägerman PSS®*. Gebrauchsanweisung. Zugriff am 16. April 2012 unter <http://www.draeger.com/AT/de/>.
- Dräger. *Panorama Nova P*. Gebrauchsanweisung. Zugriff am 16. April 2012 unter <http://www.draeger.com/AT/de/>.
- Dräger (2001). *Panorama Nova S-PE/ ESA*. Gebrauchsanweisung. Wien. Zugriff am 16. April 2012 unter <http://www.draeger.com/AT/de/>.
- Eglin, C. M. (2007). Physiological Responses to Fire-fighting:thermal and Metabolic Considerations. *Journal of the Human-Environmental System*, 10(1), 7-18.
- Eglin, C. M., Coles, S. & Tipton, M. J. (2004). Physiological responses of fire-fighter instructors during training exercises. *Ergonomics*, 47(5), 483-494.
- Eglin, C. M. & Tipton, M. J. (2005). Can firefighter instructors perform a simulated rescue after a live fire training exercise? *European journal of applied physiology*, 95(4), 327-334.
- EKF Diagnostics (2009). *Analysator für Glukose und Laktat. Biosen C_line, Clinic*. Betriebsanleitung. Magdeburg. Zugriff am 04. Mai 2012 unter www.EKF-diagnostic.de.
- Engelhardt, M. & Albrecht, S. (2007). *Sportverletzungen: Diagnose, Management und Begleitmaßnahmen* (1. Aufl., [2. Nachdr.]). München: Elsevier Urban & Fischer.

- Finteis, T. & Oehler, J.-C. (2003). Stressbelastung von Atemschutzgeräteträgern: Ergebnisse einer Studie im Feuerwehr-Übungshaus Bruchsal. *Brandschutz : deutsche Feuerwehr-Zeitung*, 5, 367-374.
- Finteis, T., Oehler, J.-C., Genzwürker, H., Hinkelbein, J., Dempfle, C.-E., Becker, H. & Ellinger, K. (2002). *Stressbelastung von Atemschutzgeräteträgern bei der Einsatzsimulation im Feuerwehr-Übungshaus Bruchsal Landesfeuerweherschule Baden-Württemberg (STAT-Studie)*.
- Fürst, E. (1977). Berufsgenossenschaftliche Grundsätze für arbeitsmedizinische Vorsorgeuntersuchungen für Träger von Atemschutzgeräten in Arbeit und Rettung. *Drägerheft*, (308), 10-13.
- GE Healthcare (2006a). *Case: Belastungstest-System zur kardiologischen Auswertung*. Betriebsanleitung. Freiburg. Zugriff am 04. Mai 2012 unter www.gehealthcare.com.
- GE Healthcare (2006b). *KISS: Kabelintegriertes Saugsystem*. Betriebsanleitung. Freiburg. Zugriff am 04. Mai 2012 unter www.gehealthcare.com.
- GE Healthcare (2009). *Fahrrad-Ergometer eBike Basic*. Betriebsanleitung. Freiburg. Zugriff am 04. Mai 2012 unter www.gehealthcare.com.
- Gihl, M. (1973). Untersuchungen der Pulsfrequenzen beim Tragen von Atemschutzgeräten. *Drägerheft*, (292/293), 32-36.
- Gledhill, N. & Jamnik, V. K. (1992). Characterization of the physical demands of fire-fighting. *Canadian journal of sport sciences = Journal canadien des sciences du sport*, 17(3), 207-213.
- Griefahn, B., Künemund, C. & Bröde, P. (Eds.) 1998. *Beanspruchung durch Pressluftatmer bei Einsatzübungen der Feuerwehr: Gesundheitsgefahren durch biologische Arbeitsstoffe: Neuro-, Psycho- und Verhaltenstoxizität. : Dokumentationsband über die 38. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin*. Fulda: Rindt-Druck.
- Griefahn, B., Künemund, C. & Bröde, P. (2003). Evaluation of performance and load in simulated rescue tasks for a novel design SCBA: effect of weight, volume and weight distribution. *Applied ergonomics*, 34(2), 157-165.
- Griefahn, B., Künemund, C., Schäfer, K. & Aschenbrenner, D. (1998). Zum Einsatz neuer Pressluftatmer bei der Feuerwehr. *Drägerheft*, (368), 2-5.
- Gruber, D., Hilden, T. & Lutz, M. (2007). *S3 Testanleitung*. Schulungsunterlage. Guntramsdorf. Zugriff am 10. Mai 2012 unter www.mft-academy.com.
- Heck, H. (2006). Muskuläre Energiestoffwechsel und sportliche Aktivität. *Blickpunkt der Mann*, 4(4), 23-28.
- Heiduk, R. (2009). Firefighter Fitness. *Feuerwehr Retten Löschen Bergen*, (11), 70-72.
- Heimburg, E. D. von, Rasmussen, A. K. R. & Medbø, J. I. (2006). Physiological responses of firefighters and performance predictors during a simulated rescue of hospital patients. *Ergonomics*, 49(2), 111-126.

- Hollmann, W., Strüder, H. K. & Diehl, J. (2009). *Sportmedizin: Grundlagen für körperliche Aktivität, Training und Präventivmedizin ; mit 91 Tabellen* (5., völlig neu bearb. und erw. Aufl.). Stuttgart: Schattauer.
- Holmér, I. & Gavhed, D. (2007). Classification of metabolic and respiratory demands in fire fighting activity with extreme workloads. *Applied ergonomics*, 38(1), 45-52.
- Hottenrott, K. & Gronwald, T. (2009). *Ausdauertraining in Schule und Verein. Praxisideen Bewegungskompetenzen: Vol. 38*. Schorndorf: Hofmann.
- Hottenrott, K. & Neumann, G. (2008). *Methodik des Ausdauertrainings. Beiträge zur Lehre und Forschung im Sport: Vol. 165*. Schorndorf: Hofmann.
- Hübner, A. & Szadkowski, D. (1979). Kreislaufverhalten bei Feuerwehrbeamten während einer Atemschutzübung. *Drägerheft*, (314), 10-20.
- Kadlez-Gebhardt, S. (2010). *Kardiozirkulatorische und thermische Beanspruchung von Feuerwehrleuten in einer Brandsimulationsanlage* (Dissertation). Ludwig-Maximilians-Universität, München.
- Kales, S. N., Soteriades, E. S., Christophi, C. A. & Christiani, D. C. (2007). Emergency duties and deaths from heart disease among firefighters in the United States. *The New England journal of medicine*, 356(12), 1207-1215.
- Kales, S. N., Tsismenakis, A. J., Zhang, C. & Soteriades, E. S. (2009). Blood pressure in firefighters, police officers, and other emergency responders. *American journal of hypertension*, 22(1), 11-20.
- Kibele, A. (2008). Fit und gesund im Einsatz: Fitnesskonzeption für Feuerwahrangehörige mit Tests und Trainingssteuerung. *Brandschutz : deutsche Feuerwehr-Zeitung*, pp. 321-330.
- Kibele, A. (Ed.) 2010. *Feuerwehrfitness und -diagnostik: Tagungsband; 1. Symposium 2010*. Münster: Edition Octopus im Verl.-Haus Monsenstein und Vannerdat.
- Kiparski, R. v. & Marschall, B. (1983). Die Beanspruchung von Feuerwehrleuten bei Übungen und im Einsatz. *Arbeitsmedizin, Sozialmedizin, Präventivmedizin*, 18(3), 58-63.
- Koch, H. J. & Raschka, C. (1999). Empirische und mechanistische Auswertungsmodelle für Laktatkonzentrationszeitkurven. *Nagoya journal of medical science*, 62(3-4), 127-134.
- Kortt, U., Schröder, H. & Dentz, U. (2003). Belastungsstudie: Atemschutzgeräteträger müssen umdenken: Konsequenzen aus der Studie über die Belastung von Einsatzkräften bei der Brandbekämpfung unter Atemschutz. *Brandschutz : deutsche Feuerwehr-Zeitung*, 5, 375-380.
- Küster, L. (2009). *Leistungsdiagnostik in Sportmedizin und Sportwissenschaft: Evaluierung der derzeit als „State of the Art“ bezeichneten Methoden in verschiedenen Anwendungsbereichen*. Saarbrücken: VDM.
- Lehmann, G., Rohmert, W. & Haider, E. (1983). *Praktische Arbeitsphysiologie: 24 Tabellen* (3., neubearb. Aufl.). Stuttgart [u.a.]: Thieme.

- Lemon, P. W. & Hermiston, R. T. (1977). The human energy cost of fire fighting. *Journal of occupational medicine.: official publication of the Industrial Medical Association*, 19(8), 558-562.
- Lohninger, H. (2012). *Lognormalverteilung*. Zugriff am 23. Juli 2012 unter http://www.statistics4u.info/fundstat_germ/cc_distri_lognormal.html.
- Löllgen, H. (2005). *Kardiopulmonale Funktionsdiagnostik* (4., neubearb. Aufl.). *Cardiovascularia*. Nürnberg, Mittelfr: Novartis Pharma.
- Lorenz, R., Franz, K., Krieger, S., Zeilberger, K. & Jeschke, D. (2007). Dynamische Leistungsfähigkeit bei reduzierter Wärmeabgabe in Feuerwehrschutzanzügen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 58(5), 132-137.
- Luiz, T., Lackner, C. K., Peter, H. & Schmidt, J. (2010). *Medizinische Gefahrenabwehr: Katastrophenmedizin und Krisenmanagement im Bevölkerungsschutz* (1. Aufl.). München: Urban & Fischer in Elsevier.
- Maassen, N. & Schneider, G. (2011). Die kapilläre Laktatkonzentration als Maß für die Belastungsreaktion. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 62(4), 92-97.
- Magistratsabteilung 23. *Feuerwehr-Statistiken: Verwaltung und öffentlicher Dienst*. Feuerwehr und Katastrophenschutz. Zugriff am 28. Juli 2012 unter <http://www.wien.gv.at/statistik/verwaltung/feuerwehr/index.html>.
- Magistratsabteilung 68. *Berufsfeuerwehr Wien: Organisation und Aufgaben - Berufsfeuerwehr Wien*. Feuerwehr und Katastrophenschutz. Zugriff am 28. Juli 2012 unter <http://www.wien.gv.at/menschen/sicherheit/feuerwehr/>.
- Malley, K. S., Spierer, D. K. & Wittkop, W. (2008). *Get firefighter fit: The complete workout from the former director of the New York City Fire Department physical training program*. Berkley, CA: Ulysses Press.
- Marées, H. de & Heck, H. (2003). *Sportphysiologie* (9., vollst. überarb. und erw. Aufl., korr. Nachdr.). Köln: Sportverl. Strauss.
- Mathias, D. (2006). *Professionelle Prävention: Gesundheitsförderung durch richtige Ernährung und mehr Bewegung* (1. Aufl.). München: Elsevier Urban & Fischer.
- National Institute for Occupational Safety and Health (2008). *NIOSH Fire Fighter Fatality Investigation and Prevention Program: Leading Recommendations for Preventing Fire Fighter Fatalities, 1998-2005*. Cincinnati, Ohio.
- Neumann, G. & Lang, M. (Eds.) (2003). *Triathlon und Sportwissenschaft: Vol. 16. Zur Quantifizierung der Anpassung an Triathlontraining. 16. und 17. Internationales Triathlon-Symposium: Regensburg 2001 und Bad Segeberg 2002*. (1. Aufl.). Hamburg: Czwalina.
- Neumann, G. & Schüler, K.-P. (1994). *Sportmedizinische Funktionsdiagnostik: Mit 74 Tabellen* (2., neubearb. Aufl.). *Sportmedizinische Schriftenreihe: Vol. 29*. Leipzig: Barth.
- Niederösterreichischer Landesfeuerwehrverband. *Atemschutz*. Zugriff am 18. Juni 2012 unter www.noelfv.at.

- Nöcker, U. (1999). Die besonderen Anforderungen im Feuerwehrdienst unter Beachtung der Tauglichkeit (G26): Ist gezieltes Training Modeerscheinung oder Erfordernis? *Drägerheft*, (370), 28-31.
- Nöcker, U. (2008). Fit für den Einsatzdienst. *Verbandszeitschrift des Bundesverbandes Betrieblicher Brandschutz Werkfeuerwehrverband Deutschland*, 10(4).
- Obergöker, F. (2010). Projekt: Fit for firefighting - Ein Projekt zu Verankerung des Sports in den Freiwilligen Feuerwehren Baden-Württemberg. In A. Kibele (Ed.), *Feuerwehrfitness und -diagnostik. Tagungsband; 1. Symposium 2010* (pp. 143-151). Münster: Edition Octopus im Verl.-Haus Monsenstein und Vannerdat.
- ODPM (2004). *Operational Physiological Capabilities of Firefighters: Literature Review and Research Recommendations: Fire Research Technical Report 1/2005*. London.
- Pansold, B. & Zinner, J. (1993). Zur Methodik von Stufentests und zur Zuverlässigkeit von Ergebnissen aus Laktat-Leistungskurven. *Österreichisches Journal für Sportmedizin*, 23(4), 102-116.
- Pokan, R., Benzer, W., Gabriel, H., Hofmann, P., Kunschitz, E., Mayr, K. (2009). *Kompendium der kardiologischen Prävention und Rehabilitation*. Wien: Springer.
- Pokan, R., Förster, H., Hofmann, P., Hörtnagl, H., Ledl-Kurkowski, E. & Wonisch, M. (2004). *Kompendium der Sportmedizin: Physiologie, Innere Medizin und Pädiatrie*. Wien: Springer.
- Preuß, G. (2001). *Ursachen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit von Feuerwehrleuten unter standardisierten und praxisnahen Belastungen* (Inauguraldissertation). Freie Universität Berlin, Berlin.
- Preuß, G., Lüth, P. & Schäcke, G. (2005). Auswirkung unterschiedlicher berufsbezogener Belastungen bei Feuerwehreinsatzkräften im Vergleich. *Arbeitsmedizin, Sozialmedizin, Präventivmedizin*, 40(3), 167.
- Punakallio, A. (2004). *Balance abilities of different-aged workers in physically demanding jobs. With special reference to firefighters of different age* (Dissertation). University of Kuopio.
- Punakallio, A. (2005). Slip and fall risk among firefighters in relation to balance, muscular capacities and age. *Safety science*, 43(7), 455-468.
- Punakallio, A., Lusa, S. & Luukkonen, R. (2003). Protective equipment affects balance abilities differently in younger and older firefighters. *Aviation, space, and environmental medicine*, 74(11), 1151-1156.
- Punakallio, A., Lusa, S. & Luukkonen, R. (2004). Functional, postural and perceived balance for predicting the work ability of firefighters. *International archives of occupational and environmental health*, 77(7), 482-490.
- Raschner, C., Lember, S., Platzer, H. P., Patterson, C., Hilden, T. & Lutz, M. (2008). S3-Check - Evaluierung und Normwertenerhebung eines Tests zur Erfassung der Gleichgewichtsfähigkeit und Körperstabilität. *Sportverletzung, Sportschaden*, 100-105.

- Raschner, C., Lember, S., Mildner, E., Platzer, H.-P. & Patterson, C. (2008). Entwicklung eines sensomotorischen Feedbacktrainingsgerätes für den begleitenden Einsatz in der neuronalen Rehabilitation. *Bewegungstherapie und Gesundheitssport*, 241-245.
- Röcker, K. & Dickhuth, H. H. (2001). Praxis der Laktatmessung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 52(1), 33-34.
- Röcker, K., Prettin, S., Pottgießer, T., Schumacher, Y. O. & Dickhuth, H.-H. (2010). Metabolische Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung in der Sportmedizin. *Sport- und Präventivmedizin: offizielles Organ der Österreichischen Gesellschaft für Sportmedizin und Prävention*, 6-12.
- Rosenstock, L. & Olsen, J. (2007). Firefighting and death from cardiovascular causes. *The New England journal of medicine*, 356(12), 1261-1263.
- Saupe, K., Sothmann, M. & Jasenof, D. (1991). Aging and the fitness of fire fighters: the complex issues involved in abolishing mandatory retirement ages. *American journal of public health*, 81(9), 1192-1194.
- Schlick, C., Bruder, R. & Luczak, H. (2010). *Arbeitswissenschaft* (3., vollst. überarb. und erw. Aufl.). Heidelberg [u.a.]: Springer.
- Schnabel, G., Harre, H.-D., Krug, J. & Kaeubler, W.-D. (2008). *Trainingslehre - Trainingswissenschaft: Leistung-Training-Wettkampf*. Aachen: Meyer & Meyer.
- Schröder, H. (2008). *Fit for fire fighting: Das bewährte Trainings- und Ernährungsprogramm für die Feuerwehr* (3rd ed.). Villingen-Schwenningen: Neckar.
- Schurr, S. (2003). *Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung im Ausdauersport*. Nordestedt: Books on Demand.
- Sothmann, M. S., Landy, F. & Saupe, K. (1992). Age as a bona fide occupational qualification for firefighting. A review on the importance of measuring aerobic power. *Journal of occupational medicine.: official publication of the Industrial Medical Association*, 34(1), 26-33.
- Sothmann, M. S., Saupe, K., Jasenof, D. & Blaney, J. (1992). Heart rate response of firefighters to actual emergencies. Implications for cardiorespiratory fitness. *Journal of occupational medicine.: official publication of the Industrial Medical Association*, 34(8), 797-800.
- Steinacker, J. M., Liu, Y. & Reißnecker, S. (2002). Abbruchkriterien bei der Ergometrie. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 53(7), 228-229.
- Such, U. & Meyer, T. (2010). Die maximale Herzfrequenz. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 61(12), 310-311.
- Thonack, J. & Hoffmann, W. Veränderung der Laktatakkumulation bei Senkung des hohen Blutdrucks. *Journal für Hypertonie*, 13(4), 11-15.
- Tomasits, J. & Haber, P. (2005). *Leistungsphysiologie: Grundlagen für Trainer, Physiotherapeuten und Masseure* (Zweite, neu bearbeitete Auflage.). Wien: Springer.

- Trappe, H. J. & Löllgen, H. (2000). Leitlinien zur Ergometrie. *Zeitschrift für Kardiologie*, 89(9), 821-831.
- Tschan, H., Baron, R., Smekal, G. & Bachl, N. (2001). Belastungs- und Beanspruchungsprofil im Fußball aus physiologischer Sicht. *Österreichisches Journal für Sportmedizin*, 7-18.
- Tschopp, M. (2001). *Leistungsdiagnostik Ausdauer: Manual*. Qualitätsentwicklung Sport-med Swiss Olympic, Magglingen, Swiss Olympic Medical Centers.
- Ulmer, H.-V. (2001). *Belastung und Beanspruchung, Beanspruchungsregulation und Zielantizipation*, Jena.
- Ulmer, H.-V. (2007). *Zur Problematik der arbeitsmedizinischen Leistungsdiagnostik*, Mainz.
- United States Fire Administration (1997). *Firefighter Fatalities in the United States in 1996: Contract No. EMW-95-C-4713*. TriData Corporation. Arlington, Virginia, 1-53.
- Vogelsang, H.-C. (1985). *Zur Bedeutung der körperlichen Fitness für Atemschutzgeräteträger der Feuerwehren* (Inauguraldissertation). Johannes Gutenberg-Universität, Mainz.
- Vogelsang, H.-C. & Ulmer, H.-V. (1986). Zur Notwendigkeit einer ausreichenden körperlichen Leistungsfähigkeit bei Atemschutzgeräteträgern der Feuerwehren. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 36, 197-203.
- Warncke, E. (1973). Einfluß des Gewichtes von Atemschutzgeräten auf den Atemluftverbrauch. *Drägerheft*, (292/293), 36-44.
- Wonisch, M., Berent, R., Klicpera, M., Laimer, H., Marko, C., Pokan, R., ... (2008). Praxisleitlinien Ergometrie. *Journal für Kardiologie*, 15 (Suppl A), 3-17.
- Wydra, G., Schwarz, M., Heidinger, S. & Demke, R. (2008). Die Bedeutung der körperlichen Fitness für Feuerwehrleute. *Zeitschrift für Unfallversicherung in Wirtschaft, Wissenschaft und Politik*, 358-362.
- Wydra, G., Schwarz, M., Heidinger, S. & Demke, R. (2008). Gesundheitsförderung bei der Berufsfeuerwehr. *Arbeitsmedizin, Sozialmedizin, Umweltmedizin*, 360-366.
- Wydra, G., Schwarz, M., Heidinger, S. & Demke, R. (2009). Sind hauptamtliche Feuerwehrleute tatsächlich »fit for Firefighting«? *Brandschutz*, (2), 114-118.
- Zinner, J., Pansold, B. & Buckwitz, R. (1993). Computergestützte Auswertung von Stufentests in der Leistungsdiagnostik. *Leistungssport*, 23(2), 21-26.
- Zintl, F. & Eisenhut, A. (2001). *Ausdauertraining: Grundlagen, Methoden, Trainingssteuerung* (5., überarb. Aufl., (Neuausg.)). BLV-Sportwissen. München: blv.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Mag. Lukas Küster
geboren 1980 in Wien
lukas@trainingssteuerung.at
lukas.kuester@univie.ac.at

Hochschulbildung

- seit März 2008 Doktoratsstudium an der Universität Wien, Zentrum für Sportwissenschaften und Universitätssport
(Dissertation: Belastungs-Beanspruchungs-Profil der Wiener Berufsfeuerwehr)
- März 2001 bis Juni 2007 Studium der Sportwissenschaften - Prävention/Rekreation an der Universität Wien, Zentrum für Sportwissenschaften und Universitätssport
(Diplomarbeit: Evaluierung der derzeit als „State of the Art“ bezeichneten Methoden der Sportmedizin und Sportwissenschaften in verschiedenen Anwendungsbereichen)

Auslandserfahrung

- September 2004 bis März 2005 Auslandsstudium (Ciencias de la Actividad Física y del Deporte) im Rahmen des Erasmus Sokrates Mobilitätsprogramms an der Universidad de Las Palmas de Gran Canaria

Berufserfahrung

- seit Juni 2012 Mitbegründung und Gesellschafter des Unternehmens >boulderbar GmbH< – www.boulderbar.net
(Errichtung einer Kletter-/Boulderanlage in Wien)
- seit Jänner 2012 Wissenschaftlicher Mitarbeiter im Christian Doppler Labor für Wiederherstellung von Extremitätenfunktionen an der Medizinischen Universität Wien
- Dezember 2010 bis September 2011 Projektinitiator und Leadantragsteller im Kooperationsprojekt: Fit for Government - Modulare Vorbereitungskurse für Aufnahmetestverfahren in den öffentlichen Dienst
(Fördergeber/ Projekteinreichung: Wirtschaftsagentur. Ein Fonds der Stadt Wien. KOOP Pro 2011)
- seit Oktober 2011 Kursleiter und Referent in der Sportkletterlehrausbildung (Modul 1+2) am Universitätssportinstitut Wien
- Februar 2011 bis Jänner 2012 Sportwissenschaftler im Gesundheits- und Vorsorgezentrum der KFA (Privatkrankenanstalt Sanatorium Hera 1090 Wien), unter der Leitung von Prim. Dr. Ludwig Kaspar (Tätigkeitsbereiche: sportwissenschaftliche und sportmedizinische Leistungs- und Funktionsdiagnostik. Projektarbeiten im Bereich der Gesundheitsprävention. Wissenschaftliches Untersuchungen der Wiener Berufsfeuerwehr)

Oktober 2009 bis November 2010	Freiberuflicher wissenschaftlicher Projektleiter im Gesundheits- und Vorsorgezentrum der KFA (Privatkrankenanstalt Sanatorium Hera 1090 Wien) (Projektarbeit: Planung, Durchführung und Evaluierung eines interdisziplinären Atemschutzträgerprojekts mit der Wiener Berufsfeuerwehr)
Mai 2009 bis April 2010	Wissenschaftlicher Projektleiter einer leistungsphysiologischen Marathonlauf-Studie an der Universität Wien (Projektarbeit: Beurteilung der kardiopulmonalen und metabolischen Leistungsfähigkeit. Charakteristika ergospirometrischer und metabolischer Parameter während einer Marathonlaufdistanz (42,195 km) bei männlichen Probanden)
seit Oktober 2008	Lehrbeauftragter/ Kursleiter für Sportklettern, Allgemeine Athletik, Kraft- und Koordinationstraining am Universitätssportinstitut Wien (Tätigkeitsbereiche: Durchführung von Kursen mit bis zu 40 Personen)
Jänner bis September 2008	Assistent und temporärer Leiter der Abteilung Leistungsdiagnostik im Kompetenzzentrum Bad Sauerbrunn (Tätigkeitsbereiche: sportmedizinische Leistungsdiagnostik, Labordiagnostik, Trainingsplanung und Trainingssteuerung)
seit Jänner 2008	Selbständige Klettertrainertätigkeit im Team von >www.klettercoaching.at< (Tätigkeitsbereiche: Einzelcoachings und Durchführung von Kletterkursen)
seit Jänner 2007	Begründer und Leiter des Unternehmens >trainingssteuerung.at< (Tätigkeitsbereiche: Leistungsdiagnostik, sportwissenschaftliche Trainingsberatung und -steuerung, Trainingstherapie für Individualsportler und Teams (Gesundheits-, Breiten- und Leistungssport), Gesundheitsmanagement, betriebliche Gesundheitsvorsorge und Wissenschaftliches Arbeiten)
April bis Juli 2006	Sportwissenschaftler am ÖSV-Olympiastützpunkt Obertauern (Gesellschaft für Sportmedizin, Orthopädische Rehabilitation, Trainingstherapie und Trainingssteuerung GmbH)
Jänner 2005	Organisation und Durchführung der 3 rd IOAPA Winter-Session for Young Participants (International Olympic Academy Participants Association)
Mai bis Juni 2004	Teilnahme an der 44 th International Session for Young Participants of the International Olympic Academy in Athen/ Olympia

Schulbildung

1991 - 1999	AHS Albertus Magnus Gymnasium in 1180 Wien; Reifeprüfung
1987 - 1991	Volksschule der Marianisten in 1180 Wien

Präsenzdienst

Oktober 1999 bis Mai 2000	Präsenzdienst – Garde, Maria Theresia Kaserne Wien
------------------------------	----------------------------------------------------

Zusatzausbildungen

März 2012	Staatlich geprüfter Trainer für Athletik, Fitness und Koordination; Bundessportakademie Innsbruck
Juni 2008	Staatlich geprüfter Instruktor Sportklettern; Bundessportakademie Wien
Februar 2006	Staatlich geprüfter Trainergrundkurs; Bundessportakademie Wien
Juli 2004	Sportkletterlehrausbildung; Pädagogisches Institut Wien
April 2001	Staatlich geprüfter Lehrwart für Allgemeine Körperausbildung (Studio); Bundessportakademie Linz
Juli 1999	Staatlich geprüfter Lehrwart für Snowboard (Alpin); Bundessportakademie Wien

Publikation

Küster, L. (2009). Leistungsdiagnostik in Sportmedizin und Sportwissenschaften. Evaluierung der derzeit als „State of the Art“ bezeichneten Methoden in verschiedenen Anwendungsbereichen. Saarbrücken: VDM.

Auszeichnung

Gesundheitspreis der Stadt Wien 2010 – Kategorie Ambulant (Projekt: F.F.F.F. Fit For Fire Fighting. Belastung/ Beanspruchungsprofil der Wiener Berufsfeuerwehr)

Förderungen

Förderungsstipendium 2011 der Universität Wien

Zusätzliche Kenntnisse

IT-Kenntnisse	MS-Office Paket Citavi 3.1.15 SPSS
Fremdsprachen	Englisch (exzellente Kenntnisse) Spanisch (sehr gute Kenntnisse)