



Projekt **Bestimmung der Ausdauerleistungsfähigkeit durch Gasaustausch- und Herzfrequenz-Kinetiken bei körperlichem Training**

Förderkennzeichen **50WB0726**

Abschlussbericht

Bewilligungszeitraum/
Berichtszeitraum 1.10.2007 – 31.12.2013

Berichtersteller: **Dr. Uwe Hoffmann**

Co-Investigator: **Prof. Dr. Dr. Dieter Eßfeld**
Prof. Dr. Stefanos Fasoulas
Prof. Dr. Otmar Bock

Redaktionelle Mitarbeit: **Dr. Marc Dalecki**
Dr. Uwe Drescher
Ansgar Steegmanns
Jessica Koschate

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	4
Tabellenverzeichnis	9
Abkürzungsverzeichnis	10
Vorbemerkung	12
Abschnitt 1: Untersuchungen zur $\dot{V}O_2$ -Kinetik	13
I. Einleitung / Kurze Darstellung des Projektabschnittes	13
I.1. Aufgabenstellung	13
I.2. Voraussetzungen, unter denen das Vorhaben durchgeführt wurde	14
I.3. Planung und Ablauf des Vorhabens	16
I.4. Wissenschaftlicher und technischer Stand, an den angeknüpft wurde	21
I.5. Zusammenarbeit mit anderen Stellen	21
II. Eingehende Darstellung des Projektabschnittes	22
II.1 Verwendung der Zuwendung	22
II.1.1 Kurze Gegenüberstellung der erzielten Ergebnisse unter Berücksichtigung der vorgegebenen Ziele	22
II.1.2 Eingehende Darstellung der Ergebnisse	23
II.1.2.1 Methodik	23
II.1.2.1.1 Messzeitpunkte	23
II.1.2.1.2 Instrumente und Messverfahren	23
II.1.2.1.3 Belastungsprotokolle	25
II.1.2.1.4 Rekursives Modell	28
II.1.2.1.5 Auto- und Kreuzkorrelationen	29
II.1.2.1.7 Optimierungskriterien	33
II.1.2.1.8 Rauschen	33
II.1.2.1.9 Undershoot	38
II.1.2.1.10 Statistische Auswertung	41
II.2 Ergebnisse	41
II.2.1 Referenzgruppe I (Red. Mitarbeit: Drescher)	41
II.2.2 Astronauten-Daten (Red. Mitarbeit: Hoffmann, Drescher, Koschate)	43
II.2.3 Referenzgruppe II mit Trainingsdokumentation (Red. Mitarbeit: Koschate)	55
II.2.4 Typ 2 Diabetiker (Red. Mitarbeit: Drescher, Koschate)	58
II.2.5 Referenzgruppe III (Red. Mitarbeit: Koschate)	60
II.2.6 Hypertoniker (Red. Mitarbeit: Koschate)	65
II.2.7 Zusammenfassende Darstellung und Vergleich der Probandengruppen	66

II.2.8	<i>Vergleich Oberkörperarbeit zu Unterkörperarbeit (Red. Mitarbeit: Drescher)</i>	67
II.2.9	<i>Kipptisch-Versuche (Red. Mitarbeit: Drescher)</i>	68
II.2.10	<i>LBNP-Studie (Red. Mitarbeit: Steegmanns)</i>	69
II.3	Schlussfolgerungen aus den Untersuchungen zur VO₂-Kinetik	81
II.4	Wichtigste Positionen des zahlenmäßigen Nachweises	82
II.5	Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Arbeit	82
II.6	Voraussichtlicher Nutzen	83
II.7	Fortschritt auf dem Gebiet des Vorhabens bei anderen Stellen	83
II.8	Erfolgte oder geplante Veröffentlichungen des Ergebnisses	83
Abschnitt 2: Untersuchungen zur motorischen Leistungsfähigkeit in simulierter		
	Schwereelosigkeit (Red. Mitarbeit: Dalecki)	87
I.	Einleitung / Kurze Darstellung des Projektabschnittes	87
I.1	Aufgabenstellung	87
I.2	Voraussetzungen unter denen das Vorhaben durchgeführt wurde	87
I.3	Planung und Ablauf des Vorhabens	87
I.4	Wissenschaftlicher und technischer Stand an den angeknüpft wurde	95
I.5	Zusammenarbeit mit anderen Stellen	96
II	Eingehende Darstellung des Projektabschnittes	96
II.1	Verwendung der Zuwendung	96
II.2	Wichtigste Positionen des zahlenmäßigen Nachweises	96
II.3	Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Arbeit	97
II.4	Voraussichtlicher Nutzen	97
II.5	Fortschritt auf dem Gebiet des Vorhabens bei anderen Stellen	98
II.6	Veröffentlichungen	98
III.	Literatur	101

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Schematische Darstellung der Kapazitäten (blau) und Regulationsprozesse (rosa) des Herz-Kreislauf-Systems zur Sauerstoffversorgung der Muskulatur..13
Abb. 2	Darstellung der geplanten (graue Balken) und der durchgeführten (rote Balken) Messungen im Rahmen des EKE-Projektes von Oktober 2007 bis September 2010.....16
Abb. 3	Darstellung der geplanten (graue Balken) und der durchgeführten (rote Balken) Messungen und Auswertungen im Rahmen des EKE-Projektes von Oktober 2010 bis Dezember 2012.17
Abb. 4	Detaillierter zeitlicher Ablauf der Testung der Astronauten vor und nach ihrem Flug zur ISS.18
Abb. 5	Darstellung der geplanten (graue Balken) und der durchgeführten (rote Balken) Messungen und Auswertungen im Rahmen des EKE-Projektes im Jahr 2013.19
Abb. 6	Darstellung der geplanten (graue Balken) und der durchgeführten (rote Balken) Messungen und Auswertungen im Rahmen der LBNP-Anwendung von Januar 2010 bis Dezember 2011.20
Abb. 7	Moderates EKE-Protokoll zur Erfassung der kardiorespiratorischen Kinetiken.25
Abb. 8	Ausbelastungstest der Ausdauer-Gruppe, der Probanden der Referenzgruppe I und der Astronauten. Der Ausbelastungstest ($\dot{V}O_2$ max-Protokoll) beinhaltet zwei unterschiedliche Protokolle, die körpergewichtsabhängig sind. Die ersten 3 Stufen dauern jeweils 3 min, danach wird die Leistung pro Minute um 25 Watt bis zur individuellen Erschöpfung erhöht.26
Abb. 9	Belastungsprotokoll der Referenzgruppe III, der Diabetiker und Hypertoniker nach den Standards der WHO. Die erste Stufe beginnt mit einer Last von 25 Watt, nachfolgend wird die Last alle drei Minuten um 25 Watt gesteigert.27
Abb. 10	Belastungsprotokoll für Ober- und Unterkörperergometrie. WL Lo: Leistung für Unterkörperergometrie; WL Up: Leistung für Oberkörperergometrie.28
Abb. 11	Darstellung des rekursiven Modells für die Rückrechenmethode29
Abb. 12	Übertragungsfunktion zwischen Eingangs- und Ausgangssignal und Zusammenhang mit der Auto- und Kreuzkorrelation.30
Abb. 13	Darstellung des Prozesses der Kreuzkorrelation eines Parameters mit dem Belastungsmuster (obere Abbildung). Die gegeneinander verschobenen Phasen werden miteinander korreliert und ergeben die Kreuzkorrelationen in dem unteren Diagramm.31
Abb. 14	Darstellung des messbaren physiologischen Rauschens bei Vorgabe eines bestimmten Rauschens bei Daten mit verschiedenen Zeitkonstanten.....33
Abb. 15	Zusammenhang zwischen dem Rausch-Level eines Parameters und der zugehörigen ACF des Parameters unter Berücksichtigung verschiedener Zeitkonstanten.34
Abb. 16	Zusammenhang zwischen dem Rauschen gemessen in simulierten Daten und dem jeweiligen CCF_{max} . Zur Veranschaulichung der CCF_{max} -Werte werden ebenso die Zeitkonstanten zugeordnet (unterbrochene Linien).35
Abb. 17	Darstellung des physiologischen Rauschens der $\dot{V}O_2$ pulm in den verschiedenen Gruppen zum jeweils ersten Messzeitpunkt.36
Abb. 18	Standardabweichung ($MEAN \pm SE$) der $\dot{V}O_2$ pulm zu den verschiedenen Messzeitpunkten in der Vergleichsgruppe (gestrichelte Linien) und der

Astronauten-Gruppe (durchgezogene Linien) auf den unterschiedlichen Stufen.

37

Abb. 19	Zusammenhang zwischen physiologischem Rauschen in der $\dot{V}O_2$ pulm und der daraus abgeschätzten $\dot{V}O_2$ musc.	38
Abb. 20	Beispiel eines normalen (Fall 1 – rot) CCF-Verlaufs der muskulären $\dot{V}O_2$ und mit einem Undershoot (Fall 2 – grün). Es ist deutlich zu erkennen, dass im Bereich des Lags von -20 eine deutliche Unterschreitung des Wertes -0.05 vorhanden ist.	39
Abb. 21	Ergebnisse der Abschätzung der Zeitkonstanten der muskulären $\dot{V}O_2$ mit Hilfe von simulierten Daten. Genutzt wurden dynamische (SVdyn) und konstante (SVconst) Schlagvolumina. Zusätzlich wurden die ‚breath-by-breath‘-Daten mit (NOISE) und ohne (CLEAN) physiologischem Rauschen simuliert.	40
Abb. 22	Bland-Altman-Plots zur Abb. 21. Dargestellt sind die mittleren Differenzen der Zeitkonstanten der $\dot{V}O_2$ musc für dynamisches (SVdyn) und konstantes (SVconst) Schlagvolumen und mit (NOISE) und ohne (CLEAN) physiologisches Rauschen der breath-by-breath-Daten; aufgetragen zur ursprünglichen Zeitkonstante der $\dot{V}O_2$ musc.	40
Abb. 23	Mittelwerte und Standardfehler der Laktatkonzentrationen von Referenzgruppe I während des Tests.	41
Abb. 24	Mittelwerte und Standardfehler der pulmonalen ($\dot{V}O_2$ pulm) und muskulären $\dot{V}O_2$ ($\dot{V}O_2$ musc) sowie das Belastungsprotokoll (Leistung) im Zeitbereich.	42
Abb. 25	Mittelwerte und Standardfehler (n=17) der Autokorrelationsfunktion (ACF) der Leistung und der Kreuzkorrelationsfunktionen (CCF) der Leistung mit der Herzfrequenz (HR), der muskulären $\dot{V}O_2$ ($\dot{V}O_2$ musc), der pulmonalen $\dot{V}O_2$ ($\dot{V}O_2$ pulm), der pulmonalen CO_2 -Abgabe ($\dot{V}CO_2$ pulm) und der Ventilation (VE). Markiert sind jeweils die Maxima der CCFs, die die Schnelligkeit der jeweiligen Kinetik widerspiegeln.	43
Abb. 26	Darstellung der Mittelwerte (MEAN) der Herzfrequenz sowie der pulmonalen und muskulären Sauerstoffaufnahme im Zeitbereich für alle Astronauten und Zeitpunkte.	45
Abb. 27	Verlauf der Maxima der CCFs vor und nach dem Aufenthalt der Astronauten auf der ISS. Die gestrichelten Linien repräsentieren jeweils die Mittelwerte der $CCF_{max}(HR)$ (rot) und der $CCF_{max}(\dot{V}O_2musc)$ der Referenzgruppe I und III.	46
Abb. 28	Verlauf der Lags der CCFs vor und nach dem Aufenthalt der Astronauten auf der ISS. Die gestrichelten Linien repräsentieren jeweils die Mittelwerte der $CCF_{max}(HR)$ (rot) und der $CCF_{max}(\dot{V}O_2musc)$ der Referenzgruppe I und III.	47
Abb. 29	Muskuläre und pulmonale Sauerstoffaufnahme auf der 30 W (Low) Stufe und der 80 W (High) Stufe vor und nach des Aufenthalts der Astronauten auf der ISS.	47
Abb. 30	Herzfrequenzen (HR) auf der 30 Watt (Low) Stufe und der 80 Watt (High) Stufe vor und nach dem Aufenthalt der Astronauten auf der ISS.	48
Abb. 31	Mittleres Schlagvolumen (SV) und HZV (CO) auf der 30 Watt (Low) Stufe und der 80 Watt (High) Stufe vor und nach dem Aufenthalt der Astronauten auf der ISS.	49
Abb. 32	Durchblutung und Sauerstoffaufnahme des Restkörpers sowie muskuläres venöses Volumen vor und nach dem Aufenthalt der Astronauten auf der ISS.	49
Abb. 33	Mittelwerte der $\dot{V}O_2max$, des $WLmax$ und der $HRmax$ vor und nach dem Aufenthalt der Astronauten auf der ISS.	50

Abb. 34	Mittelwerte und Standardfehler der $\text{rel}\dot{V}O_2\text{max}$ vor und nach dem Aufenthalt der Astronauten auf der ISS.....	51
Abb. 35	Korrelation zwischen den relativen Veränderungen der $\dot{V}O_2\text{max}$ und der $\text{CCF}_{\text{max}}(\dot{V}O_2\text{musc})$	52
Abb. 36	Zusammenhang zwischen dem Trainingsumfang des Ausdauer-Trainings während des Aufenthalts auf der ISS und der Differenz der $\dot{V}O_2\text{musc}$ Kinetik zwischen den Werten vor und nach dem Flug ($r=-0,714$; $p=0.023$).	53
Abb. 37	Zusammenhang zwischen der Veränderung der $\text{CCF}_{\text{lag}}(\dot{V}O_2\text{musc})$ in der Relation vor zu nach dem Flug und der auf das Körpergewicht und die Muskelgruppe relativierte Krafttraining der unteren und oberen Extremitäten während des Aufenthalts auf der ISS ($r=-0,643$; $p=0.043$).....	54
Abb. 38	Mittelwerte und Standardfehler der Hämatokrit und Hämoglobin-Werte der Astronauten vor und nach dem Flug zur ISS.....	55
Abb. 39	CCF_{max} der $\dot{V}O_2\text{musc}$, $\dot{V}O_2\text{pulm}$ und HR über alle vier Testtermine (MEAN \pm SE).....	56
Abb. 40	CCF_{lag} der $\dot{V}O_2\text{pulm}$, $\dot{V}O_2\text{musc}$ und HR über alle vier Testtermine (MEAN \pm SE).	56
Abb. 41	$\dot{V}O_2\text{max}$ und WLmax für alle vier Testtermine (MEAN \pm SE).....	57
Abb. 42	Mittelwerte und Standardfehler der Parameter HR, $\dot{V}O_2\text{musc}$ und $\dot{V}O_2\text{pulm}$ zu den vier Zeitpunkten auf den verschiedenen Stufen während des PRBS-Tests ..	58
Abb. 43	Herzfrequenz- (grün), muskuläre (rot) und pulmonale (blau) $\dot{V}O_2$ -Kinetik vor der Nordic-Walking Intervention. $\text{CCF}_{\text{max}}(\text{HR})$, $\text{CCF}_{\text{max}}(\dot{V}O_2\text{musc})$ und $\text{CCF}_{\text{max}}(\dot{V}O_2\text{pulm})$ stellen jeweils das Maximum der Kreuzkorrelationsfunktionen dar und repräsentieren damit die Kinetik der Parameter. Höhere Werte stehen für schnellere Kinetiken.....	59
Abb. 44	Mittelwerte und Standardfehler der Parameter $\dot{V}O_2\text{pulm}$, $\dot{V}O_2\text{musc}$ und HR der Typ 2 Diabetiker auf den verschiedenen Stufen vor der Intervention.....	59
Abb. 45	Mittelwerte und Standardfehler der Referenzgruppe III der Parameter $\dot{V}O_2\text{pulm}$, $\dot{V}O_2\text{musc}$ und HR auf den verschiedenen Stufen des PRBS-Tests.....	63
Abb. 46	Zusammenhang zwischen $\text{CCF}_{\text{max}}(\dot{V}O_2\text{musc})$ und der $\dot{V}O_2\text{max}$ relativiert zur fettfreien Masse bei den älteren Probanden zum ersten Testzeitpunkt. Der schwarze Datenpunkt markiert die Mittelwerte und Standardfehler beider Parameter ($r=0,369$; $p=0.029$; $N=27$).	64
Abb. 47	Zusammenhang zwischen $\text{CCF}_{\text{lag}}(\dot{V}O_2\text{pulm})$ und der $\dot{V}O_2\text{max}$ relativiert zum Körpergewicht bei den älteren Probanden zum ersten Testzeitpunkt. Der schwarze Datenpunkt markiert die Mittelwerte und Standardfehler beider Parameter ($r=-0,386$; $p=0.024$; $N=27$).	64
Abb. 48	Zusammenhang zwischen $\text{CCF}_{\text{lag}}(\text{HR})$ und WR_{max} bei den Hypertonikern ($r=0,741$; $p=0.004$; $N=13$).....	65
Abb. 49	Mittelwerte und Standardfehler der CCF_{max} und CCF_{lag} der Parameter HR, $\dot{V}O_2\text{pulm}$ und $\dot{V}O_2\text{musc}$ der Astronauten-Gruppe zu den Messzeitpunkten vor und nach dem Aufenthalt in Schwerelosigkeit im Vergleich zu den jeweiligen Werten der Referenzgruppen I und III. Die blauen Flächen um den Mittelwert der Vergleichsgruppen stellen die Standardfehler dieser Gruppen dar.....	66
Abb. 50	Maximale Korrelationskoeffizienten zwischen den jeweiligen Parametern und dem Leistungsmuster für Ober- und Unterkörperarbeit.	68

Abb. 51	CCF _{max} und CCF _{lag} der Herzfrequenz, der muskulären $\dot{V}O_2$ und der pulmonalen $\dot{V}O_2$	69
Abb. 52	Exemplarischer Ablauf eines Versuches. Auf der primären Y-Achse ist die Änderung des Unterdruckes aufgetragen, auf der sekundären Y-Achse die Belastung. Jeweils drei Minuten Unterdruck werden gefolgt von drei Minuten ohne Unterdruck.	71
Abb. 53a-e	Mittelwerte (n = 12) \pm SE aufgenommener Parameter. Blaue Linie zeigt Parameter der 20 mmHg Unterdruckstufe, rote Linie zeigt Parameter der 40 mmHg Unterdruckstufe. Das schwarze Dreieck zu Beginn symbolisiert einen Mittelwert für die Phase zu Beginn (konstante Belastung ohne Unterdruck). Pfeil A markiert Beginn Unterdruck, Pfeil B markiert Ende der Unterdruckphase. Signifikante Unterschiede sind mit „-“ markiert.	72
Abb. 54	Positionierung der Probanden in der Versuchsreihe: Untersuchung der muskulären Sauerstoffaufnahmekinetik bei Oberkörperergometrie mit und ohne LBNP	74
Abb. 55	Belastungsprotokoll der Versuchsreihe: Untersuchung der muskulären Sauerstoffaufnahmekinetik bei Oberkörperergometrie mit und ohne LBNP.....	74
Abb. 56 a-c	Mittelwerte (n = 13) \pm SE der konstanten Phasen bzw. aus den PRBS-Sequenzen des Belastungsprotokolls der Herzfrequenz, pulmonalen und muskulären Sauerstoffaufnahme. Rote Datenpunkte: Studie NoLBNP, grüne Datenpunkte: Studie LBNP	76
Abb. 57a-c	Mittelwerte (n = 13) \pm SE der Kinetiken der Herzfrequenz, der pulmonalen und muskulären Sauerstoffaufnahme. Blaue Linie: ACF der Leistung, rote Linie: CCF der Studie NoLBNP, grüne Linie: CCF der Studie LBNP.....	77
Abb. 58	Mittelwerte und Standardfehler der CCF _{max} und CCF _{lag} der Parameter HR, $\dot{V}O_{2p}$ und $\dot{V}O_{2m}$ während -3mmHg und -40mmHg	78
Abb. 59 a-d	Mittelwerte (n = 13) \pm SE der charakteristischen Einflussgrößen des BCM-Modells aus den Berechnungen der Kinetiken. Rote Balken: Studie NoLBNP, grüne Balken: Studie LBNP	79
Abb. 60	Darstellung der geplanten (graue Balken) und der durchgeführten (rote Balken) Messungen und Auswertungen von März 2010 bis Februar 2013.....	88
Abb. 61	Experimentaufbau unter Wasser mit einem Probanden.	89
Abb. 62	A) RMSE-Fehler während der instabilen Folgeaufgabe unter Wasser und an Land, B) Fehlerrate während der instabilen Folgeaufgabe unter Wasser und an Land. n=48, Mean \pm SE.	90
Abb. 63	A) Reaktionszeit während der Reaktionszeitaufgaben unter Wasser und an Land, B) Fehlerrate während der Reaktionszeitaufgaben unter Wasser und an Land. n=35, Mean \pm SE.	90
Abb. 64	A) Konzentrationsleistungswert (KL) während des D2-Tests unter Wasser und an Land, B) Reaktionszeit während des D2-Tests unter Wasser und an Land. n=35, Mean \pm SE.	91
Abb. 65	A) Reaktionszeit während der isometrischen Kraftproduktionsaufgabe unter Wasser und an Land mit (linke Seite) und ohne (rechte Seite) visuelles Feedback, B) Initiale Kraft während der isometrischen Kraftproduktionsaufgabe unter Wasser und an Land mit (linke Seite) und ohne (rechte Seite) visuelles Feedback, C) Peak Kraft während der isometrischen Kraftproduktionsaufgabe unter Wasser und an Land mit (linke Seite) und ohne (rechte Seite) visuelles Feedback, D) End Kraft während der isometrischen Kraftproduktionsaufgabe	

	unter Wasser und an Land mit (linke Seite) und ohne (rechte Seite) visuelles Feedback n=48, Mean \pm SE.....	92
Abb. 66	A) Reaktionszeit während des Color-Word-Tests unter Wasser und an Land für die kompatible (linke Seite) und inkompatible (rechte Seite) Aufgabe, B) Reaktionszeit während der mentalen Rotationsaufgaben unter Wasser und an Land. n=35, Mean \pm SE.	93
Abb. 67	Entwurf eines multiplen Verarbeitungs-Modells mit zwei kognitiven Kanälen, welches die Ergebnisse der Studien erklären kann. Kanal C1 (gestrichelte, dunkel graue Linien) ist stör anfällig bei Flachwasser-Immersion, hingegen Kanal C2 (gestrichelte, hell graue Linien) nicht. Die Gesamt - Bearbeitungszeit ist abhängig von der jeweils längeren Verarbeitungszeit eines der beiden Kanäle C1 und C2 (durchgehende schwarze Linie). Dieses Modell erklärt die inverse Beziehung zwischen Aufgabenschwierigkeit und Aufgabendefizit, und erklärt Störungen für einfache aber nicht für schwierige Aufgaben in 5 m, und für beide Aufgabenschwierigkeiten in 15 m.	94

Tabellenverzeichnis

Tab. 1	Deskriptive Statistik der ACF der Herzfrequenz (HR) und der $\dot{V}O_2$ pulm in den verschiedenen Gruppen zum jeweils ersten Messzeitpunkt32
Tab. 2	Mittelwerte und Standardabweichungen (MEAN \pm SD) der erhobenen Daten vor (PRE) und nach (POST) der Nordic-Walking-Intervention.....60
Tab. 3	Mittelwerte (Mean) und Standardabweichungen (SD) der körpergewichtsbezogenen Daten vor und nach den jeweiligen Interventionen.61
Tab. 4	Mittelwerte (Mean) und Standardabweichungen (SD) der kardiorespiratorische Kinetiken vor und nach den jeweiligen Interventionen.....61
Tab. 5	Mittelwerte (Mean) und Standardabweichungen (SD) der maximalen kardiorespiratorischen Werte vor und nach der jeweiligen Intervention.62
Tab. 6	Mittelwerte (Mean) und Standardabweichungen (SD) der anthropometrischen Daten der Älteren für die Zusammenhangsanalysen.....62
Tab. 7	Mittelwerte, Standardabweichungen, Minima und Maxima der getesteten Parameter62
Tab. 8	Deskriptive Darstellung der Kinetik-Parameter der Hypertoniker65
Tab. 9	Ausbelastungswerte der Probanden separat nach Ober- und Unterkörper67
Tab. 10	Vergleich der Kinetiken und der Modellparameter zwischen Ober- und Unterkörperarbeit67
Tab. 11	Anthropometrische Werte des Probandenkollektivs68
Tab. 12	Charakteristiken der Probanden aus der Versuchsreihe konstanter Belastung während unterschiedlichen Unterdrücken70
Tab. 13	Charakteristiken der Probanden aus der Versuchsreihe Untersuchung der muskulären Sauerstoffkinetik bei Oberkörperergometrie mit und ohne LBNP ..74

Abkürzungsverzeichnis

ACF	Autokorrelation
ADAM	Agile Data Analysis & Monitoring
avDO ₂	arterio-venöse Differenz der Sauerstoff-Konzentration
BCM	Backward Calculation Method
BDC	Baseline Data Collection
BF	Atemfrequenz
BMI	Body Mass Index
BP	Blutdruck
CCF	Kreuzkorrelation
CCF _{lag}	Abstand auf der x-Achse zwischen dem Maximum der Autokorrelation und der Kreuzkorrelation
CCF _{lag} ($\dot{V}O_2$ musc)rel diff1	Differenz des CCF _{lag} zwischen dem Ausgangswert (Mittelwert aus BDC1 und BDC2) und BDC3, relativ zum Ausgangswert
CCF _{max}	Maximum der Kreuzkorrelation des Belastungsmusters mit dem jeweiligen Parameter
CCF _{max} ($\dot{V}O_2$ musc)diff Pre Post1	Differenz der CCF _{max} ($\dot{V}O_2$ musc) zwischen dem Ausgangswert (Mittelwert aus BDC1 und BDC2) und BDC3
CCF _{max} ($\dot{V}O_2$ musc) diff rel1	Differenz der CCF _{max} ($\dot{V}O_2$ musc) zwischen dem Ausgangswert (Mittelwert aus BDC1 und BDC2) und BDC3, relativ zum Ausgangswert
CCF _{lag} ($\dot{V}O_2$ musc) rel diff1	Differenz des CCF _{lag} ($\dot{V}O_2$ musc) zwischen dem Ausgangswert (Mittelwert aus BDC1 und BDC2) und BDC3, relativ zum Ausgangswert
EEG	Electroencephalogram
EKE	Exercise Kinetics Experiment
FFM	Fettfreie Körpermasse
FCO ₂ et	endtidale Kohlenstoffdioxidfraktion
FO ₂ et	endtidale Sauerstofffraktion
HbA _{1c}	Glykohämoglobin
HR	Herzfrequenz
HZV	Herzzeitvolumen
L-	Tage vor dem Start zur ISS
LBNP	Lower Body Negative Pressure
LOC	Fehlerrate
N ₂	Stickstoff
NoLBNP	keine Verwendung der LBNP
O ₂	Sauerstoff
PPFS	Portable Pulmonary Function System
PRBS	pseudorandomisierte binäre Sequenzen
Q' _{rem}	Durchblutung des Restkörpers
rel $\dot{V}O_2$ max	maximale Sauerstoffaufnahme relativiert auf das Körpergewicht
RMSE	Soll-Ist-Fehler
RSS	Respiratory Sensor System
R-22	Freon-22

R+	Tage nach der Landung
rpm	Umdrehungen pro Minute
SF ₆	Sulfur Hexafluorid
TFM	Task Force Monitor
$\dot{V}CO_2$	Kohlenstoffdioxidabgabe
\dot{V}_E	Ventilation
$\dot{V}O_2$	Sauerstoffaufnahme
$\dot{V}O_{2max}$	maximale Sauerstoffaufnahme
$\dot{V}O_{2max}$ diff rel 1	Differenz der $\dot{V}O_{2max}$ zwischen dem Pre-Test und dem ersten Post-Test relativiert auf den Pre-Test-Wert
$\dot{V}O_{2musc}$	muskuläre Sauerstoffaufnahme
$\dot{V}O_{2peak}$	höchste gemessene Sauerstoffaufnahme
$\dot{V}O_{2pulm}$	pulmonale Sauerstoffaufnahme
V_{vmusc}	venöses Volumen zwischen Muskulatur und Lunge
1RM	One-Repetition-Maximum

Vorbemerkung

Das Projekt gliedert sich in zwei Teile, die nacheinander dargestellt werden:

Abschnitt 1: Untersuchungen zur $\dot{V}O_2$ -Kinetik

und

Abschnitt 2: Untersuchungen zur motorischen Leistungsfähigkeit in simulierter Schwerelosigkeit

Abschnitt 1: Untersuchungen zur $\dot{V}O_2$ -Kinetik

I. Einleitung / Kurze Darstellung des Projektabschnittes

I.1. Aufgabenstellung

Der Erhalt der aeroben Leistungsfähigkeit ist eins der Hauptziele des körperlichen Trainings während Schwerelosigkeit. Der Goldstandard zur Messung der aeroben Leistungsfähigkeit ist die Erfassung der maximalen Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_{2max}$) während eines Ausbelastungstests. Weitere und detailliertere Einblicke in die aerobe Leistungsfähigkeit gewährt die Erfassung der Schnelligkeit (Kinetik) der Anpassung des Herz-Kreislauf-Systems (z.B. Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_2$) und Herzfrequenz (HR)) als Antwort auf eine leichte bis moderate stufenförmige Belastungssteigerung.

Durch die Bestimmung der $\dot{V}O_{2max}$ kann eine zusammenfassende Aussage über die funktionelle Kapazität des kardiovaskulären Systems bezüglich des Sauerstoff-(O_2 -)Transports zur arbeitenden Muskulatur und der Ausnutzung des O_2 im Muskelgewebe getroffen werden. Mit Hilfe der $\dot{V}O_2$ -Kinetiken lassen sich Rückschlüsse auf den muskulären Metabolismus ziehen (Grassi, 2006), die als ein begrenzender Faktor der $\dot{V}O_{2max}$ in Betracht gezogen werden muss. Dies wird in Abb. 1 verdeutlicht. Die Regulationsprozesse können über die Kinetiken erfasst werden, die Kapazitäten der einzelnen Systeme über die $\dot{V}O_{2max}$.

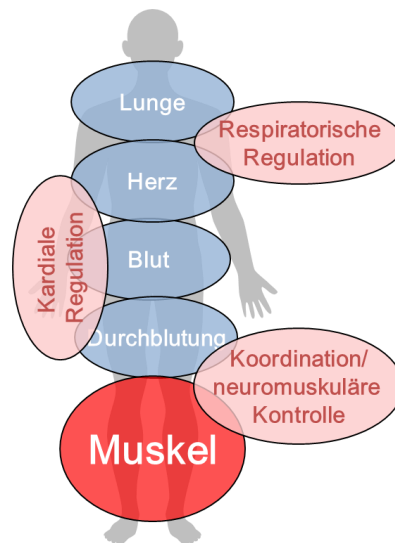


Abb. 1 Schematische Darstellung der Kapazitäten (blau) und Regulationsprozesse (rosa) des Herz-Kreislauf-Systems zur Sauerstoffversorgung der Muskulatur.

Jeder einzelne Faktor in der Kette, von der O_2 -Aufnahme in der Lunge über den Transport des O_2 im Blut, die Bindung des O_2 am Hämoglobin-Molekül bis zur Diffusion in das Mitochondrium sowie die Bewegungsökonomie, die neuronale Aktivität und die muskuläre aerobe metabolische Kapazität können als limitierende Faktoren der $\dot{V}O_{2max}$ wirken (Roca et al., 1989; Wagner, 1995; Noakes, 2007; Levine, 2008). Neben den Kapazitäten muss ein effektiv funktionierendes physiologisches System fähig sein, schnell auf veränderte metabolische Bedingungen zu reagieren (Whipp & Rossiter, 2005). Hier spielt besonders der O_2 -Antransport eine Rolle. Wenn dieser vorübergehend unzureichend ist, wird der anaerobe Stoffwechsel genutzt, was dann allerdings für das muskuläre Milieu nachteilig ist. Der Zusammenhang zwischen der $\dot{V}O_{2max}$ und den $\dot{V}O_2$ -Kinetiken wird daher wie folgt beschrie-

ben: Während muskulärer Aktivität ist ein höherer Anteil der oxidativen Phosphorylierung zur Energiebereitstellung für die Muskelkontraktion vorteilhaft. Je schneller die Anpassung der O_2 -Anlieferung und der O_2 -Nutzung im Gewebe, desto besser die Fähigkeit des Individuums höhere Leistungen zu absolvieren (Whipp, Ward & Rossiter, 2005; Grucza et al., 1989; Babcock et al. 1992; Fukuoka et al., 2002; Berger et al., 2006; Burnley & Jones, 2010).

Ob die $\dot{V}O_2$ max und die muskuläre $\dot{V}O_2$ -Kinetik beim gesunden Menschen unter normalen Bedingungen von der Anlieferung des O_2 (Lunge, Herz, Blut, Durchblutung in Abb. 1) oder der Ausschöpfung des O_2 in der Muskulatur abhängen, ist nicht vollständig geklärt. Murias et al. (2014) gehen davon aus, dass es einen ‚tipping point‘ für die pulmonal gemessene $\dot{V}O_2$ -Kinetik gibt. Ab einer Zeitkonstante von ca. 20 s, wird von einem Einfluss der Anlieferung des O_2 gesprochen. Unterhalb dieses ‚tipping point‘ geht man ausschließlich von einer Limitierung der $\dot{V}O_2$ -Kinetiken durch die O_2 -Ausschöpfung in der Muskulatur aus.

Die Arbeitshypothese des EKE-Projektes lautete: Veränderungen der $\dot{V}O_2$ Kinetiken während moderater Belastungen implizieren auch Veränderungen in der aeroben Leistungsfähigkeit.

Zunächst wurde ein entsprechendes Modell entwickelt, das es erlaubt von der pulmonalen $\dot{V}O_2$ ($\dot{V}O_{2p}$) auf die muskuläre $\dot{V}O_2$ ($\dot{V}O_{2m}$) zurückzurechnen. Das Modell über die Datenaufnahme und -auswertung wurde bei 12 Astronauten und verschiedenen Referenzgruppen erprobt.

Muskuläre $\dot{V}O_2$ Kinetiken variieren mit der aeroben Leistungsfähigkeit der Muskulatur. An der Lunge bzw. am Mund ist die $\dot{V}O_2$ in Übergangsphasen allerdings nur als verzögerte und verzerrte Version der ursprünglichen, muskulären $\dot{V}O_2$ messbar, die zudem noch durch verschiedene Vorgänge verwaschen erscheint. Die Verzögerungen und Verzerrungen entstehen durch das zu überwindende venöse Blutvolumen. Die Transportzeit variiert mit den schwankenden Herzzeitvolumina (HZV) während der Übergangsphasen, was auch dazu führt, dass die Sauerstoffspeicher im Gewebe und im venösen Blut variieren. Im Rahmen des Projektes sollte daher ein Rückrechenmodell entwickelt werden, das es erlaubt, von der pulmonalen $\dot{V}O_2$ unter Berücksichtigung des HZV die muskuläre $\dot{V}O_2$ abzuschätzen. Dazu muss der Transport des sauerstoffentsättigten Blutes durch das venöse Blutvolumen zwischen der arbeitenden Muskulatur und der Lunge berechnet werden. Da der Kinetik-Test im moderaten Belastungsbereich durchgeführt wird, stellt er eine vielversprechende Möglichkeit zur Messung der aeroben Leistungsfähigkeit ohne Ausbelastung dar. Damit wird das Ergebnis unabhängig von motivationalen Aspekten. Der moderate Kinetik-Test lässt sich aufgrund der geringen Belastungsintensität optimal in das reguläre Training integrieren. Weiterhin bietet er eine Alternative für Patientengruppen, bei denen z.B. durch lokale Ermüdung, vorzeitig auftretender Arrhythmien oder zu hoher Blutdruckwerte eine Ausbelastung nicht erreicht werden kann.

I.2. Voraussetzungen, unter denen das Vorhaben durchgeführt wurde

Im Institut für Physiologie und Anatomie der Deutschen Sporthochschule Köln standen Räume und Arbeitsplätze zur Verfügung. Um die spiroergometrischen Untersuchungen durchführen zu können, sowie das Rückrechenmodell zu entwickeln und im Anschluss die erhobenen Daten auszuwerten, wurden studentische und wissenschaftliche Hilfskräfte und Mitarbeiter eingestellt. Für die Untersuchungen der Kontrollgruppen standen bereits ein Lode Fahrradergometer sowie der Task Force[®] Monitor zur Verfügung. Für die Durchführung des Projektes standen die Fördermittel vom Ministerium für Innovation, Wissenschaft, Forschung und

Technologie des Landes Nordrhein-Westfalen und vom Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt zur Verfügung.

I.3. Planung und Ablauf des Vorhabens

Die Planung und Umsetzung des Vorhabens wird in den folgenden Abbildungen dargestellt.

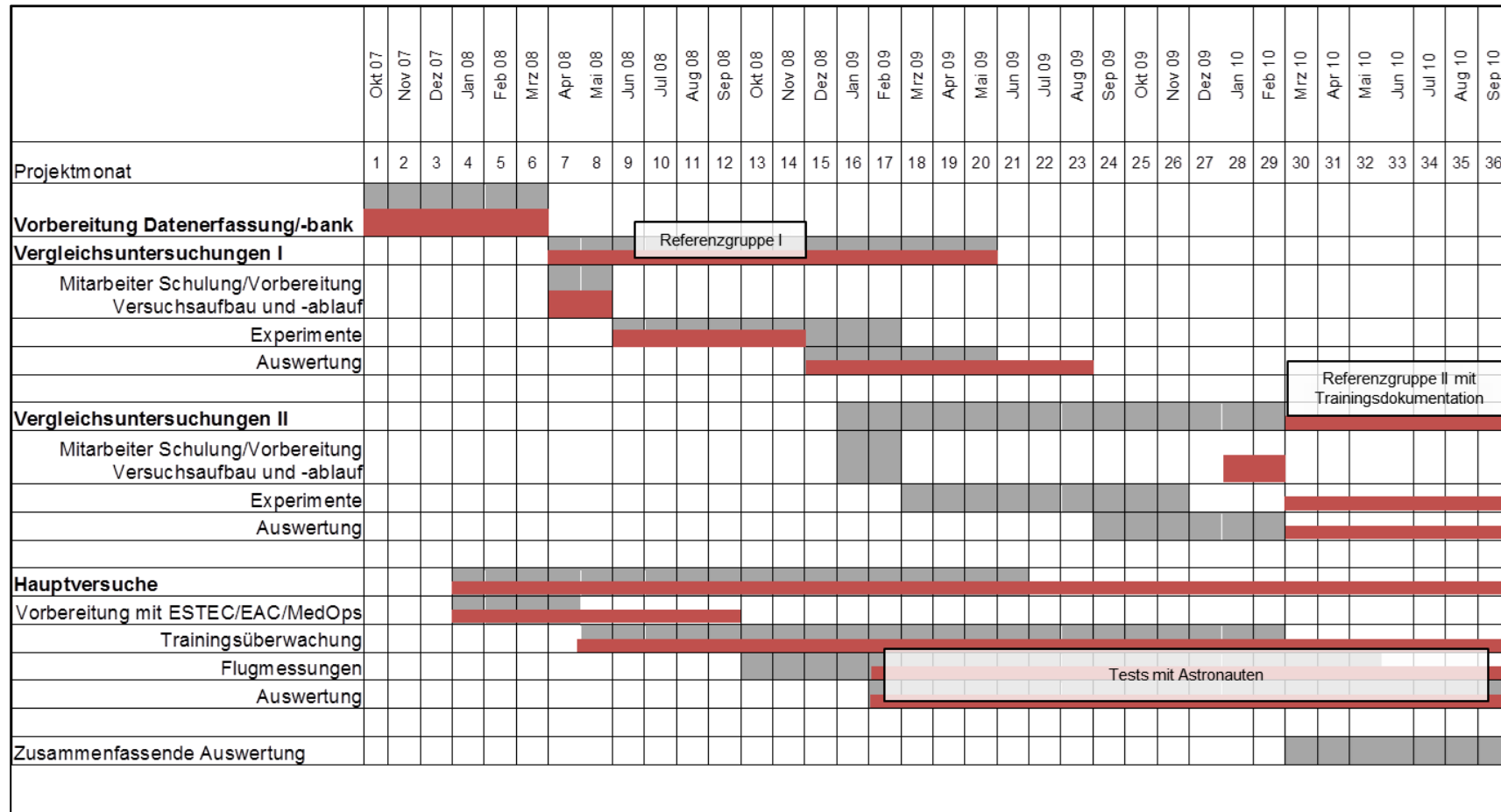


Abb. 2 Darstellung der geplanten (graue Balken) und der durchgeführten (rote Balken) Messungen im Rahmen des EKE-Projektes von Oktober 2007 bis September 2010.

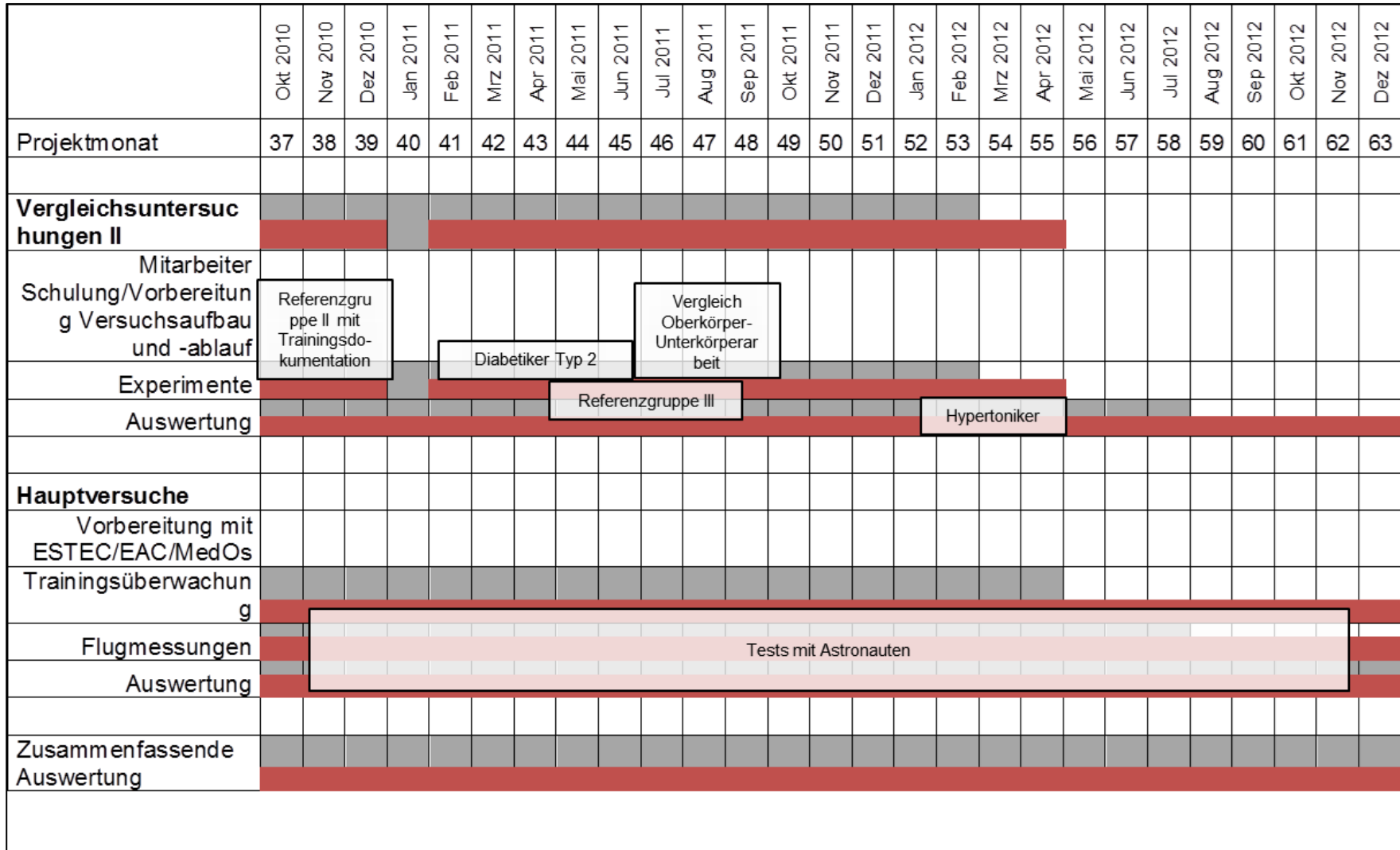


Abb. 3 Darstellung der geplanten (graue Balken) und der durchgeführten (rote Balken) Messungen und Auswertungen im Rahmen des EKE-Projektes von Oktober 2010 bis Dezember 2012.

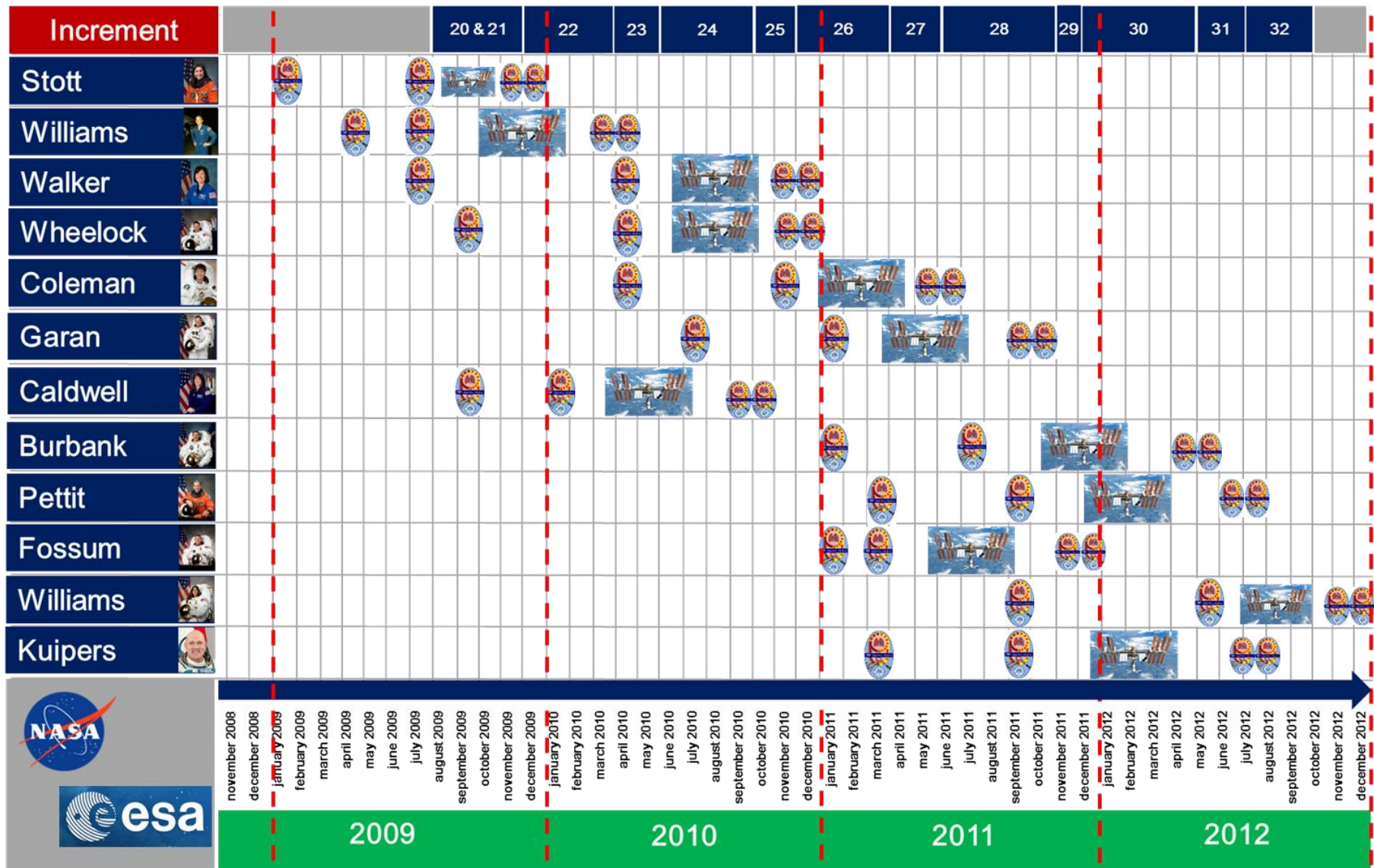


Abb. 4 Detaillierter zeitlicher Ablauf der Testung der Astronauten vor und nach ihrem Flug zur ISS.

	Jan 13	Feb 13	Mrz 13	Apr 13	Mai 13	Jun 13	Jul 13	Aug 13	Sep 13	Okt 13	Nov 13	Dez 13
Projektmonat	64	65	66	67	68	69	70	71	72	73	74	75
Vergleichsuntersuchungen II												
Mitarbeiter Schulung/Vorbereitung Versuchsaufbau und -ablauf												
Experimente												
Auswertung												
Hauptversuche												
Vorbereitung mit ESTEC/EAC/MedOs												
Trainingsüberwachung												
Flugmessungen												
Auswertung												
Zusammenfassende Auswertung												

Vergleich
verschiedener
Körperlagen

Abb. 5 Darstellung der geplanten (graue Balken) und der durchgeführten (rote Balken) Messungen und Auswertungen im Rahmen des EKE-Projektes im Jahr 2013.

	Jan 2010	Feb 2010	Mrz 2010	Apr 2010	Mai 2010	Jun 2010	Jul 2010	Aug 2010	Sep 2010	Okt 2010	Nov 2010	Dez 2010	Jan 2011	Feb 2011	Mrz 2011	Apr 2011	Mai 2011	Jun 2011	Jul 2011	Aug 2011	Sep 2011	Okt 2011	Nov 2011
Projektmonat	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50
Vorbereitung LBNP																							
Vergleichsstudie I (Konstante Leistung bei wechselnden LBNP-Drucken)																							
Mitarbeiter Schulung/Vorbereitung Versuchsaufbau und -ablauf																							
Experimente																							
Auswertung																							
Vergleichsstudie II (EKE-Protokoll bei verschiedenen LBNP-Drucken)																							
Vorbereitung Versuchsaufbau und -ablauf																							
Experimente																							
Auswertung																							
Parabelexperimente																							
Vorbereitung																							
Flugmessungen																							
Auswertung																							
Zusammenfassende Auswertung																							

Abb. 6 Darstellung der geplanten (graue Balken) und der durchgeführten (rote Balken) Messungen und Auswertungen im Rahmen der LBNP-Anwendung von Januar 2010 bis Dezember 2011..

I.4 Wissenschaftlicher und technischer Stand, an den angeknüpft wurde

In dem durchgeführten EKE-Projekt wurde an frühere Arbeiten des Instituts für Physiologie und Anatomie der Deutschen Sporthochschule Köln angeknüpft. Die in dem Projekt zur Analyse der Kinetiken verwendete Autokorrelation der pseudorandomisierten binären Sequenzen (PRBS) des Belastungsmusters und deren Kreuzkorrelation mit den jeweiligen Parametern des Herzkreislauf-Systems wurde bereits im Frequenzbereich erprobt (Eßfeld et al., 1987). Unterschiede in der aeroben Leistungsfähigkeit waren auch im Frequenzbereich assoziiert mit Änderungen in der Amplitude der Frequenzantwort. Da die Frequenzanalyse ein sehr aufwendiges Verfahren zur Beurteilung der Kinetiken ist, wurde in dem nun abgeschlossenen EKE-Projekt auf die Zeitreihenanalyse zurückgegriffen.

Bisherige Herz-Kreislauf-Modelle zur Berechnung der $\dot{V}O_{2\text{musc}}$ über die $\dot{V}O_{2\text{pulm}}$ berücksichtigten bereits Fluktuationen hinsichtlich der O_2 -Ansammlungen in der Lunge (Cautero et al., 2003; Beaver et al., 1981). Die Kombination von dynamischen Einflüssen des HZVs und der venösen Sauerstoffkonzentration während transienter Phasen von niedrigen zu höheren Intensitäten stellte bis dato jedoch noch ein Problem bei der Abschätzung der $\dot{V}O_{2\text{musc}}$ dar (Hoffmann et al., 2013). Bisher wurden Problematiken wie die Variation des HZVs und der muskulären Durchblutung, sowie das venöse Volumen und die daraus resultierende Variabilität der Transportzeit des Blutes von der Muskulatur zur Lunge nicht hinreichend in den Modellen berücksichtigt (Bangsbo et al. 2000). Aufgrund der genannten Einflussfaktoren kann die $\dot{V}O_{2\text{pulm}}$, die am Mund gemessen wird, lediglich als nicht lineare, verzerrte Variante der $\dot{V}O_{2\text{musc}}$ betrachtet werden.

Unter diesen Gesichtspunkten wurde aufbauend auf bereits vorhandenen Herz-Kreislaufmodellen ein Modell zur Rückrechnung von der pulmonal gemessenen auf die muskuläre Sauerstoffaufnahme entwickelt. Dieses Modell wurde auf Daten angewendet, die während eines PRBS-Belastungsprotokolls gemessen wurden. Anschließend wurden die Kinetiken mit Hilfe der Zeitreihenanalyse berechnet. Dieses Verfahren wurde bereits publiziert (Hoffmann et al., 2013; Drescher, 2012) und wird in Kapitel II eingehender erläutert.

I.5 Zusammenarbeit mit anderen Stellen

Es bestand eine Kooperation mit der NASA, um Astronauten für die Durchführung der Experimente zu gewinnen.

In Kooperation mit der ESA konnte die von der Danish Aerospace Company (DAC) entwickelte Agile Data Analyzer & Monitor (ADAM) Software zur Auswertung der Daten der Astronauten via Portable Pulmonary Function System (PPFS) zeitlich synchronisiert und ausgewertet werden.

Für die Verwendung der $\dot{V}O_{2\text{max}}$ Daten bestand ein „data sharing plan“ mit dem Experiment „NASA VO2MAX“. In diesem Rahmen konnten die $\dot{V}O_{2\text{max}}$ Daten vor, während und nach dem Flug der Astronauten zur ISS zu den Auswertungen vergleichend hinzu gezogen werden. Weiterhin sollten respiratorische Daten „breath-by-breath“ und „beat-to-beat“ Herzfrequenz-Daten der Astronauten während der Übergangsphasen der moderaten Stufen des „NASA VO2MAX“-Experiments genutzt werden, die allerdings mit Projektende noch nicht vollständig verfügbar waren.

II. Eingehende Darstellung des Projektabschnittes

II.1 Verwendung der Zuwendung

II.1.1 Kurze Gegenüberstellung der erzielten Ergebnisse unter Berücksichtigung der vorgegebenen Ziele

Erstellung einer Datenbank zur Speicherung der experimentellen Daten des Projektes

Alle Daten, die im Rahmen des EKE-Projektes erhoben wurden, wurden in eine zu diesem Zweck erstellte, internetbasierte Datenbank eingepflegt. Dies ermöglicht eine flexible Analyse aller im Projekt erhobenen Daten.

Zusammenstellung eines mobilen Mess-Systems

Das Respiratory-Sensor-System (RSS) erlaubt eine Gasstrom-, O₂- und CO₂-Konzentrationsmessung mit bis zu 250 Hz und damit eine Einzelatemzuganalyse. Zur EKG-Aufzeichnung und Accelerometrie sollte ein angepasstes ActiShirt® genutzt werden. Dieser Ansatz konnte aufgrund mangelnder Messqualität des ActiShirts nicht umgesetzt werden. Das RSS wurde sowohl im Feld als auch im Labor angewendet.

Wiederholte Durchführung von Standardtests zur Dokumentation der natürlichen Variation der Ergebnisse

Der EKE-Test wurde in verschiedenen Probandengruppen und mit unterschiedlichen Ergometrie-Formen durchgeführt. Es wurden Freizeitsportler, Ältere, Hypertoniker, Typ 2 Diabetiker und Astronauten getestet. Bei den verschiedenen Gruppen wurde die Leistungsfähigkeit der Probandengruppen berücksichtigt. Weiterhin wurde der Test mit Freizeitsportlern zum Vergleich zwischen Unterkörper- und Oberkörperarbeit, sowie in verschiedenen Körperlagen umgesetzt. Die Daten hierzu werden in Kapitel II.1.2.1.2 näher erläutert.

Überwachung eines 6-monatigen Ausdauertrainings auf der Erde

Eine Probandengruppe, die den biometrischen Daten der Astronauten entsprach, wurde in einem ähnlichen zeitlichen Abstand wie die Astronauten getestet. Sechs der Probanden absolvierten alle vier Testzeitpunkte, die zum Vergleich der Daten mit den Astronauten-Daten nötig waren. Die Probanden dokumentierten dabei ihr eigenständig durchgeführtes Training.

Überwachung der Astronauten während der Vorbereitung, des Aufenthalts und der Erholung nach einem Raumflug

Insgesamt wurden 12 Astronauten vor und nach ihrem Aufenthalt auf der ISS mit Hilfe des EKE-Tests untersucht. Weiterhin konnten Daten zu ihrer körperlichen Aktivität vor, während und nach ihrem Aufenthalt im Weltraum erfasst werden. Dies geschah in Form von Fragebögen und den Trainingsaufzeichnungen, die uns die NASA zur Verfügung stellte. Durch die Zusammenarbeit mit dem Experiment „NASA VO2MAX“ konnten ebenfalls Daten der $\dot{V}O_2$ max Tests verwendet werden. Dabei handelte es sich um die $\dot{V}O_2$ max Tests, die vor, während und nach dem Aufenthalt auf der ISS durchgeführt wurden. Analysiert wurden in diesem Kontext nicht nur die maximalen Daten, sondern vor allen Dingen die Bereiche des Übergangs der submaximalen Stufen des $\dot{V}O_2$ max-Tests. Anhand dieser Daten können

ebenfalls Informationen über die Kinetik der Herz-Kreislauf-Parameter der Astronauten gewonnen werden. Bis zum Abschluss des Projektes fehlten jedoch beat-to-beat-HR-Daten, so dass ein Abgleich der Kinetik nicht erfolgen konnte. Dies soll im Rahmen eines Folgeprojektes nachgeholt werden.

Einfluss von Flüssigkeitsverschiebungen

Der Einfluss von Flüssigkeitsverschiebungen konnte leider aufgrund der beengten Verhältnisse in der LBNP (Lower Body Negative Pressure) nicht unter der Verwendung eines Fahrradergometers durchgeführt werden. Stattdessen wurden Versuche mit Oberkörperergometrie in der LBNP durchgeführt.

Allerdings wurden mit Hilfe eines Kipptisches Blutvolumenverschiebungen im Körper simuliert. Es wurden Daten in -6° Kopftieflage, bei einer Einstellung der Rückenlehne von 45° sowie bei 75° durchgeführt. Nach jeder Kippung wurde eine 10-minütige Anpassungszeit eingehalten, sodass die Blutvolumenverschiebung im Körper vor dem Start des Belastungstests beendet war.

II.1.2 Eingehende Darstellung der Ergebnisse

II.1.2.1 Methodik

II.1.2.1.1 Messzeitpunkte

Es wurden sechs verschiedene Probandengruppen getestet: eine junge Gruppe „Referenzgruppe I“ (Geschlecht: 7 weiblich (w), 10 männlich (m); Alter: 28 ± 7), Astronauten (5 w, 7 m; 50 ± 4), eine Referenzgruppe II mit Trainingsdokumentation (2 m, 4 w; 37 ± 10), Typ 2 Diabetiker (8 m; 63 ± 8), eine ältere Referenzgruppe III (27 m; 73 ± 3), Hypertoniker (13 m; 55 ± 8) und junge Probanden bei Ober- und Unterkörperarbeit (11 m; 24 ± 2) und junge Probanden für die Kipptisch-Untersuchung (6 m, 4 w; 23 ± 3). Die Astronauten-Gruppe wurde zwei Mal vor (BDC1 und BDC2) und zwei Mal nach dem Aufenthalt auf der ISS (BDC3 und BDC4) getestet. Die Referenzgruppe II mit Trainingsdokumentation wurde dementsprechend ebenfalls vier Mal im Abstand von jeweils einem Monat getestet. Die Referenzgruppe III wurde vor und nach einem 12-wöchigen Krafttraining (Kontrollgruppe: Walking) getestet, die Typ 2 Diabetiker vor und nach einer acht-wöchigen Nordic Walking Intervention. Sowohl die Gruppe „Referenzgruppe I“ als auch die Hypertoniker wurden einmalig getestet. Die Gruppe zum Vergleich der Ergometrie bei Ober- und Unterkörperarbeit wurde pro Ergometrie-Form ein Mal getestet. Die Probanden der Kipptisch-Studie wurden pro Körperlage ein Mal mit einem kombinierten Protokoll (PRBS und Ausbelastung), demnach insgesamt drei Mal getestet.

II.1.2.1.2 Instrumente und Messverfahren

Zur Beschreibung der Kinetiken des Herz-Kreislauf-Systems als Reaktion auf einen Belastungswechsel werden verschiedene Parameter nicht-invasiv gemessen:

Die Mess-Methodik variierte aufgrund der unterschiedlichen räumlichen Gegebenheiten, sowie aus Rücksicht auf die Leistungsfähigkeit der Probanden sowohl bei den EKE-Tests als auch bei den $\dot{V}O_2\max$ Tests geringfügig. Dies wird an den entsprechenden Stellen kenntlich gemacht.

Mittels Spirometrie mit fortlaufender Gasanalyse konnten die Parameter $\dot{V}O_2$, Kohlenstoffdioxidabgabe ($\dot{V}CO_2$), endtidale Sauerstofffraktion (FO_{2et}), endtidale Kohlenstoffdioxidfraktion (FCO_{2et}), Ventilation (\dot{V}_E) und Atemfrequenz (BF) während der Belastungen gemessen werden. Bei den Astronauten wurde hier sowohl für den EKE-Test (vgl. Abb. 7) vor und nach dem Flug zur ISS als auch für die $\dot{V}O_{2max}$ -Tests des „NASA VO2MAX“-Experiments während des Aufenthalts auf der ISS das PPFs verwendet. Dieses System liefert atemzugweise Daten, die mit Hilfe des Algorithmus nach Beaver-Wasserman (1981) auf die $\dot{V}O_2$ auf alveolärer Ebene umgerechnet wurden. Für die Referenzgruppen stand neben dem o.a. RSS auch ein ZAN 680 Messsystem (ZAN Meßgeräte GmbH, Oberthulba, Deutschland) zur Verfügung. Anhand des FO_{2et} sowie des FCO_{2et} und dem Quotienten von in- und expiriertem Volumen wurden Messfehler, wie Undichtigkeiten an der Maske, identifiziert. Die Analyse dieser Werte diente der Überprüfung der Qualität der Einzelmessungen. Diese Parameter konnten für alle Probanden für den EKE-Test aufgezeichnet werden. Auch während des Ausbelastungstests wurden diese Daten bei allen Probandengruppen erhoben. Lediglich für die Hypertoniker war dies nicht möglich.

Weiterhin wurde sowohl während des EKE- also auch während des $\dot{V}O_{2max}$ -Tests die Herzfrequenz jeweils über ein EKG gemessen. Die EKG-Daten der Astronauten wurden mit Hilfe einer Funktion des PPFs gemessen und über die Software Procalysis® (Simplana GmbH, Aachen) unter Verwendung der Funktion R-Zacken-Erkennung die Herzfrequenz berechnet, sodass beat-to-beat-Daten vorlagen. Die Herzfrequenzen der Vergleichsgruppen wurden mit dem Task Force Monitor (TFM, CNSystems Medizintechnik AG, Graz, Austria) ebenfalls beat-to-beat gemessen.

Das HZV und das Schlagvolumen wurden mit unterschiedlichen Verfahren gemessen. Beide Verfahren werden im Folgenden kurz erläutert. Das Impedanzverfahren, das über den TFM zu Verfügung stand, wurde bei den Probanden der Referenzgruppe I und II und der Diabetiker angewandt. Bei den Astronauten wurde das HZV via Rebreathing-Verfahren während konstanter Belastung gemessen. Das Schlagvolumen der Referenzgruppe III wurde als konstant angenommen und anhand von Werten aus der Literatur abgeschätzt. Das HZV wurde dementsprechend als Produkt aus Herzfrequenz und Schlagvolumen bestimmt. Die Abschätzung des Schlagvolumens bei den älteren Probanden wird durch dessen geringen Einfluss auf die Berechnung der Kinetik legitimiert. Drescher (2012) gibt für eine Veränderung des HZV von 25% lediglich eine Veränderung von 2% für die Kinetik der $\dot{V}O_{2musc}$ an.

Alle Untersuchungen zur Leistungsfähigkeit der unteren Extremitäten der Vergleichsgruppen sowie wurden auf einem Ergometer (Cardiac Stress Table, Lode B. V., Niederlande) durchgeführt. Zur Untersuchung der Astronauten vor und nach dem Flug wurde ebenfalls ein Ergometer der Fa. Lode (Excalibur) verwendet. Für die $\dot{V}O_{2max}$ -Tests während des Aufenthalts auf der ISS stand ein CEVIS Ergometer zur Verfügung. Die Untersuchungen zur Oberkörperergometrie wurden mit Hilfe des Cyclus 2 (R&M elektronik-automation GmbH, Leipzig, Deutschland) durchgeführt.

Die kardialen und respiratorischen Daten wurden für die Auswertung des EKE-Tests zeitlich synchronisiert und um das Signal-Rausch-Verhältnis zu verbessern, auf 1-s-Werte linear interpoliert.

Rebreathing Manöver

Während des Rebreathing-Manövers wird für ca. 20-30s aus einem dem Lungenvolumen angepassten Beutel (2-3,5L) ein Gemisch aus 40% O_2 ; 1% nicht-löslichem Sulfur Hexafluorid (SF_6) und 1% des löslichen Gases, Freon-22 (R-22) sowie 58% Stickstoff (N_2) ein- und aus-

geatmet. Über das Verhältnis des nicht-löslichen Gases zur Auswaschung des löslichen Gases wird unter Anwendung des Fick-Prinzips in einer entsprechenden Formel das HZV bestimmt (Petrini, Peterson & Hyde, 1978). Dieses Verfahren war ausschließlich für die Astronauten über das PPFs verfügbar.

Impedanz Verfahren

Bei den Vergleichsgruppen wurde für die Erfassung des HZV der TFM verwendet. Das Messsystem wendet das Impedanz Verfahren an. Über spezielle Einwegelektroden der Firma CNSystems, die am Nacken und am Xyphoid des Thorax angebracht werden, kann der Thorax als eine Art elektrisches Feld betrachtet werden. Die Körperstrukturen haben eine unterschiedliche Impedanz, Flüssigkeit dabei die geringste. Die Flüssigkeitsänderungen im Thorax, die mit dem Herzschlag zusammenhängen, lassen daher ein herzschlagsynchrones Signal entstehen (Kubicek et al., 1970; Stalberg, 2011). Darüber ist es möglich, relative Volumenveränderungen im Thorax zu erfassen und über spezielle Algorithmen die relativen Veränderungen des HZVs abzuschätzen.

Bei den Vergleichsgruppen wurde weiterhin der kontinuierliche Blutdruck mit Hilfe einer Fingermanschette gemessen (Servoplethysmograph). Nach Kalibration mit der oszillatorischen Blutdruckmessung (nach Riva-Rocci) am kontralateralen Arm war es so möglich über die gesamte Testdauer den Blutdruck beat-to-beat zu messen.

II.1.2.1.3 Belastungsprotokolle

Das Belastungsprotokoll zur Messung der kardiorespiratorischen Kinetiken war folgendermaßen aufgebaut:

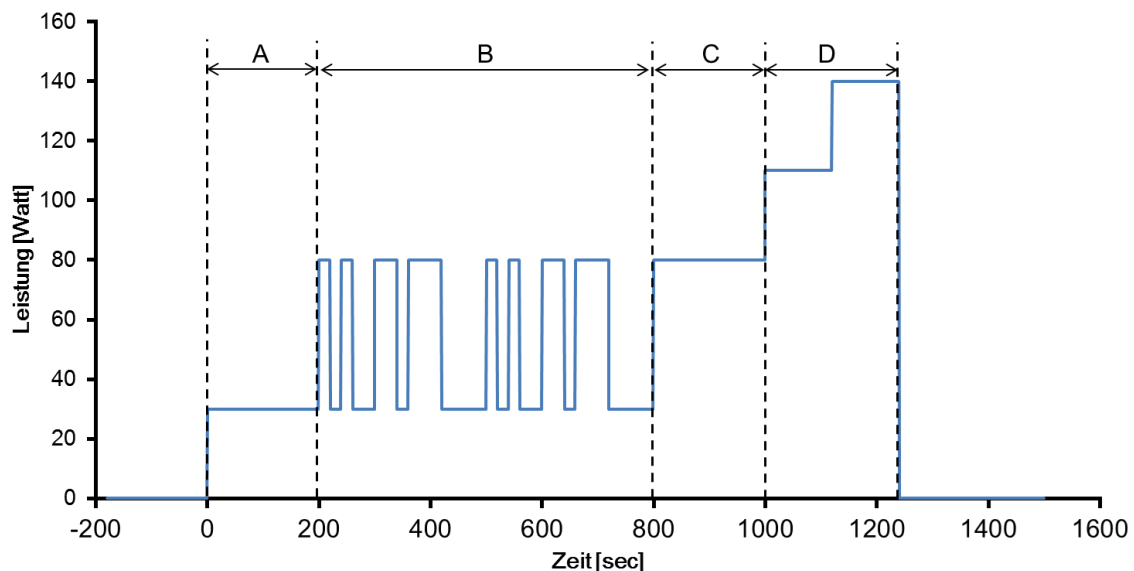


Abb. 7 Moderates EKE-Protokoll zur Erfassung der kardiorespiratorischen Kinetiken.

A: 30 Watt-Phase zur Erfassung der Parameter im Steady State; B: Zwei pseudorandomisierte binäre Sequenzen (PRBS) mit Leistungswechseln zwischen 30 Watt und 80 Watt; C: 80 Watt-Phase zur Erfassung der Parameter im Steady State; D: 110 Watt und 140 Watt Stufe.

Das moderate Belastungsprotokoll (EKE-Protokoll) startete mit einer anfänglichen Belastung von 30 Watt für 200 s. Danach folgten zwei PRBS für jeweils 300 s, die wechselnde Belastungen zwischen 30 und 80 Watt beinhalteten. Darauf folgte eine 80 Watt-Stufe für 200 s. Die letzten beiden Leistungsstufen beinhalteten 110 Watt und 140 Watt, die jeweils 120 s

andauerten. Diese beiden Phasen wurden bei der Referenzgruppe III, den Hypertonikern sowie den Diabetikern ausgelassen, da deren Leistungsfähigkeit dies nicht zuließ. Bei der Gruppe „Referenzgruppe I“ wurden während des EKE-Protokolls die Laktatkonzentrationen in Ruhe, während der 30 Watt-Phase, der 80 Watt-Phase und der 140 Watt-Phase gemessen. Die Messungen erfolgten mit dem Gerät Accutrend Lactate unter Verwendung von BM-Lactate Teststreifen (Roche Diagnostics GmbH, Deutschland). Die Proben wurden jeweils 3 min. vor Belastungsbeginn in Ruhe und während der Belastung am Ende der 30 Watt-Phase, der 80 Watt-Phase, zum Belastungsende sowie 5 min. nach Belastungsende genommen.

Die Belastungsprotokolle der Ausbelastung unterschieden sich ebenfalls geringfügig zwischen den Gruppen. Für die Erfassung der $\dot{V}O_2$ max-Werte der Referenzgruppe I, der Referenzgruppe II mit Trainingsdokumentation und der Astronauten wurde folgendes Belastungsprotokoll angewandt:

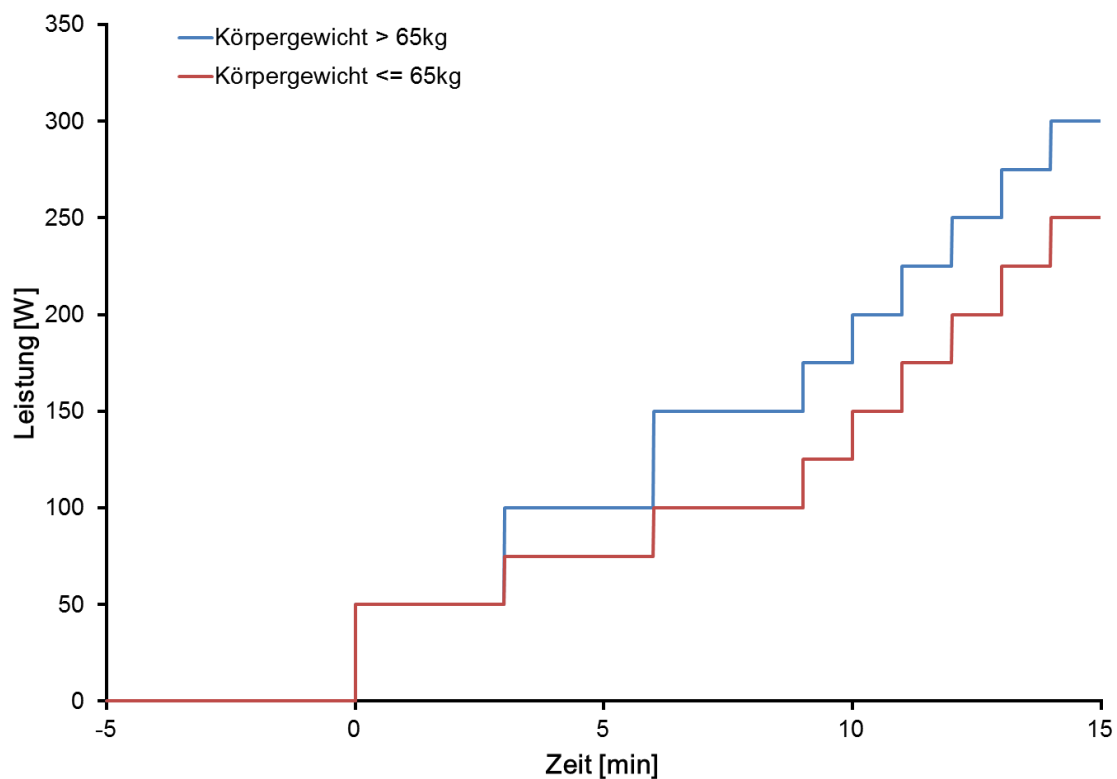


Abb. 8 Ausbelastungstest der Ausdauer-Gruppe, der Probanden der Referenzgruppe I und der Astronauten. Der Ausbelastungstest ($\dot{V}O_2$ max-Protokoll) beinhaltet zwei unterschiedliche Protokolle, die körpergewichtsabhängig sind. Die ersten 3 Stufen dauern jeweils 3 min, danach wird die Leistung pro Minute um 25 Watt bis zur individuellen Erschöpfung erhöht.

Für die Diabetiker, die Referenzgruppe III und die Hypertoniker wurde das Ausbelastungsprotokoll nach den Kriterien der WHO verwendet (vgl. Abb. 9).

Zum Vergleich der Ergometrie-Formen Ober- und Unterkörper wurden kombinierte Protokolle verwendet, mit denen es möglich war, sowohl die $\dot{V}O_2$ max als auch die $\dot{V}O_2$ -Kinetiken zu erfassen (Abb. 10). Die Tretfrequenz für die Unterkörperergometrie war auf 60 Umdrehungen min^{-1} (rpm) festgesetzt, für die Oberkörperarbeit wurde bei 20 W eine Frequenz von 40 rpm und bei 50 W von 50 rpm vorgeschrieben.

Für alle Probandengruppen galten die gleichen Abbruchkriterien. Der Test wurde abgebrochen, wenn der Proband subjektiv erschöpft war oder einer der üblichen Abbruchgründe auftrat. Hierzu zählten beispielsweise das Auftreten von Schwindel, Unwohlsein, Schmerzen, Engegefühl in der Brust, die Unfähigkeit die Tretfrequenz weiterhin oberhalb von 60 rpm zu halten oder ein Blutdruck oberhalb von 250/120 mmHg. Weiterhin führten mit zusätzlicher, ärztlicher Beurteilung ST-Strecken-Senkungen von mehr als -0.2 mV in mehreren Ableitungen oder Couplets bzw. Salven von Extrasystolen zum Abbruch der Belastung sowie zum Ausschluss des Probanden aus der Studie.

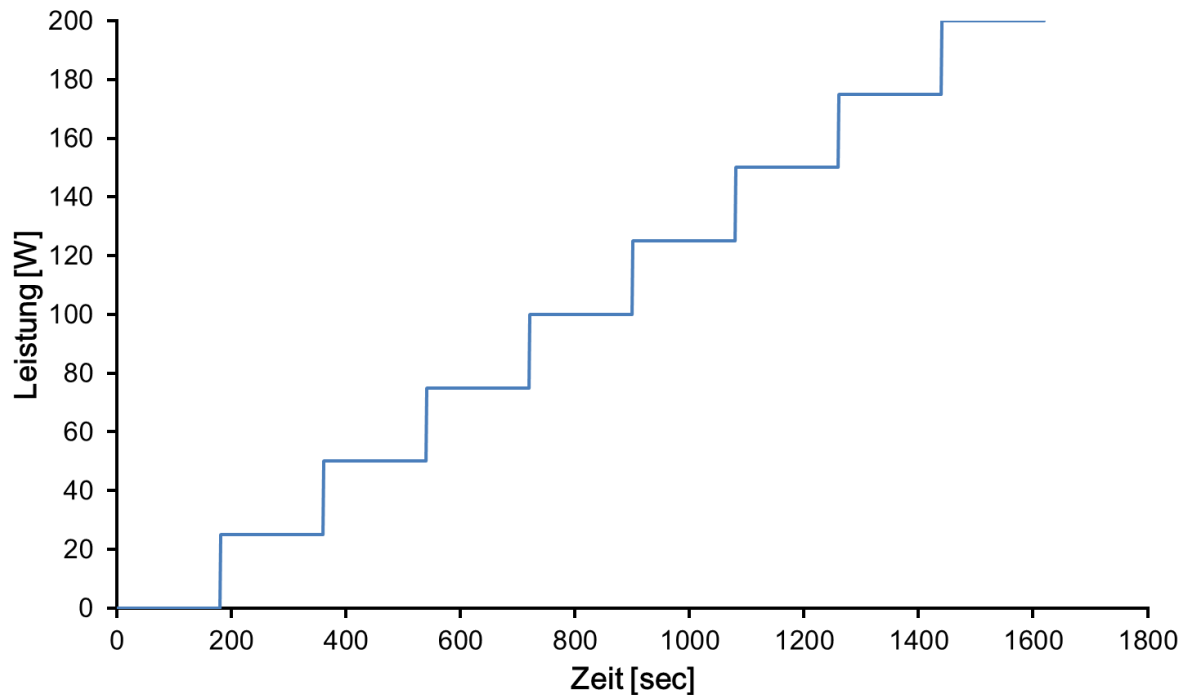


Abb. 9 Belastungsprotokoll der Referenzgruppe III, der Diabetiker und Hypertoniker nach den Standards der WHO. Die erste Stufe beginnt mit einer Last von 25 Watt, nachfolgend wird die Last alle drei Minuten um 25 Watt gesteigert.

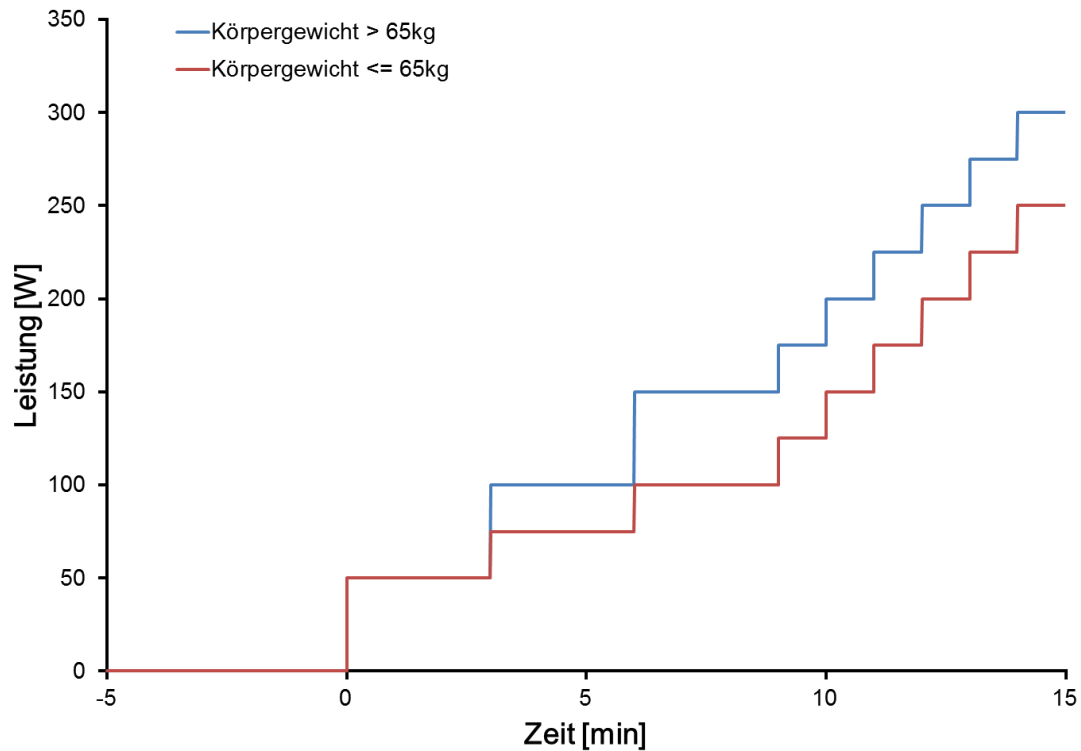


Abb. 10 Belastungsprotokoll für Ober- und Unterkörperergometrie. WL Lo: Leistung für Unterkörperergometrie; WL Up: Leistung für Oberkörperergometrie.

II.1.2.1.4 *Rekursives Modell*

Zur Berechnung der $\dot{V}O_{2,musc}$ aus der am Mund gemessenen $\dot{V}O_{2,pulm}$ wurde eine Rückrechenmethode entwickelt (Backward Calculation Method [BCM]). Mithilfe der BCM-Software Version ‚20120903‘ war es möglich, die muskuläre $\dot{V}O_2$ zu berechnen und via Zeitreihenanalyse Aussagen über die Kinetiken der jeweiligen Parameter zu treffen. Zur Berechnung der $\dot{V}O_{2,musc}$ wurde ein rekursives Modell entwickelt (Abb. 11) (Hoffmann et al., 2013; Drescher, 2012).

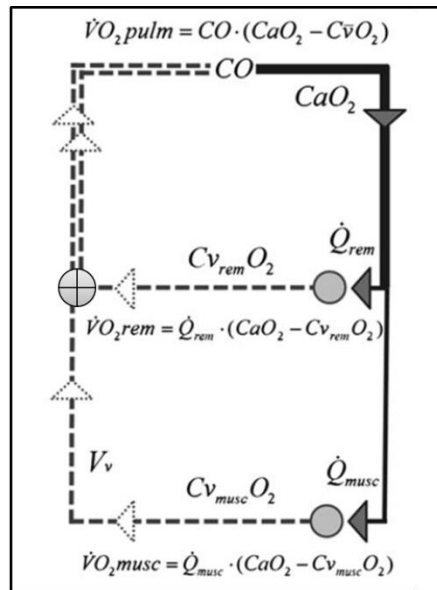


Abb. 11 Darstellung des rekursiven Modells für die Rückrechenmethode (Hoffmann et al., 2013; Drescher, 2012).

Dieses Modell ist in ein arbeitendes (musc) und ein nicht-arbeitendes (rem) Kompartiment unterteilt. Über die Abschätzung der Parameter muskuläres venöses Volumen ($V_{v_{musc}}$), Durchblutung des Restkörpers (\dot{Q}'_{rem}) und Sauerstoffverbrauch des Restkörpers ($\dot{V}O_{2,rem}$) kann durch Anwendung des Fick'schen Prinzips die $\dot{V}O_{2,musc}$ berechnet werden. Für die Berechnung des Parameters $\dot{V}O_{2,rem}$ wurden 82% der $\dot{V}O_2$ in Ruhe angenommen (Barstow et al., 1990). Da für die Astronauten-Daten keine Ruhe-Werte zu den EKE-Belastungsprotokollen aufgenommen wurden, wurden diese dem nächstliegenden $\dot{V}O_{2,max}$ -Test entnommen.

Die Bestimmungen der Parameter $V_{v_{musc}}$ und \dot{Q}'_{rem} werden in Kapitel II.1.2.1.6 detaillierter beschrieben.

II.1.2.1.5 Auto- und Kreuzkorrelationen

Zur Analyse der Parameter, die als Reaktion auf das PRBS-Belastungsmuster gemessen wurden, kam die Zeitreihenanalyse in Form von Auto- und Kreuzkorrelationen zur Anwendung. Sofern dynamische Linearität und Zeitinvarianz für die Übertragungsfunktion $f(x(t))$ zwischen zwei Signalen x (Eingang) und y (Ausgang) angenommen werden darf, so ist diese Beziehung zwischen der Autokorrelation (ACF) für das Signal x und Kreuzkorrelation (CCF) der Signale x und y wiederzufinden. Der Verlauf der ACF und der CCF können dann als virtuelle Signale interpretiert werden, die mit derselben Übertragungsfunktion f in Beziehung stehen (vgl. Abb. 12).

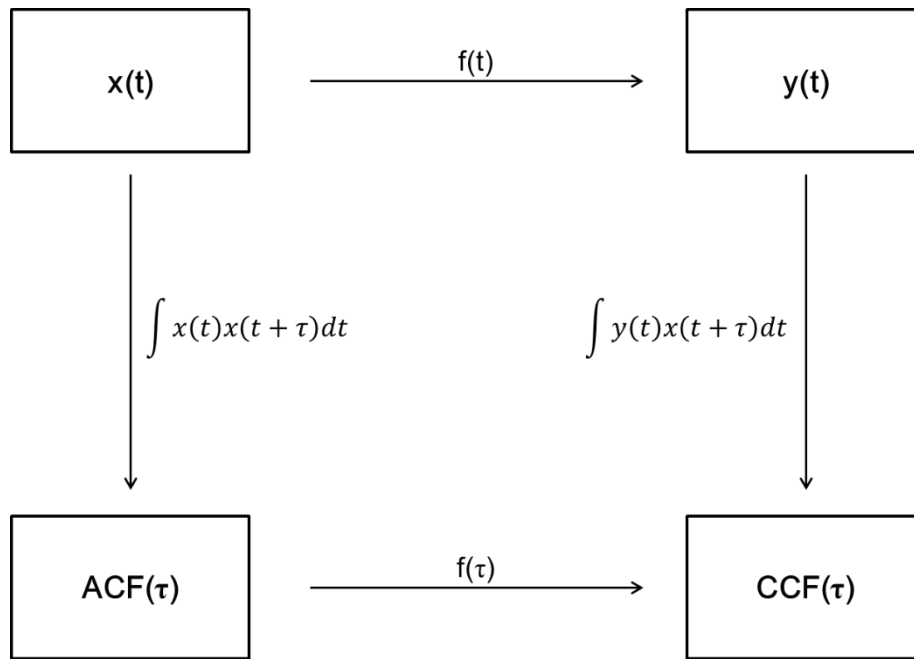


Abb. 12 Übertragungsfunktion zwischen Eingangs- und Ausgangssignal und Zusammenhang mit der Auto- und Kreuzkorrelation.

In der Anwendung zur Auswertung der Daten, die beim PRBS-Protokoll entstanden sind, ergibt sich daher: Das PRBS-Belastungsmuster wurde als x -Signal autokorreliert und die jeweiligen Daten der gemessenen Parameter wurden mit dem PRBS-Belastungsmuster kreuzkorreliert. Dadurch entstanden jeweils Kurven, die ein Maximum (CCF_{max}) zeigen. Je höher CCF_{max} , desto schneller wird die Kinetik des untersuchten Parameters angenommen. Dieses CCF_{max} kann auf der x -Achse verschoben sein. Je weiter es vom Maximum der ACF aus nach rechts verschoben ist (CCF_{lag}), desto höher war die Zeitverzögerung, mit der der jeweilige Parameter reagiert hat. Dies wird in Abb. 13 veranschaulicht.

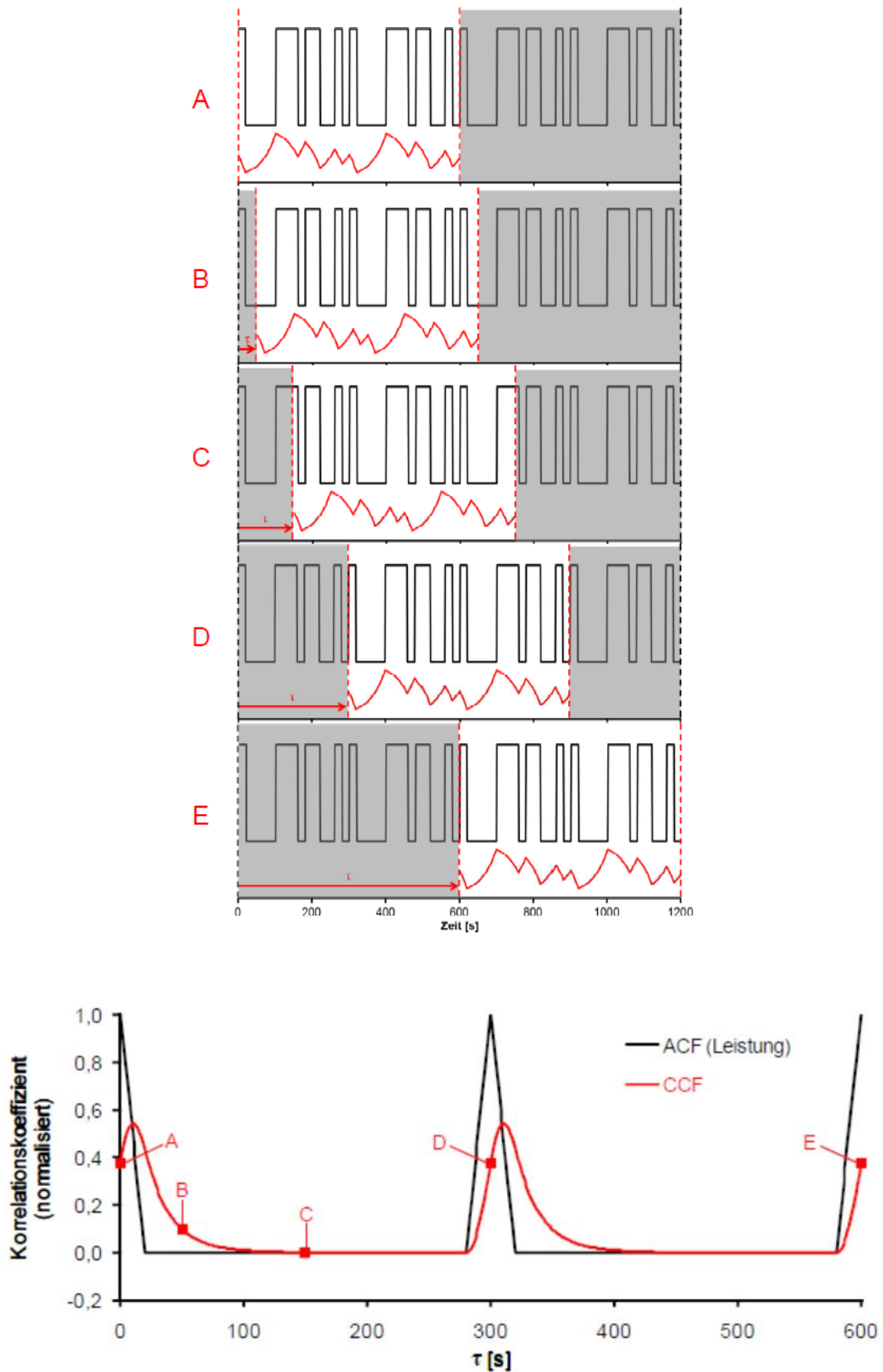


Abb. 13

Darstellung des Prozesses der Kreuzkorrelation eines Parameters mit dem Belastungsmuster (obere Abbildung). Die gegeneinander verschobenen Phasen werden miteinander korreliert und ergeben die Kreuzkorrelationen in dem unteren Diagramm.

II.1.2.1.6 *Qualität und Reproduzierbarkeit der Daten*

Um zu gewährleisten, dass die Qualität der gemessenen Daten ausreichend für eine statistische Auswertung ist, wurden die gemessenen Daten zunächst einer Plausibilitätsprüfung unterzogen. Vor allen Dingen die spiroergometrischen Daten wurden nach Ausreißern und Messungenauigkeiten überprüft. Dazu wurden unter anderem die endtidalen Werte für PO₂ und PCO₂ in Kombination mit der Atemfrequenz und der Ventilation auf Auffälligkeiten untersucht. Ausreißer können bspw. auf Undichtigkeiten der Maske hinweisen.

Das Signal der Herzfrequenz wurde von Extrasystolen bereinigt. Verrauschte Signale, wie sie häufig bei Ausbelastungen in den höheren Intensitätsbereichen auftraten, wurden mit Hilfe der Software Procalysis® (Simplana GmbH, Aachen) genauer analysiert. Die R-Zacken der einzelnen Ableitungen wurden neu bestimmt und über die R-R-Intervalle wurden die Herzfrequenzen neu berechnet.

Weiterhin wurde die Autokorrelation (ACF) der Parameter über die beiden PRBS-Sequenzen gebildet, um die Reproduzierbarkeit der gemessenen Daten abzubilden. Der maximale Korrelationskoeffizient der ACF variiert zwischen -1 und +1. Der genaue Vertrauensbereich dieser maximalen Korrelationskoeffizienten muss noch festgelegt werden. Je näher der Korrelationskoeffizient gegen 1 strebt, desto besser ist die Reproduzierbarkeit der Daten. Je nach Gruppe ist eine große Variation der Koeffizienten sichtbar.

Tab. 1 Deskriptive Statistik der ACF der Herzfrequenz (HR) und der $\dot{V}O_2$ pulm in den verschiedenen Gruppen zum jeweils ersten Messzeitpunkt

		Min	Max	MW	SD
Referenzgruppe I (n=17)	Alter	18	41	28,4	6,7
	ACF HR	0,04	0,85	0,59	0,17
	ACF $\dot{V}O_2$ pulm	0,42	0,74	0,57	0,10
Astronauten (n=12)	Alter	40	55	48,3	4,3
	ACF HR	0,18	0,8	0,51	0,21
	ACF $\dot{V}O_2$ pulm	0,27	0,63	0,43	0,1
Referenzgruppe II mit Trainingsdokumentation (n=9)	Alter	23	47	36,6	8,5
	ACF HR	0,14	0,8	0,56	0,18
	ACF $\dot{V}O_2$ pulm	0,22	0,83	0,5	0,2
Typ 2 Diabetiker (n=14)	Alter	48	72	62,3	6,3
	ACF HR	-0,15	0,73	0,46	0,29
	ACF $\dot{V}O_2$ pulm	0,08	0,54	0,39	0,12
Referenzgruppe III (n=33)	Alter	69	79	72,4	2,6
	ACF HR	-0,06	0,87	0,5	0,24
	ACF $\dot{V}O_2$ pulm	0,1	0,84	0,46	0,19

Auffällig ist, dass die ACF und damit die Reproduzierbarkeit der Herzfrequenz-Daten bei den Diabetikern ein wenig geringer ausfällt als bei den anderen und das Maximum der ACF der Herzfrequenz bei den jüngsten Probanden am höchsten liegt. Dieser Unterschied ist allerdings rein deskriptiv und wird statistisch nicht signifikant.

Ein der ACF der Herzfrequenz ähnliches Muster zeigt sich bei den ACFs der $\dot{V}O_2$ pulm. Allerdings wird der Unterschied hier, gerechnet anhand einer einfaktoriellen Varianzanalyse signi-

fikant ($p=0.016$). Via post-hoc-Test ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Jungen und den Diabetikern ($p=0.014$).

II.1.2.1.7 Optimierungskriterien

Das Optimierungsverfahren zur Bestimmung der Modellvariablen $V_{V_{\text{musc}}}$ und Q'_{rem} wurden mittels erster und zweiter Ableitung der Werte der CCF der $\dot{V}O_{2\text{musc}}$ entwickelt. Der Anstieg vor Belastungsbeginn (Lag -20) und das Ausklingen nach Belastungsende sollte möglichst geringe Krümmungen aufweisen. Weiterhin durfte die muskuläre $avDO_2$ ($avDO_{2\text{musc}}$) sowie die $avDO_2$ des Restkörpers ($avDO_{2\text{rem}}$) das Limit von $150 \text{ ml}\cdot\text{L}^{-1}$ nicht überschreiten, da diese Werte Aktivitäten im moderaten bis submaximalen Bereich widerspiegeln (Drescher, 2012; Rowell, 1993). Für die älteren Probanden wurde das Limit der $avDO_2$ allerdings auf $250 \text{ ml}\cdot\text{L}^{-1}$ erhöht, da bei diesen Probanden eine kompensatorische Erhöhung der $avDO_2$ vermutet wird. Unter Berücksichtigung dieser Kriterien wurden über einen iterativen Algorithmus die Modellparameter $V_{V_{\text{musc}}}$ und Q'_{rem} ermittelt.

II.1.2.1.8 Rauschen

Über ‚breath-by-breath‘-Daten liegt immer ein physiologisches Rauschen. Vereinfachend kann dies als „white noise“ oder Gaussches Rauschen angenommen werden. Da zu großes Rauschen die Qualität der Datenauswertung beeinflussen kann, wurde das Rauschen zunächst unter Verwendung von verschiedenen Zeitkonstanten und Rauschamplituden untersucht.

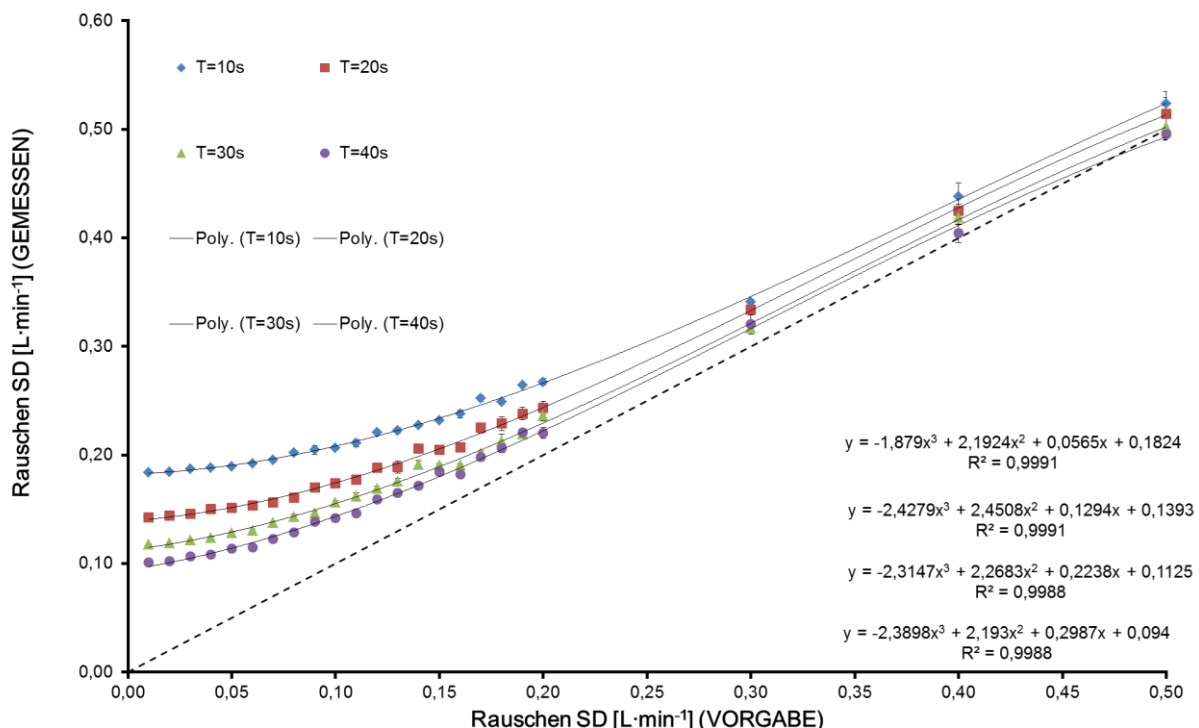


Abb. 14 Darstellung des messbaren physiologischen Rauschens bei Vorgabe eines bestimmten Rauschens bei Daten mit verschiedenen Zeitkonstanten.

Zur weiteren Analyse des Rauschens in den ‚breath-by-breath‘-Daten wurden Rauschamplituden gewählt, die zwischen $0,01$ und $0,5 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ liegen. Diese Werte spiegeln den Bereich wieder, in dem das Rauschen praktisch gemessener ‚breath-by-breath‘-Daten zu erwarten ist. Als Obergrenze wurde der Wert $0,5 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ gewählt, da die Leistungsamplitude zwischen

30 W und 80 W eine absolute Veränderung in der $\dot{V}O_2$ -Messung von $0,5 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ bedeutet. Hierbei ist davon auszugehen, dass pro Watt eine Änderung der $\dot{V}O_2$ -Zunahme von 10 ml erwartet werden kann. Zu beachten ist, dass wenn das Rauschen größer als die praktische Leistungs- $\dot{V}O_2$ -Amplitude wird, eine Abschätzung der Zeitkonstanten nicht mehr reliabel und somit möglich ist.

In Abb. 14 ist gut erkennbar, dass grundsätzlich schnellere Zeitkonstanten im Vergleich zu langsameren Zeitkonstanten während der PRBS-Phasen einen größeren Rauschlevel haben. Weiterhin ist zu erkennen, dass zwischen der Vorgabe des Rauschens (x-Achse) und dem Wiederfinden in den gemessenen Daten (y-Achse) ein Unterschied besteht, der mit Zunahme der Rauschamplitude (größere x-Werte) geringer wird.

Weiterhin wird in Abb. 15 der Zusammenhang zwischen der ACF eines Parameters mit dem jeweils vorliegenden Rauschen analysiert. Es ist erkennbar, dass ein Parameter mit der gleichen Zeitkonstante durch das hinzufügen höherer Rausch-Level ein geringeres Maximum in der ACF aufweist. Ein höheres Rauschen kann demnach dazu führen, dass das Maximum der CCF möglicherweise unterschätzt wird.

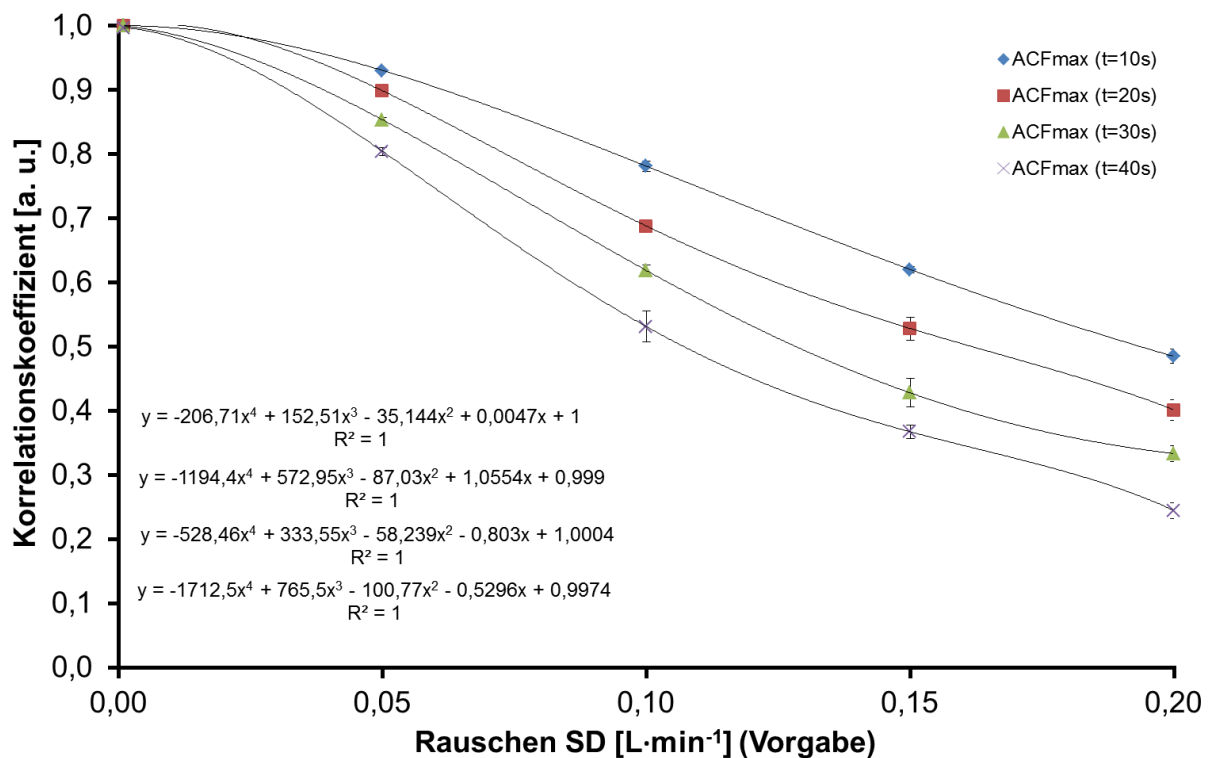


Abb. 15 Zusammenhang zwischen dem Rausch-Level eines Parameters und der zugehörigen ACF des Parameters unter Berücksichtigung verschiedener Zeitkonstanten.

Eine Abschätzung allein über das gemessene Rauschen lässt allerdings keinen Schluss auf die Zeitkonstante zu, da es zu gleichen bzw. ähnlich gemessenen Rausch-Levels mehrere Zeitkonstanten gibt, die hier zugrunde liegen. Dies wird auch in der folgenden Abbildung deutlich.

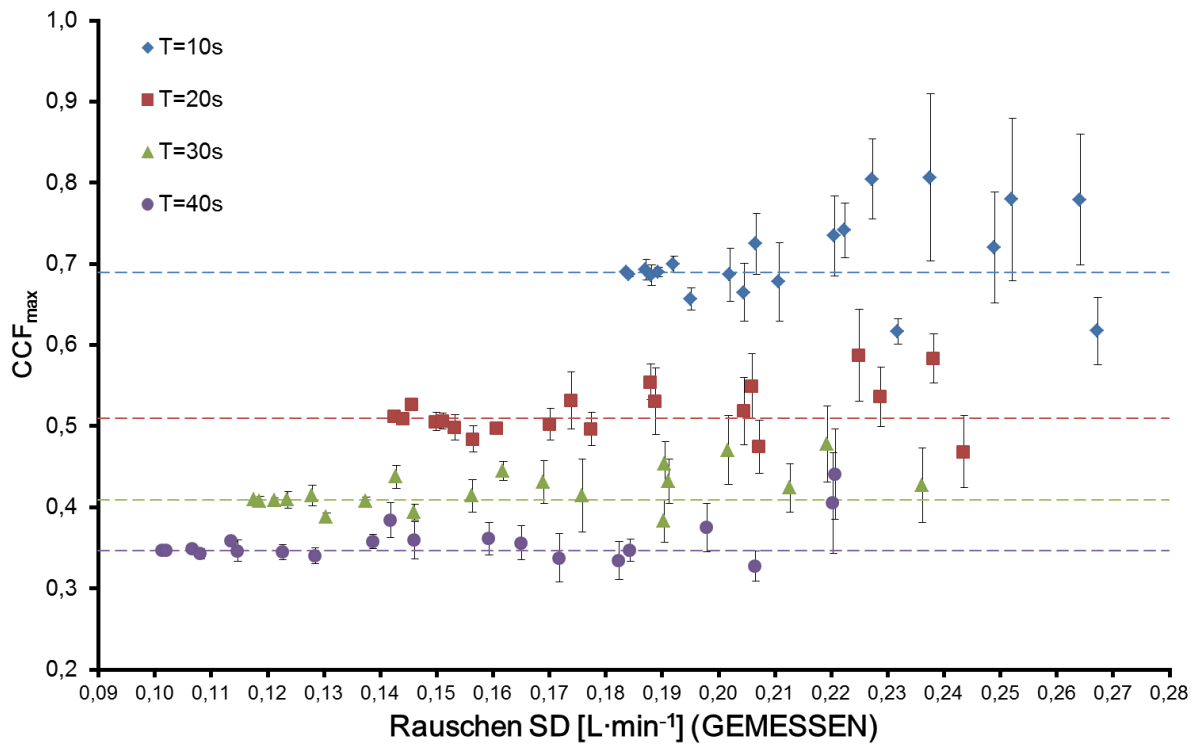


Abb. 16 Zusammenhang zwischen dem Rauschen gemessen in simulierten Daten und dem jeweiligen CCF_{max} . Zur Veranschaulichung der CCF_{max} -Werte werden ebenso die Zeitkonstanten zugeordnet (unterbrochene Linien).

Anhand der Abb. 16 kann die Aussage getroffen werden, dass ab einem Rauschen von ca. $0,2 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ die Datenqualität nicht ausreichend für eine Auswertung ist. In diesem Kontext wurden für die verschiedenen in dem EKE-Projekt untersuchten Probandengruppen jeweils für die 30 W Stufe, PRBS1 und PRBS2 sowie die 80 W Stufe die Standardabweichung als Indikator für das Rauschlevel der pulmonalen $\dot{V}O_2$ berechnet und im Folgenden grafisch dargestellt (vgl. Abb. 17).

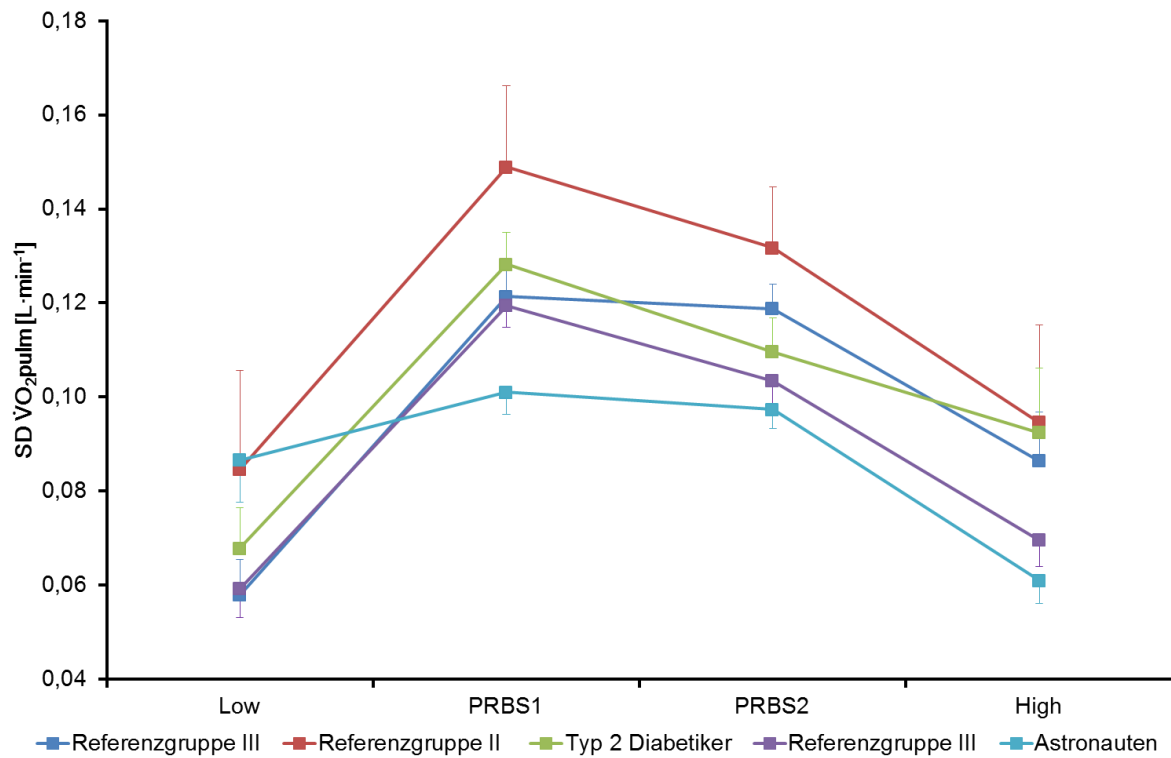


Abb. 17 Darstellung des physiologischen Rauschens der $\dot{V}O_2$ pulm in den verschiedenen Gruppen zum jeweils ersten Messzeitpunkt.
Low: 30 W Stufe, High: 80 W Stufe.

Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen hinsichtlich des Rauschens auf den verschiedenen Stufen.

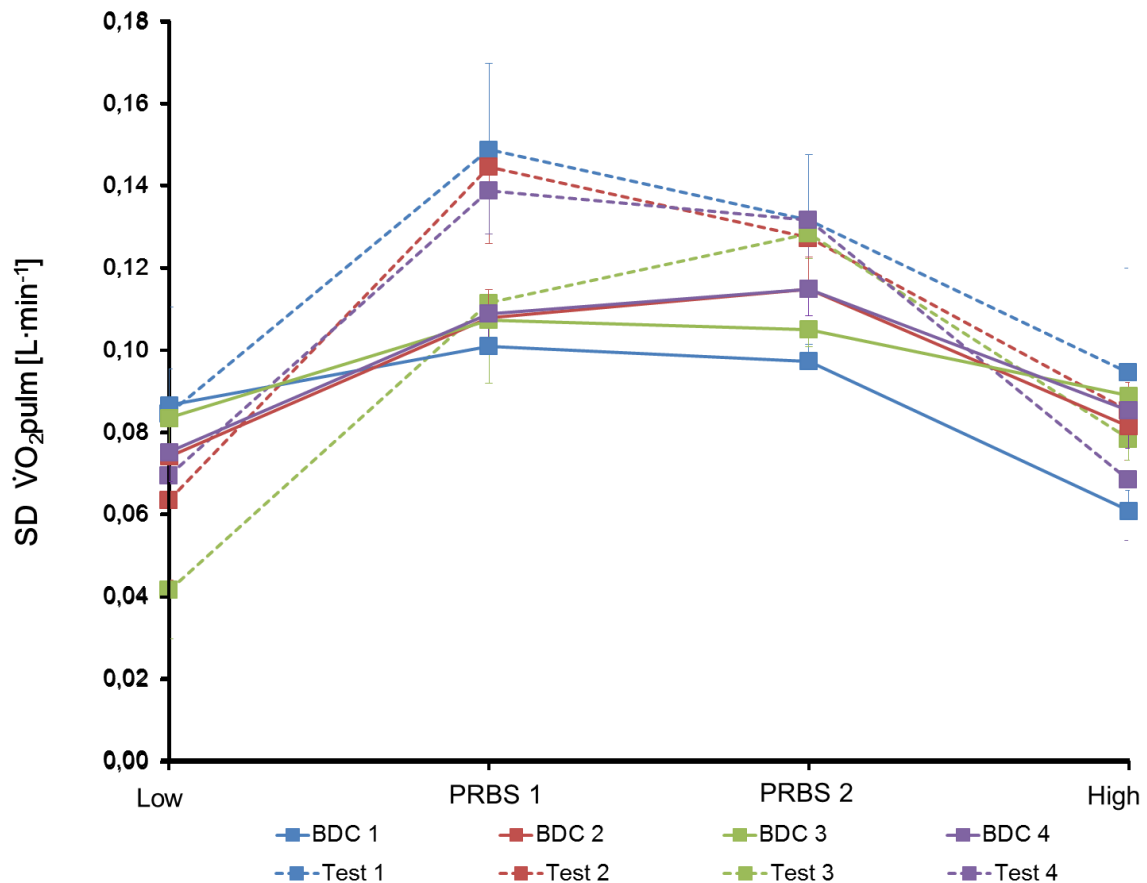


Abb. 18 Standardabweichung (MEAN \pm SE) der $\dot{V}O_{2pulm}$ zu den verschiedenen Messzeitpunkten in der Vergleichsgruppe (gestrichelte Linien) und der Astronauten-Gruppe (durchgezogene Linien) auf den unterschiedlichen Stufen.

Alle Gruppen bleiben zu jedem Zeitpunkt unter der Schwelle von $0,2 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$. Dies lässt auf eine ausreichende Datenqualität schließen, sodass die Datensätze für die Auswertungen genutzt werden konnten.

Weiterhin wurde in Kooperation mit der Arbeitsgruppe um Harry B. Rossiter die Qualität der Vorhersage der muskulären $\dot{V}O_2$ aus unterschiedlich stark verrauschten pulmonalen $\dot{V}O_2$ Signalen überprüft (Abb. 19). Dazu wurden die auf muskulärer Ebene gemessenen Daten mit unterschiedlich starkem Rauschen versehen, sodass sie den Daten auf pulmonaler Ebene glichen. Aus diesen Daten wurde dann mit Hilfe des BCM-Verfahrens erneut die $\dot{V}O_{2musc}$ berechnet. Die Ergebnisse werden in den folgenden Abbildungen veranschaulicht. Es ist erkennbar, dass mit zunehmendem Rauschen in den Original-Daten auch die Abschätzung der muskulären $\dot{V}O_2$ abnimmt.

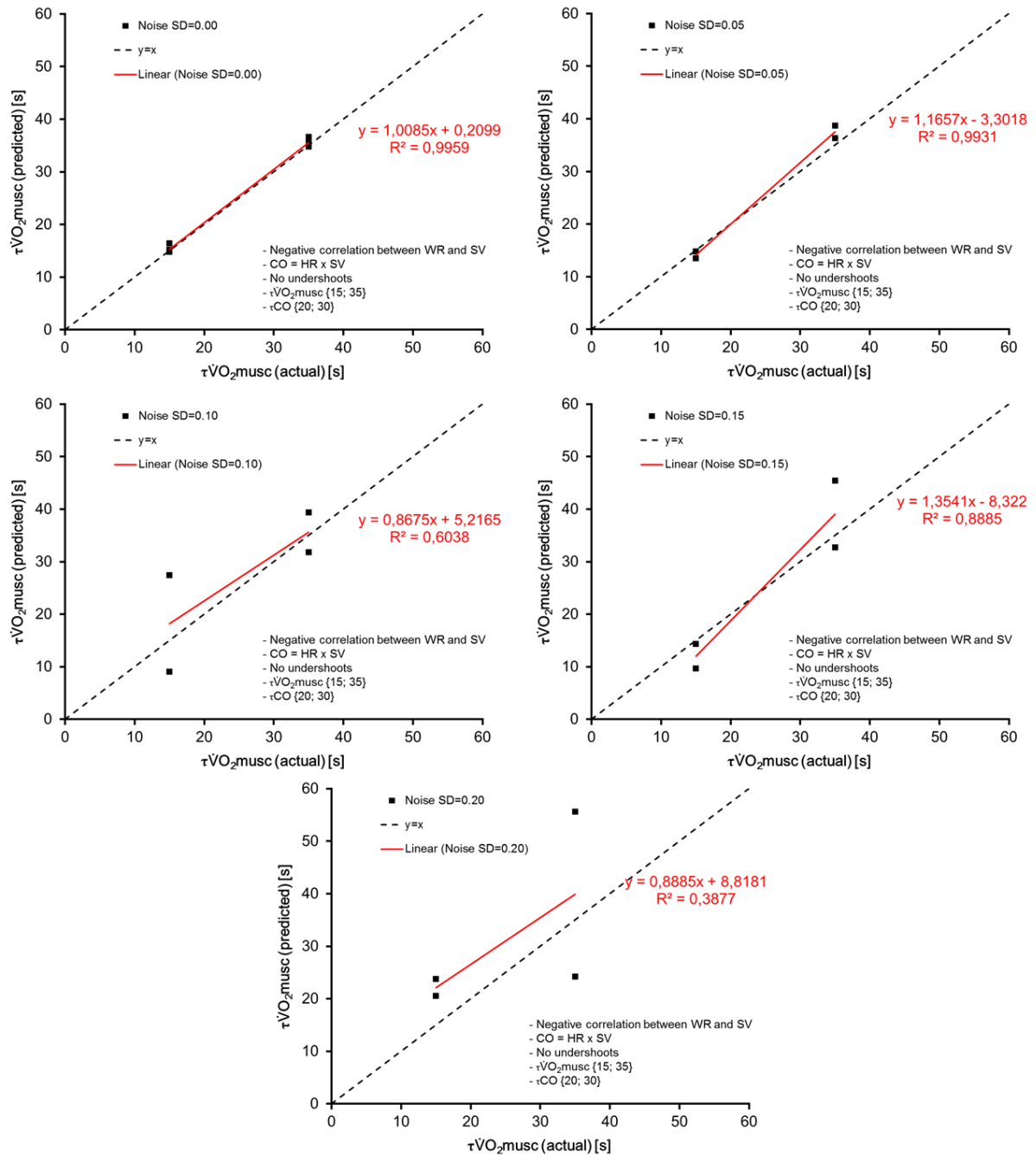


Abb. 19 Zusammenhang zwischen physiologischem Rauschen in der $\dot{V}O_2\text{pulm}$ und der daraus abgeschätzten $\dot{V}O_2\text{musc}$.

II.1.2.1.9 Undershoot

Bei einigen Datensätzen zeigte sich im Bereich des Lags -20 eine Fluktuation des $\dot{V}O_2\text{musc}$ -Signals in der CCF-Analyse. Hier wurden teilweise Werte des relativen Verlaufs der CCFs (WR/ $\dot{V}O_2\text{musc}$) unterhalb von -0,05 erreicht (vgl. Abb. 20).

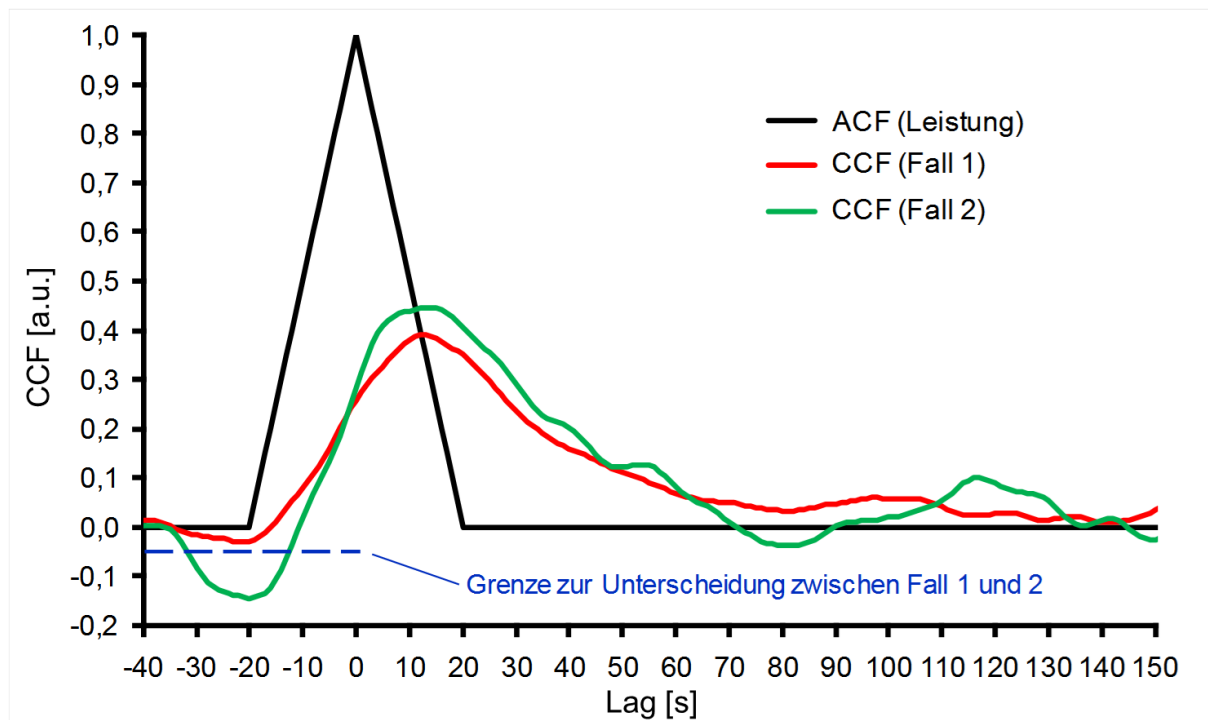


Abb. 20 Beispiel eines normalen (Fall 1 – rot) CCF-Verlaufs der muskulären $\dot{V}O_2$ und mit einem Undershoot (Fall 2 – grün). Es ist deutlich zu erkennen, dass im Bereich des Lags von -20 eine deutliche Unterschreitung des Wertes -0,05 vorhanden ist.

Um das Auftreten dieser Undershoots zu klären, wurden mit Hilfe von weiteren simulierten Datensätzen verschiedene Kombinationen von den \dot{V}_{musc} , der Q'_{rem} und verschiedene Anteile und Veränderungen dieser physiologischen Größen während des zeitlichen Verlaufs variiert. Dies führte jedoch nicht zur Erklärung des Auftretens der Undershoots. In weiteren Simulationen wurde dann die Abschätzung des HZV genauer betrachtet. Hierbei stellte sich heraus, dass das Vorliegen eines negativen Zusammenhangs von Leistung und Schlagvolumen von der konstanten 30 W Stufe zur 80 W Stufe bei einem Testdurchlauf und in der BCM-Software ein konstantes Schlagvolumen für die Abschätzung des HZV vorgegeben wird, ein Undershoot im CCF-Verlauf auftritt. In diesem Zusammenhang ist ebenfalls anzunehmen, dass ein größeres ‚breath-by-breath‘-Rauschen einen Undershoot in seiner Ausprägung verstärken kann – und somit auch einen verstärkenden Einfluss auf die Entstehung eines Undershoots, haben kann.

Zusammengefasst heißt dies, dass ein Undershoot ein Hinweis darauf ist, dass das HZV nicht optimal abgeschätzt worden ist. Dies könnte in der Messtechnik begründet sein. Denn die Impedanzkardiographie, wie sie in diesem Projekt bei den Referenzgruppen und teilweise auch bei den Patientengruppen verwendet wurde, lässt lediglich Rückschlüsse auf die relativen Veränderungen zu. Für absolute Werte des Schlagvolumens ist diese Messmethode nicht uneingeschränkt anwendbar (Fortin et al., 2006, Drescher, 2012).

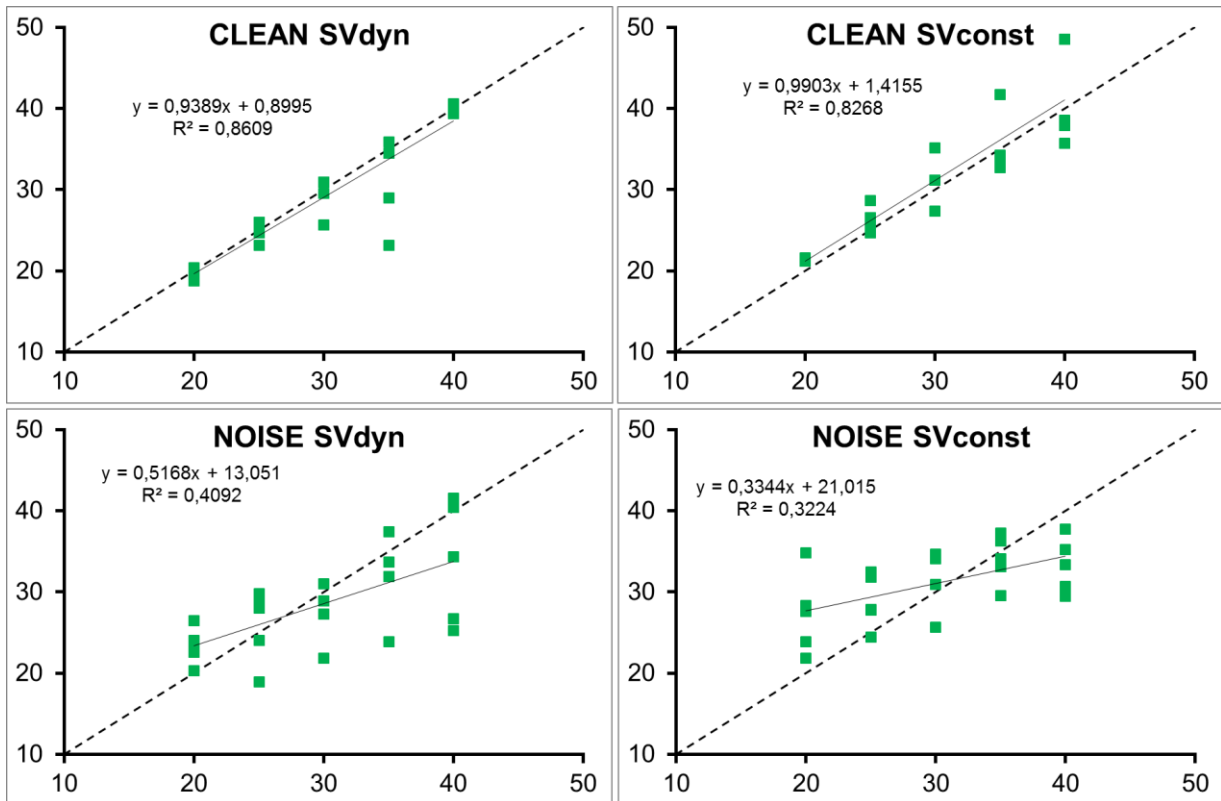


Abb. 21 Ergebnisse der Abschätzung der Zeitkonstanten der muskulären $\dot{V}O_2$ mit Hilfe von simulierten Daten. Genutzt wurden dynamische (SVdyn) und konstante (SVconst) Schlagvolumina. Zusätzlich wurden die ‚breath-by-breath‘-Daten mit (NOISE) und ohne (CLEAN) physiologischem Rauschen simuliert.

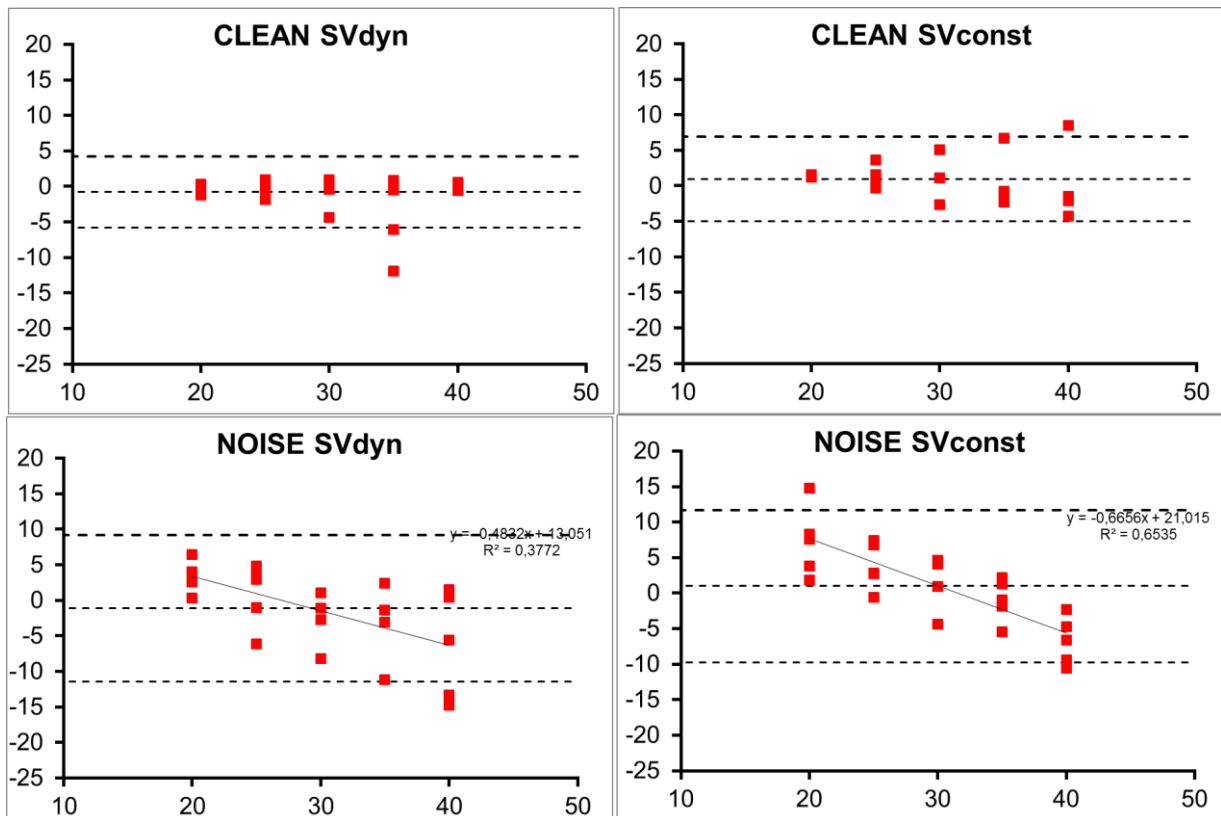


Abb. 22 Bland-Altman-Plots zur Abb. 21. Dargestellt sind die mittleren Differenzen der Zeitkonstanten der $\dot{V}O_{2\text{muscl}}$ für dynamisches (SVdyn) und konstantes (SVconst) Schlagvolumen und mit (NOISE) und ohne (CLEAN) physiologisches Rauschen der breath-by-breath-Daten; aufgetragen zur ursprünglichen Zeitkonstante der $\dot{V}O_{2\text{muscl}}$.

II.1.2.1.10 Statistische Auswertung

Alle Daten wurden vor ihrer Auswertung mit Hilfe des Kolmogorov Smirnov Tests mit Korrektur nach Lillifors auf Normalverteilung überprüft. Wenn kein Widerspruch zur Normalverteilung vorlag, wurden Unterschiede mit Hilfe von T-Tests oder Varianzanalysen mit Messwiederholungen und post-hoc-Tests nach Bonferroni durchgeführt. Korrelationen wurden in diesem Fall mit dem Verfahren nach Pearson berechnet. Für die nicht normalverteilten Parameter wurden nichtparametrische Mittelwertvergleiche angewendet, sowie Korrelationen nach Spearman-Rho berechnet.

II.2 Ergebnisse

II.2.1 Referenzgruppe I (Red. Mitarbeit: Drescher)

Für die Erstellung einer Datensatz-Grundlage sowie die Erprobung des in dem Projekt entwickelten Modells wurden die $\dot{V}O_2$ max sowie die $\dot{V}O_2$ -Kinetiken von 17 jungen Probanden gemessen (7 weiblich, 10 männlich, Alter: $28,8 \pm 6,6$ Jahre; Größe: $174,1 \pm 7,8$ cm; Gewicht: $71,3 \pm 11,8$ kg). Voraussetzung zur Studienteilnahme war, dass die Probanden nicht an kardiorespiratorischen oder anderen chronischen Erkrankungen litten.

Die Messungen erfolgten an zwei separaten Tagen. Die Datensätze dienten unter anderem der Modellentwicklung und Prüfung der Plausibilität der berechneten Parameter und Werte. Zunächst wurden die Daten im Zeitbereich analysiert. Um zu gewährleisten, dass die im Belastungsprotokoll verwendeten Intensitäten im moderaten Leistungsbereich liegen, wurden bei Referenzgruppe I in der folgenden Abbildung die Laktatwerte gegen die Leistung aufgetragen.

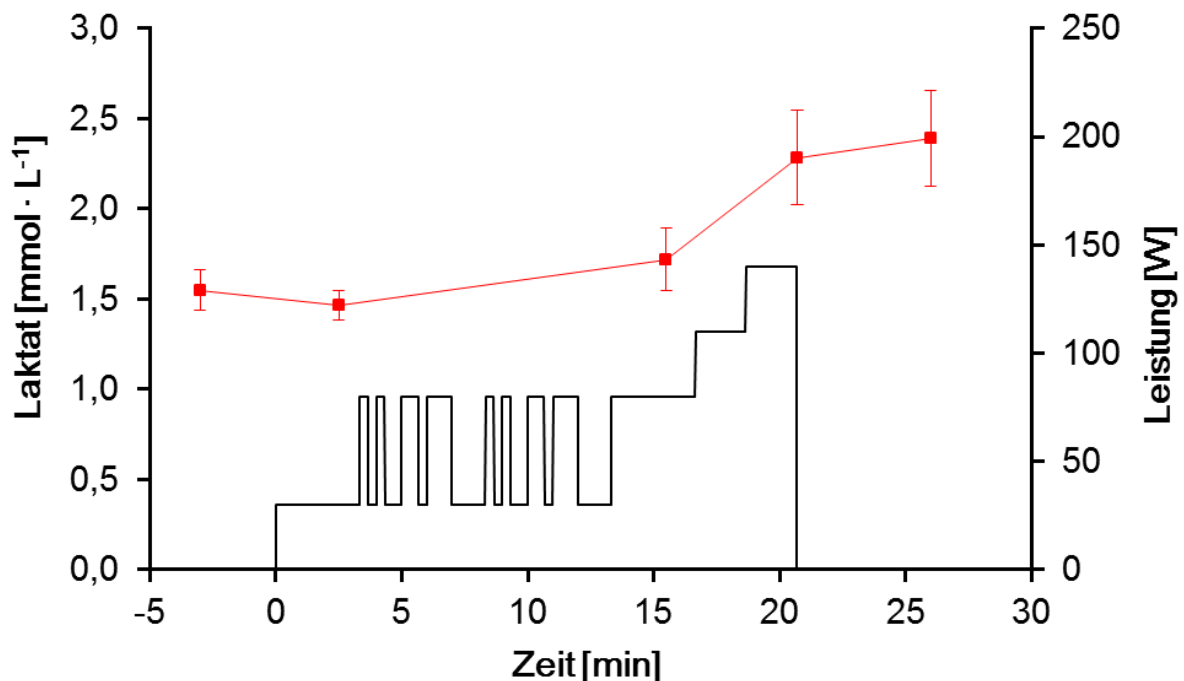


Abb. 23 Mittelwerte und Standardfehler der Laktatkonzentrationen von Referenzgruppe I während des Tests.

Anhand der Abb. 23 ist gut erkennbar, dass die Laktatwerte während des PRBS-Protokolls im moderaten Beanspruchungsbereich liegen. Erst bei Belastungsende steigt die Laktatkonzentration leicht an.

In der folgenden Abbildung werden die pulmonal gemessene $\dot{V}O_2$ und die über das BCM-Verfahren berechnete muskuläre $\dot{V}O_2$ dargestellt.

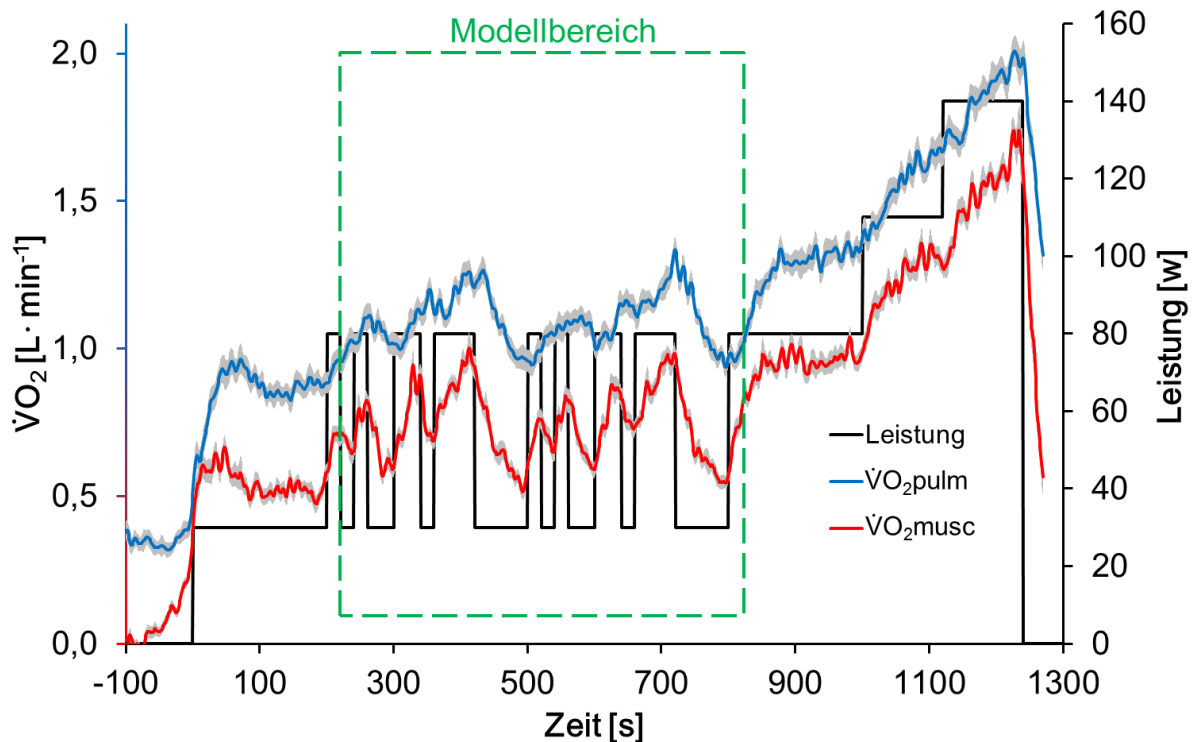


Abb. 24 Mittelwerte und Standardfehler der pulmonalen ($\dot{V}O_{2pulm}$) und muskulären $\dot{V}O_2$ ($\dot{V}O_{2musc}$) sowie das Belastungsprotokoll (Leistung) im Zeitbereich.

Im Zeitbereich sind die $\dot{V}O_{2pulm}$ und $\dot{V}O_{2musc}$ sowie das Belastungsmuster dargestellt (vgl. Abb. 24). Es ist zu erkennen, dass die $\dot{V}O_{2pulm}$ zum Belastungsmuster zeitverzögert ist, die $\dot{V}O_{2musc}$ hingegen zeigt eine nahezu direkte Reaktion auf Belastungsveränderungen. Die zeitliche Lage beider Kurven verdeutlicht, dass die $\dot{V}O_{2pulm}$ im Vergleich zur $\dot{V}O_{2musc}$ nach rechts verschoben ist. Insgesamt ist das Belastungsmuster in der muskulären $\dot{V}O_2$ besser wiederzuerkennen als in der pulmonalen $\dot{V}O_2$. Besonders die kurzen Segmente der PRBS sind in der $\dot{V}O_{2musc}$ deutlicher zu identifizieren (Drescher, 2012).

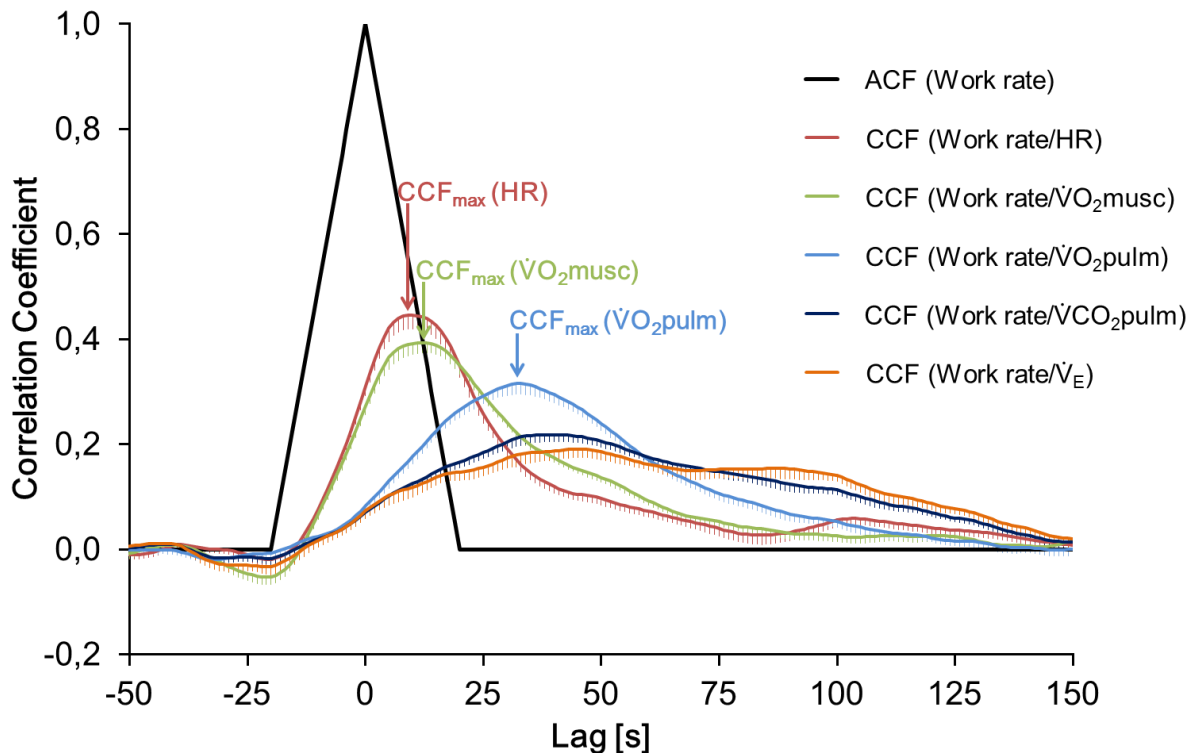


Abb. 25 Mittelwerte und Standardfehler (n=17) der Autokorrelationsfunktion (ACF) der Leistung und der Kreuzkorrelationsfunktionen (CCF) der Leistung mit der Herzfrequenz (HR), der muskulären $\dot{V}O_2$ ($\dot{V}O_2\text{musc}$), der pulmonalen $\dot{V}O_2$ ($\dot{V}O_2\text{pulm}$), der pulmonalen CO_2 -Abgabe ($\dot{V}CO_2\text{pulm}$) und der Ventilation (\dot{V}_E). Markiert sind jeweils die Maxima der CCFs, die die Schnelligkeit der jeweiligen Kinetik widerspiegeln.

Die unterschiedlichen Verläufe der CCFs, die mit Hilfe der Zeitreihenanalyse berechnet werden verdeutlichen, dass die Parameter unterschiedlich schnell auf die Leistungsänderung reagieren. Die Herzfrequenz zeigt die schnellste Reaktion, gefolgt von der $\dot{V}O_2\text{musc}$ und der $\dot{V}O_2\text{pulm}$. Die Reaktion der pulmonalen CO_2 -Abgabe und der Ventilation sind im Vergleich die langsamsten Größen.

Das Maximum der jeweiligen CCF ($CCF_{\text{max}}(\text{HR})$ (Herzfrequenz), $CCF_{\text{max}}(\dot{V}O_2\text{pulm})$ ($\dot{V}O_2\text{pulm}$), $CCF_{\text{max}}(\dot{V}O_2\text{musc})$ ($\dot{V}O_2\text{musc}$)) repräsentiert die Kinetik des Parameters. Je höher das Maximum, desto schneller die Kinetik. $CCF_{\text{lag}}(\text{HR})$, $CCF_{\text{lag}}(\dot{V}O_2\text{musc})$ und $CCF_{\text{lag}}(\dot{V}O_2\text{pulm})$ beschreiben die x-Werte (Verschiebungen) von $CCF_{\text{max}}(\text{HR})$, $CCF_{\text{max}}(\dot{V}O_2\text{pulm})$ und $CCF_{\text{max}}(\dot{V}O_2\text{musc})$. Je weiter rechts das Maximum der CCF, desto verzögerter ist der Parameter.

II.2.2 Astronauten-Daten (Red. Mitarbeit: Hoffmann, Drescher, Koschate)

Von 2009 bis 2012 konnten 12 Astronauten (Alter: $48,3 \pm 4,3$ Jahre; Größe: 178 ± 8 cm; Gewicht: $76,6 \pm 15,7$ kg) hinsichtlich ihrer kardiorespiratorischen Kinetiken vor und nach ihrem Flug zur ISS getestet werden (vgl. Abb. 4, S. 18). In Kooperation mit dem „NASA VO2MAX“-Projekt konnten weiterhin die $\dot{V}O_2\text{max}$ -Daten vor, während und nach dem Flug der Astronauten zum Vergleich herangezogen werden. Leider lagen nur 9 komplette Datensätze der Astronauten vor, da einige Testungen aufgrund von Messfehlern oder zu geringer Datenqualität nicht für die Analyse der Kinetiken verwertbar waren. Daher konnten für die Varianzanalysen nur diese Datensätze verwendet werden. Die Korrelationsanalysen wurden jeweils mit der maximal verfügbaren Datenmenge berechnet.

Im Zeitbereich (Abb. 26) sind keine größeren Unterschiede sichtbar. Ausschließlich in der Herzfrequenz sind eindeutig höhere Werte nach dem Aufenthalt in Schwerelosigkeit zu erkennen. In der Kreuzkorrelation ist gegenteiliges zu sehen. Hier unterscheidet sich die Kinetik der Herzfrequenz zu keinem Zeitpunkt. Hingegen ist in der muskulären $\dot{V}O_2$ -Kinetik eindeutig eine Verlangsamung zu den Zeitpunkten BDC3 und BDC4, demnach nach dem Aufenthalt in Schwerelosigkeit gegenüber den Messzeitpunkten vor dem Flug sichtbar (Abb. 27).

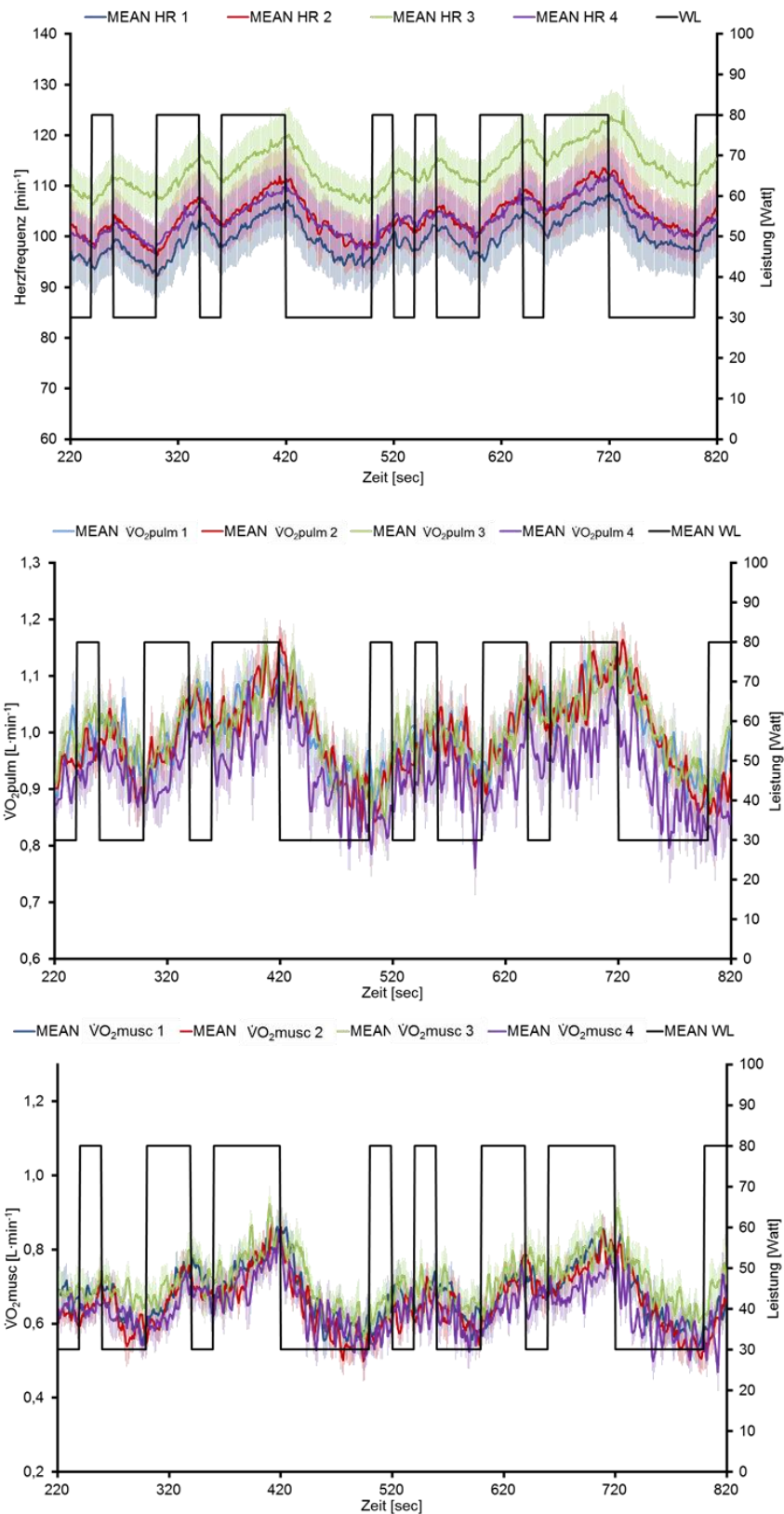


Abb. 26 Darstellung der Mittelwerte (MEAN) der Herzfrequenz sowie der pulmonalen und muskulären Sauerstoffaufnahme im Zeitbereich für alle Astronauten und Zeitpunkte.

Von besonderem Interesse war der Vergleich der kardiopulmonalen Kinetiken vor und nach dem Flug zur ISS. Für diesen Vergleich ergaben sich folgende Ergebnisse:

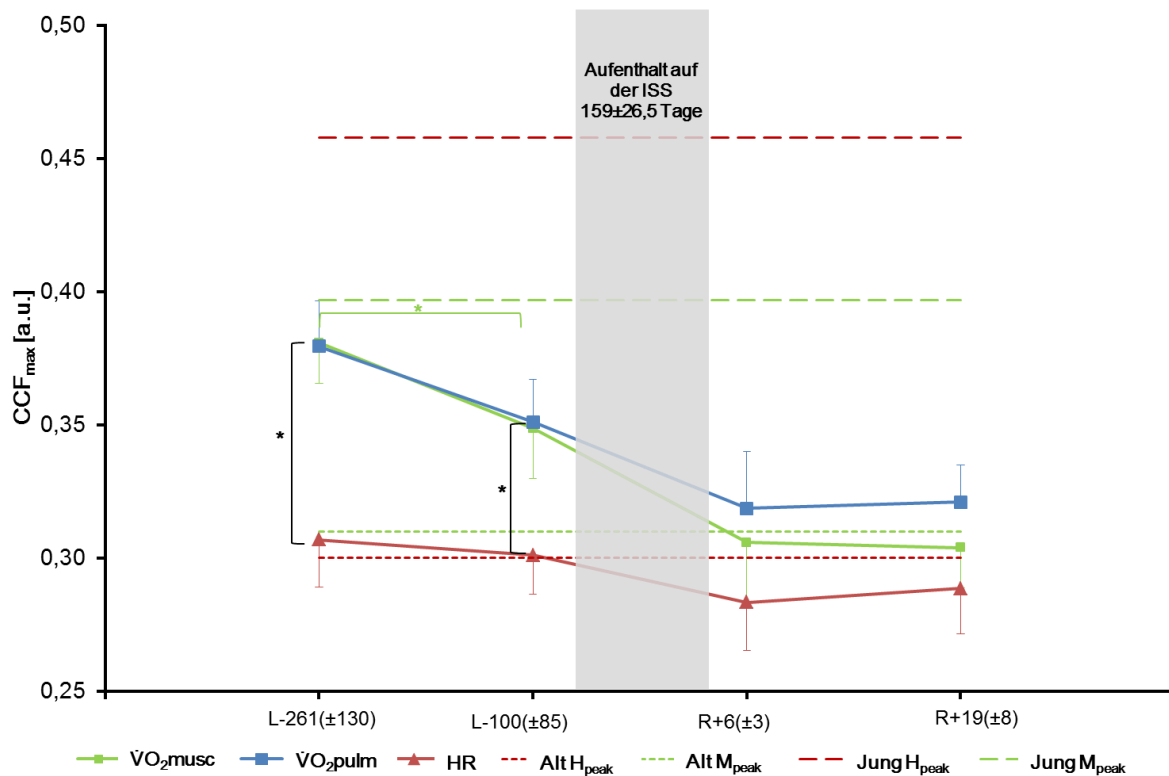


Abb. 27 Verlauf der Maxima der CCFs vor und nach dem Aufenthalt der Astronauten auf der ISS. Die gestrichelten Linien repräsentieren jeweils die Mittelwerte der $CCF_{max}(HR)$ (rot) und der $CCF_{max}(VO_2musc)$ der Referenzgruppe I und III.

Die $\dot{V}O_2musc$ Kinetik zum Zeitpunkt L-261 war signifikant schneller als zum Zeitpunkt R+6 ($p=0.042$). Zusätzlich zeichnete sich ein allerdings nur noch tendenziell signifikanter Unterschied zwischen L-261 und R+19 ($p=0.052$) ab. Für die Kinetik der $\dot{V}O_2pulm$ gab es zwar einen signifikanten Haupteffekt hinsichtlich der Messwiederholung, dieser bestätigte sich allerdings in den post-hoc Tests nicht. Die Kinetik der Herzfrequenz zeigte keine signifikanten Veränderungen zwischen den Zeitpunkten. Zum ersten sowie zum zweiten Untersuchungszeitpunkt unterschieden sich die Kinetiken der $\dot{V}O_2musc$ und der HR (L-261: $p<0.001$; L-100: $p=0.004$). Dies war zu R+6 und R+19 nicht mehr der Fall. Auffällig ist ebenso der in den Abbildungen deutlich sichtbare Unterschied zwischen den Kinetiken der Astronauten und den Kinetiken der Herzfrequenz und der $\dot{V}O_2musc$ der getesteten älteren und jüngeren Probanden. Vor dem Aufenthalt in Schwerelosigkeit ähneln die muskulären $\dot{V}O_2$ Kinetiken denen der Jüngeren (Referenzgruppe I), nach dem Aufenthalt auf der ISS ähneln diese eher den Kinetiken der älteren getesteten Probanden (Referenzgruppe III). Auch die Kinetik der Herzfrequenz ist nach dem Aufenthalt in Schwerelosigkeit langsamer als bei den inaktiven Älteren, wobei erkennbar ist, dass die Kinetik der Herzfrequenz bei den Astronauten auch vor dem Flug zur ISS sehr langsam ist.

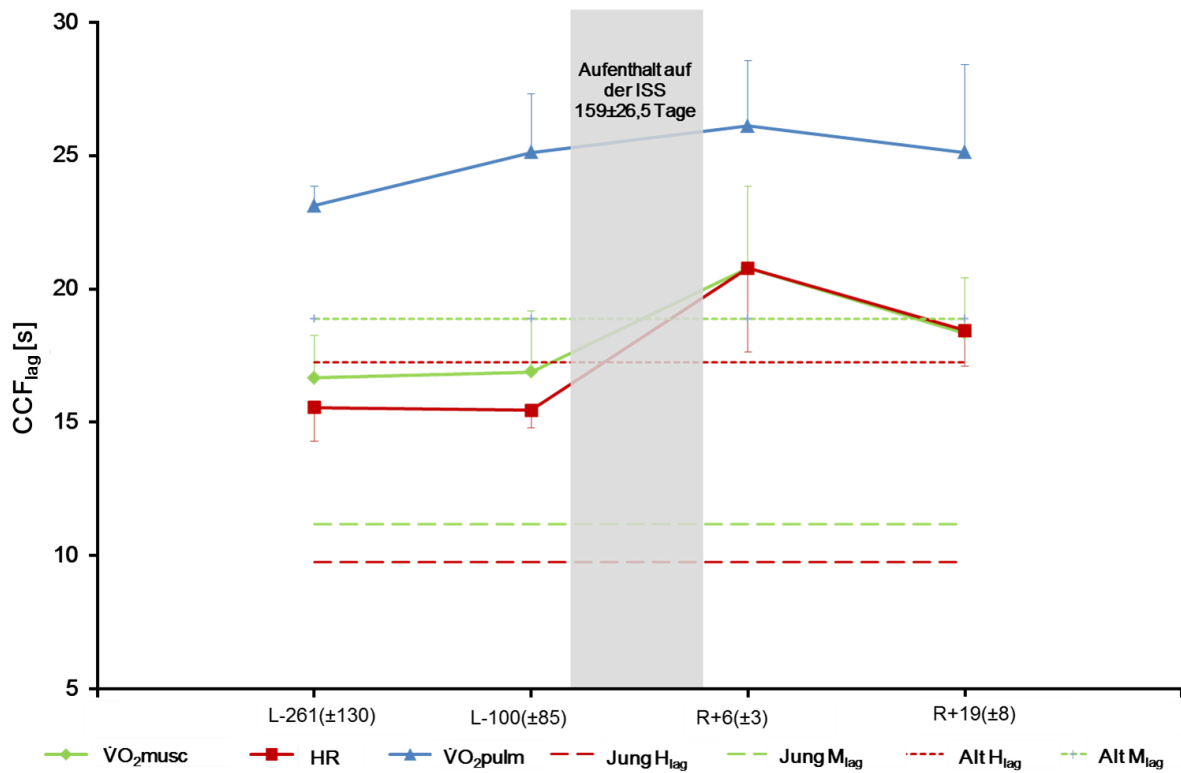


Abb. 28 Verlauf der Lags der CCFs vor und nach dem Aufenthalt der Astronauten auf der ISS. Die gestrichelten Linien repräsentieren jeweils die Mittelwerte der $CCF_{max}(HR)$ (rot) und der $CCF_{max}(VO_2musc)$ der Referenzgruppe I und III.

Die Lags der CCFs von HR, $\dot{V}O_2pulm$ und $\dot{V}O_2musc$ zeigten keine signifikanten Veränderungen vor und nach dem Aufenthalt in Schwerelosigkeit.

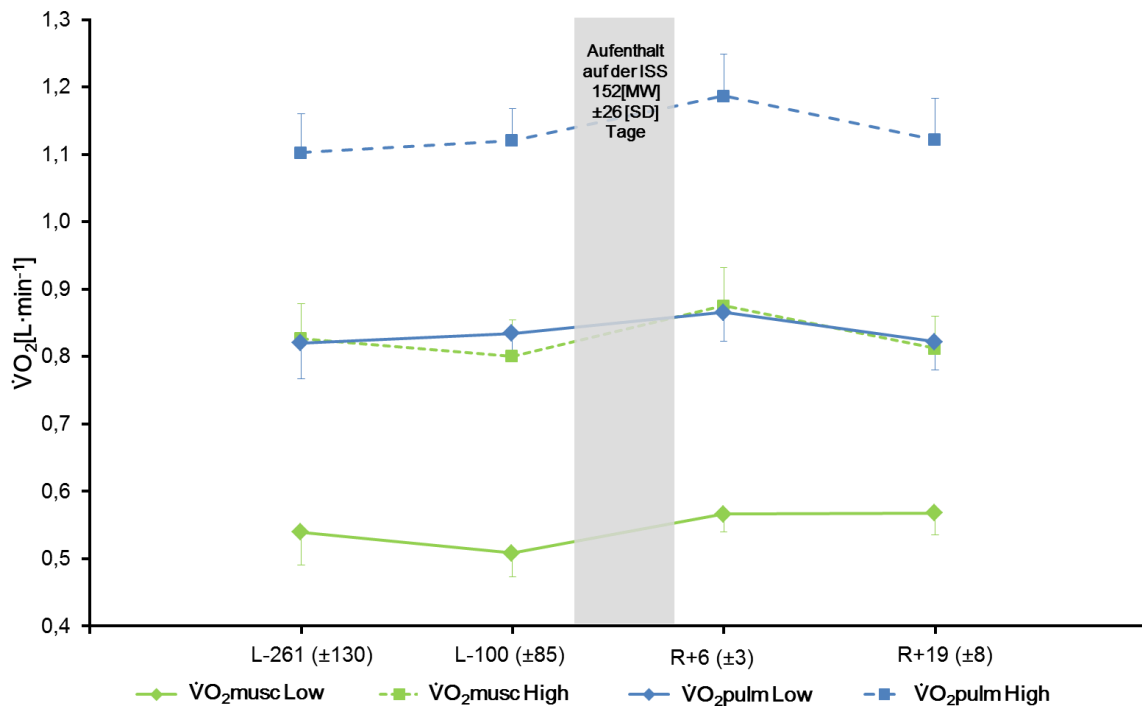


Abb. 29 Muskuläre und pulmonale Sauerstoffaufnahme auf der 30 W (Low) Stufe und der 80 W (High) Stufe vor und nach des Aufenthalts der Astronauten auf der ISS.

Die Mittelwerte von $\dot{V}O_2\text{musc}$ und $\dot{V}O_2\text{pulm}$ während der konstanten 30 W-Phase und der 80 W-Phase veränderten sich nicht signifikant. Die geringfügig erhöhten Werte nach dem Aufenthalt auf der ISS können durch eine schlechtere Bewegungsökonomie kurz nach dem Aufenthalt in Schwerelosigkeit begründet werden.

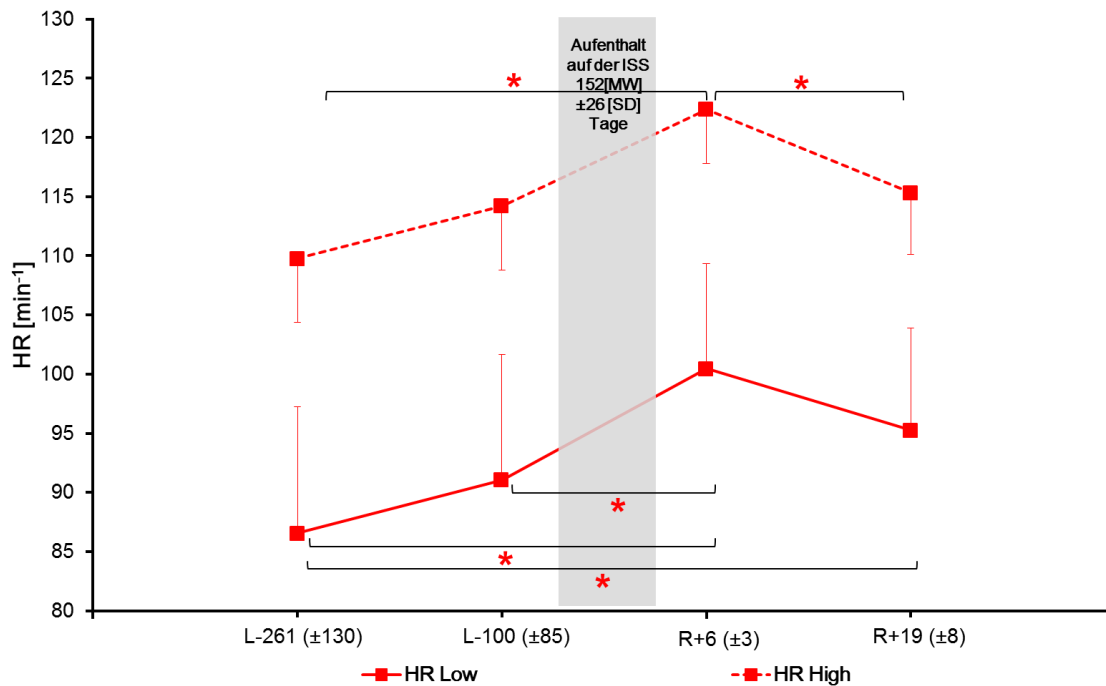


Abb. 30 Herzfrequenzen (HR) auf der 30 Watt (Low) Stufe und der 80 Watt (High) Stufe vor und nach dem Aufenthalt der Astronauten auf der ISS.

Die ANOVA zeigte einen signifikanten Haupteffekt für die HR während der 30 W-Phase. Die post-hoc-Tests bestätigten Unterschiede zwischen L-261 und R+6 ($p < 0.001$), zwischen L-261 und R+19 ($p = 0.004$) sowie zwischen L-100 und R+6 ($p = 0.005$). Weiterhin gab es tendenzielle Unterschiede zwischen L-261 und L-100 ($p = 0.065$) sowie R+6 und R+19 ($p = 0.058$). Auf der 80 W-Stufe zeigte die ANOVA ebenfalls einen signifikanten Haupteffekt für den Faktor Messwiederholung an. Die post-hoc-Tests zeigten signifikante Unterschiede zwischen L-261 und R+6 ($p = 0.022$) sowie zwischen R+6 und R+19 ($p = 0.005$).

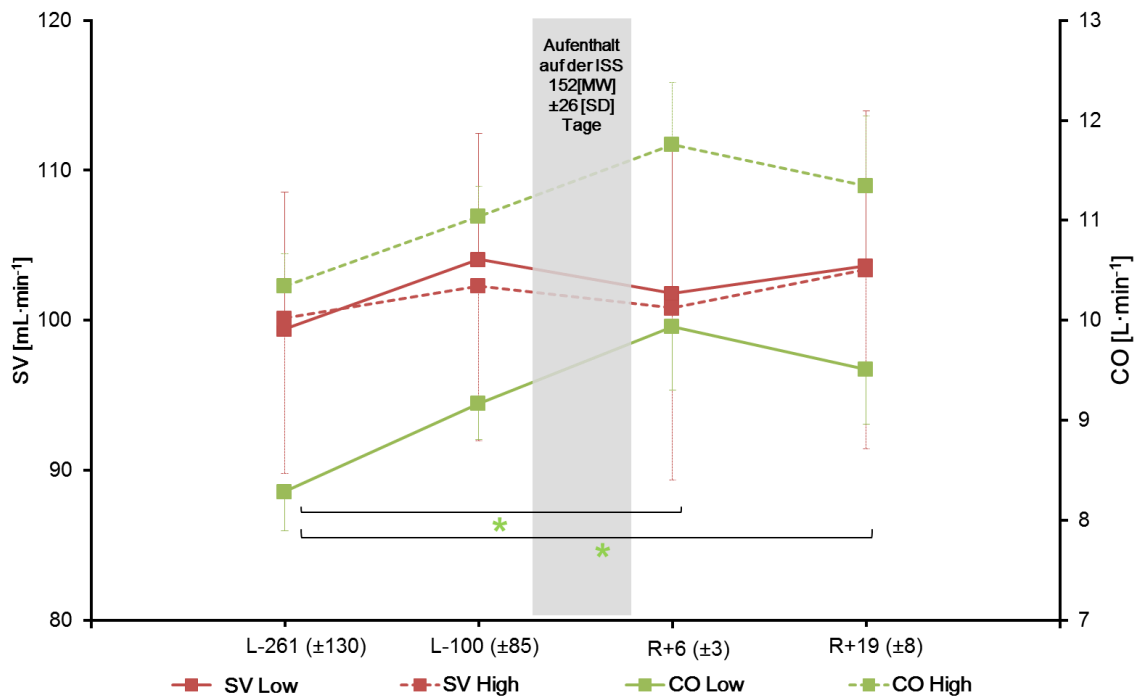


Abb. 31 Mittleres Schlagvolumen(SV) und HZV (CO) auf der 30 Watt (Low) Stufe und der 80 Watt (High) Stufe vor und nach dem Aufenthalt der Astronauten auf der ISS.

Es zeigten sich keine signifikanten Veränderungen für das Schlagvolumen, jedoch für das HZV auf der 30 W-Stufe. Die post-hoc-Tests bewiesen signifikante Unterschiede zwischen L-261 und R+6 ($p=0.044$) sowie zwischen L-261 und R+19 ($p=0.009$). Auch für das HZV auf der 80 W-Stufe zeigte die ANOVA einen signifikanten Haupteffekt an. Dieser konnte jedoch in den post-hoc-Tests nicht bestätigt werden.

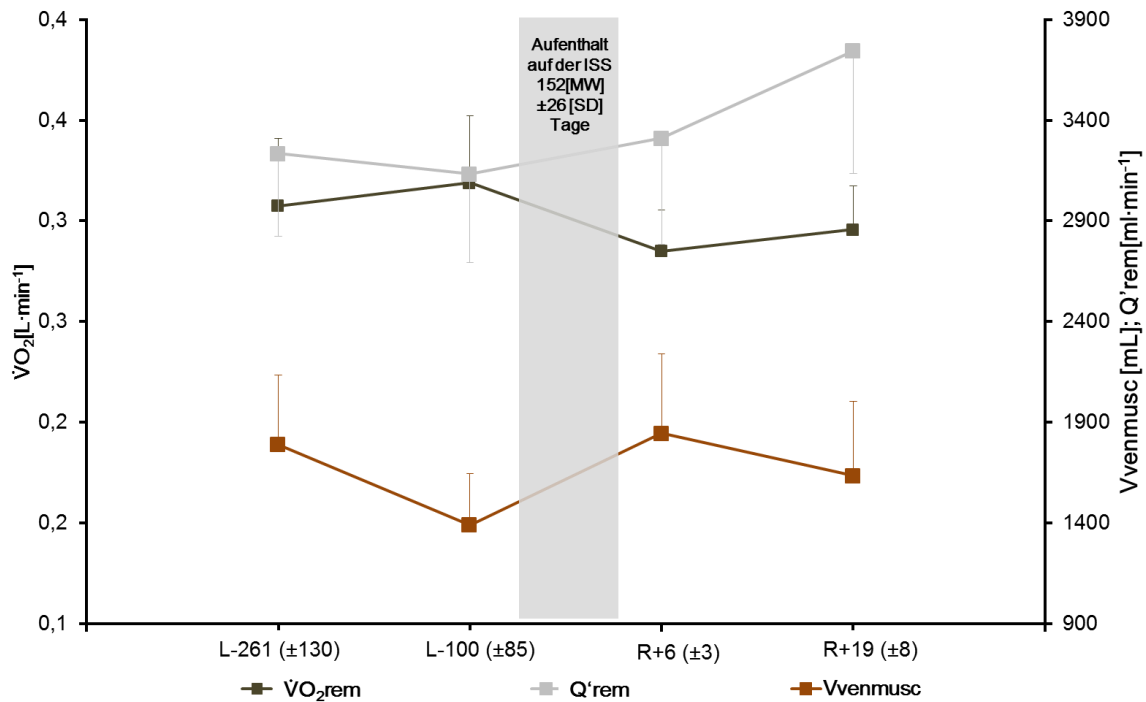


Abb. 32 Durchblutung und Sauerstoffaufnahme des Restkörpers sowie muskuläres venöses Volumen vor und nach dem Aufenthalt der Astronauten auf der ISS.

Es zeigten sich keine signifikanten Veränderungen hinsichtlich der $\dot{V}O_2$ des Restkörpers, des muskulären venösen Volumens und der Durchblutung des Restkörpers zwischen den vier Zeitpunkten.

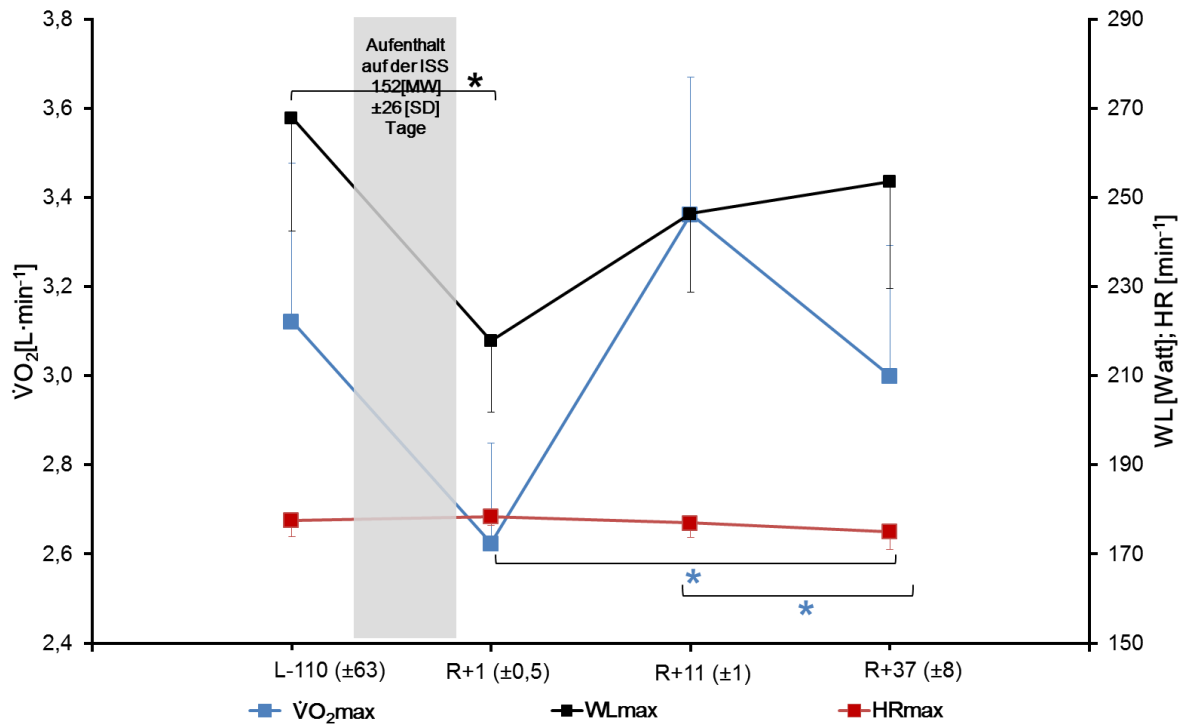


Abb. 33 Mittelwerte der $\dot{V}O_2\text{max}$, des WLmax und der HRmax vor und nach dem Aufenthalt der Astronauten auf der ISS.

Allerdings gab es signifikante Unterschiede hinsichtlich der $\dot{V}O_2\text{max}$ zwischen R+1 und R+11 ($p=0.006$) sowie R+1 und R+37 ($p=0.037$). Ähnliche Ergebnisse ergaben sich auch für die $\text{rel}\dot{V}O_2\text{max}$ der Astronauten vor und nach ihrem Aufenthalt in Schwerelosigkeit (Abb. 34). Hier unterschieden sich R+1 und R+11 ($p=0.31$) sowie R+11 von R+37 ($p=0.036$) signifikant. Für die HRmax konnten keine signifikanten Unterschiede identifiziert werden. Für WLmax zeigte sich wiederum ein signifikanter Unterschied zwischen L-110 und R+1 ($p=0.023$). Zwischen R+1 und R+11 bestand ein tendenzieller Unterschied ($p=0.091$).

Ähnliche Ergebnisse zeigten sich für die $\dot{V}O_2\text{max}$ relativiert auf das individuelle Körpergewicht (Abb. 34). Zwischen L-110 und R+1 zeigte sich kein signifikanter Unterschied, jedoch zwischen R+1 und R+11 ($p=0.016$) und zwischen R+11 und R+37 ($p=0.017$).

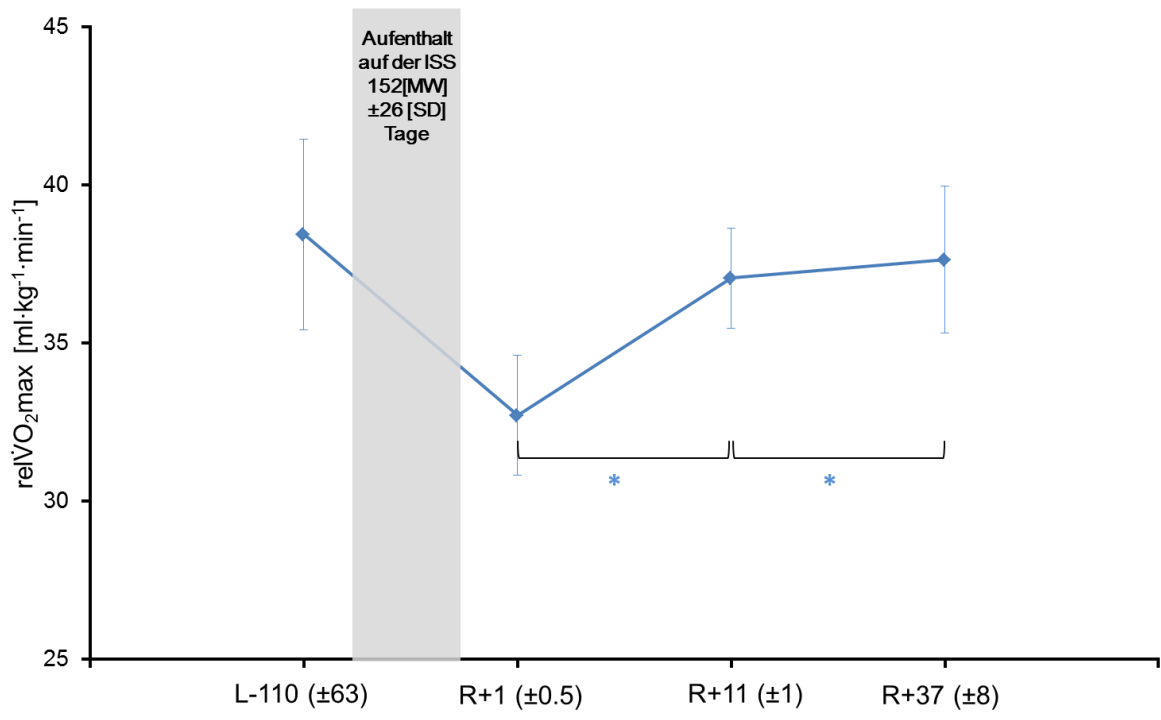


Abb. 34 Mittelwerte und Standardfehler der relVO₂max vor und nach dem Aufenthalt der Astronauten auf der ISS.

Weiterhin wurden Korrelationsanalysen durchgeführt, die die relativen Veränderungen der Kinetiken und der $\dot{V}O_2\text{max}$ analysierten. Auffällig war insbesondere die Korrelation zwischen der Veränderung der Kinetik der $\dot{V}O_2\text{musc}$ vor dem Flug im Vergleich zu den Werten der ersten Testung nach dem Flug relativiert zum Ausgangswert mit den gleichen Werten der $\dot{V}O_2\text{max}$. Es bestand eine signifikante Korrelation. Damit verhalten sich die relativen Veränderungen der muskulären $\dot{V}O_2$ Kinetik ähnlich zu den Veränderungen in der $\dot{V}O_2\text{max}$ ($r=0,617$; $p=0.038$). Daher kann der Schluss gezogen werden, je höher die Abnahme der $\dot{V}O_2\text{max}$, desto langsamer werden auch die muskulären $\dot{V}O_2$ -Kinetiken.

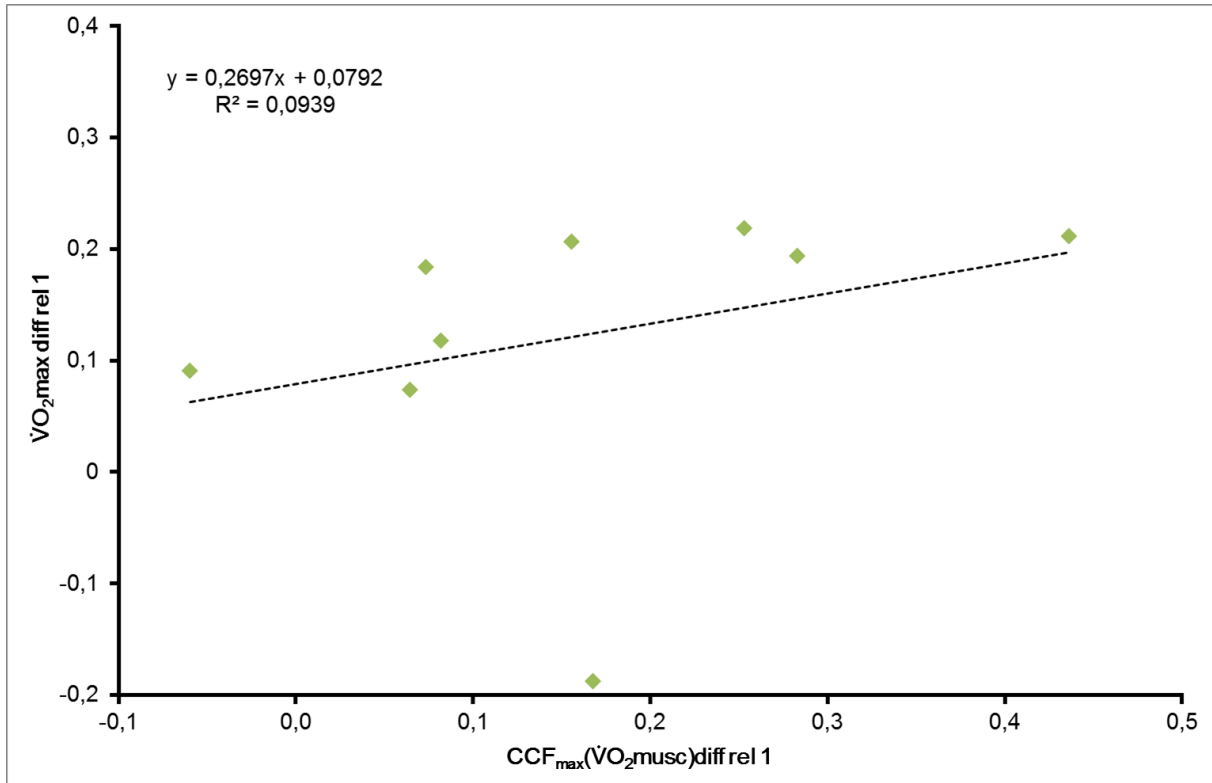


Abb. 35 Korrelation zwischen den relativen Veränderungen der $\dot{V}O_2\text{max}$ und der $CCF_{\text{max}}(\dot{V}O_2\text{musc})$.

Weiterhin wurden die Trainingsdaten der Astronauten während des Aufenthalts auf der ISS analysiert. Zunächst wurde das Produkt aus Leistung und Zeit auf den zur Verfügung stehenden Ausdauertrainingsgeräten berechnet, um eine Aussage über den Trainingsumfang zu erhalten. Diese Daten wurden dann mit den Differenzen der verschiedenen Parameter vor und nach dem Flug korreliert. Anhand dieser Analysen konnte eine signifikante, negative Korrelation zwischen dem wie beschrieben berechneten Trainingsumfang und der Differenz der $CCF_{max}(\dot{V}O_{2,musc})$ zwischen BDC1 und BDC3 ($r=-0,714$; $p=0.023$) berechnet werden. Diese Korrelation trat allerdings nicht zwischen den Differenzen der $\dot{V}O_{2,max}$ und dem Trainingsumfang auf.

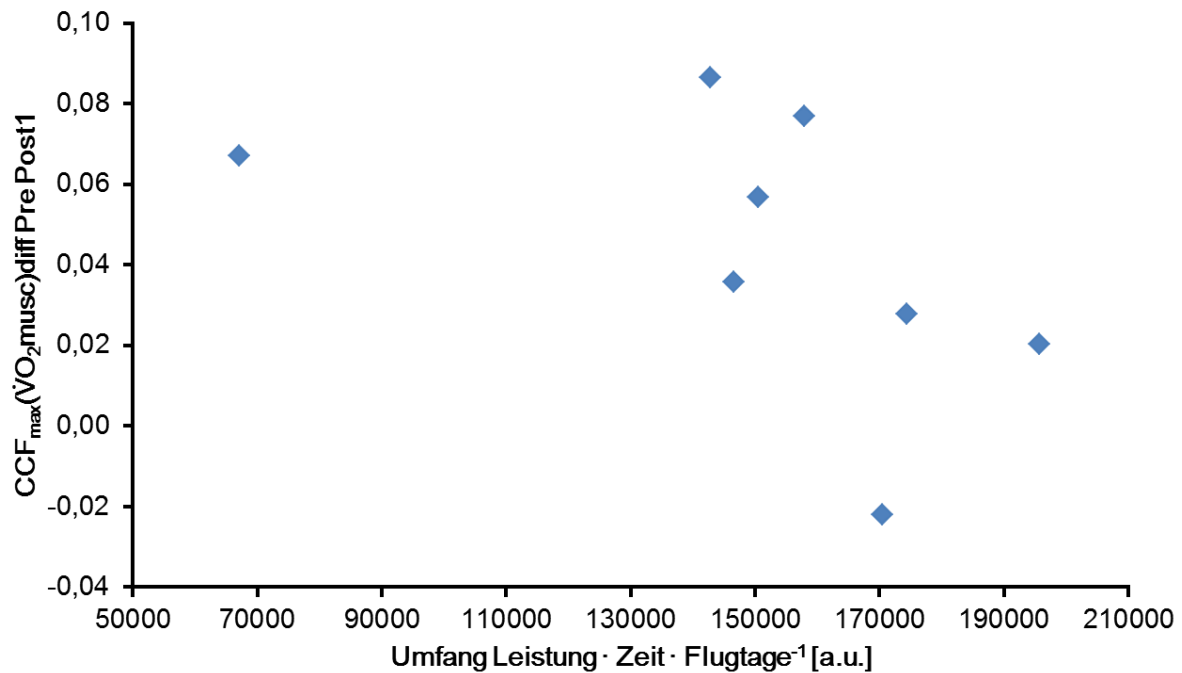


Abb. 36 Zusammenhang zwischen dem Trainingsumfang des Ausdauer-Trainings während des Aufenthalts auf der ISS und der Differenz der $\dot{V}O_{2,musc}$ Kinetik zwischen den Werten vor und nach dem Flug ($r=-0,714$; $p=0.023$).

Weiterhin wurde für die jeweiligen Krafttrainingseinheiten, die in den Trainings-Logbüchern mit Art der Übung sowie Umfang und Intensität beschrieben waren, zunächst Kategorien gebildet. Die Übungen wurden in Übungen für kleine oder große Anteile der Muskulatur des Oberkörpers oder des Unterkörpers unterteilt sowie eine Kategorie für komplexe Ganzkörper-Übungen gebildet. Weiterhin wurden für das Produkt aus Intensität und Umfang z-scores für jeden Probanden gebildet. Anschließend wurden die einzelnen Kategorien aufsummiert, was den Gesamt-z-score ergab. Es traten weitere signifikante Korrelationen zwischen der Differenz der $\dot{V}O_{2,max}$ -Werte vor dem Flug und der ersten Messung nach dem Flug und dem Gesamt-z-score der Krafttrainingseinheiten ($r=0,81$; $p=0.008$) auf. Eine ähnliche Korrelation ergab sich zwischen dem Gesamt-z-score und der Differenz des WL_{max} vor und nach dem Flug ($r=0,902$; $p=0.001$).

Auch für die Differenzen der muskulären $\dot{V}O_{2}$ Kinetik ergaben sich signifikante Zusammenhänge mit dem Krafttraining, insbesondere wenn es auf das individuelle Körpergewicht relativiert wird, jedoch nur, wenn die Komplexübungen, die sowohl Unterkörper als auch Oberkörper mit einbeziehen, außer Acht gelassen werden (Abb. 37).

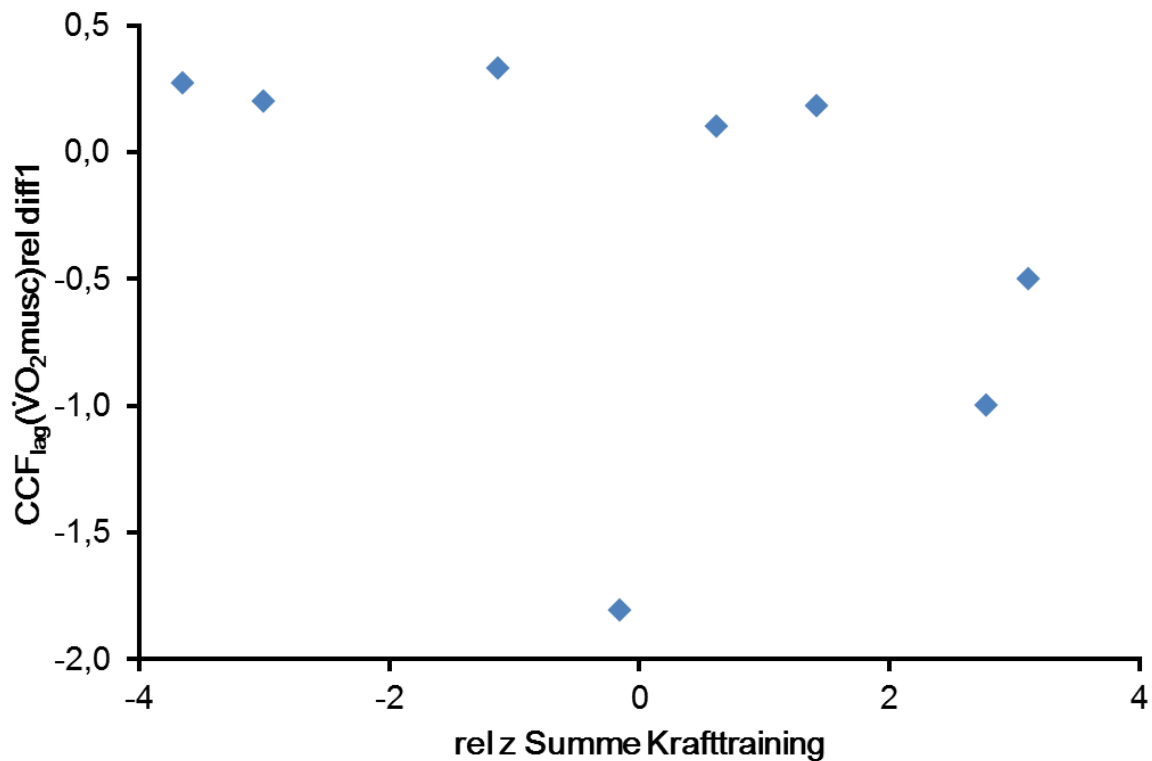


Abb. 37 Zusammenhang zwischen der Veränderung der $CCF_{lag}(\dot{V}O_2musc)$ in der Relation vor zu nach dem Flug und der auf das Körpergewicht und die Muskelgruppe relativierte Krafttraining der unteren und oberen Extremitäten während des Aufenthalts auf der ISS ($r=-0,643$; $p=0.043$).

Dies lässt auf einen negativen Einfluss des Krafttrainings auf die Ausdauerleistungsfähigkeit schließen. In Abb. 37 ist eine Art Sättigungskurve erkennbar. Ab einem z-score von ca. 1 lässt sich eine zunehmende Verschlechterung, bzw. Verzögerung des $CCF_{lag}(\dot{V}O_2musc)$ erkennen. Der mögliche Grund dafür könnte ein vermehrtes Training der Astronauten an den Krafttrainingsgeräten sein, das zu Lasten der Ausdauer-Trainingseinheiten geht. Eine negative Korrelation zwischen dem prozentualen Anteil der Ausdauer-Trainingseinheiten und dem prozentualen Anteil der Krafttrainingseinheiten konnte allerdings nicht gefunden werden. Möglicherweise könnten aber die Trainingseinheiten der Astronauten vor ihrem Aufenthalt einen höheren Anteil an Ausdauertraining beinhaltet haben, als während des Aufenthalts auf der ISS.

Des Weiteren konnten im Rahmen des EKE-Projekts die Blutparameter Hämoglobin und Hämatokrit der Astronauten näher untersucht werden. Anhand der Abb. 38 ist zwar eine Veränderung in den Werten sichtbar, diese wird jedoch statistisch nicht signifikant. Beide Werte liegen jeweils im Normbereich.

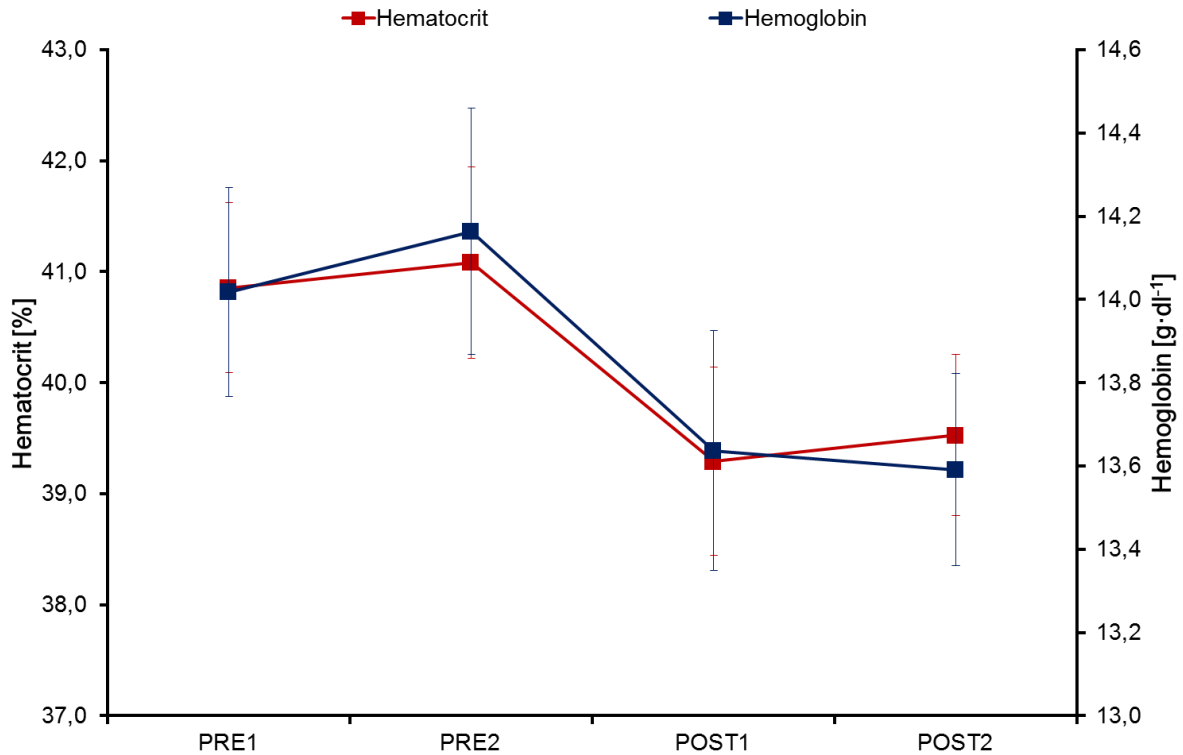


Abb. 38 Mittelwerte und Standardfehler der Hämatokrit und Hämoglobin-Werte der Astronauten vor und nach dem Flug zur ISS.

Auch für die Hämatokrit und Hämoglobin-Werte wurden die Differenzen zwischen dem Mittelwert der Vortests und dem ersten sowie dem zweiten Posttest gebildet. Diese wurden weiterhin hinsichtlich ihrer Zusammenhänge mit weiteren Parametern untersucht. Es wurde eine signifikante Korrelation zwischen der Gesamtdauer des Aufenthalts in Schwerelosigkeit und der Differenz des Hämatokrit-Wertes festgestellt ($r=0,685$; $p=0,045$). Je länger sich die Astronauten auf der ISS befanden, desto größer war die Differenz des Pre-Post1 Wertes und damit die Abnahme des Hämatokrit-Wertes. Aussagekräftige Korrelationen zwischen den Veränderungen in der $\dot{V}O_2\text{max}$ oder den kardiopulmonalen Kinetiken konnten jedoch nicht gefunden werden.

II.2.3 Referenzgruppe II mit Trainingsdokumentation (Red. Mitarbeit: Koschate)

Als Vergleichsgruppe für die Astronauten wurden neun Probanden über ein halbes Jahr hinsichtlich ihrer $\dot{V}O_2\text{max}$ und ihrer kardiopulmonalen Kinetiken untersucht. Während des halben Jahres trainierten die Probanden eigenständig.

Von diesen 9 Probanden haben 6 (4 w, 2 m; Alter: 37 ± 10 Jahre; Größe: 176 ± 9 cm; Gewicht: $73,14\pm 14,5$) an allen Testterminen teilnehmen können. Die Ergebnisse werden in Abb. 39 bis Abb. 41 dargestellt:

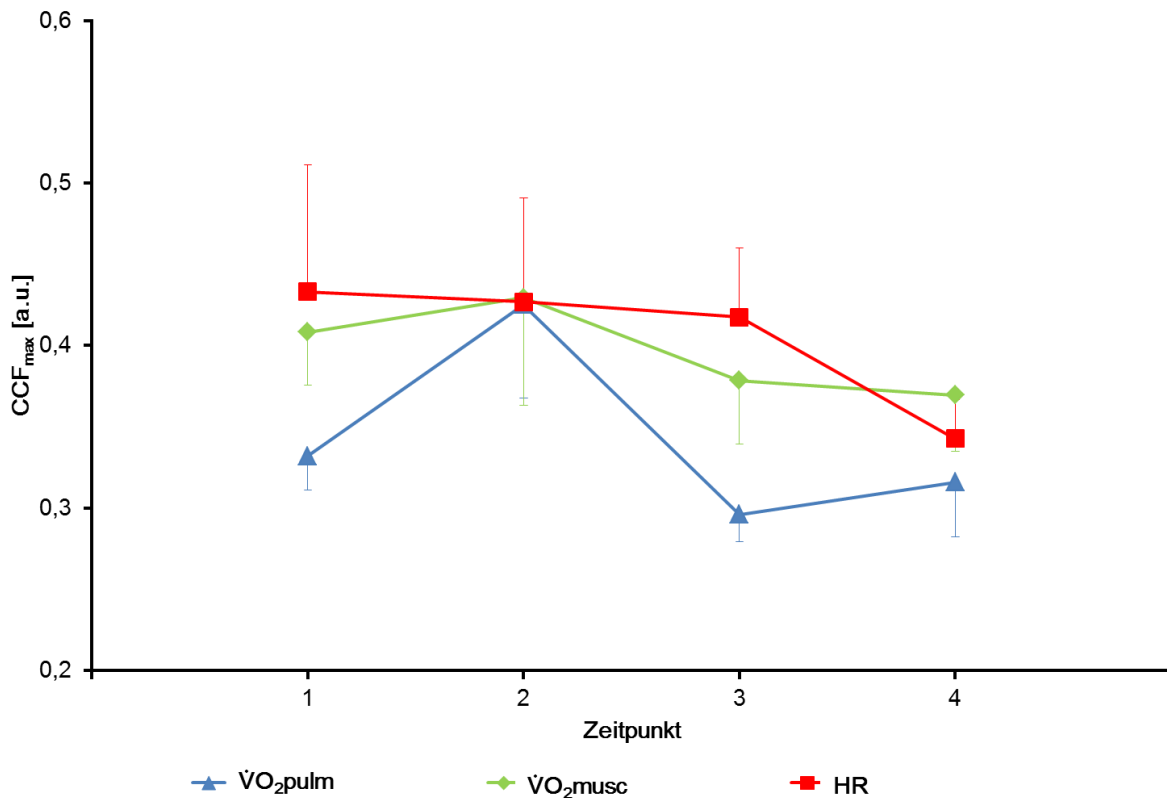


Abb. 39 CCF_{max} der VO₂musc, VO₂pulm und HR über alle vier Testtermine (MEAN ± SE).

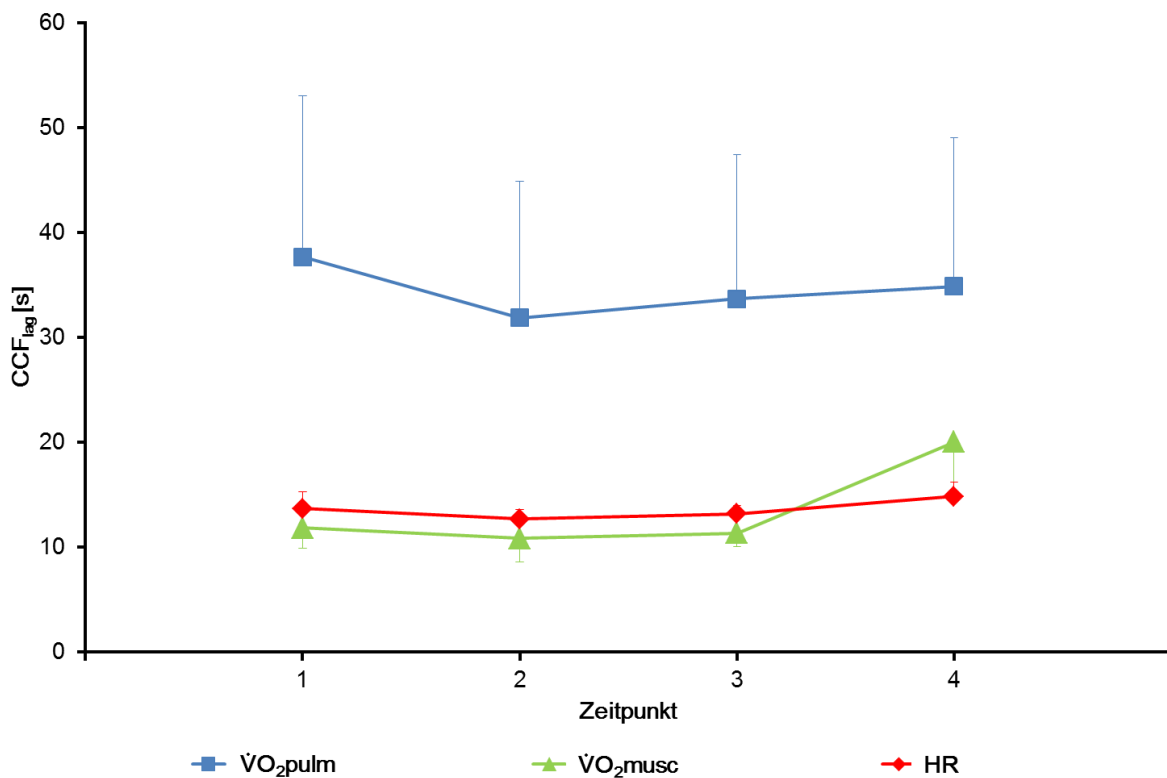


Abb. 40 CCF_{lag} der VO₂pulm, VO₂musc und HR über alle vier Testtermine (MEAN ± SE).

Für die Kinetiken der muskulären und der pulmonalen VO₂ konnten keine signifikanten Veränderungen über die Testreihe beobachtet werden. Die erheblichen Variationen der

$\dot{V}O_2$ pulm-Kinetiken können mit akuten Veränderungen von Parametern zusammenhängen, die diese Ergebnisse beeinflussen. Hier lassen sich allerdings keine Modellparameter identifizieren, die das erklären würden.

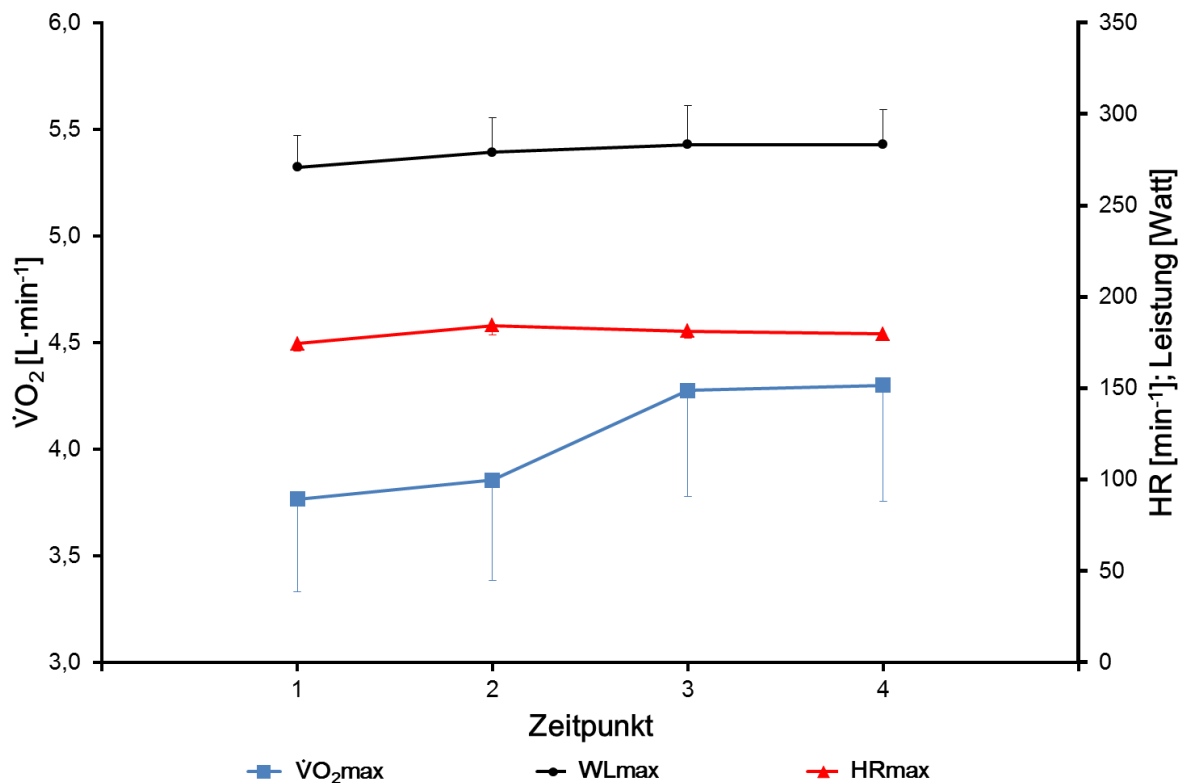


Abb. 41 $\dot{V}O_2$ max und WLmax für alle vier Testtermine (MEAN \pm SE).

Für die $\dot{V}O_2$ max sowie die maximale Leistung (WLmax) konnten im Verlauf der Trainingsintervention via Friedman-Test signifikante Haupteffekte berechnet werden. Dies bestätigte sich post-hoc weder für die $\dot{V}O_2$ max noch für WLmax zwischen den einzelnen Tests.

Die Ergebnisse zeigen, dass sich bei regulärer Weiterführung der Trainingsgewohnheiten kein signifikanter Trainingseffekt eingestellt hat. Weder in den maximalen Kapazitäten noch in der Regulation sind Unterschiede zwischen den verschiedenen Testzeitpunkten erkennbar.

Auch die Werte der mittleren Herzfrequenz, der $\dot{V}O_2$ pulm und der $\dot{V}O_2$ musc über die verschiedenen Stufen (Low: 30W; PRBS1, PRBS2 und High: 80W) unterschieden sich nicht signifikant zwischen den Messzeitpunkten (vgl. Abb. 42).

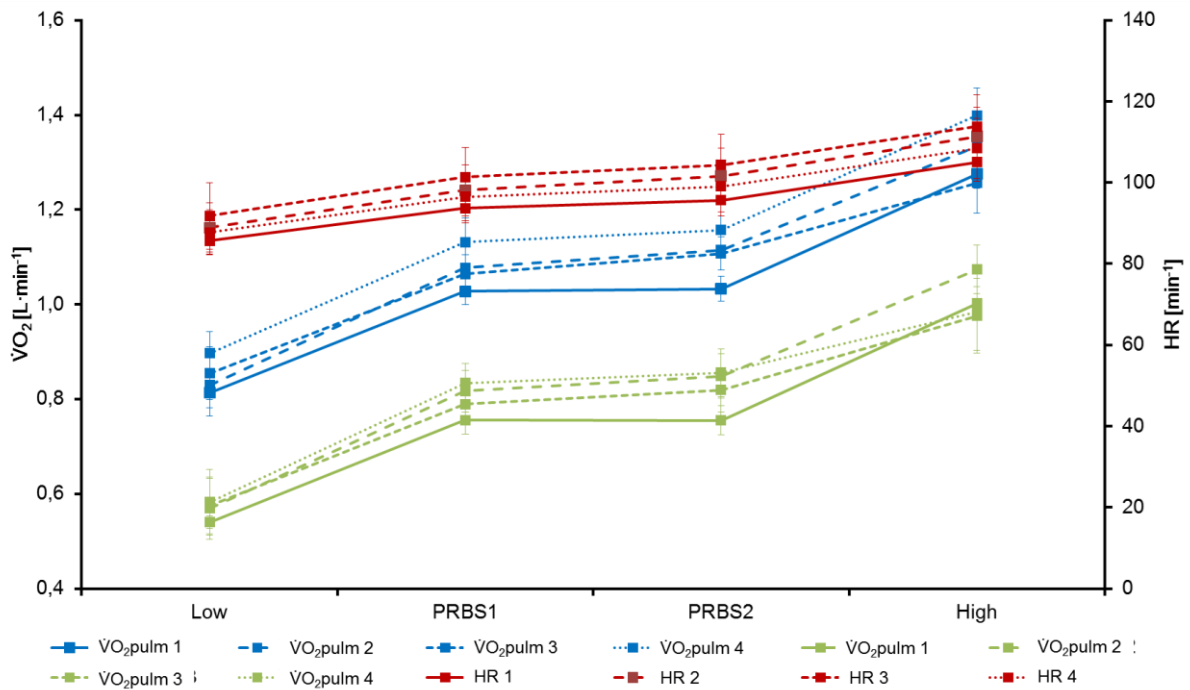


Abb. 42 Mittelwerte und Standardfehler der Parameter HR, $\dot{V}O_{2\text{musc}}$ und $\dot{V}O_{2\text{pulm}}$ zu den vier Zeitpunkten auf den verschiedenen Stufen während des PRBS-Tests

II.2.4 Typ 2 Diabetiker (Red. Mitarbeit: Drescher, Koschate)

Insgesamt wurden acht Diabetes Typ 2 Patienten (Alter: 63 ± 8 Jahre; Größe: 179 ± 7 cm) über einen Zeitraum von acht Wochen mit einem Nordic-Walking-Training sportlich belastet. Das Training wurde drei Mal pro Woche für jeweils 60 min. durchgeführt. Vor und nach der Intervention wurden jeweils der moderate EKE-Test und eine Ausbelastung durchgeführt. Die Ergebnisse stellten sich wie folgt dar:

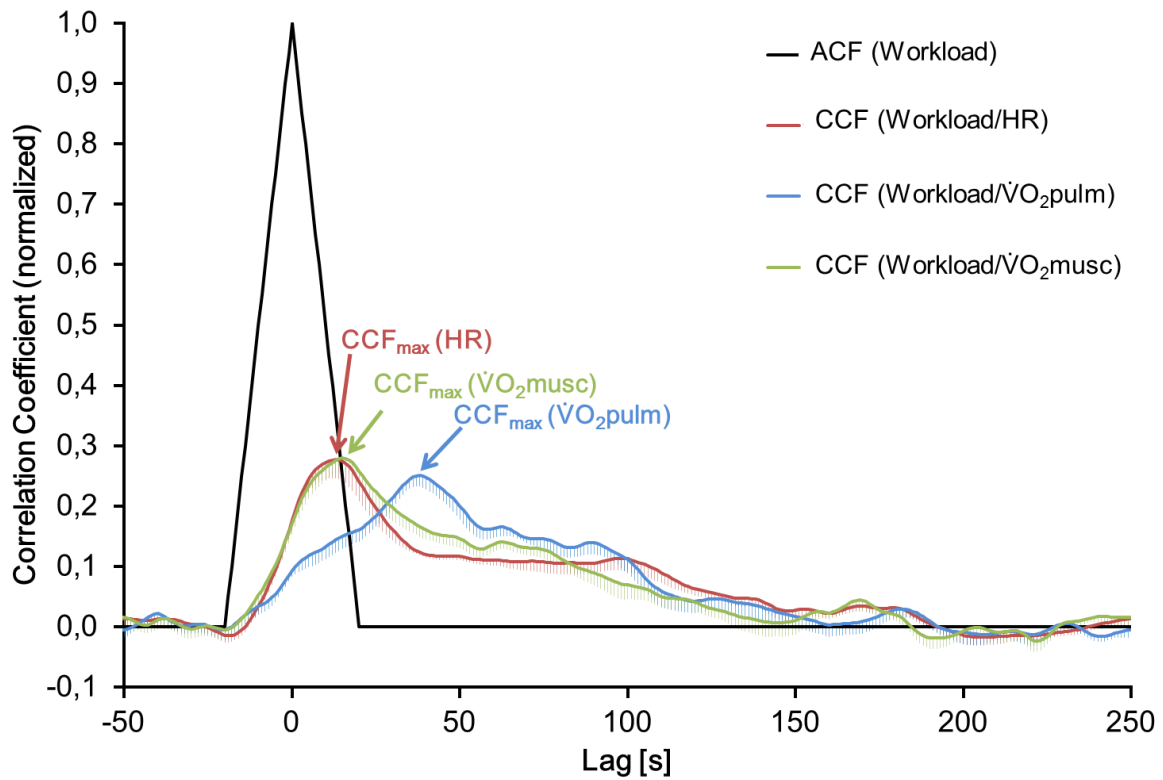


Abb. 43 Herzfrequenz- (grün), muskuläre (rot) und pulmonale (blau) $\dot{V}O_2$ -Kinetik vor der Nordic-Walking Intervention. $CCF_{max}(HR)$, $CCF_{max}(\dot{V}O_2musc)$ und $CCF_{max}(\dot{V}O_2pulm)$ stellen jeweils das Maximum der Kreuzkorrelationsfunktionen dar und repräsentieren damit die Kinetik der Parameter. Höhere Werte stehen für schnellere Kinetiken.

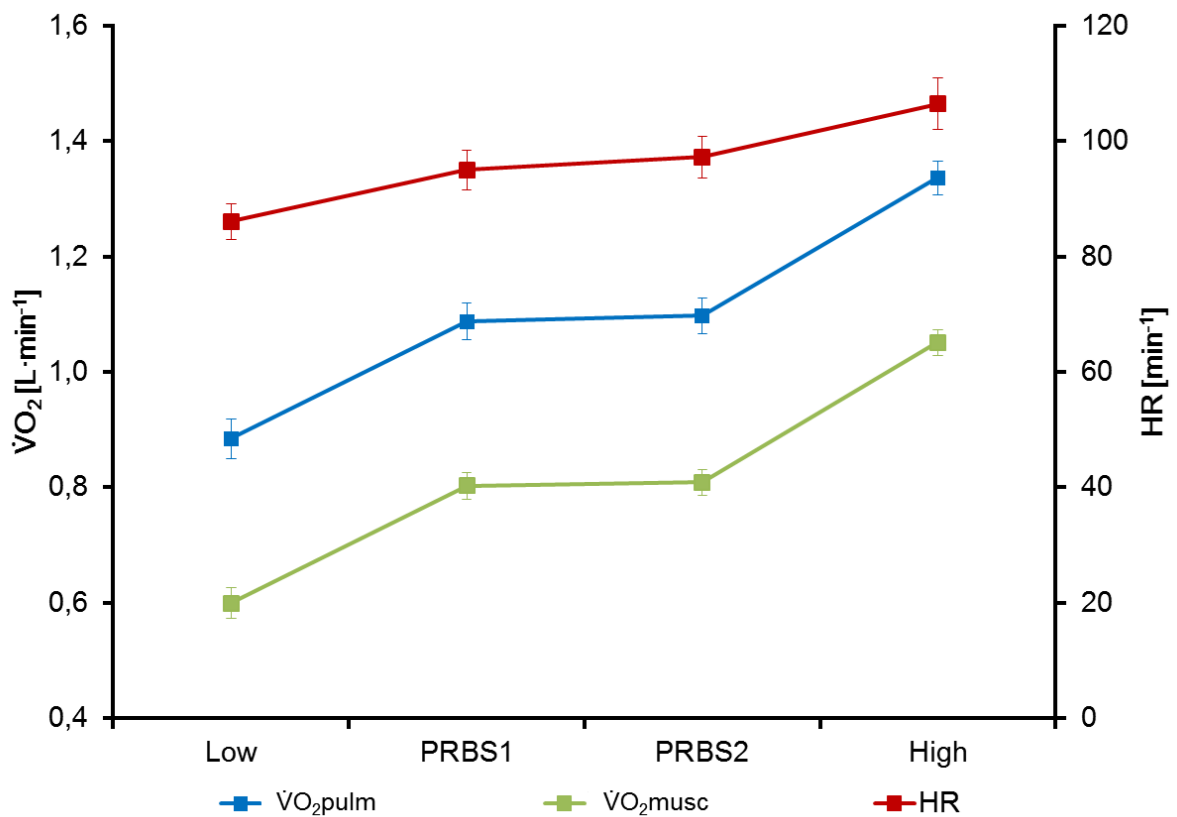


Abb. 44 Mittelwerte und Standardfehler der Parameter $\dot{V}O_2pulm$, $\dot{V}O_2musc$ und HR der Typ 2 Diabetiker auf den verschiedenen Stufen vor der Intervention.

In der obigen Abbildung sind zur Übersicht die Mittelwerte der HR, $\dot{V}O_2$ pulm und $\dot{V}O_2$ musc auf den jeweiligen Stufen dargestellt.

Tab. 2 Mittelwerte und Standardabweichungen (MEAN \pm SD) der erhobenen Daten vor (PRE) und nach (POST) der Nordic-Walking-Intervention.

Typ II Diabetiker (N=8)		PRE		POST	
		MEAN	SD	MEAN	SD
CCF _{max} ($\dot{V}O_2$ musc)	[a.u.]	0,298	\pm 0,059	0,299	\pm 0,090
CCF _{max} ($\dot{V}O_2$ pulm)	[a.u.]	0,261	\pm 0,053	0,304	\pm 0,153
CCF _{max} (HR)	[a.u.]	0,283	\pm 0,087	0,293	\pm 0,089
$\dot{V}O_2$ max	[ml·min ⁻¹ ·kg ⁻¹]	22,14	\pm 7,11	21,49	\pm 4,90
WL _{max}	[W]	159	\pm 33	166	\pm 27
Körpergewicht	[kg]	95*	\pm 14	93*	\pm 13
BMI	[kg·m ⁻²]	30*	\pm 6	29*	\pm 5
Bauchumfang	[cm]	110*	\pm 13	105*	\pm 13
BP _{sys}	[mmHg]	159*	\pm 17	139*	\pm 15
BP _{dia}	[mmHg]	92*	\pm 8	84*	\pm 10
HbA _{1c}	[mmol·L ⁻¹]	6,4*	\pm 0,7	6*	\pm 0,4

BMI = Body Mass Index; BP_{sys} = systolischer Blutdruck; BP_{dia} = diastolischer Blutdruck; HbA_{1c} = Glykohämoglobin; * = signifikanter Unterschied zwischen PRE und POST.

Die Ergebnisse zeigen, dass sich durch das Nordic-Walking-Training keine Veränderungen der Kinetik- (CCF_{max}($\dot{V}O_2$ pulm); CCF_{max}($\dot{V}O_2$ musc); CCF_{max}(HR)) und der maximalen Parameter ($\dot{V}O_2$ max; WL_{max}) ergeben haben. Jedoch die Veränderungen der restlichen Parameter zeigt eine signifikante Reduzierung hinsichtlich Körpergewicht, BMI, BP_{sys}, BP_{dia} und HbA_{1c}. Daraus lässt sich schließen, dass die Intervention einen positiven Effekt auf die Gesamtsituation der Diabetes Typ 2 Patienten hatte, das Training jedoch zu moderat war, um signifikante Leistungsverbesserungen anhand der Kinetik-Parameter und der Ausbelastungswerte zu erzielen.

II.2.5 Referenzgruppe III (Red. Mitarbeit: Koschate)

Insgesamt wurden 33 ältere Probanden hinsichtlich ihrer $\dot{V}O_2$ max und ihrer kardiorespiratorischen Kinetiken getestet. Allerdings mussten sechs Datensätze aufgrund von kardialen Unregelmäßigkeiten in den weiteren Analysen ausgeschlossen werden. Daher wurden 27 ältere Probanden für die Datenauswertungen eingeschlossen (Alter: 73 \pm 3 Jahre, Größe: 175,1 \pm 4,7 cm) wobei insgesamt 18 Probanden sowohl vor als auch nach einem Krafttraining getestet werden konnten. Von den 18 Probanden absolvierten fünf (72 \pm 3 Jahre, Größe: 171,6 \pm 4,2 cm) ein intensives, acht (74 \pm 4 Jahre, Größe: 173,8 \pm 3,1 cm) ein moderates Krafttraining sowie fünf (72 \pm 2 Jahre, Größe: 174,4 \pm 3,6 cm) ein Walking-Programm. Die Walking-Gruppe führte ein sehr moderates Training durch und diente als Kontrollgruppe. Das Krafttraining fand zwei Mal wöchentlich statt und trainierte alle großen Muskelgruppen der Pro-

banden. Das intensive Training richtete sich nach 80-85% des One-Repetition-Maximums (1RM) und das moderate Training orientierte sich an 60-65% des 1RM. Vor und nach der Intervention wurden jeweils der moderate EKE-Test sowie ein $\dot{V}O_2\text{max}$ -Test durchgeführt. Die Ergebnisse der Tests sind Tabelle 3 zu entnehmen.

Tab. 3 Mittelwerte (Mean) und Standardabweichungen (SD) der körpergewichtsbezogenen Daten vor und nach den jeweiligen Interventionen.

Trainingsart		Gewicht prä [kg]	Gewicht post [kg]	BMI prä [kg·m ⁻²]	BMI post [kg·m ⁻²]
Intensives Krafttraining N=5	Mean	82,18	76,54	27,98	26,01
	SD	8,31	8,61	3,43	3,00
Moderates Krafttraining N=8	Mean	77,15	79,46	25,57	26,35
	SD	6,02	7,01	2,08	2,54
Kontrolle N=5	Mean	81,10	83,90	26,69	27,57
	SD	8,94	10,50	3,24	3,27

Tab. 4 Mittelwerte (Mean) und Standardabweichungen (SD) der kardiorespiratorische Kinetiken vor und nach den jeweiligen Interventionen.

Gruppe		CCF_{max} (HR) prä	CCF_{max} (HR) post	CCF_{max} ($\dot{V}O_2\text{pulm}$) prä	CCF_{max} ($\dot{V}O_2\text{pulm}$) post	CCF_{max} ($\dot{V}O_2\text{musc}$) prä	CCF_{max} ($\dot{V}O_2\text{musc}$) post
intensives Krafttraining (n=5)	MEAN	0,28	0,28	0,28	0,29	0,31	0,29
	SD	0,07	0,10	0,05	0,12	0,06	0,07
moderates Krafttraining (n=8)	MEAN	0,31	0,31	0,27	0,26	0,29	0,28
	SD	0,12	0,05	0,06	0,04	0,05	0,04
Kontrolle (n=5)	MEAN	0,27	0,27	0,26	0,24	0,28	0,28
	SD	0,08	0,05	0,03	0,05	0,04	0,06

Tab. 5 Mittelwerte (Mean) und Standardabweichungen (SD) der maximalen kardiorespiratorischen Werte vor und nach der jeweiligen Intervention.

Gruppe		WLmax Prä [Watt]	WLmax Post [Watt]	HRmax prä [min ⁻¹]	HRmax post [min ⁻¹]	relVO ₂ max prä [ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹]	relVO ₂ max post [ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹]
intensives Krafttraining (n=5)	MEAN	145,00	165,00	149,60	146,20	22,97*	28,97*
	SD	27,39	37,91	10,55	8,14	7,34	6,90
moderates Krafttraining (n=8)	MEAN	128,13	140,63	132,00	135,00	19,84*	24,07*
	SD	24,78	18,60	13,05	13,18	3,31	3,16
Kontrolle (n=5)	MEAN	140,00	150,00	157,20	152,40	24,79	25,28
	SD	13,69	17,68	15,01	23,67	3,29	3,03

Die relVO₂max (intensiv: p=0.011; moderat: p=0.021) sowie die maximal erreichte Leistung (intensiv: 0.013; moderat: p= 0.041) unterschied sich vor und nach der Krafttrainingsintervention signifikant in den beiden Trainingsgruppen. Die maximale Herzfrequenz zeigte keine Veränderung. Ebenso gab es keine signifikanten Unterschiede in den kardiorespiratorischen Kinetiken, repräsentiert durch CCF_{max} und CCF_{lag} der jeweiligen Parameter.

Weiterhin wurden die Daten der Eingangsdiagnostiken hinsichtlich der Zusammenhänge zwischen der VO₂max und den VO₂-Kinetiken näher untersucht. In Abb. 45 werden zur Übersicht die absoluten Werte der VO₂pulm, der VO₂musc und der HR auf den verschiedenen Stufen des PRBS-Belastungsmusters dargestellt.

Tab. 6 Mittelwerte (Mean) und Standardabweichungen (SD) der anthropometrischen Daten der Älteren für die Zusammenhangsanalysen

	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg·m ⁻²]	FFM [kg]
N	27	27	27	27
Mean	175,2	81,1	26,4	63,3
SD	4,7	8,2	2,4	5,1

Mean: Mittelwert, SD: Standardabweichung; Min: Minimum; Max: Maximum

Tab. 7 Mittelwerte, Standardabweichungen, Minima und Maxima der getesteten Parameter

	relVO ₂ max	relVO ₂ max FFM	VO ₂ max	CCF _{max} VO ₂ pulm prä	CCF _{max} HR prä	CCF _{max} VO ₂ musc prä	CCF _{lag} HR prä	CCF _{lag} VO ₂ pulm prä	CCF _{lag} VO ₂ musc prä
N	27	27	27	27	27	27	27	27	27
Mean	22,75	28,94	1,83	0,29	0,30	0,31	17,26	47,07	18,89
SD	5,22	6,14	0,38	0,10	0,09	0,07	14,23	12,20	13,66
Min	14,36	19,46	1,14	0,20	0,17	0,23	6,00	23,00	5,00
Max	33,09	45,49	2,69	0,70	0,55	0,50	57,00	68,00	56,00

Mean: Mittelwert; SD: Standardabweichung; Min: Minimum; Max: Maximum; FFM= fettfreie Masse

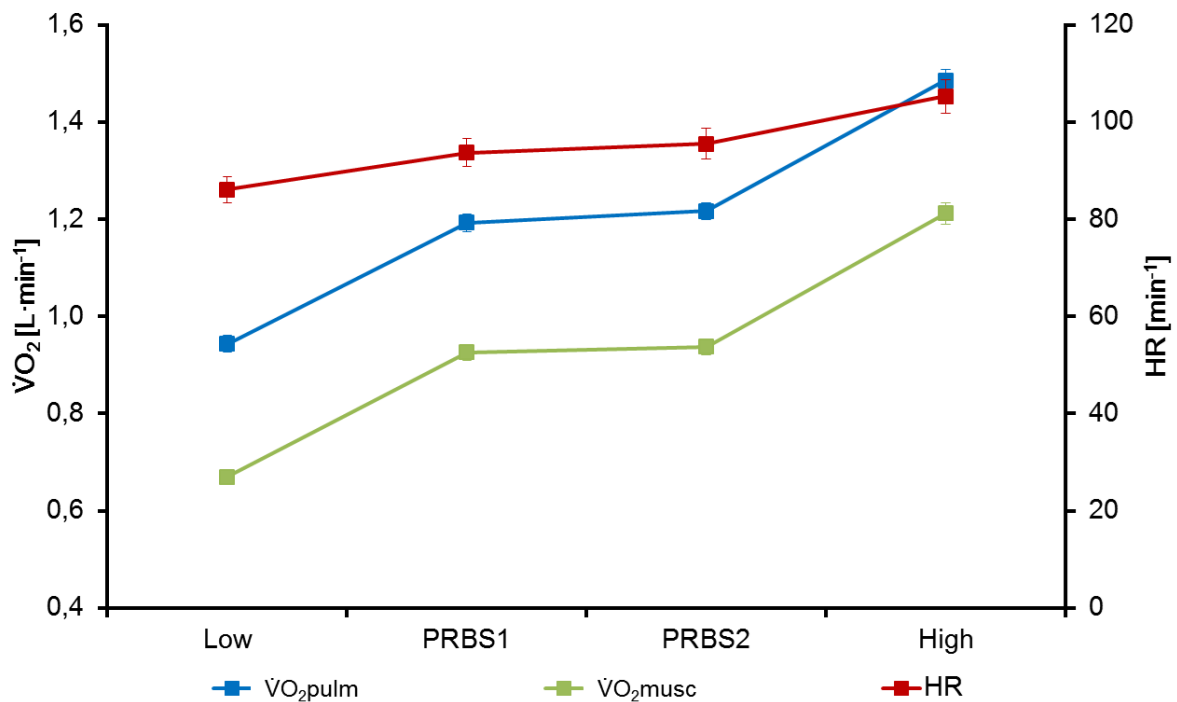


Abb. 45 Mittelwerte und Standardfehler der Referenzgruppe III der Parameter $\dot{V}O_{2pulm}$, $\dot{V}O_{2musc}$ und HR auf den verschiedenen Stufen des PRBS-Tests

Signifikante Korrelationen ergaben sich zwischen $CCF_{max}(\dot{V}O_{2musc})$ und $rel\dot{V}O_{2max}$ FFM ($r=0.369$; $p=0.029$), $rel\dot{V}O_{2max}$ FFM ($r=0.36$; $p=0.033$) und der $\dot{V}O_{2max}$ ($r=0.352$; $p=0.035$). Zusätzlich korrelierte die $CCF_{max}(\dot{V}O_{2pulm})$ signifikant mit der $rel\dot{V}O_{2max}$ FFM ($r=0.338$; $p=0.042$).

$CCF_{lag}(\dot{V}O_{2pulm})$ wies eine signifikante, negative Korrelation zur $rel\dot{V}O_{2max}$ FFM ($r=-0.386$, $p=0.024$), $rel\dot{V}O_{2max}$ FFM ($r=-0.37$, $p=0.028$) und $\dot{V}O_{2max}$ ($r=-0.489$, $p=0.005$) auf.

Allerdings zeigten sich keine signifikanten Zusammenhänge zwischen $CCF_{max}(HR)$ und der $\dot{V}O_{2max}$ oder der $CCF_{max}(HR)$ und $CCF_{max}(\dot{V}O_{2musc})$.

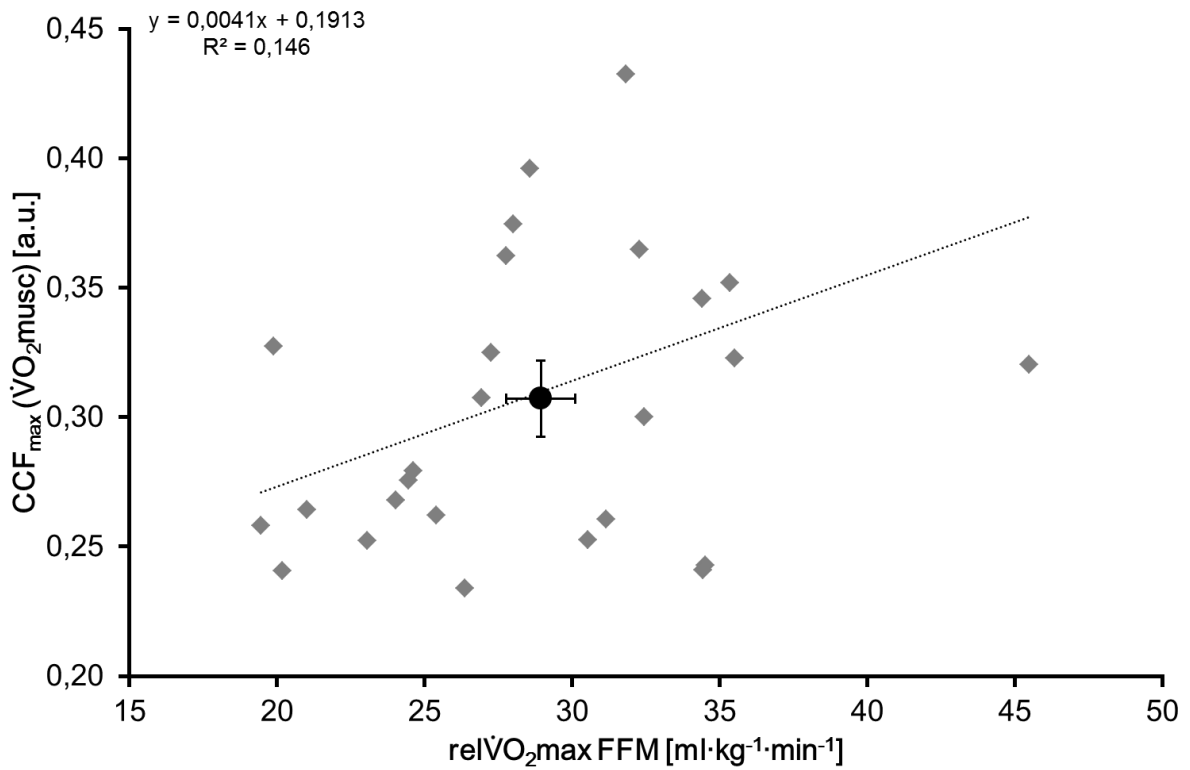


Abb. 46 Zusammenhang zwischen CCF_{max}($\dot{V}O_2$ musc) und der $\dot{V}O_2$ max relativiert zur fettfreien Masse bei den älteren Probanden zum ersten Testzeitpunkt. Der schwarze Datenpunkt markiert die Mittelwerte und Standardfehler beider Parameter ($r=0,369$; $p=0,029$; $N=27$).

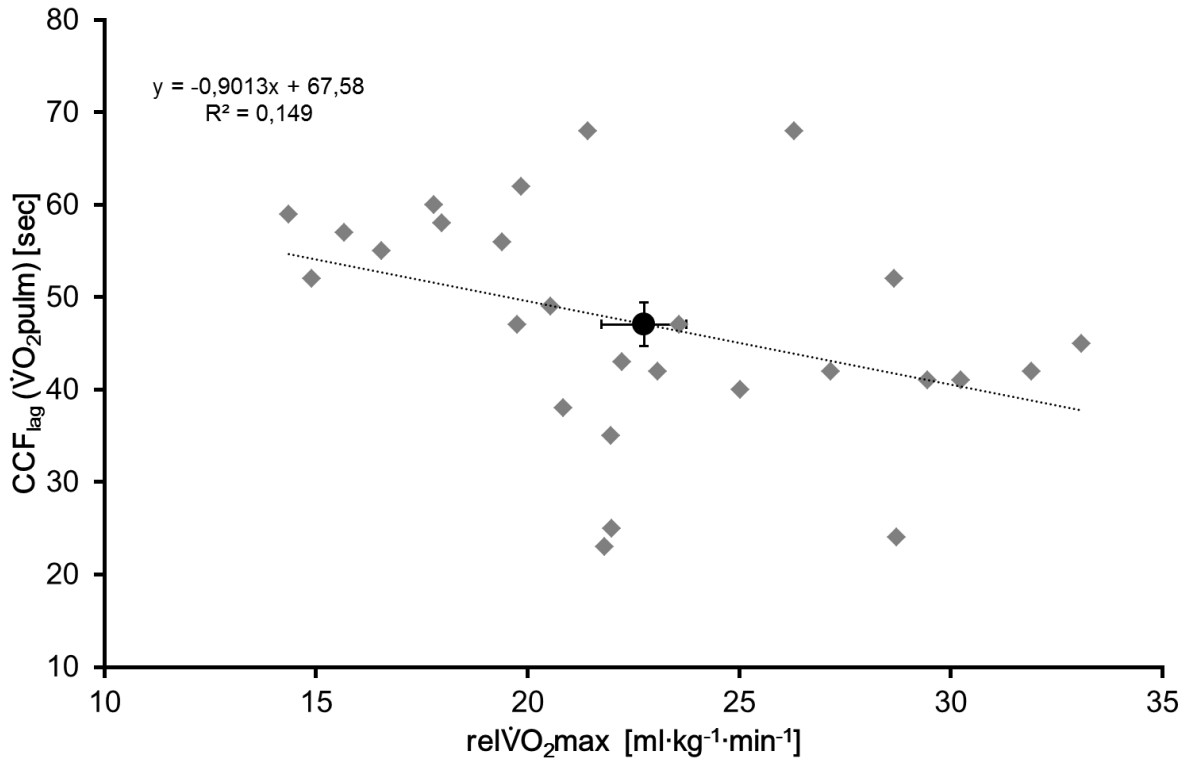


Abb. 47 Zusammenhang zwischen CCF_{lag}($\dot{V}O_2$ pulm) und der $\dot{V}O_2$ max relativiert zum Körpergewicht bei den älteren Probanden zum ersten Testzeitpunkt. Der schwarze Datenpunkt markiert die Mittelwerte und Standardfehler beider Parameter ($r=-0,386$; $p=0,024$; $N=27$).

Angesichts der komplexen Wechselwirkungen der verschiedenen Parameter des Herz-Kreislauf-Systems ist der Korrelationskoeffizient zwischen $CCF_{max}(\dot{V}O_2musc)$ und $rel\dot{V}O_2max$ FFM durchaus beachtlich. Der Kinetik-Test bietet daher mehrere Vorteile. Die Belastungsintensität liegt im moderaten Bereich und ist daher einerseits unabhängig von der jeweiligen Motivation und Erfahrung des Probanden und andererseits erfordert diese Art der Leistungsdiagnostik keine hohen und daher bei älteren Probanden oder ggfs. Patienten ebenso riskanten Belastungen.

II.2.6 Hypertoniker (Red. Mitarbeit: Koschate)

Zur Analyse der kardiorespiratorischen Kinetiken von einer weiteren Patientengruppe wurden 13 Hypertoniker (Alter: $55,38 \pm 7,9$ Jahre; Größe: $174,9 \pm 6,6$ cm; Gewicht: $83,71 \pm 15,4$ kg) untersucht. Ihre maximale Leistung auf dem Fahrradergometer betrug 229 ± 49 Watt.

Tab. 8 Deskriptive Darstellung der Kinetik-Parameter der Hypertoniker

	CCF_{max} VO_2musc	CCF_{max} VO_2pulm	CCF_{max} HR	CCF_{lag} VO_2musc	CCF_{lag} VO_2pulm	CCF_{lag} HR
Mean	0,35	0,33	0,42	21,92	54,92	9,31
SD	0,07	0,07	0,17	23,65	34,18	4,63
MIN	0,22	0,22	0,21	5,00	28,00	-3,00
MAX	0,43	0,43	0,72	86,00	137,00	14,00

Mean: Mittelwert; SD: Standardabweichung; Min: Minimum; Max: Maximum

Bei dieser Probandengruppe ergab sich ein signifikanter positiver Zusammenhang zwischen der Leistung und dem Parameter $CCF_{lag}(HR)$.

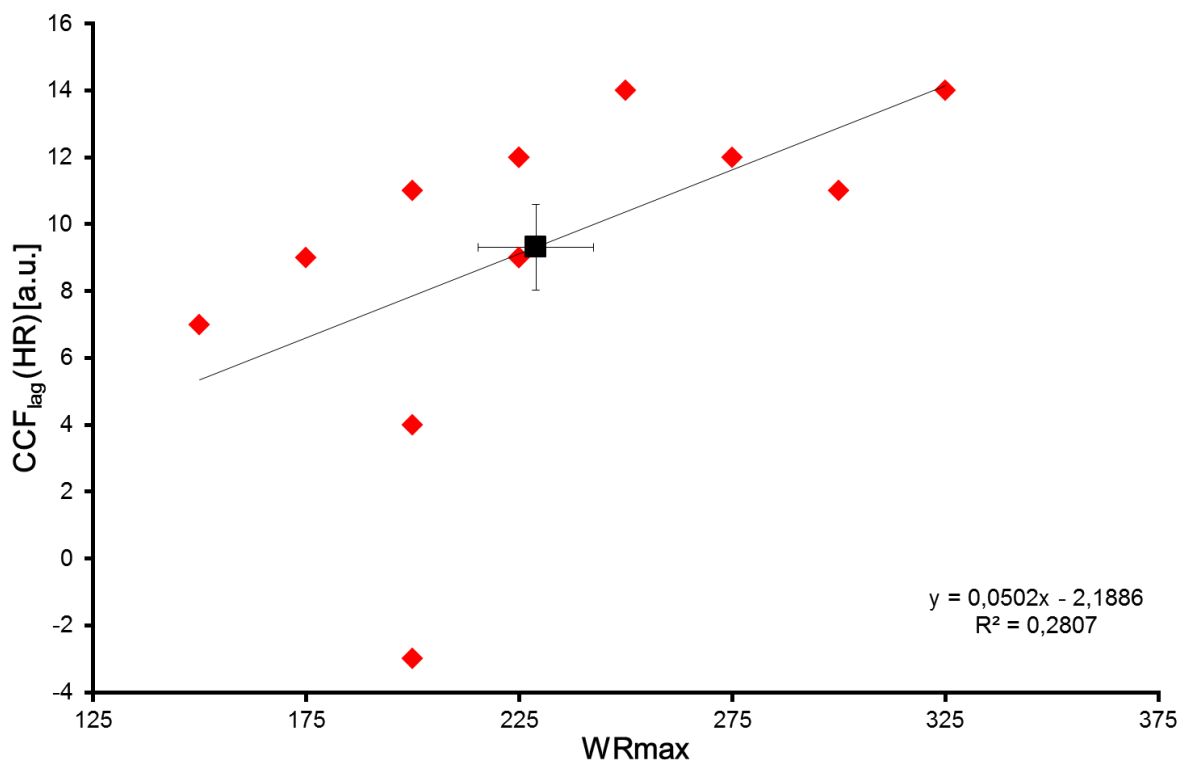


Abb. 48 Zusammenhang zwischen $CCF_{lag}(HR)$ und WR_{max} bei den Hypertonikern ($r=0,741$; $p=0,004$; $N=13$).

Ein positiver Zusammenhang zwischen $CCF_{lag}(HR)$ und WR_{max} trat in den anderen Probandengruppen bisher nicht in dieser Form auf. Vielmehr verzeichneten sich zwischen den Lags und den maximalen Kapazitäten negative Zusammenhänge in den anderen von uns untersuchten Probandengruppen. Daher ist der Einfluss eines weiteren Faktors auf diesen Zusammenhang, möglicherweise der Medikation, nicht auszuschließen.

II.2.7 Zusammenfassende Darstellung und Vergleich der Probandengruppen

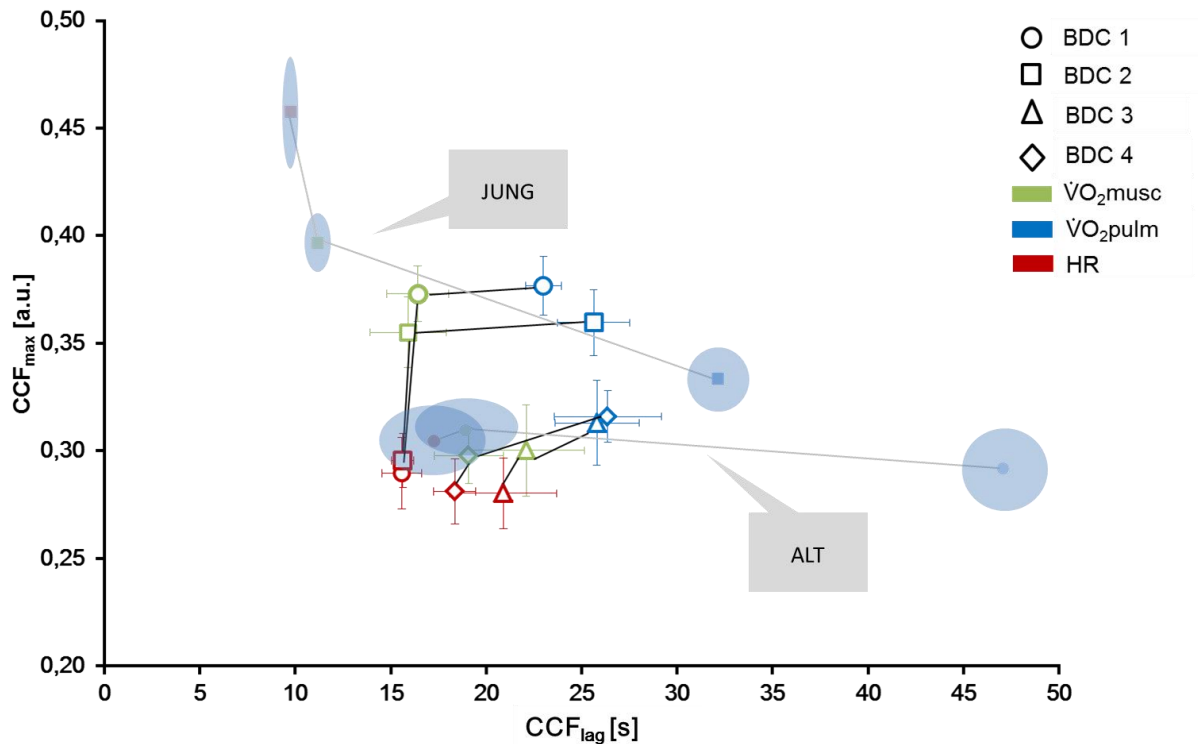


Abb. 49 Mittelwerte und Standardfehler der CCF_{max} und CCF_{lag} der Parameter HR, $\dot{V}O_{2pulm}$ und $\dot{V}O_{2musc}$ der Astronauten-Gruppe zu den Messzeitpunkten vor und nach dem Aufenthalt in Schwerelosigkeit im Vergleich zu den jeweiligen Werten der Referenzgruppen I und III. Die blauen Flächen um den Mittelwert der Vergleichsgruppen stellen die Standardfehler dieser Gruppen dar.

In der zusammenfassenden Abbildung ist eindeutig erkennbar, dass die kardiorespiratorischen Kinetiken der Astronauten von BDC 1 und 2 nach BDC3 und 4 klar langsamer werden. Das CCF_{lag} wird bei allen Parametern größer und CCF_{max} liegt tiefer. Von BDC 3 nach BDC 4 ist eine leichte Beschleunigung der Kinetiken erkennbar. In Bezug auf die Vergleichsgruppen „Jung“ und „Alt“ wird deutlich, dass insbesondere die muskuläre Kinetik vor dem Aufenthalt in Schwerelosigkeit eher denen der jüngeren Probanden ähnelten. Nach dem Aufenthalt auf der ISS liegen die Werte der muskulären $\dot{V}O_2$ Kinetik sogar unterhalb denen der Älteren, was auf eine starke Abnahme der Leistungsfähigkeit schließen lässt. Auffällig ist ebenfalls, dass die Streuung des CCF_{lag} der Herzfrequenz bei den Älteren viel größer ist als bei den Jüngeren. Eine ähnliche Erhöhung der Streuung des Lags wird ebenfalls bei den Astronauten nach ihrem Aufenthalt auf der ISS deutlich. Weiterhin wird anhand der zusammenfassenden Abbildung erkennbar, dass sich die Reihenfolge der Regulation der Parameter ändert. Die jungen Probanden reagieren am schnellsten mit der Herzfrequenzsteigerung, die muskuläre $\dot{V}O_2$ -Kinetik ist langsamer. Bei den Astronauten ist dies genau umgekehrt. Die muskuläre $\dot{V}O_2$ -Kinetik reagiert am schnellsten und erst danach die Herzfrequenz. Auch bei den älteren Probanden ist dieses Phänomen sichtbar. Ein weiterer auffälliger Aspekt ist, dass die $CCF_{max}(HR)$ und die $CCF_{max}(\dot{V}O_{2musc})$ der Astronauten nach dem Aufenthalt in Schwerelo-

sigkeit ähnlicher werden. Ein ähnliches Erscheinungsbild der beiden Parameter ist bei den älteren Probanden erkennbar. Die Zeitverzögerungen (CCF_{lag}) beider Parameter bleiben jedoch in allen Probandengruppen ähnlich.

II.2.8 Vergleich Oberkörperarbeit zu Unterkörperarbeit (Red. Mitarbeit: Drescher)

Zum Vergleich der Kinetiken zwischen Unter- und Oberkörperarbeit wurden 11 gesunde, junge männliche Probanden (Alter: 24 ± 2 Jahre; Größe: 184 ± 8 cm; Gewicht: 79 ± 7 kg) getestet. Die maximal erreichten Werte während der jeweiligen Ausbelastungen werden in der folgenden Tabellen dargestellt. Alle dargestellten Parameter unterschieden sich zwischen Oberkörper- und Unterkörper-Ergometrie signifikant voneinander.

Tab. 9 Ausbelastungswerte der Probanden separat nach Ober- und Unterkörper

	Oberkörper	Unterkörper	% (Oberkörper/Unterkörper)
WLmax [W]	$110 \pm 24^{**}$	269 ± 32	41%
relWLmax [$W \cdot kg^{-1}$]	$1,40 \pm 0,30^{**}$	$3,43 \pm 0,39$	41%
$\dot{V}O_2peak$ [$L \cdot min^{-1}$]	$2,97 \pm 0,44^{**}$	$4,40 \pm 0,69$	68%
rel $\dot{V}O_2peak$ [$mL \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$]	$37,80 \pm 4,99^{**}$	$56,11 \pm 7,44$	67%
HRpeak [min^{-1}]	$173 \pm 11^*$	182 ± 12	95%

*Signifikante Unterschiede zwischen Ober- und Unterkörperarbeit, $P < 0.05$

**Signifikante Unterschiede zwischen Ober- und Unterkörperarbeit, $P < 0.001$

Tab. 10 Vergleich der Kinetiken und der Modellparameter zwischen Ober- und Unterkörperarbeit

		$V_{V_{musc}}$ [mL]	Q'_{rem} [$mL \cdot min^{-1}$]	$\dot{V}O_{2rem}$ [$L \cdot min^{-1}$]	HR		$\dot{V}O_{2pulm}$		$\dot{V}O_{2musc}$	
					τ [s]	TD [s]	τ [s]	TD [s]	τ [s]	TD [s]
Oberkörperarbeit	Mea	2127	3364	0,36	29,1	-	49,1	10,2*	41,1*	-9,9*
	SD	760	1488	0,08	15,6	2,5	17,1	8,6	11,3	4,9
Unterkörperarbeit	Mea	2564	3700	0,35	25,6	-4,8	39,6	18,4	29,5	-3,1
	SD	755	1464	0,07	8,0	3,9	11,2	5,6	5,3	5,3

$V_{V_{musc}}$: venöses Blutvolumen zwischen arbeitender Muskulatur und der Lunge

Q'_{rem} , $\dot{V}O_{2rem}$: Durchblutung und Sauerstoffaufnahme des Restkörpers

τ , TD: Charakteristiken der Kinetik des Systems; Zeitkonstante und Totzeit

*Signifikanter Unterschied zwischen Ober- und Unterkörperarbeit, $P < 0.05$

**Signifikanter Unterschied zwischen Ober- und Unterkörperarbeit, $P < 0.01$

Die Kinetiken der einzelnen Parameter werden in Abb. 50 grafisch dargestellt. Signifikante Unterschiede zwischen Ober- und Unterkörperarbeit konnten für die $CCF_{max}(\dot{V}O_{2musc})$ ($p < 0.05$) berechnet werden. Weiterhin zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen $CCF_{lag}(HR)$ ($p < 0.01$), $CCF_{lag}(\dot{V}O_{2pulm})$ ($p < 0.05$) und $CCF_{lag}(\dot{V}O_{2musc})$ ($p < 0.05$). Dass sich $CCF_{max}(\dot{V}O_{2pulm})$ zwischen Unter- und Oberkörperarbeit nicht unterscheidet, liegt womöglich an den verzerrenden Faktoren zwischen Muskel und Lunge. Die Kinetik der $\dot{V}O_{2musc}$ bei Oberkörperarbeit ist womöglich langsamer, da die Arme bei nicht speziell oberkörper-

trainierten Personen im Alltag selten Ausdauerbelastungen ausgesetzt sind. Die oberen Extremitäten führen im Gegensatz zu den unteren Extremitäten eher feinmotorische Aufgaben aus.

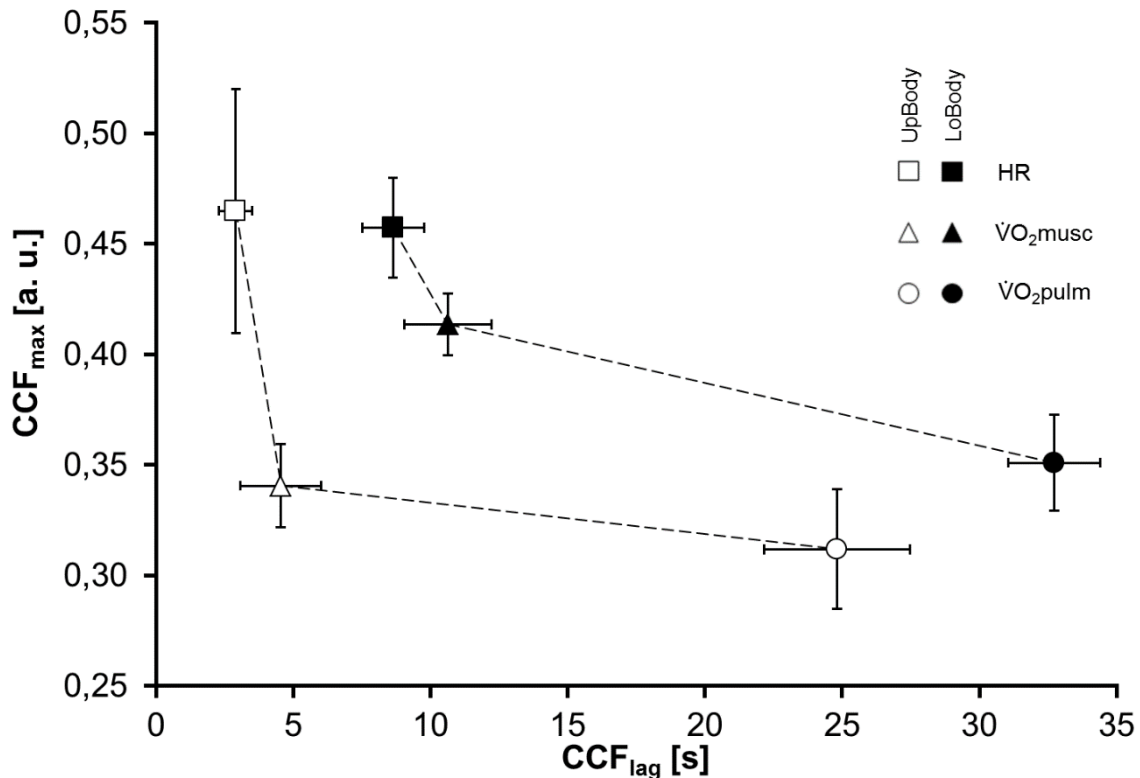


Abb. 50 Maximale Korrelationskoeffizienten zwischen den jeweiligen Parametern und dem Leistungsmuster für Ober- und Unterkörperarbeit.

II.2.9 Kipptisch-Versuche (Red. Mitarbeit: Drescher)

Zur Untersuchung der Effekte von verschiedenen Körperlagen (-6°, 45° und 75°), die einen veränderten venösen Rückfluss bewirken, auf die kardiorespiratorischen Kinetiken wurden Versuche auf einem Kipptisch durchgeführt. Dazu wurden 10 Probanden in allen drei Lagen untersucht (6 m, 4w). Im Folgenden werden zunächst die anthropometrischen Daten der Probanden dargelegt:

	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht 75° [kg]	Gewicht 45° [kg]	Gewicht -6° [kg]
N	10	10	10	10	10
Min	20	171	55,0	55,5	55,6
Max	29	200	91,9	91,8	91,9
MEAN	23,4	179,7	73,0	73,2	73,2
SD	2,8	8,3	11,8	11,8	11,7

Min: Minimum; Max: Maximum; MEAN: Mittelwert; SD: Standardabweichung; N=Anzahl

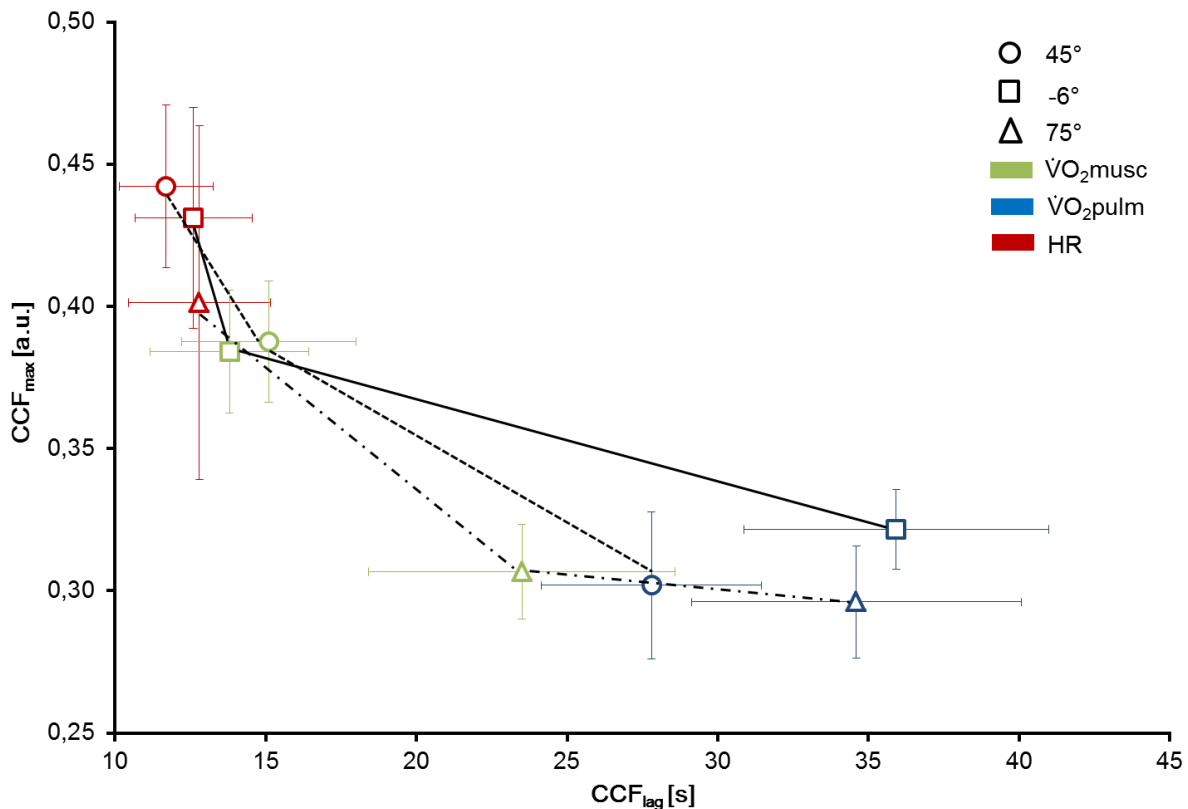


Abb. 51 CCF_{max} und CCF_{lag} der Herzfrequenz, der muskulären $\dot{V}O_2$ und der pulmonalen $\dot{V}O_2$.

Abb. 51 verdeutlicht, dass es Unterschiede hinsichtlich der CCF_{max}($\dot{V}O_2$ musc) und in abgeschwächter Form für die CCF_{max}(HR) zwischen der Körperlage bei 75° und den anderen beiden Lagen gibt. Es konnte bisher nicht geklärt werden, wodurch dieser Unterschied in den deskriptiven Daten entsteht. Statistisch werden allerdings keine Unterschiede zwischen den verschiedenen Körperlagen signifikant.

II.2.10 LBNP-Studie (Red. Mitarbeit: Steegmanns)

Einleitung

Es war beabsichtigt, die im Hauptantrag geplanten Kinetikuntersuchungen durch definierte Blutvolumenverschiebungen mit Hilfe einer vom DLR zur Verfügung gestellten LBNP (lower body negative pressure device) zu vertiefen. Das Anlegen eines Unterdrucks an die untere Extremität in horizontaler Körperlage provoziert ein venöses Pooling von Blut in den Beinen und ein Absinken des Schlagvolumens und ist vergleichbar mit dem Einfluss der Schwerkraft im aufrechten Stand (z.B. Wolthuis et al. 1974; Blomqvist & Stone 1983). In Verbindung von LBNP (hier: 50 mmHg Unterdruck) mit Arbeit der unteren Extremität konnte Eiken (1988) zeigen, dass durch eine erhöhte Perfusion der unteren Extremität bei einer gegebenen Belastung weniger Laktat produziert wird. Weiterhin konnte er zeigen, dass bei einem Ausbelastungstest in der horizontalen Körperposition mit LBNP die Zeit bis zum Abbruch verlängert ist gegenüber einer horizontalen Körperposition ohne LBNP und vergleichbar lang mit einer aufrechten Körperposition. Hughson und Kollegen (1993) untersuchten $\dot{V}O_2$ -Kinetiken bei Fahrradergometrie in horizontaler Körperposition, horizontaler Körperposition mit LBNP (hier: 40 mmHg) und aufrechter Körperposition. Sie stellten fest, dass sich in horizontaler Körperposition mit und ohne LBNP $\dot{V}O_2$ peak nicht signifikant unterscheidet, allerdings war $\dot{V}O_2$ peak im Vergleich zur aufrechten Körperposition geringer. Die Zeitkonstante (Zeit bis 63% Diffe-

renz erreicht wird zwischen Baseline und neuem Steady-State) war signifikant schneller erreicht bei horizontaler Körperlage mit LBNP als ohne LBNP und unterschied sich nicht zur aufrechten Körperposition. Sie führten dieses auf einen limitierten O₂-Transport in horizontaler Körperlage zur arbeitenden Muskulatur bei Beginn von Arbeit zurück, welcher durch den Einfluss von LBNP aufgehoben wird.

In der hier geplanten Versuchsreihe sollen die $\dot{V}O_2$ -Kinetiken mit dem EKE-Belastungsprotokoll während LBNP untersucht werden und anschließend mit dem vorhandenen Rückrechenmodell (BCM) analysiert werden. Allerdings konnte das geplante Vorhaben, ein Unterkörperergometer in die LBNP einzubauen, nicht realisiert werden. Die DLR-LBNP war ursprünglich als Trainingsgerät für Astronauten konzipiert, welche unter Ruhebedingungen das Herz-Kreislaufsystem im All trainieren sollte. Daher ist der Innenraum der LBNP nicht ausreichend groß gewesen, ein Ergometer einzubauen und damit zufriedenstellend zu arbeiten. Deshalb wurde die Möglichkeit entwickelt die LBNP mit einem Oberkörperergometer zu nutzen. Durch den Einsatz der LBNP bzw. ohne LBNP soll das venöse Blutvolumen verändert werden, welches unter anderem dafür verantwortlich ist, dass die Reaktion der am Mund gemessenen Sauerstoffaufnahme auf Belastungswechsel verzögert ist.

Eine weitere Studie soll Einblicke in die Reaktionen des Herz-Kreislaufsystems während konstanter Arbeit bei Veränderungen in den LBNP-Drücken gewähren. Ahn und Kollegen (1989) setzten ihre Probanden (ohne Belastung) unterschiedlich hohen Unterdrücken aus und stellten fest, dass das HZV proportional zum angelegten Unterdruck reduziert wird. Auch reduzierte sich die $\dot{V}O_2$ gemäß den Unterdrücken. In den Erholungsphasen nach LBNP stiegen oben genannte Parameter wieder an, wobei es kurzzeitig zu einem Überschießen kam. Während konstanter Arbeit bei konstantem Unterdruck konnte gezeigt werden, dass das SV und das HZV reduziert ist gegenüber einer Kontrollgruppe ohne LBNP (Eiken / Bjurstedt 1985). Während moderater Belastung auf einem Fahrradergometer reagierten die kardiovaskulären Parameter proportional auf die unterschiedlichen Unterdrücke (Mack et al. 1988). Bislang befasste sich keine Studie mit den Auswirkungen unterschiedlicher LBNP-Drücke während konstanter moderater Arbeit auf die Sauerstoffaufnahmekinetiken während und nach den Unterdruckphasen.

Versuchsreihe: konstante Belastung während unterschiedlichen Unterdrücken

Methodik - Probanden

Insgesamt 12 Probanden nahmen an der Studie „konstante Belastung während unterschiedlichen Unterdrücken“ teil. Die Charakteristiken dieser Probanden sind in Tabelle 1 zu sehen.

Tab. 12 Charakteristiken der Probanden aus der Versuchsreihe konstanter Belastung während unterschiedlichen Unterdrücken

	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]
Mean	25,8	181,3	77,7
SD	±3,4	±7,2	±7,0

Aufbau und Ablauf der Versuchsreihe

Bei dieser Studie nahmen die Probanden eine liegende Position ein (vgl. Bild 1). Bei dieser Positionierung konnten die Probanden ohne Einschränkung mit dem Unterkörper in die LBNP gelegt werden. Die Kurbelachse befand sich bei diesen Versuchen über Kopfhöhe und wurde lotrecht zum Brustbein eingestellt. Die Belastung während dieses Versuches wurde auf konstante 35 W auf dem Oberkörperergometer eingestellt. Nach einer dreiminütigen Aufwärmphase erzeugte die LBNP einen Unterdruck von entweder 20 oder 40 mmHg für drei Minuten. Danach wurde die LBNP auf einen minimalen Unterdruck von ca. 3 mmHg für weitere drei Minuten runtergefahren. Insgesamt wurden sechs Wiederholungen durchgeführt wobei die Unterdrücke randomisiert erzeugt wurden. Abschließend gab es noch eine Erholungsphase von drei Minuten, in welcher weder ein Unterdruck noch eine Belastung erfordert war. Abb. 52 zeigt beispielhaft einen Versuch.

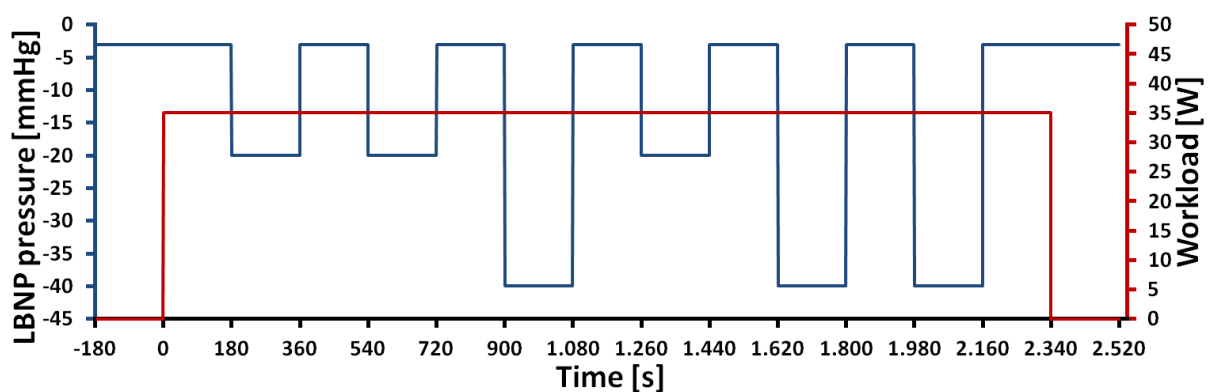


Abb. 52 Exemplarischer Ablauf eines Versuches. Auf der primären Y-Achse ist die Änderung des Unterdruckes aufgetragen, auf der sekundären Y-Achse die Belastung. Jeweils drei Minuten Unterdruck werden gefolgt von drei Minuten ohne Unterdruck.

Instrumentierung

Mittels Task Force[®] Monitor wurden über Elektrokardiographie die HR und über Impedanzkardiographie das SV mit einer Abtastrate von 1000 Hz bestimmt. Pulmonale Parameter wie Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_2$) und Kohlendioxidabgabe ($\dot{V}CO_2$) wurden mit dem Messgerät ZAN[®] aufgenommen. Die Anbringung der Messinstrumente an den Probanden entsprach größtenteils der aus vorangegangenen Tests schon erprobten Instrumentierung. Lediglich auf die Messung des kontinuierlichen und oszillometrischen Blutdrucks musste verzichtet werden, da diese Messung eine Ruhigstellung der oberen Extremität erfordert. Zusätzlich wurde zur Bestimmung der HR ein Polar[®] Messsystem benutzt, da sich dieses als robuster gegenüber Messfehlern bei Oberkörperergometrie gezeigt hat.

Datenauswertung und -analyse

Die erhobenen beat-to-beat und breath-by-breath Daten wurden in 1-Sekunden-Schritten linear interpoliert. Identische Phasen des Unterdrucks (20 mmHg und 40 mmHg) und die nachfolgenden Erholungsphasen wurden als Wiederholungen identifiziert und jeweils über einen Probanden und anschließend über alle Probanden gemittelt. Als statistische Analyse-methode wurde die mehrfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung genutzt (Faktoren: Unterdruck x Zeitpunkt). Um die Menge der Datenpunkte zu reduzieren, wurden alle 10 Sekunden die Daten analysiert. Unterschiede wurden mit $p \leq 0,05$ als signifikant angenommen.

Ergebnisse der Versuchsreihe

Eine Phase des Unterdrucks wurde mit einer folgenden Phase ohne Unterdruck grafisch dargestellt, um besonders diesen Übergang darzustellen.)

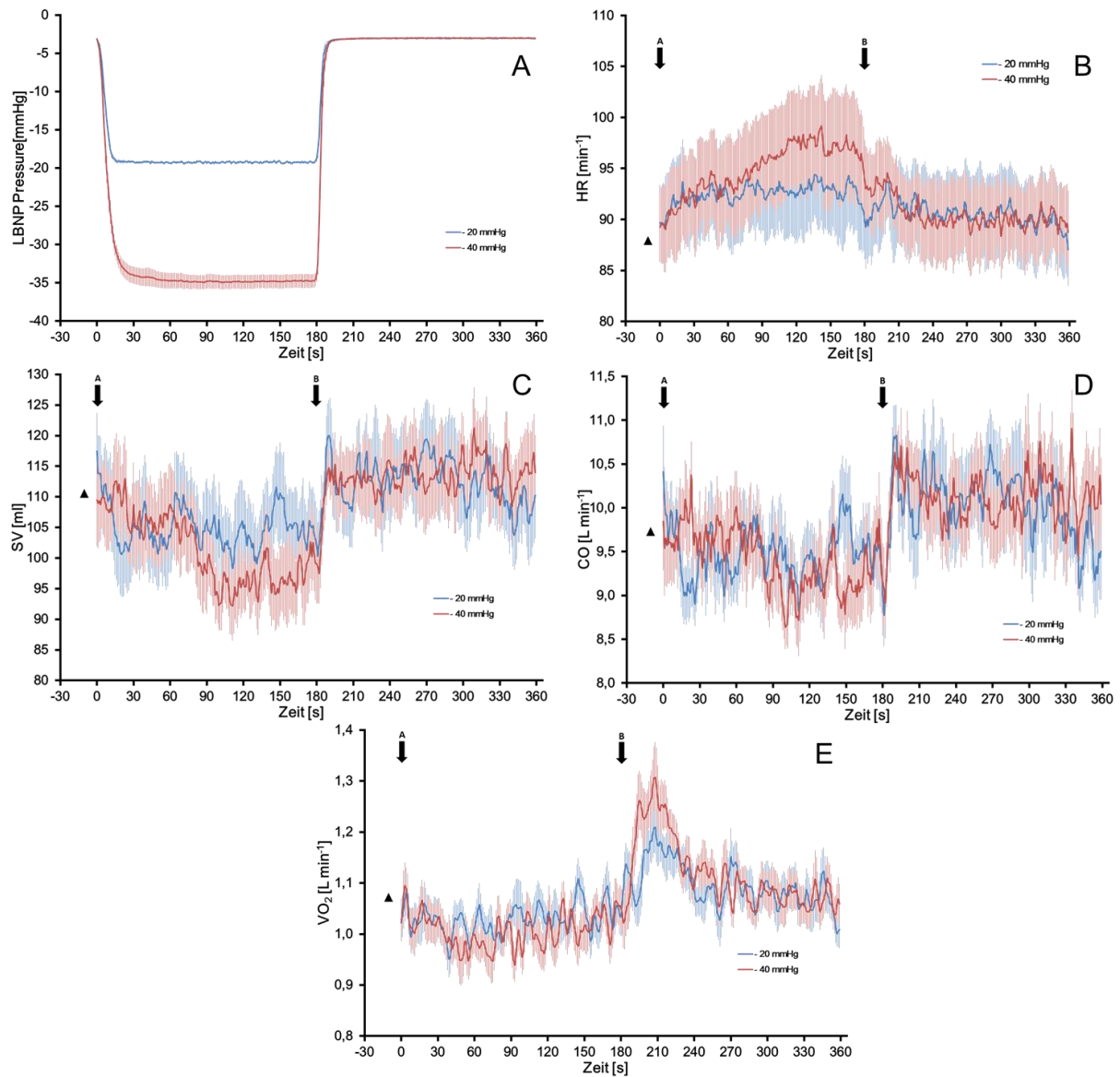


Abb. 53a-e Mittelwerte ($n = 12$) \pm SE aufgenommener Parameter. Blaue Linie zeigt Parameter der 20 mmHg Unterdruckstufe, rote Linie zeigt Parameter der 40 mmHg Unterdruckstufe. Das schwarze Dreieck zu Beginn symbolisiert einen Mittelwert für die Phase zu Beginn (konstante Belastung ohne Unterdruck). Pfeil A markiert Beginn Unterdruck, Pfeil B markiert Ende der Unterdruckphase. Signifikante Unterschiede sind mit „-“ markiert.

Ergebnisbeschreibung und Diskussion der Versuchsreihe:

Konstante Belastung während unterschiedlichen Unterdrücken

In der Herzfrequenz (HR, Abb. 53b) und dem Schlagvolumen (SV, Abb. 53c) sieht man eine deutliche Reaktion auf die verschiedenen Unterdrücke. Das SV sinkt proportional zum angelegten Unterdruck, wohingegen sich die HR mit steigendem Unterdruck erhöht. Die Unterschiede sind gegen Ende der Unterdruckphase signifikant unterschiedlich. Die Reduktion des SV wird durch eine Steigerung der HR ausgeglichen wodurch das HZV (Abb. 53d) in den Unterdruckphasen nahezu identisch ist. Fehlende signifikante Unterschiede weisen darauf hin. Dieses entspricht in etwa den Ergebnissen von Ogoh et al. (2006) und Mack et al. (1988), die bei einer konstanten Belastung auf dem Fahrradergometer keinen signifikanten Unterschied im HZV zwischen unterschiedlichen LBNP-Drücken festgestellt haben. Wird der Unterdruck ausgeschaltet (Pfeil B) kommt es zu einer rapiden Erhöhung des SV aufgrund eines erhöhten venösen Rückstroms. Die HR sinkt leicht aufgrund des Frank-Starling-Mechanismus. Allerdings weniger als das SV ansteigt, weshalb das HZV um ca. 1 L min^{-1} ansteigt. Vergleichende Ergebnisse können nur aus Studien ohne Belastung herangezogen werden, da diese Erholungsphasen auf Unterdruck bislang nicht untersucht wurden. Allerdings zeigen sich dort ähnliche Reaktionen auf eine Reduzierung des Unterdrucks (Ahn et al. 1989; Hisdal et al. 2001). Die respiratorische Sauerstoffaufnahme (Abb. 53e) zeigt mit Aktivierung der LBNP eine anfänglich leichte Reduktion. Raymond und Kollegen (2001) untersuchten in einer Kontrollgruppe unter anderem die Auswirkungen der Oberkörperergometrie auf ausgewählte Parameter mit und ohne LBNP. Sie stellten eine Reduktion bei gleich bleibender Belastung der respiratorischen Sauerstoffaufnahme und des SV während LBNP fest. Somit bestätigen ihre Ergebnisse die oben genannten Reaktionen. Mit Abschaltung der LBNP und Reduzierung des Unterdrucks steigt diese sprunghaft für ca. 30 Sekunden an. Obwohl die Reaktionen tendenziell unterschiedlich zwischen den Unterdruckstufen sind, konnten dort keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Lediglich zu einem Zeitpunkt unterscheiden sich die Reaktionen voneinander. Die Reaktionen auf eine Erholung nach Unterdruck wurden bislang nur unter Ruhebedingungen untersucht, bestätigen aber die hier gezeigten Reaktionen (Ahn et al. 1989). Durch die konstante Belastung während des gesamten Versuches, ist dieses Überschießen der respiratorischen Sauerstoffaufnahme lediglich dem Anstieg des venösen Rückstroms und der damit verbundenen erhöhten Durchblutung in der Lunge geschuldet.

Eine Aussage über die muskuläre Sauerstoffaufnahme in der Arbeitsmuskulatur zu den Zeitpunkten während und nach Unterdruck kann momentan nicht getroffen werden, da das bislang verwendete Rückrechenmodell für diese Art von Testdesign nicht ausgelegt war. Das Modell müsste dem Testdesign entsprechend überarbeitet werden, um Rückschlüsse auf die Situation in der Arbeitsmuskulatur ziehen zu können.

In Abb. 53a wird der tatsächlich angelegte Unterdruck gezeigt. Die Hülle der LBNP zeigt an mehreren Stellen feine Risse. Dadurch ist es nicht mehr möglich den geforderten Unterdruck von 40 mmHg zu erreichen. Ein Austausch der Hülle wurde im Jahr 2010 schon einmal vorgenommen, da sich auch an dieser Hülle mehrere Risse zeigten. Da es keine Ersatzhülle für die LBNP mehr gibt, wurde für die Versuche die Hülle notdürftig mit Gewebeklebeband ausgebessert. Allerdings sind die Risse so fein und so zahlreich, dass die Dichtigkeit der LBNP nicht mehr komplett hergestellt werden konnte. Dennoch konnte ein deutlicher Unterschied in den Unterdruckstufen erreicht werden. Für weitere Versuche mit der LBNP ist es nötig, die

Hülle komplett zu tauschen, solange man einen Unterdruck von mindestens 35 mmHg herstellen möchte.

Versuchsreihe: Untersuchung der muskulären Sauerstoffaufnahmekinetik bei Oberkörperergometrie mit und ohne LBNP

Methodik - Probanden

14 Probanden (Mitarbeiter und Studenten der DSHS) konnten für die Kinetik-Versuchsreihen gewonnen werden. Allerdings konnten nur die Daten von 13 Probanden ausgewertet werden. Die Charakteristiken der 13 Probanden sind in Tabelle 2 zu sehen.

Tab. 13 Charakteristiken der Probanden aus der Versuchsreihe Untersuchung der muskulären Sauerstoffkinetik bei Oberkörperergometrie mit und ohne LBNP

	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]
Mean	25,9	183,8	79,7
SD	±3,9	±7,1	±7,5

Aufbau und Ablauf der Versuchsreihe

Die Lage des Probanden im Versuchsaufbau orientierte sich an den vorangegangenen Versuchen mit LBNP. Das Belastungsprotokoll entsprach von der zeitlichen Abfolge dem „EKE-Belastungsprotokoll“ (vgl. Abbildung 40). Die Belastungsstufen wurden im Vergleich zu vorangegangenen Versuchen bei Unterkörperergometrie variiert und auf die geringere Muskelmasse bei Oberkörperergometrie angepasst. Die Belastung in den niedrigen Stufen betrug 20 Watt und in den hohen Belastungsstufen 50 Watt. Direkt im Anschluss an das EKE-Protokoll wurde ein Ausbelastungstest mit einer Stufenhöhe von 20 Watt und einer Stufenlänge von 5 Minuten durchgeführt. Ein Sattel in der LBNP verhinderte, dass die Probanden während des Unterdrucks in die LBNP gezogen wurden. Mittels Hüftgurt wurde der Proband in der LBNP fixiert. Der Unterdruck von 40 mmHg bzw. kein Unterdruck wurde randomisiert angelegt und begann fünf Minuten vor Belastungsbeginn.



Abb. 54 Positionierung der Probanden in der Versuchsreihe: Untersuchung der muskulären Sauerstoffaufnahmekinetik bei Oberkörperergometrie mit und ohne LBNP

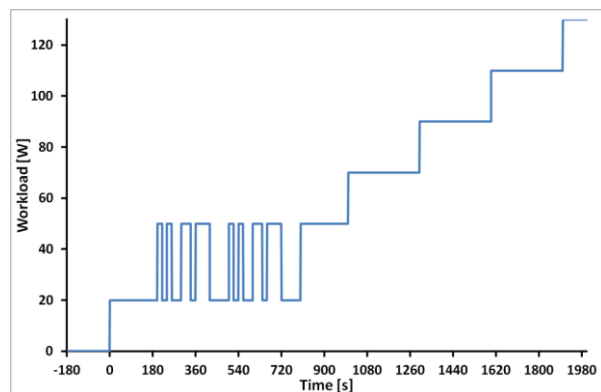


Abb. 55 Belastungsprotokoll der Versuchsreihe: Untersuchung der muskulären Sauerstoffaufnahmekinetik bei Oberkörperergometrie mit und ohne LBNP

Instrumentierung

Die Instrumentierung der Probanden war identisch mit der erprobten Instrumentierung bei den vorangegangenen LBNP-Versuchen.

Datenauswertung und -analyse

Die erhobenen beat-to-beat und breath-by-breath Daten wurden in 1-Sekunden-Schritten linear interpoliert. Für die Kinetikuntersuchungen wurden diese Daten mit einem Tiefpassfilter von 0,1 Hz gefiltert. Diese Daten wurden dann mit Hilfe der selbstentwickelten BCM-Software (backward calculation model) ausgewertet. Nach Analyse der Daten auf zu erfüllende Voraussetzungen wurden als statistische Analysemethoden Tests zum Vergleich der Mittelwerte bei abhängigen Stichproben angewendet (abhängiger T-Test bzw. Wilcoxon). Unterschiede wurden mit $p < 0,05$ als signifikant angenommen. Signifikante Unterschiede zwischen den Stufen sind mit „*“ kenntlich gemacht.

Ergebnisse der Mittelwertvergleiche der verschiedenen konstanten Phasen des Belastungsprotokolls

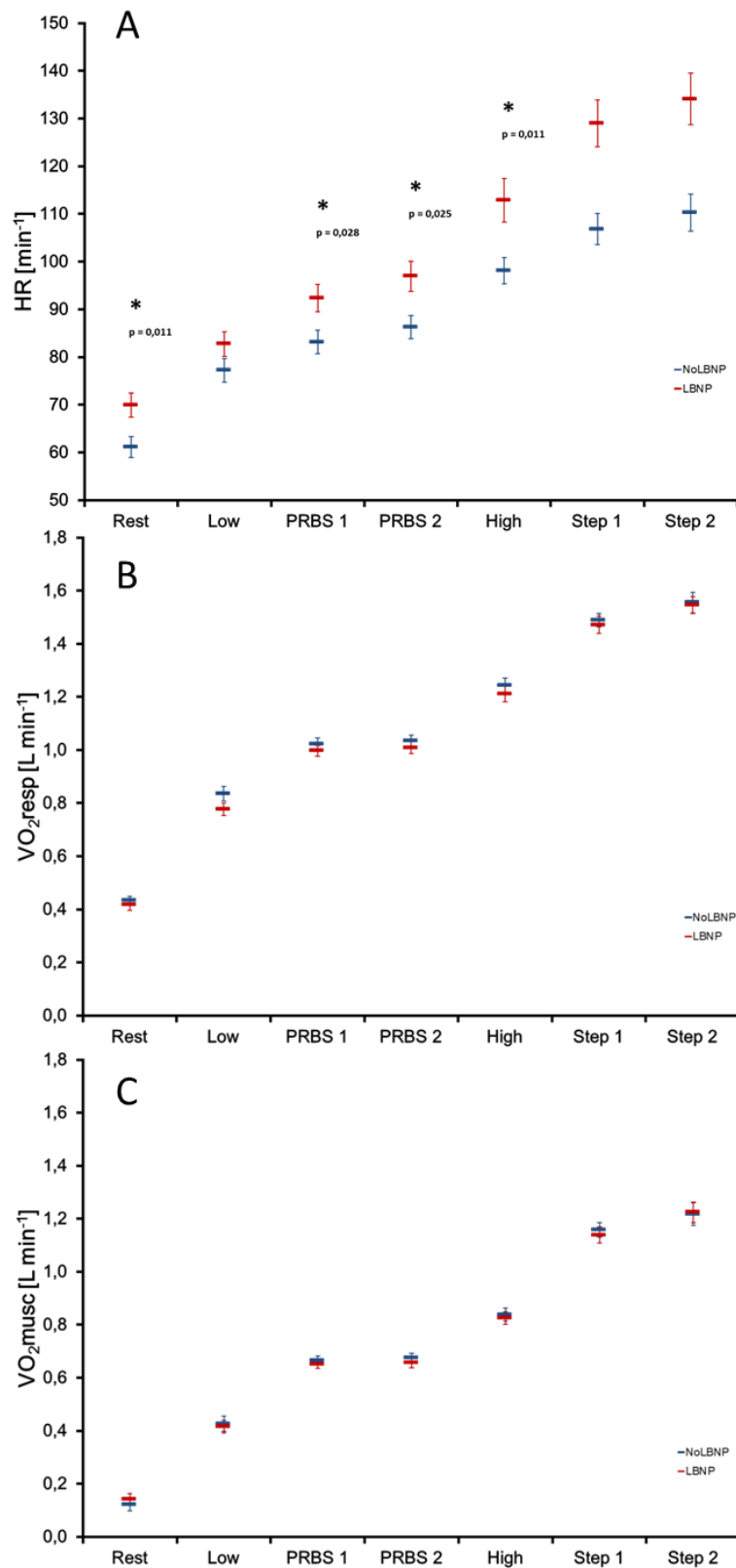


Abb. 56 a-c

Mittelwerte (n = 13) ±SE der konstanten Phasen bzw. aus den PRBS-Sequenzen des Belastungsprotokolls der Herzfrequenz, pulmonalen und muskulären Sauerstoffaufnahme. Rote Datenpunkte: Studie NoLBNP, grüne Datenpunkte: Studie LBNP

Ergebnisse der Kreuzkorrelationsverläufe der Herzfrequenz, der pulmonalen und der muskulären Sauerstoffaufnahme

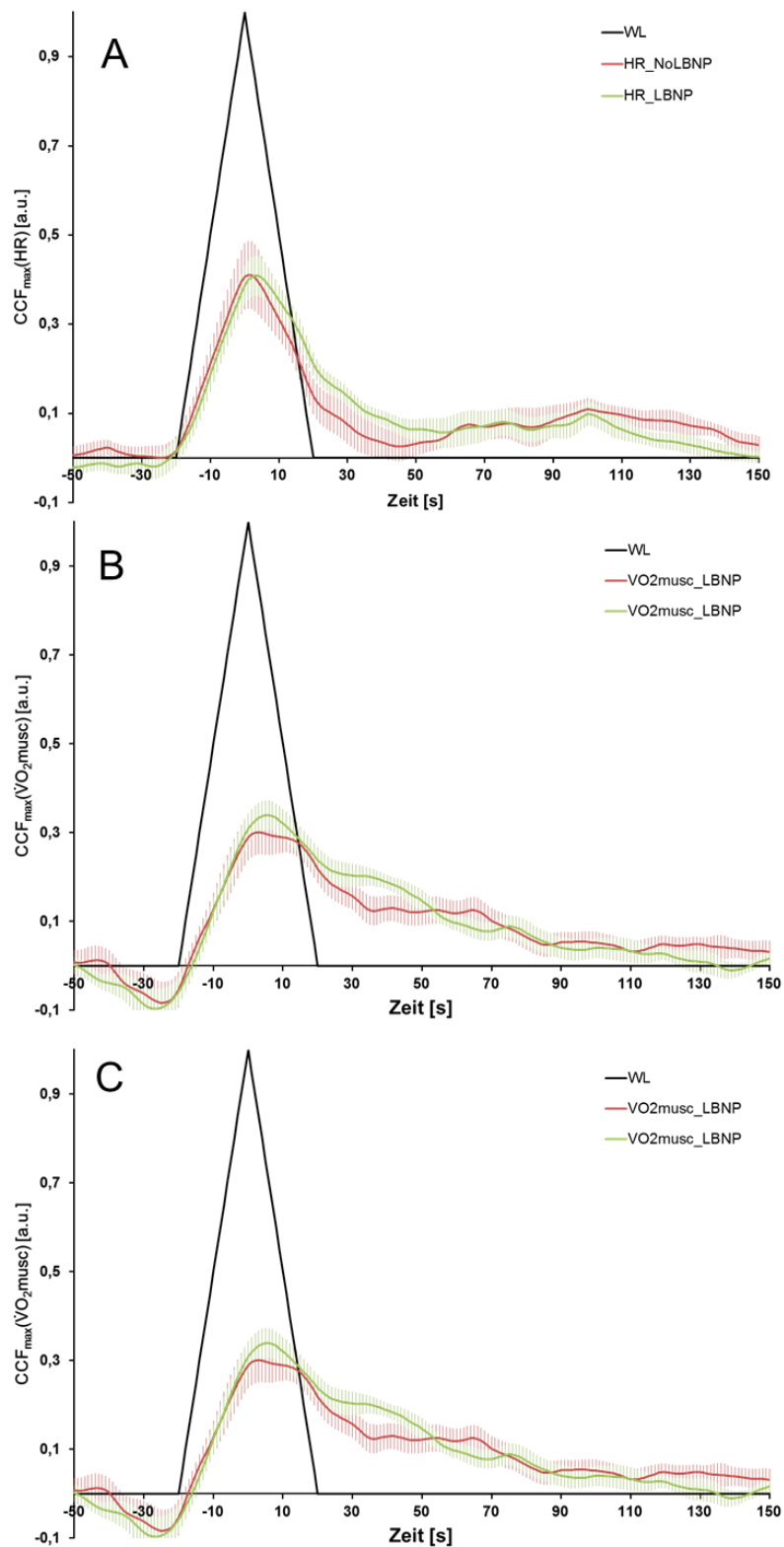


Abb. 57a-c

Mittelwerte ($n = 13$) \pm SE der Kinetiken der Herzfrequenz, der pulmonalen und muskulären Sauerstoffaufnahme. Blaue Linie: ACF der Leistung, rote Linie: CCF der Studie NoLBNP, grüne Linie: CCF der Studie LBNP

Ergebnisse der Mittelwerte der CCF_{max} und CCF_{lag} der Herzfrequenz sowie der pulmonalen und muskulären Sauerstoffaufnahme

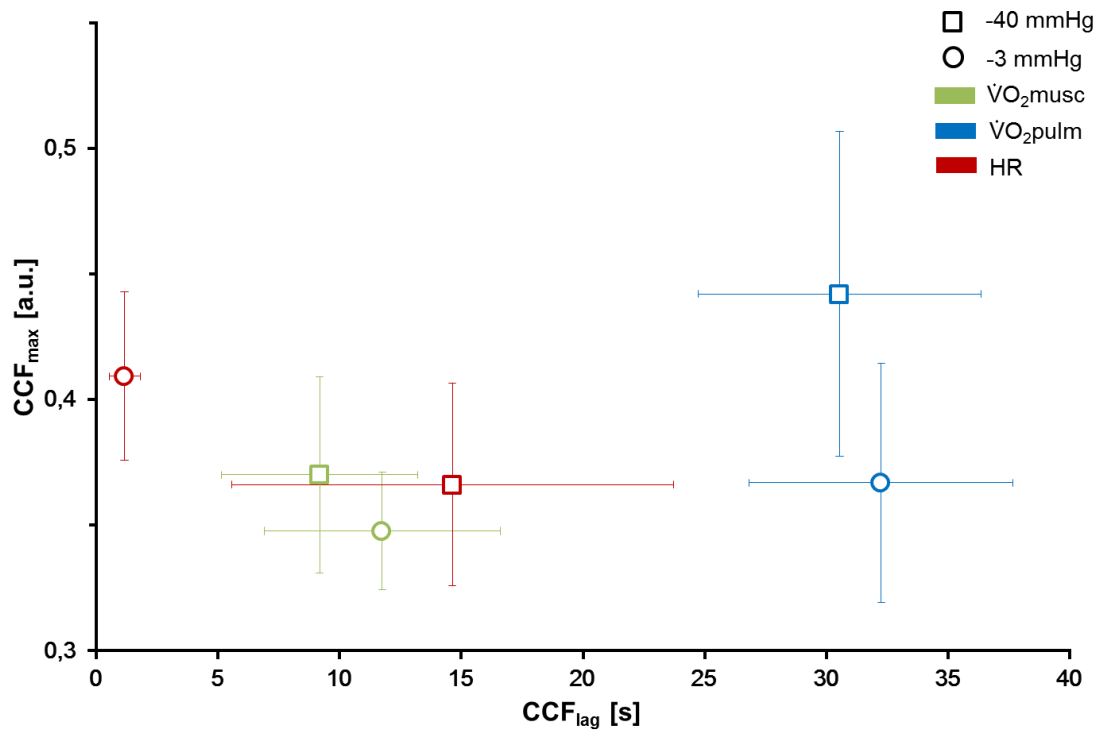


Abb. 58 Mittelwerte und Standardfehler der CCF_{max} und CCF_{lag} der Parameter HR, $\dot{V}O_{2pulm}$ und $\dot{V}O_{2musc}$ während -3mmHg und -40mmHg

Ergebnisse der charakteristischen Einflussgrößen des Modells zur Kinetikbestimmung

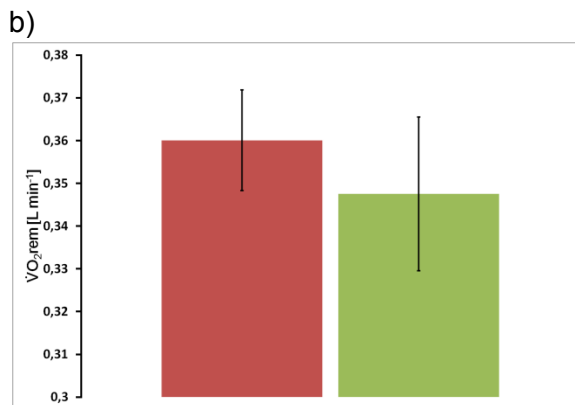
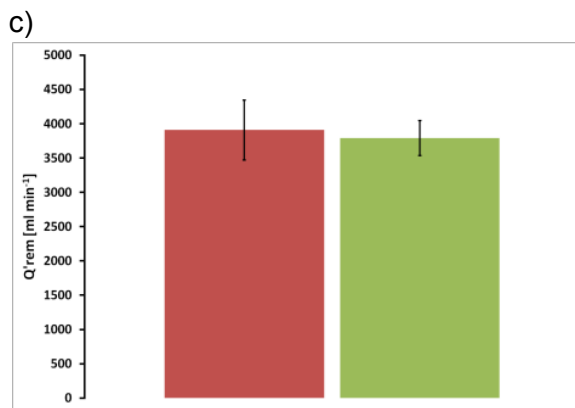
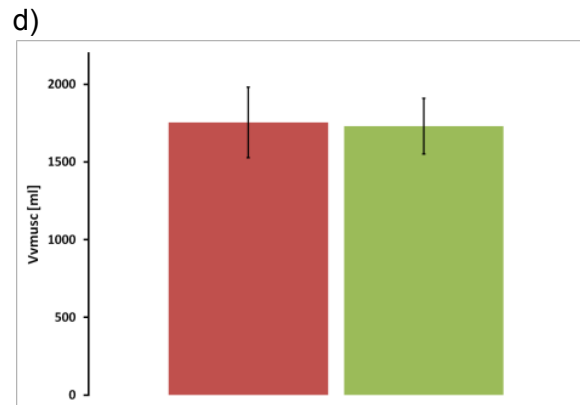
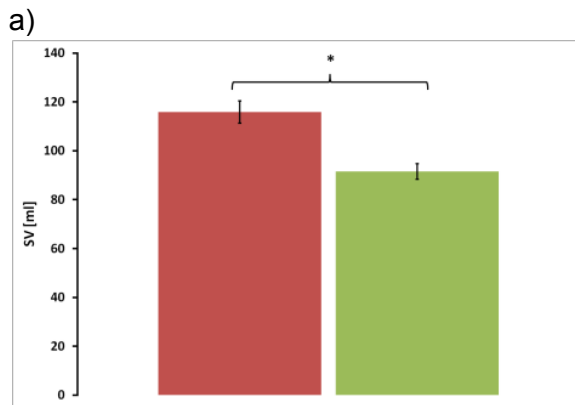


Abb. 59 a-d Mittelwerte (n = 13) ±SE der charakteristischen Einflussgrößen des BCM-Modells aus den Berechnungen der Kinetiken. Rote Balken: Studie NoLBNP, grüne Balken: Studie LBNP

Ergebnisbeschreibung und Diskussion der Versuchsreihe: Untersuchung der muskulären Sauerstoffaufnahmekinetik bei Oberkörperergometrie mit und ohne LBNP

Die HR in fast allen konstanten Phasen des Leistungsprotokolls (Abb. 56a) ist signifikant höher in den LBNP-Versuchen als ohne LBNP. Dieses entspricht den Ergebnissen, die Mack et al. (1988) in ihrer Studie gezeigt haben. Lediglich in der „low constant phase“ unterscheidet sich die HR nicht signifikant. Hughson und Kollegen (1993) konnten keinen Unterschied bei niedriger Belastung zwischen den HR (25 W auf dem Fahrradergometer) mit und ohne LBNP feststellen. Wurde die Belastung aber gesteigert (auf 90-110 W) unterschied sich die HR. Durch Anlegen eines Unterdrucks an die untere Extremität kommt es zu einem venösen Pooling von Blut in die Beine. Dadurch reduziert sich das Schlagvolumen. Um dem erhöhten Durchblutungsbedarf der Muskulatur bei gesteigerter Belastung nachzukommen, erhöht sich die HR, wodurch das reduzierte SV aufgefangen werden kann, um das HZV auf einem adäquaten Niveau zu halten. Die pulmonale und muskuläre Sauerstoffaufnahme (Abb. 56 b/c) unterscheiden sich in den konstanten Phasen nicht voneinander. Dieses entspricht der Vermutung, dass durch Einsatz von LBNP der Sauerstoffbedarf des Körpers nicht verändert wird.

In den Abb. 57 werden die charakteristischen Parameter für die Berechnung der Kinetikverläufe gezeigt. Keine Unterschiede sind in den Parametern Q'_{rem} , $\dot{V}O_{2rem}$ und dem virtuellen venösen Volumen ($V_{V_{musc}}$) zu sehen. Lediglich das Schlagvolumen (SV) unterscheidet sich signifikant zwischen den Versuchsreihen. Dieses war zu erwarten, da durch Einsatz der LBNP das SV reduziert ist. Alle Parameter liegen in einem glaubhaften Bereich (vgl. Barstow and Mole 1987, Barstow et al. 1990, Rowell 1974) und weisen so auf eine plausible Berechnung der Kinetiken hin.

Keine großen Unterschiede zwischen beiden Versuchsreihen sieht man in den zeitlichen Verläufen der Kinetiken (Abb. 57). Allerdings weisen die Verläufe widersprüchliche Daten auf. Ein Absinken der Kreuzkorrelationen unter den Nullpunkt (auf der y-Achse) beim gleichzeitigen Belastungsbeginn (auf der x-Achse bei -20 s) weist auf einen negativen Zusammenhang von Belastungssteigerung und Sauerstoffbedarf hin. Dieses ist nicht plausibel. Die Gründe hierfür könnten in den Optimierungskriterien und den Modellannahmen (z.B. statische und dynamische Linearität, gleiche On-/Offkinetiken) liegen, mit denen die BCM-Software die Kinetiken abschätzt. Eine erweiterte Anpassung des Modells könnte die Kinetiken in einen plausiblen Bereich verschieben.

Hughson et al. (1993) zeigte in Versuchen mit LBNP in Verbindung mit Unterkörperergometrie im Liegen, dass sich durch den Einsatz von LBNP die Perfusionsverhältnisse in der Arbeitsmuskulatur änderten. Dadurch erreichten die $\dot{V}O_2$ -Kinetiken eine ähnliche Schnelligkeit wie bei Unterkörperergometrie in einer aufrechten Körperposition. Entgegen unseren Erwartungen, die LBNP mit einem Unterkörperergometer zu nutzen, musste der Versuchsaufbau dahingehend geändert werden, dass die Belastung über ein Oberkörperergometer gesteuert werden musste. Dadurch war es nicht mehr möglich durch Einsatz der LBNP die Perfusionsverhältnisse im Arbeitsmuskel zu verändern. Der Vergleich der Maxima der Kreuzkorrelationen Abb. 58 zeigt keine signifikanten Unterschiede zwischen den Versuchen mit und ohne LBNP. Lediglich eine Tendenz ist zu erkennen, wobei die Kinetiken bei Oberkörperergometrie ohne LBNP geringfügig schneller sind. Eine frühere Studie zeigt, dass die $\dot{V}O_2$ -Kinetik bei Oberkörperergometrie bei Arbeitsbeginn aufgrund von Muskelperfusion limitiert ist (Hughson & Inman 1986). Sie zeigten dies, indem sie den Blutfluss zur nicht-arbeitenden Muskulatur unterbanden und dadurch die Durchblutung der Arbeitsmuskulatur steigerten, wodurch es zu

einer schnelleren $\dot{V}O_2$ -Kinetik kam. Einen ähnlichen Einfluss in umgekehrter Richtung könnte die LBNP in Verbindung mit Oberkörperarbeit haben, da diese den Blutfluss zur Arbeitsmuskulatur durch Absenkung des HZV vermindert. Einen weiteren Hinweis dafür liefert die Abbildung 6e, in der die Verzögerung der pulmonalen Sauerstoffaufnahme auf Belastungsbeginn zu sehen ist. Auch hier gibt es keinen signifikanten Unterschied, jedoch lässt sich tendenziell sehen, dass ohne LBNP die Verzögerung geringer ist als mit LBNP. Die Ursache könnte sein, dass durch LBNP-Einsatz Blutvolumen Richtung Beine verschoben wird. Dadurch reduziert sich das SV (Abb. 59a) und ein vermindertes HZV bei Belastungsbeginn könnte die Folge sein. Zwar wird einiges durch eine erhöhte Herzfrequenz abgefangen, allerdings weist die Herzfrequenzkinetik bei LBNP tendenziell eine langsamere Kinetik auf (Abb. 58a) und die Verzögerung einer Herzfrequenzanpassung auf Belastungsbeginn ist signifikant größer mit LBNP als ohne Abb. 58d).

Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Ergebnisse aus diesen Experimenten lassen sich in folgenden Punkten zusammenfassen:

A - Konstante Belastung während unterschiedlicher Unterdrücke

- Gegen Ende der Unterdruckphasen von 20 mmHg und 40 mmHg sind die Unterschiede bei Herzfrequenz und Schlagvolumen jeweils signifikant.
- Reduktion der pulmonalen Sauerstoffaufnahme und des Schlagvolumens bei konstanter Belastung mit LBNP.
- In fast allen konstanten Phasen der Belastung ist die Herzfrequenz signifikant höher in den LBNP-Versuchen als ohne LBNP.

B - Untersuchung der muskulären Sauerstoffkinetik bei Oberkörperergometrie mit und ohne LBNP

- Signifikante Reduzierung des Schlagvolumens bei Oberkörperarbeit mit LBNP-Einsatz.
- Erhöhung der Herzfrequenz, um dem erhöhten Durchblutungsbedarf der Muskulatur bei gesteigerter Belastung nachzukommen.
- Die pulmonale und muskuläre Sauerstoffaufnahme unterscheiden sich in den konstanten Phasen nicht voneinander.
- Tendenzuell langsamere Herzfrequenzkinetik mit LBNP.
- Signifikant größere Herzfrequenzverzögerung bei LBNP-Einsatz.
- Tendenzuelle Unterschiede in der Verzögerung der pulmonalen $\dot{V}O_2$ -Kinetik mit LBNP, möglicherweise begründet durch eine Verschiebung von Blutvolumen in Richtung Beine.

II.3 Schlussfolgerungen aus den Untersuchungen zur $\dot{V}O_2$ -Kinetik

Im Rahmen der Untersuchungen konnte nachgewiesen werden, dass mit der Auswertung über ein Kreislaufmodell der PRBS-Leistungstest mittels Fahrradergometrie in Gruppen mit sehr unterschiedlicher Leistungsfähigkeit eingesetzt werden kann. Mit diesem Verfahren kann offensichtlich die muskuläre $\dot{V}O_2$ -Kinetik abgeschätzt werden. Das Verfahren ermöglicht es, Veränderungen durch den Aufenthalt im Weltraum erkennbar zu machen. Grundsätzlich kann das Verfahren auch bei anderen Ergometrieformen eingesetzt werden.

Das Modell deckt in einzelnen Fällen und bei speziellen Anwendungen Unzulänglichkeiten auf, die durch eine optimierte Modellierung zu beseitigen sind. So konnte in diesem Projekt nicht geklärt werden, unter welchen Bedingungen es zu einem kalkulierten Unterschießen zu Beginn der muskulären $\dot{V}O_2$ -Kinetik kommt, die so in der Realität nicht vorkommen kann. Auch die extrem schnelle, kalkulierte $\dot{V}O_2$ musc-Antwort bei Armkurbelergometrie dürfte nicht der Realität entsprechen. Daher muss das Modell für weitere Anwendungen und für zukünftige Ergometrieformen entsprechend angepasst werden.

Neben den, im Fokus des Projektes stehenden muskulären $\dot{V}O_2$ -Kinetiken zeigte die Analyse der Herzfrequenzkinetik Besonderheiten, die zukünftig genauer analysiert werden müssen. Offenbar stehen dies Unterschiede im Zusammenhang mit dem Altern, aber möglicher Weise auch mit dem Trainingszustand der Probanden.

II.4 Wichtigste Positionen des zahlenmäßigen Nachweises

Personalkosten:

Eine Stelle mit 100% für einen wissenschaftlichen Mitarbeiter vom 01.11.2007 – 30.04.2009.

Eine Stelle mit 50% für einen wissenschaftlichen Mitarbeiter vom 1.05.2009 – 31.10.2009

Eine Stelle mit 50% für einen wissenschaftlichen Mitarbeiter vom 31.08.2008 – 31.12.2011

Eine Stelle mit 50% für einen wissenschaftlichen Mitarbeiter vom 01.11.2009 – 31.10.2012

Eine Stelle mit 50% für eine wissenschaftliche Mitarbeiterin vom 01.01.2013 – 31.12.2013

Die Aufgaben der wissenschaftlichen Mitarbeiter beinhalteten die Entwicklung, Durchführung und Auswertung leistungsphysiologischer Experimente, die Betreuung der Kooperation mit dem/dem EAC/NASA, der Auswertung von Daten der Astronautenexperimente und der Experimente der Vergleichsgruppen, die Unterstützung bei administrativen Vorgängen im Zusammenhang des Projektes sowie die Publikation der Daten.

Geräteanschaffungen:

Web & Database Server für die Erstellung der internetbasierten Datenbank

Mess-/Auswertestation Dell Precision & Panasonic zur Datenerhebung und -auswertung

Procalysis Software zur Aufbereitung der Daten und weiterer Analyse

Atemgasanalyssystem Prototyp (Respiratory Sensor System)

II.5 Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Arbeit

Zur Validierung der entwickelten Methode zur Rückkalkulation auf die muskuläre Sauerstoffaufnahme war es nötig und daher angemessen, verschiedene Probandengruppen unterschiedlichen Alters und Geschlechts mit der Versuchsmethodik zu testen und deren Anwendbarkeit zu überprüfen. Herauszustellen ist ebenso, dass die entwickelte Methode aufgrund ihrer zeitlichen Minimierung gegenüber den üblichen Verfahren zu Erfassung der kardiorespiratorischen Kinetiken auch für den klinischen Einsatz mit Patienten geeignet ist. Die Anwendbarkeit wurde an zwei Patientengruppen, Hypertonikern und Diabetikern getestet.

II.6 Voraussichtlicher Nutzen

Verwertung durch Veröffentlichung:

- 1 Publikation in referierten Fachzeitschriften, 3 weitere in Vorbereitung
- 18 Vorträge auf nationalen und internationalen Fachtagungen
- 8 Poster Präsentationen auf nationalen und internationalen Fachtagungen
- 4 Abschlussarbeiten (1 Dissertation, 2 Diplomarbeiten, 1 Masterthesis)
- 1 Bericht in den öffentlichen Medien

Verwertung durch Anwendung:

Im Rahmen des Projekts wurde eine neue, zeitsparende Methode zur Erfassung der kardiorespiratorischen Kinetiken entwickelt.

Die Methode konnte bereits bei Älteren, Typ 2 Diabetikern und Hypertonikern angewendet werden. Die Praktikierbarkeit des Tests konnte daher auch in diesen Gruppen bestätigt werden. Des Weiteren wurde (wie in Kapitel II dargestellt) der Zusammenhang der über die Methodik berechneten Kinetiken mit maximalen Parametern überprüft.

Zusätzlich konnte der EKE-Test bei Oberkörperergometrie angewendet werden.

II.7 Fortschritt auf dem Gebiet des Vorhabens bei anderen Stellen

Während der Durchführung des Vorhabens sind uns keine Fortschritte an anderen Stellen bekannt geworden.

II.8 Erfolgte oder geplante Veröffentlichungen des Ergebnisses

Kongresse und Tagungen:

Drescher, U. (2010). Estimating the Influence of Cardio-vascular Parameters on Respiratory $\dot{V}O_2$ Kinetics During Moderate Exercise. *American College of Sports Medicine (ACSM), Annual Meeting*, Baltimore, USA, Postervortrag.

Drescher, U. (2010). Modeling Muscular $\dot{V}O_2$ -Kinetiks on the Basis of Respiratory $\dot{V}O_2$ and Cardiac Output Measurements. *European College of Sport Science (ECSS)*, Antalya, Türkei, Postervortrag.

Drescher, U. (2010). *Characterization of Respiratory and Muscular $\dot{V}O_2$ Kinetics during Moderate Pseudo Random Binary Sequence Exercise*, International e-Conference on Kinesiology and Integrated Physiology (Web-Conference), Vortrag.

Hoffmann, U. (2010). A Method for Modeling and Assessing Muscular Oxygen Uptake Kinetics, *International Congress of Medicine in Space and Extreme Environments (ICMS)*, Berlin, Deutschland, Vortrag.

Drescher, U. (2010). Muscular Oxygen Uptake Kinetics during Aerobic Exercise, *International Congress of Medicine in Space and Extreme Environments (ICMS)*, Berlin, Deutschland, Vortrag.

Drescher, U. und Hoffmann, U. (2011). *Influences on Pulmonary and Muscular $\dot{V}O_2$ -Kinetics*. *International Journal of Exercise Science* (Web-Conference), Vortrag.

Drescher, U., Moore, A., Steegmanns, A., Essfeld, D. und Hoffmann, U. (2011). Bestimmung pulmonaler und muskulärer $\dot{V}O_2$ -Kinetiken mittels Zeitreihenanalyse vor und nach Weltraumaufenthalt. *Deutsche Gesellschaft für Luft- und Raumfahrtmedizin, (DGLRM), Jahrestagung*, Sinsheim, Germany, Vortrag.

Drescher, U., Steegmanns, A. und Hoffmann, U. (2011). Linearity of $\dot{V}O_2$ -Kinetics during Moderate PRBS Exercise Testing. *European College of Sport Science (ECSS)*, Liverpool, UK, Vortrag.

Hoffmann, U. (2011). 25 Jahre Weltraumforschung: Von 1985 bis heute: Die Entwicklung der Weltraumforschung an der Deutschen Sporthochschule Köln. *IMPULSE* (Das Wissenschaftsmagazin der Deutschen Sporthochschule Köln).

Hoffmann, U. (2011). Ausdauerleistungsdiagnostik mit moderaten Intensitäten. *DLR-Workshop Gesundheitsforschung im Raumfahrtprogramm, Köln, Deutschland*.

Hoffmann, U. (2011). Ansatz zur Ermittlung muskulärer $\dot{V}O_2$ -Kinetiken aus kardiorespiratorischen Parametern. *45. Atmungsphysiologische Arbeitstagung*, Hannover, Vortrag.

Hoffmann, U. (2011). Influences of Cardiogenic Factors on Respiratory $\dot{V}O_2$ -Kinetics. *International Journal of Exercise Science* (Web-Conference), Vortrag.

Hoffmann, U., Moore, A. und Drescher, U. (2012). Influence of Prolonged Spaceflight on Heart Rate and Oxygen Uptake Kinetics. *ESA - Life in Space for Life on Earth* (Aberdeen), Vortrag.

Hoffmann, U., Steegmanns, A. und Drescher, U. (2011). Muscular Oxygen Uptake Kinetics as Indicator for Effective Countermeasures. *International Symposium on Safety of Human Work in Extreme Environments*, Copiapó, Los Andes, Santiago, Chile, Vortrag.

Steegmanns, A. (2011). Einfluss von kombinierter Arbeit und Apnoe auf Parameter des Herz-Kreislaufsystems. *45. Atmungsphysiologische Arbeitstagung*, Hannover, Vortrag.

Steegmanns, A., Drescher, U. und Hoffmann, U. (2011). *Influence of breath-hold and dynamic exercise on cardiac output during acute blood volume shifts due to changes in body posture*. *European College of Sport Science (ECSS)*, Liverpool, UK, Poster Präsentation.

Drescher, U., Eßfeld, D. und Hoffmann, U. (2012). Anwendung eines nicht-invasiven Verfahrens zur Bestimmung der muskulären $\dot{V}O_2$ -Kinetik. *46. Arbeits- und Leistungsphysiologische Arbeitstagung (ALAT)*, Lübeck, Vortrag.

Drescher, U., Montiel, G., Brixius, K., Predel, H.-G. und Hoffmann, U. (2012). Estimating Cardio-Respiratory Kinetics with Elderly, Male, Non-insulin-taking Diabetes Type II Patients before and after Nordic-Walking-Training. *German Physiological Society, 91st Annual Meeting*, Dresden, Poster Präsentation.

Drescher, U., Montiel, G., Hoffmann, U., Predel, H.-G. und Brixius, K. (2012, April). Auswirkung eines 8-wöchigen Ausdauertrainings auf die Herzfrequenz- und $\dot{V}O_2$ -Kinetiken bei ältere

ren, männlichen, nicht insulinpflichtigen Diabetes Typ II Patienten. *Clin Res Cardiol* 101, Suppl 1, Poster Präsentation.

Drescher, U., Moore, A., Essfeld, D. und Hoffmann, U. (2012). Heart Rate and Oxygen Uptake Kinetics Before and After Prolonged Spaceflight. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(5), Poster Präsentation.

Koschate, J., Drescher, U., Brixius, K., Montiel, G., Predel, H.-G. und Hoffmann, U. (2012). Relationship between $\dot{V}O_2$ kinetics and maximal oxygen uptake in the elderly. *European College of Sport Science (ECSS)*, Brügge, Belgien, Vortrag.

Drescher, U., Essfeld, D. und Hoffmann, U. (2012). Theoretical Modelling and Practical Assessment of Muscular $\dot{V}O_2$ -Kinetics. *Systems Biology in Exercise: Cardiorespiratory & Metabolic Integration*, Leeds, UK Vortrag.

Hoffmann, U., Moore, A. und Drescher, U. (2012). Influence of Prolonged Spaceflight on Heart Rate and Oxygen Uptake Kinetics. ESA - Life in Space for Life on Earth (Aberdeen), Vortrag.

Drescher, U., Koschate, J., Loosen, D., Baak, B., Montiel, G., Brixius, K., Predel, H.-G., Essfeld, D. und Hoffmann, U. (2013). Nicht-invasive Bestimmung kardiorespiratorischer Kinetiken bei unterschiedlichen Probandengruppen und Ergometrieformen. *47. Arbeits- und Leistungsphysiologische Arbeitstagung (ALAT)*, Bayreuth, Vortrag.

Drescher, U., Benson, A. P., Rossiter, H. B. und Hoffmann, U. (2013). Validation of a Non-Invasive Approach to Assess Muscular Oxygen Uptake Kinetics. 19th IAA Humans in Space Symposium, Köln, Poster Präsentation.

Drescher, U., Loosen, D., Baak, B., Essfeld, D. und Hoffmann, U. (2013). Assessment of Heart rate, Pulmonary and Muscular $\dot{V}O_2$ -Kinetics of Upper and Lower Body Exercise during Dynamic Moderate Work Rate Changes. *European College of Sport Science (ECSS)*, Barcelona, Spanien, Vortrag.

Hoffmann, U. (2013). Assessment of Heart Rate, Pulmonary and Muscular Oxygen Uptake Kinetics Before and After Prolonged Spaceflight. *19th IAA Humans in Space Symposium*, Köln, Poster Präsentation.

Publikationen in referierten Fachzeitschriften:

Hoffmann, U., Drescher, U., Benson, A. P., Rossiter, H. B. und Essfeld, D. (2013). Skeletal muscle $\dot{V}O_2$ kinetics from cardio-pulmonary measurements: assessing distortions through O_2 transport by means of stochastic work-rate signals and circulatory modelling. *European Journal of Applied Physiology*, 113(7), 1745–1754.

Geplante Publikationen in referierten Fachzeitschriften:

Oxygen Uptake Kinetics during Dynamic Upper and Lower Body Exercise – An Investigation by Time-series Analysis (in preparation)

Cardiorespiratory kinetics and $\dot{V}O_{2max}$ in elderly subjects – Application of the Backward Calculation Method (in preparation)

Changes of $\dot{V}O_2$ kinetics before and after stay on the ISS (in preparation)

Influence of different body positions on cardiorespiratory kinetics.

Abschlussarbeiten:

Baak, B. (2011). *Vergleichbarkeit von Herzfrequenzkinetiken bei Arm- und Beinergometrie*. Diplomarbeit, Deutsche Sporthochschule Köln, Köln.

Koschate, J. (2011). *Zusammenhang zwischen der respiratorischen und der muskulären $\dot{V}O_2$ -Kinetik sowie der maximalen Sauerstoffaufnahme bei älteren Menschen ab dem 70. Lebensjahr im Vergleich zu jüngeren Menschen*. Masterarbeit, Deutsche Sporthochschule Köln, Köln.

Drescher, U. (2012). *Entwicklung und Anwendung eines nicht-invasiven Verfahrens zur Abschätzung der muskulären Sauerstoffaufnahmekinetik im aeroben Belastungsbereich*. Dissertation, Deutsche Sporthochschule Köln, Köln.

Loosen, D. (2012). *Korrelation von respiratorischer $\dot{V}O_2$ – Kinetik und $\dot{V}O_2$ peak bei unterschiedlichen Ergometrieformen*. Diplomarbeit, Deutsche Sporthochschule Köln, Köln.

Abschnitt 2: Untersuchungen zur motorischen Leistungsfähigkeit in simulierter Schwerelosigkeit (Red. Mitarbeit: Dalecki)

I. Einleitung / Kurze Darstellung des Projektabschnittes

I.1 Aufgabenstellung

Das geförderte Projekt diente der Durchführung von Experimenten zu feinmotorischen und kognitiven Leistungen des Menschen in simulierter Schwerelosigkeit unter Wasser. Die Experimente sollten herausfinden inwiefern Motorik und Kognition während Flachwasserimmersion beeinträchtigt ist, und als Trainingsumgebung für Astronautentraining eine valide Umgebung ist.

Dazu wurde ein Experimentdesign entwickelt, um feinmotorische und kognitive Leistungen unter Wasser aufzunehmen und zu analysieren.

I.2 Voraussetzungen unter denen das Vorhaben durchgeführt wurde

Das DLR hat nach einer erfolgreichen Begutachtung des Antrags zugestimmt, das Projekt zu fördern.

Im Institut für Physiologie und Anatomie der Deutschen Sporthochschule Köln standen Räume, Hardware, wissenschaftliches als auch technisches Personal teilweise zur Verfügung. Weitere Mitarbeiter mussten zur Erfüllung des Projekts angestellt werden, zudem mussten weitere Hardwarekomponenten zugekauft werden, welche nicht durch den Antragsteller zur Verfügung gestellt werden konnten.

Das Versuchsparadigma mit dazugehöriger Software als auch Teile der Hardware und der Versuchsaufbau zur Durchführung des Experiments bei Parabelflügen musste innerhalb des Projektes entwickelt bzw. aufgebaut werden.

I.3 Planung und Ablauf des Vorhabens

Alle Punkte des Zeitplans konnten eingehalten und die wissenschaftlichen Fragestellungen erfolgreich bearbeitet werden. Insbesondere die Durchführung der beiden großen Experimentserien konnten sehr erfolgreich im Projektzeitraum realisiert werden, als auch zusätzliche Experimente in Schwerelosigkeit und im Labor. Insgesamt konnten Datensätze von 216 Probanden erhoben und verwertet werden, die im Rahmen von bisher fünf Manuskripten veröffentlicht wurden, zwei weiteren Manuskripten die zur Veröffentlichung eingereicht worden sind, und vier Manuskripten die in Vorbereitung sind. Der Vergleich der Planung und des Ablaufs des Vorhabens wird in der folgenden Abbildung detailliert aufgezeigt:

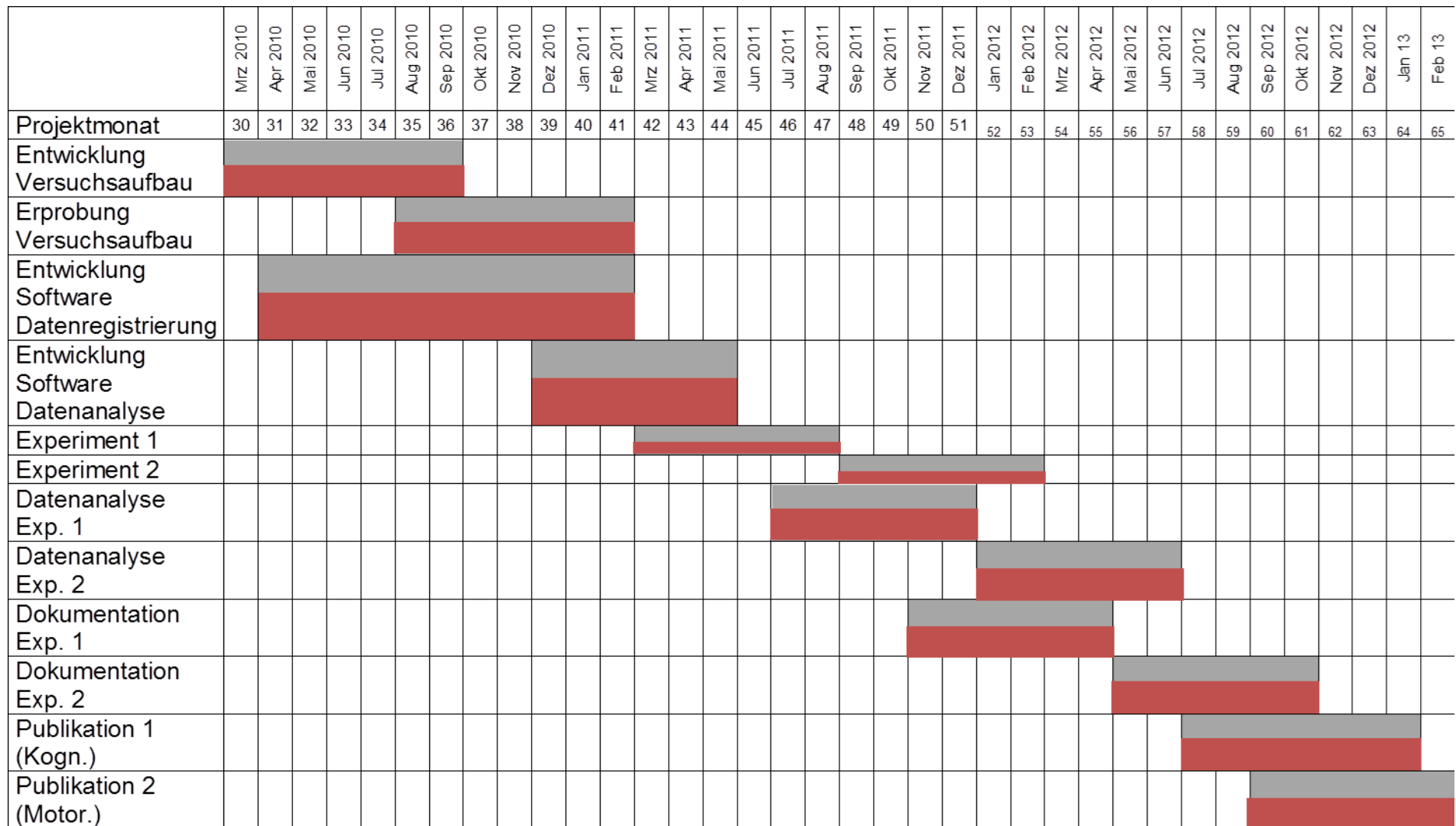


Abb. 60 Darstellung der geplanten (graue Balken) und der durchgeführten (rote Balken) Messungen und Auswertungen von März 2010 bis Februar 2013.

Die Datenaufnahme- und Analyse erbrachte sehr gute Ergebnisse, welche für zukünftige Weltraummissionen und das Astronautentraining mit beachtet werden könnten. Folgende Abbildung soll den Experimentaufbau der Hauptexperimente verdeutlichen. Die Probanden waren unter Wasser in einem Aluminiumkäfig befestigt, um dort motorische und kognitive Aufgaben durchzuführen (siehe Abb. 61).

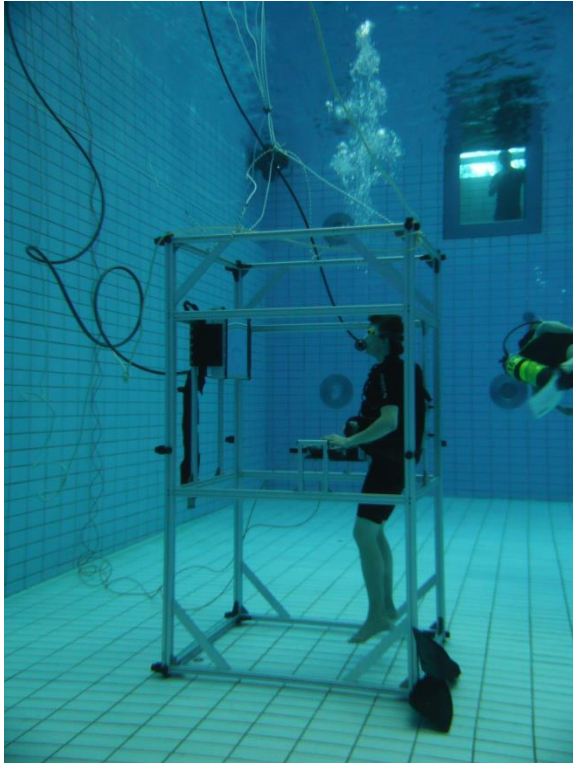


Abb. 61 Experimentaufbau unter Wasser mit einem Probanden.

Die gleichen Aufgaben wurden in einem baugleichen Aufbau an Land durchgeführt. Bei den Untersuchungen wurden verschiedene Parameter registriert; für die Feinmotorik u.a. die isometrische Kraftproduktion und den Soll-Ist-Abstand bei isometrischen Folgeaufgaben, und für die Kognition Reaktionszeit und Fehlerrate bei verschiedenen Wahl-Reaktionsaufgaben und die Konzentrationsleistungsfähigkeit. In der ersten Hauptexperimentserie replizierten wir die ISS-Trac Versuchsbatterie, die auf der Raumstation ISS 2008 durchgeführt worden ist, inklusive feinmotorischer und kognitiver Leistungen, und fügten zusätzlich einen kognitiven Konzentrationsleistungstest hinzu.

In der zweiten Hauptexperimentserie untersuchten wir für die Feinmotorik isometrischen Kraftbewegungen und die Rolle von visuellem Feedback, und bei der Kognition das Verhalten von unterschiedlichen Wahlreaktionsaufgaben mit unterschiedlicher Komplexität, wie der mentalen Rotation und einer modellierten Stroop- Aufgabe. Die Abb. 62Abb. 67 zeigen einige ausgewählte Parameter aus beiden Experimentserien. Aus diesen Abbildungen lassen sich mehrere Aussagen ableiten, welche die Feinmotorik und Kognition unter Wasser betreffen.

Zum einen zeigt sich in Abb. 62 A und B klar, dass bei der ISS Testbatterie die feinmotorische Leistung in 5 m Wassertiefe bei isometrischen Folgebewegungen deutlich schlechter ist als an Land, was sich sowohl für den RMSE (Soll-Ist Fehler) als auch für die Fehlerrate

(LOC) zeigt. Die feinmotorischen Störungen bei der isometrischen Folgeaufgabe lagen im Wasser im Mittel bei 48%.

Ein ähnliches Bild zeigt sich für die kognitiven Daten der ISS Testbatterie, wo Reaktionszeit (Abb. 63 A) und Fehlerrate (Abb. 63 B) bei Wahlreaktionsaufgaben im Wasser im Mittel ca. 10% erhöht waren im Vergleich zu Landbedingungen (Abb. 63), ein gleicher Wert ergab sich beim Konzentrationsleistungstest (Abb. 64 A und B), wo der erreichte Wert im Wasser auch 10% geringer war als an Land.

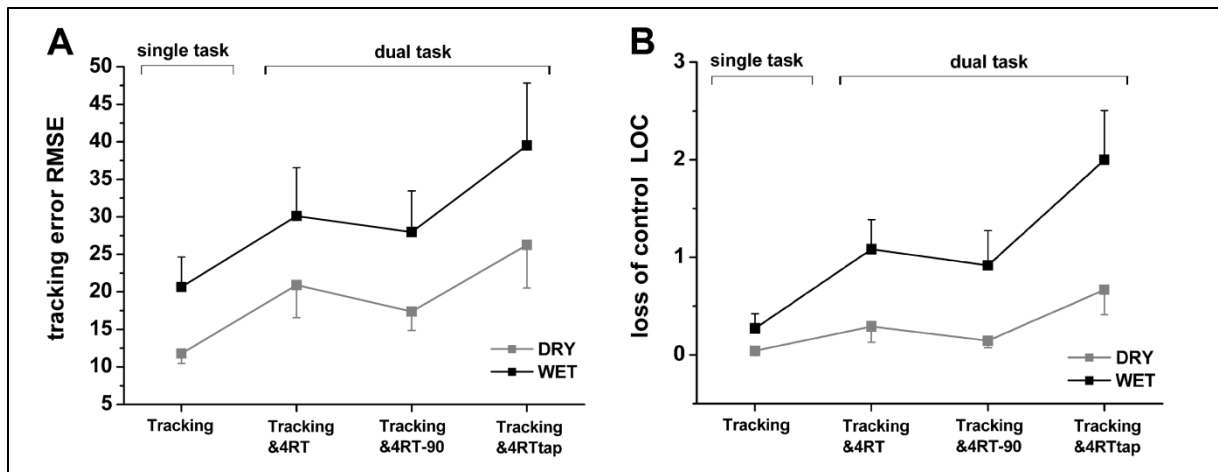


Abb. 62 A) RMSE-Fehler während der instabilen Folgeaufgabe unter Wasser und an Land, B) Fehlerrate während der instabilen Folgeaufgabe unter Wasser und an Land. n=48, Mean \pm SE.

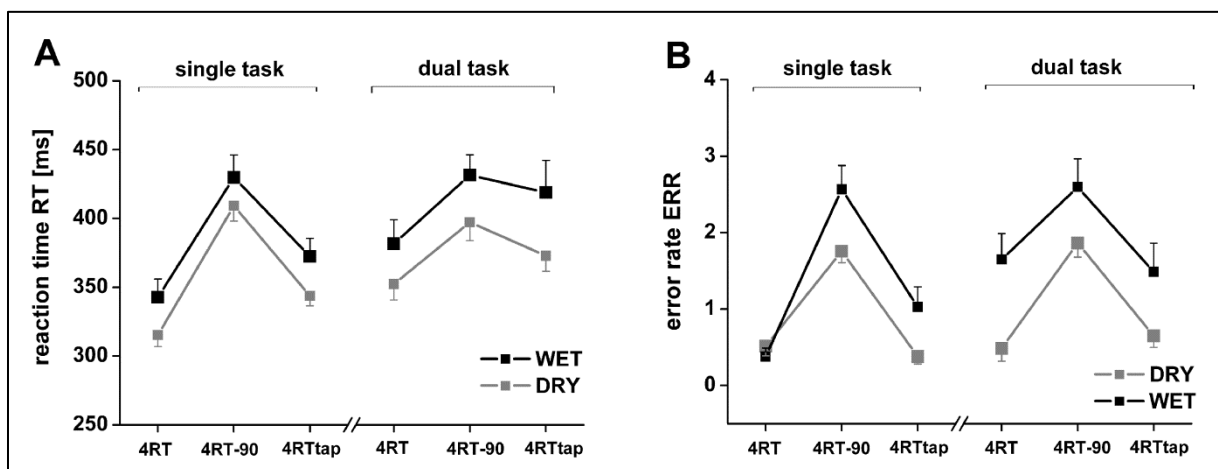


Abb. 63 A) Reaktionszeit während der Reaktionszeitaufgaben unter Wasser und an Land, B) Fehlerrate während der Reaktionszeitaufgaben unter Wasser und an Land. n=35, Mean \pm SE.

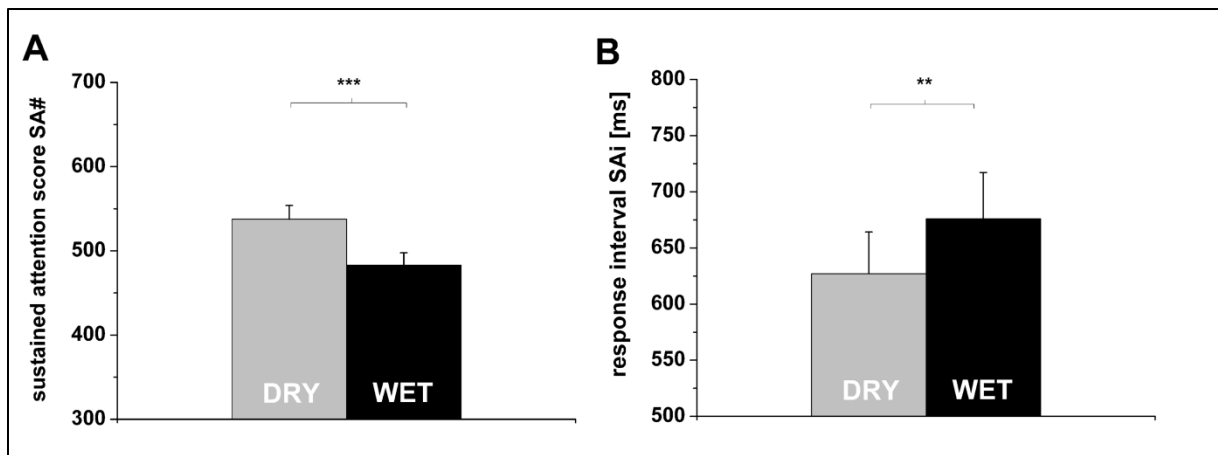


Abb. 64 A) Konzentrationsleistungswert (KL) während des D2-Tests unter Wasser und an Land, B) Reaktionszeit während des D2-Tests unter Wasser und an Land. n=35, Mean \pm SE.

In der zweiten Hauptexperimentserie zeigte sich für die feinmotorische Leistungsfähigkeit bei isometrischer Kraftproduktion, dass visuelles Feedback die Kraftüberschüsse bei der Peak Kraft (höchste Kraftproduktion) und End Kraft (Kraft am Ende der Kraftproduktionsaufgabe), die zuvor bei isometrischer Kraftproduktion ohne visuelles Feedback im Wasser gefunden wurden (+24%), deutlich reduziert (+2%), aber nicht vollständig eliminiert hat (Abb. 65C und D) zu erkennen ist. Da die initiale Kraft nach 100ms (Abb. 65B), bevor propriozeptives Feedback effektiv wird, in beiden isometrischen Kraftstudien nicht erhöht waren im Wasser, aber dafür die später während der Aufgabe lokalisierten Peak und End Kräfte, deutet sich als Erklärung für die feinmotorischen Störungen eine propriozeptive Störung und nicht eine falsche zentrale Planung der Aufgabe an.

Diese Erkenntnisse stehen im Einklang mit zuvor erhobenen Daten aus der Schwerelosigkeit, erhöhten Schwerkraften und simulierten Gravitationsänderungen. Es wurde vermutet, dass in diesen Umgebungsbedingungen vestibuläre Störungen für eine gestörte initiale Kraftproduktion verantwortlich waren, und propriozeptive Störungen für erhöhte Peak und End Kräfte. Unter Wasser gibt es keine gravitationsbedingten Störungen des Vestibularapparates, insofern waren die initialen Kräfte auch nicht gestört. Im Gegensatz dazu sind unter Wasser propriozeptive Veränderungen bekannt, die sich in den Peak und End Kräfte, sowie bei der Folgeaufgabe im angestiegenen RMSE auch deutlich niederschlugen.

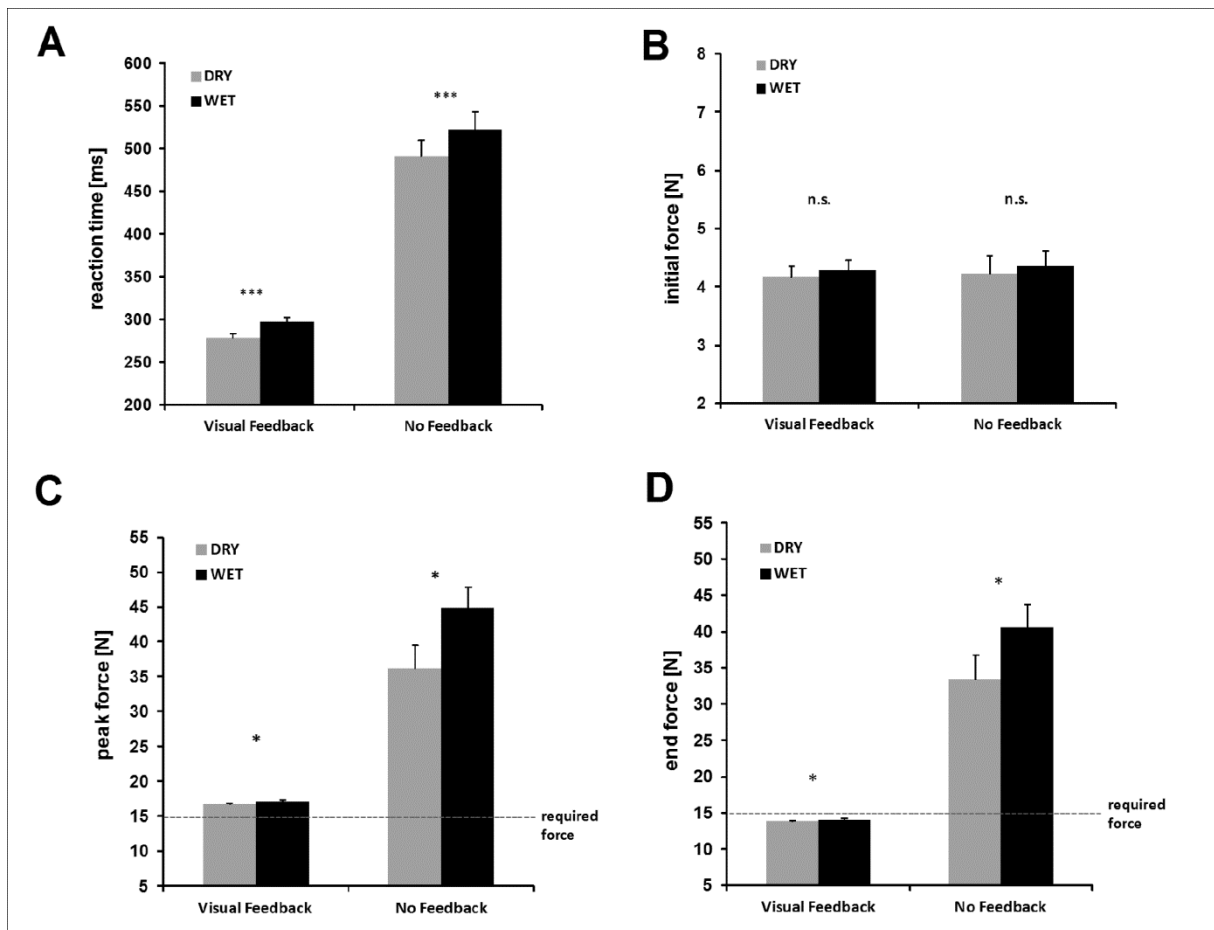


Abb. 65

A) Reaktionszeit während der isometrischen Kraftproduktionsaufgabe unter Wasser und an Land mit (linke Seite) und ohne (rechte Seite) visuelles Feedback, B) Initiale Kraft während der isometrischen Kraftproduktionsaufgabe unter Wasser und an Land mit (linke Seite) und ohne (rechte Seite) visuelles Feedback, C) Peak Kraft während der isometrischen Kraftproduktionsaufgabe unter Wasser und an Land mit (linke Seite) und ohne (rechte Seite) visuelles Feedback, D) End Kraft während der isometrischen Kraftproduktionsaufgabe unter Wasser und an Land mit (linke Seite) und ohne (rechte Seite) visuelles Feedback n=48, Mean ± SE.

Die kognitiven Aufgaben der zweiten Hauptexperimentserie zeigten, dass einfache Wahlreaktionsaufgaben weiterhin unter Wasser in 5 m Wassertiefe langsamer waren (wieder um 10%), aber überraschenderweise komplexere Wahlreaktionsaufgaben, die eine längere Prozessorleistung des Gehirns benötigen, im Wasser keine Verlangsamung zeigten, die Unterschiede lagen da unter 1% bzw. bei 1 ms (vgl. Abb. 66 A und B).

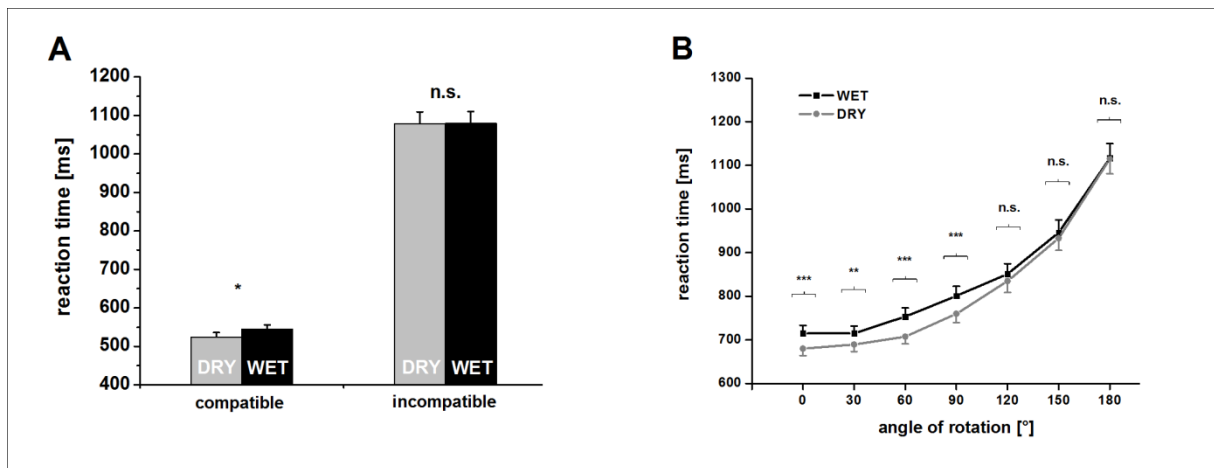


Abb. 66 A) Reaktionszeit während des Color-Word-Tests unter Wasser und an Land für die kompatible (linke Seite) und inkompatible (rechte Seite) Aufgabe, B) Reaktionszeit während der mentalen Rotationsaufgaben unter Wasser und an Land. n=35, Mean ± SE.

Dieses zunächst überraschende Ergebnis erklärt aber die bisher vorhandene Fachliteratur zur kognitiven Leistungsfähigkeit in einem Tiefenbereich zwischen 0 und 15 m, da vorherige Forschungsgruppen bei komplexen kognitiven Aufgaben Störungen in 15 m aber nicht in 5 m gefunden haben, und unsere Forschungsgruppe bei einfachen Aufgaben keine Störungen in 20 cm, aber in 5 m, und keine Störungen bei schweren Aufgaben in 5 m gefunden haben.

Grundlage dieser Erklärung ist ein bekanntes Verarbeitungs-Modell von parallellaufenden Verarbeitungsprozessen im Gehirn, welches mindestens zwei unterschiedliche Verarbeitungs Kanäle beinhaltet. Für eine Reaktion muss die Prozessorleistung beider Kanäle beendet sein. Es scheint, dass während Flachwasserimmersion unterhalb von 15 m (ab dieser Tiefe ist eine Stickstoffnarkose zu erwarten, die wenn, Effekte im gesamten Gehirn auslösen würde), nur ein Kanal Störanfällig ist (C1 in Abb. 67), und der andere Kanal nicht (C2 in Abb. 67).

Dies hat zur Folge, dass bei einfachen Aufgaben die Verzögerung des C1-Kanals in 5 m sich in einer langsameren Reaktionszeit zeigt, da die Prozessorzeit des C1-Kanals bei einer einfachen Aufgabe die Prozessorzeit des C2-Kanals überlagert. Dies passiert nicht bei komplexen Aufgaben, da der verlangsamte C1-Kanal in diesem Fall die Prozessorzeit des C2-Kanals komplett überlagert (vgl. Abb. 67). Eine mögliche Erklärung wäre, dass der störanfällige C1-Kanal durch veränderte sensomotorische afferente Signale unter Wasser eine längere Verarbeitungszeit benötigt, was dementsprechend eine verlangsamte Reaktionszeit hervorruft.

Diesen Erklärungsansatz unterstützen deutlich die feinmotorischen Daten dieses Projektes. Die Experimente zeigen deutlich, dass die Propriozeption unter Wasser auch schon im Flachwasser beeinträchtigt ist. Diese Signale werden an das Gehirn und den sensomotorischen Kanal gesendet, der dementsprechend mit einer veränderten Signalstruktur zu arbeiten hat, was die notwendige Prozessorleistung verlängert. Da es noch keine oder nur minimale narkotische Einflüsse des Stickstoffs in dieser Tiefe gibt, bleibt der kognitive Kanal im Gegensatz dazu nahezu unbeeinträchtigt, und wenn doch, in gleicher Weise wie der Sensomotorische.

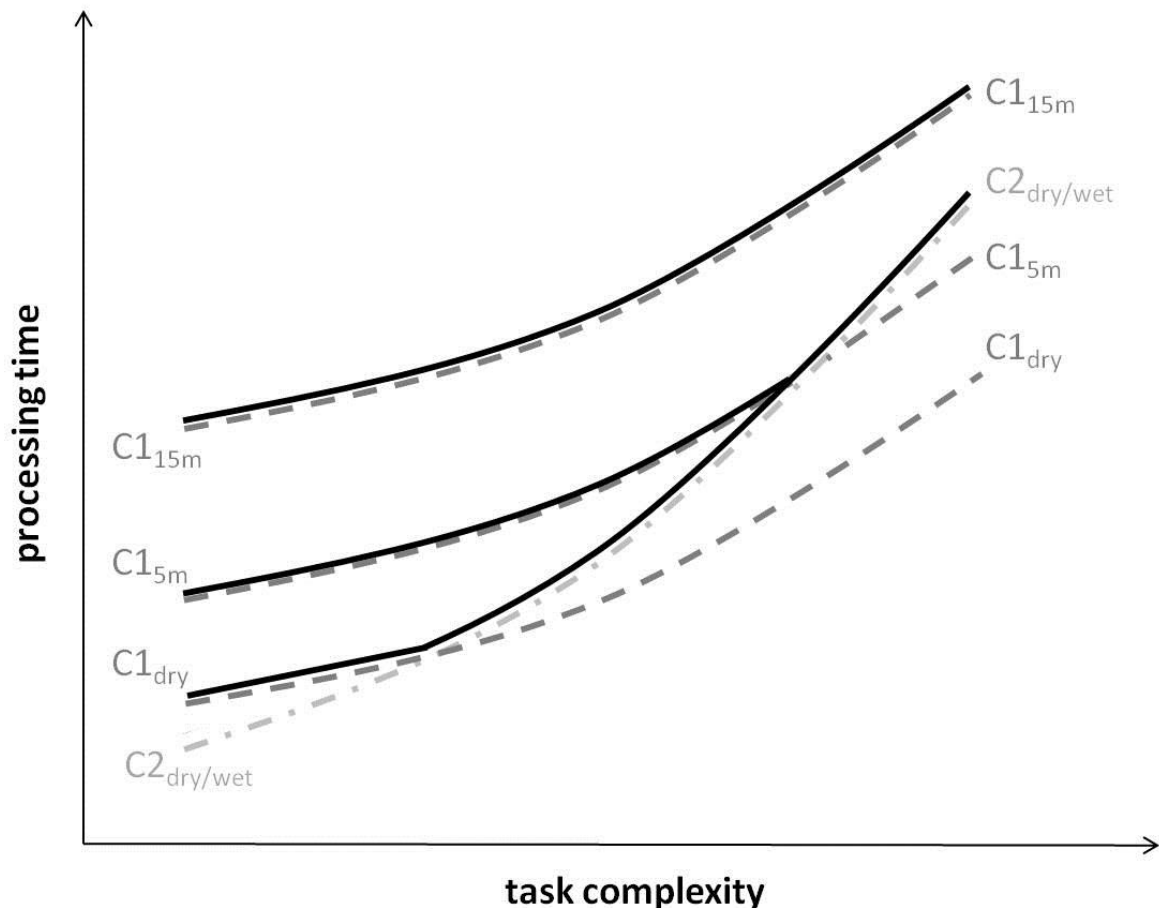


Abb. 67

Entwurf eines multiplen Verarbeitungs-Modells mit zwei kognitiven Kanälen, welches die Ergebnisse der Studien erklären kann. Kanal C1 (gestrichelte, dunkel graue Linien) ist stör anfällig bei Flachwasser-Immersion, hingegen Kanal C2 (gestrichelte, hell graue Linien) nicht. Die Gesamt - Bearbeitungszeit ist abhängig von der jeweils längeren Verarbeitungszeit eines der beiden Kanäle C1 und C2 (durchgehende schwarze Linie). Dieses Modell erklärt die inverse Beziehung zwischen Aufgabenschwierigkeit und Aufgabendefizit, und erklärt Störungen für einfache aber nicht für schwierige Aufgaben in 5 m, und für beide Aufgabenschwierigkeiten in 15 m.

Weitere Kurz-Zusammenfassungen des bisherigen Ergebnisverlaufs

Als Ausgangspunkt des Projektes wurden in einer Studie die Feinmotorik und Kognition direkt unter der Wasseroberfläche und an Land verglichen. Dabei zeigte sich, dass die Feinmotorik auch schon im Flachwasser 20 cm unter der Wasseroberfläche deutlich gestört ist, aber kognitive Aufgaben noch intakt waren. Dieses Ergebnis konnte in einer Fachzeitschrift publiziert werden (siehe II.6). Die Ergebnisse der ersten großen Testbatterie in 5 m Wassertiefe zeigten, dass Feinmotorik und Kognition dort bereits deutlich gestört sind, mit Einschränkungen von 10% für kognitive Reaktions- und Konzentrationsaufgaben, und 48° für feinmotorische Folgeaufgaben. Die Ergebnisse wurden durch eine Veröffentlichung der Fachwelt bereits bekannt gemacht (siehe II.6). In einer weiteren zusätzlichen Laborstudie wurde die Rolle des Muskeltonus unter Wasser erörtert. Die Ergebnisse wurden durch eine Veröffentlichung auch der Fachwelt bekannt gemacht (siehe II.6). Ein weiteres aufschlussreiches Ergebnis erzielte die zweite große Experimentbatterie. Es stellte sich für die Feinmotorik heraus, dass visuelles Feedback isometrische Kraftüberschüsse reduziert aber nicht eliminiert. Das Manuskript dazu befindet sich derzeit unter Begutachtung (siehe II.6).

Zudem konnte für die Kognition beobachtet werden, dass es eine inverse Beziehung zwischen Aufgabenschwierigkeit und Leistungsdefizit gab. Das Manuskript dazu befindet sich derzeit unter Begutachtung (siehe II.6).

Im Rahmen der Vorbereitung der Hauptexperimentserie konnten wir im Labor ein innovatives neues Experimentparadigma zur Überprüfung der egozentrischen und allozentrischen mentalen Rotationsfähigkeit entwickeln. Dieses Ergebnis konnte auch bereits in einer Fachzeitschrift publiziert werden (siehe II.6). Dieses Experimentparadigma wurde in drei weiteren Laborstudien verwendet, in der ersten um Alterseffekte der mentalen Rotation zu untersuchen, in der zweiten um das EEG Verhalten während egozentrischen und allozentrischen Stimulusarten zu überprüfen, und in der dritten um den Einfluss einer veränderten Körperposition auf die egozentrische und allozentrische mentale Rotation zu erforschen. Dazu befinden zu diesen Experimenten befinden sich drei weitere Publikationen in Vorbereitung (siehe II.6).

In einer weiteren Vergleichsstudie zur Hauptexperimentserie konnten wir untersuchen, inwiefern die kognitive Fähigkeit der mentalen Rotation in Schwerelosigkeit verändert ist, mit der Zugabe einer visuellen und taktilen Referenz der Umgebung. Die Schwerelosigkeit dann hatte keinen Einfluss auf die mentale Rotationsfähigkeit. Bei Studien ohne visuelle und taktile Referenz fanden Kollegen eine Verschlechterung der mentalen Rotationsfähigkeit. Bei der Planung künftiger Weltraummissionen könnte dies berücksichtigt werden, indem darauf geachtet wird, dass Astronauten eine visuelle und taktile Referenz einer vertikalen Orientierungsrichtung bereitgestellt bekommen. Die Ergebnisse wurden durch eine Veröffentlichung auch der Fachwelt bekannt gemacht (siehe II.6).

I.4 Wissenschaftlicher und technischer Stand an den angeknüpft wurde

Der Erforschung der feinmotorischen und kognitiven Leistungsfähigkeit in vergleichbarer Tiefe und in vergleichbaren Körperpositionen wie beim Astronautentraining wurde bisher wenig Aufmerksamkeit gewidmet. Bisherige Untersuchungen fanden in Flachwasserimmersion unterhalb von 15 m kaum feinmotorische und keine kognitiven Defizite. In unserem Vorhaben wollten wir daher diese Lücke schließen und die Wasserimmersion nutzen, um die feinmotorische und kognitive Leistungsfähigkeit unter schwerelosigkeitsähnlichen Bedingungen in vergleichbarer Tiefe und in vergleichbaren Körperpositionen wie beim Astronautentraining im Wasser zu quantifizieren. Damit wollten wir grundsätzliche Phänomene der menschlichen Leistungsfähigkeit unter veränderten Umweltbedingungen erforschen und überprüfen, inwiefern die Wasserimmersion eine valide

Die komplette Versuchsmethodik dieses Projektes war theoretisch ausgearbeitet und musste daher anschließend zu Projektbeginn durch das Aufbauen der Hardwarekomponenten und Entwickeln der Software umgesetzt werden. Die ISS Trac Testbatterie aus einem vorherigen DLR geförderten Projekt zur Erfassung der feinmotorischen Leistung in Langzeitschwerelosigkeit musste auf den isometrischen Joystick angepasst werden. Zudem musste der Joystick wasser- und druckdicht gemacht werden, sowie ein wasserdichter Bildschirm entwickelt werden. Zusätzlich musste ein Aluminiumkäfig entworfen werden, in dem der Proband bei den Versuchen fixiert werden konnte, und der in verschiedenen Achsen im Wasser platziert werden kann. Die aus vorherigen Projekten bereits erprobte Methodik mit Joystick, Tastenbox und Bildschirm gewährleistete eine Datenqualität die dem technischen und wissenschaftlichen Stand gerecht wurde.

I.5 Zusammenarbeit mit anderen Stellen

Projektmanagement des DLR

ESA/EAC (Zur Verfügung Stellung des NBF Tauchbeckens, wissenschaftlicher Austausch und Support von Dr. Hans Bolender und Hervé Stevenin)

II Eingehende Darstellung des Projektabschnittes

II.1 Verwendung der Zuwendung

Die bereitgestellten finanziellen Mittel wurden wie beantragt für das Erreichen der vorgegebenen Ziele verwendet; insbesondere für Personalkosten, Reisen, Hardwarekomponenten und allgemeine Verwaltungskosten. Die erzielten Ergebnisse bestehen zum einen aus dem Aufbau des Experiments, welches verschiedenste Datenaufnahmen unter Wasser ermöglicht, einer parabelflugtauglichen Hardware für einen Versuchsaufbau mit Laptop-PC, und zum anderen aus Versuchsdaten über feinmotorische und kognitive Leistungen unter Wasser, in Schwerelosigkeit als auch unter normalen Schwerkraftbedingungen im Labor.

Im Einzelnen konnte das Ziel der Entwicklung eines Versuchsaufbaus zur Erfassung von feinmotorischen und kognitiven Daten in simulierter Schwerelosigkeit unter Wasser in der Arbeitsumgebung von Astronauten realisiert werden. Zudem konnte als Grundlagenforschung die Abhängigkeit der Feinmotorik und Kognition von verschiedenen Umgebungsbedingungen wie Wasserimmersion und der Schwerkraft und als angewandte Forschung die Möglichkeiten und Grenzen feinmotorischer und kognitiver Leistungen von Raumfahrern aufgezeigt und weiter aufgeklärt werden.

II.2 Wichtigste Positionen des zahlenmäßigen Nachweises

Personalkosten:

Wissenschaftlicher Mitarbeiter für die weitestgehend selbstständige Durchführung, Auswertung und Interpretation der Versuchsdaten. Zusätzliche Dokumentation gegenüber dem DLR. Unterstützung beim Veröffentlichen der Ergebnisse in Fachzeitschriften als auch bei der Präsentation der Ergebnisse bei nationalen und internationalen Fachtagungen.

Studentische Hilfskräfte zur Unterstützung bei den oben genannten Aufgaben insbesondere bei der Datenerhebung und Datenaufbereitung.

Gegenstände:

- 1 isometrischer Joystick (DJ 289-158, Daco Scientific Ltd., Aldermaston, UK, resolution 0.15 N, sampling rate 200 Hz)
- 1 wasserabweisender Bildschirm (CRAFT 15" TFT Edelstahldisplay IP64)
- wasser- und druckdichtes Aluminiumgehäuse für den Bildschirm (Eigenbau)
- Aluminiumprofile für den Käfig
- Sicherungsmaterial für den Käfig (Seilzug)
- wasserdichte Kabel für Joystick, Reaktionsbox und Bildschirm

Reisekosten:

Reisen zu Fachkongressen im In- und Ausland zur Präsentation der Ergebnisse und Diskussion mit Fachkollegen

Laborbesuche bei Fachkollegen um Projektergebnisse zu präsentieren und zu diskutieren

Allgemeine Verwaltungsaufgaben:

Geschäftsbedarf und Verbrauchsmaterial (Telefon, Fax- und Kopierkosten, Datenspeicher, Materialien für den Versuchsaufbau usw.)

II.3 Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Arbeit

Für eine erfolgreiche Durchführung der Untersuchungen war es unerlässlich das Experiment unter Wasser durchzuführen. Simulationen oder anderes hätten keine validen Testergebnisse hervorgebracht. Durch die Nutzung neuester Analysemethoden und wissenschaftlicher Erkenntnisse konnte die Datenregistrierung und Auswertung dem technischen und wissenschaftlichen Stand entsprechend angemessen durchgeführt werden. Im Vorfeld der Unterwasserexperimente war es zudem unerlässlich im Labor eine geeignete Messmethodik zu entwickeln und erste erd-basierte Vergleichsdaten zu gewinnen. Aus der Fülle der in diesem Projekt gewonnenen Daten und Ergebnisse nicht nur aus den Experimenten unter Wasser und während Schwerelosigkeit sondern auch aus dem Labor entspricht der finanzielle Aufwand der dafür geleisteten Arbeit auch nach internationalen Maßstäben.

II.4 Voraussichtlicher Nutzen

In diesem Forschungsprojekt wurden grundsätzlich bekannte Versuchsparadigmen und bekannte Hardware-Komponenten kombiniert, so dass es nicht zur Anmeldung von patenten oder Copyright gekommen ist. Zwar wurde eine neue Versuchsmethodik zur Erfassung feinmotorischer und kognitiver Leistungen während Wasserimmersion entwickelt, verwendet aber keine grundlegend neue Hardware das zu einer Patentanmeldung führen würde.

Verwertung durch Veröffentlichung:

6 Publikationen in referierten Fachzeitschriften

5 Vorträge auf nationalen und internationalen Fachtagungen

4 Poster Präsentationen auf nationalen und internationalen Fachtagungen

2 Seminarvorträge anlässlich von Laborbesuchen bei Fachkollegen

9 Abschlussarbeiten (1 Dissertation, 5 Diplomarbeiten, 2 Examensarbeiten, 1 Bachelorthesis)

3 Berichte und Darstellungen in öffentlichen Medien

Verwertung durch Anwendung:

Grundlagenforschung über feinmotorische und kognitive Leistungen des Menschen in Kombination mit neuropsychologischen methodischen Ansätzen (Feinmotorik und Kognition in

veränderten Umweltbedingungen, zudem Interaktionen der Feinmotorik und Kognition mit Belastungsempfinden).

Anwendungsorientierte Forschung über kognitive Defizite älterer Menschen

Anwendungsorientierte Forschung über die kognitive Leistungsfähigkeit unter verminderter Schwerkraft

Entwicklung eines methodischen Zugangs um Astronauten in ihrer Trainingsumgebung Wasserimmersion zu testen

Weiterführung des Versuchsdesigns im Rahmen weiterer Projektförderungen

Fortbildungen für Tauchausbilder, Berufstaucher und Tauchmediziner über die Leistungsfähigkeit des Menschen während Wasserimmersion

Beratung für Weltraumorganisationen über direkte praktische Konsequenzen für das Astronautentraining unter Wasser

II.5 Fortschritt auf dem Gebiet des Vorhabens bei anderen Stellen

Keiner der uns bekannt ist, da es sich um eine neue Versuchsmethodik in dieser Umgebung handelt.

II.6 Veröffentlichungen

Bereits veröffentlichte Artikel in referierten Fachzeitschriften:

Dalecki M, Bock O, Hoffmann U. Inverse relationship between task complexity and performance deficit in 5 m water immersion. Exp Br Res, DOI 10.1007/s00221-013-3506-4, in press.

Dalecki M, Dräger T, Mierau A, Bock O (2012): Production of finely graded forces in humans: Effects of simulated weightlessness by water immersion. Exp Brain Research 80: 790-95.

Dalecki M, Hoffmann U, Bock, O (2012): Mental rotation of letters, body parts and complex scenes: Separate or common mechanisms? Hum Mov Sci 31: 1151-1160.

Dalecki M, Bock O, Schulze B (2012): Cognitive impairment during 5 m water immersion. J Appl Physiol 113, 1075-1081.

Dalecki M, Dern S, Steinberg F (2013): Mental rotation of a letter, hand and complex scene in microgravity. Neurosci Lett 533: 51-59.

Dalecki M, Bock O (2013): Changed joint position sense and muscular activity in simulated weightlessness by water immersion. Aviat Space Environ Med 84(2): 110-115.

Eingereichte Artikel in referierten Fachzeitschriften:

Thomas M, Dalecki M, Abeln V. EEG coherence during mental rotation of letters, hands and scenes. Int J Psychophysiol, under revision.

Dalecki M, Bock O. Visual feedback reduce but not eliminate isometric force exaggeration in simulated weightlessness by water immersion. Human Factors, under review.

Weitere geplante Veröffentlichungen:

Der Einfluss der Körperposition auf die mentale Rotation von egozentrischen und allozentrischen Aufgabentypen

Die Rolle des Alters bei mentaler Rotation von Buchstaben, Händen und komplexen Szenen

Feinmotorische Leistung während Doppeltätigkeit in simulierter Schwerelosigkeit während Wasserimmersion

Kurzfassungen, Posterbeiträge, Vorträge:

Dalecki M, Steinberg F, Bock O. Die Feinmotorik des Menschen in Schwerelosigkeit, simulierter Schwerelosigkeit und im Alltag. DLR Workshop „Gesundheitsforschung im Raumfahrtprogramm“ Köln 2011.

Dalecki M, Hoffmann U, Bock O: Multiple mechanisms of mental rotation. Presented at “DVS Sportmotorik”, Januar 2011 in Cologne (Germany)

Dalecki M, Hoffmann U, Bock O: Human fine motor skills in simulated weightlessness. Presented at “SKILLS Summer School”, July 2011 in Gargonza (Italy)

Dalecki M, Hoffmann U, Bock O: Common and distinct mechanisms for mental rotation of external objects, body parts and complex scenes? Presented at “Neurovisionen”, October 2011 in Essen (Germany)

Dalecki M, Bock O, Hoffmann U: Mental rotation and executive control: Influence of simulated weightlessness by water immersion. Presented at “Neuroscience”, October 2012 in New Orleans (USA)

Dalecki M: Human fine motor in weightlessness: Comparison of a laboratory and everyday task. Presented September 2010 at the German Space Agency and Centre of Integrated Space Physiology Opening Workshop in Cologne (Germany).

Dalecki M: Human fine motor skills in weightlessness, simulated weightlessness and in everyday situations. Presented September 2011 at the German Space Agency Workshop “Health Science in the Space Program” in Cologne (Germany).

Dalecki M, Bock O, Hoffmann U: Motor and cognitive skills in simulated weightlessness during water immersion. Presented September 2012 at the “5th China-Germany Workshop on Microgravity and Space Life Sciences” in Rottach-Egern (Germany).

Dalecki M, Dern S, Schulze B. Cognitive performance and fine motor control during water immersion. Presented December 2012 at the Workshop “Performance ability in SCUBA diving” from the Department of Further Education, DSHS Cologne, Cologne (Germany).

Abschlussarbeiten die im Rahmen des Projektes und im Bewilligungszeitraum entstanden sind:

Dalecki, M: Human fine motor control and cognitive performance in simulated weightlessness by water immersion. Dissertation, DSHS Köln, 2013

Olbrich, F: Mentale Rotation von Objekten, Körperteilen und komplexen Szenen bei jungen und alten Menschen. Diplomarbeit, DSHS Köln, 2012.

Redder, R: EEG-Untersuchung zu mentaler Rotation von Objekten, Körperteilen und komplexen Szenen. Diplomarbeit, DSHS Köln, 2012.

Glünkin, K: Einschränkung der Reaktionsfähigkeit verschiedener Mehrfachwahlaufgaben durch Wasserimmersion und psychomotorische Variablen. Diplomarbeit, DSHS Köln, 2011.

Schulze, B: Der Einfluss von simulierter Schwerelosigkeit und kognitiven Parametern auf die feinmotorische Leistungsfähigkeit während einer Folgeaufgabe. Diplomarbeit, DSHS Köln, 2011.

Lehmann, J: Einfluss simulierter Schwerelosigkeit auf den Muskeltonus. Examensarbeit, DSHS Köln, 2011.

Tabari, J: Reproduktion von Armwinkelstellungen in simulierter Schwerelosigkeit. Examensarbeit, DSHS Köln, 2011.

Dern, S: Mentale Rotation komplexer Szenen in Schwerelosigkeit. Bachelorthesis, DSHS Köln, 2011.

Vogel, K: Einfluss der Umgebungshelligkeit auf die psychomotorische Leistungsfähigkeit während vollständiger Immersion. Diplomarbeit, DSHS Köln, 2010.

Brückmann, S: Einfluss von Taucherfahrung auf die psychomotorische Leistungsfähigkeit während vollständiger Immersion. Diplomarbeit, DSHS Köln, 2010.

III. Literatur

- Ahn, B., Sakakibara, Y., Paulev, P. E., Masuda, A., Nishibayashi, Y., Nakamura, W., & Honda, Y. (1988). Circulatory and respiratory responses to lower body negative pressure in man. *The Japanese Journal of Physiology*, *39*(6), 919-929.
- Babcock, M. A.; Paterson, D. H.; Cunningham, D. A. (1992). Influence of ageing on aerobic parameters determined from a ramp test. *European Journal of Applied Physiology*, *65*, 138-143.
- Bangsbo, J., Krstrup, P., Gonzalez-Alonso, J., Boushel, R., & Saltin, B. (2000). Muscle oxygen kinetics at onset of intense dynamic exercise in humans. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*, *279*(3), R899-906.
- Barstow, T. J., & Molé, P. A. (1987). Simulation of pulmonary O₂ uptake during exercise. *Journal of Applied Physiology*, *63*(6), 2253–2261.
- Barstow, T. J., Lamarra, N., & Whipp, B. J. (1990). Modulation of muscle and pulmonary O₂ uptakes by circulatory dynamics during exercise. *Journal of Applied Physiology*, *68*(3), 979–989.
- Beaver, W. L., Lamarra, N., & Wasserman, K. (1981). Breath-by-breath measurement of true alveolar gas exchange. *Journal of Applied Physiology*, *51*(6), 1662–1675.
- Berger, N., Rittweger, J., Kwiet, A., Michaelis, I., Williams, A., Tolfrey, K., & Jones, A. (2006). Pulmonary $\dot{V}O_2$ Uptake On-Kinetics in Endurance- and Sprint-Trained Master Athletes. *International Journal of Sports Medicine*, *27*(12), 1005-1012.
- Burnley, M., & Jones, A. M. (2007). Oxygen uptake kinetics as a determinant of sports performance. *European Journal of Sport Science*, *7*(2), 63–79.
- Cautero, M., Di Prampero, P. E., & Capelli, C. (2003). New acquisitions in the assessment of breath-by-breath alveolar gas transfer in humans. *European Journal of Applied Physiology*, *90*(3-4), 231–241.
- Drescher, U. (2012). Entwicklung und Anwendung eines nicht-invasiven Verfahrens zur Abschätzung der muskulären Sauerstoffaufnahme kinetik im aeroben Belastungsbereich. *Dissertation, Deutsche Sporthochschule Köln, Köln.*
- Eiken, O., & Bjurstedt, H. (1985). Cardiac responses to lower body negative pressure and dynamic leg exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *54*, 451–455.
- Eiken, O. (1988). Effects of increased muscle perfusion pressure on responses to dynamic leg exercise in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *57*, 772–776.
- Eißfeld, D., Hoffmann U., & Stegemann J. (1987). $\dot{V}O_2$ kinetics in subjects differing in aerobic capacity: investigation by spectral analysis. *European Journal of Applied Physiology*, *56*, 508–515.
- Fortin, J., Habenbacher W., Heller, A., Hacker, A., Grullenbarger, R., Innerhoffer, J., et al. (2006). Non-invasive beat-to-beat cardiac output monitoring by an improved method of transthoracic bioimpedance measurement. *Computers in Biology and Medicine*, *36*(11), 1185–1203.

- Fukuoka, Y., Grassi, B., Conti, M., Guiducci, D., Sutti, M., Marconi, C., & Cerretelli, P. (2002). Early effects of exercise training on $\dot{V}O_2$ on- and off-kinetics in 50-year-old subjects. *Pflügers Archiv European Journal of Physiology*, *443*(5-6), 690–697.
- Grassi, B. (2006). Oxygen uptake kinetics: Why are they so slow? And what do they tell us? *Journal of Physiology and Pharmacology*, *57*(10), 53–65.
- Grucza, R., Nakazono, Y., & Miyamoto, Y. (1989). Cardiorespiratory response to absolute and relative work intensity in untrained men. *European Journal of Applied Physiology*, *59*, 59–67.
- Hisdal, J., Toska, K., & Walløe, L. (2001). Beat-to-beat cardiovascular responses to rapid, low-level LBNP in humans. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, *281*(1), R213-R221.
- Hoffmann, U., Drescher, U., Benson, A. P., Rossiter, H. B., & Essfeld, D. (2013). Skeletal muscle $\dot{V}O_2$ kinetics from cardio-pulmonary measurements: assessing distortions through O_2 transport by means of stochastic work-rate signals and circulatory modelling. *European Journal of Applied Physiology*, *113*(7), 1745–1754.
- Hughson, R. L., & Inman, M. D. (1986). Oxygen uptake kinetics from ramp work tests: variability of single test values. *Journal of Applied Physiology*, *61*, 373–376.
- Hughson, R. L., Cochrane, J. E., & Butler, G. C. (1993). Faster O_2 uptake kinetics at onset of supine exercise with than without lower body negative pressure. *Journal of Applied Physiology*, *75*(5), 1962–1967.
- Kubicek, W. G., Patterson, R. P., & Witsoe, D. A. (1970). Impedance cardiography as a non-invasive method of monitoring cardiac function and other parameters of the cardiovascular system. *Annals of the New York Academy of Sciences*, *170*(2 International), 724–732.
- Levine, B. D. (2008). $\dot{V}O_2$ max: what do we know, and what do we still need to know? *Journal of Physiology*, *586*(1), 25-34.
- Mack, G. A. R. Y., Nose, H. I. R. O. S. H. I., & Nadel, E. R. (1988). Role of cardiopulmonary baroreflexes during dynamic exercise. *Journal of Applied Physiology*, *65*(4), 1827-1832.
- Murias, J. M., Spencer, M. D., & Paterson, D. H. (2014). The Critical Role of O_2 Provision in the Dynamic Adjustment of Oxidative Phosphorylation. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *42*(1), 4–11.
- Noakes, T. D. (2000). Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *10*, 123-145.
- Ogoh, S., Brothers, R. M., Barnes, Q., Eubank, W. L., Hawkins, M. N., Purkayastha, S., & Raven, P. B. (2006). Effects of changes in central blood volume on carotid-vasomotor baroreflex sensitivity at rest and during exercise. *Journal of Applied Physiology*, *101*(1), 68-75.
- Petrini, M. F., Peterson, B. T., & Hyde, R. W. (1978). Lung tissue volume and blood flow by rebreathing: theory. *Journal of Applied Physiology*, *44*(5), 795–802.

- Raymond, J., Davis, G. M., Clarke, J., & Bryant, G. (2001). Cardiovascular responses during arm exercise and orthostatic challenge in individuals with paraplegia. *European journal of applied physiology*, 85(1-2), 89-95.
- Roca, J., Hogan, M. C., Story, D., Bebout, D. E., Haab, P., Gonzalez, R., & Wagner, P. D. (1989). Evidence for tissue diffusion limitation of VO_2max in normal humans. *Journal of Applied Physiology*, 67(1), 291-299.
- Rowell, L. B. (1974). Human Cardiovascular Adjustments to Exercise and Thermal Stress. *Physiol Rev*, 54(1), 75-159.
- Rowell, L. B. (1993). Human Cardiovascular Control. *Oxford University Press, New York*.
- Stalberg, K. (2011). Methodenvergleich der Impedanzkardiographie (Task Force Monitor) mit der Thermodilutionsmethode (Pulmonalarterienkatheter) für die Messung des Herzzeitvolumens, *Universität Regensburg, Regensburg*.
- Wagner, P. D. (1995). Muscle O_2 transport and O_2 dependent control of metabolism. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27(1), 47-53.
- Whipp, B. J., Ward, S. A., & Rossiter, H. B. (2005). Pulmonary O_2 Uptake during Exercise: Conflating Muscular and Cardiovascular Responses. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(9), 1574-1585.
- Wolthuis, R. A., Froelicher, V. F., Fischer, J., & Triebwasser, J. H. (1977). The response of healthy men to treadmill exercise. *Circulation*, 55(1), 153-157.

Berichtsblatt

1. ISBN oder ISSN	2. Berichtsart (Schlussbericht oder Veröffentlichung) Schlussbericht
3. Titel Bestimmung der Ausdauerleistungsfähigkeit durch Gasaustausch- und Herzfrequenz-Kinetiken bei körperlichem Training Incl. Teilprojekt Motorik – Psychomotorische Leistungsfähigkeit in simulierter Schwerelosigkeit	
4. Autor(en) [Name(n), Vorname(n)] Hoffmann, Uwe Dalecki, Marc Drescher, Uwe Koschate, Jessica Stegmanns, Ansgar Bock, Otmar	5. Abschlussdatum des Vorhabens 31.12.2013
	6. Veröffentlichungsdatum
	7. Form der Publikation Bericht
8. Durchführende Institution(en) (Name, Adresse) Deutsche Sporthochschule Köln Institut für Physiologie und Anatomie Am Sportpark Müngersdorf 6 50858 Köln	9. Ber. Nr. Durchführende Institution
	10. Förderkennzeichen 50WB0726
	11. Seitenzahl 106
12. Fördernde Institution (Name, Adresse) Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) 53170 Bonn	13. Literaturangaben 36
	14. Tabellen 13
	15. Abbildungen 67
16. Zusätzliche Angaben	
17. Vorgelegt bei (Titel, Ort, Datum) Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt 53227 Bonn Juni 2014	

18. Kurzfassung

Ziel des 1. Teil-Projektes „Bestimmung der Ausdauerleistungsfähigkeit durch Gasaustausch- und Herzfrequenz-Kinetiken bei körperlichem Training“ war es ein Verfahren zu entwickeln, das es erlaubt von der pulmonalen Sauerstoffaufnahme auf die muskuläre $\dot{V}O_2$ zurückzurechnen und dieses an Astronauten vor und nach einem Aufenthalt auf der Internationalen Raumstation (ISS) sowie an Vergleichsgruppen anzuwenden. Um dieses Ziel zu erfüllen, wurden pseudorandomisierte binäre Sequenzen (PRBS) im submaximalen Intensitätsbereich als Belastungsprotokoll verwendet und zur Berechnung der muskulären $\dot{V}O_2$ -Kinetik ein rekursives Modell entwickelt. Das Modell wurde anschließend an Astronauten vor und nach ihrem Flug zur ISS sowie weiteren unterschiedlichen Referenzgruppen erprobt. Es zeigte sich, dass Veränderungen in der Leistungsfähigkeit der Astronauten nicht nur in der $\dot{V}O_{2max}$ sondern auch in den kardiorespiratorischen Kinetiken, vor allem der muskulären $\dot{V}O_2$ -Kinetik sichtbar wurden. Zusätzlich konnten Zusammenhänge zwischen der muskulären $\dot{V}O_2$ -Kinetik und dem Trainingspensum während des Aufenthalts auf der ISS hergestellt werden. Weiterhin wurden Zusammenhänge zwischen den kardiorespiratorischen Kinetiken und der $\dot{V}O_{2max}$ identifiziert.

Diese Erkenntnisse haben eine hohe Bedeutung für die praktische Erfassung der aeroben Leistungsfähigkeit, vor allen Dingen für Patientengruppen. Oftmals ist es nicht möglich, Patientengruppen auszubelasten und deren kardiorespiratorische Leistungsfähigkeit zu bestimmen, da Arrhythmien oder muskuläre Ermüdung eine Ausbelastung verhindern. Mit Hilfe des entwickelten Verfahrens ist es nun möglich, die aerobe Leistungsfähigkeit abzuschätzen und die kardiorespiratorische Regulation genauer zu analysieren. Zudem wird mit der kardiorespiratorischen Kinetik ein weiterer leistungsbestimmender Faktor abgeschätzt.

Im Verlaufe des Projektes wurden die Reaktionen der Gasaustausch- und Herzfrequenz-Kinetiken während Lower-Body-Negative-Pressure- (LBNP) Stimulation untersucht. Während Oberkörperarbeit wurde eine signifikante Reduzierung des Schlagvolumens sowie eine wahrscheinlich kompensatorisch erhöhte Herzfrequenz festgestellt. Hingegen war die Kinetik der Herzfrequenz sowie der pulmonalen $\dot{V}O_2$ -Kinetik mit LBNP tendenziell verlangsamt.

Als Ausgangspunkt des 2. Teil-Projektes „Untersuchungen zur motorischen und kognitiven Leistungsfähigkeit in simulierter Schwerelosigkeit“ wurden in einer Studie Feinmotorik und Kognition direkt unter der Wasseroberfläche und an Land verglichen. Dabei zeigte sich, dass die Feinmotorik auch schon im Flachwasser 20 cm unter der Wasseroberfläche deutlich gestört ist, aber kognitive Aufgaben noch intakt waren. In 5 m Wassertiefe wurde ebenfalls deutlich, dass Feinmotorik und Kognition deutlich gestört sind, mit Einschränkungen von 10% für kognitive Reaktions- und Konzentrationsaufgaben, und 48% für feinmotorische Folgeaufgaben. In einer weiteren zusätzlichen Studie wurde ein tendenziell erhöhter Muskeltonus unter Wasser festgestellt, welcher eine Erklärung für die gefundenen motorische Defizite sein kann. Es stellte sich für die Feinmotorik heraus, dass visuelles Feedback die Störungen deutlich reduziert, aber nicht eliminiert. Zudem konnte für die Kognition beobachtet werden, dass es eine inverse Beziehung zwischen Aufgabenschwierigkeit und Leistungsdefizit in 5 m Tiefe gab. Die Schwerelosigkeit hatte keinen Einfluss auf die mentale Rotationsfähigkeit, wenn eine taktile und visuelle Referenz der Umgebung hinzugefügt wurde. Bei Studien ohne visuelle und taktile Referenz fanden Kollegen eine Verschlechterung der mentalen Rotationsfähigkeit. Bei der Planung künftiger Weltraummissionen könnte dies berücksichtigt werden, indem darauf geachtet wird, dass Astronauten eine passende visuelle und taktile Referenz im Rahmen einer vertikalen Orientierungsrichtung bereitgestellt bekommen.

19. Schlagwörter

Kardiorespiratorische Kinetiken, LBNP, aerobe Leistungsfähigkeit, mentale Rotation, motorische Leistungsfähigkeit, simulierte Schwerelosigkeit

20. Verlag

21. Preis

Document Control Sheet

1. ISBN or ISSN	2. type of document (e.g. report, publication) Final Report
3. title Determination of exercise capacity via gas exchange and heart rate kinetics during physical training Incl. Sub-project: Motor function – Psychomotor ability in simulated weightlessness	
4. author(s) (family name, first name(s)) Hoffmann, Uwe Dalecki, Marc Drescher, Uwe Koschate, Jessica Stegmanns, Ansgar Bock, Otmar	5. end of project 31.12.2013
	6. publication date
	7. form of publication Report
8. performing organization(s) (name, address) German Sport University Cologne Institute of Physiology and Anatomy Am Sportpark Müngersdorf 6 50858 Cologne	9. originator's report no.
	10. reference no. 50WB0726
	11. no. of pages 107
12. sponsoring agency (name, address) Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) 53170 Bonn	13. no. of references 36
	14. no. of tables 13
	15. no. of figures 67
16. supplementary notes	
17. presented at (title, place, date) Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt 53227 Bonn June 2014	

18. abstract

The aim of the first sub-project „ Determination of exercise capacity via gas exchange and heart rate kinetics during physical training” was to develop a method to recalculate muscular oxygen uptake ($\dot{V}O_2$) from pulmonary measured $\dot{V}O_2$. This method should be used to analyze astronauts before and after their flight to the International Space Station (ISS) and to test the method with different reference groups. Therefore, pseudorandomized binary sequences (PRBS) in the submaximal intensity domain was used as work rate protocol and a recursive model for recalculation of muscular ($\dot{V}O_2$) $\dot{V}O_{2\text{musc}}$ was developed. Applying this method to the astronauts, the changes in their physical capacity was not only visible in maximal $\dot{V}O_2$ ($\dot{V}O_{2\text{max}}$), but also in cardiorespiratory kinetics, especially in muscular $\dot{V}O_2$ kinetics. Additionally, relationships between $\dot{V}O_{2\text{musc}}$ kinetics and the amount of workout during weightlessness were identified. Further, cardiorespiratory kinetics were related to $\dot{V}O_{2\text{max}}$. These findings are considerable for the practical assessment of exercise capacity, especially for patient groups. Often the achievement of $\dot{V}O_{2\text{max}}$ is not possible, because the test is limited by arrhythmia and muscular fatigue. Using the developed method it is possible to estimate cardiorespiratory regulation in more detail. Cardiorespiratory kinetics are assumed to be one of the limiting factors of aerobic capacity.

In the course of the project the reactions of gas exchange and heart rate kinetics during Lower-Body-Negative-Pressure (LBNP) stimulation was investigated. During upper body work a significant reduction in stroke volume and a probably compensatory increased heart rate was identified. Contrary, the kinetics of heart rate and pulmonary $\dot{V}O_2$ during LBNP stimulation were slowed by trend.

In the second part of the project „ Motor function – Psychomotor ability in simulated weightlessness” fine motor skills and cognition were analyzed and compared during two conditions: Directly beneath the water surface and in dry conditions. Fine motor skills were significantly disturbed during the underwater condition, but cognitions were unchanged. During immersion in 5 m depth of water fine motor skills and additionally cognition were disturbed. Cognitive reaction and concentration tasks were reduced by 10% and fine motor follow-up tasks were reduced by 48%. An additional experiment showed a higher tonicity during immersion, which would explain the deficit in motor skills. Visual feedback reduced but did not eliminate these disturbances. Further, an inverse relationship between the difficulty of the task and the deficit in performance in 5 m water depth was identified. Weightlessness did not influence mental rotation skills when tactile and visual references were added to the environment. Without those references other studies found impairments in mental rotation skills. For the design of future space missions this could be considered and a visual or tactile reference for vertical orientation should be provided.

19. keywords

Cardiorespiratory kinetics, LBNP, exercise capacity, mental rotation, motor skills, simulated weightlessness

20. publisher

21. price