

Spiroergometrie im Strömungskanal:

Vergleich metabolischer, kardiozirkulatorischer und
respiratorischer Parameter bei Schwimmern
unterschiedlicher Leistungsstärke

Dissertation

zur Erlangung des Grades des Doktors
der Sportwissenschaft
beim Fachbereich Sportwissenschaft
der Universität Hamburg

Vorgelegt von

Yasser Mohammed

geb. am 24.02.1969 - Kairo

Hamburg 2002

INHALTSVERZEICHNIS

1. Einleitung	5
1.1 Historischer Überblick.....	5
1.2 Physiologische Grundlagen der Laktatproduktion.....	9
1.3 Grundlage zum Energieverbrauch.....	13
1.3.1 Energieumsatz.....	13
1.3.2 Kalorisches Äquivalent.....	14
1.3.3 Respiratorischer Quotient und Kohlendioxidabgabe.....	14
1.4 Energieverbrauch beim Schwimmen.....	18
1.4.1 Einflussfaktoren auf den Energieverbrauch beim Schwimmen.....	21
1.4.1.1 Wasserwiderstand des Körpers (drag).....	21
1.4.1.1.1 Druckwiderstand.....	21
1.4.1.1.2 Reibungswiderstand.....	23
1.4.1.1.3 Wasserlage, Auftrieb und spezifisches Körperrdrehmoment (torque).....	25
1.5 Utilisation der Energiestoffe.....	28
1.5.1 Utilisation in Ruhe	28
1.5.2 Utilisation bei ansteigender Belastung.....	30
1.5.3 Utilisation bei erhöhten Belastungen.....	31
1.5.4 Utilisation bei Maximalbelastung.....	33
1.6 Muskelfasern und Trainingsanpassung.....	34
1.7 Metabolische Aspekte und Trainingssteuerung.....	36
1.8 Respiratorischen Schwelle.....	48
1.9 Moderne Technik und Leistungsdiagnostik.....	55
1.10 Nachatmungsmethode.....	72

1.10.1	Vor- und Nachteile der Nachatmungsmethode.....	75
2.	Material und Methode.....	77
2.1	Probanden.....	77
2.2	Untersuchungsablauf.....	79
2.3	Laktat- und respiratorische Schwellenbestimmungen.....	85
2.4	Laktat Shuttle.....	86
2.5	Bestimmung der Schwimmökonomie durch $\Delta VO_2 / \Delta v$	87
2.6	Statistische Methoden.....	87
2.7	Kritik an der Methode.....	89
3.	Ergebnisse	91
3.1	Die respiratorischen Parameter	91
3.1.1	Sauerstoffverbrauch(ml/min).....	91
3.1.2	maximal Sauerstoffaufnahme (ml/min/kg).....	93
3.1.3	Relativer Sauerstoffverbrauch(ml/min/kg).....	94
3.1.4	$\Delta VO_2 / \Delta v$	96
3.1.5	CO ₂ (ml/min).....	98
3.1.6	CO ₂ (ml/kg/min).....	100
3.1.7	VO ₂ (ml/min) – VCO ₂ (ml/min).....	102
3.1.8	RQ.....	104
3.1.9	Vergleich zwischen respiratorischer und Laktat-Schwelle.....	106
3.1.10	VE(l/min)	108
3.2	Die metabolischen Parameter.....	110
3.2.1	Laktat(mmol/l).....	110
3.2.2	Laktat maximale Belastungsstufe.....	112
3.2.3	Laktat-Shuttle.....	113
3.2.4	Herzfrequenz (Schläge/min).....	116
3.3	Technische Parameter der Schwimmtechnik.....	118
3.3.1	Zugfrequenz.....	118

4.	Diskussion.....	120
4.1	Bedeutung des Themas mit Darstellung der Studienziele..	120
4.2	Vorteile des Schwimmkanals und der Spiroergometrie.....	130
4.3	Ökonomie.....	134
4.3.1	Wirkungsgrad.....	134
4.3.2	Beziehung zwischen Sauerstoffverbrauch und Technik.....	136
4.3.3	Zusammenhang zwischen Sauerstoffaufnahme und Schwimmgeschwindigkeit.....	142
4.3.4	Energieverbrauch während des Schwimmens.....	145
4.3.5	Betrachtung des Quotienten $\Delta V\text{O}_2$ [ml/min/kg] / Δv (m/s)..	152
4.3.6	Beziehung zwischen RQ, $V\text{CO}_2$, VE und der Leistung.....	154
4.4	Laktat.....	159
4.5	Laktat-Shuttle und Laktatelimination.....	162
4.6	Herzfrequenz.....	168
4.7	Zugfrequenz.....	170
5.	Schlussfolgerung.....	171
6.	Ausblick.....	172
7.	Zusammenfassung.....	174
8.	Literaturverzeichnis.....	176
9.	Anhang.....	197
10.	Danksagung	198
11.	Lebenslauf	199

1. Einleitung

1.1 Historischer Überblick

Die erste Anwendung der Spiroergometrie wurde in den frühen 20er Jahren von Knipping und Brauer Überwiegend für Klinische Zwecke entwickelt (11,157). Dabei wurden die Atemminutenvolumina mit Hilfe großer Sammelbehälter (Douglassäck) gesammelt und die Konzentration von CO₂ und O₂ mit chemischen Verfahren analysiert. Im späteren Verlauf wurden Spirometer zur fortlaufenden Registrierung spirometrischer Testgrößen in die Untersuchung eingeführt. Diese Geräte waren allerdings sehr groß und unförmig, darüber hinaus durch Komplexe Kallbrationsprozesse für die Routineanwendung nur sehr schwer einsetzbar(273). In den folgenden Jahren wurden zwar leichter zu handhabende Spirometriesysteme entwickelt, ein Nachteil all dieser Geräte lag allerdings darin , dass sie unverhältnismäßig groß waren und die Untersuchungen einen sehr hohen methodischen Aufwand erforderten. Somit entsprachen die ersten Spirometer, die produziert wurden, den heutigen Anforderungen bei weitem nicht. Vor allem bezüglich Genauigkeit und der Größe der Geräte wurden gerade in den vergangenen Jahren enorme Fortschritte gemacht.

Damit die Geräte den Präzisionsanforderungen des menschlichen Körpers entsprachen, haben Hill und Mitarbeiter im Jahr 1924 die Entwicklung weitergeführt (105,115). Dabei bestand vor allem eine Ungenauigkeit in der Messung der maximalen Sauerstoffaufnahme-fähigkeit. Diese konnte bei Hill et al. an wissenschaftlichen Ansprüchen gemessen nicht exakt bestimmt werden. Erst später ließen die Apparaturen Messungen von Größenordnungen bis 3500 ml/min (1949) und dann sogar bis 5000 ml/min (1954) zu (122). Heutzutage sind die Geräte auch in der Lage, die Gasaustauschkinetik während der Belastung zu ermitteln (273).

Chronologisch setzte sich allerdings die Entwicklung der Spirometrie mit der Einführung der ergometrischen Belastungsverfahren in den 30er und der Entdeckung des Zusammenhangs zwischen metabolischen und respiratorischen Parameter in den darauf folgenden Jahren fort (121,122).

Ab den 60er Jahren gewann allerdings die Laktatbestimmung zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit gegenüber der Spirometrie an Bedeutung. Die Durchführung der Laktatbestimmung als Routineuntersuchung zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit hatte überwiegend einen rein praktischen Hintergrund. Die spirometrischen Messverfahren bestanden noch aus großen Apparaturen, die nur schwer direkt am Trainingsort einsetzbar waren, wohingegen das Blut zur Laktatbestimmung an jedem Ort abgenommen werden konnte. Die notwendige Analyse konnte damals wie heute später und ortsungebunden vorgenommen werden. Auch gewann die Laktatbestimmung in der Trainingssteuerung an Bedeutung, weil die Auswertung der Laktatwerte die Erstellung eines Trainingsprogramm ermöglichte. Im Grunde genommen konnte man den Trainingsmodus eines jeden Sportlers nach seinen Laktatwerten richten, es somit optimieren und z.B. auch ein Übertraining vermeiden (175,176,178,259). Es wurde die Meinung vertreten, dass dieses Zwischenprodukt des anaeroben Stoffwechsels geeignet wäre, um die Problematik des aeroben Stoffwechsels zu ergründen. Man war der Auffassung, dass die Leistungsgrenze der Sportler allgemein durch die Messung der Laktatwerte bei vorgegebenen Belastungen bestimmt werden konnte (174).

In den vergangenen drei Jahrzehnten wurden zahlreiche Laktatschwellenkonzepte veröffentlicht. Einer der Vorreiter auf diesem Gebiet war Mader, der 1976 mit seiner Studie die aerob – anaerobe Schwelle (AAS) als Übergang zwischen dem hauptsächlich aeroben zum überwiegend anaeroben Energiestoffwechsel der Arbeitsmuskulatur definierte (174,216). Der 1974 aus der DDR (Halle) in die

Bundesrepublik Deutschland geflüchtete Mader konnte dabei auf sein umfangreiches leistungsdiagnostisches Wissen aufbauen (188), welches er als Sportmediziner im Bereich des Leistungssports in der DDR gewonnen hatte. Dabei beschrieb Mader allerdings nur den Laktatanstieg ohne dabei andere wichtige Parameter wie VO_2 max oder den respiratorischen Quotienten (RQ) zu berücksichtigen (278). Nichtsdestotrotz wurde 1981 dann ein Konzept entworfen, das auch bei Fünfkämpfern, Wasserballspielern und im Prinzip im gesamten Sport zur Leistungsdiagnostik Anwendung fand (61).

In der 70 und 80er Jahren wurden vermehrt sportartspezifische Testverfahren entwickelt. Da man festgestellt musste, dass sich je nach angewandtem Verfahren die Möglichkeit zur Einschätzung der Leistungsfähigkeit deutlich zwischen Sportlern aus unterschiedlichen Sportarten unterschied (242). Gerade für den Schwimmsport war eine Umsetzbarkeit von sportartspezifischen Tests direkt auf Bedingungen des Wassers kaum möglich, da die Üblicherweise im Rahmen einer Gesundheitsuntersuchung durchgeführten Leistungstests auf dem Fahrradergometer durchgeführt wurde (12,206,242).

Schon sehr früh nach dem Beginn regelmäßiger flächendeckender sportmedizinischer und leistungsdiagnostischer Untersuchungen für Kaderathleten stellte man fest, dass sich die Fahrradergometrie nur sehr bedingt zur Einschätzung der individuellen Leistungsfähigkeit eignete.

Sehr früh wurden daher für Sportarten mit überwiegenden Laufbelastungen die Laufbandergometrie sowie die Drehkurbelergometrie beispielsweise für Kanuten und schließlich die Ruderergometrie für Ruderer eingeführt um eine sportartspezifische Testung der Leistungsfähigkeit durchführen zu können. Ein Problem bestand nach wie vor in der Sportart Schwimmen, da es bis der Anfang der 80er Jahre keine sportartspezifische Testmethode gab. Insoweit erlaubten die im Rahmen der Gesundheitsuntersuchung durchgeführten Tests für Schwimmer

auf dem Fahrradergometer meistens nur eine allgemeine Aussage über den Zustand des Kardiopulmonalen Systems (12,206,242).

Wesentliche Grundlagen der meisten sportartspezifischen Tests war die Beziehung der Laktatkonzentration bei definierten Belastungen. Erst die Anwendung von moderner Technik ermöglichte die Umsetzung von adäquaten Tests im Schwimmsport.

1.2 Physiologische Grundlagen der Laktatproduktion

Bei allen energieliefernden Prozessen des Muskelstoffwechsels kommt es zu einer Synthetisierung von Adenosintriphosphat (ATP), welches bei der Kontraktion der Myofibrillen von entscheidender Bedeutung ist. Kurzfristige Belastungen können durch den Abbau von Kreatinphosphat, welches in begrenzter Menge in der Muskulatur gespeichert werden kann, resynthetisiert werden. Diese Energiebereitstellung reicht für einige Sekunden. Für längere Belastungen bis zu einer Stunde, stellt die Glukose den wesentlichen Energieträger dar. Das als Glykogen in den Zellen gespeicherte Glukosemolekül besteht aus 6 C-Atomen, die im ersten Schritt in zwei C-3 Moleküle (Brenztraubensäure) gespalten werden. Dabei entstehen pro Molekül Glukose zwei Moleküle ATP (64,167,198).

Nach der Abspaltung eines weiteren C-1 Körpers wird die übrigbleibende Verbindung in den Zitratzyklus eingespeist und in CO_2 und H^+ Ionen zerlegt. Die Wasserstoffionen werden dann zu den Enzymen der Atmungskette transportiert und unter Verbrauch von Sauerstoff schrittweise zu Wasser oxidiert. Dabei wird Energie zur Bildung von 17 Mol ATP pro Mol Brenztraubensäure freigesetzt. Bei diesem Vorgang steht dem Organismus genügend Sauerstoff zur Energiebereitstellung zur Verfügung, weshalb er als aerob bezeichnet wird (64,167,198; siehe Abbildung 1).

Bei einer Steigerung der Belastung kommt es dann zur Begrenzung der aeroben Energiebereitstellungssysteme. Die Oxidation der entstehenden H^+ Ionen, die aus dem Zitratzyklus freigesetzt wurden ist durch Anzahl der Atmungskettenenzyme in dem Mitochondrion limitiert. Die aufgestauten H^+ Ionen verbinden sich mit der Brenztraubensäure zum Laktat. Dieser Vorgang geschieht vorerst interzellulär. Erst bei einer andauernden Erhöhung der Laktatkonzentration kommt es zum Austritt von Laktat aus der Zelle und damit zum Anstieg der Blutlaktatkonzentration. Da hierbei die Energiebereitstellung ohne den Verbrauch

von Sauerstoff abläuft wird dieser Vorgang als anaerobe Energiebereitstellung bezeichnet (198, siehe Abbildung 1). Der entscheidende Unterschied dieser beiden Energiebereitstellungsformen stellt die zeitliche Komponente in Kombination mit der Ökonomie dar. Die ökonomische Oxidation des Glykogens in den Mitochondrien bedarf einer viel längeren Zeit als die Spaltung der Glukose zur Brenztraubensäure.

Neben der Laktatbildung in der beanspruchten Muskulatur finden ständig Eliminationsprozesse des im Blut angehäuften Laktats statt. Dieses geschieht in erster Linie im Herzmuskel und der Leber. Ferner läuft dieser Prozess auch in Muskelfasern ab, die aktuell nicht an der Belastung beteiligt sind. In letzteren finden auch Resynthesierungen des Laktats in Glukose statt. Diese Form der Laktatelimination wird als Glykoneogenese bezeichnet (5,114). Während längerer körperlicher Arbeit scheint diese Art der Resynthese des angehäuften Laktats allerdings vernachlässigbar klein zu werden. Die Laktatelimination findet dann überwiegend durch die Oxidation zu CO_2 und H_2O statt (88). Die aktuelle Laktatkonzentration, die im Blut gemessen werden kann, muss also unter Berücksichtigung von ständig ablaufenden Bildungs- und Eliminationsvorgängen betrachtet werden.

Um die Relevanz von Laktatmessungen herleiten zu können, sollen die Grundlagen der Funktion von Nerven-, Muskelzellen dargestellt werden. Die Muskelzelle benötigt immer eine gleiche Anzahl von Anionen und Kationen, um sich im Zustand der Neutralität zu befinden (26).

Durch eine „Kalium-Natrium Pumpe“ wird das Bestreben des Natrium, in die Zelle und des Kalium aus der Zelle heraus zu kommen, gesteuert. Durch diesen Austausch wird eine elektrische Spannung erzeugt. Dabei besteht ein Ruhepotential von ca. -70 bis -90 mV. Wenn die elektrische Spannung nun abfällt, kann Natrium in die Zelle eindringen. Bei einer Membranspannung von ca. -60 mV entsteht ein Aktionspotential. Durch die sofort einsetzende „Kalium-

Natrium Pumpe“ kommt es danach zur Repolarisation, in der die Electrolytverhältnisse wieder hergestellt werden. Das Aktionspotential erreicht dann die Nervenzelle, wo der Reiz durch Hormonausschüttung und durch Übertragung von einer Nervenzelle zur nächsten (über Synapsen) die Muskelfasern erreichen. An den Übertragungsstellen wird die Weiterleitung durch den Transmitter Acetylcholin gewährleistet, so dass der elektrische Impuls nur in eine Richtung fließen kann. Der Kontakt der Nervenzellen untereinander ist hemmenden und fördernden Einflüssen ausgesetzt. Beispielsweise kann die Menge der Transmitterlösung an den Synapsen von einer ständigen Wiederholung derselben Bewegung und damit der Beteiligung derselben Nervenzellen, erhöht werden. Das Aktionspotential, das auf eine Muskelfaser wirkt, lässt diese kontrahieren. Dabei braucht eine Muskelfaser 50-60 Aktionspotentiale, um vollständig zu kontrahieren. Auch werden in den meisten Fällen mehrere Muskelfasern von einer Nervenzelle angesteuert, wobei die Bewegung umso feiner zu steuern ist, desto mehr Muskelfasern pro Nervenzelle angesprochen werden. Generell gilt auch, dass die Kontraktion umso stärker ist, je mehr Aktionspotentiale auf den entsprechenden Muskel wirken. Dabei ist die Anzahl der Aktionspotentiale genauso trainierbar, wie die Anzahl der motorischen Fasern, die an einer Kontraktion beteiligt sind. Im Normalfall sind diese nur zu 80% ansprechbar (26,238).

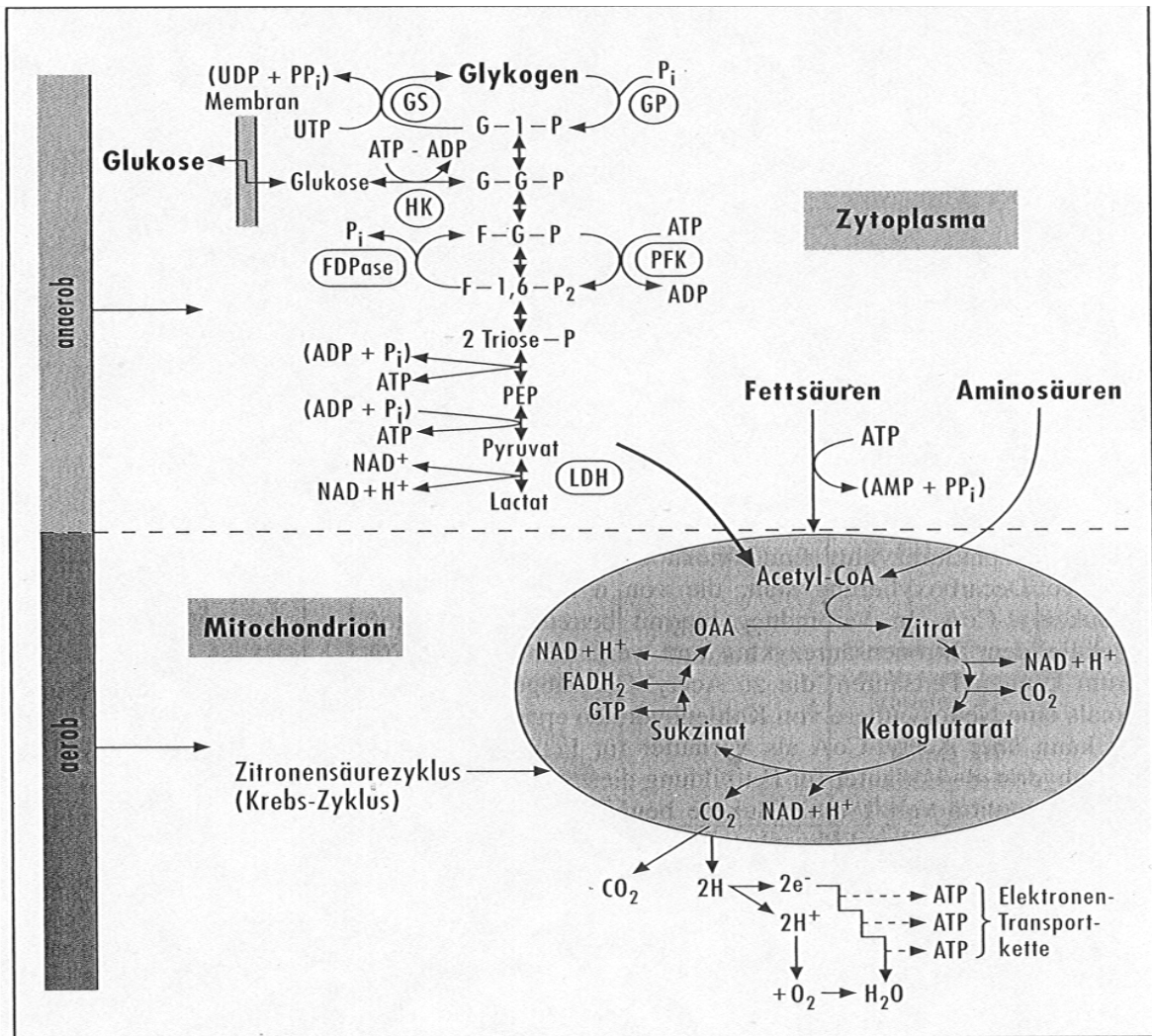


Abbildung 1: Der Abbau von Glukose unter Belastung durch die aerobe und anaerobe Glykolyse.

Insgesamt besteht liegt ein großes Problem der Laktatdiagnostik in der Determinierung der individuellen anaeroben Schwellen. Hierfür sind in den vergangenen Jahren die oben beschriebenen, vielfältige verschiedene Methoden entwickelt worden, die alle mehr oder weniger willkürlich auf Empirie der Untersucher aufbauen.

1.3 Grundlage zum Energieverbrauch

1.3.1 Energieumsatz

Beim Energieumsatz handelt es sich um ein allgemeines Merkmal lebender Zellen. Damit ist die Aufnahme energiereicher Nährstoffe, deren Umsetzung im Körper und die Abgabe energieärmerer Stoffwechselprodukte gemeint. Sinn und Zweck des gesamten Prozesses besteht in der Energiegewinnung. Die auf diese Weise gewonnene Energie dient der Verrichtung mechanischer Arbeit z.B. Muskeltätigkeit, chemischer Arbeit wie die Drüsentätigkeit ebenso der Stoffwechselerbeit wie Strukturaufbau (262).

- 1- Der Tätigkeitsumsatz entspricht dem Energieumsatz der aktiven Zellen, seine Höhe hängt demnach vom Aktivitätsniveau ab.
- 2- Der Bereitschaftsumsatz entspricht dem Energieumsatz, den die Zelle zu ihrer sofortigen uneingeschränkten Funktionsfähigkeit benötigt.
- 3- Der Erhaltungsumsatz entspricht dem Energieumsatzminimum, das die Zelle zum Erhalt ihrer Struktur unbedingt benötigt.

Beim Unterschreiten dieser Größe sind irreversible Zellschädigungen die Folge. Das Nebenprodukt Wärme, das bei diesem Prozess frei wird, geht ohne Nutzen für den Körper verloren (117). Fette und Kohlenhydrate werden für den Betriebsstoffwechsel genutzt, während Eiweiß eigentlich beim Baustoffwechsel eine Rolle spielt (248). Als Maßeinheit für den Energieumsatz wurde früher Kilokalorien (Kcal) pro Zeiteinheit benutzt. Dabei entspricht :

$$1 \text{ Joule} = 1 \text{ Wattsekunde} = 2.39 \cdot 10^{-4} \text{ Kcal}$$

$$1 \text{ Kcal} = 4187 \text{ Joule} = 4.187 \text{ KJ} (\sim 0.0042 \text{ MJ})$$

1.3.2 Kalorisches Äquivalent

Die Energieausbeute im zellulären Stoffwechsel kann über das Verfahren der indirekten Kalorimetrie bestimmt werden. Hierbei werden die verbrannten Nährstoffe, der aufgenommene Sauerstoff und das abgegebene Kohlendioxid in eine stöchiometrische Beziehung gesetzt. Teilt man die beim Verbrennungsprozess freiwerdende Energie (J) durch die verbrauchten Liter O₂ erhält man das Kalorische Äquivalent (KÄ) von 1l O₂ für den verbrannten Nährstoff. Der Wert des KÄ variiert je nach Brennwert des verwendeten Nährstoffs (248) und nimmt für die einzelnen Nährstoffe folgende Werte an :

Glucose	21,4 KJ/IO ₂ = 5,1 Kcal/ IO ₂
Proteine	8,8 KJ/IO ₂ = 4,48 Kcal/ IO ₂
Fette	19,6 KJ/IO ₂ = 4,69 Kcal/ IO ₂

Gemischte mitteleuropäische Kost :

$$20,2 \text{ KJ/IO}_2 = 4,83 \text{ Kcal/ IO}_2 \quad (248)$$

1.3.3 Respiratorischer Quotient und Kohlendioxidabgabe

Die Anteile der unterschiedlichen energieliefernden Substanzen gehen aus dem respiratorischen Quotienten hervor. Beim letzteren handelt es sich um den Quotienten aus der Menge aufgenommenen Sauerstoffs zur Menge des abgegebenen Kohlendioxids (CO₂/CO₂). Der durchschnittliche RQ bei üblicher, gemischter Kost beträgt etwa 0.82 und ergibt ein zugehöriges KÄ von 20,2 kJ (4.83 Kcal) pro Liter O₂. Bei ausschließlicher Kohlenhydratverbrennung gäbe es eine Steigerung des RQ auf 1.0 (5.1 Kcal /IO₂), während er bei reiner Fettverbrennung auf 0,7 (4,69 Kcal /IO₂) sinken würde (155). Außerdem ermöglicht die Verwendung des KA die ständige Ermittlung des oxidativen Energieumsatzes durch die Bestimmung der pulmonalen Sauerstoffaufnahme(97).

Eventuelle Fehler schliesst man aus, indem man den RQ über längere Perioden integriert. Etwaige Fehler können ihre Ursache im gegenseitigen Umbau von Nährstoffen oder in einem inkonstanten arteriellen CO_2 – Druck haben (248). Der Fehler, der durch das Einsetzen eines Durchschnittswerts gegenüber der maximal möglichen Abweichung des Energieäquivalents in Abhängigkeit vom RQ auftreten kann, beträgt maximal $\pm 4\%$. Es hat sich als praktisch erwiesen, in der Arbeits- und Sportphysiologie nach Stegemann (248) den Anteil des Eiweißstoffwechsels am Energieumsatz gänzlich außer Acht zu lassen. Dies beeinträchtigt den Arbeitsumsatz vor allem deshalb kaum, weil dieser nahezu ausschließlich aus Kohlenhydrat- und Fettstoffwechsel besteht.

Das Kohlendioxid als Endprodukt des aeroben Stoffwechsels verlässt den Körper über die Atmung. Die Kohlendioxidabgabe (VCO_2) ist diejenige Menge an Kohlendioxid, die pro Zeiteinheit von der Lunge an die Umgebungsluft abgegeben wird (201).

Dieses Parameter, das die Abgaberate aller Gewebe einschließt, wird über die Spirometrie bestimmt. Im Ruhezustand des Körpers beträgt die abgeatmete Menge ca. 230 ml CO_2 /min. Die Höhe der CO_2 - Abgabe wird im wesentlichen durch drei Faktoren bestimmt :

- die Höhe des aeroben Energieumsatzes.
- Den Anteil des oxidaktiven Substrats an Kohlenhydraten und Fetten.
- Die Ventilation.

Zusätzlich entsteht bei Muskelarbeit CO_2 durch Pufferung von Laktat (169). Dieses erfolgt durch Austreibung von CO_2 aus den Bikarbonaten (H_2CO_2). Bei ansteigender Belastung zeigt die CO_2 – Abgabe keinen streng linearen Verlauf. VCO_2 nimmt ab etwa 70% der VO_2 max exponentiell zu. Im Vergleich mit der O_2 – Aufnahme ist der Anstieg etwas steiler, bis sich bei einem RQ von 1 beide Linien kreuzen.

In Grenzbereichen der Leistungsfähigkeit beobachtet man einen Anstieg des RQ über 1.0 infolge der Arbeits-Hyper ventilation, der seine Ursache in einer metabolischen Azidose des Blutes hat, der wiederum eine vermehrte Laktatbildung im arbeitenden Muskel zugrunde liegt.

In solchen Phasen übersteigt die Menge an abgeatmetem CO_2 dem an gebildetem .Die Art der verbrannten Nährstoffe ist aus der Grösse des RQ abzuleiten. Es liegt aber nahe, dass er von anderen Faktoren beeinflusst wird, da sein Wert nicht nur zwischen 0,7 (Fette) und 1,0 (Kohlenhydrate) schwankt.

Außer dem Nährstofftyp spielen Hyperventilation und Nährstoffumbau hierbei eine Rolle. Eine erschöpfende körperliche Belastung, metabolische Azidose oder aber auch respiratorische Alkalose können zu solch einer Hyperventilation führen, die den RQ bis auf 1.4 und höher ansteigen kann.

Bei reichlicher Zufuhr von Kohlenhydraten (Kohlenhydratmast) entstehen vermehrt Fette. Diese enthalten weniger Sauerstoff als die Kohlenhydrate, und deshalb wird im Stoffwechsel Sauerstoff frei, was zur Senkung der durch die Lunge aufgenommenen Sauerstoffmenge führt; dies gipfelt in einem Ausstieg des RQ auf Werte über 1.0. Um eine genaue Deutung des Energiestoffwechsels über den RQ zu gewährleisten scheint es also eminent wichtig zu sein, sich über eine eventuelle Beeinflussung der Messung durch die oben genannten Faktoren zu vergewissern. Diese Fehlerquellen rühren daher, dass die Überlegungen zur Bestimmung des Energiestoffwechsels sich immer dem Zellstoffwechsel als Grundlage bedienen Normalerweise müssten zur Bestimmung eines den Stoffwechsel beschreibenden RQ (Metabolischer RQ) die CO_2 - Produktion und der O_2 - Verbrauch vor und hinter dem beteiligten Organ gemessen werden.

Da dies sich beim Menschen nicht realisieren lässt, wird hier RQ über die äußere Atmung ermittelt. Der so ermittelte „Ventilations- –RQ“ gibt zuerst die momentanen Ventilationsverhältnisse der Atemgase CO_2 und O_2 wieder. Nach Nowackis (201). Auffassung ist es allerdings nur statthaft, ihn lediglich bei Ruheatmung und evtl. Bei Arbeiten im „steady state“ mit dem Metabolischen RQ gleichzusetzen.

Demzufolge kann die Ermittlung des Ventilations \dot{V}_E bei körperlicher Arbeit nur dann den metabolischen Verhältnissen entsprechen, wenn es eine konstante Atmung über eine längere Zeit gibt (steady state). Laut Stegemann (249) ist es ebenso möglich, den Metabolischen RQ bei einer Integration des Ventilations \dot{V}_E über einen längeren Zeitraum abzuleiten.

Im Ruhezustand ist der RQ –Wert mehr oder weniger Konstant (169). Bei beginnender körperlicher Belastung sinkt er in den ersten Minuten unter den Ruhewert, weil CO_2 im Fett vermehrt gelöst und O_2 mehr aufgenommen wird. Wenn dabei eine Sättigung des Fettes eingetreten ist, steigt CO_2 im Blut wieder an, wodurch auch der RQ ansteigt (201). Bei einem RQ-Wert von über eine körperliche Grenzleistung. Hält die Belastung über 1,0 bei anhaltender Belastung ist der Wert ein Indiz für mehrere Stunden an, beobachtet man wiederum eine Senkung des RQ, die durch erschöpfte Glykogendepots und die zunehmende Fettverbrennung bedingt ist.

In der Erholung steigt der RQ zunächst für kurze Zeit an. Die Höhe des Anstiegs wird durch Art und Größe der Leistung, Konstitution, Alter, Geschlecht, Trainingszustand bestimmt. Der RQ kann dann 1,5 – 2,0 betragen. Dies liegt

wahrscheinlich an der noch anhaltenden, vermehrten CO_2 -Abatmung bei schnell abfallender VO_2 . Nach wenigen Minuten fällt der RQ umgekehrt proportional zur körperlichen Leistungsfähigkeit bis teilweise unter den Ruhewert (201).

1.4 Energieverbrauch beim Schwimmen

Beim Schwimmen herrschen gänzlich andere Grundvoraussetzungen als bei den Fortbewegungsarten an Land. Der Körper muss durch das Medium Wasser fortbewegt werden, das eine etwa 800mal so hohe Dichte aufweist wie Luft (80). Der Körper des Schwimmers wird durch die Arbeit der Arme (und partiell auch der Beine) am Widerlager des Wassers nach vorne geschoben (80).

Dabei haben die Arme, welche die Hauptantriebsquelle beim Schwimmen darstellen, eine nur etwa halb so große Muskelmasse wie die Beine, die beim Laufen die Hauptlast tragen (119). Hinzu kommt eine zu vernachlässigende Arbeit gegen den Luftwiderstand aufgrund des eigenen Körpers und der geringen Geschwindigkeit. Auch der Einfluss der Schwerkraft ist vergleichsweise eher gering, da die Arbeit gegen die Schwerkraft größtenteils durch den Auftrieb des Körpers im Wasser geleistet wird (281).

Der Anteil der Beinarbeit an der insgesamt verrichteten Arbeit beim Schwimmen sinkt mit zunehmender Streckenlänge deutlich ab. Bei längeren Strecken (1500m) dienen die Beine vor allem der Stabilisierung der horizontalen Körperlage im Wasser, da ihr intensiver Einsatz, wie z.B. beim Sprint mit 6 Beinschlägen pro Armzyklus, über lange Zeiträume zu ermüdend und unökonomisch ist (82).

Der Kraulstil stellt im Grunde genommen den ökonomischsten Schwimmstil dar. Es sei denn, es handelt sich um wenig versierte Schwimmer, die in der Lage sind bei niedrigen Geschwindigkeiten von 0.3-0.5 m/s mit dem Bruststil eine um 30% geringere Energie verbrauchen zu können als beim Schwimmen mit der Kraultechnik (124). Höchstwahrscheinlich vermag diese Gruppe den

vergleichsweise einfacheren Bruststil leichter zu bewerkstelligen (82). Der Delphinstil ist der anstrengendste und energetisch unökonomischste der vier modernen Schwimmstile (130).

Der Energieverbrauch wird von den meisten Personen immer noch in der Einheit Kcal dargestellt. Zwar ist seit 1993 die Einheit KJ als ISO-Norm vorschriftsmäßig anzuwenden, welches sich aber bis lang nicht durchsetzen konnte. Bei Lebensmitteln findet man auf den Verpackungen immer noch die Angabe in beiden Maßeinheiten vor.

Ein interindividuell aussagekräftiger Vergleich von Schwimmtrainings anhand des errechneten Energieverbrauchs ist aufgrund der je nach technischer Fertigkeit individuellen Abweichungen derzeit nicht möglich. Nimmt man KJ/Kg/Km als Bezugsgröße, sind die Abweichungen geringer, welches folgende Begründung hat:

Mit zunehmendem Leistungsvermögen der Schwimmer erhöht sich gleichzeitig ihre erreichbare aerobe Maximalgeschwindigkeit und damit die sich hieran orientierenden jeweiligen Trainingsgeschwindigkeiten für spezifische Trainingsmittel (178).

Somit sind also Spitzenschwimmer in der Lage, eine höhere aerobe Maximalgeschwindigkeit verglichen mit dem Durchschnittschwimmer zu erlangen. Infolgedessen kann der Spitzenschwimmer unter gleichen Bedingungen absolut gesehen höheren Trainingsgeschwindigkeiten realisieren.

Dieser Unterschied fällt aber bei der Skalierung des Energieverbrauchs an der Maßgröße Trainingsstrecke (KJ/Kg/Km) im Gegensatz zum Bezug auf Trainingszeit (KJ/Kg/h) nicht so ins Gewicht. Dies ist dadurch zu erklären, dass die jeweiligen Trainingsgeschwindigkeiten der spezifischen Trainingsmittel bei besser trainierten Sportlern, bei gleich hoher prozentualer Inanspruchnahme der VO_2 max, absolut höher liegen. Die eingesetzten Verfahren zur Berechnung des sportartspezifischen Energieverbrauchs ermöglichen eine Erfassung der Belastung durch den Gesamttrainingsumfang im Rahmen von Trainingsanalysen.

Mader et al. gelang es, am Mechanismus des Eiweiß auf –und abbaus modellhaft die Beziehung zwischen Energieverbrauch und Trainingsleistung einerseits und Trainingswirkungen im Sinne von Körperreaktionen andererseits aufzuzeigen.

Daran konnte man erkennen, dass den Gestaltungsmöglichkeiten des Trainings, vor allem was Umfang und Intensität betrifft, durch den energetischen Gesamtaufwand Grenzen gesetzt sind, deren Überschreitung keine weitere Adaptation einbringt. Sollte dieses individuelle Maximum an Beanspruchung und Regeneration der Speicher deutlich überschritten werden, kann über längere Zeit gesehen ein sogenannter Übertrainingszustand eintreten (178). Die mit diesem System mögliche Berechnung des kalorischen Aufwands beim Training liefert die jeweilige aktuelle Gesamtbelastung durch Training. Die langfristige Auswertung des individuellen Maximums liefert weitere Informationen zur Qualität der Trainingsbelastung im Zusammenhang mit der Leistungsentwicklung.

1.4.1 Einflussfaktoren auf den Energieverbrauch beim Schwimmen

1.4.1.1 Wasserwiderstand des Körpers (drag)

Nahezu die gesamte benötigte Energie beim Schwimmen dient der Überwindung des Wasserwiderstandes, da Luftwiderstand und Scherkraft kaum ins Gewicht fallen (82).

1.4.1.1.1 Druckwiderstand

Ein sich vorwärts bewegendes Körper erzeugt ein von der Körperform abhängiges Strömungsbild. In Abb. 2 wird ersichtlich, wie sich die Strömung im Staupunkt S staut und die Strömungsgeschwindigkeit auf 0 m/s absinkt. Der Druck im Staupunkt (Q) ist abhängig von der Dichte des Wassers (ρ) und vom Quadrat der Strömungsgeschwindigkeit V^∞ :

$$Q = \frac{\rho \cdot V^\infty^2}{2} \quad (27)$$

V^∞ : Strömungsgeschwindigkeit

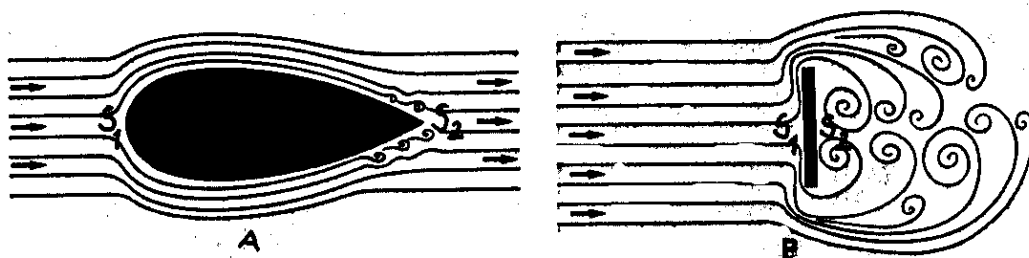


Abbildung 2: Strömungsbild eines stromlinienförmigen (A) und sperrigen Körpers (B), mit vorderem (S1) und hinterem (S2) Staupunkt (263).

Die nicht im Staupunkt abgebremsten Wasserteilchen umfließen den Körper. Daher erhalten sie eine Beschleunigung im Vergleich zur Außenströmung, die einen Energieaufwand erfordert und mit einer Druckverminderung einhergeht, die durch die Bernoulliesche Gleichung ermittelt werden kann:

$$P + \frac{1}{2} \rho V^2 = \text{const.} \quad (27)$$

Die beschleunigten Wasserteilchen nutzen den hinter dem umströmten Körper entstehenden Unterdruck, um ihre erhöhte Geschwindigkeit zu senken, indem sie in Kreisbahnen schwimmen. Bei schlanken Körpern schließt sich die Strömung an der hinteren Körperkante ohne große Wirbelbildung zusammen. Bei eckigen, gedrunenen Körpern entsteht hinter dem Körper ein mehr oder weniger ausgedehntes sogenanntes Totwassergebiet

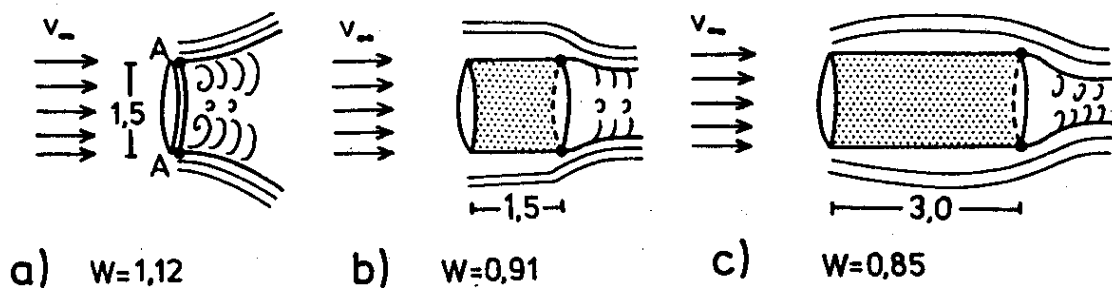


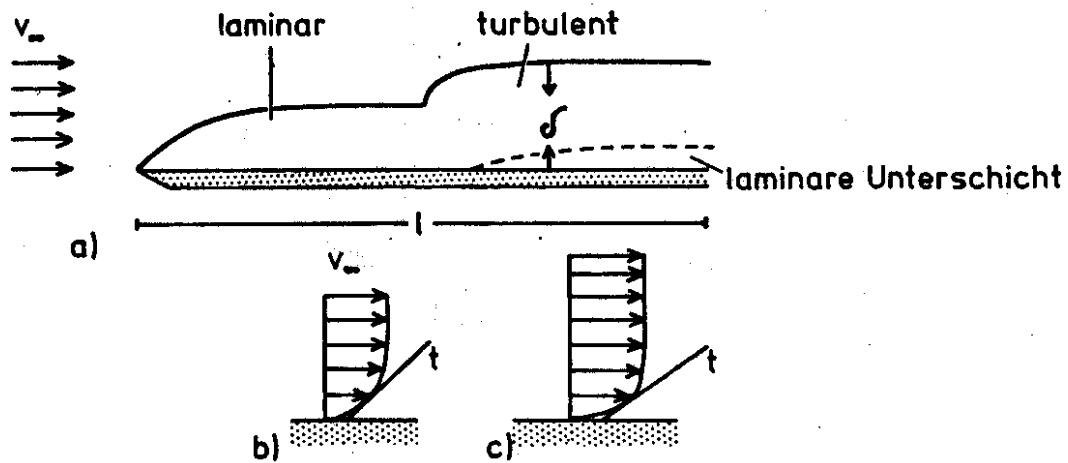
Abbildung 3: Widerstände von Gegenständen unterschiedlicher Länge, deren Stirnflächen gleich groß sind (263).

Bei längeren angeströmten Körpern haben die an der Stirnfläche des Körpers beschleunigten Wasserteilchen mehr Zeit zur Verfügung, um eine anhaltende Verlangsamung zu erfahren und sich der Geschwindigkeit der Außenströmung anzupassen. Dadurch kommt es zu einer Druckerhöhung längs des Körpers und zur Angleichung der Druckdifferenzen im vorderen und hinteren Staupunkt. Je

länger der Körper ist, desto niedriger ist der Formwiderstand trotz gleicher Stirnfläche (263). Beim Kraulstil kommt es zur Änderung der den Widerstand beeinflussenden Form des Körpers innerhalb der zyklischen Bewegungsabläufe. Die zunächst parallel geschlossenen Beine scheren ca. 35 cm auseinander. Was die horizontale Fortbewegung des Schwimmers angeht, verändert sich die Stirnfläche ständig und analog dazu der Druck oder Formwiderstand. Dies hat seine Ursache darin, dass die Arme abwechselnd in Verlängerung des Körpers oder senkrecht dazu arbeiten.

1.4.1.1.2 Reibungswiderstand

Im vorderen Staupunkt teilt sich die Mittelstromlinie und folgt der Körperkontur in Richtung Körperende (263). Die an der Körperoberfläche befindlichen Wassermoleküle bleiben dort haften. In einer dünnen Grenzschicht kommt es zu einer langsamen Erhöhung der Geschwindigkeit der Wassermoleküle bis auf den Wert der Außenströmung. Die Grenzschicht strömt am Körperanfang meistens laminar, längs des Körpers vorbereitet sie sich, reißt schließlich ab und schlägt in turbulente Strömung um (263,212).



- a) Grenzschichtenentwicklung über einer ebenen Platte; δ : Grenzschichtdicke
- b) Geschwindigkeitsverteilung in laminarer Grenzschicht
- c) Geschwindigkeitsverteilung in turbulenter Grenzschicht; t: Steigung des Geschwindigkeitsprofils

Abbildung 4: Geschwindigkeitsverteilung und Entwicklung der des anströmenden Wassers in laminaren und turbulenten Grenzschichten (263).

Bedingt durch ein Geschwindigkeitsgefälle zwischen den Grenzflächen von Körper und Wasser kommt es zu Druck oder Spannungen, die tangential zur Körpergeschwindigkeit gerichtet sind und Schubspannung genannt worden (212). Die Größe, die in Verbindung zur Schubspannungen gebracht wird, wird als Viskosität bezeichnet.

Sie setzt Tangentialspannung und Grenzfläche in Beziehung zueinander. Schubspannungen bedeuten Reibungsverluste, womit die Viskosität Reibung hervorruft. Die Summe aller in Strömungsrichtung fallenden Schubspannungen der gesamten Körperoberfläche ergibt den Reibungs – oder Flächenwiderstand (27,212).

Man hat Wasserwiderstandsmessungen teilweise durch Messung vom Zugwiderstand mit passiv am Seil hängenden Schwimmern durchgeführt, deren

Beine z.T. sogar mit Auftriebsbehelfen unterstützt waren (126). Schon die Atemmaske mit ihren Schläuchen, die zur Erfassung der Sauerstoffaufnahme unbedingt notwendig ist, vermag den Wasserwiderstand des Schwimmers je nach ihrer Bauart zwischen 10 (Spezialmaske) und 53% (übliche Tauchmaske) zu steigern (253). Zudem erhöht sich der Wasserwiderstand um bis zu 100 % durch die zum Vortrieb notwendige Extremitätenbewegung. Die Drehung des Kopfes zum Atmen stellt ebenfalls eine Erhöhung des Widerstandes dar (192). Es wird somit deutlich, dass eine Differenzierung zwischen passivem Wasserwiderstand (ohne Schwimmaktion) und Wasserwiderstand (während aktiven Schwimmens) des Körpers sinnvoll ist, denn es ist der aktive Widerstand, der die tatsächlichen Widerstandverhältnisse in Bezug auf den Energieverbrauch verdeutlicht (255).

In einer Rechenmethode zur Erfassung des aktiven Wasserwiderstands wurden an den Schwimmern kleine Zusatzgewichte angebracht. Die in der jeweiligen Sauerstoffaufnahme auftretende Abweichung wurde als Konsequenz der Variation in den auftretenden äußeren Kräften extrapoliert. Der Wasserwiderstand steigt im Quadrat zur Steigerung der Schwimmgeschwindigkeit und lässt sich durch v in m/s ausrechnen (255).

1.4.1.1.3 Wasserlage, Auftrieb und spezifisches Körperdrehmoment (torque)

Das Auftriebsverhalten des menschlichen Körpers im Wasser ist nicht nur von seinem absoluten Körperfettanteil, sondern auch von dessen Verteilung entlang der Körperlängsachse abhängig. Da Fett leichter ist als Wasser, während Muskeln schwerer sind, treiben fette Körper stärker zur Wasseroberfläche auf (80). Liegt ein menschlicher Körper im Wasser, hängt das spezifische Drehmoment (torque), das den Körper von der Horizontalen zur Vertikalen dreht, vom Unterwassergewicht der Füße und der Entfernung der Füße vom Volumenmittelpunkt. Wilke führt die Größe dieses Drehmoments zurück auf die Entfernung zwischen dem Volumen Mittelpunkt des Körpers, an dem die Auftriebskräfte angreifen und seinem Schwerpunkt, dem rechteckigen Angriffspunkt der Schwerkraft (82).

Normalerweise weisen Frauen größere Fettdepots an Hüfte und Gesäß auf und sind gleichzeitig weniger muskulös als Männer, was ihr geringeres spezifisches Drehmoment erklärt (83). Damit sind Männer gezwungen, mehr Energie zur Überwindung

dieses Drehmomentlaufzubringen, wodurch ihr Energieaufwand beim Schwimmen um bis 30% höher ausfällt (82). Dies geht mit der Beobachtung kongruent, dass der Quotient aus Energieverbrauch und Drehmoment nicht vom Geschlecht abhängt (208).

Pendergast und Renni haben im Wasser das Drehmoment der Beine an Spitzenschwimmern/innen gemessen. Dabei wurden bei Männer mit 1,44Kg mehr als doppelt so hohe Werte aufgenommen als bei Frauen mit 0,7 Kg. Legt man diese Resultate zugrunde, müssen Frauen im Durchschnitt nur halb so viel Energie für eine waagerechte und damit strömungsgünstige Lage im Wasser aufwenden wie Männer (218).

Die Gewichtung der Einflussgrößen Drehmoment, Auftrieb und Wasserwiderstand ist in der Literatur umstritten. Toussaint (255) etwa sieht das

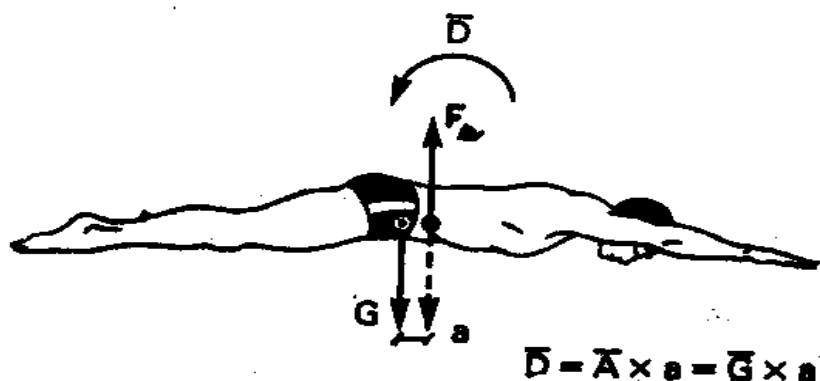


Abbildung 5: Die auf den im Wasser eingetauchten gestreckten Körper einwirkende Auftriebskraft (F_a), die Gewichtskraft (G) und das resultierende Drehmoment (D) des Körpers (263).

Drehmoment und den verursachenden spezifischen Auftrieb lediglich als eine Teilgröße des Wasserwiderstandes an. Berücksichtigt man den geringeren Wasserwiderstand von Frauen, verschwinden bei dieser Methode die von anderen Untersuchern (178) veröffentlichten ,geschlechtsspezifischen Vorteile der Frauen im Energieverbrauch.

Montpetit belegt diese Auffassung mit Berechnungen, in denen der geschlechtsspezifische Unterschied im Energieverbrauch ebenfalls entfällt, wenn man die Werte auf die Frontfläche der Schwimmer bezieht. Der Schwimmer kann den Wasserwiderstand zum Beispiel dahingehend beeinflussen, indem er die im Triathlon bei Seewettkämpfen üblichen Kälteschutzanzüge trägt. Nach zahlreichen Untersuchungen dieser Anzügen, die an ihrer Oberfläche aus extrem glattem Gummi (Neopren) gefertigt sind, steht deren Vorteil, den Auftrieb und den Wasserwiderstand betreffend, außer Frage (195). Mit der Abnahme des

Wasserwiderstandes um 14 % ging eine signifikante Verbesserung der Wasserlage einher. Der Vorteil liegt im verstärkten Auftrieb und der daraus resultierenden Reduktion des Frontabwiderstandes.

1.5 Utilisation der Energiestoffe

Eine Angabe der Norm-Werte für die Ausbeutung energiereicher Phosphate und für den Gasaustausch bei den verschiedenen Energiestoffen ist in Tab.6 gegeben. Es wird erkennbar, dass die Glycogenoxidation von einer Produktion energiereicher Phosphate begleitet wird, wobei der pro Mol verbrauchte Sauerstoff um 10% höher liegt als bei der Oxidation von freien Fettsäuren, deren Zusammensetzung der des Fettgewebe entspricht. Die höher Ausbeute bei Glykolen ist dann von Vorteil, wenn entweder der Sauerstoffverbrauch oder die Kapazität des mitochondrialen Elektronentransportes begrenzt würde, selbst wenn die Fähigkeit zur Verbrennung von Glykogen und Fettsäuren in jeder anderen Hinsicht die gleiche wäre (278). Die Werte für die Fettsäuren stellen einen berechneten Durchschnitt für eine Mischung dar, die der Zusammensetzung des menschlichen Fettgewebes entspricht

1.5.1 Utilisation in Ruhe

Auf Grundlage der erläuterten allgemeinen Prinzipien, soll eine Erklärung für die tatsächlichen Vorgänge bei ansteigender Belastung gegeben werden. In Ruhe stehen die verschiedenen ATP-verbrauchenden Reaktionen in Konkurrenz um eine geringe Versorgungsmenge. Unter Solchen Bedingungen laufen die am wenigsten ADP verbrauchenden Reaktionen am schnellsten ab. Vorausgesetzt ist dabei, dass alle anderen Bedingungen identisch sind. Betrachtet man bei diesem Aspekt die verschiedenen Vorgänge im Sarkoplasma und in den Mitochondrien, so stellt man fest dass der Laktatproduktion der Vorzug vor der weiteren Oxidation von Pyruvat und NADH gegeben werden sollte. Es findet vornehmlich eine Glucoseaufnahme und nur begrenzt ein Glykogenabbau statt. Gäbe es keine anderen Kontrollmechanismen, so würde bis zur ausreichenden Versorgung des Muskels in Ruhe 1/3 der Glucose in Laktat und 2/3 in Glykogen umgewandelt werden. Allerdings ist allgemein bekannt, dass Glykogen nicht in unbegrenztem Maß gesteigert werden kann, da es seine eigene Bildung hemmt. Bei alleiniger Betrachtung der mitochondrialen Vorgänge, müsste in Ruhe die

Fettsäureverbrennung Vorzug vor der Pyruvatoxidation haben, da hierfür ein geringerer ADP Verbrauch festzustellen ist. Die beschriebenen Vorgänger finden unter Voraussetzung statt, dass die nötigen Energiestoffe dem Organismus in ausreichender Menge zur Verfügung stehen. Unmittelbar nach Einnahme einer Kohlenhydratreichen Mahlzeit ist eine Hemmung der Mobilisation von freien Fettsäuregehalt zu beobachten, so dass diese nicht in Konkurrenz mit dem im Muskel befindlichen Kohlenhydrate treten können. Steigt der Fettsäuregehalt im weiteren Verlauf an ist ein Abfall des Ruhe RQ im Muskel zu beobachten (94).

Es ist allgemein bekannt, dass der Skelettmuskel auch während körperlicher Ruhe einen geringen Anteil an Laktat produziert. Begründet werden kann dieses mit dem extramitochondriale Stoffwechsel (Glykolyse), die auch bei geringem ATP Bedarf aktiviert ist (119).

Hollmann und Liesen beschrieben die Abhängigkeit der Laktatkonzentration in der arbeitenden Muskulatur von Intensität, Dauer und Art der Belastung. Zu Beginn findet ein Abbau des Kreatinphosphats statt. Die Speicher dafür werden durch die Glykolyse aufgefüllt, da die Anpassung der Sauerstoffaufnahme erst mit einer Verzögerung von ca. 120 Sekunden stattfindet. Die Energiebereitstellung durch die Laktatproduktion ist notwendig, da diese auf oxidativem Weg noch nicht zur Verfügung gestellt wurden kann (119).

Hollmann ist dabei der Auffassung, dass die ausschließliche Deckung des Energiebedarfs bei Maximalbelastung durch die energiereichen Phosphat ATP und Kreatinphosphat ca. 8 Sekunden anhält. Dabei beschreibe er bei einer stufenförmig ansteigenden Ergometrie einen zweiphasigen Laktatanstieg. Wegen des verzögerten Anstiegs der Sauerstoffaufnahme ist die erste Phase der Laktatkonzentrationszunahme zu Beginn einer Stufenergometriebelastung zu finden, da die anaerobe Glykolyse die wesentliche Energiequelle des Muskels ist. Dieses führt dann zur Bildung des sogenannten „Anlauf Laktat“, das jedoch noch relativ gering ist. Bezüglich der Sauerstoffaufnahme zu Beginn der Belastung kann eine graphische Darstellung näherungsweise durch eine Exponentialfunktion erfolgen (174).

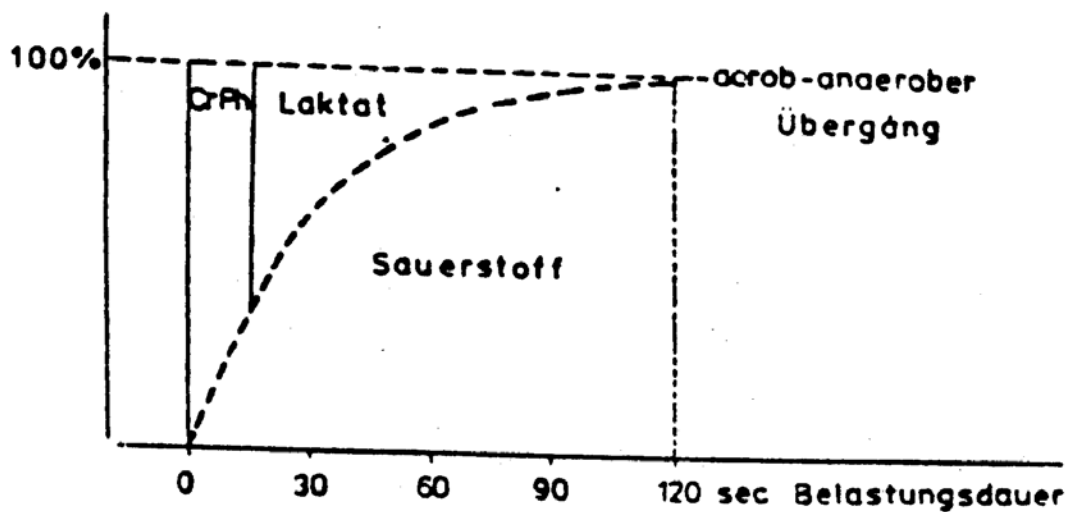


Abbildung 6: Auf der Abbildung wird deutlich, dass ein steady - state der O₂ – Aufnahme erst nach ca.120 sec. erreicht wird.

Die zweite Phase eines Laktatanstiegs ist auf höheren Belastungsstufen während einer stufenförmig ansteigenden Ergometrie zu beobachten. Dabei überschreiten die Arbeitsanforderungen die Kapazität der aeroben Energiebereitstellung. Die Laktatproduktion steigt dann exponentiell zur Belastung steil an, welches als Ausdruck einer bleibenden laktaziden Energiebereitstellung gewertet wird (174).

1.5.2 Utilisation bei ansteigender Belastung

Bei ansteigenden Belastungen steigt die ADP – Konzentration an. Durch das Kreatinphosphat ist anfangs allerdings ein verminderter Anstieg beobachtet werden. Die volle Kapazität des oxidativen Systems kommt erst nach einigen Sekunden zur Geltung. Bei niedriger Belastung sind diese Verzögerungen zu vernachlässigen. Anschließend ist der Ablauf von der Verfügbarkeit der Fettsäuren abhängig. Beispielsweise reicht höhere Fettsäurekonzentration im Blut nach nächtlichem Fasten offensichtlich aus, um einen erheblichen Teil der Substrate bei leichter bis mäßiger Belastung zu liefern, selbst wenn eine gute Glykogenversorgung des Muskels vorliegt (67,104). Experimentelle

Untersuchungen haben erheblich Abweichungen aufgezeigt, die einerseits wahrscheinlich durch die Schwierigkeit der Diätkontrolle und andererseits aufgrund anderer unbekannter Variablen bedingt sind. Es wird angenommen, dass die Umwandlungsrate von Triosephosphaten zu Pyruvat im Quadrat der Rate der oxidativen Phosphorylierung in der dritten Potenz der ADP-Konzentration in ihrem unteren Bereich variieren.

Der während muskulärer Arbeit beginnende Anstieg des Laktats im periphereren Blut kennzeichnet eine partiell anaerobe Energiebereitstellung. Untersuchungen haben gezeigt, dass in diesem Belastungsbereich eine besonders gute Förderung der Ausdauerleistungsfähigkeit gegeben ist (106). Steigert man eine Laufbelastung progressiv so schnell, dass die Belastung innerhalb einer Minute wegen Erschöpfung beendet werden muss, ist ein Anstieg des Laktatspiegels im Blut als eine Funktion der Arbeitszeit zu beobachten. Dabei gilt je stärker die Belastungsintensität ist, umso früher beginnt der Laktatanstieg (120).

1.5.3 Utilisation bei erhöhten Belastungen

Aufgrund von einfacher Berechnungen kann gezeigt werden, dass ein Arbeiter, der pro Stunde 2 Megajoule freisetzen will, einen großen Teil seines energiereichen Phosphats durch die Oxidation von Fettsäuren gewinnen muss, da nicht genügend

Kohlenhydrate zur Deckung der Erfordernisse zur Verfügung stehen. Dabei wird bei diesen Dauerleistungen Fett nicht nur aus dem Fettgewebe, sondern auch aus den Speichern im Muskel mobilisiert (104). Die Utilisationskapazität für die verschiedenen Arten von Fettsäuren steht offenbar im gleichen Verhältnis zu deren Vorkommen im Fett, so dass ein Übergewicht verhindert wird (278). Obwohl die Oxidation von Fettsäuren somit ein wichtiger Gesichtspunkt bei körperlichen Belastungen darstellt, wurde den maximalen Kraftaufwendungen über kürzer Zeiträume, bei denen die größere Energie der Kohlenhydratoxidation fast ausschließlich zur Wirkung kommt, in den letzten Jahren mehr Aufmerksamkeit geschenkt (278).

Der Grund warum Fettsäuren nicht auch bei kurzzeitigen, erschöpfenden Belastungen verbraucht werden liegt zum Teil daran, dass wenn die ADP Versorgung zu einer Sättigung führt, diejenigen Prozesse den Vorzug haben, die am meisten ADP und am wenigsten Sauerstoff verbrauchen. Daran liegt auch die Erklärung weshalb Sauerstoffmangel zu einer Verminderung des Energieanteils führt, der auf der Oxidation freier Fettsäuren beruht.

Eine wichtige Tatsache ist jedoch, dass bei den meisten Muskeln des Menschen eine wesentlich größere Kapazität zur Bildung von Pyruvat als zur Oxidation von Fettsäuren gegeben ist.

Bei ausreichender Kohlenhydratversorgung, kann während einer zunehmenden Belastung eine ansteigende Glykogenverbrennung beobachtet werden. Ab ca. 60% des Energieflusses des durch oxidative Phosphorylierung erreichbaren Maximums kommt es zu einem starken Anstieg der Bildungsrate von Laktat in Verbindung mit einem ständigen Anstieg des Sauerstoffverbrauchs bis zum Maximalwert (141). Diese Vorgänge können scheinbar durch die Konzentration energiereicher Phosphate erklärt werden. Diese Annahme wird dadurch unterstützt, dass die Korrelation von Laktatbildung zu dem Anteil der Utilisation der oxidativen Kapazität auch dann bestehen bleibt, wenn sich diese Kapazität durch z.B. durch eine Änderung des Trainingszustandes Vergrößert bzw. verkleinert. Es besteht ein Gleichgewicht bei der Ausschöpfung energiereichen Phosphats und des damit verbundene Anstieg der ADP – Konzentration, der zur Sättigung der oxidativen Kapazität nötig ist. Ähnlich verhält es sich mit der für die Inangsetzung der Laktatbildung nötig Ausschöpfung. Dieses liegt daran, dass der Anteil der durch Glukose erreichten Geschwindigkeit der Phosphorylierung durch die ADP- Konzentration festgelegt ist. Dadurch besteht an dieser Stelle der oxidativen Phosphorylierung immer ein gleicher Bruchteil der Maximalgeschwindigkeit, da dieser Bruchteil ebenfalls von der ADP- Konzentration abhängig ist (141).

1.5.4 Utilisation bei Maximalbelastung

Wurden die Belastung bis an die Grenzen Leistungsfähigkeit gesteigert können die Stoffwechselreaktionen kein steady state erreichen. Wenn ein Sprinter beispielsweise in 0,5 Sekunden 3mMol energiereichen Phosphats pro Kilogramm Muskulatur verbraucht, entspricht dieser Wert in etwa der maximalen Reaktionsgeschwindigkeit von Kreatinkinase und AMP- Kinase. Zum Ausgleich des Phosphatpools müsste also eine Verzögerung vorliegen, die zu einer starken Zunahme der ADP- Konzentration führt. Dieses hätte wiederum eine sofortige Beschleunigung des Embden-Meyerhof –Zyklus, nicht aber der oxidativen Phosphorylierung zur Folge.

Bei etwas geringeren Belastungen und sehr hohem Energieverbrauch über einen längeren Zeitraum hinweg ist zuerst die Bildung von ADP durch Glykolyse gering. Bei einem Verbrauch von 1,5 mmol Kg energiereiches Phosphat würde es beispielsweise insgesamt etwa 20 Sekunden dauern, bis der ADP-Spiegel die Konzentration erreicht hätte, die für die maximale Glykolyse als notwendig erachtet wird. Demnach würde die Glykolyse in diesem Zeitraum $\frac{1}{4}$ des energiereichen Phosphats liefern. Bei einer Unterbrechung der Belastung in diesem Zeitraum bestünde ein fortbestehen der Glykolyse. Zu einem späteren Zeitpunkt gemessene Blutlaktat-Konzentrationen zeigen deshalb nicht die tatsächliche Geschwindigkeit der Glykolyse während der Belastungsperiode, sondern nur das Ausmaß, in dem die Glykolyse durch die Belastung herbeigeführt wurde. Andererseits könnte auch ein schnellerer Ablauf der Glykolyse in dem Fall stattfinden in dem das Gleichgewicht im Phosphatpool nicht erreicht werden konnte. Dieses hätte eine höhere ADP- Konzentration zur Folge. Insgesamt scheint der gegenwärtige Stand der Forschung nicht auszureichen, um eine genaue Bewertung der verschiedenen Stoffwechselreaktionswege im Verhältnis zum Energieverbrauch bei maximaler Kraftentwicklung über einen Zeitraum von wenigen Sekunden abzuliefern (278).

1.6 Muskelfasern und Trainingsanpassung

Zur Erläuterung der Zusammenhänge von Trainingsanpassungen der Muskelfasern, soll zu aller erst eine terminologische Klärung folgen. Es wird unterschieden in zwei verschiedenen Fasertypen. Typ I und Typ II, wobei beim zweiten Typ eine weitere Unterteilung in IIa und IIb erfolgt (100,140,230).

Dabei sind die Typ I Fasern langsam zuckende und dünne Muskelfasern, die aufgrund ihres hohen Myoglobingehaltes eine rote Farbe aufweisen. Ferner sind sie sehr ermüdungsresistent und werden durch den oxidativen Stoffwechsel angesprochen.

Die Typ II Fasern sind schnell zuckende dicke Muskelfasern, die durch den anaeroben Stoffwechsel angesprochen werden und schnell ermüden. Die Unterteilung in Typ IIa und IIb erfolgt aufgrund der Tatsache, dass die Typ IIa Muskelfasern stärker oxidativ ausgeprägt sind und nicht ganz so schnell ermüden (100,140,230).

Bezüglich der Trainierbarkeit gibt es unterschiedliche Meinungen (42,91,113,140,234). Es ist wohl unumstritten, dass ein nicht unerheblicher Teil der Muskelfaserverteilung genetisch determiniert ist. Auch kann eindeutig festgestellt werden, dass Sportler in Ausdauersportarten einen wesentlich größeren Anteil an Typ I Muskelfasern im Vergleich zu Nicht-Sportlern und sprinttrainierten Sportlern haben. Letztere wiederum weisen einen erheblich größeren prozentualen Anteil an Typ II (und dort vor allem Typ IIb) Fasern im Vergleich zu den beiden anderen Gruppen auf.

Darüber hinaus besteht vor allem die Meinung, dass es erheblich schwieriger, wenn nicht gar unmöglich ist, die langsam zuckenden Muskelfasern in schnell zuckende umzuwandeln. Andersherum kann es allerdings durchaus zu einer Umwandlung der Typ IIb Fasern in die Typ IIa Fasern kommen, so dass bessere Ausdauerleistungen möglich werden. Insgesamt werden die Typ IIa Muskelfasern

deshalb auch oft als intermediär Typ bezeichnet, weil sie scheinbar das größte Potential besitzen, durch ein gezieltes Training ihre Eigenschaften zu verändern (42,91,113,140,234).

Im direkten Zusammenhang damit steht auch das Verhalten der Laktatproduktion, bzw. -elimination. Durch ein Ausdauertraining und die damit verbundene Erhöhung der Muskelfasern, die vornehmlich vom oxidativen Stoffwechsel abhängen, kommt es zu einer Reduktion der Laktatproduktion. Bei der Durchführung eines gezielten Krafttrainings eine vermehrte Laktatbildung beobachtet werden. Dieses beruht auf der Zunahme von Typ IIb Fasern, welches zu einem früheren Anstieg der Laktatleistungskurve und höheren maximalen Laktatwerten führt. Andere Autoren konnten darüber hinaus auch eine schnellere Laktatelimination beobachteten (21,185).

1.7 Metabolische Aspekte und Trainingssteuerung

Allgemein wird unter dem Begriff Trainingssteuerung eine zielgerichtete Einflussnahme auf den Prozess des sportlichen Trainings unter der zur Hilfenahme von Planungs- und Kontrollverfahren verstanden (136). Im Leistungssport geht es dabei darum, die Wirksamkeit eines bestimmten Trainingsmittels auf den individuellen Sportler optimal abzuschätzen. Darüber hinaus muss die Gesamtanforderung eines Trainingstages (respektive -woche, -monat, -jahr) eingeschätzt werden. Zur Überprüfung werden sportartspezifische Tests in Mehrfachmessungen durchgeführt. Diese Leistungsdiagnostik unterstützt die Trainingssteuerung in den verschiedenen Sportarten sehr unterschiedlich. Aufgrund der größten Effektivität ist sie vor allem in den Sportarten am weitesten verbreitet, die einen hohen Anteil im Bereich der Ausdauerleistungsfähigkeit aufweisen (136).

In der Trainingspraxis hat die Messung der Laktatkonzentration im Blut während steigender Belastung im Rahmen der Leistungsdiagnostik eine große Bedeutung. Dabei wird üblicherweise ein sportartspezifischer Test durchgeführt. Für Laufsportarten kann dieser auf dem Laufband oder im Feldtest auf der Laufbahn erfolgen. Fahrradfahrern steht das Fahrradergometer und Ruderern das Ruderergometer zur Verfügung (161,214). Bei anderen Sportarten gestaltet sich die notwendige Sportartspezifik als schwieriger, findet aber beispielsweise in Form von Strömungskanälen (Schwimmer, Kanuten) immer mehr an Verbreitung (79).

In allen Sportarten wird in der Regel ein ansteigender Stufentest durchgeführt, durch den die Erstellung einer Laktat-Leistungs-Kurve die Berechnung der aeroben-anaeroben Schwelle zulässt (105,204,205). Die aerob-anaerobe Schwelle ist als die höchst mögliche Belastungsintensität definiert, die ohne zunehmende Belastungsazidose über einen längeren Zeitraum aufrecht zu erhalten ist. Man spricht dabei von einem „Laktat Steady State“ oder kurz max Lass (174,181). Durch die Kenntnis dieses Schwellenbereiches kann das Training dahingehend optimiert werden, dass die hoch oxidativen Typ I Fasern optimal

angesprochen werden können, um die Ausdauerleistungsfähigkeit des Athleten zu erhöhen (18). Das Training unterhalb der Schwelle im niedrigeren Laktatkonzentrationsbereich wird dann besonders wichtig, wenn man histochemische Befunde aus dem Leistungssport betrachtet. Dabei konnte festgestellt werden, dass hohe Laktatkonzentrationen die Membran der Mitochondrien zu schädigen scheinen (199).

In der deutschsprachigen Region hat sich die Einschätzung der Belastungsintensität durch Laktatkontrollen bei verschiedenen Trainingsmethoden, wie der Dauer- Intervall- oder Tempowechselmethode bewährt. Gerade die Wahl der Pausenlänge bei Intervallbelastungen kann aufgrund einer Laktatkontrolle optimiert werden. Hinzu kommt, dass im Hochleistungssport teilweise ein Training unter besonderen Bedingungen stattfindet. So erfolgt in vielen Ausdauersportarten ein Höhenttraining, um gewisse Stoffwechselfunktionen optimal ansprechen zu können. Dabei kommt es aufgrund des niedrigeren Sauerstoffpartialdruckes zu einer vermehrten Aktivierung der Glykolyse. Für die dadurch notwendige Reduzierung der Belastung können Laktatkontrollen eine wichtige Überprüfung der erforderlichen Belastungsintensität darstellen. Gleiches gilt für das Training bei hohen Temperaturen, die für den Körper ebenfalls eine höhere Belastung darstellen. Neben dem Laktat stellt die Messung der Herzfrequenz eine oftmals angewandte Methode zur Beurteilung der Belastungsintensität dar. Dabei gewinnt die Herzfrequenzmessung allerdings erst in der Kombination mit der Laktatmessung trainingspraktische Bedeutung.

Das Wissen über die Laktatkonzentration im Blut bei entsprechenden Herzfrequenzwerten optimiert die Trainingssteuerung (Abbildung 7). Allerdings müssen Laktatkontrollen öfter durchgeführt werden, da sich die beiden Größen aufgrund des Einflusses des Trainings unabhängig voneinander entwickeln können (199).

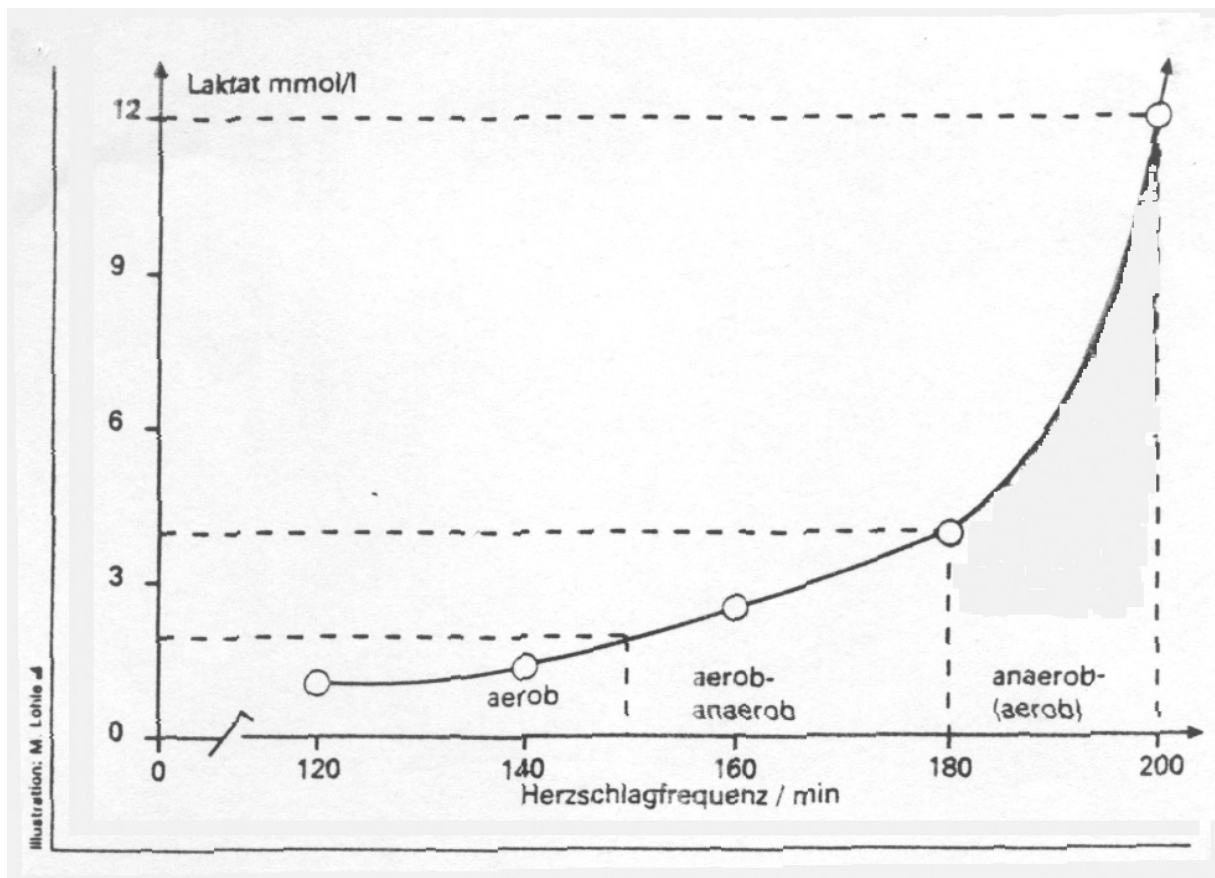


Abbildung 7: Vergleich des Verhaltens der Herzschlagfrequenz und der Laktatkonzentration im Blut bei ansteigender Belastung und deren Einordnung in Stoffwechselbereiche (199).

Bei Betrachtung der Entwicklung der Laktatkonzentration innerhalb eines ansteigenden Stufentests ist allerdings noch zu klären, welche Laktat-Schwelle-Theorie in der vorliegenden Untersuchung herangezogen wird. Dabei wird als Laktat-Schwelle der Bereich angesehen, in dem die Laktatbildung und -elimination gerade noch im Gleichgewicht steht. Jede höhere Belastung würde demnach zu einer Akkumulation des Laktats im Blut führen. Terminologisch gab es in der Vergangenheit eine Vielzahl von Bezeichnungen für diesen Schwellenbereich. Beispielhaft seien an dieser Stelle die aerobe-anaerobe Schwelle nach Mader (174), die anaerobe Schwelle nach Kindermann (150) und

die individual anaerobic threshold nach Bunc (44) genannt. In der vorliegende Studie wurde der Begriff der individuellen anaeroben Schwelle (IAS) verwandt der erstmals 1979 von Keul (147) und später auch von Simon (241) gebraucht wurde. Mader et.al entwickelten das Modell der „aerob-anaeroben Schwelle“. Zielsetzung des Modells war die Beurteilung der aeroben Leistungsfähigkeit sowie die Möglichkeit, Konkrete Trainingshinweise für Athlet und Trainer auszusprechen. Die Definition der Schwelle lautet: Der Bereich des Übergangs zwischen der rein aeroben zur partiell anaerobe, laktazid gedeckten musklären Energiestoffwechsellistung wird als aerob-anaerobe Schwelle der Arbeitsmuskulatur unter den gegebenen Belastungsbedingungen bezeichnet (174). Den gegebenen Belastungsbedingungen entsprechen bei der zugrundeliegenden Untersuchung folgende Bedingungen:

Beurteilung der sportartspezifischen Ausdauerleistungsfähigkeit sollte soweit möglich eine sportartspezifische Belastungsform zugrundeliegen.

Die Arbeitsdauer der Belastungsstufen sollte 4 Minuten nicht unterschreiten, eher jedoch 5-10 Minuten andauern.

Als trainingsbegleitende Maßnahmen sind Kontrolluntersuchungen in 4-6 wöchigen Abständen erforderlich.

Das Kriterium zur Erfassung der „aerob-anaeroben Schwelle“ nach Mader kann bei stufenförmigen Belastungssteigerungen als der Anstieg des Laktats auf 4 mmol/l im peripheren Blut gewertet werden, da sich bei einer Laktatkonzentration von 4 mmol/l im Blut bei analoger gleichbleibender Belastungsintensität ein oxidatives Energiegleichgewicht einstellt.

Eines der ältesten Verfahren stellt die Festlegung der IAS bei einer Laktatkonzentration von 4,0 mmol/l dar (174). Dabei resultierte diese starre Definition aus der Beobachtung, dass im Mittel Belastungen über einen längeren Zeitraum bei einer Blutlaktatkonzentration von 4 mmol/l toleriert werden können.

Höhere Belastungen hingegen haben in der Regel einen kontinuierlichen Anstieg des Laktats zur Folge.

Bei einem anderen Verfahren wird der Punkt in der Laktatleistungskurve bestimmt, der die größte Steigungsänderung aufweist (147). Dieses scheint aufgrund der individuellen Gegebenheiten bezüglich des Trainingszustandes und der genetischen Voraussetzungen, die die Laktatkonzentration an der IAS beeinflussen, als zwingend notwendig. Dabei kamen die Autoren bei verschiedenen Probandengruppen zu unterschiedlichen Winkeln der Tangente an dem Punkt der größten Änderung der Kurvensteigung. Keul berechnete einen Tangentenwinkel von $51,34^\circ$ und Simon (241) von genau 45° .

Nach Kuel liegt die Individuelle anaerobe Schwelle „an der kritischen Steigung der Laktatkurve,“. In Laufbanduntersuchungen mit einer jeweils 3 minutigen ansteigenden Belastungsintensität ermittelten Kuel et.al die Mittelwertkurven der Einzelfunktionen des Laktatspiegels nach der mathematischen Funktion des Polynoms 3. Grades nach der allgemeinen Formel

$$Y = ax^3+bx^2+cx+d$$

X = Laufgeschwindigkeit

Y = Laktatkonzentration

Bei einem Laktatspiegel von 4 mmol/l lag die bereinigte Mittelwertsberechnung des Steigungswinkels der Laktatfunktion bei einem Winkel $51^\circ 34'$. Diese Kurvensteigung wurde am Schnittpunkt der Mittelwertskurve aller Einzelfunktionen mit der Laktatkonzentration von 4 mmol/l ermittelt, da Keul et.al 1979 davon ausgingen, dass dieser Laktatspiegel in einem größeren Kollektiv die Dauerleistungsgrenze zutreffend charakterisiert.

Allerdings besteht auch eine Abhängigkeit von der Skaleneinteilung des benutzten. Beide waren insgesamt der Auffassung, dass der Kurvenpunkt der

größten Änderung der Kurvensteigung einen Ausdruck für einen „Umschlag“ im Metabolismus darstellt und somit individuell, im Gegensatz zu einer starren Schwelle bei einer Laktatkonzentration im Blut von 4 mmol/l, für jede Person die IAS anzeigt.

Simon et.al 1981 führten mit einem anderen Untersuchungsgut und gleichen Belastungs- und Untersuchungsverfahren einen Test zur Ermittlung der „individuellen anaeroben Schwelle“ durch. Auch wurde das Laktatverhalten bei Belastung mit dem gleichen Polynom ermittelt. Der Punkt, an dem die größte Änderung der Kurvensteigung beobachtet wurde, betrug nicht $51^\circ 34'$, sondern wird durch \tan beschrieben .

$$(\tan x, y) = 1 \quad \text{entsprechend } 45^\circ$$

Diesen Kurvenpunkt bezeichnen die Untersucher als einem „Umschlag“ im Metabolismus und als Ausdruck einer in allen Fällen gleichen Geschwindigkeit des Laktatanstieges. Das bestehende Schwellenkonzept, das sich an einer bestimmten Steigung der Blutlaktatkonzentrationskurve (Modell von Keul und Simon) orientiert, um eine individuelle Festlegung der anaeroben Schwelle zu gewährleisten, hat den Nachteil, dass von der mittleren Steigung der Laktatkurve ausgegangen wird, bzw. der mittlere Laktatgradient zwischen Muskulatur und Blut unberücksichtigt bleibt (239). Die Nachteile einer fixierten 4 mmol/l Schwelle werden darin gesehen, dass es im Einzelfall zu einer Über- oder Unterschätzung der aeroben Ausdauer kommen kann

Ein weiteres Verfahren wurde von Bunc et al. (44) angewandt. Auch er definierte die Schwelle als den Punkt der maximalen Steigungsänderung der Laktatkurve. Allerdings verwendete er ein anderes mathematisches Verfahren zur Bestimmung an. Dabei legte er Tangenten an die Exponentialfunktion der Laktatkurve an den Punkten der niedrigsten Belastung und bei Laktat 15 mmol/l an. Die Winkelhalbierende im Schnittpunkt der beiden Tangenten schneidet dann die Laktatkurve im Punkt der IAS.

Stegmann und Kindermann 1981 entwickelten ein Modell zur Bestimmung der anaeroben Schwelle, die sie als Gleichgewicht zwischen Laktatdiffusions- und -elimination definieren. Dieses Modell berücksichtigt die Diffusionsvorgänge entlang eines Gradienten an der Zellmembran sowie das Eliminationsverhalten. Bei niedrigen Belastungsintensitäten liegt auch eine geringe Diffusionsgeschwindigkeit von Laktat aus dem Muskel ins Blut vor, wegen einer niedrigen intrazellulären Laktatspiegel. Mit zunehmender Belastung steigt diese Diffusionsgeschwindigkeit an. Während stufenweise ansteigender Belastung kann im Bereich geringer Diffusionsraten noch eine Steigerung der Laktatelimination mit der Diffusionsgeschwindigkeit angenommen werden, so dass trotz steigender Belastungsintensität die Laktatkonzentration im Ohrläppchenkapillarblut am Ende der Belastungsstufe zunächst unverändert bleibt bzw. nur minimal ansteigt.

Im Bereich des im weiteren Verlauf steileren Kurventeils der LLK bleibt hingegen die Eliminationsrate hinter der Diffusionsrate zurück, wodurch der Anstieg der Laktatkonzentration mit zunehmender Intensität zu erklären ist. Durch die IAS wird jene Belastungsintensität angegeben, bei der die Diffusions- und Eliminationsgeschwindigkeit von Laktat gerade noch im Gleichgewicht stehen, was somit dem max. Lass entspricht. Vom theoretischen Ansatz her führen Belastungen mit der Intensität der IAS somit noch zu konstanten Laktatkonzentrationen, während bereits geringfügig höhere Intensitäten hingegen mit einer allmählichen Laktatanhäufung während längerandauernder unveränderter Belastung einhergehen (249).

Die Steigung der an der Graphen angelegten Tangenten kann als ein Maß für die maximale Eliminationsrate angesehen werden. Ein verzögerter Laktatabbau in der Nachbelastungsphase (ausgehend von einer unveränderten LLK während Belastung) führt zu einem längeren Kurvenüberhang mit flacherer Tangente und zu einer IAS, die sowohl bei einer relativ niedrigen Intensität als auch bei einem relativ niedrigen Laktatwert liegt. Hingegen hat ein beschleunigter Laktatabbau in der Nachbelastungsphase eine steilere Tangente zur Folge, also eine IAS bei relativ höherer Intensität bzw. Laktatkonzentration. Bei diesem Modell handelt es sich um das einzige Konzept zur Ermittlung der anaeroben Schwelle, bei dem das

Verhalten der Laktatkonzentration in der Nachbelastungsphase berücksichtigt wird. Die Autoren stellten anhand ihre Untersuchungen fest, dass die anaerobe Schwelle bei Nichtausdauertrainierten im Mittel bei einer Konzentration von 4 mmol/l Laktat liegt, während die Schwelle bei höher Ausdauertrainierten deutlich unter 4 mmol/l anzusiedeln ist. Nach dem von Autoren entwickelten Modell liegt die anaerobe Schwelle so niedriger, je stärker die Laktatkurve nach rechts geschoben wird (247).

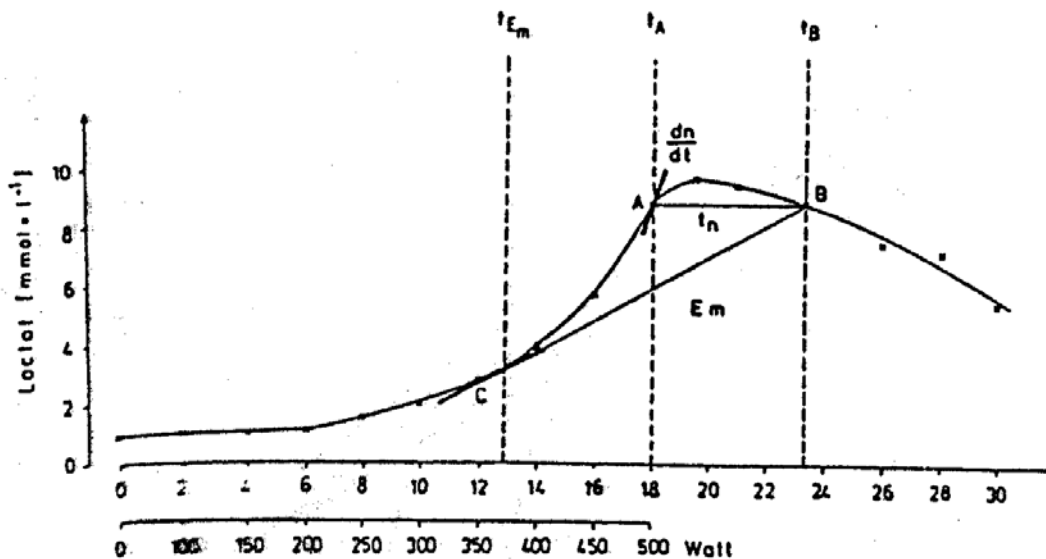


Abbildung 8: Bestimmungsmethode der individuellen anaerobe Schwelle nach Stegmann und Kindermann (1981).

t_{Em} = Zeitpunkt der individuellen anaeroben Schwelle während eines stufenförmigen Belastungstests.

t_A = zeitpunkt des Belastungsabbruchs.

t_B = zeitpunkt, an dem der Nachbelastungslaktatwert den Wert dm t_A erreicht .

E_m = maximale Eliminationsrate.

t_n = Zeitintervall für die benötigte Elimination

$$\text{Diffusionsrate} = \frac{dn(t)}{dt}$$

Ein andere Verfahren wird als Senketest beschrieben (36,109). Hierbei folgt nach einer intensiven Belastung eine Pause von mehreren Minuten auf die eine stufenförmige Belastung folgt. Dabei kommt es, ausgelöst durch die intensive Anfangsbelastung, zu einem schnellen Anstieg des Blutlaktatspiegels auf ein hohes Niveau. Danach kommt es zu einem Abfall der Laktatkurve, da die ersten Belastungsstufen so niedrig gewählt werden, dass die Laktateliminationsrate die Neubildungsrate übertrifft. Durch die zunehmende Belastungsintensität kommt es nach einem flacheren Verlauf zu einem erneuten Anstieg. Es konnte festgestellt werden, dass bei der Betrachtung der gesamten Laktat- / Belastungskurve der tiefste Punkt der Laktatkurve, zwischen den hohen Werten nach der maximalen Belastung und dem Wiederanstieg bei steigender Belastung, mit der IAS identisch ist (Abbildung 9).

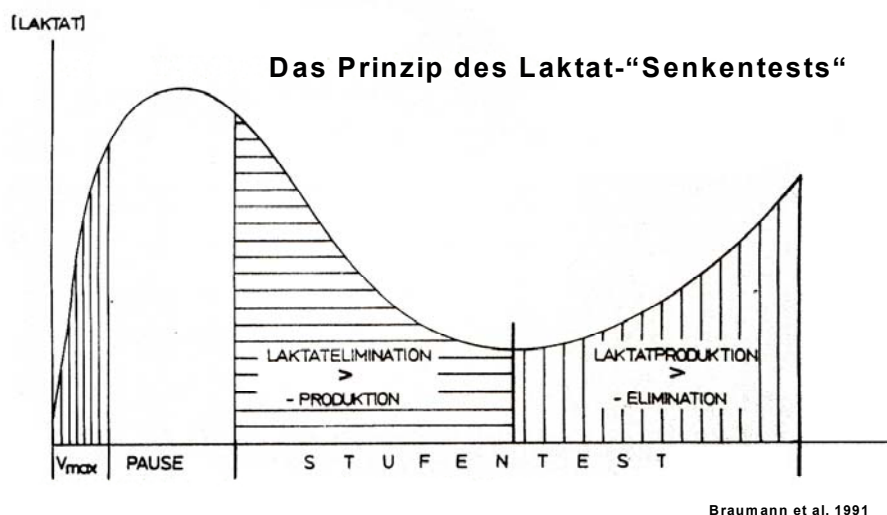


Abbildung 9: Das Prinzip des Laktat- „Senketests“

(36)

Ein für Schwimmer ermitteltes Verfahren wurde von Simon et al. 1983 vorgestellt (242). Dabei wird der Punkt der Laktat-Leistungs-Kurve errechnet, der 1,5 mmol/l über dem ermittelten Basislaktat liegt und als IAS festgelegt.

Insgesamt kann durch die Erstellung einer Laktat-Leistungs-Kurve anhand eines Stufentests die Energiebereitstellung über fast den gesamten Intensitätsbereich ermittelt werden. Neben Bereichen der aeroben Fett- und Kohlenhydratverwertung wird auch die jeweils maximale Leistungsfähigkeit überprüft, welches eine Planung

und Steuerung des Trainings von Serien- und Einzelbelastungen in verschiedenen Intensitäten ermöglicht. Am interessantesten ist dabei die Festlegung einer optimalen Trainingsintensität im Ausdauerbereich, da hier für das im Schwimmsport nötige umfangreich Grundlagenausdauertraining, die meisten Effekte zu erwarten sind (205). Kritisch anzumerken ist bei der Erstellung der Laktat-Leistungs-Kurve allerdings, dass teilweise ein willkürliches und nicht immer wissenschaftlich eindeutig nachvollziehbares Verfahren angewandt wird, welches einen hohen empirischen Anteil aufweist.

Ferner könnte im Nachwuchsbereich die Laktatbildung eine Relevanz zur Talentsichtung haben, da Rückschlüsse auf beispielsweise Muskelfaserzusammensetzung geschlossen werden können. Dieses kann ein Hinweis auf eine besondere Eignung für Ausdauersportarten geben (236).

Alles in allem ist eine Beurteilung der Leistungsfähigkeit und eine Festlegung der Trainingssteuerung ausschließlich aufgrund der Laktat-Leistungskurve allerdings nicht uneingeschränkt zu empfehlen. Ein Hauptproblem besteht darin, dass die während einer Belastung produzierte Laktatmenge entscheidend von der intramuskulären Glykogenkonzentration abhängt. Bei dem Zustand einer glykogenverarmten Muskulatur, welcher ernährungsbedingt, aber auch aufgrund eines Ausdauertrainings vorrangig bei Jungen vorliegen kann, kommt es zu einem flachen Verlauf der Laktatkurve mit einem späterem ansteigen. Die maximal erreichte Laktatkonzentration beträgt oft nur 5-6 mmol/l.

Durch Tests in verschiedenen Ernährungszuständen (229) konnte gezeigt werden, dass derselbe Athlet im Zustand einer glykogenreichen Muskulatur einen früheren Anstieg und doppelt so hohe maximale Laktatwerte aufwies, als im glykogenverarmten Zustand. Für die Trainingssteuerung aufgrund eines Laktattests hat dieses nun zur Folge, dass Athleten mit einer glykogenverarmten Muskulatur aufgrund des späteren Anstieges der Laktatwerte eine höhere Trainingsbelastung zugemutet wird. Dadurch kann es nicht nur zu motivationsbedingten Problemen kommen, da der Athlet nicht in der Lage ist die Trainingsvorgaben umzusetzen, sondern es kann sich auch schnell ein Effekt des

Übertrainings einstellen, da zu häufig über dem Schwellenbereich trainiert wird. Sicherlich stellt die Interpretation der Laktat-Leistungs-Kurve gerade für den erfahrenen Trainer, der seinen Athleten über einen langen Zeitraum betreut und somit eine individuelle Auslegung durchführt, eine große Hilfe zur Trainingssteuerung dar, aber eine Ergänzung durch andere Parameter sollte unbedingt angestrebt werden (34).

Insgesamt ist allerdings heutzutage bekannt, dass die Laktatwerte nicht uneingeschränkt zur Bestimmung des anaeroben Schwellenbereiches beitragen können. Beeinträchtigende Elemente können die unterschiedliche Muskelfaserverteilung, akute und langfristige Trainingswirkungen, der Trainingsstatus, die Glykogen-Beladung der Arbeitsmuskulatur und Ernährungseinflüsse sein (45,213). Unter Berücksichtigung des letzten Punktes ist besonders hervorzuheben, dass eine hohe Leistung bei definierten Laktatwerten respektive niedrige Laktatwerte bei einer bestimmten Belastung nicht zwangsläufig Ausdruck einer guten Ausdauerleistungsfähigkeit sind. Bei entleerten Speichern, welche bei regelmäßig trainierenden Ausdauersportlern oder bei einer schlechten Ernährungslage anzutreffen sind, kommt es zu deutlich niedrigeren Laktatwerten auf gleichen Belastungsstufen, als es bei optimaler Füllung der muskulären Glykogenspeicher der Fall wäre. Dieser seit den 60er Jahren bekannte Zusammenhang der Beeinflussung der Laktatbildung von der Füllung der muskulären Glykogenspeicher führt noch heute in der Trainingspraxis zu massiven Fehlinterpretationen von Laktatleistungskurven. Gerade Ausdauersportlern, die in Wirklichkeit dringend einer Erholung bedürften, wird dadurch oftmals ein hervorragender Ausdauerleistungszustand bescheinigt.

In einer Untersuchung von Maasen/Schneider (170,171) konnten dazu Verläufe der Laktat-Leistungs-Kurve nur aufgrund verschiedener Ernährungszustände beeinflusst werden. Dabei konnte durch Glykogenverarmung bzw. -beladung bei trainierten Sportlern einerseits ein für Hochleistungssportler und andererseits ein für Untrainierte charakteristischer Kurvenverlauf kreiert werden. Als praxisrelevante Details sind dabei herauszustellen, dass gerade die Entwicklung der Laktat-Leistungs-Kurve im 2 bis 4 mmol/l Bereich kein Ausdruck für einen

Leistungszuwachs bzw -abnahme sein muss und auch die maximalen Laktatkonzentrationen bei Leistungsabbruch nur bedingt aussagekräftig sind (171,172).

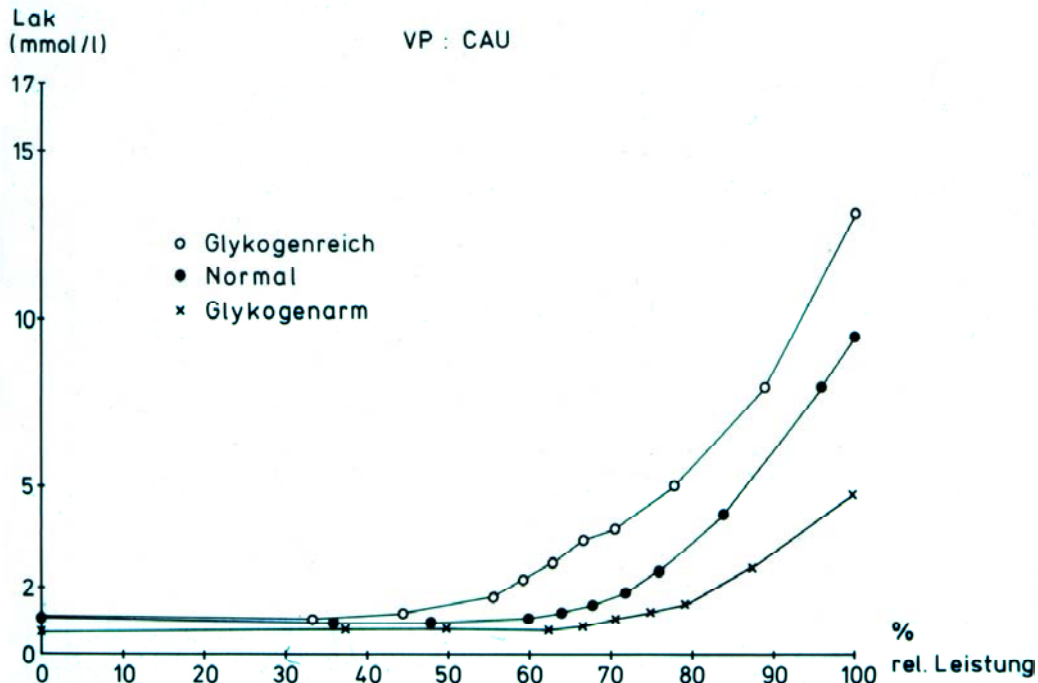


Abbildung 10: Verhalten der Laktat-Leistungs-Kurve einer Einzelperson im Zustand der bei Glykogenverarmung (x), normaler Glykogenbeladung (●) und Glykogenreichem (○) Zustand.

Ferner erschweren noch nicht eindeutig bestimmbare, ständig stattfindende Diffusions- und Eliminationsprozessen die Interpretation der Laktat-Leistungs-Kurve. Trotz dieser berechtigten Kritik vermittelt die Laktatdiagnostik dennoch brauchbare, wenn auch grobe Informationen über den energetischen Leistungszustand der Muskulatur. Wie die Empirie im Leistungs- und Breitensport zeigt, wird sie auch erfolgreich zur Trainingssteuerung eingesetzt. Für eine sinnvolle Leistungsdiagnostik des Gesamtkörpers müssen aber komplexe Methoden eingesetzt werden, zu denen seit Jahren vor allem Herzfrequenzanalysen und Spirometrie mit Ermittlung der maximalen Sauerstoffaufnahme gehören. Außerdem hat sich ein Laktatreferenzwert von 4 mmol/l für anaerobe Messungen als nicht zuverlässig erwiesen (32,213,242).

1.8 Respiratorischen Schwelle

Eine weitere Möglichkeit der Ermittlung der anaeroben Schwelle bietet sich über spirometrische Verfahren. Die anaerobe Schwelle, die einen Anstieg des Blutlaktatwertes und des Laktat-Pyruvat –Verhältnisses beschreibt, resultiert aus einem Sauerstoffmangel in der arbeitenden Muskel (275). Zu diesem Mangel kommt es, wenn bei höherer Körperlicher Anstrengung die Blutversorgung (Blutdurchflussrate) mit der metabolischen Rate nicht standhalten kann. Dies führt zu einer Hypoxie in den arbeitenden Muskelabschnitten. Eine andere Theorie besagt, dass mit zunehmender Katecholamin-Konzentration die periphere Vasokonstruktion so stark wird, dass keine Elimination in weniger stark belasteten Organen mehr erfolgen kann.

Es ist bekannt, dass Ausdauertraining zu einer höheren anaeroben Schwelle beitragen kann (74,284) indem es zu einer vermehrten Bildung von Kapillaren im Muskel kommt (3). Die dadurch erhöhte Durchflussrate verbessert die Sauerstoffversorgung im arbeitenden Gewebe und verzögert gewissermaßen die Hypoxie. Zu erwähnen ist allerdings, dass ein Gesamtkörper- gleichgewicht eine lokale Hypoxie nicht verhindern kann.

Holloszy (133) bestritt die Meinung, dass eine erhöhte O_2 –Versorgung zu einer Senkung des Laktatwertes während körperlicher Arbeit führt. Er argumentierte wie folgt:

Wenn untrainierte Muskel bei körperlicher Anstrengung hypoxisch werden, und eine erhöhte O_2 –Zufuhr für eine geringere Laktatproduktion verantwortlich ist, dann müsste ein trainierter Mensch einen höheren VO_2 –Wert aufweisen als eine untrainierte Person. D.h. wenn das Muskelgewebe hypoxisch ist, so dass die O_2 –Zufuhr den VO_2 –Wert gesenkt hat, dann müsste der letzte Wert bei einer O_2 –Zufuhr nach dem Training eine Steigerung erfahren. Allerdings muss das Trainingsniveau berücksichtigt werden. Bei einem Trainingsniveau unterhalb der anaeroben Schwelle sollte das Training den VO_2 – Wert nicht verändern.

Ein weiterer Sachverhalt betrifft die steigende oxidative Kapazität des Muskels an der anaeroben Schwelle, auch wenn die O_2 -Zufuhr ausreichend ist (275). Es liegt nahe, dass der oxidative Apparat (oxidative Enzyme und Mitochondrien) nicht in der Lage sind, den zugeführten Sauerstoff bei höheren Belastungsniveaus zu verstoffwechseln. Allerdings führt Ausdauertraining zu einer erhöhten Kapazität der oxidativen Enzyme (133) und einer höheren Anzahl an Mitochondrien. Diese Steigerungen entsprechen denen, die an der anaeroben Schwelle nach dem Training beobachtet werden. Auf der anderen Seite können die exakten Auswirkungen einer akuten Abnahme der O_2 – Zufuhr (z.B. isovolemische Anämie) anhand dieses Mechanismus nicht ermittelt werden. Fest steht nur, dass eine Senkung der O_2 – Zufuhr zu einer Steigerung des Blutlaktatspiegels führt.

Ein weiterer Faktor diesbezüglich ist das Ausmaß der Muskelfaserbeteiligung während des Trainings. Bei Anstrengungen niedrigen bzw. mittleren Grades werden vor allem langsame Muskelfasern herangezogen, wobei bei schweren Arbeiten die schnellen Muskelfasern dominieren, was einen Anstieg der Laktatproduktion zur Folge hat.

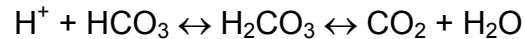
Dieser Sachverhalt wird zum einen von Danovan und Brooks (88) und zum anderen von Brooks und Fahey (42) anders beurteilt. Sie behaupten nämlich, dass die systematische Steigerung des Laktatspiegels im Blut bei Arbeiten mit einem VO_2 max von über 50-60 % nicht auf eine erhöhte Laktatproduktion zurückzuführen sei, sondern vielmehr ihre Ursache in einer abnehmenden Klärfunktion der Leber und anderer Organe habe.

Dies sei so zu erklären, dass es aufgrund der vermehrt sympathischen Innervation während schwerer körperlicher Arbeit oder im Wettkampf zu einer Vasokonstriktion und damit zu einer verminderten Blutzufuhr zur Leber komme

Bei den üblichen ergometrischen Verfahren mit stufenweise ansteigender Belastung erfährt der Sportler nicht nur eine Zunahme der Blutlaktatkonzentration in Abhängigkeit von der Belastungsintensität, sondern es erfolgt auch ein Anstieg verschiedener respiratorischer Parameter (54). Dieses seit langem bekannten Phänomenen ist aufgrund der verbesserten und modernen Verfahren wieder in den Vordergrund der wissenschaftlichen Forschung gerückt. Insbesondere durch die schnelle Analyse mittels Computer besteht die Möglichkeit, den aerob-anaeroben Übergang auch durch eine nicht invasive Methode mittels respiratorischer Parameter zu bestimmen (276).

Die nichtinvasive Bestimmung der anaeroben Schwelle erlaubt eine breite Anwendungsmöglichkeit des Schwellenkonzeptes. Die Verbesserung nichtinvasiver Methoden zur Bestimmung der anaeroben Schwelle ist von großem Interesse seitdem Owles 1930 entdeckte, dass das Expirationsvolumen (VE) und das Kohlendioxidvolumen (V_{CO_2}) sich in der Ausatemluft oberhalb einer kritischen Intensität disproportional verändern. Turrell et al. Vermuteten schon 1942, dass die Pufferung der entstehenden metabolischen Säuren durch eine Bikarbonatpufferung abläuft. Vor allem Hollmann beschrieb in den 60er Jahren die respiratorische Schwelle und deren nichtinvasive Bestimmung. Viele spätere Arbeiten basieren vor allem in Europa auf den Erkenntnissen, die Hollmann in seinen wissenschaftlichen Studien gerade im Bezug auf den Zusammenhang zwischen anaerober Schwelle und Ausdauerleistungsfähigkeit herausgestellt hat (123).

Bei einer steigenden Belastung kommt es im Organismus zu einer Diskrepanz zwischen Sauerstoffangebot und Sauerstoffbedarf, so dass es zu einer pufferungsbedingte Abnahme der Bikarbonatkonzentration (HCO_3) kommt. Durch die Bikarbonatpufferung entsteht zusätzliches Kohlendioxid, das über eine gesteigerte Ventilation abgeatmet wird (Die vermehrte Kohlendioxidabatemung führt zu einer respiratorischen Kompensation der Azidose und zur Normalisierung des pH-Wertes (51). Grundvoraussetzung dafür ist die Tatsache, dass bei dem Abbau von Glukose zu Laktat die freigewordenen H^+ Ionen nach der Gleichung



von Bikarbonat (HCO_3) gepuffert werden. Der CO_2 Überschuss und die erhöhte Reizung des Atemzentrums durch die vermehrte Konzentration der H^+ Ionen, lässt sich während einer Gasanalyse durch die Messung von VCO_2 und dem Atemminutenvolumen (VE) beobachten (119).

Daraus resultiert ein nicht linearer Anstieg von VCO_2 in Relation zu VO_2 der zur graphischen Bestimmung der respiratorischen Schwelle herangezogen werden kann. Dabei nimmt der endexpiratorische Sauerstoffpartialdruck (PEtO_2) aufgrund einer relativen Hyperventilation zu, während der endexpiratorische Kohlendioxidpartialdruck (PEtCO_2) zunächst keine Veränderung aufweist. Dagegen bleibt durch die Steigerung der Ventilation das Verhältnis von VE/VCO_2 (CO_2 -Atemäquivalent) gleich, während O_2 -Atemäquivalent (VE/VO_2) deutlich ansteigt (270,276).

Der Respiratorische Quotient ($\text{RQ} = \text{VCO}_2 / \text{VO}_2$) steigt bei ausgeprägter metabolischer Azidose nach überschreiten der anaeroben Schwellen weiter an und kann Werte größer 1 erreichen. Als ein Kriterium für die Kardiopulmonale Ausbelastung können RQ-Werte von über 1,1 betrachtet werden.

Bei weiterer Belastungssteigerung kommt es dann zu einer überproportionalen Zunahme der VE auf die anfangs dazu sich linear ansteigende VCO_2 . Dieser Zeitpunkt wird nach Davis lactate-turpoint und Wassermann isocapnic buffering bezeichnet (51) und als die Phase zwischen anaerober Schwelle und respiratorischer Kompensation beschrieben.

Bei weiteren Steigerung der Belastung jenseits der anaeroben Schwelle, kann der Blut -pH im arteriellen Blut trotz steigendem Blutlaktatspiegel konstant gehalten werden bis ca. 80% der maximalen Sauerstoffaufnahme erreicht sind. Dieses lässt

sich durch ein gesteigertes Atemminutenvolumen und vermehrter CO_2 Abgabe erklären. An diesem Punkt entspricht der körperlichen Belastung diejenige, bei der gerade noch ein „Steady State“ vorhanden ist und somit Dauerleistungen möglich sind.

Steigert man die Belastung darüber hinaus, kommt es zu einem Abfall des pH Wertes im arteriellen Blut. Trotz eines noch stärkeren Anstiegens des Atemminutenvolumens kann pH Wert nicht mehr konstant gehalten werden. Auch nimmt im Bereich der Maximalbelastung die Sauerstoffaufnahme kontinuierlich zu, um schließlich auch bei weiterer Steigerung der Belastung in einer Plateauphase einen Maximalwert ($\text{VO}_2\text{-max}$) zu erlangen (51).

Bei Gesunden entspricht die maximale Sauerstoffaufnahme, bei einer stufenförmig gesteigerten Belastung bis zur Ausbelastung, der theoretisch erreichbaren $\text{VO}_2\text{-max}$ (51). Deshalb wird dem maximal gemessenen Wert der Sauerstoffaufnahme der Begriff $\text{VO}_2\text{-max}$ zugeordnet, unabhängig davon, ob ein Plateau erreicht wird. Der pH-Wert bei der individuellen maximalen Sauerstoffaufnahme beträgt etwa 7,25. Dabei erreicht das Atemminutenvolumen etwa 60-70% der Atemgrenzwertes, welches dem Wertes entspricht, der maximal für 10 Sekunden vom Probanden realisiert werden kann und auf eine Minute hochgerechnet wird.

Bezüglich der respiratorischen Schwellenbestimmung ist damit hauptsächlich eine Betrachtung der VCO_2 , VE und auch VO_2 Werte von Interesse. Dabei deutet ein im Vergleich zu VO_2 überproportionales Ansteigen von VCO_2 und VE bei gleichbleibender Steigung von VO_2 auf ein Überschreiten der IAS hin. Dabei geht man davon aus, dass aufgrund der Bikarbonatpufferung des produzierten Laktats oberhalb der IAS mehr CO_2 abgeatmet wird. Zum gleichen Zeitpunkt kommt es durch eine Erhöhung des Atemreizes zu einer überproportionalen Steigerung des Atemminutenvolumens (271,274,276).

Nach ähnlichem Prinzip wurde das als VE/VO_2 Methode bezeichnete Verfahren angewandt. Hierzu wird der Punkt des Anstiegs des Atemäquivalents für Sauerstoff (VE/VO_2), ohne einen gleichzeitigen Anstieg des Atemäquivalents für Kohlendioxid (VE/VCO_2), ermittelt. Auch dabei gibt der überproportionale Anstieg der VE und VCO_2 Werte ab der IAS den Ausschlag zur Umsetzbarkeit der Methode. Das gleichbleibende Atemäquivalent für Kohlendioxid steht dem steigenden Atemäquivalent für Sauerstoff (aufgrund der steigenden VE Werte bei gleichbleibenden VO_2 Werten) gegenüber und gibt einen deutlichen Hinweis auf das Überschreiten der IAS (73,96,237,273).

Eine andere Methode, stellt die erweiterte „V-Slope-Methode“ wurde von Beaver et al. (14) durchgeführt. Ein Vorteil dieser Methode besteht darin, dass diese Bestimmung für alle gesunden Menschen und den meisten Patienten möglich ist. Dieses liegt an der geringen Belastung, die nur über einen kurzen Zeitraum in den anaeroben Bereich gehen muss, um die Schwelle bestimmen zu können. Eine Ausbelastung ist nicht notwendig und die Belastungsdauer beträgt in der Regel zwischen sieben und zwölf Minuten (274). Dabei kommt es bei der graphischen Darstellung der VCO_2 und VO_2 Kurven nach einem parallelen Anstieg im aeroben Bereich zu einem Schnittpunkt der beiden Graphen. Dieser aufgrund der einsetzenden Bikarbonatpufferung entstehende überproportionalen Anstieg der VCO_2 Werte im Vergleich zu den VO_2 Werten, führt in der graphischen Darstellung zu einem steileren Anstieg und wird als respiratorische Schwelle angenommen (14). Anfangs ermittelte Beaver noch einen zweiten „Knickpunkt“ des Graphen, der durch eine einsetzende respiratorische Kompensation einer metabolischen Azidose nach der ersten Phase der Bikarbonatpufferung, und damit erneuten überproportionalen Anstieg der VCO_2 Werte zu Stande kommt. Später wurde allerdings nur noch die computergestützte Errechnung einer Tangente mit einer Steigung von 45° zur Bestimmung der respiratorischen Schwelle, an den Graphen angelegt. Dieses erlaubte auch die visuelle Bestimmung des ersten „Knick“-Punktes, so dass diese Methode auch „visuelle V-Slope Methode“ genannt wird. Im Vergleich zu herkömmlichen Blutlaktat- Schwellenkonzepten zur Bestimmung

des anaeroben Stoffwechsels, erscheint die V-Slope Methode ähnlich gleichwertig in der Aussagekraft der Ergebnisse (51).

Aus dieser Variante der „V-Slope Methode“ lässt sich ein Quotient von VCO_2 / VO_2 von 1 ableiten. Auch andere Autoren unterstützen die Annahme, dass die respiratorische Schwelle bei einem RQ Wert (Respiratorischer Quotient = VCO_2 / VO_2) von 1 liegt (16,272). Allerdings gibt es auch Autoren, die einen höheren bzw. niedrigeren Schwellenwert ermittelt haben (16,251,272,274). Als eine Autorengruppe, die einen von 1 abweichenden Schwellenwert angeben sind Wassermann et al. (250,274) zu sehen. Von ihnen wird ein RQ Wert von 0,95 an der respiratorischen Schwelle angenommen. Insgesamt kann man davon ausgehen, dass der RQ Wert an der respiratorischen Schwelle einen Wert zwischen 0,95 und 1,0 aufweist, wobei unterstützt durch die „V-Slope Methode“ von einem Wert von 1,0 ausgegangen werden kann.

Schließlich wird auch eine Bestimmung der respiratorischen Schwelle über die Atemfrequenz beschrieben. Dabei ist eine Steigerung des Atemminutenvolumens (VE) durch die Vergrößerung der Atemtiefe und die Erhöhung der Atemfrequenz zu erreichen. Es wurde festgestellt, dass die Atemtiefe bei etwa 50% der VO_2 -max ein Plateau erreicht, weshalb eine weitere Steigerung der VE nur durch die Erhöhung der Atemfrequenz möglich ist. Es wurde weiter vermutet, dass ein nicht linearer Anstieg der Atemfrequenz benutzt werden könne, um die respiratorische Schwelle zu bestimmen. Somit wäre die Bestimmung alleine durch eine Beobachtung der Atemfrequenz möglich, welches eine Vereinfachung darstellen würde. Allerdings muss diese Methode als ungenau angesehen werden, da die Atemfrequenz eines Probanden während der Messung starken Schwankungen ausgesetzt sein kann. Reden, Husten oder Schlucken beeinflusst die Atemfrequenz enorm, so dass diese Methode als äußerst ungenau angesehen werden muss (92).

1.9 Moderne Technik und Leistungsdiagnostik im Schwimmen

Mittels moderner und programmierbarer Ergometer ist es heute möglich, auch in der allgemeinärztlichen Praxis exakt dosierbare und reproduzierbare Leistungstests (siehe Abbildung 12) durchzuführen. Aussagefähige Resultate zur aktuellen homodynamischen und metabolischen Leistungs- und Belastungsfähigkeit sind mit Hilfe kompatibler EKG- und Laktatmessgeräte zu erzielen.

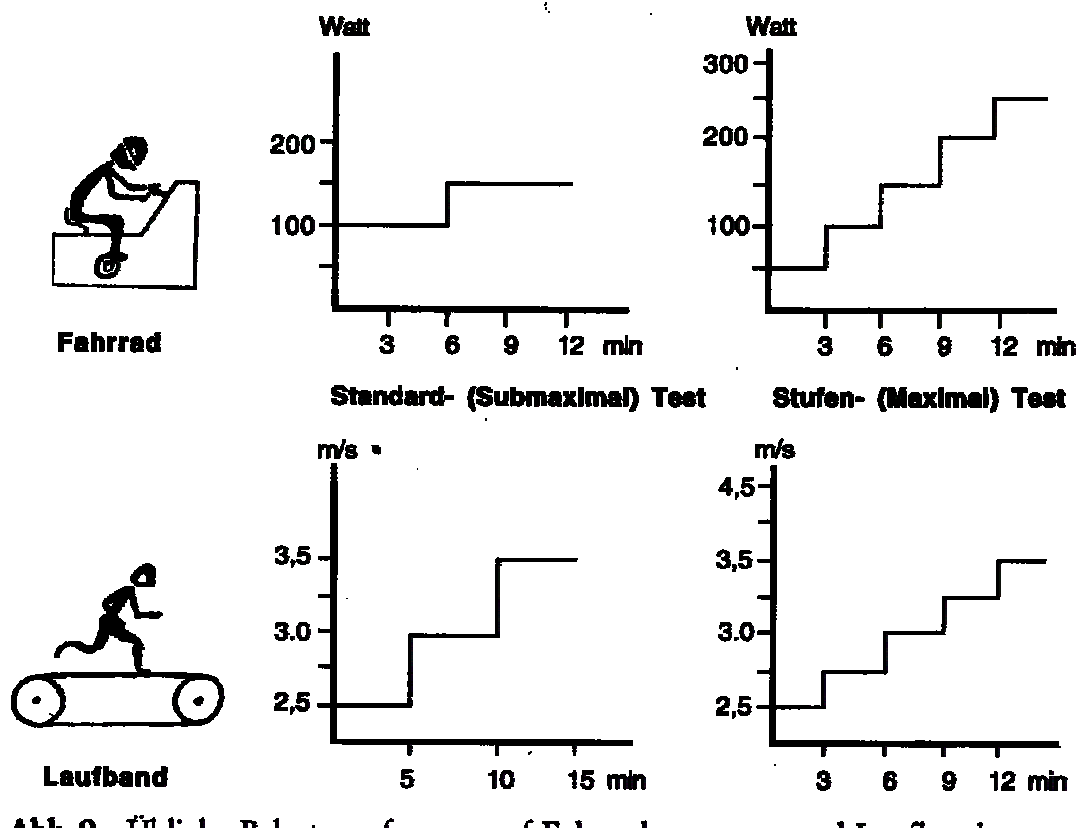


Abbildung 12: Übliche Belastungsformen auf Fahrradergometer und Laufband.

Standardtest = Abforderung einer festgelegten, in der Regel individuell zugemessenen Belastung

Stufentest = Programme, die eine Ausbelastung bewirken sollen.

Der dabei bekannteste Ergometer Test wird auf dem Fahrrad absolviert. Bei der Fahrradergometrie ist ein stets ein Stufentests mit ansteigender Belastung durchzuführen. Durch Eingangsbelastung, Stufendauer und Belastungshöhe lassen sich die einzelnen Verfahren voneinander unterscheiden. Bei der Wahl der Belastungsdauer muss bedacht werden, dass der Laktatanstieg im Blut nicht nur von der Belastungsintensität abhängt, sondern auch mit dem Zeitfaktor in Relation zu setzen ist. Mit der Zeit ist die Zeitspanne gemeint, die für die Diffusion und Elimination des Laktates aus der Muskulatur ins Blut bis zum Gleichgewicht in Anspruch genommen wird. Wählt man die Arbeitsdauer auf den Belastungsstufen zu gering, hat dieses zur Folge, dass der entsprechende Laktatwert erst auf der nächsthöheren Belastungsstufe auftritt. (107,174).

Welches Testverfahren bei der Fahrradergometrie im Einzelfall gewählt wird, hängt sowohl vom Untersuchungsgut als auch von der jeweiligen Fragestellung ab. Allerdings sollen im Folgenden einige gängige Verfahren erläutert werden.

Beim Testschema nach Wahlund (1948) zur Bestimmung der physicalwork – capacity (PWC) beispielsweise wird eine Eingangsbelastung von 50 oder 100 Watt alle 6,5 Minuten um 50 Watt angehoben. Durch die Erfassung der PWC können Aussagen zur Leistungsfähigkeit im submaximalen Bereich getroffen werden. Die Stufenzeitspanne von 6,5 Minuten ergibt sich aus der Tatsache, dass erst nach Ablauf dieser Zeit die einzelnen Kreislaufparameter ein sicheres „steady state“ erreicht haben (90).

Ein weiteres Verfahren versucht die körperliche Leistungsfähigkeit mit Hilfe eines sogenannten Leistungspulsindex (LPI) zu ermitteln. Dieser LPI wird aus dem Pulsfrequenzanstieg ermittelt und zeugt von einer körperlichen Leistungsfähigkeit, die umso höher ausfällt je geringer sein Wert ist (187).

Allerdings ist es laut Stegemann (90,249) nicht möglich, die Leistungsfähigkeit ausdauertrainierter Personen durch den LPI zu erfassen, da dieser durch starkes

Ausdauertraining nicht entscheidend zu beeinflussen sei. Man könne damit nur innerhalb einer Gruppe von untrainierten Personen die Leistungsfähigeren bestimmen.

Das Verfahren von Bürkhart und Kirchhoff hat als Testparameter den Blutdruck, die Pulsfrequenz und die Dauer der Arbeitszeit im Visier und dient der Erfassung der Kreislaufregulation unter Belastung. Der zugehörige Leistungsindex wird ermittelt, indem der Proband eine Einzelbelastungsstufe über 10 Minuten zu absolvieren hat.

Bei der sogenannten Standardtestmethode nach Hollmann arbeitet man mit einer Belastungsdauer von 3 Minuten. Die Eingangsbelastung beträgt 30 Watt. Bei Frauen gibt es eine Anhebung von 30 Watt, bei Männer um 40 Watt pro Stufe. Durch die gewählt Belastungsdauer von 3 Minuten ist man in der Lage, diverse für die Spiroergometrie relevant Parameter wie Atemäquivalent oder Atemminutenvolumen nahezu auf Niveau des „Steady state“ zu beurteilen. Die Anwendbarkeit dieses Methode erstreckt sich vom Kreislaufpatienten bis zum Sportler, wobei ein hoher Grad an Auslastung erzielt wird (119,174).

Zur Erfassung der Ausdauerleistungsfähigkeit bei Läufern und anderen Athleten aus Sporten mit überwiegenden Laufbelastung hat sich die Ergometrie auf dem Laufband als ideale Methode herausgestellt, welche sich zunächst vor allem in den USA durchgesetzt hat, wohingegen in Deutschland die Fahrradergometrie sich grosser Beliebtheit erfreute (78).

Für das Laufband spricht ,dass die maximale Sauerstoffaufnahme zur Messung der kardiopulmonalen Kapazität ihre höchsten Werte auf dem Laufband erzielt; zudem ist mit dem Laufbandergometer eine Ausbelastung möglich, da bei maximaler Belastung die Regulierung des Energieaufwandes pro Kg Körpergewicht durch die voreingestellte Laufbandgeschwindigkeit erfolgt.Nicht zuletzt ist zu erwähnen, dass Gehen und Laufen die natürlichste Bewegungsform sind .

Auf der anderen Seite muss berücksichtigt werden, dass die genaue Dosierbarkeit und Reproduzierbarkeit der Laufbandleistung gestört werden können; z.B. durch Wirkungsgradunterschiede, die durch unterschiedliches Senken und Heben des Körperschwerpunktes verursacht werden; der Grund hierfür liegt wiederum in der unterschiedlichen Schrittlänge und der veränderten Koordination. Man bedenke auch, dass das Körpergewicht bereits als Belastungsfaktor angesehen werden muss, von den Anschaffungs- und Wartungskosten, dem großen Platzbedarf und der Lärmbelastung ganz zu schweigen(118).

Auch im Rudern werden seit Jahren Ergometer zur Erfassung der Leistungsfähigkeit verwendet, wobei in der Vergangenheit im europäischen Raum das mechanisch gebremste Gerät nach Gjessing vorzugsweise eingesetzt wurde. Der Vorteil dieses Gerätes liegt darin, dass es die typische Ruderbewegung verhältnismäßig gut nachahmen kann und auch eine Leistungserfassung zulässt. Allerdings konnte festgestellt werden, dass ein im Vergleich zur Bewegung auf dem Wasser äußerst starker Endzug die ermittelte Leistung übermäßig stark beeinflusst. Dabei handelt es sich um eine subjektiv bessere Leistung, da das Schwungrad in der ersten Phase des Durchzuges nur schwer beschleunigt wird und ein endzuglastiger Durchzug den Eindruck einer höheren Leistung vermittelt. Zur Leistungserfassung auf einem Ruderergometer gibt es mehrere Testverfahren, die im Folgenden vorgestellt werden; Beim sog. Maximaltest kann man die maximale Leistungsfähigkeit mit zeitlich limitierten Test ermitteln. Diese Art von Belastung kommt den Wettkampfbedingungen sehr nahe und wird vor allem in der USA immer noch praktiziert. Als Streckenmaß hat sich eine Strecke über 2000m durchgesetzt; bei neueren Messungen kommen neben den Leistungsangaben (in Watt) auch die benötigte Zeitspanne vor. Allerdings sollte beachtet werden, dass dieser Test die üblichen Alltagsanforderungen übersteigt und infolgedessen häufig nicht durchgeführt werden kann.

Beim sogenannten Mehrstufentest gibt es eine Serie von ansteigenden Belastungen, die sich aber hauptsächlich im submaximalen Intervall aufhalten,

dieser Sachverhalt macht diesen Test vom Antrieb der Versuchspersonen unabhängig. Bei männlichen Rudern wird bei 200 Watt begonnen und nach einer Belastungsdauer von 3 Minuten um je 50 Watt erhöht, bis der Test aufgrund einer individuellen Leistungsgrenze endet. In den Intervallen zwischen den verschiedenen Stufen werden Laktatbestimmungen vorgenommen. Zudem kann die Sauerstoffaufnahme zur Erfassung der maximalen aeroben Leistungsfähigkeit gemessen werden (186).

Ein weiterer Ergometertest wird für den Kanusport beschrieben. Hierbei erlaubt der Strömungskanal genauso wie im Schwimmsport ein sportartspezifisches Testdesign. Kureck et al. (160) führten hierzu spezielle Untersuchungen zur Möglichkeit der Laktatleistungsdiagnostik für das Kanuslalom durch. Dabei ist das Boot des Kanuten im Strömungskanal an einer Sicherungsleine befestigt, die dazu dient, das Boot in den Testpausen zu halten. Der Kanute hat bei vorgegebener Geschwindigkeit eine Strecke von 500m zurückzulegen. Bei verschiedenen Booten und Gruppen betragen die Anfangsgeschwindigkeiten jeweils 1,8, 2,0 und 2,2 m/s. Nach jeder Stufe gab es eine fünfminütige Pause, und die Geschwindigkeit wurde um 0,2 m/s erhöht. Die Laktatkonzentration im Kapillarblut und die Herzfrequenz wurden in den Pausen direkt nach jeder Stufe sowie drei und fünf Minuten nach Testende gemessen.

Der Kurs enthält acht Tore, die je Stufe von Frauen und Männern unterschiedlich häufig durchfahren werden. Die mit einem Sporttester ausgerüsteten Sportler können während der Übung ihre Herzfrequenz kontrollieren. Gibt es unterschiedlich hohe (immer ansteigende) Herzfrequenzvorgaben, wobei die letzte Stufe auf maximaler Herzfrequenzhöhe gefahren wird. Bestimmt werden die Gesamtlaufzeit und die Zwischenzeiten pro Runde sowie die Herzfrequenzen und die Laktatkonzentrationen im Kapillarblut sofort am Ende jeder Stufe und eine ,drei und fünf Minuten nach Belastungsende. Ein mit der Fahrradergometrie vergleichbaren Test stellt der Steptest dar. Problematisch ist es eine genau definierte und reproduzierbare Belastungsform zu finden, denn hierbei machen

sich unzählige interindividuelle Wirkungsgradunterschiede bemerkbar (90). Außerdem ist die Bestimmung der maximalen Sauerstoffaufnahme ($VO_2 \text{ max}$) umstritten. Die Vorzüge der Steptests, wie geringer Platzbedarf, niedrige Anschaffungskosten, geringer apparativer Aufwand und die gute Vergleichbarkeit zu submaximaler Fahrradergometerbelastung (90). Bei Harvard-Steptest muss der Proband eine 50 m hohe Stufe für fünf Minuten mit 30 Belastungen pro Minute besteigen. Danach wird als Testparameter die Pulsfrequenz gemessen, und zwar in der 1. bis 1,2., 2 bis 2 1/2. und 3. bis 3 1/2. Minute. Aus den so errechneten Werten und der Testdauer wird der Index folgendermaßen ermittelt.

$$I = \frac{\text{Übungsdauer (sec)} \times 100}{2 \times (\text{Summe der 3 Pulswerte})}$$

Die Probanden werden nach den Indexwerten klassifiziert; es gibt eine Werteskala, die sich von „schlecht“ über „unterer Durchschnitt“ „oberer Durchschnitt“ „gut“ bis „ausgezeichnet“ erstreckt.

Bei dem Steptest nach Hettinger und Rodahl wird eine Stufe benutzt, die bei beliebiger Höhe justierbar ist. Um dies zu gewährleisten, muss man den Abstand vom Fußboden bis zur Kuppe des Trochanter major messen. Während der Belastungszeit von 2 Minuten besteigt der Proband die Stufe mit konstanter Geschwindigkeit von 25 Besteigungen pro Minute bzw. bei einer Metronomfrequenz von $100 \text{ Schlägen min}^{-1}$. Als Testparameter gelten die Pulsfrequenz und der systolische Blutdruck; diese werden unmittelbar nach Belastung, 2 Minuten und 5 Minuten nach Belastung gemessen. Man bedenke allerdings die zu geringe Belastungsdauer und die nicht genau zu definierende Belastung.

Beim sog. UVIC- Steptest, entwickelt von Morton und Docherty handelt es sich um einen Steptest mit kontinuierlichen Serien von Belastungsstufen. Der Proband hat eine 45 cm hohe Stufe im 4er- Rhythmus zu besteigen. Die Belastungssteigerung erfolgt über die minütliche Erhöhung der Besteigefrequenz um 3 Zyklen (Auf –und Abstiege) min^{-1} . Der Proband beginnt mit 15 Auf –und Abstiegen pro Minute und endet, wenn die Versuchsperson bei 33 Auf –und Abstiegen pro Minute in der 7. Minute nicht mehr in der Lage war, die Pulsfrequenz von 160 Schlägen pro Minute zu erreichen. Das EKG wird am Ende jeder Minute sowie in der Erholungsphase über 3 Minuten aufgezeichnet. Die Leistungsfähigkeit des Probanden wird abhängig von Dauer des Tests in eine siebenstufige Skala aufgenommen.

Wie bereits geschildert, eignet sich das Fahrrad- oder das Laufbandergometer kaum zur Erfassung der Schwimmleistungen, zumal hierbei die bei Schwimmern nicht gut trainierte Beinmuskulatur hauptsächlich belastet wird (242). Das Fahrradergometer spiegelt somit nicht die tatsächliche Leistung eines Schwimmers wider, da sich allgemein die Trainingswirkungen vor allem in der durch die Ausübung der spezifischen Sportart trainierten Muskulatur, die in diesem Fall keine Relevanz besitzt, zeigt. (206,207,224,242). Auch ist auf die fehlende Möglichkeit der Auslastung des Probanden hinzuweisen, da die lokal Muskelermüdung der Beine als limitierender Faktor fungiert (174,224).

In einer Studie von Coory und Powers (65) zeigte sich, dass Schwimmer eine höhere maximale Leistung bei einem Zugseilttest erbrachten, wohingegen die Läufer auf dem Laufband eine höhere Leistung realisieren konnten. Ferner stellten Montpetit et al. fest, dass der maximale Sauerstoffverbrauch der Schwimmer signifikant unterschiedlich war, wenn sie ein Laufbandergometer bergauf liefen (3,23 l/min), als wenn sie frei schwammen (3,37 l/min). Offensichtlich wird ein Schwimmer durch Laufband- und Fahrradergometrie anders belastet als im Wasser (194).

Andere Autoren bestätigten diese Aussage und forderten, dass physiologische Parameter innerhalb des gewöhnlichen Wirkungsfeldes des Sportlers bestimmt werden sollen. Dabei sollte bedacht werden, dass beim Schwimmen spezielle physikalische Gegebenheiten vorzufinden sind, die mit der waagerechten Körperlage zu bestimmten physiologischen Reaktionen in der Hämodynamik und im Stoffwechsel des Sportlers führen. Der erhöhte venöse Rückstrom, der aus dem niedrigeren hydrostatischen Druck, der zu überwinden ist, resultiert, führt dabei zu niedrigeren Herzfrequenzen und Laktatwerten als beispielsweise beim Fahrradfahren (46,53,130,180,210).

Da bei einer fahrradergometrischen Untersuchung fast ausschließlich die Beinmuskulatur beansprucht wird, die beim Schwimmer für die sportartspezifische Leistungsfähigkeit eher von untergeordneter Bedeutung ist, ist eine Einschätzung der sportartspezifischen Leistungsfähigkeit durch eine Fahrrad – und Laufbandergometrie für Schwimmer nahezu unmöglich (9,130,148,204,205,257). Während die Fahrradergometrie also zur Gesundheitsuntersuchung eine unverzichtbare Methode im Rahmen der sportmedizinischen Routineuntersuchungen darstellt, ist die Bestimmung der aeroben Kapazität des Gesamtorganismus unter sportartspezifischen Aspekten kaum möglich (61).

Darüber hinaus spielt gerade beim Schwimmen, wie in kaum einer anderen Sportart die individuelle Technik und Bewegungsökonomie für die Realisierung einer bestimmten Leistung eine ganz entscheidende Rolle. Das resultiert vor allem daraus, dass im Wasser eine effektive Fortbewegung von der viel mehr Parameter abhängen, als in Landsportarten. Beim Schwimmen sind dabei die Parameter Auftrieb, Wasserwiderstand und Wasserlage von entscheidender Bedeutung. Die Kunst des Schwimmens liegt darin, den Auftrieb optimal auszunutzen, den Wasserwiderstand mit der Abdruckmöglichkeit aufgrund der Dichte des Wassers in Vortrieb umzuwandeln und die Wasserlage so widerstandsarm wie möglich zu halten. Diese Fähigkeit wird in der Literatur als „Wassergefühl“ beschrieben (22, 73,74). Sie stellt, neben den üblichen konditionellen Fähigkeiten wie Kraft und

Ausdauer, eine ganz entscheidende Größe für die Realisierung einer individuellen optimalen Schwimmleistung dar. Während Kraft und Ausdauer durch übliche spezifische Testverfahren relativ gut analysiert werden können, gibt es nur indirekte Möglichkeiten, die Komplex Fähigkeit „Wassergefühl“ zu analysieren (23,82,83). Von der Trainingswissenschaft sind in den vergangenen Jahren verschiedene sportartspezifische Test zur Überprüfung der Leistungsfähigkeit in einzelnen Sportarten durchgeführt worden (92, 172,205). In Deutschland spricht man in diesem Zusammenhang von einer „Komplexen Leistungsdiagnostik“ (KLD), wobei dieser Begriff zum Ausdruck bringt, dass mehrer Aspekte der sportartspezifischen Leistungsvoraussetzungen mit dem Ziel der Kontrolle der Entwicklung einzelner Teilfähigkeiten abgeprüft werden. Die systematische Entwicklung dieser Testverfahren hatte ihren Ursprung in den sportwissenschaftlichen Zentren der ehemaligen DDR und wird für den Bereich des Deutschen Schwimmverbandes auch heute noch in leicht modifizierter Form im Rahmen der jährlichen leistungsdiagnostischen Untersuchungen bei Mitgliedern der Deutschen Nationalmannschaften regelmäßig durchgeführt (108,207,242). Im Rahmen der KLD sind folgende Untersuchungen zu absolvieren:

- Maximal- und Kraftausdauer test.
- Sprintschwimmen mit Zusatzlast.
- Analysen von Schwimmzyklus, Starts und Wenden.
- Streckesprungtest.
- Stufentest nach Pansold.

Beim Maximal- und Kraftausdauer test wird die Armzugfrequenz auf der sogenannten Biobank (wirbelstromgebremstes Seilzuggerät; FES Berlin) getestet. Dabei wird über 10 oder 20 maximal ausgeführte Züge des Schwimmers seine maximal zu entwickelnde Zugkraft ermittelt. Wurde dieses früher noch ausschließlich in Form einer Freistilschwimmimitation durchgeführt, ist heutzutage von den Schwimmern ihre individuelle Hauptlage auszuführen. Der Mittelwert aus

den 10 bzw. 20 Zügen wird bestimmt und nach einer Pause von 2 Minuten wird ein Dauertest über 1, 2 oder 4 Minuten durchgeführt. Nutzen dieses Testes ist die Veranschaulichung der individuellen Kraftentwicklung durch einen Vergleich mit den gemessenen Kräften zu vorangegangenen Tests.

Für das Sprintschwimmen mit Zusatzlast sind die Schwimmer über einen Hüftgurt an einem Seil angeschlossen und müssen mit einer Zusatzlast eine Strecke von 15 Metern schnellstmöglich absolvieren. Die Last für die Männer beträgt dabei 4 kg und für die Frauen 3 kg. Jeder bewältigt die Strecke zweimal in seiner individuellen Hauptlage und die Messstrecke in der Bewegungsfrequenz, mittlere Geschwindigkeit und Zyklusweg gemessen werden beträgt 11,5 Meter. Dieser Test dient zur Messung der Antriebsimpulse der Schwimmer bei Lastenaufschlag.

Für die Analysen von Schwimmzyklus, Starts und Wenden sind umfassende Videoanalysen notwendig. Die Analyse des Schwimmzyklus findet dabei üblicherweise im Strömungskanal statt. Prüfkriterien sind vor allem die Wasserlage, die Koordination von Arm- und Beinbewegungen sowie der komplette Armzug. Die Analyse findet direkt im Anschluss an die Aufzeichnung mit dem Athleten und gegebenenfalls dem Trainer statt. Anhand einer Bildanalyse können somit sofort Empfehlungen zu Bewegungsfehlern und zu Korrekturen gegeben werden. Mit Hilfe der Videoanalyse kann auch eine Beobachtung der Entwicklung der Schwimmtechnik im Längsschnitt erfolgen.

Die Analyse des Starts und der Wende erfolgt im Schwimmbecken. Es wird die Reaktionszeit beim Startsprung gemessen und Ausgangsstellung bzw. Absprung beurteilt. Wichtige Kriterien sind dabei die Absprunggeschwindigkeit, Absprungwinkel, Flugzeit, Eintauchstrecke, Startzeit bis 7,5 Metern und die Schwimmzeit für die ersten 15 Meter. Bezüglich einer Verbesserung der Wendentechnik stehen vor allem die Anschwimmgeschwindigkeit, die Drehzeit, die Abstoßdauer, die Abstoßgeschwindigkeit und die Wendezeit bei 10 und bei 15 Metern im Vordergrund. Auch hier erfolgt die Analyse nebst

Verbesserungsempfehlungen direkt im Anschluss mit dem Athleten und dem Trainer. Außerdem sind für die Start und Wendenparameter Normenvorgaben für alle Schwimmmarten entwickelt wurden, die selbstverständlich auch zwischen Männern und Frauen unterscheiden.

Beim Strecksprungtest wird der Strecksprung nach oben ohne Armbeteiligung getestet. Der Absprung erfolgt entweder von einer dynamometrischen Plattform oder von einer Sprungmatte mit Zeitmesseinrichtung. Die Flugzeit und Sprunghöhe werden dabei als Kriterium für die Schnellkraftentwicklung angesehen und mit Normwerten für Männer und Frauen verglichen.

Ein Hauptelement der Untersuchung im Rahmen einer KLD stellt allerdings die Testung der sportartspezifischen Ausdauerleistungsfähigkeit dar. Diese vollzieht sich nach einem modifizierten Stufentestschema, wobei eine Belastung auf niedrigen Belastungsstufen begonnen wird und allmählich in definierten Steigerungsstufen bis zur Ausbelastung gesteigert wird. Für das Schwimmen sind 2 unterschiedliche Verfahren beschrieben worden. Nach Simon werden 300m Strecken mit stufenweise ansteigender Geschwindigkeit in 50m Schwimmbecken geschwommen. Der Stufentest beginnt jeweils mit aeroben Schwimmbelastungen und die Anfangszeiten sind wegen der unterschiedlichen maximalen Schwimmgeschwindigkeiten in den einzelnen Lagen verschieden. Die Belastungsintensität wird durch eine Verkürzung um immer 15 Sekunden für die jeweils nächste 300m Strecke gesteigert (239). Im Bereich der KLD finden Stufentest nach Pansold Anwendung (207). Hier bestimmt jeder Schwimmer in seiner Hauptlage eines individuell auf seine aktuelle Bestzeit zugeschnittenen Tests mit allmählich zunehmender Geschwindigkeit.

Alle Athleten haben dabei 5 Stufen zu bewältigen, wobei die Stufen wie folgt aufgeteilt sind:

Stufe	Anzahl Strecken	Aktuelle Bestzeit (%)	Pause (min)	Serienpause (min)
1	3	80	1	3
2	2	85	1	3
3	1	90	-	5
4	1	95	-	20- 40
5	1	100	-	

Tabelle 1: Stufen der KLD Test .

(207)

200m Spezialisten schwimmen den gleichen Test mit 200m-Strecken und 400m-, 800m und 1500m Spezialisten schwimmen jeweils 400m Strecken und in der 1. und 2. Stufe diese Strecke jeweils nur einmal.

Bei beiden Testverfahren erfolgt am Ende einer jeden Belastungsstufe die Bestimmung der Pulsfrequenz und der Laktatkonzentration. Die Ergebnisse dieses Stufentest liegen in einer Erstellung einer Laktatleistungskurve mit Hilfe deren Einschätzungen der metabolischen Leistungsfähigkeit sowie Trainingsempfehlungen getroffen werden können. Aussagen über die Bewegungsökonomie beim Schwimmen, also das, was als Wassergefühl bezeichnet wird, können durch diese Verfahren nicht getroffen werden (154,226).

Der Einsatz der Spiroergometrie beim Schwimmen stellte sich auch nach der Entwicklung von kleineren Messapparaturen als schwierig heraus, weil man mit dem Schlauchsystem am Rand des Schwimmbeckens mitgehen musste (Siehe Abbildung 14). Später wurden dann fahrbare Brücken konstruiert, welche allerdings auch nicht die Behinderung des Schwimmers durch das Schlauchsystem vor allem bei den Wenden verhinderte (95,273). Dabei stellt ein klassisches tragbares Messgerät der von Douglas 1911 entwickelte und nach ihm benannte Douglas-Sack (siehe Abbildung 13) dar (87,122).



Abbildung 13: Stufen test mit dem Douglas sack (75).

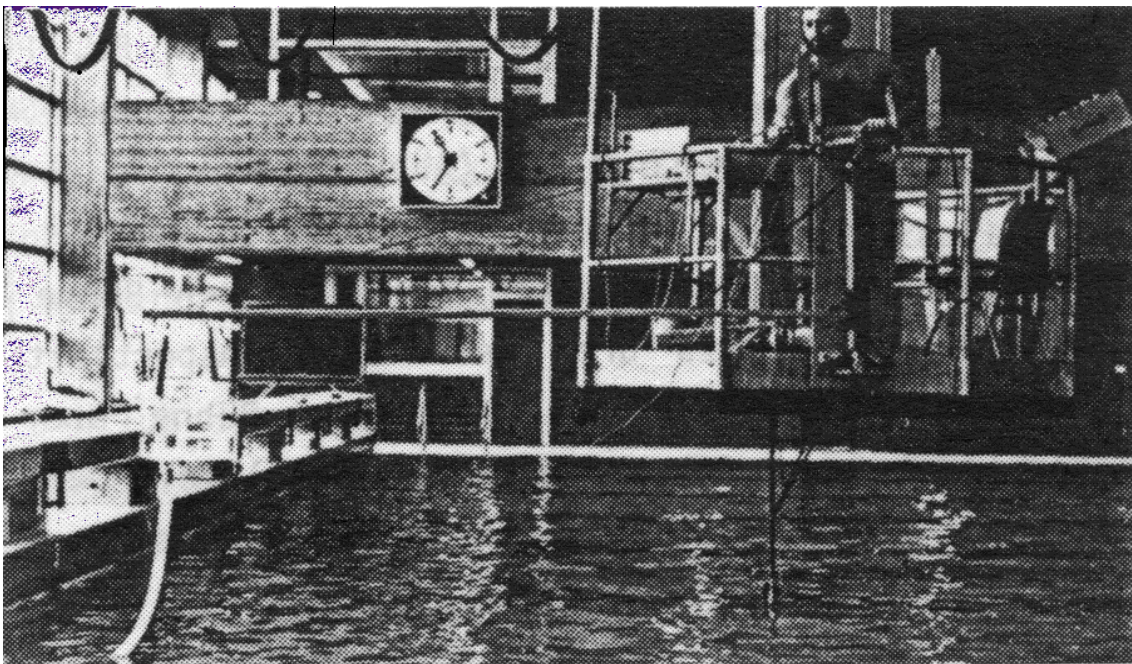


Abbildung 14: Der Einsatz der Spiroergometrie beim Schwimmpool (257).

Bei dieser Methode wird die Expirationsluft über einen definierten Zeitraum in einem Sack gesammelt, um die Sauerstoff- und Kohlendioxidwerte bestimmen zu können. Heutzutage wird dabei ein Massenspektrometer als Analyseinstrument benutzt. Anschließend wird dann die im Douglas-Sack gesammelte Expirationsluft abgesaugt und das Volumen mittels eines Durchflussmessers bestimmt. Außerdem kann dann, unter Berücksichtigung des aktuellen Barometerdruckes und der Gastemperatur, mittels der Haldane-Formel das Atemminutenvolumen, VO_2 und VCO_2 bestimmt werden (122). Der entscheidende Nachteil der Douglas-Sack Methode besteht allerdings darin, dass sie nur Aussagekraft über einen bestimmten Zeitraum und nicht für einen bestimmten Zeitpunkt während einer Belastung besitzt. Auch die Erfassung der respiratorischen Parameter nur in der Pause stellte sich als ungenau heraus. Es konnten dadurch keine Aussagen über die respiratorischen Parameter genau bei Belastungsende getroffen werden.

Eine weitere Verbesserung stellte das Schwimmen auf der Stelle dar. Durch ein Band wurde die schwimmende Person auf einer Position gehalten, so dass eine „online“ Erfassung der respiratorischen Daten möglich war (110). Allerdings kam es bei dieser Methode zu Behinderungen durch den Gurt, der nötig war, damit ein Verlassen der Schwimmposition verhindert wurde. Ein weiterer Nachteil bestand darin, dass die zu schwimmende Geschwindigkeit nur über ein zu haltendes bzw. zu überwindendes Gewicht gesteuert werden konnte.

Als Höhepunkt der technischen Entwicklung kann die Entwicklung des Strömungskanals angesehen werden. Er ermöglicht die Simulation von Schwimmgeschwindigkeiten und -strecken, ohne dabei auf die permanente Registrierung der respiratorischen Werte verzichten zu müssen (77,257).

Der 1972 von Astrand beschriebene, als Gegenstromanlage dienende Strömungskanal (mit 2,5 m Tiefe) erlaubte erstmals standardisierte Studien über die Schwimmleistung (9). Dadurch bestand nun die Möglichkeit, leistungsdiagnostische Tests unter standartisierbaren Bedingungen durchführen

zu können. Vor allem die „online“ Registrierung der respiratorischen Daten und die exakte Bestimmung und Aufrechterhaltung einer konstanten Schwimmgeschwindigkeit über einen beliebigen Zeitraum, durch Einstellung der Strömungsgeschwindigkeit des Kanals, sind von großem Vorteil. Des weiteren bietet der Strömungskanal eine hervorragende Möglichkeit, genaue Bewegungsanalysen und Trainingseinheiten umzusetzen (23,24).

Die Spiroergometrie im Schwimmkanal hat sich über Jahre als die optimale Methode zur Leistungsmessung der Schwimmer erwiesen. Vor allem kann dadurch eine Aussage über die Stoffwechsellage eines Zeitraumes und nicht nur zu einem bestimmten Zeitpunkt, wie es bei der Laktatbestimmung der Fall ist, erfolgen (9,130,226,242,266). Auch können durch die Spiroergometrie die subjektiven Empfehlungen von Technik- bzw. Biomechanikexperten objektiviert werden. Die Aussagen, die über Ökonomie und Technik der Schwimmer getroffen werden, können dadurch zu den metabolischen und physiologischen Verhältnissen in Beziehung gebracht werden (154, 226).

Bezüglich der Atemmaske finden sich insgesamt Vor- und Nachteile, die sich neutralisieren. Durch die Verbindung mit einem Schnorchel, wodurch der Schwimmer zum Atmen keine Drehbewegung mit dem Kopf zu machen braucht, resultiert ein verringerter Energieaufwand. Andererseits ist von Nachteil, dass der Proband permanent mit einer Atemmaske schwimmen muss, die den Wasserwiderstand erhöht. Dieses kann jedoch deshalb vernachlässigt werden, weil der Widerstand in etwa dem entspricht, der durch die Drehbewegung des Kopfes zur Atmung entsteht, den man beim Schwimmen ohne Maske hätte. Dazu absolvierten in einer Studie von Reer et al. (217) 32 Schwimmer denselben Stufentest im Strömungskanal, den sie einmal mit einer „online“ Registrierung der respiratorischen Parameter und ein anderes Mal mit der Registrierung der respiratorischen Parameter mittels der Nachatmungsmethode durchgeführt hatten. Es konnten dabei lediglich tendenziell niedrigere VO_2 -Werte für die mittels der Nachatmungsmethode ermittelten Werte festgestellt werden. Ein signifikanter Unterschied bestand in keiner Belastungsstufe (siehe Abbildung 15).

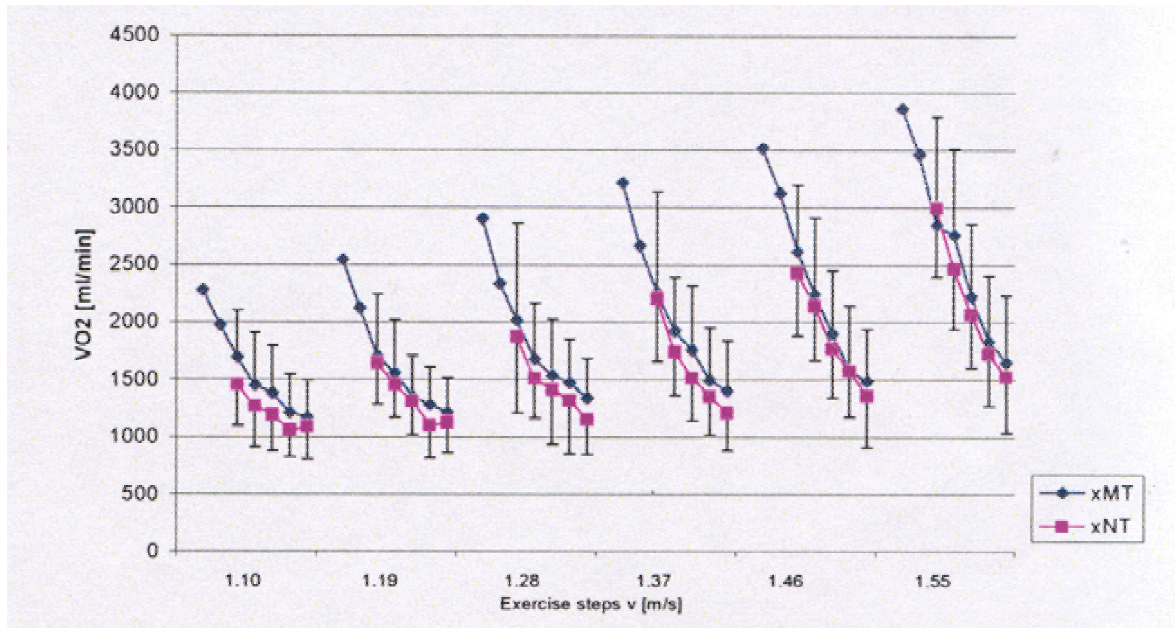


Abbildung 15: Vergleich der VO_2 während Pausen zwischentest mit Maske (xMT) und test ohne Maske (xNT).

Montpetit hingegen stellte in einer Studie fest, dass für alle Schwimmer die erreichte Geschwindigkeit ohne die Gesichtsmaske höher war (1,24 m/s im Vergleich zu 1,39 m/s) (194), so dass es insgesamt nicht völlig zu vernachlässigen ist, dass das Schwimmen mit einer Atemmaske eine ungewohnte Situation darstellt, die den Schwimmer u.a. durch ein Eindringen von Wasser in die Maske behindern kann. Außerdem kann dieser Versuchsaufbau nur in einem Strömungskanal Anwendung finden, da sich im Schwimmbecken das Mitführen des spirometrischen Messsystems als nicht praktikabel herausgestellt hat (32,217).

Dieses Problem kann allerdings durch eine längere Eingewöhnungszeit vermindert werden. Dooly et al. (86) untersuchte dazu 14 Fahrradfahrer, die jeweils einen

Test auf dem Fahrradergometer mit einer Ganzgesichtsmaske oder einem Mundstück absolvierten. Er konnte dabei signifikant niedrigere VO_{2max} -Werte für die Probanden ermitteln, die den Test mit der Ganzgesichtsmaske durchführten. Vermutet wird dabei ein Zusammenhang mit dem erhöhten Widerstand, der bei

der Einatmung zu überwinden ist. Auch Sleivert und Macckinnon (244) führen niedrigere gemessene VO_2 -Werte auf die Apparaturen zurück, die zur Messung der Gasanalyse erforderlich sind, und verweisen dabei vor allem auf die Problematik des Mundstückes. Die genaue Ursache ist dennoch noch nicht eindeutig geklärt, weshalb eine Mundstückmaske vorzuziehen und auf jeden Fall auf den Gebrauch einer Nasenklammer zu achten ist, damit die gesamte Atemluft erfasst werden kann.

Neben der online Registrierung der respiratorischen Parameter stellt die Nachatmungsmethode eine einfachere Möglichkeit zu deren Bestimmung dar. Dazu wird dem Probanden direkt nach der Belastung eine Atemmaske aufgesetzt. Ein spirometrisches System erfasst dann respiratorische Daten. Mittels einer negativen mathematischen Extrapolation können so die VO_2 -Werte bei Belastungsende bestimmt werden (23,165).

Allerdings können dadurch lediglich die VO_2 -Werte bestimmt werden, weshalb bei dieser Methode weniger Aussagen zu treffen sind, als bei der „online“ Registrierung aller respiratorischen Parameter. Da allerdings gerade die VCO_2 -Werte zur Ermittlung des respiratorischen Quotienten wichtige Aussagen über die metabolische Versorgungslage des Organismus zulassen, haben Untersuchungen im Strömungskanal die umfassendere Aussagekraft.

Insgesamt ist zu bemerken, dass durch die Kombination von Laktatbestimmung und Spiroergometrie in der Leistungsdiagnostik genauere Aussagen über einerseits die metabolischen- als andererseits die respiratorischen Parameter der Athleten getroffen werden können. Dieses stellt eine Kombination aus einer sich über Jahre für die Trainingssteuerung in der Praxis etablierten Methode (Laktat-Leistungsdiagnostik) und einer Methode, die zusätzlich eine Beurteilung der Ökonomie/Technik erlaubt dar (32,213,242).

1.10 Nachatmungsmethode

Von Hill und Lupton wurde 1923 (116) der Sauerstoffverbrauch in der Nachbelastung als Fläche zwischen dem Ruhe O_2 -Verbrauch und dem abfallenden Verbrauch an Sauerstoff in der Phase der Nachbelastung definiert und als „ O_2 debt“ bezeichnet. Andere Autoren sprechen im gleichen Zusammenhang von „excess postexercise oxygen consumption“ (EPOC), „phlogiston dept“ oder auch „recovery O_2 “ (42). Dabei wurden von Margaria et al. 1933 (103) eine Unterscheidung in eine schnell- und eine langsam abfallende Phase getroffen. In der schnellen Phase wird danach hauptsächlich das Kreatinphosphat resynthesiert (alaktazide Phase), wohingegen in der langsamen Phase das angehäuften Laktat resynthesiert wird (laktazide Phase). Dass in der Nachbelastungsphase die Kurve des Sauerstoffverbrauches einen exponentiellen Verlauf besitzt, wurde als erstes von Krogh (159) festgestellt.

Di Prampero stellte in einer Studie allerdings fest, dass die Sauerstoffkurve nicht sofort nach Beendigung der Belastung absinkt, sondern für einige Zeit auf dem Maximalwert verharrt (Abbildung 16).

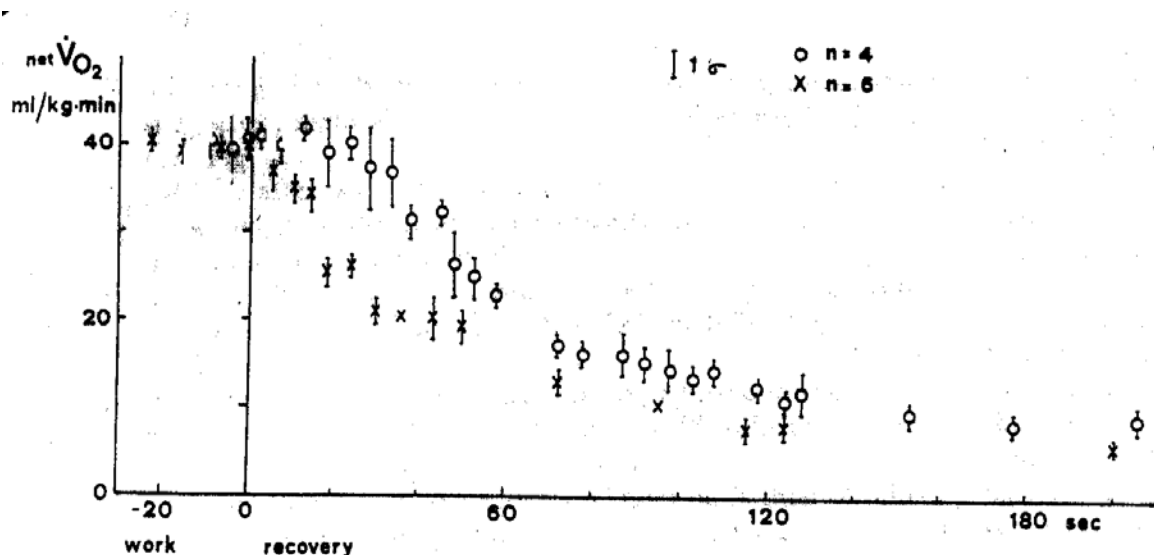


Abbildung 16: Die Sauerstoffkurve nach der Belastung (82).

Dazu ließ di Prampero fünf Probanden eine Ausbelastung auf dem Laufband bei 18 km/h absolvieren. In der Nachbelastung wurde dann ein Plateau der VO₂-Werte festgestellt, welches für 12-35 Sekunden auf dem maximalen Niveau bleibt, um erst dann einen exponentiellen Abfall aufzuweisen. Er vermutet dabei, dass dieses Phänomen mit dem benötigten Sauerstoff zur Restitution des Kreatinphosphats im Zusammenhang steht. Bei maximalen Belastungen kann allerdings keine Verzögerung mehr festgestellt werden (82,178).

Leger et al. (165) hingegen fanden in einer Untersuchung heraus, dass die O₂-Kurve in der Nachatmung von Beginn an und unabhängig von der Belastungsintensität einen exponentiellen Abfall aufweist. Leger et al. untersuchten dafür 36 Personen, die zwei identische Stufentests auf einem Laufbandergometer zu absolvieren hatten, wobei in einem Fall die VO₂-max, bei kontinuierlicher Erfassung der respiratorischen Werte, aus den jeweils letzten 30 Belastungssekunden ermittelt wurde und in dem anderen Fall eine mathematische Extrapolation zur Anwendung kam. Für Letzteres wurde den Probanden in den Pausen bzw. bei Belastungsabbruch schnellstmöglich eine Maske aufgesetzt, so dass die VO₂max erfasst werden konnte. Durch eine mathematische negative Extrapolation können die VO₂max-Werte bei Belastungsende nach der allgemeingültigen Formel

$$y = ae^{-bx}$$

bestimmt werden

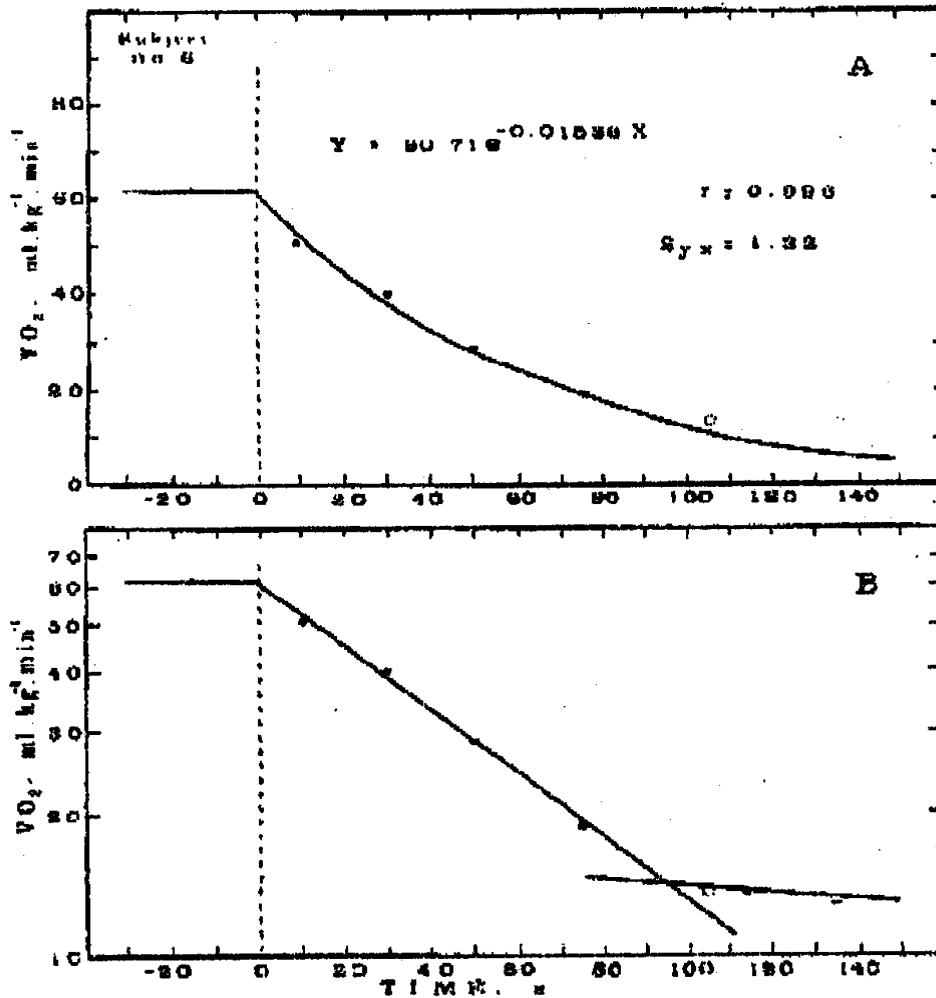


Abbildung 17: Sauerstoffkurve nach der Belastung (165).

Dabei gingen Leger et al. auch auf die beschriebenen unterschiedlichen Phasen des Abfalls der VO_2 -Kurve ein. Sie ermittelten eine Dauer der schnellen Phase von 80 Sekunden, die damit 7 bis 24mal kleiner war als die langsame Phase. Insgesamt kamen die Autoren zu dem Ergebnis, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den kontinuierlich während der Belastung gemessenen und den mathematisch errechneten VO_2 -Werten festzustellen waren.

Lemon (166) kam bei einem Laufbandtest zu dem gleichen Ergebnis. Lediglich in der maximalen Stufe konnten in der Nachatmung gegenüber der Online – Registrierung hierbei leicht niedrigere VO_2 -Werte festgestellt werden. Im

Gegensatz dazu fanden Lavoie et al. (164) in einer Untersuchung bei Schwimmern unter Anwendung der mathematischen Extrapolation durchweg höhere VO_2 Werte als die tatsächlichen online gemessenen VO_2 -Werte heraus.

1.10.1 Vor- und Nachteile der Nachatmungsmethode

Die Nachatmungsmethode besitzt einige Vorteile gegenüber herkömmlichen Methoden. Entscheidend dabei ist, dass keine Messinstrumente während der Ausübung der Sportart mit dem Sportler verbunden sein müssen. Gerade bei einer Sportart wie dem Schwimmen kann dieses von entscheidendem Vorteil sein, da die Beeinträchtigung der Wasserlage und die etwaige Erhöhung des Wasserwiderstandes eine Behinderung darstellen würde. Die Nachatmungsmethode ermöglicht dem Schwimmer, seine Sportart ohne diese störende Apparaturen ausüben zu können. Dadurch ist es ihm vor allem leichter möglich eine volle Ausbelastung zu erreichen. Die tatsächlichen erreichten Schwimgeschwindigkeiten entsprechen daher unverfälscht der jeweiligen Belastungsintensität (194).

Leger et al. kommen dadurch zu dem Ergebnis, dass die Nachatmungsmethode als valide Methode zur Berechnung der VO_{2max} Werte angesehen werden kann. Ferner können die für eine online Messung notwendigen Apparaturen, die vom Sportler in einem Feldtest mittransportiert werden müssen, eine Behinderung darstellen. Diese künstlich hergestellte Situation kann zu einer Beeinträchtigung der Messergebnisse führen.

Auch Sleivert and Mackinnon (244) verglichen mehrere Nachatmungsmethoden (monoexponential-, exponential-, biexponential- und lineare Extrapolation) mit der direkten Messung der VO_2 Werte. Dabei kam er zu dem Ergebnis, dass sowohl die lineare- als auch die exponentielle Extrapolation zu aussagekräftigen Ergebnissen führt.

Andere Autoren allerdings betrachten die Nachatmungsmethode nicht als valide Methode zur Ermittlung der VO_2 max Werte. Carré et al. (50) beispielsweise fanden einen signifikanten Unterschied zwischen der online Registrierung und der Nachatmungsmethode bei 18 Kajakfahrern heraus. In dem Vergleich zwischen einem Feld- und Labortest konnte gezeigt werden, dass die VO_2 Werte, die durch die mathematische Extrapolation errechnet wurde, dazu tendieren signifikant höher zu sein als die der tatsächliche Sauerstoffverbrauch.

Selbst Leger et al. (165), die die Nachatmungsmethode als valides Instrument zur Ermittlung der VO_2 max Werte ansehen, schränken dieses für die maximale Stufe innerhalb eines Stufentestes ein. Dieses soll daran liegen, dass in der maximalen Stufe die VO_2 Werte kein durchgängiges Plateau bilden und deshalb die durch die mathematische Extrapolation errechneten Werte unter den tatsächlichen VO_2 Werten liegen.

Untersuchungen von Rodriguez (222) bestätigen diese Annahme. Allerdings wird dabei die Erklärung in dem Verhalten der VO_2 Kurve nach der Belastung gesucht. Das Verharren der VO_2 Werte auf einem hohen Niveau nach Abbruch der Belastung bei maximaler Ausbelastung konnte auch bei di Prampero (83) festgestellt werden. Er fand in einem Laufband - Stufentest heraus, dass die VO_2 Werte nach der letzten maximalen Stufe für einen Zeitraum von 20 Sekunden auf einem hohen Niveau bleiben, um erst danach abzufallen. Diese Verzögerung des Abfalls führt er auf die Resynthese von Kreatinphosphat unter Verbrauch von Sauerstoff zurück. Rodriguez selbst konnte einen verspäteten Abfall von 3-10 Sekunden ermitteln. Dieses zeitlichen Unterschied zwischen ihm und di Prampero führt er auf eine genaue Messung der VO_2 Werte zurück. Dabei bediente sich Rodriguez eines Systems, welches nach dem „breath by breath“ Prinzip bei jedem einzelnen Atemzug den O_2 Verbrauch und die CO_2 Abgabe ermittelt. Es erscheint also somit eine Überschätzung bei der Bestimmung der VO_2 Werte durch die Nachatmung als wahrscheinlich.

Bei der Sportart Schwimmen kommt als weiterer Nachteil hinzu, dass eine online Registrierung valide nur in einem Strömungskanal durchgeführt werden kann. Nicht nur Bau und Betrieb sind mit hohen Kosten verbunden, es ist auch zusätzlich problematisch, dass immer nur jeweils ein Proband zur Zeit getestet werden kann (23,165).

2. Material und Methoden

2.1 Probanden

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden insgesamt 53 Schwimmer untersucht. Anhand der aktuellen 200 m Freistilzeiten wurde das Gesamtkollektiv in drei Gruppen eingeteilt:

17 Hochleistungsschwimmer (H) mit einer Bestzeit auf 200m Freistil zwischen 1:54 - 2:00 min (Alter: $19,5 \pm 4,6$ Jahre; Körpergröße: $173,7 \pm 8,9$ cm; Körpergewicht: $64,9 \pm 9,7$ kg; Trainingsalter: $10,2 \pm 3,3$ Jahre; Trainingsumfang: $7,4 \pm 1,8$ Einheiten/Woche)

24 Leistungsschwimmer (L) mit einer Bestzeit auf 200m Freistil zwischen 2:04 - 2:28 min (Alter: $17,9 \pm 3,5$ Jahre; Körpergröße: $179,9 \pm 8,3$ cm; Körpergewicht: $69,9 \pm 7,8$ kg; Trainingsalter $7,2 \pm 2,9$ Jahre; Trainingsumfang: $6,1 \pm 1,4$ Einheiten/Woche)

12 Schwimmer durchschnittlichem Leistungsniveaus (D) mit einer Bestzeit auf 200m Freistil zwischen 2:30-2:35 min (Alter: $19,3 \pm 3,7$ Jahre; Körpergröße: $171,3 \pm 13,2$ cm; Körpergewicht: $62,4 \pm 14,1$ kg; Trainingsumfang: $6,5 \pm 1,1$ Jahre; Trainingsalter $4,0 \pm 2,3$ Einheiten/Woche)

Variable	Gruppe	H	L	D	Anova	H - L	H - D	L - D
200m Freistil		1,54 - 2,00	2,04 - 2,28	2,30 - 2,35	***	***	***	***
n		17	24	12	----	-----	-----	-----
Trainingseinheit pro Woche		7 ± 1,7	6 ± 1,4	4 ± 2,2	***	n.s.	***	***
Trainingsjahre		10 ± 3,2	7,3 ± 2,8	6,2 ± 1	***	**	**	n.s.
Anzahl der Schwimmer am Ende der Stufenleistung		6	15	9	----	-----	-----	-----
Erreichte Geschwindigkeitsstufen (m/s)		1,64	1,55	1,28	----	-----	-----	-----
Körpergröße (cm)		174 ± 8,8	180 ± 8,3	171 ± 13,2	*	n.s.	n.s.	*
Gewicht (Kg)		65 ± 9,7	70 ± 7,8	62 ± 14	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tabelle 2: Anthropometrische Daten der Probanden.

2.2 Untersuchungsabläufe

Die Untersuchung fand im Strömungskanal des Olympiastützpunkt Hamburg/Kiel statt. Der Kanal hat eine Länge von 13 Metern, von denen 9 Meter zum Schwimmen genutzt werden können, eine Breite von 2,50 Metern, welches einer Bahnbreite in einem durch Schwimmleinen unterteilten Schwimmbecken entspricht und eine Wassertiefe von durchgängigen 1,35 Metern. Die Wassertemperatur betrug bei allen Tests jeweils 27°C. Die Strömung des Wassers wird von zwei Axialpumpen erzeugt, die jeweils eine Leistung von 75 kW aufweisen. Die Drehzahl ist über einen Frequenzwandler zwischen 17 und 50 Hz regelbar. Mit einer Förderleistung von 1,3 m³/s – 7,5 m³/s wird das Wasser in den Schwimmkanal gedrückt, so dass eine gleichmäßige Wassergeschwindigkeit

zwischen 0,05 m/s bis 2,3 m/s erzeugt werden kann. Der Rückfluss zu den Axialpumpen erfolgt in einem Kanal unter der Schwimmbene (Abbildung 18). Die Der gesamte Wasserinhalt des Strömungskanals beträgt 145 m³. Die Kalibrierung der Strömungsgeschwindigkeit wurde von der Schiffbautechnischen Versuchsanstalt Hamburg durchgeführt. Dabei wurde im Kanal an verschiedenen Stellen und bei verschiedenen Geschwindigkeitseinstellungen die Wassergeschwindigkeit bestimmt. Für die Schwimmposition, die die Probanden in der vorliegenden Untersuchung einzuhalten hatten, ergab sich eine hochgradige Übereinstimmung zwischen eingestellter und gemessener Geschwindigkeit (232).

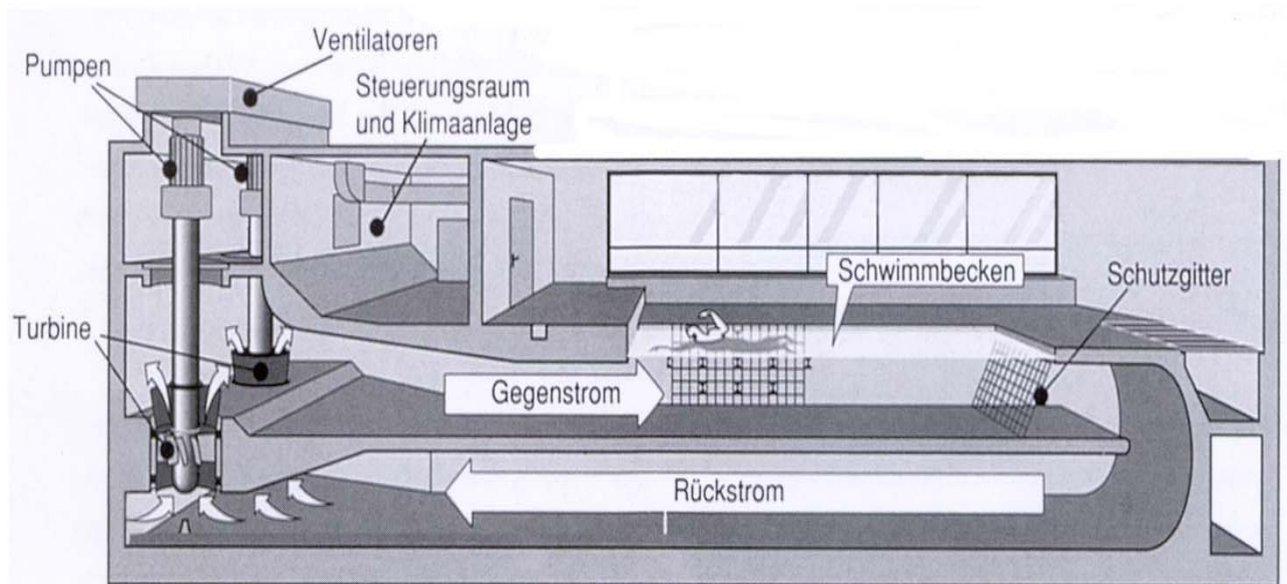


Abbildung 18: Technischer Aufbau des Strömungskanals am Olympiastützpunkt Hamburg/Kiel (13)

Die Probanden wurden über die Versuchsdurchführung aufgeklärt und erteilten ihre schriftliche Einverständniserklärung. Ihnen wurde erläutert, dass sie zu jeder Zeit die Möglichkeit hätten, den Test abubrechen. Außerdem wurden sie im Vorwege aufgefordert am Tag vor der Untersuchung keine übermäßig großen körperlichen Anstrengungen auszuüben. Aufgrund der anamnestischen Daten gab es keinen Hinweis, dass bei den Probanden gesundheitliche Einschränkungen

vorlagen. Mittels einer Messlatte wurde die Körpergröße bestimmt, sowie das Körpergewicht auf einer Personenwaage (Seca, Deutschland) gemessen.

Während des Tests wurde beginnend mit 1,10 m/s die Wassergeschwindigkeit stufenweise alle 3 Minuten um 0,09 m/s erhöht, wobei es zwischen den einzelnen Belastungsstufen jeweils eine einminütige Pause gab. Die Erhöhung der Geschwindigkeit erfolgte bis zum Abbruch aufgrund vollständiger Ausbelastung. Die Messung der respiratorischen Parameter erfolgte kontinuierlich von der 1. Minute vor der Belastung bis zur 7. Nachbelastungsminute mit Hilfe eines Oxycon-

Sigma Spirometriesystem (Firma Mijnhardt; Bunnik; Holland). Mittels einer fahrbaren Brücke und einem an das Oxycon angeschlossenen Schlauchsystems kann die Erfassung der respiratorischen Daten an jeder Stelle des Kanals erfolgen. Das Oxycon ist dabei einerseits mit einem PC und andererseits über das Schlauchsystem mit dem Probanden verbunden. Die spirometrischen Werte wurden dabei während des gesamten Testes online von dem Oxycon Gasanalysegerät gemessen und die Daten von einem tragbaren Laptopcomputer gespeichert. Die Auswertung der gespeicherten Daten wurde mit dem Programm Oxycon Gamma (Version 3.31; Firma Mijnhardt; Bunnik; Holland) vorgenommen.

Der Schlauch, der mit dem Probanden verbunden ist, hat eine Länge von 3 Metern, einen Durchmesser von 3,4 cm und damit ein Volumen von 2450 ml. Der inspiratorische Anteil des Schlauchsystems, hat eine Länge von 75 cm. Das Mundstück mit parallel angeordneten Ein- bzw. Auslassventilen hat einen Totraum von nur 30 ml, der damit keine negativen Auswirkungen auf die Ergebnisse besitzen dürfte (257). Das Maskensystem, welches den Probanden über den Schlauch mit dem Spirometriesystem Oxycon verband, bestand aus einem „Beiss-Mundstück“, welches dem üblicherweise im Tauchsport benutzten Schnorchelssystem entspricht. Zusätzlich verhinderte eine Nasenklammer, dass die Probanden Luft außerhalb dieses Maskensystems Ein- bzw. Ausatmen konnten.



Abbildung 19: Erfassung der respiratorischen Werte während der Belastung.

Das Oxycon registriert die respiratorischen Daten im Mischkammerverfahren. Dabei wird die O_2 -, CO_2 -Konzentration jedes Atemzuges erfasst und alle 10 Sekunden ein Durchschnittswert ausgegeben. Die Bestimmung des Volumens erfolgt durch die Messung der Umdrehungsfrequenz eines sich im Schlauch befindlichen Propellers, der durch den „Atem flow“ in Drehung gebracht wird. Dabei wird die Umdrehungsfrequenz durch einen Lichtschrankenmechanismus ermittelt. Zur eigentlichen Gasanalyse wird im Oxycon alle 5 Millisekunden die O_2 und CO_2 Konzentration gemessen. Jeweils 8 Proben werden dann addiert und somit alle 40 Millisekunden ein Wert errechnet, der mit dem Volumen multipliziert die exakte Konzentration von O_2 und CO_2 wiedergibt.

In der vorliegenden Untersuchung waren für die Auswertung die aus den vom Oxycon erfassten Werten berechneten Parameter Sauerstoffverbrauch (VO_2),

Kohlendioxidproduktion ($V\text{CO}_2$), respiratorischer Quotient (RQ) und die Ventilation (VE) von besonderem Interesse. Vor jedem Messzyklus wurde eine Aufwärmzeit des Oxycons von 30 Minuten durchgeführt. Danach erfolgte eine Volumenkalibration. Dazu erfolgt zuerst eine automatische Kalibration, bei der das Gerät selbständig Raumlufte aus einem eingebauten Erweiterungsgefäß in die Mischkammer injiziert. Als nächstes folgt eine manuelle Volumenkalibration mit einer „3 Liter Volumen-Spritze“, mit der mehrmals manuell ein Volumen von drei Litern in das Mischkammerverfahren injiziert wird. Zur Kalibration der O_2 und CO_2 Analysatoren wird dem Oxycon über einen Verbindungsschlauch ein Eichgas mit einer festgelegten Konzentration von 5% CO_2 , 15% O_2 und 80% N_2 zugeführt.

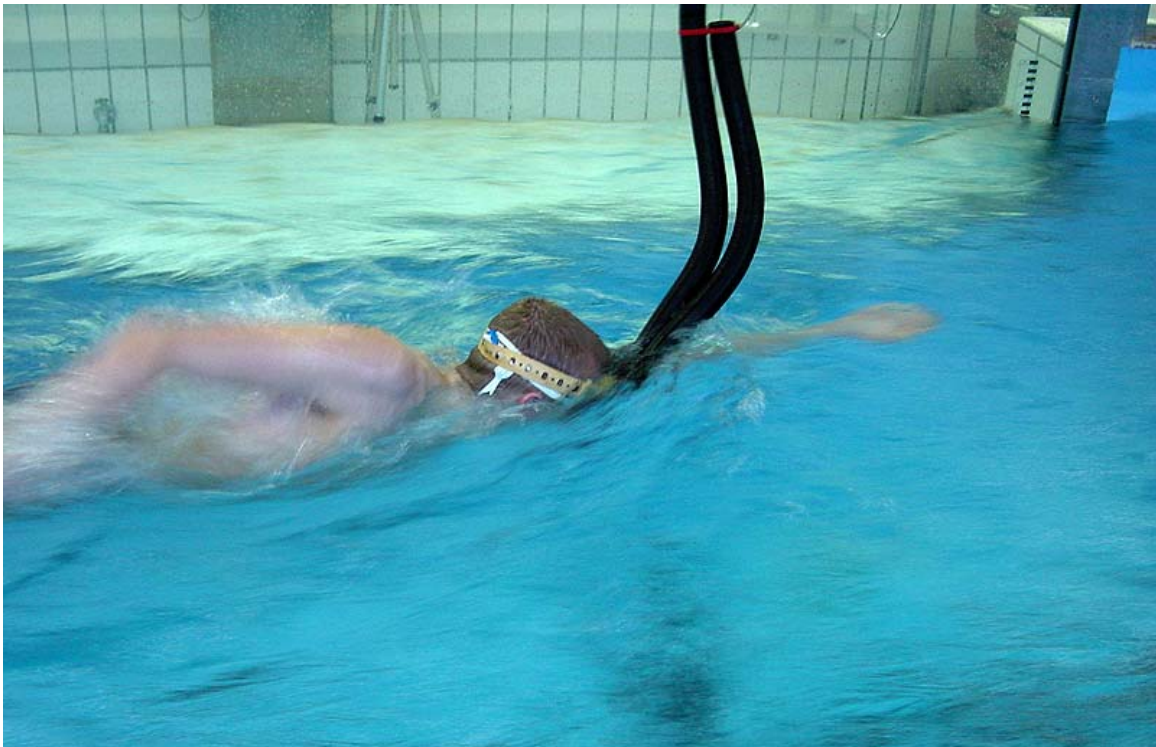


Abbildung 20: Erfassung der respiratorischen Werte während der Belastung.

Eine Minute vor der Belastung, in den Belastungspausen von einer Minute und in der Nachbelastungsphase erfolgte zu definierten Zeitpunkten (4. und 7. Minute) eine Entnahme von Kapillarblut zur Laktatbestimmung aus dem (rechten) Ohrläppchen des Probanden. Nach einem Einstich mit einer Solofix Lancette (Braun Petzold GmbH; Melsungen; Deutschland) wurde das Blut mittels einer 20 ml EBIO/ESAT End-zu-End Kapillare (Eppendorf-Netheler-Hinz-GmbH; Hamburg;

Deutschland) entnommen. Das Röhrchen wurde mit dem darin enthaltenen Blut jeweils in ein Probegefäß mit 1000 μ l Systemlösung für Laktatbestimmung (EBIO/ESAT Probegefäße; Eppendorf-Netheler-Hinz-GmbH; Hamburg; Deutschland) eingeschlossen. Die Laktatproben wurden nach dem enzymatisch-amperometrischen Messprinzip (17) bestimmt. Dabei ist das Analysegerät: EBIO plus (EBIO plus 6668; V1.61; Eppendorf-Netheler-Hinz-GmbH; Hamburg; Deutschland) in der Lage Vollblut, Kapillarblut, Serum oder Plasma mit einer Laktatkonzentration in einem Messbereich von 0,5 – 30 mmol/l zu analysieren. Das Analysegerät benötigt eine Aufwärmzeit von 15 Minuten und wird täglich mittels vier verschiedenen Kontrollproben mit Systemlösung kalibriert.



Abbildung 21: Laktatabnahme

Zur Registrierung der Herzfrequenz schwammen die Probanden mit einem Polargurt und einer Polaruhr (Accurex PlusTM; Polar Electro GmbH; Büttelborn; Deutschland). Das Gerät zeichnet alle 5 Sekunden einen Wert auf, der eine Mittelung der Herzschläge der jeweils letzten 5 Sekunden darstellt. Für die Untersuchung wurde die Mittelung der letzten 5 Sekunden vor Beendigung der jeweiligen Stufe bzw. des etwaigen Belastungsendes herangezogen. Nach

derselben Methode wurde die Ruheherzfrequenz vor der Belastung und die Herzfrequenz in der Nachbelastungsphase zu definierten Zeitpunkten (1., 4. und 7. Minute) erhoben.

Die Armzugfrequenz wurde während der letzten 30 Sekunden jeder Belastungsstufe ermittelt. Hierzu wurde eine digitale Handstoppuhr (TIMESTAR pc- 410; Schütt GmbH; Marburg; Deutschland) verwendet. Damit kann durch die Messung von drei Armzyklen die Armzugfrequenz pro Minute bestimmt werden (Tabelle 3).

Variabel	Größe	Gewicht	La	HF	VO ₂	VCO ₂	VE	RQ	VO ₂ /Kg	Armzüge
Vor der Belastung	##	##	##	##	##	##	##	##	##	----
während der Belastung (1,1-1,64 m/s)	----	----	----	----	##	##	##	##	##	##
Pausen	----	----	##	##	##	##	##	##	##	----
Nachbelastung (bis 7. min)	----	----	##	##	##	##	##	##	##	----

Tabelle 3: Erfassung der verschiedenen Messparameter in zeitlicher Übersicht

Messung

----- Keine Messung

2.3 Laktat- und respiratorische Schwellenbestimmungen

Zur Bestimmung der individuellen anaeroben Schwelle (IAS) wurde nach der Methode von Simon (239,243) vorgenommen. Sein Verfahren die IAS bei 1,5 mmol/l über den individuell festgestellten Basislaktat festzulegen wurde durch jahrelange trainingsbegleitende Untersuchungen im Schwimmsport abgesichert.

Die respiratorische Schwellenbestimmung wurde die „visuelle V-Slope-Methode“ von Beaver et al. (15) zu Grunde gelegt. Dabei kommt es bei der graphischen Darstellung der VCO_2 und VO_2 Kurven nach einem parallelen Anstieg im aeroben Bereich zu einem Schnittpunkt der beiden Graphen, so dass der respiratorische Quotient (RQ) einen Wert von 1 aufweist. An diesem Schnittpunkt, der aufgrund eines überproportionalen Anstieg der VCO_2 Werte durch eine einsetzende Bikarbonatpufferung entsteht, wird die respiratorische Schwelle angenommen (14,15).

Um die Laktatschwelle mit der respiratorischen Schwelle zu Vergleichen, wurde die Schwimmgeschwindigkeit (m/s) an der jeweiligen Schwelle bestimmt. Zur graphischen Darstellung (Excel; office 97; Version 8.0; Microsoft Corporation; USA; 1999) der Korrelation (STATISTICA; Version 5.1, StatSoft Inc., Tulsa, USA, 1996) der beiden Parameter wurde die Schwimmgeschwindigkeit (m/s) an der Stelle, an der das jeweilige Basislaktat um 1,5 mmol/l überschritten wurde auf die eine Achse und die Stelle an der ein RQ von 1 gegen war, auf die andere Achse aufgetragen.

2.4 Laktat Shuttle

Zur Beantwortung der Fragestellung, ob das Phänomen des „Laktat-Shuttles“, von der Leistungsstärke der Schwimmer abhängt wurden die Werte in der jeweils maximal realisierten Belastungsstufe mit den Werten der Nachbelastungsphase von den drei Gruppen miteinander verglichen. Dazu wurde die Differenz der Sauerstoffaufnahme (ml/min/kg) in der letzten Minute und der Sauerstoffaufnahme (ml/min/kg) in der ersten Nachbelastungsminute gebildet.

Als zweite Methode zur Überprüfung des Laktat Shuttles wurden die VO_2 (ml/min/kg) Werte bei allen drei Gruppen jeweils eine Minute nach einer Belastungsstufe bei gleichem Energieeinsatz ermittelt. Eine gleiche energetische Aufwendung wurde dabei für VO_2 (ml/min/kg) steady state Werte angenommen, die sich unabhängig von der jeweiligen Geschwindigkeitsstufe nicht signifikant ($p > 0,05$) voneinander unterscheiden.

2.5 Bestimmung der Schwimmökonomie durch $\Delta VO_2 / \Delta v$

Die Berechnung des Quotienten aus ΔVO_2 (Differenz zwischen Sauerstoffaufnahme pro Kilogramm Körpergewicht [ml/min/kg] einer Belastungsstufe und der vorherigen) und Δv (Differenz zwischen der Geschwindigkeit [m/s] einer Belastungsstufe und der vorherigen) kann in folgender Formel ausgedrückt werden.

$$\frac{VO_2 \text{ steady state (Stufe } n) - VO_2 \text{ steady state (Stufe } n-1)}{0,09 \text{ (m/s)}}$$

n = Änderung der Geschwindigkeit von einer Stufe zur nächsten.

2.6 Statistische Methoden

Für die statistische Auswertung der respiratorischen und metabolischen Parameter wurden die üblichen deskriptiven Kennziffern: Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD) und Standardfehler des Mittels (SEM) mit Hilfe der Tabelle des Kalkulationsprogramms MS – Excel (Version 8.0, Micro Soft Corporation, USA) berechnet.

Bei der Aufzeichnung der respiratorischen Parameter durch das Oxycon Gerät wurden die Daten von der ersten Sekunde des Testes bis zur 7. Nachbelastungsminute erhoben. Zur Datenbearbeitung der vom Oxycon registrierten Werte (vor allem VO_2 , VCO_2 , VE und RQ) erfolgte ein Datentransfer in das Programm Excel (Version 8.0, Micro Soft Corporation, USA). Der Datensatz wurde dann in die Vorbelastungs-, Belastungs-, Nachbelastungs- und Pausenphasen eingeteilt. Die während der letzten 10 Sekunden ermittelten Werte für VO_2 , VCO_2 und VE wurden als repräsentativ für die jeweilige Belastungsstufe betrachtet.

Die von dem Herzfrequenzmesser Accurex Plus™ (Accurex Plus™; Polar Electro GmbH; Büttelborn; Deutschland) registrierten Frequenzen wurden nach dem Test über einen entsprechenden Adapter in ein Excel Programm (Version 8.0, Microsoft Corporation, USA) transferiert.

Die graphische Darstellung erfolgte mit dem Programm Excel (office 97; Version 8.0; Microsoft Corporation; USA; 1999). In den Graphiken wird für die Darstellung der Streuungssäule auf den SEM zurückgegriffen. Für die Prüfung auf Mittelwertunterschiede wurde das Programm STATISTICA (Version 5.1, StatSoft Inc., Tulsa, USA, 1996) herangezogen.

Die Verteilungsform wurde mit Hilfe des Kolmogoroff-Smirnoff-Tests (ns-Test) überprüft. Die Zwei-Stichprobe Fragestellung wurde mit Hilfe des Students t-Tests und Mehr-Stichprobe Fragestellung mit Hilfe der einfaktoriellen Varianzanalyse (1-way Anova) auf Signifikanz untersucht. Bei Signifikanz des Globaltests wurde post-hoc ein multipler Mittelwertvergleich mit Hilfe des Turkey-Tests durchgeführt (Honst Significant Differnce Test = HSD). Eine Signifikanz wird akzeptiert ab einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $p \leq 0,05$. Kleinere Irrtumswahrscheinlichkeiten ($p \leq 0,01$, respektive $p \leq 0,001$) werden als hoch signifikant interpretiert.

Die Korrelation zwischen der respiratorischen- und der Laktat Schwelle wurde durch den Pearson Korrelationskoeffizienten berechnet (Programm STATISTICA: Version 5.1, StatSoft Inc., Tulsa, USA, 1996).

Folgende Symbole werden dabei im Text, sowie in den graphischen und tabellarischen Abbildungen verwandt:

$p > 0,05$	=	(n.s.) nicht signifikant
$p \leq 0,05$	=	(*) signifikant
$p \leq 0,01$	=	(**) deutlich signifikant
$p \leq 0,001$	=	(***) hoch signifikant

2.7 Kritiken an der Methode

Bei der Durchführung der Untersuchung im Strömungskanal muss der Wasserstand eine bestimmte Höhe aufweisen, da unterschiedliche Wassertiefen die Ergebnisse beeinflussen würden. Dazu wurde jeweils vor Beginn des Stufentestes die Wassertiefe anhand einer am Unterwasserfenster angebrachten Tiefenskala kontrolliert. Eine Abweichung von der normierten Tiefe wurde durch Ab- respektive Zupumpen von Wasser korrigiert. Dieses war notwendig, da bei einer Prüfung der Schiffbautechnischen Versuchsanstalt Hamburg festgestellt wurde, dass bei einer Abweichung von der vorgegebenen Wassertiefe die tatsächliche Strömungsgeschwindigkeit nicht mehr mit der eingestellten Geschwindigkeit übereinstimmt (232).

Für einige Schwimmer stellte die Benutzung der ungewohnten Oralmaske ein Problem dar. Auch waren die Probanden durch die Nasenklammer gezwungen ausschließlich durch den Mund zu atmen. Ferner hatten einige Schwimmer und dabei eher die mit einer größeren Leistungsfähigkeit schon Erfahrungen aus früheren Untersuchungen mit dem Umgang der Apparatur. Die einminütige Vorbelastungsphase und der Testbeginn bei einer relativ langsamen Geschwindigkeit sollten dazu beitragen, eine problemlose Gewöhnung an die Apparatur zu gewährleisten. Eine Beeinflussung der Schwimmtechnik und/oder der physiologischen Parameter sind dabei durch die vom Arbeitskreis Sport- und Bewegungsmedizin speziell für den Strömungskanal entwickelte Maske auszuschließen. Dazu konnte in einer Untersuchung gezeigt werden, dass die gemessenen VO_2 Werte beim Schwimmen mit einer Oralmaske und ohne jegliche Apparaturen eine hervorragende Übereinstimmung aufwiesen (31,32,33,217).

Da die Bedingungen in der Schwimmhalle mit einer Temperatur über 25° Celsius und einer hohen Luftfeuchtigkeit eine besondere Umgebung darstellt, kann es in seltenen Fällen zu Messungsungenauigkeiten gekommen sein. Um dieses Problem zu minimieren, wurde die Adaptationsphase des Gerätes an die

Umgebung auf die doppelte, als die vorgeschriebene Zeit verlängert (60 anstatt 30 Minuten). Außerdem wurde eine tägliche Gaskalibration durchgeführt.

Bei der Eichung der Strömungsgeschwindigkeit des Wassers im Kanal (232) waren an verschiedenen Positionen des Kanals unterschiedliche Geschwindigkeiten festgestellt wurden. Somit war die Einhaltung einer exakten Schwimmposition von großer Wichtigkeit. Gerade in den unteren Stufen stellte sich dieses des Öfteren als schwierig für die Probanden heraus. Dieser Problematik wurde durch eine vorherige genaue Erläuterung der Schwimmposition und gegebenenfalls durch eine Positionskorrektur von außen während der Belastungsstufen entgegengewirkt.

In sehr seltenen Fällen kam es zu Problemen bei der Herzfrequenzmessung. Dieses entstand durch einen Kontaktverlust des Thoraxgurtes des Polar-Sporttesters mit der Haut des Probanden, welches durch das anströmende Wasser verursacht wurde. Die Herzfrequenzmessung wurde dann in den ersten 10 Sekunden der Pause durch Palpation an der Halsschlagader durchgeführt. Bei der Bestimmung der individuellen anaeroben Schwelle kann es zu Ungenauigkeiten gekommen sein, weil es sich bei der angewandten Methode von Simon (Basislaktat plus 1,5 mmol/l), um eine semiwissenschaftlichen Methode handelt, die sich zwar in der trainingswissenschaftlichen Praxis bewährt, für die es aber lediglich empirische Begründungen und gerade bei Sprintschwimmern oftmals eine höhere Schwelle zu beobachten ist (239,243).

3 Ergebnisse

3.1 Die respiratorischen Parameter

3.1.1 Sauerstoffverbrauch ml/min

Die H haben auf allen vergleichbaren Belastungsstufen einen anfallen vergleichbare Belastungsstufen einen signifikant niedrigeren Sauerstoffverbrauch als die Gruppen L und D, die in den ersten drei Stufen fast gleiche Werte aufweisen, welche sich nicht signifikant unterscheiden. In der Nachbelastung (4. Nachbelastungsminute) weisen die L den höchsten Wert auf der sich signifikant ($p \leq 0,05$) von den fast identischen Werten der H und D unterscheidet (Abbildung 22 und Tabelle 4).

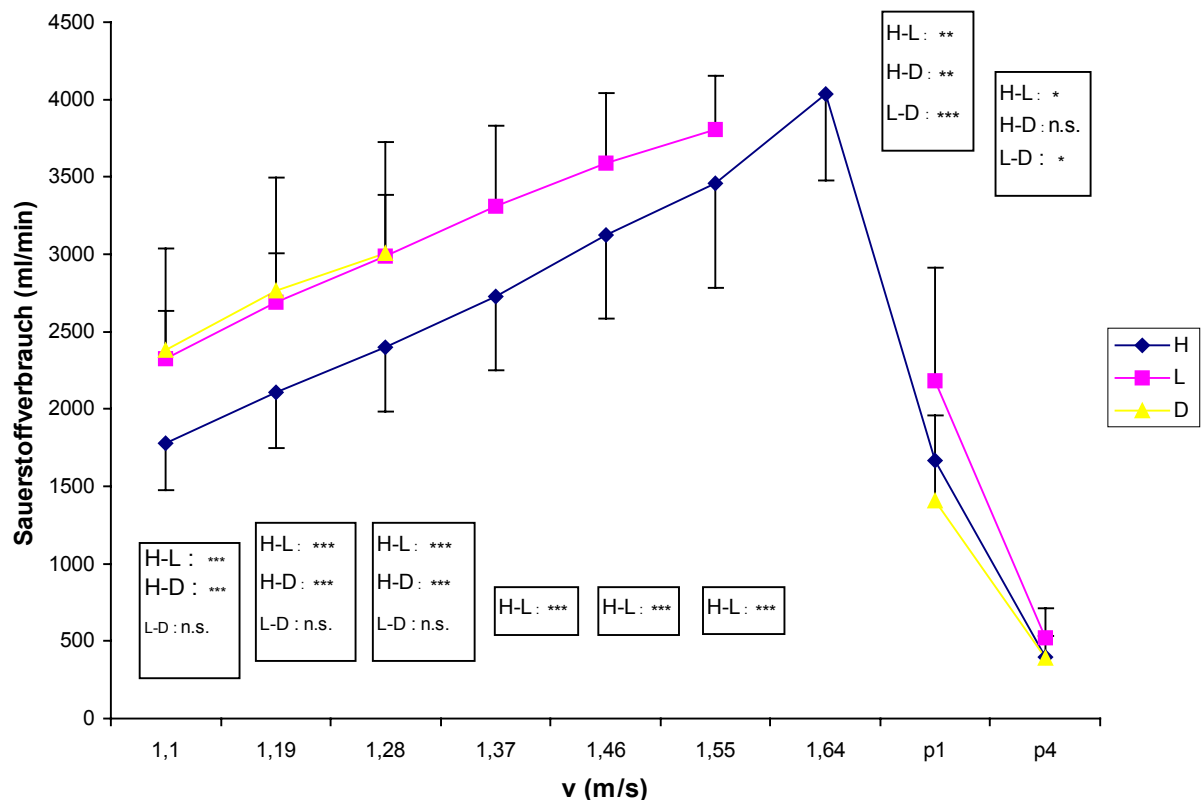


Abbildung 22: Darstellung des Sauerstoffverbrauches der Gruppen H, L und D auf den einzelnen Belastungsstufen und in der Nachbelastungsphase.

Tabelle 4: Sauerstoffverbrauch (ml/min)

Gruppen	H (ml/min)	n	L (ml/min)	n	D (ml/min)	n	S.- Niveau H - L	S.-Niveau H - D	S.- Niveau L - D
1. Stufe (1,1 m/s)	1779 ± 303	17	2324 ± 308	24	2379 ± 658	12	***	***	n.s.
2. Stufe (1,19 m/s)	2108 ± 359	17	2691 ± 313	24	2764 ± 729	12	***	***	n.s.
3. Stufe (1,28 m/s)	2401 ± 419	17	2988 ± 398	24	3003 ± 721	11	***	***	n.s.
4. Stufe (1,37 m/s)	2730 ± 480	17	3707 ± 512	24	-----	0	***	-----	-----
5. Stufe (1,46 m/s)	3122 ± 536	17	3588 ± 451	24	-----	0	***	-----	-----
6. Stufe (1,55 m/s)	3460 ± 678	10	3808 ± 342	17	-----	0	***	-----	-----
7. Stufe (1,64 m/s)	4034 ± 553	6	-----	0	-----	0	-----	-----	-----
1p	1667± 749	17	2184± 739	24	1407± 548	12	**	**	***
4p	395 ± 135	17	522 ± 191	24	390 ± 142	12	*	n.s.	*

3.1.2 maximal Sauerstoffaufnahme (ml/min/kg)

Betrachtet man die jeweils individuell maximale Belastungsstufe, so kann kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$) bezüglich der $VO_2\text{max}$ (ml/min/kg) zwischen den H, L und D festgestellt werden.

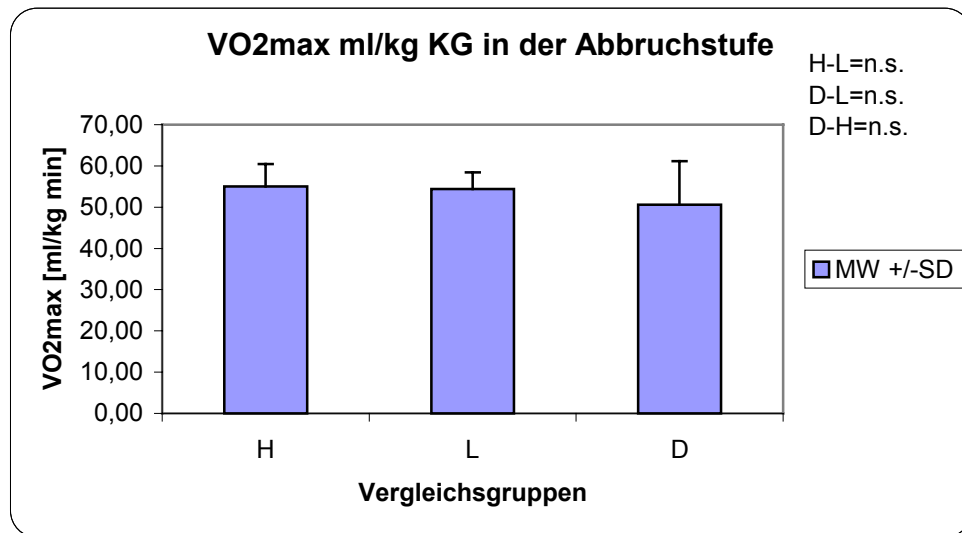


Abbildung 23: Darstellung der $VO_2\text{max}$ (ml/min/kg) auf der jeweils individuell maximalen Belastungsstufe der H, L und D.

3.1.3 Relativer Sauerstoffverbrauch (ml/min/kg)

Bei der relativ O₂ Aufnahme VO₂ (ml/min/kg) ergeben sich für die H in allen Leistungsstufen signifikant niedrigere Werte als für die Gruppen L und D. Dabei bestehen bis zur 3. Stufe signifikante Unterschiede ($p \leq 0,001$) zwischen allen Gruppen (H-L; H-D; L-D). Erst im höheren Geschwindigkeitsbereich (1,46 m/s und 1,55 m/s), der von den D nicht erreicht worden ist, können keine signifikanten Unterschiede zwischen den H und L mehr festgestellt werden.

In der Nachbelastung besteht kein signifikanter Unterschied zwischen allen drei Gruppen (Abbildung 24 und Tabelle 5).

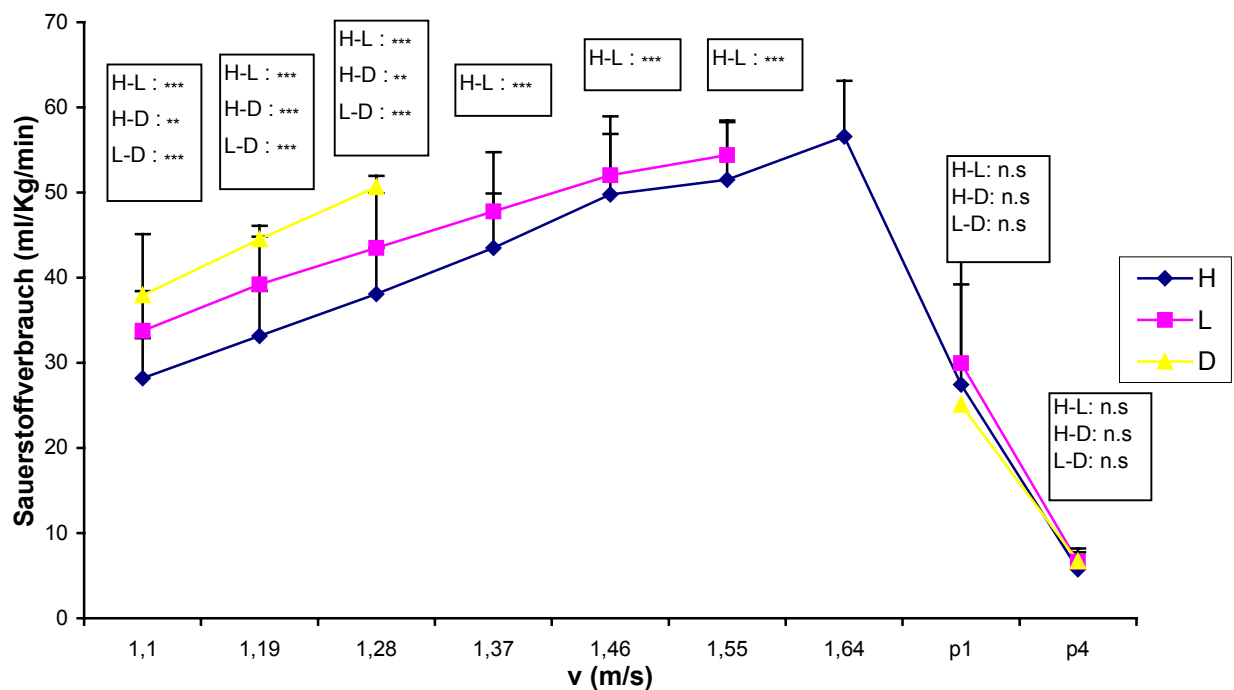


Abbildung 24: Darstellung des Sauerstoffverbrauches pro Kilogramm Körpergewicht der Gruppen H, L und D auf den einzelnen Belastungsstufen und in der Nachbelastungsphase.

Tabelle 5: Sauerstoffverbrauch (ml/min/kg)

Gruppen	H (ml/min/kg)	n	L (ml/min/kg)	n	D (ml/min/kg)	n	S.- Niveau H - L	S.- Niveau H - D	S.- Niveau L - D
1. Stufe (1,1 m/s)	28 ± 4	17	33 ± 4	24	37 ± 7	12	***	***	**
2. Stufe (1,19 m/s)	33 ± 5	17	39 ± 5	24	44 ± 7	12	***	***	***
3. Stufe (1,28 m/s)	38 ± 5	17	43 ± 6	24	50 ± 10	11	***	***	***
4. Stufe (1,37 m/s)	43 ± 6	17	47 ± 6	24	-----	0	***	-----	-----
5. Stufe (1,46 m/s)	49 ± 7	17	52 ± 6	24	-----	0	n.s.	-----	-----
6. Stufe (1,55 m/s)	51 ± 6	10	54 ± 4	17	-----	0	n.s.	-----	-----
7. Stufe (1,64 m/s)	56 ± 6	6	-----	0	-----	0	-----	-----	-----
1p	27,4 ± 11,7	17	29,9 ± 12,1	24	25 ± 7	12	n.s.	n.s.	n.s.
4p	5 ± 1,9	17	6,6 ± 1,5	24	6,7 ± 1,5	12	n.s.	n.s.	n.s.

3.1.3 ΔVO_2 (ml/min/kg) / Δv (m/s)

Bei dem Quotienten $\Delta VO_2 / \Delta v$ lässt sich kein einheitliches Bild feststellen. Zwar ergibt sich für die D das größte Delta zwischen der 1. und 2. bzw. 2. und 3. Geschwindigkeitsstufe, aber ein signifikanter Unterschied konnte dabei nicht festgestellt werden. Lediglich beim Unterschied zwischen der 4. und 5. Stufe lagen die Werte der H signifikant ($p \leq 0,05$) höher als die der L. (Abbildung 25 und Tabelle 6).

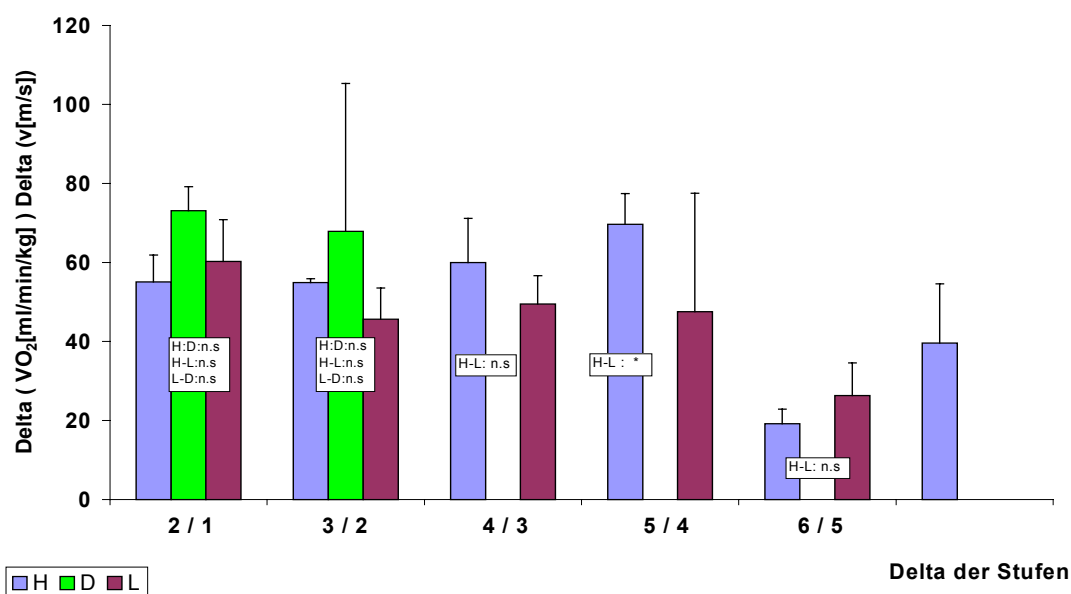


Abbildung 25: Darstellung des Schwimmökonomie ($\Delta VO_2 / \Delta v$) der Gruppen H, L und D auf den einzelnen Belastungsstufen und in der Nachbelastungsphase.

Tabelle 6: ΔVO_2 (ml/min/kg) / Δv (m/s)

Gruppen/ Stufen	H (ml/min/kg)	L (ml/min/kg)	D (ml/min/kg)	S.- Niveau H - L	S.- Niveau H - D	S.- Niveau L - D
2-1	55,7±6,8	60,2±10,2	73±6,2	n.s.	n.s.	n.s.
3-2	54,1±1	45,7±7,8	67,8±37,5	n.s.	n.s.	n.s.
4-3	60±11,1	49,5±7,1	-----	n.s.	-----	-----
5-4	69,7±7,8	47,5±30	-----	*	-----	-----
6-5	19,2±3,7	26,4±8,2	-----	n.s.	-----	-----
7-6	39,6±-15,6	-----	-----	-----	-----	-----

3.1.5 CO₂ (ml/min)

Die CO₂ (ml/min) Grafik zeigt deutlich, dass die H in allen Leistungsstufen eine signifikant ($p \leq 0,001$) geringere CO₂ (ml/min) Abgabe aufweisen als die beiden anderen Gruppen, wobei die L ihrerseits eine niedrigere CO₂ (ml/min) Produktion aufweisen als die D Gruppe ($p \leq 0,001$).

In der Nachbelastung können zwischen den H und den L keine Signifikanzen ($p > 0,05$) mehr festgestellt werden, wo hingegen die D deutlich ($p \leq 0,001$) höhere Werte als die H und L aufweisen (Abbildung 26 und Tabelle 7).

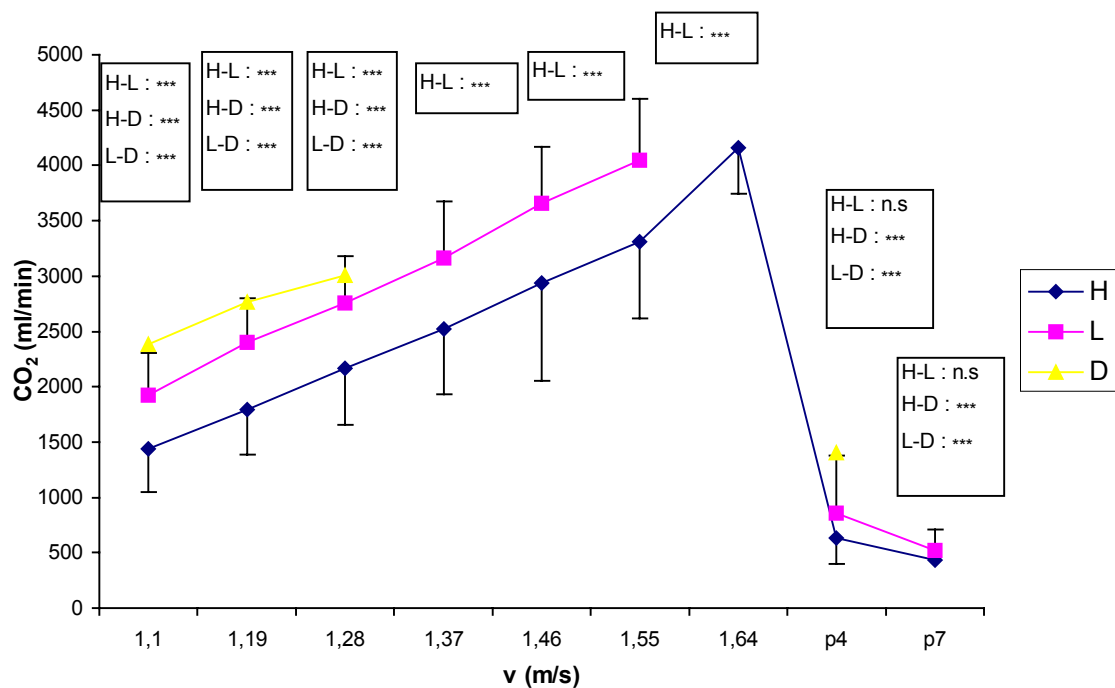


Abbildung 26: Darstellung der absoluten CO₂ (ml/min) Produktion der Gruppen H, L und D auf den einzelnen Belastungsstufen und in der Nachbelastungsphase.

Tabelle 7: CO₂ Abgabe (ml/min)

Gruppen	H (ml/min)	n	L (ml/min)	n	D (ml/min)	n	S.-Niveau H - L	S.-Niveau H - D	S.-Niveau L - D
1. Stufe (1,1 m/s)	1434 ± 291	17	1921 ± 385	24	2379 ± 699	12	***	***	***
2. Stufe (1,19 m/s)	1794 ± 388	17	2398 ± 396	24	2764 ± 650	12	***	***	***
3. Stufe (1,28 m/s)	2169 ± 411	17	2757 ± 425	24	3003 ± 505	11	***	***	***
4. Stufe (1,37 m/s)	2525 ± 518	17	3164 ± 512	24	-----	0	***	-----	-----
5. Stufe (1,46 m/s)	2934 ± 591	17	3658 ± 505	24	-----	0	***	-----	-----
6. Stufe (1,55 m/s)	3311 ± 881	10	4047 ± 550	17	-----	0	**	-----	-----
7. Stufe (1,64 m/s)	4155 ± 691	6	-----	0	-----	0	-----	-----	-----
4p	634 ± 414	17	855 ± 525	24	2143 ± 207	12	n.s.	***	***
7p	432 ± 234	17	520 ± 188	24	1407 ± 208	12	n.s.	***	***

3.1.6 CO₂ (ml/kg/min)

Die CO₂ (ml/kg/min) Grafik zeigt deutlich, dass die H in allen Leistungsstufen eine signifikant ($p \leq 0,001$) geringere CO₂ (ml/kg/min) Produktion aufweisen als die beiden anderen Gruppen, wobei die L ihrerseits eine niedrigere CO₂ (ml/kg/min) Produktion als die Gruppe D ($p \leq 0,001$) aufzeigen.

In der Nachbelastungsphase können zwischen den H und den L keine Signifikanzen ($p > 0,05$ mehr festgestellt werden, wohingegen bei den D deutlich ($p \leq 0,001$) höhere Werte zu beobachten sind (Abbildung 27 und Tabelle 8).

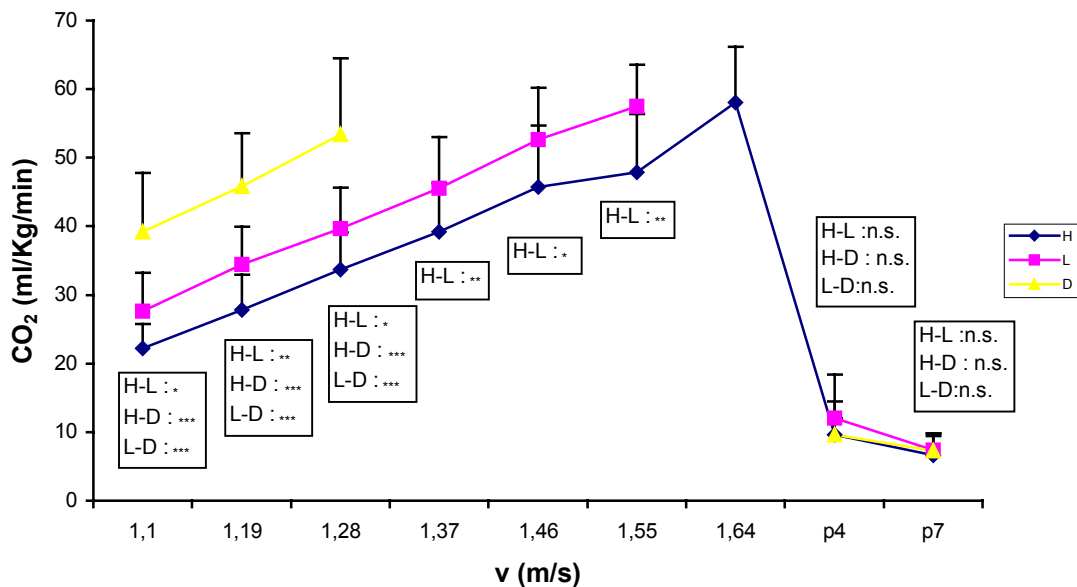


Abbildung 27: Darstellung der relativen CO₂ (ml/kg/min) Produktion der Gruppen H, L und D auf den einzelnen Belastungsstufen und in der Nachbelastungsphase.

Tabelle 8: CO₂ (ml/min) Abgabe

Gruppen	H (ml/min)	n	L (ml/min)	n	D (ml/min)	n	S.-Niveau H - L	S.-Niveau H - D	S.-Niveau L - D
1. Stufe (1,1 m/s)	1434± 291	17	1921± 385	24	2412± 699	12	*	***	***
2. Stufe (1,19 m/s)	1794± 388	17	2398± 398	24	2814± 650	12	**	***	***
3. Stufe (1,28 m/s)	2169± 411	17	2757± 415	24	3101± 505	11	*	***	***
4. Stufe (1,37 m/s)	2525± 518	17	3164± 512	24	-----	0	**	-----	-----
5. Stufe (1,46 m/s)	2934± 591	17	3658± 505	24	-----	0	*	-----	-----
6. Stufe (1,55 m/s)	3311± 811	10	4047± 550	17	-----	0	**	-----	-----
7. Stufe (1,64 m/s)	4155± 691	6	-----	0	-----	0	-----	-----	-----
4p	634± 414	17	855± 525	24	593± 207	12	n.s.	n.s.	n.s.
7p	432± 234	17	520± 188	24	448± 208	12	n.s.	n.s.	n.s.

3.1.7 VO_2 (ml/min) – VCO_2 (ml/min)

Betrachtet man die VCO_2 und VO_2 Werte im Vergleich, so ist zu beobachten, dass bei den D in allen Stufen höhere VO_2 als VCO_2 Werte vorliegen. Für die beiden anderen Gruppen sind zunächst niedrigere VCO_2 Aufnahmen gemessen worden. Erst ab der 5. Geschwindigkeitsstufe bei den L (1,46 m/s) bzw. der 7. Geschwindigkeitsstufe bei den H (1,64 m/s) liegen die VCO_2 Werte über denen der VO_2 (Abbildung 28 und Tabelle 9).

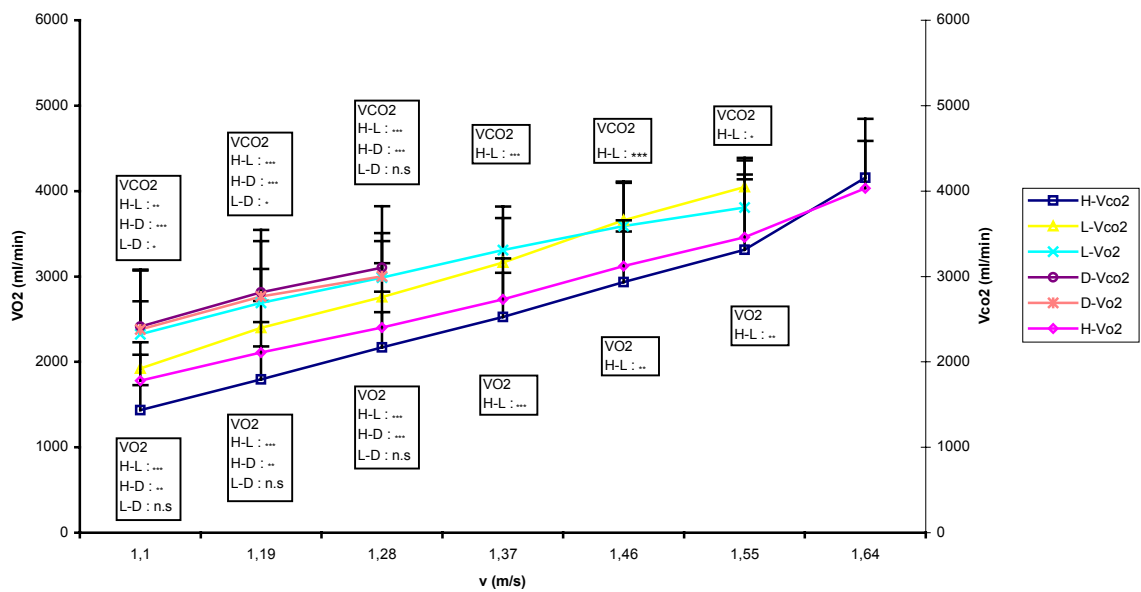


Abbildung 28: Darstellung des Sauerstoffverbrauches (ml/min) und CO_2 (ml/min) der Gruppen H, L und D auf den einzelnen Belastungsstufen.

Tabelle 9: VO₂ - VCO₂ (ml/min)

v (m/s)	VCO ₂ (ml/min)		VO ₂ (ml/min)	
	Anova	Scheffe Test	Anova	Scheffe Test
1, 10	p≤ 0,001***	H-L : ** H-D : *** L-D : *	p≤ 0,001***	H-L : *** H-D : ** L-D : n.s.
1, 19	P≤0,001***	H-L : *** H-D : *** L-D : *	p≤ 0,001***	H-L : *** H-D : ** L-D : n.s.
1, 28	P≤0,001***	H-L : *** H-D : *** L-D : n.s.	p≤ 0,001***	H-L : ** H-D : * L-D : n.s.

v (m/s)	T - Test	
	H-L VCO ₂	H-L VO ₂
1, 37	***	***
1, 46	***	**
1, 55	*	n.s.

3.1.8 RQ

Bei der Betrachtung der RQ-Werte ist klar abzulesen, dass die H und die L in allen Leistungsstufen einen signifikant niedrigeren ($p \leq 0,001$) Quotienten aufweisen als die D, wobei die H und die L nahezu gleiche Werte präsentieren.

In der Nachbelastungsphase sind keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$) zwischen den drei Gruppen festzustellen. Allerdings haben die D auch hier tendenziell höhere Werte (Abbildung 29 und Tabelle 10).

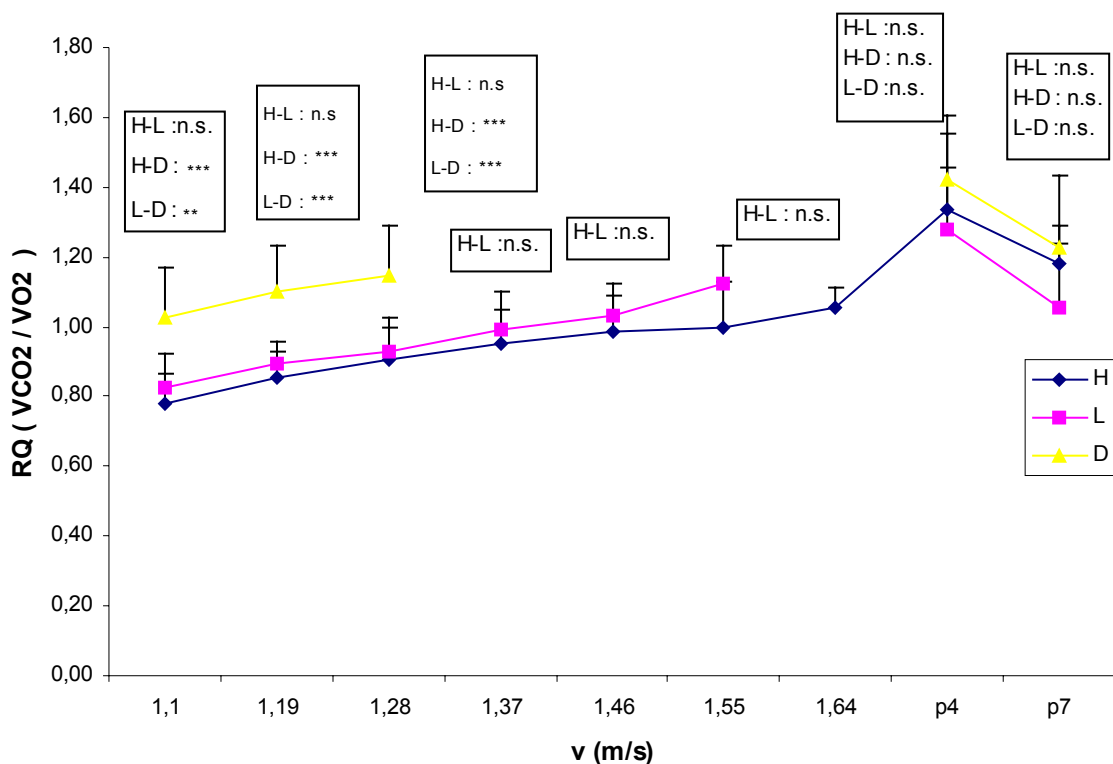


Abbildung 29: Darstellung des respiratorischen Quotienten (RQ) der Gruppen H, L und D auf den einzelnen Belastungsstufen und in der Nachbelastungsphase.

Tabelle 10: RQ auf verschiedenen Belastungsstufen

Gruppen	H (ml/min/kg)	n	L (ml/min/kg)	n	D (ml/min/kg)	n	S.- Niveau H - L	S.- Niveau H - D	S.- Niveau L - D
1. Stufe (1,1 m/s)	0,78 ± 0,08	17	0,83 ± 0,10	24	1,03 ± 0,14	12	n.s.	***	***
2. Stufe (1,19 m/s)	0,86 ± 0,07	17	0,89 ± 0,06	24	1,10 ± 0,13	12	n.s.	***	***
3. Stufe (1,28 m/s)	0,90 ± 0,09	17	0,93 ± 0,09	24	1,15 ± 0,14	11	n.s.	***	***
4. Stufe (1,37 m/s)	0,95 ± 0,10	17	0,99 ± 0,11	24	-----	0	n.s.	-----	-----
5. Stufe (1,46 m/s)	0,98 ± 0,10	17	1,03 ± 0,09	24	-----	0	n.s.	-----	-----
6. Stufe (1,55 m/s)	1 ± 0,13	10	1,12 ± 0,11	17	-----	0	n.s.	-----	-----
7. Stufe (1,64 m/s)	1,05 ± 0,06	6	-----	0	-----	0	-----	-----	-----
4p	1,33 ± 0,12	17	1,28 ± 0,27	24	1,42 ± 0,19	12	n.s.	n.s.	n.s.
7p	1,18 ± 0,11	17	1,06 ± 0,18	24	1,23 ± 0,21	12	n.s.	n.s.	n.s.

3.1.9 Vergleich zwischen respiratorischer und Laktat-Schwelle

Es wird deutlich, dass eine signifikante Korrelation ($p < 0,001$) zwischen der respiratorischer- und der Laktat-Schwelle von $r = 0,81$ besteht. Dabei diene die Strömungsgeschwindigkeit (m/s) an der jeweiligen Schwelle als Berechnungsgrundlage (Abbildung 30 und Tabelle 11).

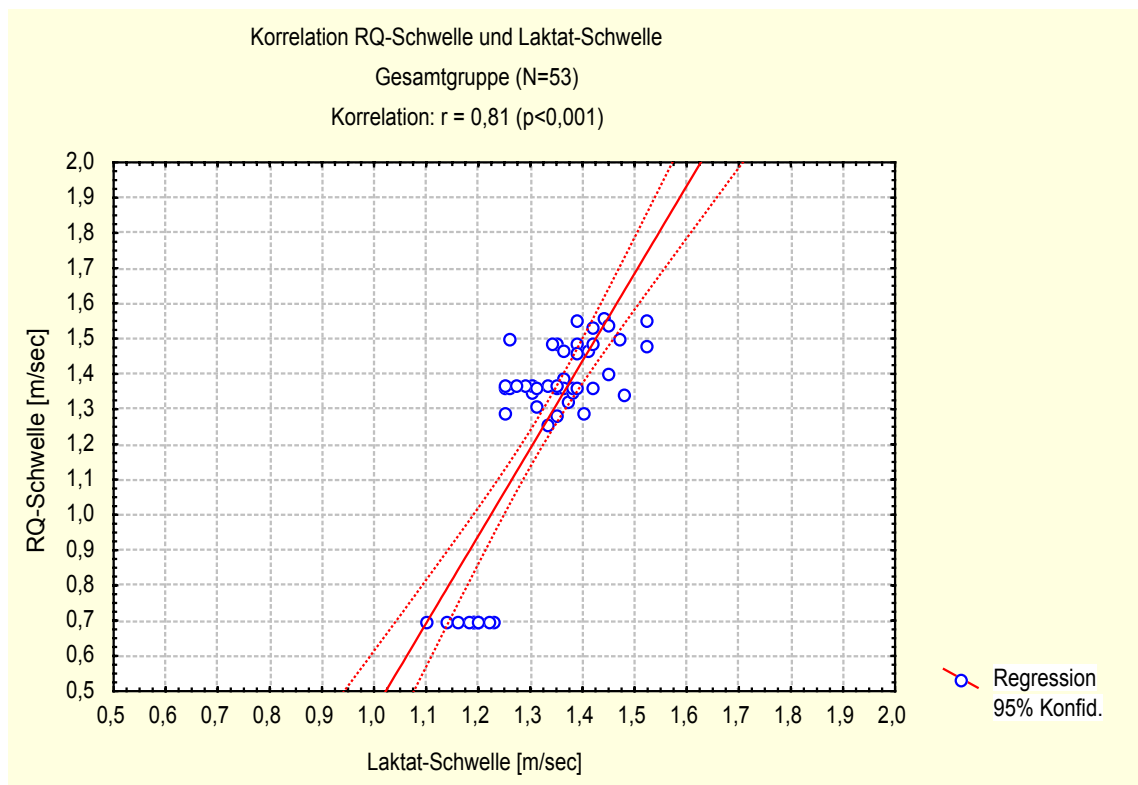


Abbildung 30: Darstellung der respiratorischen- und der Laktat Werte bei den Gruppen H, L und D.

Tabelle11: Respiratorische und Laktat schwelle

	H (m/s)	L (m/s)	D (m/s)	Anova	Post-hoc
RQ- Schwelle	1,48 ± 0,07	1,35 ± 0,04	<1,10 m/s	p<0,000 H vs. L	
Lac- Schwelle	1,42 ± 0,05	1,33 ± 0,06	≈1,18 ± 0,04	p<0,000 H-L-D	H-L*** H-D*** L-D***

Da für die D eine nur bedingt aussagekräftige Laktat-Leistungskurve erstellt werden konnte und die RQ-Werte schon bei der ersten Geschwindigkeitsstufe über dem Schwellenwert von 1,0 (VCO_2 / VO_2) lagen, sind die Angaben für die D nur als ungefähre Werte zu betrachten.

3.1.10 VE (l/min)

Bei den VE Werten weisen die H jeweils die niedrigsten Werte bei ähnlichen Werten für die L und D auf. Sind dabei in den Belastungsphasen jeweils signifikante Unterschiede ($p \leq 0,05$ - $p \leq 0,001$) zwischen H und den beiden anderen Gruppen festzustellen, können diese in der Nachbelastungsphase nicht mehr ermittelt werden ($p > 0,05$) (Abbildung 31 und Tabelle 12).

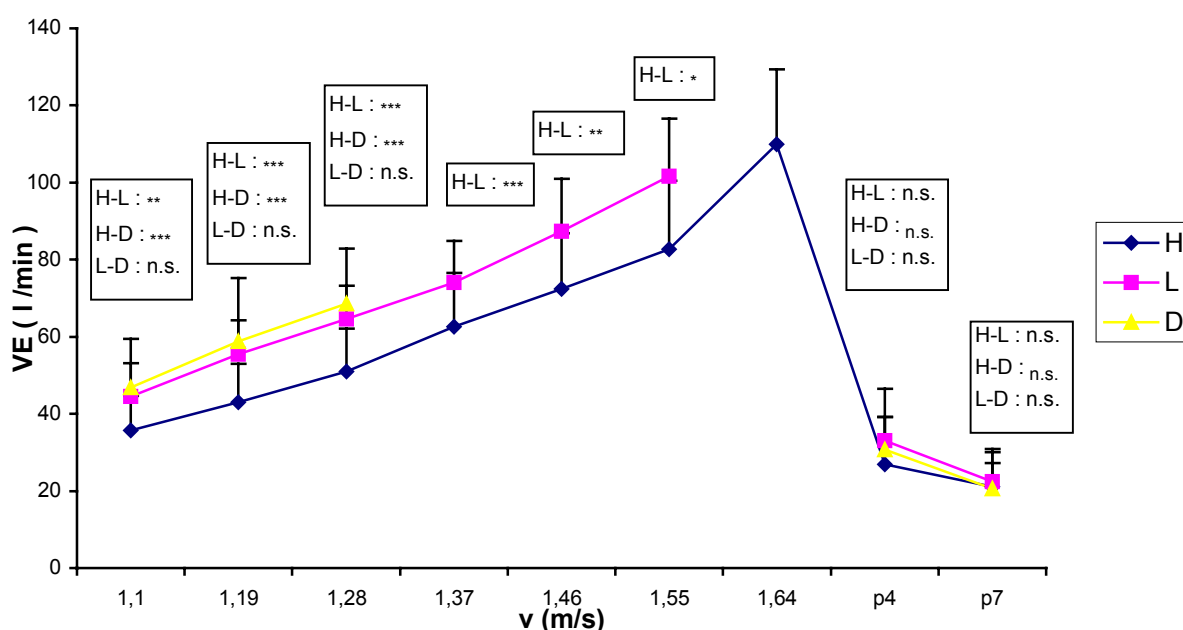


Abbildung 31: Darstellung der Ventilation der Gruppen H, L und D auf den einzelnen Belastungsstufen und in der Nachbelastungsphase.

Tabelle 12: VE (l/min)

Gruppen	H (l/min)	n	L (l/min)	n	D (l/min)	n	S.- Niveau H - L	S.- Niveau H - D	S.-Niveau L - D
1. Stufe (1,1 m/s)	35 ± 9	17	44 ± 8	24	44 ± 12	12	**	**	n.s.
2. Stufe (1,19 m/s)	42 ± 10	17	55 ± 8	24	58 ± 16	12	**	**	n.s.
3. Stufe (1,28 m/s)	50 ± 11	17	64 ± 8	24	68 ± 14	11	***	***	n.s.
4. Stufe (1,37 m/s)	62 ± 13	17	74 ± 10	24	-----	0	**	-----	-----
5. Stufe (1,46 m/s)	72 ± 14	17	87 ± 13	24	-----	0	**	-----	-----
6. Stufe (1,55 m/s)	82 ± 17	10	101 ± 14	17	-----	0	*	-----	-----
7. Stufe (1,64 m/s)	109 ± 19	6	-----	0	-----	0	-----	-----	-----
4p	26 ± 12	17	33 ± 13	24	30 ± 8	12	n.s.	n.s.	n.s.
7p	21 ± 9	17	22 ± 8	24	20 ± 6	12	n.s.	n.s.	n.s.

3.2 Die metabolischen Parameter

3.2.1 Laktat (mmol/l)

Aus der Laktatleistungskurve geht hervor, dass die Kurve der H in allen Leistungsstufen eine flache Steigung aufweist, während die der D steil ansteigt. Die Kurve der L hat auch eher einen flachen Anstieg. Dabei weisen die D während der Belastung immer signifikant ($p \leq 0,001$) höhere Werte gegenüber den beiden anderen Gruppen auf. Die H wiederum liegen in den höheren Geschwindigkeitsstufen (4. – 6. Stufe) signifikant unter denen der L. Auch in der Nachbelastungsphase weisen die D die höchsten Werte auf ($p \leq 0,01$ im Vergleich zu H und L), während H und L sich nicht signifikant voneinander unterscheiden ($p > 0,05$). Bei der Betrachtung der Laktatleistungskurven wird insgesamt deutlich, dass die H und L einen für eine Laktatleistungsdiagnostik eher typischen Verlauf haben, während die Werte für die D nahezu linear steil ansteigen. (Abbildung 32 und Tabelle 13).

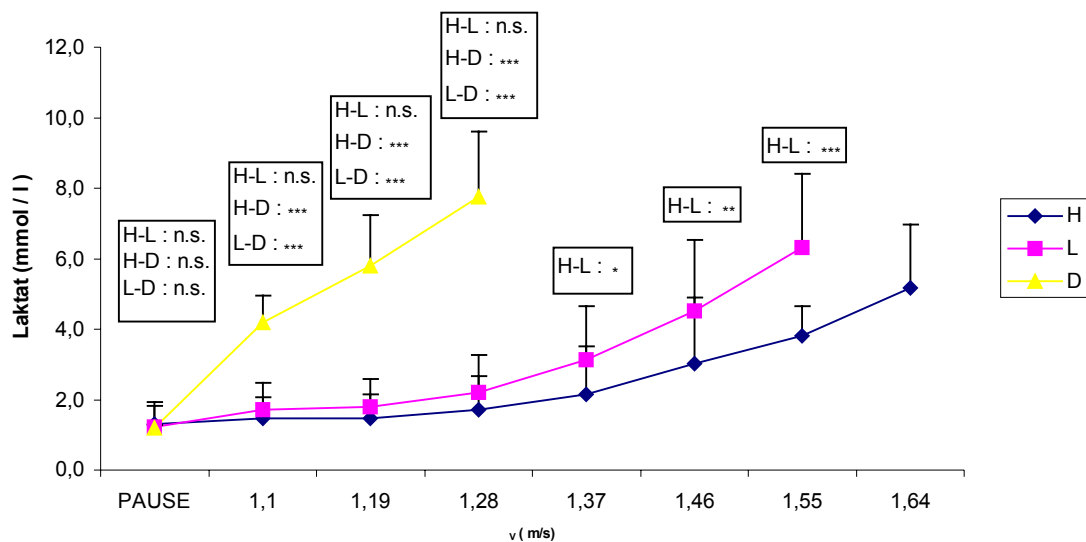


Abbildung 32: Darstellung der Laktatkonzentration (mmol/l) der Gruppen H, L und D in Ruhe, auf den einzelnen Belastungsstufen und in der Nachbelastungsphase.

Tabelle 13 : Laktat (mmol/l)

Gruppen	H (mmol/l)	n	L (mmol/l)	n	D (mmol/l)	n	S.-Niveau H - L	S.-Niveau H - D	S.-Niveau L - D
Ruhe	1,3 ± 0,5	17	1,2 ± 0,7	24	1,2 ± 0,1	12	n.s.	n.s.	n.s.
1. Stufe (1,1 m/s)	1,5 ± 0,6	17	1,7 ± 0,8	24	4,2 ± 0,7	12	n.s.	***	***
2. Stufe (1,19 m/s)	1,5 ± 0,7	17	1,8 ± 0,8	24	5,8 ± 1,4	11	n.s.	***	***
3. Stufe (1,28 m/s)	1,7 ± 0,9	17	2,2 ± 1,1	24	7,8 ± 1,8	0	n.s.	***	***
4. Stufe (1,37 m/s)	2,1 ± 1,4	17	3,1 ± 1,5	24	-----	0	*	-----	-----
5. Stufe (1,46 m/s)	3 ± 1,9	17	4,5 ± 2	24	-----	0	**	-----	-----
6. Stufe (1,55 m/s)	3,8 ± 0,9	10	6,3 ± 2,1	17	-----	0	***	-----	-----
7. Stufe (1,64 m/s)	5,2 ± 1,7	6	-----	0	-----	0	-----	-----	-----

3.2.2 Laktat maximale Belastungsstufe

Betrachtet man die jeweils individuell maximale Belastungsstufe, so kann bezüglich der Blutlaktatkonzentration (mmol/l) nur ein signifikanter Unterschied zwischen den D und den H ($p \leq 0,05$) festgestellt werden. Ansonsten bestehen keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$).

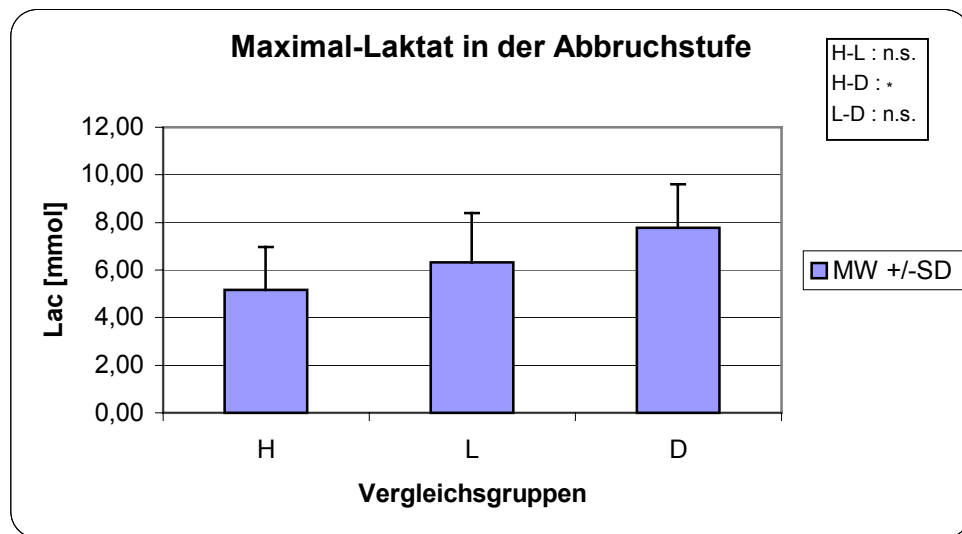


Abbildung 33: Darstellung der Laktatkonzentration (mmol/l) auf der jeweils individuell maximalen Belastungsstufe der H, L und D.

3.2.3 Laktat-Shuttle

Die folgende Abbildung stellt dem Wert $[\text{VO}_2 \text{ (ml/min)}]$ bei Belastungsende und dem Wert nach einer Minute Pause $[\text{VO}_2 \text{ (ml/min)}]$ der Gruppe H, L und D dar. In der Tabelle sind zusätzlich die Werte für das körperlsgewichtsbezogenen $\text{VO}_2 \text{ (ml/min/kg)}$ angegeben (Abbildung 34 und Tabelle 14).

Dabei ist festzustellen, dass die L in beiden Fällen einen signifikant höheren ($p \leq 0,05$) Wert aufweisen. Ansonsten ist nur bei der Gesamtsauerstoffaufnahme für die H im Vergleich zu den D eine signifikant höhere Aufnahme ($p \leq 0,01$) zu registrieren.

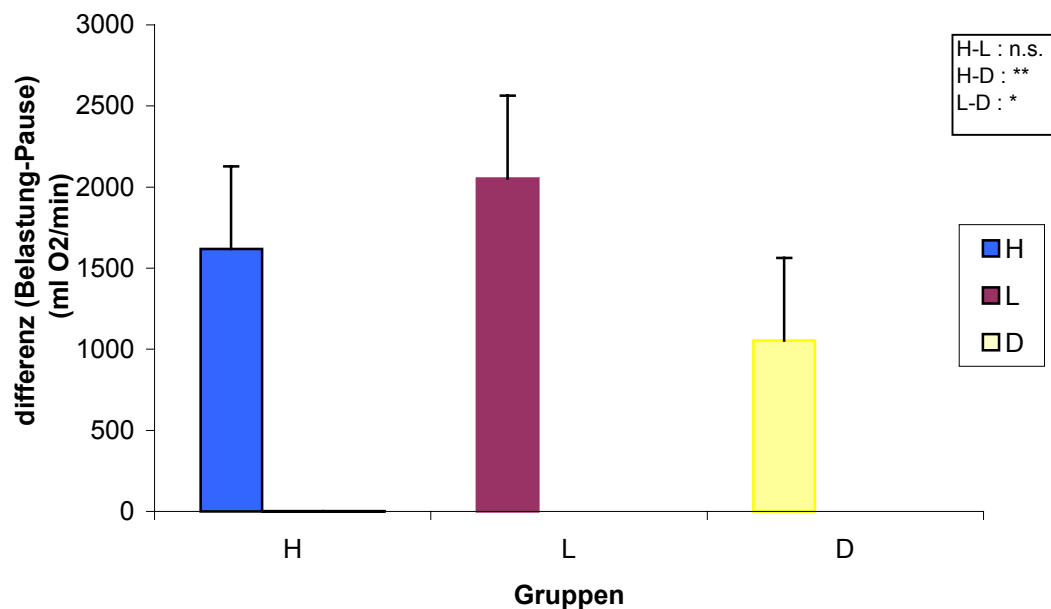


Abbildung 34: Darstellung der Differenz der jeweils letzten Belastungsminute und einminütigen Belastungspause der Gruppen H, L und D.

Tabelle 14: Differenz zwischen Pause und ende stufe

Gruppen	H	n	L	n	D	n	S.Niveau H - L	S.Niveau H - D	S.Niveau L - D
Diff. (letzte Belast. Min - Pause) VO ₂ (ml/min)	1617	17	2053	24	1054	12	n.s.	**	*
Diff. (letzte Belast. Min - Pause) VO ₂ (ml/min/kg)	24,7	17	30	24	16,7	11	n.s.	n.s.	*

Der Vergleich der VO₂ (ml/min/kg) Werte jeweils eine Minute nach einer Belastungsstufe bei gleichem Energieeinsatz (nicht signifikant unterschiedlichen [p > 0,05] VO₂ (ml/min/kg) Werten) unabhängig von der Geschwindigkeitsstufe, stellte keine signifikanten Unterschiede (p > 0,05) heraus (Tabelle 14).

Tabelle 15: Abfall der VO₂ (ml/min/kg) Werte bei gleichem Energieeinsatz für die Gruppe H, L und D.

Gruppen	H (ml/min/kg)	n	L (ml/min/kg)	n	D (ml/min/kg)	n	S.Niveau H - L	S.Niveau H - D	S.Niveau L - D
37-39 (ml/min/kg)	22,17 ± 6,7	17	19,12 ± 6,3	24	24,4 ± 7,0	12	n.s.	n.s.	n.s.
43-44 (ml/min/kg)	25 ± 8,4	17	22,18 ± 6,9	24	26,3 ± 7,9	12	n.s.	n.s.	n.s.
47-50 (ml/min/kg)	30,8 ± 5,7	17	31,2 ± 7,2	24	-----	11	n.s.	-----	-----
51-52 (ml/min/kg)	30,3 ± 3,2	10	35,2 ± 8,7	24	-----	0	n.s.	-----	-----

3.2.4 Herzfrequenz (Schläge/min)

In Ruhe, während der Belastung und in der Nachbelastungsphase weisen die Herzfrequenzkurven der H und L ähnliche Werte auf ($p > 0,05$). Für die D hingegen können in der 2. und 3. Stufe signifikant höhere ($p \leq 0,01$) Werte festgestellt werden (Abbildung 35 und Tabelle 16).

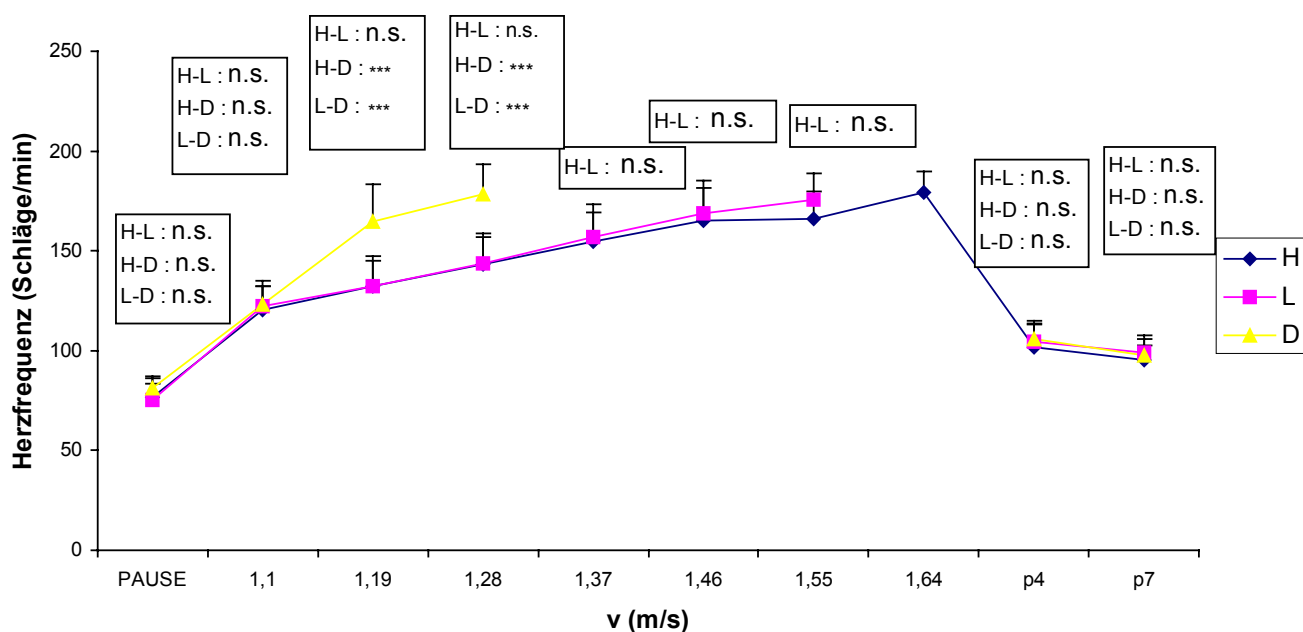


Abbildung 35: Darstellung der Herzfrequenz (Schläge/min) der Gruppen H, L und D in Ruhe, auf den einzelnen Belastungsstufen und in der Nachbelastungsphase.

Tabelle 16: Herzfrequenz (Schläge/min)

Gruppen	H (Schläge/min)	n	L (Schläge/min)	n	D (Schläge/min)	n	S.- Niveau H - L	S.- Niveau H - D	S.- Niveau L - D
Ruhe	77 ± 7	17	75 ± 11	24	81 ± 6	12	n.s.	n.s.	n.s.
1. Stufe (1,1 m/s)	120 ± 12	17	122 ± 13	24	123 ± 9	12	n.s.	n.s.	n.s.
2. Stufe (1,19m/s)	132 ± 13	17	133 ± 15	24	165 ± 19	11	n.s.	***	***
3. Stufe (1,28m/s)	143 ± 13	17	144 ± 15	24	178 ± 15	0	n.s.	***	***
4. Stufe (1,37m/s)	155 ± 15	17	157 ± 16	24	-----	0	n.s.	-----	-----
5. Stufe (1,46m/s)	165 ± 16	17	169 ± 16	24	-----	0	n.s.	-----	-----
6. Stufe (1,55m/s)	166 ± 13	10	175 ± 13	17	-----	0	n.s.	-----	-----
7. Stufe (1,64m/s)	179 ± 10	6	-----	0	-----	0	-----	-----	-----
4p	102 ± 12	17	104 ± 11	24	106 ± 8	12	n.s.	n.s.	n.s.
7p	95 ± 10	17	99 ± 9	24	98 ± 5	12	n.s.	n.s.	n.s.

3.3 Technische Parameter der Schwimmtechnik

3.3.1 Zugfrequenz (Arm/min)

Die Grafik der Armzüge zeigt die Anzahl der Armzüge der jeweiligen Schwimmer pro Minute. Hier ist zu erkennen, dass die H in allen Leistungsstufen niedrigere Werte aufweisen als die L und die D. Dabei besteht allerdings nur ein signifikanter Unterschied ($p \leq 0,001$) zwischen den D und den beiden anderen Gruppen. Die Gruppen H und L weisen keinen deutlichen Unterschied auf ($p > 0,05$) (Abbildung 36 und Tabelle 17).

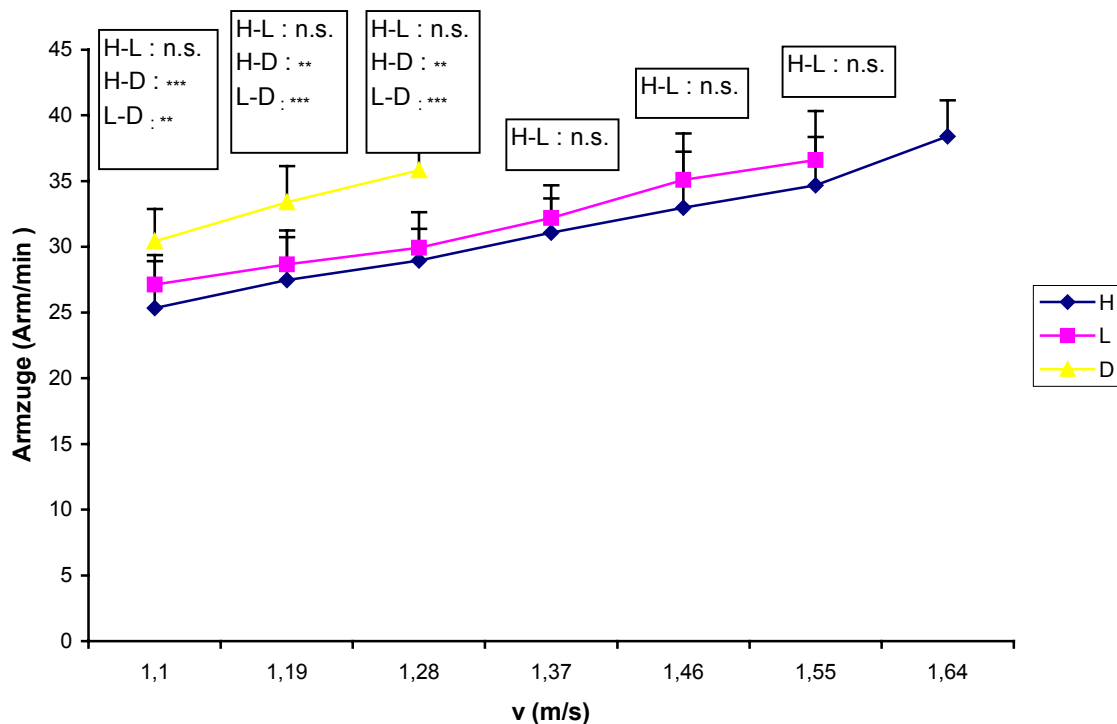


Abbildung 36: Darstellung der Armzüge der drei Gruppen auf den einzelnen Belastungsstufen.

Tabelle 17: Zugfrequenz(Arm/min)

Gruppen	H (Arm/min)	n	L (Arm/min)	n	D (Arm/min)	n	S.- Niveau H - L	S.- Niveau H - D	S.- Niveau L - D
1. Stufe (1,1 m/s)	25 ± 3	17	27 ± 2	24	30 ± 2	12	n.s.	***	***
2. Stufe (1,19 m/s)	27 ± 3	17	28 ± 2	24	33 ± 2	12	n.s.	***	***
3. Stufe (1,28 m/s)	28 ± 2	17	29 ± 2	24	35 ± 3	11	n.s.	***	***
4. Stufe (1,37 m/s)	31 ± 2	17	32 ± 2	24	-----	0	n.s.	-----	-----
5. Stufe (1,46 m/s)	32 ± 4	17	35 ± 3	24	-----	0	n.s.	-----	-----
6. Stufe (1,55 m/s)	34 ± 3	10	36 ± 3	24	-----	0	n.s.	-----	-----
7. Stufe (1,64 m/s)	38 ± 2	6	-----	17	-----	0	n.s.	-----	-----

4. Diskussion

4.1 Bedeutung des Themas mit Darstellung der Studienziele

Die Messungen in der Gegenstromanlage und im Schwimmbecken verfolgen das Ziel, die umgesetzte Energie mit den physiologischen Veränderungen während des Schwimmens in Beziehung zu setzen (1,6,9,32,72,213).

Die vorliegende Studie befasst sich mit dem Vergleich von Insgesamt 53 Schwimmern, die 3 verschiedenen Leistungskategorien angehören, um vor allem mit Hilfe der VO_2 -Werte die Schwimmökonomie einzuschätzen. Dabei wird davon ausgegangen, dass leistungsstarke Schwimmer weniger O_2 auf gleichen Belastungsstufen zur Überwindung des Wasserwiderstand benötigen (1,4,6,7,57,93,195,198,257).

Madsen (178) fand hierzu heraus, dass gerade beim Schwimmen eine besonders starke Abhängigkeit zwischen Schwimmtechnikbeherrschung und Energieverbrauch (in diesem Fall gemessen in VO_2) besteht. Der Wirkungsgrad (beim Schwimmen die Umsetzung von Energie in Vortrieb) gibt das Verhältnis zwischen dem Gesamtenergieumsatz eines Organismus bei einer speziellen Belastung und der dabei nach außen abgegebenen physikalisch messbaren Leistung an (83).

So findet sich beim Schwimmen ein besonders großer Unterschied des Wirkungsgrades zwischen Leistungs- und weniger versierten Schwimmern, welcher über den VO_2 Verbrauch bestimmt werden kann. Dieser Unterschied des Wirkungsgrades ist sehr viel ausgeprägter als in anderen Sportarten, wie beispielsweise dem Radfahren, wo kaum ein Unterschied des Wirkungsgrades unabhängig von der Qualifikation der Versuchsperson festzustellen ist.

Der Wirkungsgrad kann auch als Erklärung herangezogen werden, warum begabte Schwimmer mit einem geringeren Trainingsumfang die gleiche Leistung erbringen können wie andere Schwimmer mit einem umfangreicheren Trainingsprogramm. Wobei auch zu berücksichtigen ist, dass die erbrachte Leistung bei ein und demselben Schwimmer natürlich auch noch von der Schwimmart und den dabei auftretenden unterschiedlichen Wirkungsgraden abhängig ist (216).

Zahlreiche Studien zeigen, dass Schwimmer mit einer ausgereiften Technik wesentlich ökonomischer schwimmen als diejenigen mit einer minderwertigen Technik (1,57,83,126,195,208,218,252).

So haben Reer et al. (216) in einer Studie festgestellt, dass der Sauerstoffverbrauch technisch versierter Schwimmer auf gleichen Schwimmgeschwindigkeitsstufen geringer war als derjenige von Schwimmern mit einer schlechteren Technik (bei 1,2 m/s 37,2 - 44,1 ml/kg/min gegenüber 49,2 – 51,2 ml/kg/min). Der Anstieg des Sauerstoffverbrauches von einer Stufe zur nächsten [ΔV_{O_2} (ml/kg/min) / Δv (m/s)] war bei den Hochleistungsschwimmern geringer als bei Schwimmern mit weniger ausgereifter Technik (7% gegenüber 13%) (32,33,35,216).

Bei einem Vergleich hochtrainierter Schwimmer mit Triathleten konnte Toussaint et al. (252) feststellen, dass die Leistungsschwimmer bei gleichem energetischen Einsatz eine höhere Schwimmgeschwindigkeit aufwiesen. Dazu ist es notwendig darzustellen, dass ein Schwimmer eine bestimmte Geschwindigkeit nur dann realisieren kann, wenn er dem Wasserwiderstand eine adäquate Antriebskraft entgegensetzte. Zur Messung der dafür benötigten Energie entwickelten Toussaint et al. das MAD System (measure active drag: Messung aktivem Widerstandes; 252,253,255,258). Dieses spezielle Meßsystem misst die Vortriebseffizienz der Schwimmer, indem die aufgewandte Kraft, als Äquivalent der gegebenen

Sauerstoffaufnahme, in messbare Vortriebsleistung und „Unnützen“ Bewegung von Wasser ohne Vortriebswirkung eingeteilt wird. Dieser Unterschied konnte z.B. zwischen Triathleten und Schwimmern festgestellt werden. In einer Untersuchung wurde herausgefunden, dass die Triathleten bei gegebener Leistung nur 44% der verfügbaren Energie in effektiven Vortrieb umsetzen konnten, wohingegen es bei den Schwimmern 61% waren. Damit legten die Schwimmer bei gleicher Leistung pro Armzug effektiv 31 cm mehr Strecke zurück als die Triathleten (252). Vergleichbare Differenzen bezüglich der Qualität der Vortriebsbewegungen konnten sogar zwischen gut trainierten Schwimmern mit verschiedenen Wettkampfstrecken festgestellt werden (49).

Durch das MAD- Meßsystems wurden für Sprinter, Mitteldistanzleer und Landstreckler Werte für die Vortriebseffizienz von 48%, 56% und 62% gefunden. Eine Erklärung dafür lässt sich in den Anforderungen über die unterschiedlichen Strecken finden. Für den Sprinter ist der Energieaufwand eher nebensächlich, da er über die sehr kurze Strecke soviel Energie wie möglich mobilisieren muss. Dabei ist eher ein Energieüberschuss vorhanden, so dass ökonomischer Bewegungsablauf nicht zwingend erforderlich ist. Ganz anders sieht die Situation für den Langstreckler aus. Er muss seinen Bewegungszyklus so effektiv und energiesparend wie möglich gestalten, da er ihn im Wettkampf lange Zeit mit einer hohen Wiederholungszahl durchführt.

Damit die Messungen der Vortriebseffizienz durchgeführt werden können erlaubt das MAD-System dem Schwimmer, sich bei jedem Armzug von fixierten Paddles abzustößen.

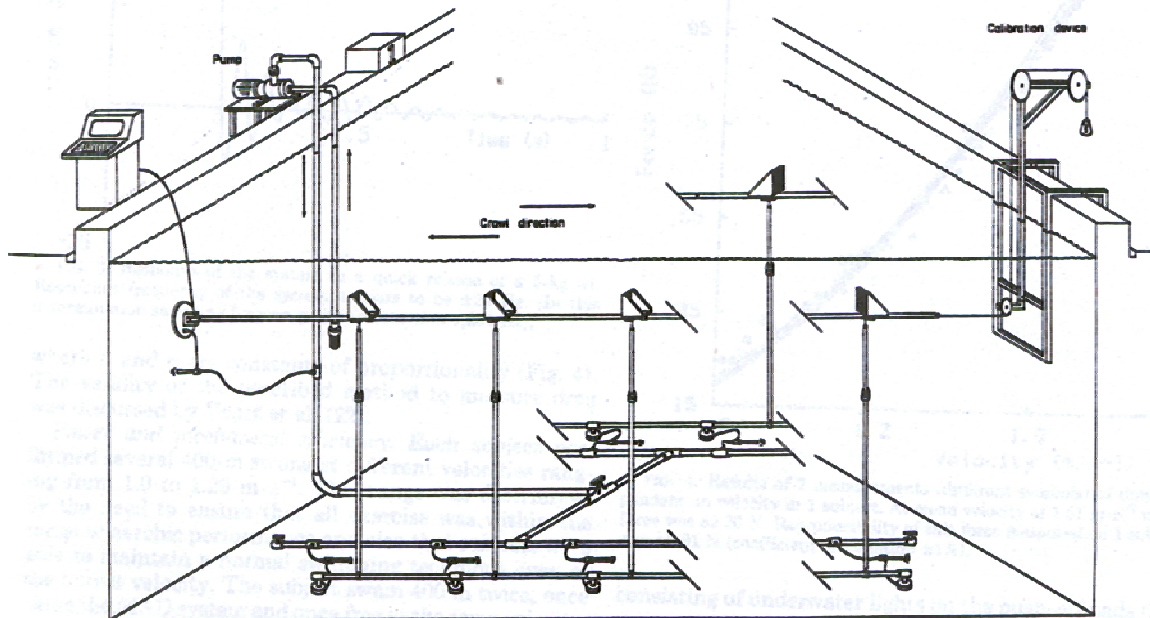


Abbildung 37: Mad system nach Toussaint.

(254)

Dabei wurde auch festgestellt, dass der aktive Widerstand im Verhältnis zum Quadrat der Schwimgeschwindigkeit (v gemessen in m/s) multipliziert mit einer Proportionalitätskonstante (A) steht. Dargestellt in einer mathematischen Gleichung ergibt sich:

$$F_d = A \cdot v^2$$

Für F_d gilt:

$$F_d = F_p + F_r + F_w$$

F_p = Druckwiderstand

F_r = Reibungswiderstand

F_w = Stirnwiderstand + Wirbelwiderstand hinter den Körper

Die zur Überwindung des Wasserwiderstands geleistete Arbeit (W_d) ist gleichzusetzen mit dem Produkt aus dem Ausmaß des Widerstandes (F_d) und der verdrängten Wassermenge (d). Dieses lässt sich mathematisch in folgender Gleichung darstellen:

$$W_d = F_d * d = A * v^2 * d$$

Ausgedrückt in Arbeit pro Zeit (Kraft des Wasserwiderstandes) (P_d in J/sec oder Watt), welches der Wasserwiderstandskraft multipliziert mit der Geschwindigkeit (v) entspricht, lässt sich folgende Formel herleiten:

$$P_d = F_d * v = A * v^3$$

Die totale mechanische Energie (P_0), die ein Schwimmer produziert steht wiederum im Gleichgewicht mit P_d und P_k , wobei P_k die kinetische Energie die bei der Verdrängung des Wassers (Rückwärtsbewegung) nach hinten auftritt ausdrückt. Aus dieser Herleitung lässt sich schließlich die Antriebseffizienz (E_p) ermitteln, die sich aus P_d und P_k ergibt:

$$[E_p = P_d / (P_d + P_k)]$$

Ziel der vorliegenden Untersuchung ist es neben der Betrachtung der metabolischen- die respiratorischen Parameter vor allem unter dem Aspekt der Einschätzung der Ökonomie zu analysieren. Gerade die Tatsache, dass durch die Bestimmung der metabolischen Parameter alleine aufgrund der langsamen Änderung der Blutlaktatkonzentration keine Rückschlüsse getroffen werden können, lässt dieses als gerade zu notwendig erscheinen.

Neben der Überprüfung des O_2 Verbrauchs bei unterschiedlich leistungsstarken Schwimmern und der Erhebung dieser Messgröße zur Einschätzung der individuellen Schwimmtechnik war ein weiteres Anliegen der Studie das Phänomen des „Laktat Shuttles“ zu untersuchen. Früher ging man davon aus, dass das in der arbeitenden Muskulatur gebildete Laktat nur in der Leber und hauptsächlich nach einer Belastung resynthetisiert wird. Es wurde dabei davon

ausgegangen, dass in der Skelettmuskulatur die Enzyme für die Gluconeogenese fehlen. Dadurch wäre diese Muskulatur auch bei einer ausreichenden Zufuhr von Sauerstoff nicht in der Lage aus Laktat Glucose zu resynthetisieren. Das Laktat müsste dabei erst an das Blut abgegeben werden, um dann in der Leber mit Hilfe der notwendigen Enzyme die Gluconeogenese ablaufen zu lassen. Es würde dann bei andauernder Arbeit der Skelettmuskulatur zu einer Verschiebung von Laktat vom Muskel zur Leber und den Rücktransport in den Erholungsphasen von resynthetisierter Glukose wieder zurück zum Muskel, um daraus einen Wiederaufbau der Glykogenreserven zu ermöglichen. Dieses Wechselspiel zwischen Leber und Muskel wird nach seinem Entdecker als Cori-Zyklus bezeichnet (43,143).

Heutzutage geht man davon aus, dass das während der Belastung gebildete Laktat in den Phasen geringerer Belastungsintensität direkt in der Muskelzelle unter Verbrauch von Sauerstoff zu Glukose resynthetisiert wird (intrazellulärer Laktat Shuttle; 37,38,39). Daneben findet auch ein „Zelle zu Zelle Laktat Shuttle“ statt. Hierbei wird das in der arbeitenden Muskulatur angehäuften Laktat aus Muskelzellen des vorwiegend anaeroben Stoffwechsels (Typ IIb) zu Muskelzelle mit einem höheren Anteil am aeroben Metabolismus (Typ I) transportiert. Als Hauptgrund dieses Phänomen wird ein Schutzmechanismus gesehen, der dafür sorgen soll, dass kein zu großer Abfall der Glukose im Blut während einer Belastung entsteht (42). Auch wird dadurch ein ökonomischer Umgang mit den Energieträgern des Organismus möglich (Abbildung 38).

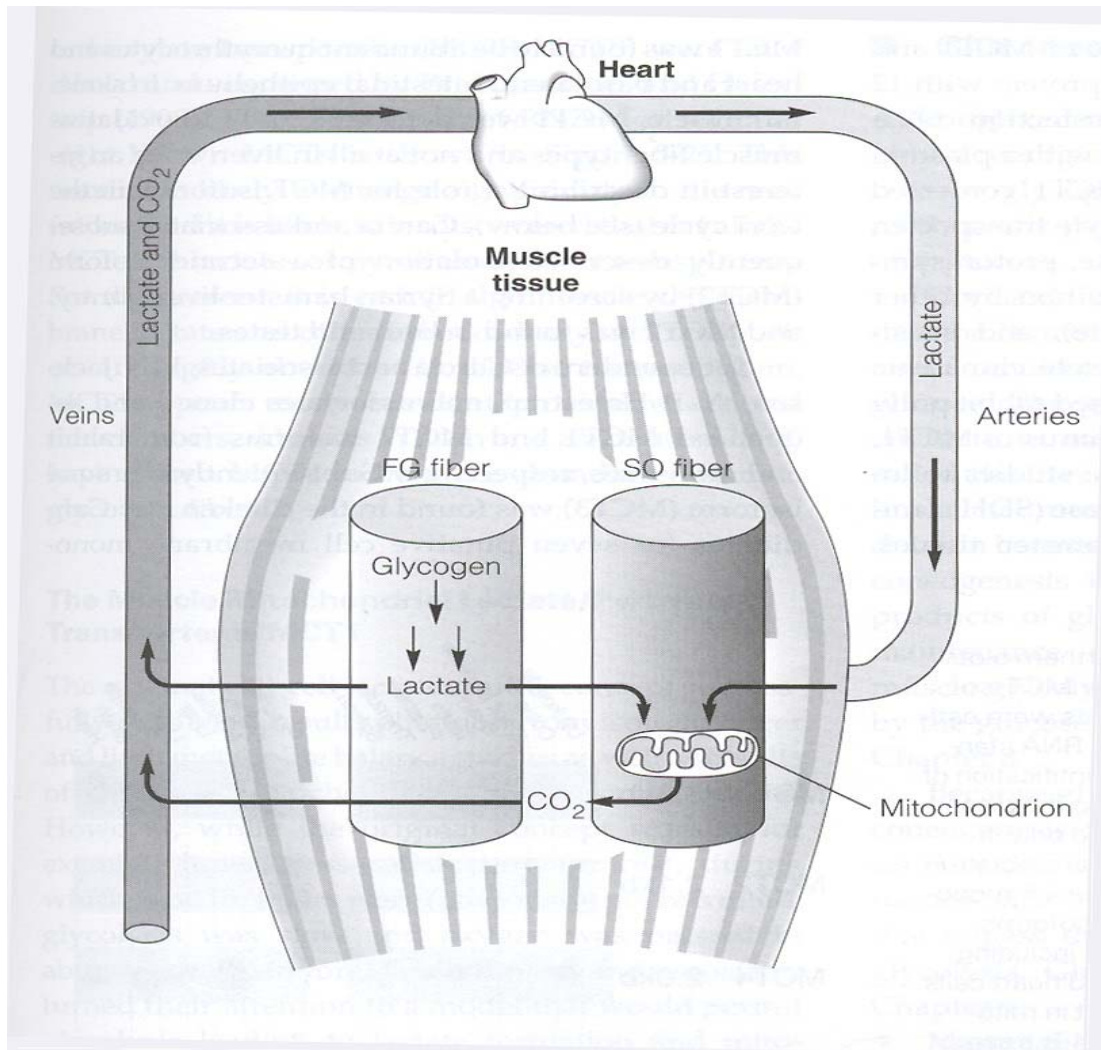


Abbildung 38: „Intrazellulärer-“ und „Zelle zu Zelle Laktat Shuttle“ (42)

Eine Trainierbarkeit dieser Mechanismen konnte von (29) Bouchard et al. Bei Tieren gezeigt werden. Sie stellten bei Ratten und auch bei Hunden eine bessere Resynthesierung von Laktat zu Glukose in Abhängigkeit vom Ausdauertrainingszustand heraus.

Dieser „Laktat-Shuttles“ ist für die Möglichkeit zur Neubildung von ATP von entscheidender Bedeutung: Dabei wird das Laktat unter Verbrauch von Sauerstoff vor allem in der Nachbelastungsphase bzw. in den Belastungspausen zu

Glykogen resynthetisiert (Glukoneogenese) und steht der erneuten Belastung als Energielieferant für die ATP Synthese zur Verfügung. Astrand (9) führte dazu eine Studie bei sieben gut trainierten Personen durch. In Bezug auf ihren aeroben und anaeroben Energiehaushalt untersucht. Bei dieser Gruppe, bestehend aus 2 Frauen und 5 Männern, wurden der Sauerstoffverbrauch während der Belastung und im Laufe der anschließenden, einstündigen Erholungsphase sowie der metabolische Austausch der Eingeweide und der Muskulatur ermittelt.

Bei den männlichen Probanden wurde die geschätzte Laktatproduktionsmenge während der Belastungsphase mit 830 mmol angegeben; die davon während der Erholungsphase verstoffwechselte Menge betrug maximal 330 mmol. Als nach der Erholungsphase im Interstitium befindlich wurde eine Menge von 60 mmol veranschlagt. Die übrigen 360 mmol müssen durch Gluconeogenese. In der Muskulatur in Glykogen zurückverwandelt worden sein. Durch die Studie kommt außerdem zum Ausdruck, dass etwa 50% der bei Belastung gebildeten Laktatmenge durch Gluconeogenese im Muskel während der Erholungsphase in Glykogen umgewandelt werden, und die Leber lediglich 10 % des Laktats auffängt.

Vor Beginn der Experimente wurde der maximale und submaximale Sauerstoffverbrauch mit Hilfe eines kombinierten Arm- Bein- Fahrradergometers bestimmt, wobei der Arbeitsanteil am Armergometer 25% betrug. Dem Hauptbelastungstest ging eine fünfminütige Aufwärmphase voraus, die 50% der Maximalbelastung erreichte. Die Ausatemluft wurde in Douglas-Säcken aufgefangen. Vor der Übung wurden Teflonkatheter in die Brachialarterie und die Femoralvene eingeführt. Ein „Cournad –Katheter“ wurde in einer der rechten Hauptlebervenen positioniert, nachdem er in die Femoralvene perkutan eingeführt worden war.

In Ruhe und zeitlichen Intervallen während der einstündigen Erholungsphase wurde die Blutdurchflussrate im Eingeweide durch die Infusionstechnik mit Indozyanin-Grün bestimmt. Während der Belastung konnte nur arterielles Blut zur

Messung herangezogen werden; aber in Ruhe und sechsmal während der Erholungsphase wurden Blutproben gleichzeitig der Brachialarterie, der leber- und der Femoralvene entnommen. Muskelproben wurden in Ruhe, unmittelbar nach der Belastung und eine Stunde nach Beginn der Erholungsphase entnommen. Die Ausatemluft wurde in einem Gleichgewichtsspirometer gemessen.

Durch ein Spektrometer wurde die Konzentration von O₂, CO₂ und N₂ analysiert. Blutglucose wurde durch eine sog. Glucoseoxidase –Peroxydase –Methode analysiert und Blutlaktat durch ein fluorometrisches Verfahren. Bei der Messung der produzierten Laktatmenge während der körperlichen Anstrengung muss der Aspekt der Laktatverteilung berücksichtigt werden. Es ist darauf hinzuweisen, dass während der einstündigen Erholungsphase nach der körperlichen Anstrengung praktisch das gesamte Laktat aus dem Muskel und dem Blut verschwunden ist. Allerdings zeugen Untersuchungen im Rahmen von Blut –und Muskelbiopsien davon, dass diese eine Stunde nicht ausreicht, um die Laktatmenge auf den Wert vor der körperlichen Anstrengung zurückzuführen. Man bedenke, dass die Leber lediglich 10 % der produzierten Laktatmenge aufgefangen hat. Von großer Relevanz ist auch der pH –Wert. Ein Grund für die verhältnismäßig geringe Laktatverstoffwechslung in Astrands Studie ist die Abnahme des pH-Wertes in der Leber.

Eine weitere Methode zur Verfolgung des Laktatstoffwechsels nach körperlicher Anstrengung ist die Erfassung der Glykogenmenge. Denn nicht zuletzt die Erhöhung der Glykogenmenge im Muskel während der Erholungsphase zeugt von Laktat als Substrat der Glykogensynthese. Man geht davon aus, dass 50% der produzierten Laktatmenge in Glykogen umgewandelt werden.

Zur Überprüfung der Hypothese, ob die Fähigkeit der Laktatelimination nach der Belastung, sowie in den Pausen zwischen den Belastungen vom Trainingszustand abhängig ist, wurde in der vorliegenden Untersuchung das Verhalten von respiratorischen und metabolischen Parameter in den Pausenzeiten zwischen den

Belastungsphasen und in der Nachbelastungsphase analysiert, um die eventuell unterschiedliche Fähigkeit der verschiedenen Schwimmer hinsichtlich der Resynthesierung des angehäuften Laktats zu ermitteln. Dabei sollte überprüft werden, ob diese Fähigkeit bei leistungsstärkeren Schwimmern besser ausgeprägt ist als bei leistungsschwächeren. Ein klares Indiz für eine bessere Ausprägung dieser Fähigkeit wäre ein geringere Abfall der VO_2 Werte in den Pausen, da der damit verbundene Sauerstoffmeherverbrauch durch die „intrazellulären-“ Resynthese von Glukose aus Laktat erklärt werden könnte (Abbildung 38). Dabei war die Nachbelastungsphase nach der jeweils letzten Belastungsstufe der Probanden von besonderem Interesse, da hier bei allen eine individuelle Ausbelastung vorlag und somit die Notwendigkeit zur Resynthese von Glukose aus Laktat am wahrscheinlichsten ist. Somit sollte eine etwaige Ausprägung am deutlichsten nach dieser individuell, maximalen Stufe zum Vorschein kommen.

Neben der Fragen hinsichtlich der Ökonomie von Schwimmern mit verschiedenen Leistungsniveaus und die Untersuchung des Phänomen des Laktat-Shuttle, war schließlich von Interesse, welches Konzept zur Ermittlung der respiratorischen- bzw. metabolischen als am geeigneten angesehen und inwieweit diesbezüglich eine Übereinstimmung gefunden werden kann. Dabei geht es vor allem um die Frage, ob für den Übergang von aeroben zu anaeroben Stoffwechselfvorgängen durch die Interpretation der Laktat-Leistungs-Kurve und der respiratorischen Schwellenbestimmung ein ähnlicher Belastungsbereich ermittelt werden kann, so dass zwischen den beiden Schwellenbestimmungen eine Korrelation besteht. Zwei verschiedene Mechanismen des Organismus (metabolisch bzw. respiratorisch), nämlich auf der einen Seite die Anhäufung von Laktat im Blut und auf der anderen Seite die erhöhte Abatmung von CO_2 sind beides ein Indiz für den Beginn einer allmählichen Übersäuerung des Organismus und müssten damit mit den unterschiedlichen Methoden auf gleichen Belastungsstufen nachweisbar sein.

4.2 Vorteile des Schwimmkanals und der Spiroergometrie

Im Schwimmkanal kann man die Höchstleistung eines Schwimmers ermitteln, indem man die Strömungsgeschwindigkeit bis zur obersten Leistungsgrenze des Schwimmers erhöht.

Die Strömungsgeschwindigkeit des Wassers entspricht jeweils der Schwimmgeschwindigkeit des vorwärts schwimmenden Menschen im stillstehenden Wasser (28,85,130,148,152,233).

Diese Geschwindigkeit kann im Strömungskanal des Olympiastützpunktes Hamburg/Kiel (OSP) in dem die vorliegende Untersuchung stattfand, zwischen 0,5 m/s und 2,2 m/s variabel und über eine beliebige Dauer einzustellen. Außerdem kann über einen Stoffwechsellmessplatz, der auf einer mobilen Brücke positioniert ist, eine „online-Registrierung“ der respiratorischen Parameter bei gleichzeitiger biomechanischer 3D Videoanalyse mittels Kameras und Computersystem stattfinden (154).

Diesen oben genannten Vorteilen stehen allerdings die schon erwähnten hohen Kosten und eventuell auftretende Turbulenzen des strömenden Wassers im Schwimmkanal gegenüber, die die Schwimmtechnik beeinträchtigen könnten (130,232). Vor allem, wenn der Proband nicht exakt die vorgegebene Schwimmposition einhält wirken sich die Turbulenzen auch auf die Validität von Messergebnissen aus (232). dabei kann es im Strömungskanal zu Differenzen zwischen den im Strömungskanal und den im Pool gemessenen Werten hinsichtlich des Sauerstoffverbrauches führen. Vor allem aber befindet sich der Körper im Strömungskanal in bewegtem Wasser, so dass eine geringere kinetische Energie aufzubringen ist als im Pool, wo das Wasser vom Schwimmer selbst in Bewegung versetzt wird.

Aufgrund des daher notwendigen hohen Kraftanteils kommt es daher im Pool eher als beim Schwimmen im anströmenden Wasser zu einer Rekrutierung schnellzuckender Fasern und dadurch zu einem früheren Anstieg des Laktatspiegels, welches bei Vergleichen berücksichtigt werden muss (28).

Der Problematik des störenden Einflusses durch das Schlauchsysteme und der Atmungsmaske im Hinblick auf einen vergrößerten Wasserwiderstand und eine dadurch beeinträchtigte Schwimmleistung (86,138,163,257) wurde in der vorliegenden Untersuchung durch eine eigenkonstruierte Mundstückmaske entgegengewirkt. Dabei konnte in Voruntersuchungen gezeigt werden, dass die benutzte Maske nur zu einer leichten Erhöhung des Wasserwiderstand, gegenüber dem der durch die ohne Maske notwendige Drehbewegung des Kopfes zur Atmung entsteht, bewirkt (32,217).

Aufgrund der „online“ Registrierung kann man den Airflow ununterbrochen messen. Da auch die Konzentration von CO₂ und O₂ gleichzeitig festgehalten werden können, ist man letztlich in der Lage, VCO₂ und VO₂ in jedem Atemzug pro Zeiteinheit zu bestimmen (15,98,273). Für eine im Wasser zu erbringende Leistung stellen der Wasserwiderstand (D), Wirkungsgrad (e), die Wassergeschwindigkeit und die dem physiologischen Voraussetzungen die entscheidenden Faktoren dar (82,83). Daraus ergibt sich für eine bestimmte Geschwindigkeit:

$$v = VO_2 \times e/D$$

Durch eine Umformung erhält man:

$$\frac{v}{VO_2} = \frac{e}{D}$$

Der Quotient e/D drückt dabei die technische Fähigkeit aus. Je niedriger der Wasserwiderstand und je höher der Wirkungsgrad ist, desto besser sind die technischen Fähigkeiten eines Schwimmers (82,83,253,255).

Damit lassen sich aufgrund der messbaren Parameter VO_2 als physiologische Leistungsfähigkeit und v als Strömungsgeschwindigkeit Aussagen über die Technik respektive Ökonomie treffen (35,216).

Da im vorliegenden Versuchsaufbau die Ergebnisse der Stoffwechselprodukte durch die Gasanalyse ständig geliefert werden, besteht grundsätzlich die Möglichkeit Korrekturen bzw. Umstellungen während der Testphase vorzunehmen und sie „online“ durch eine Veränderung von VO_2 überprüfen zu können (1,126,156,213,253,256).

Aufgrund der dargestellten Möglichkeit zur Stoffwechselformung hat sich der Schwimmkanal im Zusammenhang mit der „breath – by – breath“ Methode als Idealmethode zur Bestimmung der metabolischen und respiratorischen Daten herausgestellt.

Des Weiteren lassen sich diverse metabolische Parameter wie Laktat in einzelnen Zeitintervallen bestimmen, diese wiederum können zu den Online – ermittelten respiratorischen Werten in Beziehung gesetzt werden. Daraus geht hervor, dass die Spiroergometrie im Strömungskanal erlaubt, die beiden wichtigen Größen „technische“ und „kardiopulmonale/metabolische“ Leistungsfähigkeit zueinander in Beziehung zu setzen (205,242). So kann man nicht nur verschiedene Schwellenkonzepte prüfen, sondern vor allem respiratorische - mit der metabolischen Schwelle vergleichen.

Testet man gleichzeitig die kardiopulmonalen und metabolischen Parameter, kann zwischen dem Anteil physiologischen und technischer Leistungsfähigkeit auf verschiedenen Geschwindigkeitsstufen differenziert werden. Dieses kommt dem Schwimmtraining zugute, das auf der Grundlage dieser Kenntnisse, gezielte Maßnahmen für ein verbessertes, hochwertigeres Trainingsprogramm vornehmen kann. Vor allem die bessere Einschätzung über der Energiebereitstellung durch

die Messung des respiratorischen Quotienten kann die Aussagekraft der, für die Trainingssteuerung günstigeren, Laktat-Leistungskurve noch verstärken.

4.3 Ökonomie

4.3.1 Wirkungsgrad

Der Wirkungsgrad ist das Verhältnis zwischen der bei einer körperlichen Aktivität umgesetzten Leistung zum Gesamtenergieverbrauch. Der Wirkungsgrad beim Schwimmen ist niedriger als bei anderen Sportarten, wie beispielsweise Radsport oder Laufen (10% bzw. 22%) (25,231,253) und ist unabhängig vom jeweiligen Leistungsstand. Der Wirkungsgrad bei guten Schwimmern beträgt hingegen nur ca. 8% und ist generell umso höher, je besser die technischen Fähigkeiten sind (19,253). Die gesamte Bandbreite des Wirkungsgrades beim Schwimmen ist auch von der Schwimmart abhängig und schwankt bei Schwimmern mit unterschiedlichen technischen Fähigkeiten in den verschiedenen Schwimmarten zwischen 5% und 8% (126,208,253). Bei absoluten Anfängern, bei denen kaum ein Fortbewegen im Wasser zu beobachten ist, tendiert demnach der Wirkungsgrad gegen 0%.

Eine Erklärung für den im Vergleich zu anderen Sportarten niedrigeren Wirkungsgrad ist in einem Mehrverbrauch an Energie, den ein Körper zur Fortbewegung im Wasser benötigt, zu finden. Der größere Energieverlust entsteht durch die innere Reibung (die durch die Geschwindigkeitsunterschiede zwischen den Wasserschichten am Körper entsteht), den Wirbelströmungen in diesen Grenzschichten (begünstigt durch die unregelmäßige Oberflächenstruktur des menschlichen Körpers) und den höheren Gesamtwiderstand, so dass damit der Wirkungsgrad geringer ist, als bei der Ausübung von Sportarten außerhalb des Wassers (23,82,83). Auch ist zur Überwindung des hydrostatischen Drucks der auf den Thorax wirkt und zum Ausgleich des im Wasser höheren Wärmeverlustes mehr Energie erforderlich, wobei vor allem die höhere Dichte, im Vergleich zur Umgebungsluft, des Mediums Wasser eine Rolle spielt (256).

Der Wirkungsgrad besteht aus verschiedenen Komponenten. Der sogenannte mechanische Wirkungsgrad umfasst u.a. den Anteil an kinetischer Energie, die man zum Bewegen des Wassers benötigt (55,192). Der Antriebswirkungsgrad erlaubt eine Aussage über die Menge der verwendeten Energie, die für den Antrieb notwendig ist (252,253,265).

Der gesamte Wirkungsgrad ist dabei in dem Produkt von mechanischem Wirkungsgrad und Antriebswirkungsgrad ausgedrückt, wobei nur Letzterer eine Aussage über die Leistungsunterschiede zwischen den Schwimmern zulässt (47,49,252). Dieses liegt an dem Umstand, dass der mechanische Wirkungsgrad sich bei Schwimmern mit guten und mangelhaften technischen Fähigkeiten unter gleichen Bedingungen nahezu identisch verhält. Dieser Teil der Energie ist vor allem durch den Geschwindigkeitszustand des Wassers beeinflussbar, da sich dadurch die benötigte kinetische Energie zur Bewegung des Wassers verändert. Somit ist es auch dieser Anteil des Wirkungsgrades, der einen Unterschied zwischen der Situation im Pool mit ruhendem Wasser und der des Strömungskanals mit bewegtem Wasser ausmacht. In der vorliegenden Untersuchung haben allerdings alle Probanden den Test im Strömungskanal absolviert, so dass auch in diesem Fall der mechanische Wirkungsgrad nahezu identisch sein müsste und somit der Unterschied im Antriebswirkungsgrad die Qualität der Technik ausmacht (252,256).

Isolierte Kraulbeinbewegungen haben den niedrigsten Wirkungsgrad mit etwa 1-2%. Dagegen haben Kraularmbewegungen den höchsten Wirkungsgrad mit etwa 6-8% (126). Die Angaben gelten jeweils für Hochleistungsschwimmer. Bei den Fahrradfahrern verhält es sich insofern anders, als dass auf Grund der relativ einfachen Bewegungsabläufe der mechanischen Vorgaben der Wirkungsgrad der Sportler etwa gleich bleibt, unabhängig von der Qualifikation des einzelnen, welches für die Bedeutung der technischen Fertigkeiten beim Schwimmsport spricht (145,252,256).

4.3.2 Beziehung zwischen Sauerstoffverbrauch und Technik

Die Ökonomie des Schwimmens in einer bestimmten Geschwindigkeit ist die Energie, die verbraucht wird, damit der Körper eine bestimmte Strecke zurücklegt (126,178,193,208,265).

Diese Ökonomie variiert sehr stark von einem Schwimmer zum anderen. Dieser Unterschied zwischen den einzelnen Schwimmern hängt vor allem von der technischen Fähigkeit ab (57,58,265).

Bereits Chatard et al. (58) vertreten die Auffassung, dass der Energieverbrauch, den ein Schwimmer bei gegebener Geschwindigkeit (v) und bei potentiellen Bestimmungsfaktoren (z.B. Leistungsstand und Körpergröße) pro Einheitsdistanz (C_s) hat, ein sehr wichtiger Indikator ist, um die Qualität der Schwimmtechnik und der Ökonomie zu registrieren. Dabei wird C_s ausgedrückt durch den Sauerstoffverbrauch bezogen auf die jeweilige Schwimmgeschwindigkeit (VO_2 / v). Dazu haben Chatard et al. 101 Schwimmer mit 3 unterschiedlichen Leistungsniveaus untersucht, um das Verhältnis zwischen VO_2 / v , anthropometrischen Größen und der Schwimmtechnik zu ermitteln. Dabei erfolgte die Einteilung der Gruppe aufgrund der Durchschnittsgeschwindigkeit ihrer 400m Kraul Bestzeit (A: $< 1,35$ m/s; B: $1,36 - 1,55$ m/s; C: $1,56 - 1,76$ m/s). Der Sauerstoffverbrauch ($VO_2/l/min$) wurde in 50m Becken während einer 400 bzw. 800m Kraulstrecke ermittelt, dabei wurde die Geschwindigkeit schrittweise (alle 200m) erhöht. Die Schwimmgeschwindigkeit wurde über eine Distanz von 40m gemessen. Die 5m Distanz jeweils am Anfang und am Ende des Beckens wurden vernachlässigt, um den Einfluss der Wende auszuschalten. Die respiratorischen Parameter wurden durch die Sammlung der Atemluft innerhalb der letzten 30s jeder 200m Distanz in einem Douglas-Sack ermittelt.

Die Gruppe C erzielte die niedrigsten Cs-Werte, die um 17% unter denen der Gruppe A und um 7% unter denen der Gruppe B lagen.

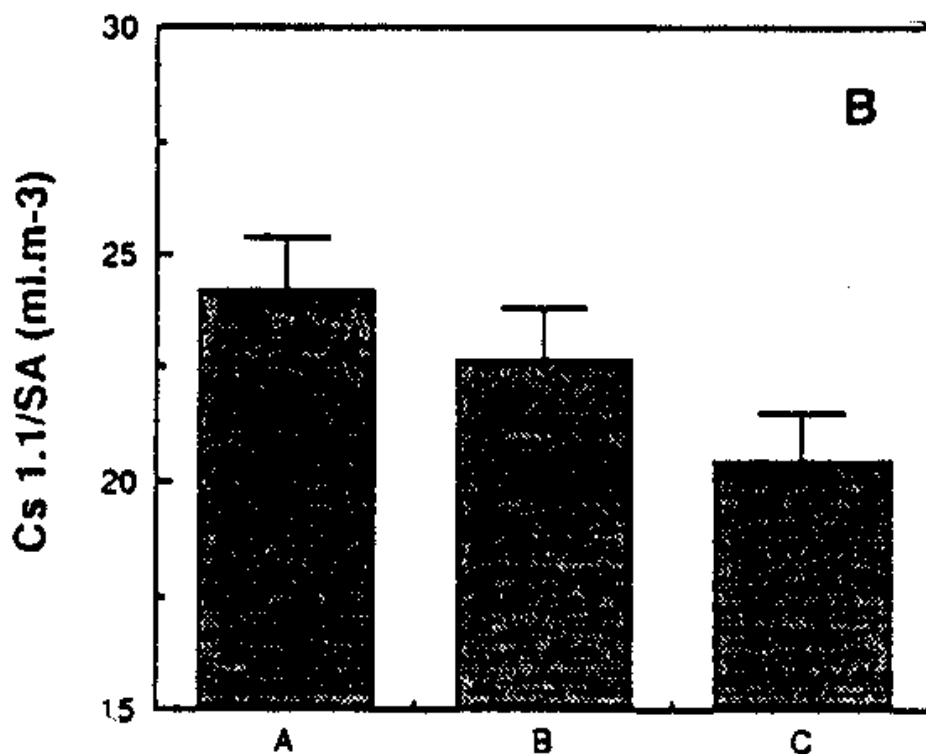


Abbildung 39: Energieverbrauch bei den drei Gruppen (58)

Außerdem konnte festgestellt werden, dass Cs in Abhängigkeit von der Schwimmgeschwindigkeit ansteigt. Für alle Gruppen bestand dabei ein signifikanter Anstieg ($p < 0,05$) und zwar um 10% zwischen 1,1 - 1,2 m/s, um 20% zwischen 1,1 - 1,3 m/s und 30% zwischen 1,1 - 1,4 m/s.

Anhand der durchgeführten Untersuchungen kann man sagen, dass die starke Variabilität der Schwimmökonomie (Cs) nicht ausschließlich auf die Leistungsstärke zurückzuführen ist. Andere Faktoren wie Schwimmtechnik, physische Daten etc. müssen auch in Betracht gezogen werden. Des Weiteren bleibt festzustellen, dass nicht alle Faktoren diesbezüglich erforscht worden sind.

Hierbei sind vor allem die Armlänge, der Einfluss einer Körperrasur und die verwendete Apparatur zu nennen.

Eine andere Methode, um die Schwimmökonomie zu ermitteln, wurde von Capelli et al. (48) beschrieben. Er stellt den „Unterwassertorque“ (T') als einen der Hauptelemente zur Bestimmung des Energieverbrauches beim Kraulschwimmen pro Einheitsdistanz (C_s) dar. Dabei lässt sich eine Kraft mit der die Füße dazu tendieren abzusinken ermitteln, da der Volumenmittelpunkt des im Wasser liegenden menschlichen Körpers nicht dem Mittelpunkt der Masse des Körpers entspricht, sondern in Richtung der Füße verschoben ist. Dadurch steht der Auftrieb, der hauptsächlich durch das Volumen der Lungen bestimmt wird nicht mit der Masse die den Körper zum absinken bewegt im Gleichgewicht. T' wird in diesem Zusammenhang definiert als das Produkt der Kraft, mit der die Füße bzw. Beine des Schwimmers dazu tendieren abzusinken und der Distanz zwischen dem äußersten Punkt des Körpers (Fußspitzen) und dem Volumenmittelpunkt der Lungen (Abbildung 40).

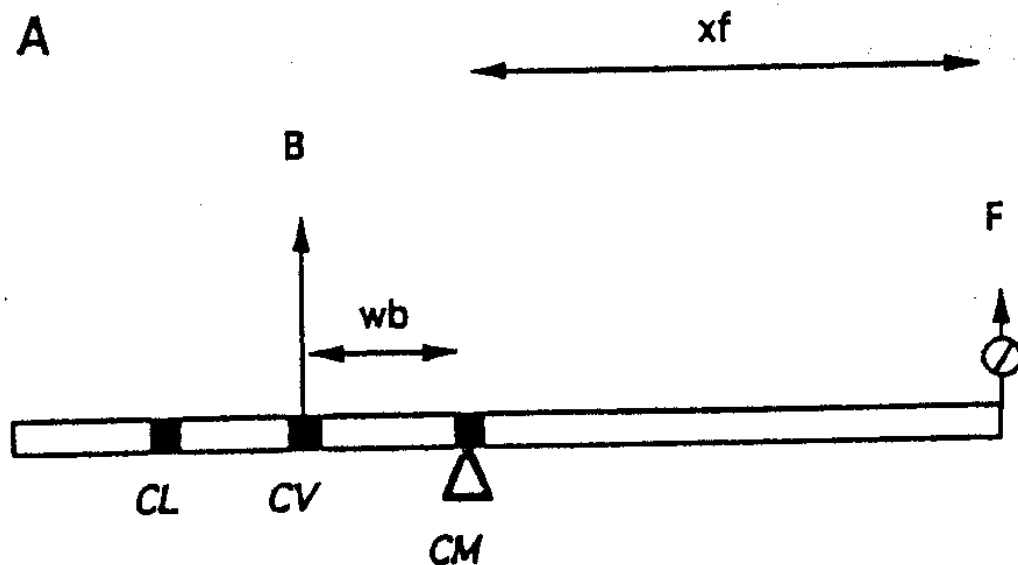


Abbildung 40: Schema des Messsystems von Capelli et al. (48)

CV = Volumenzentrum

CL = Volumenzentrum der Lungen

CM = Massenzentrum

wb = Strecke zwischen CV und CM

wf = Strecke zwischen CM und Fußspitzen

F = Sinkkraft der Füße bzw. Beine

In der Studie von Capelli et al. wurde die Abhängigkeit der C_s von T' untersucht, indem man C_s in einer Gruppe von 10 Freizeitschwimmern (Gruppe 1: 4 Frauen und 6 Männer = G1) und in einer Gruppe von 8 männlichen Leistungsschwimmern (Gruppe 2 = G2) bestimmte, nachdem T' experimentell verändert worden war. Dies wurde bewerkstelligt, indem um die Taille des Schwimmers ein Plastikröhrchen angebracht wurde, dass in verschiedenen Versuchsschritten mit Luft, Wasser oder 1 bis 2 kg Blei gefüllt war. Auf diese Weise wurde T' entweder gesenkt, blieb unverändert oder wurde erhöht im Vergleich zu den natürlichen Bedingungen. Wie aus (Abbildung 40). ersichtlich wird, kommt es durch die

Füllung eines Plastikröhrchens mit Luft auf Höhe der Taille, also im Bereich von CM, zu einer Verminderung der Kraft mit der die Füße dazu tendieren abzusinken. Den gegenteiligen Effekt erhält man durch das Füllen des Plastikröhrchens mit Blei, da so entsprechende die Sinkkraft erhöht wird. Cs wurde für jede T'-Konfiguration bestimmt, bei 0,7 m/s für G1 und bei 1,0 und 1,2 m/s für G2. Bei einem bekannten Probanden und einer bekannten Geschwindigkeit wurden Cs und T' linear in Beziehung gesetzt. Um verschiedene Probanden bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten zu vergleichen, wurden die Einzelwerte von Cs und T' normiert, indem sie durch die entsprechenden Individualdurchschnittswerte dividiert wurden. Diese wurden von allen Einzelwerten errechnet (von Cs oder T'), die man vom Probanden zu der jeweiligen Geschwindigkeit hatte (Abbildung 41).

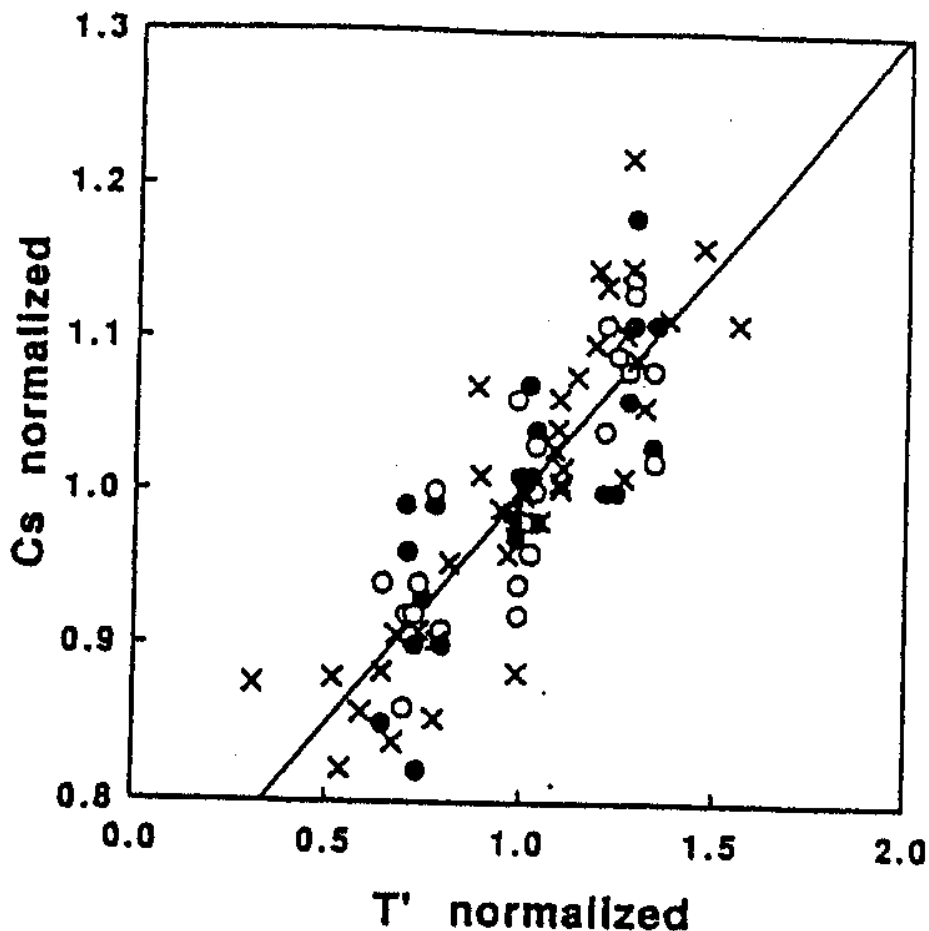


Abbildung 41: Normierung der Einzelwerte von Cs und T' aller Probanden (48).

T' (torque) und UW (Unterwassergewicht) sind zwei Komponenten zur Bestimmung von Cs. Dabei konnte gezeigt werden, dass in einer Gruppe von Freizeitschwimmern bei 0,7 m/s (G1), Cs mit UW und T' signifikant korrelierte, wohingegen bei exzellenten Schwimmern bei 1,0 und 1,2 m/s (G2) Cs nur mit UW signifikant korrelierte. Es konnte zudem gezeigt werden, dass bei niedriger Geschwindigkeit (0,4- 0,7 m/s) der Hauptanteil der verbrauchten Energie der Aufrechterhaltung der horizontalen Körperlage im Wasser dient. Bei höherer Geschwindigkeit (> 1,0 m/s) überwiegt die zur Überwindung des Wasserwiderstandes nötige Energiemenge dem Energieanteil, der benötigt wird, um die horizontale Körperlage im Wasser beizubehalten (48).

Obwohl die Wirkungen unterschiedlicher Schwimmfähigkeiten nicht gemessen werden können, zeigt sich in der Untersuchung von Capelli et al. (48), dass die unterschiedliche Korrelation zwischen Cs und T in G1 und G2 auf die unterschiedliche Geschwindigkeit zwischen den beiden Gruppen zurückzuführen ist und damit auf die unterschiedlichen Anteile an metabolischer Energie, die eingesetzt wurde, um den Schleppwiderstand oder die Rotation zu überwinden.

Da in der vorliegenden Untersuchung eine relativ hohe Anfangsgeschwindigkeit gewählt wurde (1,1 m/s), dürften die Erkenntnisse von Capelli nur eine untergeordnete Rolle spielen.

4.3.3 Zusammenhang zwischen Sauerstoffaufnahme und Schwimmgeschwindigkeit

Es herrscht über das Anstiegsverhalten der VO_2 zur Schwimmgeschwindigkeit immer noch kein Konsens. Früher wurde das Anstiegsverhalten des Energiebedarfs beim Schwimmen relativ zur Schwimmgeschwindigkeit als exponentiell angenommen. Einen Zusammenhang zwischen Sauerstoffaufnahme und Schwimmgeschwindigkeit stellt Madsen (1975) in einer Untersuchung her. Er hat gleichqualifizierte Schwimmer bezüglich der Sauerstoffaufnahme getestet. Dabei schwammen die Probanden in einem Schwimmbecken an deren Decke eine fahrbare Brücke installiert war, so dass die Werte während des Testes online über ein Gasanalysegerät (Oxytest S) registriert werden konnten. Er fand heraus, dass bei Geschwindigkeiten unter 1,3 m/s die Variation der VO_2 der 4 Schwimmer größer ausgefallen sind als bei Geschwindigkeiten über 1,3 m/s. Bei Untersuchungen wurde zudem festgestellt, dass die Geschwindigkeit direkten Einfluss auf den Wirkungsgrad hat. Genau genommen steigt die Schwimmökonomie, in diesem Fall nach Chatard et al. ausgedrückt in C_s (Sauerstoffverbrauch bezogen auf die jeweilige Schwimmgeschwindigkeit = VO_2 / v), um durchschnittlich ca. 10% an, wenn die Geschwindigkeit um 0,1 m/s erhöht wird (57). Allerdings hat Chatard diese Aussage nur für den von ihm gemessenen Geschwindigkeitsbereich zwischen 1,1 m/s – 1,4 m/s getroffen. Hierbei spielen natürlich individuelle Aspekte ebenfalls eine wichtige Rolle.

Es folgten einige Veröffentlichungen in denen ein lineares Anstiegsverhalten gefunden wurde, wobei die dabei erzielten Schwimmgeschwindigkeiten deutlich niedriger liegen als die heute üblichen Wettkampfgeschwindigkeiten. Dabei weiß man inzwischen, dass dieses Verhältnis nicht pauschal als linear oder exponentiell beschreiben werden kann. Wenn man anhand der verschiedenen Regressionsgleichungen den Nullwert der Energieaufnahme, also den

Ruhewert im Wasser, errechnet, erhält man bei der Verwendung linearer Funktionen (21), die für den unteren Geschwindigkeitsbereich akzeptable Ergebnisse liefern, als Nullwert negative Werte, die praktisch unmöglich sind, da selbst in Ruhe niemals Energieüberschuss bzw. Energieproduktion stattfinden kann (15).

In Übersichtstafeln zum Energieverbrauch bei Bewegung ist für Schwimmfähigkeit beispielsweise meistens ein exemplarischer Werte bei einer oder mehreren Geschwindigkeiten unterhalb 0.9 m/s angegeben, da Breitensportler meist nicht in der Lage sind mit höheren Geschwindigkeiten längere strecken zurückzulegen (2). So gibt z.B. Stegmann für Schwimmen mit 0.83 m/s (3 KM/h) einen Energieverbrauch von $14.9 \text{ KJ} \cdot \text{Kg}^{-1} \cdot \text{Km}^{-1}$ ($3.56 \text{ kJ} \cdot \text{Kg}^{-1} \cdot \text{Km}^{-1}$) an. Bei Hollmann und Hettinger ist für die gleiche Geschwindigkeit ein Verbrauch von $1172 \text{ kJ} \cdot \text{Km}^{-1}$ ($280 \text{ Kcal} \cdot \text{Km}^{-1}$) verzeichnet, der bei 0.68 m/s annähernd gleich bleibt. Passmore und Durnin Bestätigen diese Messwerte bis auf die zweite Dezimale. Leider fehlen bei diesen Auflistungen teilweise die genauen anthropometrischen Daten der Versuchspersonen. Daher ist aufgrund der unterschiedlichen Bezugsgrößen ein objektives Einordnung und Vergleichen der Daten kaum möglich.

Eine Spezifizierung die derartige Vergleiche zulässt, ist der spezifische Energieverbrauch bei Bewegung. Er wurde Konzipiert für vergleichende Untersuchungen des Energieverbrauchs bei Tieren und wurde definiert als „Energieverbrauch“ pro Einheit Körpermasse während Fortbewegung über 1m (Laufen, Schwimmen, Fliegen) mit bestimmter Geschwindigkeit (23). Einige Untersucher (16,17) haben diese Verhältnisangabe verwendet und beschreiben den Energieverbrauch beim Schwimmen unter Einbeziehung des anthropometrischen Profils ihrer Versuchspersonen :

Bis zu einer Schwimmgeschwindigkeit von 0.9 m/s verbrauchen College-Schwimmer 570 ± 85 (SD) $\text{kJ} \cdot \text{Kg}^{-1} \cdot \text{Km}^{-1}$ (136.1 ± 20.30 (SD) $\text{Kcal} \cdot \text{Kg}^{-1} \cdot \text{Km}^{-1}$) pro Körperoberfläche, während schlechte Schwimmer hierfür 880 ± 240 (SD)

Kcal.Kg.Km ($210.2 \pm 57.32 \text{ Kcal.Km}^{-1}$) pro m^2 Körperoberfläche benötigen. Bei 1.4 m/s steigt dann der Energiebedarf der College- Schwimmer bereits auf $850 \text{ KJ.Kg}^{-1}.\text{Km}^{-1}$ ($203.0 \text{ Kcal.Km}^{-1}$) pro m^2 Körperfläche an, während Spitzenschwimmer für diese Geschwindigkeit nur $510 \text{ kJ.Kg}^{-1}.\text{Km}^{-1}$ ($121.8 \text{ Kcal.Km}^{-1}$) pro m^2 Körperoberfläche benötigen. Zur Veranschaulichung: ein Spitzenschwimmer mit Standmaßen (175 cm, 70 Kg) verbraucht bei 1.4 m/s (5.04 Km/h) demnach $14.7 \text{ kJ.Kg}^{-1}.\text{Km}^{-1}$ ($3.5 \text{ Kcal.Kg}^{-1} . \text{Km}^{-1}$).

Das ist bei gegebener Geschwindigkeit etwa 40% weniger als College-Schwimmer, vergleichbar mit dessen Energieaufwand bei einer Schwimmgeschwindigkeit von 0,9 m/s (3.24 Km/h). Hier zeigt sich deutlich der Einfluss der individuellen, technischen Fertigkeit und Leistungsfähigkeit auf den Energieverbrauch der Probanden in Konkreten Messergebnissen. Absolute Spitzenschwimmer mit internationalem Niveau (24) lagen im Energieverbrauch bei 1.2 m/s mit 11.9 KJ.Kg.Km. (2.84 Kcal.Kg.Km), entsprechend 890.6 KJ.Km (212.7 Kcal.Km) am niedrigsten und deutlich unter allen anderen Werten.

Bei einer Schwimmgeschwindigkeit von 1,0 m/s variiert die Sauerstoffaufnahme der trainierten Schwimmer um $\pm 0,4 \text{ l/min}$, während sie bei der Geschwindigkeit von 1,3 m/s nur noch um $\pm 0,08 \text{ l/min}$ schwankt. In der vorliegenden Untersuchung konnte diese Aussage nicht bestätigt werden. In allen drei Gruppen war eine Steigerung der Abweichung zwischen den Geschwindigkeitsstufen 1,1 und 1,28 m/s festzustellen (bei 1,1m/s: H = 0,3 l/min; L = 0,3 l/min; D = 0,66 l/min, bei 1,28 m/s: H = 0,42 l/min; L = 0,4 l/min; D = 0,72l/min).

4.3.4 Energieverbrauch während des Schwimmens

Mehrere Wissenschaftler (112,130,255) führen den Energieverbrauch während des Schwimmens auf zwei Faktoren zurück:

A: Beibehaltung der waagerechten strömungsgünstigen Lage des Sportlers während des Schwimmens.

B: Bewältigung des Wasserwiderstandes während des Schwimmens.

Daraus ergibt sich, dass der Vortrieb, der als Menge der eingesetzten Kraft für die Überwindung des Schleppwiderstandes definiert wird, eine wichtige Rolle beim Vorwärtsschwimmen spielt.

In einer Studie verglichen Toussaint et al. (252) Triathleten mit Hochleistungsschwimmern, um die Rolle des Vortriebs im Schwimmen hervorzuheben. Er stellte fest, dass die Triathleten mehr unökonomische Bewegungen auf der Wasseroberfläche ausführen, wobei Hochleistungsschwimmer ökonomischer koordinierte Bewegungen (Technik) einsetzen, die eine balancierte Position auf der Wasseroberfläche erlaubt. Entscheidend dabei war, dass die Triathleten und Hochleistungsschwimmer in der Lage waren, eine ähnliche Energie aufzubringen (81,3 W vs. 80,4 W; $p > 0,05$) wobei die Schwimmer signifikant mehr davon ($p < 0,01$) in Vortrieb zu verwandeln vermochten (49,1 W vs. 35,3 W). Bezüglich der Schwimmgeschwindigkeit konnten dadurch die Gruppe der Schwimmer eine um 23% höhere als die Gruppe der Triathleten (1,17 m/s vs. 0,95 m/s) erzielen.

Unabhängig von diesen Studien stellte Monpetit (195) fest, dass Schwimmer mit einer Geschwindigkeit von 1,0 m/s gleich viel Energie gegen den Wasserwiderstand verbrauchen wie für die Aufrechterhaltung der waagerechten Lage beim Schwimmen. Bei Geschwindigkeiten von 1,2 m/s (gleich der zweiten

Stufe der vorliegenden Studie) verbrauchen versiertere Schwimmer 22,3% weniger Energie zur Überwindung des Wasserwiderstandes als weniger versierte.

Dies war ebenfalls in der vorliegenden Studie festzustellen, in der die D nur die dritte (1,28 m/s), die L die sechste (1,55 m/s) und die H die siebte Stufe (1,64 m/s) erreichen konnten. Dabei verbrauchten die H auf der mit Monpetit vergleichbaren 2. Geschwindigkeitsstufe (1,19 m/s) 25,4% weniger VO_2 als die jugendlichen Schwimmer in seiner Studie. Die Ursachen sind vor allem im besseren Vortrieb und einer ökonomischeren Technik der H zu suchen, welcher den geringeren Energieeinsatz bei gleicher Geschwindigkeit erklärt (112). Allerdings sollte auch der schlechtere allgemeine Trainingsstand der D und L im Vergleich zu H, vor allem im Ausdauerbereich, berücksichtigt werden, da hierdurch die Ermüdung früher eintritt und es dann zu Koordinationsproblemen kommen kann.

Die Berechnung des Energieverbrauches spielt eine wichtige Rolle bei der Bestimmung der Leistungsökonomie, welche für die Beurteilung der technischen Leistung sehr relevant ist (202). Diese Leistungsökonomie hängt von vielen Faktoren ab, wie dem Einfluss von Arm- und Beinbewegungen, der Bewegungskoordination der Arme während des Ein- und Auftauchens, dem Wasserarmwinkel und der Handbewegung (202).

Die Schwimmgeschwindigkeit ist das Produkt aus der Anzahl der Armzüge und der Kraft jedes einzelnen Armzuges. Die Zu- bzw. Abnahme der Geschwindigkeit kommt durch die Beziehung der Zu- bzw. Abnahme von Armlänge / Armzug zustande. Damit ist vor allem hinsichtlich der Geschwindigkeitszunahme die Beschleunigung der Armbewegung gemeint, insbesondere beim Eintauchen und Herausziehen des Armes.

Die Kraft, die der Schwimmer während des Schwimmens mit seinen Händen zu einem bestimmten Zeitpunkt entwickelt, hängt von der Größe, Form und der Ausholtechnik der Hände ab. Ogita (202) zeigte, dass das Schnellerschwimmen mit Paddles nicht auf einen höheren Energieumsatz zurückzuführen ist, sondern auf die Fähigkeit, einen großen Vortrieb einzusetzen. Belegt wurde dies durch

eine Studie, bei der eine VO_2 bei alleiniger Armtätigkeit von 3,42 l/min ($\pm 0,27$) und mit Paddles von 3,55 l/min ($\pm 0,24$) ermittelt wurde. Allerdings konnte dabei kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Ferner konnte festgestellt werden, dass diese Kraftentwicklung auch von der Beschleunigung der Hände aus der vorherigen Position abhängt (22).

In der vorliegenden Untersuchung führt dieses dazu, dass vor allem aus einer besseren Technik der H für die Armbewegungen, eine geringere Zugzahl (2. Stufe: 1,19 m/s = 27,5 Zyklen/min) im Vergleich zu den D (33,4 Zyklen/min; 17,6%; $p < 0,001$) und den L (28,7 Zyklen/min; 4,2%; $p > 0,05$) folgt. Auch die L haben noch eine um 14,0% und damit signifikant niedrigere ($P < 0,001$) Zugzahl als die D.

Wakayoshi (266) hat die Anzahl der Armzüge als Kriterium bei der Beurteilung der Leistung von 10 Schwimmern angewandt. Diese wurden nach der Leistung im Strömungskanal in 2 Gruppen eingeteilt. (Hochleistungsschwimmer – schwächere Schwimmer). Die Ergebnisse zeigten, dass die Hochleistungsschwimmer für die Aufrechterhaltung der gleichen Schwimgeschwindigkeit weniger Armzyklen benötigten als die Schwimmer durchschnittlichen Leistungsniveaus. Wakayoshis Studie stimmt mit der vorliegenden Studie dahingehend überein, dass eine höhere Armzugfrequenz für die Schwimmer durchschnittlichen Leistungsniveaus von 16,6% gegenüber 19,3% (D zu H bei 1,19 m/s) in der vorliegenden Untersuchung ermittelt wurde.

Der Schwimmer, der die gleiche Strecke mit weniger Armzügen schwimmen kann, hat gegenüber demjenigen mit mehr Armzügen einen effektiveren Vortrieb. Diese gesparte metabolische Leistung wird verwendet, um den Vortrieb zu stärken, welcher dem Schwimmer zu einer höheren Geschwindigkeit verhilft (68,70,254,266). Dazu ist zu bemerken, dass im internationalen Schwimmsport in den letzten Jahren eine Abnahme der Armzugfrequenz bei gleichzeitiger

Steigerung der Zuglänge zu beobachten ist (226,266,267,285). So betrug beispielsweise die durchschnittliche Zugfrequenz der Finalteilnehmer über 100m Freistil bei der Schwimm Weltmeisterschaft 1982 53,5 und 1996 bei den Olympischen Spielen nur noch 50,8 (siehe Tabelle18; 227). Die zurückgelegte Strecke pro Armzyklus bei der gleichen Wassergeschwindigkeit könnte als ein guter Hinweis verwendet werden, um zwischen einem Schwimmer auf höherem Leistungsniveau und einem anderen mit geringerer Leistung zu unterscheiden (70,153,253). Toussaint stellte dazu fest, dass die gesamte, verdrängte Wassermenge (d) gleich dem Produkt der Antriebseffizienz (E_p) und der zur Überwindung des Wasserwiderstands geleisteten Arbeit (W_d) dividiert durch das Ausmaß des Widerstandes (F_d) ist. Daraus ergibt sich die Formel:

$$d = (e_p * W) / F_d.$$

	Diszpl.	Durchschnittliche Frequenz		
		1982	1992	1996
Männer				
	50F	-----	61,7	57,8
	100F	53,3	55,4	50,8
	200F	46,4	46,4	46,2
	400F	48,5	46,1	44,4
	1500F	45,6	44,9	42,1
	100B	58,8	54,1	51,0
	200B	49,2	43,7	41,1
	100S	53,8	54,0	55,6
	200S	50,4	49,5	49,4
	100R	46,6	47,8	48,1
	200R	43,2	43,2	41,5
Mittelwerte		49,6	48,5	47,0
Frauen	50F	-----	61,4	58,0
	100F	54,6	52,0	51,9
	200F	51,0	45,6	47,6
	400F	48,1	47,0	46,3
	1500F	49,3	48,5	46,7
	100B	51,9	51,0	50,1
	200B	46,8	45,3	39,9
	100S	65,0	53,6	56,3
	200S	49,0	51,0	52,5
	100R	51,9	47,3	45,9
Mittelwerte		50,5	48,3	47,8

Tabelle 18: Entwicklung der Zugfrequenz im Schwimmsport zwischen 1982 und 1996

Den Anteil von der isolierten Kraulbeinbewegung an der der Maximalgeschwindigkeit hat Holmer errechnet (129). Dabei kam er auf einen Anteil von 87% der VO_2 max an der Gesamtbewegung, während die isolierte Armbewegung nur 78% der VO_2 max der Gesamtbewegung ausmacht. Die v max hat im Mittel einen Wert von 1,31 m/s, die der Gesamtbewegung 1,34 m/s, wobei die der isolierten Beinbewegung im Mittel einen Wert von 1,05 m/s aufweist.

Studien von Chatard (58) haben ergeben, dass sich Langstreckenschwimmer im 400 m Schwimmen viel ökonomischer fortbewegen als Kurzstreckenschwimmer. Dazu ist anzuführen, dass die Langstreckenschwimmer eine Zweischlagbeinbewegung ausführen und die Kurzstreckenschwimmer eine Sechserschlagbeinbewegung. Außerdem haben einige Untersuchungen ergeben, dass der Vortrieb beim Kraulen fast ausschließlich die Aufgabe der Armbewegung ist. Karpovich vertritt dazu die Auffassung, dass die Hauptkraft (70%), die für die Geschwindigkeit beim Kraulen verantwortlich ist, von den Armen ausgeht. Lediglich 30% der Kraft sollen von den Beinen ausgehen (145).

In der vorliegenden Studie fand das Fortbewegen im Wasser mit Hilfe von Arm- und Beinbewegungen statt. Dabei war mit steigender Ausbelastung deutlich ein Wechsel vom Zweier- zum Sechserbeinschlag zu erkennen. Für die D, die nur die ersten drei Stufen bewältigen konnten, wurde von Beginn des Testes an ein Sechserbeinschlag beobachtet, welches den schnellen Anstieg der VO_2 Werte mitbegründen könnte. Allerdings wurde der individuelle stufenbezogene und damit geschwindigkeitsabhängige Wechsel zwischen Zweier- zum Sechserbeinschlag nicht festgehalten.

Bezüglich der Ökonomie/Technik wurde vor allem ein Fokus auf die Sauerstoffaufnahme gesetzt, da sie als Bruttokriterium der aeroben Kapazität einen möglichen Parameter zur Beurteilung der tatsächlichen physiologischen Belastung darstellt und aufgrund der erläuterten Formel $v/VO_2 = e$ (Wirkungsgrad)

/ D (Wasserwiderstand) Aussagen über die Ökonomie auf einer bestimmten Geschwindigkeitsstufe zulässt (35,89,119). Die immer niedrigeren Werte der H gegenüber den L und D bzw. die niedrigeren Werte der L gegenüber den D der vorliegenden Untersuchung lassen die Aussage zu, dass leistungsfähigere Schwimmer, welches in diesem Fall gemessen an der schnelleren Bestzeit über 200m Kraul wurde, einen ökonomischeren Vortrieb aufweisen. Dabei ist besonders hervorzuheben, dass die Gruppen H und L, die bezüglich der maximalen Stufenzahl nur um eine Geschwindigkeitsstufe differieren, sich trotzdem auf den unteren Stufen höchst signifikant ($p < 0,001$) unterscheiden. Gerade in diesem Geschwindigkeitsbereich, in dem die Leistung hauptsächlich von der Ökonomie abhängt, scheint die H einen deutlich ökonomischeren Vortrieb aufzuweisen, welches sich an den niedrigeren VO_2 Werten zeigt (32,83).

Bei der maximalen Sauerstoffaufnahme ist zu beobachten, dass die H den höchsten Wert (56 ml/min/kg), die L den zweithöchsten (54 ml/min/kg) und die D den niedrigsten Wert (50 ml/min/kg) aufweisen. Signifikante Unterschiede konnten zwar nicht festgestellt werden, aber das Ergebnis stimmt mit anderen Untersuchungen überein, die eine Abhängigkeit von VO_{2max} und der Leistungsfähigkeit festgestellt haben (89,181,189). So fanden beispielsweise Eisele et al. (89) für leistungsstärkere Personen auf einem Fahrradergometer eine um 27,7% höhere VO_{2max} heraus als für leistungsschwächere Personen (60,7 vs. 43,9 ml/min/kg).

4.3.5 Betrachtung des Quotienten ΔVO_2 [ml/min/kg] / Δv (m/s)

Neben der Betrachtung der Sauerstoffaufnahme der Probandengruppen besteht eine weitere Möglichkeit die Ökonomie der Schwimmer miteinander vergleichen zu können. Dazu wird der Quotient ΔVO_2 [ml/min/kg] / Δv (m/s) gebildet, wobei ΔVO_2 den Sauerstoffmehrverbrauch zwischen einer Stufe und der vorherigen ausdrückt und durch den Geschwindigkeitsunterschied (Δv) dividiert wird. Hierbei ist von besonderer Wichtigkeit, dass sich die vorliegende Untersuchung die idealen Bedingungen, die in einem Strömungskanal bei genau einstellbarer Geschwindigkeit und kontinuierlicher Registrierung der respiratorischen Parameter gegeben sind, zu Nutze machen konnte. Auch der konstante Geschwindigkeitsunterschied von 0,09 m/s zwischen den Stufen trägt zu optimal vergleichbaren Werten bei. Dadurch kann ebenfalls eine Aussage über die Ökonomie getroffen werden, da ein geringerer Sauerstoffmehrverbrauch für die gleiche Steigerung der Belastung eine effizientere Technik zu bedeuten hat (35,83). Dabei ist in der vorliegenden Studie zu beobachten, dass die H jeweils für die Realisierung der nächst höheren Geschwindigkeitsstufe einen geringeren Sauerstoffmehrverbrauch als die L und D aufweisen. In der 2. Geschwindigkeitsstufe (1,19m/s) beispielsweise konnte für die H gegenüber den D ein Unterschied von 22,9% und im Vergleich zu den L ein Unterschied von 18,4% festgestellt werden. Auch im Vergleich zwischen den L und D weisen die Schwimmer mit dem höheren Leistungsniveau (L) einen geringeren Mehrverbrauch an Sauerstoff auf (10,9%). Dieses Ergebnis bestätigt den Zusammenhang eines ökonomischen Vortriebes und dem Leistungsvermögen eines Schwimmers.

Bezüglich des Unterschiedes zwischen Männern und Frauen auf gleichem Leistungsniveau hinsichtlich der Sauerstoffaufnahme hat man festgestellt, dass die Frauen bei gleicher Geschwindigkeit eine um etwa 30% geringere Sauerstoffaufnahme aufweisen (112,209). Als Ursachen werden angegeben, dass

Frauen gegenüber Männern ein niedrigeres Sinkgewicht der Beine haben, welches durch ihr durchschnittlich höheren Körperfettgehalt zu begründen ist. Dies führt dazu, dass Frauen weniger Energie (Sauerstoffbedarf) für die Herstellung einer waagerechten strömungsgünstigen Lage während des Schwimmens benötigen (112,126,208,218).

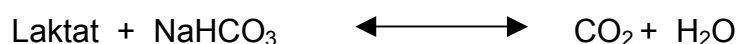
In der vorliegenden Untersuchung fällt dieses allerdings verglichen mit der ausgereiften Technik der H kaum ins Gewicht. Wobei die Anzahl der Frauen in den Gruppen der Leistungsschwimmer und der durchschnittlichen Schwimmer höher war als die der Männer und bei der Gruppe der Hochleistungsschwimmer mehr Männer als Frauen zu finden waren. Festzustellen ist, dass Männer der H weniger Sauerstoff verbrauchten als die Frauen in den anderen Gruppen, was auf die ausgereifte Technik der H zurückzuführen ist.

4.3.6 Beziehung zwischen RQ, VCO₂, VE und der Leistung

Üblicherweise wird für die Leistungsdiagnostik der Laktatspiegel im Blut gemessen, um aus der so ermittelten anaeroben Schwelle der Schwimmer Rückschlüsse zu ziehen (115).

Erst durch die Entwicklung neuerer, kleinerer und vor allem mobilen Stoffwechsellmessplätze zur Registrierung der respiratorischen Parameter stehen uns heutzutage zusätzlich moderne nicht invasive Methoden zur Verfügung, die die Genauigkeit der Messungen durch Laktatbestimmung unterstützen. Zu diesen Methoden gehört die Bestimmung der VCO₂ und des RQ. Durch Messung der respiratorischen Daten mittels der Online-Methode konnte in der vorliegenden Untersuchung auch die respiratorische Schwelle der Schwimmer bestimmt und ein Eindruck über deren Leistungsfähigkeit gewonnen werden (205,242). Dabei hat sich die Messung der respiratorischen anaeroben Schwelle als ein Parameter mit hoher Reproduzierbarkeit und sicherer Bestimmbarkeit für die Beurteilung der individuellen Leistungsfähigkeit herausgestellt (274).

Wassermann et al. (274) haben eine Beziehung zwischen RQ – Anstieg und dem Beginn der Laktatakkumulation gefunden. Sie haben auch eine Korrelation zwischen Bikarbonat Spiegel im Blut und der CO₂ - Produktion vermutet. Diese Vermutung basierte auf der biochemischen Gleichung:



Demzufolge wird mehr CO₂ produziert, je mehr Laktat akkumuliert wird. Clode und Campbell haben die VCO₂ als Zeichen für den Anstieg der Laktatkonzentration im Blut gemessen. Während einer konstanten Belastung wurde die Menge alle 4 Minuten gesammelt und mit der Laktatkonzentration verglichen. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass die beiden Parameter miteinander korrelierten (62).

Beaver et al. (14) haben die respiratorische Schwelle bei trainierten und untrainierten Personen bei körperlicher Belastung durch die Gasaustauschmessungen bestimmt. Dabei stellten sie fest, dass auf niedrigen Belastungsstufen die VO_2 , VCO_2 und VE nahezu linear, bis zum Beginn der respiratorischen Kompensation einer metabolischen Azidose ansteigen. Danach kommt es zu einem überproportionalen Anstieg der VCO_2 und VE Werte bei weiterhin linearem Anstieg der VO_2 Werte. Wassermann leitet daraus zwei Kriterien zur Bestimmung der respiratorischen Schwelle ab.

- Bestimmung des Punktes, an dem ein überproportionaler VCO_2 Anstieg bei gleichbleibender Steigung der VO_2 Kurve beginnt.
- Anstieg des Quotienten VE/VO_2 bei gleichbleibendem Verhältnis von VE/VCO_2 .

Ferner haben seine Ergebnisse bestätigt, dass der Zeitpunkt des Laktatanstieg sich umgekehrt proportional zur Fitness der Personen verhält. Während einer zunehmenden Belastungsintensität erhöht sich die Laktatkonzentration nur wenig bis zu einem bestimmten Punkt, ab welchem die Laktatkonzentration steil ansteigt: Dieser Punkt spiegelt die individuelle anaerobe Schwelle wieder.

Das umgekehrt proportionale Verhältnis zwischen Fitness und dem abrupten Laktatanstieg ab der Laktatschwelle geht auch aus unserer Studie deutlich hervor. Wir haben einer Differenz von 6,3% in der gemessenen Geschwindigkeit ($1,42 \text{ m/s} \pm 0,05$ vs. $1,33 \text{ m/s} \pm 0,06$) an der Laktatschwelle zwischen den Hochleistungs- und den Leistungsschwimmern ermittelt.

Bloche, Diamond und Casaburi haben ihrerseits Beavers Ergebnis zum linearen Anstieg bestätigt (52,76). In unserer Studie konnten wir beim Vergleich der VCO_2 und VO_2 (Tabelle 9) feststellen, dass die zwei Kurven der Hochleistungsschwimmer bis zur anaeroben Schwelle linear zueinander verlaufen. In den Abbildungen der VCO_2 und VO_2 Kurven (Abbildung 28) sieht man, dass die Differenz zwischen VCO_2 und VO_2 für die verschiedenen Stufen vor der anaeroben

Schwelle konstant bleibt. Somit verlaufen beide Kurven linear und fast parallel zueinander. An der anaeroben Schwelle ist die Zunahme der VCO_2 größer als die Zunahme der VO_2 , wodurch optisch ein „Knick“ der VCO_2 und ein Schnittpunkt beider Kurven zu erkennen ist ($VCO_2 / VO_2 = 1$). Damit kann dieser aufgrund der einsetzenden Bikarbonatpufferung entstehende Effekt, der als „visuelle V-Slope-Methode“ zur Bestimmung der respiratorischen Schwelle bezeichnet wird (14) in der vorliegende Studien bestätigt werden.

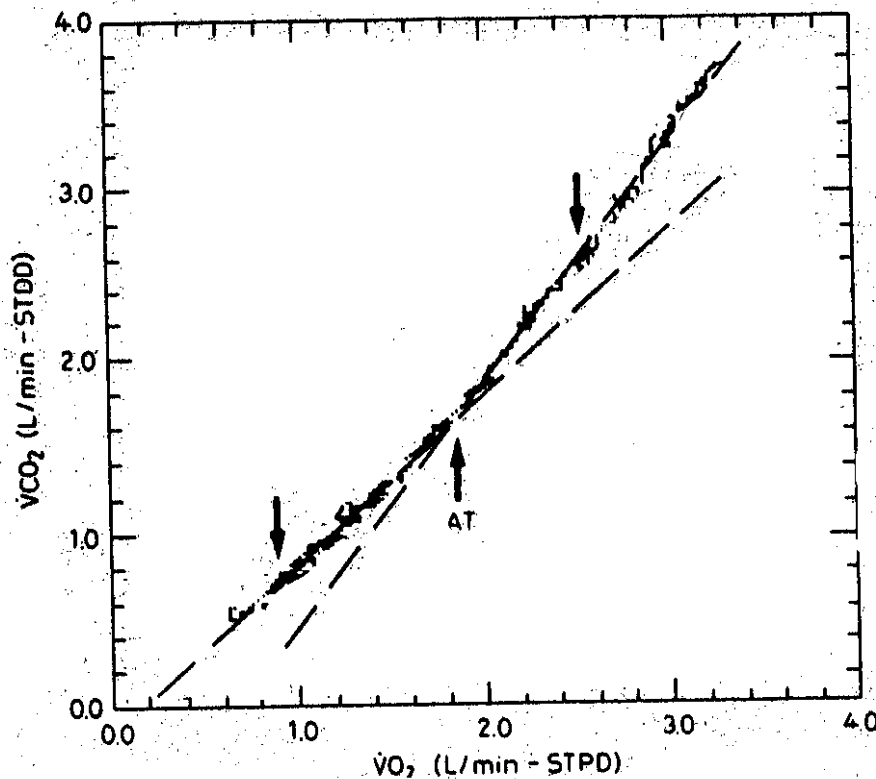


Abbildung 42: Bestimmung der respiratorischen Schwelle.

Die Korrelation des respiratorischen Schwellenwertes und der Laktatschwelle, bezogen auf die jeweils an der Schwelle realisierte Schwimmgeschwindigkeit, beträgt 0,81. Die Schwimmgeschwindigkeit für die H, bezogen auf die RQ-Schwelle, beträgt 1,48 ($\pm 0,07$) m/s (ca. 6.Stufe) während des Werts für die L 1,35 ($\pm 0,04$) m/s beträgt (ca. 4.Stufe). Im Vergleich dazu konnten Aunola und Rusko (10) einen Korrelationskoeffizienten von 0,83 ermitteln, wobei auch sie eindeutig feststellten, dass sich die respiratorische Schwelle nicht signifikant von der

Laktatschwelle unterscheidet. In der vorliegenden Studie ist dies ebenfalls zutreffend, wobei die Laktat-Schwelle immer unter der respiratorischen Schwelle liegt, ohne dass jedoch ein signifikanter Unterschied festzustellen ist (RQ vs. Laktat-Schwelle: H = 1,48 vs. 1,42m/s; L = 1,35 vs. 1,32 m/s; D = unter 1,1 vs. ca. 1,18m/s). Dabei muss die Gruppe der durchschnittlichen Schwimmer (D) gesondert betrachtet werden. Die Angaben bezüglich der Parameter Laktat-Schwelle und respiratorischer Schwelle sind als sehr vage anzusehen, da die Schwellenwerte schwer zu berechnen waren.

Der RQ ist hierbei schon auf der ersten Belastungsstufe 1,03 (VCO_2/VO_2) und damit über dem Schwellenwert von 1,0 weshalb die respiratorische Schwelle unter der Anfangsgeschwindigkeit von 1,1 m/s liegen müsste. Bezüglich der Laktat-Schwelle ist eine Laktat-Leistungskurve mit hoher Aussagekraft nicht zu erstellen, da hier der erste Wert schon weit über einem realistischen Basislaktat liegt ($4,2 \pm 0,7$ mmol/l) und zur Berechnung der Kurve nur vier Werte zur Verfügung stehen (drei Belastungs- und ein Ruhewert). Somit kann auch dieser Schwellenwert nur als ungefährender Wert betrachtet werden. Als Begründung dafür ist der geringe Leistungsstand der D zu sehen, so dass die Schwimmgeschwindigkeit von 1,1 m/s schon eine Belastung dargestellt hat, bei der die Energie nicht mehr auf aerobem Weg bereitgestellt werden konnte, sondern schon anaerobe Prozesse stattfanden, die mit einer einsetzenden Übersäuerung einhergingen.

Insgesamt gehen die Meinungen der Autoren über eine bestehende Korrelation der respiratorischen- und Laktat – Schwellenbestimmung auseinander. Green et al. (102) finden beispielsweise keinen Zusammenhang wo hingegen Beaver et al. (14) und Chicharro et al. (59) genauso eine hohe Korrelation bei nicht signifikant von einander abweichenden Werten wie Wilson et al. (283) feststellen, der einen Korrelationskoeffizienten von 0,81 ermitteln konnte. Dieser ist damit identisch mit dem von uns errechneten. Eine noch höhere Korrelation konnte in einer Studie von Jade (137) festgestellt werden. Er untersuchte dabei 74 Personen eines sowohl weit gefächerten Alters- (12 bis 70 Jahre) als auch Leistungsspektrums (Breiten- bis Leistungssport). Für diese sehr unterschiedliche Klientel konnte er

einen Korrelationskoeffizienten zwischen der respiratorischen- und Laktat – Schwelle von 0,89 ermitteln.

So konnte letztendlich in der vorliegenden Untersuchung in Übereinstimmung mit anderen Autoren festgestellt werden, dass beide Methoden der Bestimmung des Überganges von einem überwiegend aeroben zu einem anaeroben Stoffwechsels an einem ähnlichen Punkt der Belastung, in dem vorliegendem Fall gemessen in der realisierten Schwimmgeschwindigkeit, aufzufinden war. Aufgrund der Tatsache, dass sowohl die Anhäufung von Laktat im Blut als auch die erhöhte Abatmung von CO₂, ein Kriterium zur Bestimmung der Schwelle war und beides ein Indiz für die vorwiegend anaerobe Glykolyse anzeigt, stellt dieses ein zu erwartendes Ergebnis dar. Allerdings sollte auch hier die Problematik der Laktat-Schwellenbestimmung berücksichtigt werden. Während für die respiratorische Schwelle relativ plausible Verfahren zur Verfügung stehen, sind die Verfahren zur Ermittlung der Schwelle aus einer Laktat-Leistungs-Diagnostik als semiwissenschaftlich zu bezeichnen.

4.4 Laktat (Milchsäure)

In der vorliegenden Studie kann die Betrachtung der Laktat-Leistungskurve einen Hinweis auf den unterschiedlichen Trainingszustand der drei verschiedenen Leistungsgruppen geben. Aus der Studie geht hervor, dass die Ausdauerleistungsfähigkeit vor allem zwischen den H und den D unterschiedlich ist. Die H verfügen gegenüber den L über eine größere aerobe Kapazität, während diese wiederum eine deutlich höhere Ausdauerleistungsfähigkeit und bessere Schwimmtechnik aufweisen als die D.

Madsen (178) untersuchte ebenfalls 3 Gruppen und stellte fest, dass der Laktatspiegel im Blut unmittelbaren Einfluss auf die Ausdauerleistungsfähigkeit hat. Im Bereich der aeroben – anaeroben Schwelle erreichten die Schwimmer durchschnittlichen Leistungsniveaus nur 60% der Geschwindigkeit der Hochleistungsschwimmer. Dieses kommt dem Ergebnis der vorliegenden Studie sehr Nahe, in der die D 68% der H erreichen.

Lamb (162) wies darauf hin, dass mehr als 80% des Wettkampfschwimmens in 200m-Strecken oder in kürzeren Streckenabschnitten stattfinden. Allerdings konnten Wilke und Madsen (282) feststellen, dass für die Realisierung guter 100m Zeiten die Fähigkeit von Vorteil ist, ziemlich hohe Schwimmgeschwindigkeiten im aeroben Bereich einhalten zu können. So konnte durch Ausdauertests von Lamb deutlich gezeigt werden, dass die Hochleistungsschwimmer eine größere aerobe Kapazität besitzen und mehr auf die aerobe Energieproduktion während des Ausdauertrainings zurückgreifen als die Schwimmer niedrigeren Leistungsniveaus. Ferner erhalten die Hochleistungsschwimmer mehr Energie aus den aeroben Energiequellen als die Schwimmer niedrigeren Leistungsniveaus, um die benötigte Energie für eine bestimmte Schwimmgeschwindigkeit zur Verfügung zu haben.

Wakayoschi et al. (267) untersuchte eine achtköpfige Sportlergruppe nach deren Adaptation an ein 6-monatiges aerobes Schwimmtraining. Er stellte fest, dass es eine Korrelation zwischen dem Laktatspiegel und dem Trainingszustand (Ausdauerleistungsfähigkeit) vor und nach dem sechsmonatigen Training gibt. Die Blutlaktatkonzentration auf gleichen Schwimmgeschwindigkeiten war nach dem Training signifikant ($p < 0,05$) niedriger als vor dem Training. Des Weiteren kam er zu dem Ergebnis, dass die Laktatkonzentration bei maximaler Belastung nach dem Training um fast 20% niedriger war als davor. Die Ursache für die gesteigerte Schwimmleistung war die verbesserte Effizienz des Organismus, die Milchsäure im Blut zu verstoffwechseln und zu eliminieren.

Die oben dokumentierten Studien haben gezeigt (178,267,282), dass die Laktatkonzentration in den Muskeln und im Blut weniger ansteigt, wenn das Training in einer submaximalen Intensität stattfindet, welches vor allem mit einer Adaptation an das Ausdauertrainingsprogramm, insbesondere durch eine vermehrte Mitochondriendichte in den Muskeln, zu begründen ist.

In der vorliegenden Untersuchung konnten die vorherigen Ergebnisse von Wakayoshi bestätigt werden. Außerdem konnte gezeigt werden, dass H im Verlauf einen niedrigeren Laktatspiegel haben als L und D und H auch einen niedrigeren Max – Laktatspiegel am Ende der Belastung erreichen. Dabei besteht zu der Gruppe D ein signifikanter Unterschied ($p \leq 0,05$). Der Grund dafür ist, dass H weniger Laktat produzieren und vermutlich auch während der Belastung mehr Laktat resynthesieren. Auch die erkennbare Rechtsverschiebung der Kurve der H im Vergleich zu den L zeigt deren besseren Ausdauerleistungsstand und stimmt mit Erkenntnissen aus der Literatur überein (207,239). Pansold (207) zeigt dabei verschiedene Arten der Veränderung aufgrund einer verbesserten Leistungsfähigkeit auf, wobei immer eine Rechtsverschiebung vorhanden ist.

Die Bestimmung der individuellen anaeroben Schwelle (IAS) wurde nach der Methode von Simon (239,243) ermittelt. Dabei befindet sich die IAS 1,5 mmol/l

über dem individuell festgestelltem Basislaktat. jahrelange, trainingsbegleitende Untersuchungen im Schwimmsport haben diese Methode zu einem weitgehend sicheren Verfahren gemacht. Dabei konnte in der vorliegenden Studie für die H eine IAS bei einem Laktatwert von 3 mmol/l und für die L eine IAS bei einem Laktatwert von 3,3 mmol/l ermittelt werden. Für die D war aufgrund der nur drei abgeschlossenen Geschwindigkeitsstufen, die Erstellung einer aussagekräftigen Laktat-Leistungs-Kurve kaum möglich. Es ist davon auszugehen, dass die Anfangsgeschwindigkeit für fast alle Probanden dieser Gruppe schon eine Belastung darstellte, bei der die Energie überwiegend auf anaeroben Weg bereitgestellt wurde und somit oberhalb der IAS lag. Kindermann (149) hat im Spitzensport für Langstreckler eine IAS von 2,5 mmol/l und der Sprinter von 3,6 mmol/l ermittelt. Da sich in der vorliegenden Untersuchung die Gruppen H und L aus Leistungs- bzw. Hochleistungssportlern aus dem Kurz- und Langstreckenbereich zusammensetzen, können die ermittelten Werte durchaus als übereinstimmend gewertet werden.

Ein weiterer Aspekt ist die Abhängigkeit der VO_2 -Werte im Bereich der IAS vom Ausdauertrainingszustand. Dabei weisen leistungsstärkere Athleten im Bereich der IAS prozentual zur VO_2 max höhere Werte als weniger leistungsstarke Schwimmer auf. Smith et al. (245) fanden dazu heraus, dass ausdauertrainierte Athleten bei ihrer IAS 90,4 % ($\pm 0,1$) und Sprintschwimmer 65,9 % ($\pm 0,3$) ihrer VO_2 max realisieren konnten. In der vorliegenden Untersuchung ist aufgrund des unterschiedlichen Trainingsumfanges davon auszugehen, dass die H den größten und die D den geringsten Ausdauertrainingszustand aufweisen. Dabei ist für die H an der IAS ein VO_2 -Wert zu messen, der 87,5 % seiner VO_2 max entspricht. Für die L beträgt der äquivalente Wert 87,0 % und für die D 74,0 %. Auch wenn zwischen den H und L nur ein geringer Unterschied besteht, welches eventuell auf eine vermehrte Anzahl von Ausdauerathleten in der Gruppe L schließen lässt, welches die geringere Leistungsstärke kompensieren würde, kann die Tendenz bestätigt werden, dass je besser der Trainingszustand, desto höher die VO_2 -Werte (prozentualen zum VO_2 max) an der IAS sind.

4.5 Laktat-Shuttle und Laktatelimination

Aus den Daten anderer Autoren kann geschlossen werden (9,21,41,43,88,139,183,246), dass bei Verrichtung von Arbeit Laktat entsteht. Das genaue Verhalten der Laktatproduktion unter Belastung ist nicht eindeutig geklärt, so dass diesbezüglich verschiedene Auffassungen vertreten werden (37,43,273).

Eine Gruppe ist der Auffassung, dass die Produktion von Laktat damit zusammenhängt, dass bei hoher (intensiver) Muskelarbeit nicht genügend O_2 vorhanden ist, um dem Bedarf der arbeitende Muskulatur gerecht zu werden (20).

Andere Autoren wiederum wollen festgestellt haben, dass dem Muskel immer genügend O_2 zur Verfügung steht, und dass die Laktatproduktion von der O_2 -Menge völlig unabhängig ist (268,273). Neuere Befunde, insbesondere von der Arbeitsgruppe um Brooks (37,38,39,40,41), deuten darauf hin, dass die Laktatelimination von besonderer Bedeutung ist. In diesem Zusammenhang wurde auch der Effekt von Training auf das Laktatverhalten untersucht. In früheren Untersuchungen ging man davon aus, dass die Laktatproduktion eine vom Trainingszustand nahezu unbeeinflussbare Größe darstellt und der niedrigere Blutlaktatspiegel ausschließlich auf die größere Elimination zurückzuführen ist (37,268). Dazu wurden allerdings überwiegend Versuche mit Tieren (Ratten und Hunden) herangezogen. In aktuelleren Untersuchungen konnte nun gezeigt werden, dass durch Training eine Senkung der Laktatproduktion bei niedrigen Intensitäten und eine Steigerung bei höheren Intensitäten erreicht werden kann. Allerdings stellt dieses im Vergleich zu der Laktatelimination nur eine geringfügige Rolle dar, denn es konnte bestätigt werden, dass der entscheidende Effekt von Training bezüglich des Laktatverhaltens die Steigerung der Fähigkeit zur Elimination von Laktat darstellt (21).

Ging man früher davon aus, dass sich die Elimination von Laktat allein in der Leber vollzieht, gilt heute nach der Laktat-Shuttle-Hypothese die Skelettmuskulatur als hauptsächliche Eliminationsstelle für das während einer körperlichen Belastung gebildete Laktat. Stanley et al. (246) führten dazu eine Studie mit erwachsenen Männern, die einen Fahrradergometer Test zu absolvieren hatten, durch. Dabei wurde während der Belastung Blut zur Laktat Bestimmung aus der arbeitenden Bein- und der kaum beanspruchten Armmuskulatur entnommen. Unterstützt mit den Ergebnissen der sogenannten „isotope tracer“ Methode konnte gezeigt werden, dass das Laktat vorwiegend in der arbeitenden Beinmuskulatur schon während der Belastung eliminiert wurde. Desweiteren ist zu betonen, dass Laktat nicht nur in arbeitenden Muskeln, sondern auch in nichtarbeitenden Muskeln entsteht (39,37)

Die Existenz der Laktat-Shuttle Hypothese wird von zahlreichen Studien unterstützt (38,40,41,88,139,183,246). Dabei wurde oftmals die aufwendige und komplizierte Methode des „isotope tracer“ angewandt, bei der entweder durch eine einmalige- oder durch eine permanente Infusion von Isotopen in den Blutkreislauf die Mechanismen des Laktat-Shuttles chemisch sichtbar gemacht werden können (37,42). Bei anderen Untersuchungen wird auf diesen Aufwand verzichtet und lediglich die Laktatkonzentration im arteriellen und venösen Blut zu verschiedenen Zeitpunkten gemessen. Dadurch konnte gezeigt werden, dass eine Laktatbewegung von Muskel zum Blut (280), zwischen Blut und Muskel (246), zwischen aktiver und inaktiver Muskulatur (2), zwischen aktiver Muskulatur (220), zwischen Blut und Herz bzw. Leber (99), zwischen Leber und anderen Organismen so wie der aktiven Muskulatur, zwischen Haut und Blut und zwischen Blut und Leber existiert (73).

Bezüglich des Transportes von Laktat von aktiver zu inaktiver Muskulatur nach dem Prinzip des „Zelle zu Zelle“ Transportes hat die Arbeitsgruppe um Brooks et al. umfassende Untersuchungen angestellt (37,38,39,40,41). Dabei kamen sie zu dem Ergebnis, dass vor allem ein Transport, des angehäuften Laktat aus Muskelzellen des vorwiegend anaeroben Stoffwechsels (Typ IIb) zu Muskelzelle

mit einem höheren Anteil am aeroben Metabolismus (Typ I) kommt. Als Hauptgrund dieses Phänomen wird ein Schutzmechanismus gesehen, der dafür sorgen soll, dass eine zu großer Abfall der Glukose im Blut während einer Belastung entsteht (42). Auch Ahlborg (2) kam bei einem Dauertest mit gesunden Erwachsenen zu einem ähnlichem Ergebnis. In dem dreistündigem Fahrradergometertest bei einer Belastung von 50% der maximalen Sauerstoffaufnahmefähigkeit konnte gezeigt werden, dass ein Laktat Shuttle von der arbeitenden Beinmuskulatur zu der kaum beanspruchten Armmuskulatur stattfand.

Die Arbeitsgruppe von Brooks et al. (37,38,39,40,41) beschäftigte sich auch eingehend mit dem Phänomen der Oxidation des angehäuften Laktats direkt in der aktiven Muskulatur. Danach findet während der Belastung ein intrazellulärer Laktat Shuttle statt, bei dem direkt in der Muskelzelle unter Verbrauch von Sauerstoff das Laktat resynthetisiert wird. In Untersuchungen konnte dazu festgestellt werden, dass die Mitochondrien eine tragende Rolle in der intrazellulären Oxidation von Laktat einnehmen und eine hohe Korrelation zwischen der Laktatelimination und der respiratorischen Kapazität der Mitochondrien der Muskulatur besteht. Darüber hinaus konnte ein Laktat transportierendes Protein in der Zellmembran entdeckt werden (MCT1 = monocarboxylate transporter), welches die Fähigkeit des Laktat-Shuttles positiv beeinflusst. Es konnte auch gezeigt werden, dass sich durch ein spezifisches Training nicht nur die Anzahl der Mitochondrien, sondern auch die Zahl der MCT1 erhöhte (39). Bergman et al. (21) ließ dazu neun Männer ein Fahrradergometer Training absolvieren. Die Arbeitsgruppe untersuchte dabei das Laktatverhalten der Muskulatur und des Gesamtorganismus nach einer neunwöchigen Trainingsphase. Die Überprüfung des Laktatverhaltens wurde mit der „isotope tracer“ Methode vorgenommen, wofür den Probanden in Ruhe und unter Belastung ein venöser Katheter gelegt wurde. Es wurden Zunahmen bei

VO₂max (15%) und bei der Muskelglykogen-Konzentration (62%) festgestellt, sowie eine Abnahme bei der respiratorischen Austauschrate und der arteriellen Laktatkonzentration (26%). Das aber wohl interessanteste Ergebnis bestand allerdings darin, dass die intrazelluläre Glukoneogenese-Rate nach dem Trainingsprogramm bei jeder Intensität (gemessen in VO₂) erhöht war, welches im direkten Zusammenhang mit der Erhöhung des dem Protein MCT1 gesehen wird. (20). Die hohe Glukoseflussrate in diesem Zusammenhang ist wahrscheinlich auf hepatische und renale Funktionen zurückzuführen, die aber nicht näher beleuchtet werden konnten.

Auch Pilegaard et al. (211) konnte eine Steigerung des MCT1 nach einer Trainingsperiode nachweisen. Ihre Probanden absolvierten ein achtwöchiges Training auf einer Beinstrecker Kraftmaschine, wobei nur jeweils ein Bein trainiert wurde. Mittels einer Biopsie des trainierten und untrainierten vastus lateralis Muskels konnte festgestellt werden, dass am Ende der Testreihe MCT1 im trainiertem Muskel um 32% und der Laktattransport um 12% erhöht waren.

In diesem Zusammenhang ist also vor allem die Versorgungslage der Mitochondrien mit O₂ von besonderer Bedeutung, weil dies den Sauerstoffverbrauch des Skelettmuskels beeinflusst. Letztendlich ist der O₂ – Druck in den Mitochondrien abhängig von diffusiven Transportmechanismen während der Arbeitsphase. Da Zellular mitochondrial (P mito O₂) in der Lage ist, den Stoffwechsel der Muskulatur zu regulieren, sind Veränderungen im Phosphatenergiestatus der Zelle für den ATP–Verbrauch, die mitochondriale ATP-Produktion und damit für den O₂ – Verbrauch ausschlaggebend (260). Was für eine Rolle die Glukoneogenese während der Arbeitsphase der Muskulatur spielt, ist nicht außer Acht zu lassen, obwohl es umstritten bleibt, ob intensives Training die Glukoneogenese fördert oder eher verzögert. Fest steht aber, dass der Verbrauch an Plasmaglukose in trainierten Personen während der Hochleistungsphase geringer ist (39). Ferner kann zu der Intensität der Glukoneogenese festgehalten werden, dass man auf jeden Fall den Zeitpunkt, den Inhalt und den Umfang der

letzten Mahlzeit berücksichtigen muss. Eindeutig ist, dass Mahlzeiten unmittelbar vor dem Training die Glukoneogeneserate stark vermindern (37).

Eine Untersuchung von Astrand et al. (9) beschäftigte sich mit der Glukoneogeneserate bei hoch intensiven Belastungen. Es konnte gezeigt werden, dass etwa 50% des Laktats in der Nachbelastungsphase direkt im Muskel und nur 10% in der Leber durch die Glukoneogenese wieder in Glykogen umgewandelt wird.

Mit Hilfe der „isotope tracer“ Methode und arteriovenösen Unterschiedsmessungen ist es möglich, die Produktion und Eliminationsrate von Laktat und Glukose beim Training zu ermitteln. Laktat wird im Herz- und der Skelettmuskulatur oxidiert. Während der Belastung wird das Laktat im Muskel von dem Typ IIb Fasern in die Typ I Fasern transportiert. Dabei gelangt das Laktat entweder direkt in die Typ I Fasern bzw. nach einer Rezirkulation durch das Blut (37,42). Also wird das Laktat größtenteils nicht nur im Skelettmuskel erzeugt, sondern dort auch eliminiert, so dass es nicht das venöse Blut erreicht (43). Da diese Neubildung von Glukose aus dem produzierten Laktat von oxidativen Prozessen abhängt (43,238), könnte eine Betrachtung des VO_2 -Abfalls in der Pause Aufschluss über eine Resynthetisierung des angehäuften Laktats geben. Dabei würde ein geringerer Abfall des VO_2 -Verbrauchs und damit also ein höherer O_2 Verbrauch in den Pausen, dafür sprechen, dass vermehrt Sauerstoff für die Resynthetisierung verwendet und damit diese Möglichkeiten der Elimination von Laktat vermehrt in Anspruch genommen wird.

In der vorliegenden Untersuchung kann beim Vergleich des Pausenabfalls der H, L und D auf den verschiedenen Belastungsstufen keine eindeutigen Aussagen getroffen werden. Gerade aufgrund der Leistungsunterschiede der drei Probandengruppen erscheint es allerdings als notwendig, den Pausenabfall auf den Stufen miteinander zu vergleichen, auf denen eine gleiche relative physiologische Belastung vorhanden ist. Da die VO_2 -Aufnahme als Bruttokriterium

der aeroben Kapazität einen möglichen Parameter zur Beurteilung der tatsächlichen physiologischen Belastung darstellt (35,89,119), wurden die Stufen miteinander verglichen, deren VO_2 -Werte prozentual zum individuellen VO_2 max keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$) aufwiesen. Die eigentliche Belastungsstufe ist dabei nicht von Bedeutung.

Vergleicht man in der vorliegenden Studie die drei Probandengruppen bei fast identischen VO_2 -Werten (Tabelle 15), sind keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$) festzustellen.

Eine weitere Möglichkeit der Theorie des Laktat-Shuttles nachzugehen, bestand in der Betrachtung der Differenz der VO_2 -Werten in der letzten Belastungsminute und der ersten Nachbelastungsminute. Dabei wurde der prozentuale Abfall des O_2 Werte in der Nachbelastungsminute errechnet. Diese Theorie basiert auf der Erkenntnis, dass die Neubildung von Glukose aus dem produzierten Laktat von oxidativen Prozessen abhängt (43,238). Je geringer der prozentuale Abfall der VO_2 -Werte in der Nachbelastungsminute ist, desto höher müsste die Ausnutzung der Neubildung von Glukose aus dem produzierten Laktat sein. Da bei diesem Prozess von einem trainierbaren Effekt ausgegangen wurde, bestand die Hypothese darin, dass die Ausnutzung des Laktat-Shuttles abhängig von der Leistungsfähigkeit sein müsste. Dies konnte in der vorliegenden Untersuchung jedoch nicht bestätigt werden. Vielmehr wurde sogar ein signifikant stärkerer Abfall der VO_2 -Werte in der Nachbelastungsminute für die L gegenüber den D festgestellt. Aufgrund der Uneinheitlichkeit der gesamten Ergebnisse die im Zusammenhang mit dem Laktat-Shuttle ermittelt wurden, wird allerdings davon ausgegangen, dass dieser weder aufgrund des Vergleiches des prozentualen Abfalls des Integrals der ersten Nachbelastungsminute mit dem Integral der letzten Belastungsminute, noch aufgrund des Pausenabfalls der VO_2 Werte bei gleichen VO_2 -Werten Aussagen über eine unterschiedliche Eliminationsrate des angehäuften Laktates zwischen den Probandengruppen zulässt.

4.6 Herzfrequenz

Der Unterschied zwischen den H und den D hinsichtlich der Herzfrequenz ist Zeichen einer Anpassung an das Ausdauertraining bei den H. Auch in anderen Studien konnte dieses beobachtet werden (30,146,151,190,215).

Vor allem die niedrigeren Ruhe Werte (H: $76,8 \pm 6,9$; D: $81,2 \pm 5,9$) und Nachbelastungswerte, die allerdings keine Signifikanz aufweisen, (4 Nachbelastungsminute H: $101,8 \pm 11,6$; D: $105,6 \pm 7,5$) sprechen für einen tendenziell besseren Ausdauertrainingszustand der H. Kirch (151) wies für ausdauertrainierte Läufer eine Herzfrequenz in Ruhe von 65,2 Schläge/Minute nach. Die deutlich höheren Werte in der vorliegenden Studie sind mit psychischer Anspannung, die durch die ungewohnten Situation eines Testes in einem Strömungskanal zu Stande kam, zu erklären. Da allerdings eine etwaige Anspannung alle Probanden beeinflusst hat, ist der ermittelte Unterschied durchaus aussagekräftig. Ferner dürfte dieser Effekt auf die gemessenen Herzfrequenzen während der Belastung keinen Einfluss haben, da der anfängliche Zustand der Aufregung lediglich die Ruhewerte beeinflusst.

Durch das umfangreichere Training der H wird vor allem ein größeres Schlagvolumen erreicht. Dieses trägt auch zu einer Regeneration nach der Belastung bei, welches die schneller absinkenden Herzfrequenzwerte der H erklärt (200,236,286). Übereinstimmung wurde in einer Studie von Ray (215) gefunden, die sich mit der Wirkung von Training auf die sympathischen Nerven während der Ruhepause und während des aktiven Trainings beschäftigt. Sechs untrainierte Männer wurden trainiert, indem man einen Hochintensivzyklus 4 Tage pro Woche, 40 Minuten pro Tag über einen Zeitraum von 6 Wochen durchführte. Die Herzfrequenzrate war nach dem Training niedriger (11,1%), und die Aktivität der sympathischen Muskelnerve war erheblich geringer (9,8%). Dabei erfolgte die Messung der sympathischen Muskelnerve durch eine Mikroelektrode, die am Kopf der Fibula beim ruhenden Bein vorgenommen wurde.

In der vorliegenden Untersuchung ist während der Belastungsphasen ein nahezu linearer Anstieg der Herzfrequenz zum Anstieg der Schwimmgeschwindigkeit bei allen drei Gruppen zu beobachten. Dabei besitzt allerdings die Kurve der D, aufgrund ihres wesentlich früheren Abbruchs der Belastung, eine wesentlich größeren Steigungswinkel als die der H und L. Dazu stellte schon in den 30er Jahren Christensen in einer Studie dar, dass der Zusammenhang von körperlicher Arbeit und Herzfrequenzanstieg Allgemeingültigkeit besitzt (71).

Lavoie et al. zeigten (164), dass dieser Verlauf auch mit der Fokussierung auf eine ähnliche maximale Herzfrequenz bei Schwimmern unterschiedlichen Leistungsniveaus gilt, welches auch bei allen drei Probandengruppen der vorliegenden Studie zu beobachten war (H: $179,3 \pm 10,2$; L: $175,4 \pm 13,2$; D: $178,3 \pm 14,9$).

Auch entsprechen die gemessenen maximalen Werte denen, die in anderen Untersuchungen für Schwimmer ermittelt wurden. So fanden di Carlo et al. (77) eine maximale Herzfrequenz von 186 Schlägen pro Minute heraus, welches nur eine Abweichung von ungefähr 3,5% (H) bis 5,5% (L) darstellt. Im Vergleich zu anderen Sportarten können für das Laufen und Fahrradfahren deutlich höhere Werte festgestellt werden. Di Carlo et al. (77) ermittelte bei einem Laufbandtest eine maximale Herzfrequenz von 197 ± 8 Schlägen/Minute. Die niedrigeren Maximalwerte ergeben sich vor allem aufgrund der horizontalen Lage des Körpers während des Schwimmens. Daraus ergibt sich ein erhöhter venöser Rückstrom, der aus dem geringeren zu überwindenden hydrostatischen resultiert (46,53,130,180,210). Außerdem kommt es beim Eintauchen eines Körpers ins Wasser zu der schon in der Einleitung beschriebenen allgemeinen Senkung des Stoffwechsels die als Tauchreflex beschrieben wird (210). Die Herzfrequenz im Bereich der IAS weist für die H (165) und die L (163) fast identische Werte auf.

4.7 Zugfrequenz

Wie im Kapitel 4.1.2 beschrieben, besteht aufgrund der Formel $v / \text{VO}_2 = e / D$ ein enger Zusammenhang zwischen der Schwimmgeschwindigkeit (v) dem Wirkungsgrad (e) und dem Wasserwiderstand (D), der Aussagen über die Ökonomie auf einer bestimmten Geschwindigkeitsstufe zulässt (35,89,119). Bezüglich des Zusammenhanges von Zugfrequenz und Technik/Ökonomie können ergänzend dazu folgende Aussagen getroffen werden.

Eine Erhöhung der pro Zug zurückgelegten Strecke, ohne die Zugfrequenz dabei zu senken, würde automatisch eine Verbesserung der Schwimmzeit bedeuten (221,263,285). Da im Strömungskanal alle Probanden pro Belastungsstufe in der gleichen Zeit eine identische Schwimmstrecke zurückzulegen hatten, ist ein direkter Vergleich der Probandengruppen möglich. Die für jede Belastungsstufe festgelegte Schwimmstrecke ist das Ergebnis des Produktes von Frequenz und der Distanz pro Armzyklus. Walzer und Strass (269) machten dazu Untersuchungen von gradlinigen und kurvigen Kraularmzügen. Dabei fanden sie heraus, dass eine kurvige Armtechnik eine um 23% niedrigere Zyklusfrequenz bei gleicher Schwimmgeschwindigkeit wie bei der Ausführung der gradlinigen Technik erlaubte. Dieses Ergebnis bestätigt den ökonomischen Vorteil einer geringeren Zyklusfrequenz.

Die in der vorliegenden Untersuchung für die H auf allen Stufen gemessenen niedrigeren Zugfrequenzen im Vergleich zu den L und D bestätigen deren ökonomischen bzw. technischen Vorteil. Allerdings konnten nur im Vergleich zu den D signifikante Unterschiede ($p > 0,001$) festgestellt werden, die teilweise bis zu 20% differierten (H vs. D auf der 2. Belastungsstufe: 19,3% Unterschied). Ein deutlich geringerer Unterschied besteht zwischen den Werten der H und L. Der im Durchschnitt um 5% liegende Unterschied macht den doch erheblichen Leistungsunterschied dieser beiden Gruppen im Vergleich zu den D deutlich.

5 Schlussfolgerung

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung verdeutlichen die Bedeutung der Bewegungsökonomie für den Schwimmsport. Gerade die deutlichen und teilweise signifikanten Unterschiede zwischen den Leistungs- und Hochleistungssportlern bei Betrachtung der VO_2 -Werte bezogen auf das Körpergewicht zeigt den Zusammenhang von Ökonomie und Leistungsfähigkeit. Es besteht somit vor allem die Möglichkeit im interindividuellen Vergleich technische Verbesserungsmöglichkeiten von Athleten zu erkennen, die bezüglich der Ökonomie vergleichsweise ungünstigere Werte aufweisen. Aber auch der intraindividuelle Vergleich kann Aufschlüsse über die Effektivität einer Technikverbesserung geben.

Ferner konnte gezeigt werden, dass leistungsstärkere Schwimmer eine höhere prozentuale VO_2 bezogen auf die maximal zu realisierende VO_2 besitzen, welches die Notwendigkeit einer differenzierten Anwendung dieses Parameters in der Trainingssteuerung verdeutlicht. Da allerdings die Studie auch zeigt, dass die Laktatschwelle eine eindeutige Korrelation zu der respiratorischen Schwelle aufweist, besteht die Möglichkeit, beide Parameter miteinander in Beziehung zu setzen. Mit dieser Kombination von metabolischen Komponenten, deren Funktion sich als Mittel der Trainingssteuerung vornehmlich aus der jahrelangen praktischen Erfahrung mit den Athleten bewährt hat und physiologischen Parametern kann eine bessere Leistungsbeurteilung erfolgen, die ebenfalls eine Verbesserung der Trainingssteuerung bedeutet.

Auch die Bedeutung der Zugfrequenz bei der Betrachtung von technischen Unterschieden konnte herausgestellt werden. Dabei ist vor allem die unkomplizierte Messbarkeit dieses Parameters von Bedeutung. Ohne größere Apparaturen können die gewonnen Aspekte in den Trainingsalltag einfließen.

6. Ausblick

Für die Erfassung der respiratorischen Werte bietet der Strömungskanal durch die Möglichkeit der „online-Registrierung“ ideale Voraussetzungen. Allerdings ist dessen Bau und Betrieb mit hohen Kosten verbunden, so dass die Möglichkeiten einer Implementierung von Testverfahren in den Routinebetrieb kaum gegeben sind. Anzustreben ist es also, ein Testverfahren zu entwickeln, welches direkt im Pool durchgeführt werden kann. Dazu bietet das Verfahren der Nachatmungsmethode die Möglichkeit, die Sauerstoffaufnahme bei Belastungsabbruch durch eine negative mathematische Extrapolation nach der allgemein gültigen Formel $y = ae^{-bx}$ zu bestimmen (68,164,165).

Um die Validität eines Testverfahrens im Pool zu überprüfen, sollte ein direkter Vergleich zwischen Strömungskanals (anströmendes Wasser) und Pool (ruhendes Wasser) herausstellen, welche Auswirkungen diese unterschiedlichen Bedingungen auf die Messergebnisse haben.

Bezüglich der Aussagen, die über Wirkungsgrad von Schwimmern getroffen werden können, würde eine Integration von Videoanalysen einen weiteren Fortschritt bedeuten. Durch die Erstellung von 3D-Computergraphiken lassen sich die Schwimmbewegungen genau analysieren und sich optimal mit früheren Aufnahmen vergleichen (154,226).

So lässt sich die Technik des Schwimmers visualisieren und mit dem Idealbild vergleichen. Allerdings stellt dieses nur eine Annäherung an eine vermeintliche Idealform dar, so dass erst mit Hilfe der Aussagen über die Wirkungsgrad belegbar ist, ob eine Technikkorrektur dem Schwimmer tatsächlich zu einem ökonomischeren Vortrieb verholfen hat. Die Kombination von dieser 3D Analyse und den Aussagen die über die Wirkungsgrad getroffen werden können, stellen somit auch eine relevante Größe für die Trainingssteuerung dar. Auch könnte die Aussagen der Wirkungsgrad die übliche Laktat-Leistungsdiagnostik ergänzen, da somit nicht nur Aussagen über die metabolischen Parameter, sondern auch die

Technik objektiv bewertbar ist. Gerade die langjährigen praktischen Erfahrungen der Laktatdiagnostik, die sich in der Trainingssteuerung als vorteilhaft erwiesen haben, ließen sich so nicht nur durch die subjektiven Aussagen von Technik- und Biomechanikexperten ergänzen.

7. Zusammenfassung

Ziel der Studie war es, Schwimmer unterschiedlicher Leistungsstärken bezüglich ihrer metabolischen, kardiozirkulatorischen und respiratorischen Parameter miteinander zu vergleichen. Dabei sollten vor allem Erkenntnisse bezüglich der Ökonomie bei unterschiedlichem Leistungsniveau gewonnen werden.

Dazu wurden 53 Schwimmer unterteilt in folgende drei Leistungsgruppen untersucht: Hochleistungsschwimmer (H: n = 17; Alter: 19,5±4,6 Jahre; Trainingsumfang: 7,4±1,8 Einheiten/Woche); Leistungsschwimmer (L: n = 24; Alter: 17,9±3,5 Jahre; Trainingsumfang: 6,1±1,4 Einheiten/Woche); Schwimmer durchschnittlichem Leistungsniveaus (D: n = 12; Alter: 19,3±3,7 Jahre; Trainingsumfang: 4,0±2,3 Einheiten/Woche)

Es wurde ein Stufentest im Strömungskanal (Anfangsgeschwindigkeit 1,10 m/s, Steigerung um 0,09 m/s alle drei Minuten bis zur subjektiven Ausbelastung) durchgeführt. Die Messung der respiratorischen Parameter erfolgte kontinuierlich von der 1. Minute vor der Belastung bis zur 7. Nachbelastungsminute mit Hilfe eines Oxycon-Sigma Spirometriesystem. In der jeweils einminütigen Pause wurde Blut zur Laktatbestimmung aus dem Ohrläppchen entnommen. Während der Belastung wurden die Herzfrequenz (Polarmesssystem) und die Zugfrequenz (Handstoppuhr) gemessen.

Aus der Studie ging hervor, dass die Laktatschwelle zwischen den D und den H eine Differenz von 17,6% aufwies, während die respiratorische Schwelle bei denselben Vergleichsgruppen um 26,1% divergierte. Ferner benötigte die H weniger Armzüge pro Zeiteinheit als die D (19,3%) und die L benötigten ihrerseits ebenfalls weniger Armzüge pro Zeiteinheit als die D (12,9%). Bezüglich der Ökonomie lässt sich über den Quotienten $\Delta V O_2 / \Delta v$ ermitteln, dass die H im unteren Geschwindigkeitsbereich 15% - 20% und bei höheren Geschwindigkeiten

etwa um 5% niedrigere Werte aufweisen als die L, welches für eine effizientere Technik spricht.

Schlussfolgerung: Zusammenfassend kann man hervorheben, dass die Hochleistungsschwimmer gegenüber den anderen Gruppen vor allem aufgrund einer ausgereifteren Technik ökonomische Vorteile aufweisen. Die Ergebnisse der Studie eröffnen vor allem die Möglichkeit im interindividuellen Vergleich technische Verbesserungsmöglichkeiten von Athleten zu erkennen, aber auch der intraindividuelle Vergleich kann Aufschlüsse über die Effektivität einer Technikverbesserung geben. Kombiniert mit dieser Erkenntnis, kann die herausgestellte Korrelation zwischen der Laktat- und respiratorischen Schwelle wichtige Hinweise für eine bessere Leistungsbeurteilung und Trainingssteuerung liefern.

8. Literaturverzeichnis

1. Adrian MJ, Stngh M, Karpovich PV: Energy Cost of leg kick, arm stroke, and whole crawl stroke. *J Appl physiol*; 21 : 1763 –1766, 1966.
2. Ahlborg G: Mechanism of glycogenolysis in noneexercising human muscle during and after exercise. *Am J Physiol*: 248; 540-545, 1985.
3. Andersen P, Henriksson J: Capillary supply of the quadriceps femoris muscle of man: adaptive response to exercise. *L Physical*; 270: 677-690, 1977.
4. Anderson IK.: Energy cost of swimming. *Acta chir Scand, Suppl.* 253 & 169, 1960.
5. Antonutto G, di Prampero PE: The concept of lactate threshold. *J Sports Med Phys Fitness*; 35: 6-12, 1995.
6. Astrand PO, Saltin B: Maximal oxygen uptake and heart rate in various types of Muscular activity. *J Appl Physiol* 16 & 977, 1961.
7. Astrand PO: Aerobic Power. In: Eriksson BB, Furberg (Hrsg): *Swimming Medicine IV*. Uni Paek press. Baltimore 1978.
8. Astrand PO: A swimming flume. *J Appl physiol*; 33: 514, 1972.
9. Astrand P, Hultman A, Juhlin-Dannfelt A, Reynolds G: Disposal of lactate during and after strenuous exercise in humans. *J Appl Physiol*; 61: 338-343, 1986.
10. Aunola S, Rusko H: Does anaerobic threshold correlate with maximal lactate steady-state?. *J Sports Sci*; 10: 309-323, 1992.
11. Baber T, Czabanski B: Changes in breaststroke techniques under differnt speed conditions. In: Clary JP, Lewillie L (eds.): *Swimming II*. Baltimore: Uninersity Park Press 1975, 188-193.
12. Bachl N, Baron R, Smekal G, Tschan H: Validität sportartspezifischer Leistungsdiagnostik. In: Clasing D, Weicker H, Böning D: *Stellenwert der Laktatbestimmung in der Leistungsdiagnostik*. Stuttgart, Jena, New York: Gustav Fischer Verlag 1994, 165-174.
13. Bäderland Hamburg: Die Gegenstromanlage im Hamburger Dulsbergbad. Broschüre der Bäderland Hamburg GmbH, Hamburg 2000.
14. Beaver WL, Wassermann K, Whipp BJ: A new method for detecting the anaerobic threshold by gas exchange. *J Appl Physiol*; 60: 2020-2027, 1986.

15. Beaver WL, Wasserman K, Whipp BJ: On-Line computer analysis and breath-by-breath graphical display of exercise function tests. *J Appl Physiol*; 34: 128-132, 1973.
16. Behrends M, Kernbach M, Brauer A, Braun U, Peters J, Weyland W: In vitro validation of metabolic monitor for gas exchange measurements in ventilated neonates. *Intensive Care Med*; 27: 228-235, 2001.
17. Beneke R, Boldt F, Richter T, Kress A, Leithäuser R, Behn C: Laktatmessung in der Sportmedizin – drei Messgeräte im Vergleich. *Dtsch Z Sportmed*; 45: 60-69, 1994.
18. Berg A: Laktat als fundierter Parameter in der Trainingssteuerung. *TW Sport + Medizin*; 5: 280-283, 1993.
19. Berger MAM, Hollander AP, de Groot G: Technique and energy losses in front crawl swimming. *Med Sci Sports Exerc*; 29: 1491-1498, 1997.
20. Bergman BC, Horning MA, Casazza AG, Wolfel EE, Buterfield GE, Brooks GA: Endurance training increases gluconeogenesis during rest and exercise in men. *J Appl Physiol*; 88: 244-251, 2000.
21. Bergman BC, Wolfel EE, Buterfield GE, Lopaschuk GD, Casazza AG, Horning MA, Brooks GA: Active muscle and whole body lactate kinetics after endurance training in men. *J Appl Physiol*; 87: 1684-1696, 1999.
22. Bixler B, Schloder M: Computational fluid dynamics: An analytical tool for the 21st century swimming scientist, *J Swimming research*; 11: 4-22, 1996.
23. Blaser P, Niklas A: Die schwimmspezifische Bewegungsanalyse in der Gegenstromanlage. *Leistungssport*; 6: 43-46, 1998.
24. Blaser P, Stucke C, Witte K: Die Überprüfung der Technikrentabilität im Sportschwimmen in Vorbereitung der Schwimmerinnen und Schwimmer auf sportliche Wettkämpfe. *Leistungssport*; 1: 36-39, 1995.
25. Boehme P, Scharschmidt F, Kettmann S: Wirkungsgrad von Ausdauersportlern unter submaximaler Belastung auf dem Fahrradergometer.
26. Bös K, Brehm W: *Gesundheitssport*. Verlag Hofmann Schorndorf 1998,
27. Bohl W: *Technischer Strömungslehre*. Würzburg: Vogel Verlag 1978.
28. Bonen A, Wilson BA, Yarkony N, Belcastzo AN: Maximal oxygen uptake during free tethered and flume swimming. *J Appl Physiol*; 48 & 232 : 1980.
29. Bouchard C, Shepard RJ, Stephens T: *Physical Activity, Fitness, and Health*. Human Kinetics Publishers;

30. Bourgois J, Vrijens J.: The Conconi test: A controversial concept for the determination of the anaerobic threshold in young rowers. *Int J Sports Med*; 8: 553-919, 1998.
31. Braumann KM, Holz J: Spiroergometry in the swimming flume. *Proceedings VII. International Symposium on Biomechanics and Medicine in Swimming. Atlanta, Gerogia, USA 1994, 18-23.*
32. Braumann KH, Holz J: Spiroergometry in the swimming flume. *Int j sports Med*; 17: 23,1996.
33. Braumann KH, Holz J: Spiroergometry in the swimming flume. *Proceedings 1996 international preolympic scientific Congress. 10-14 July 1996, Dallas,Texas, USA 1996.*
34. Braumann KM, Maassen N, Busse M: Die Problematik der Interpretation trainingsbegleitender Laktatmessung. *Dtsch Z Sportmed*; 39: 365-368, 1988.
35. Braumann KM, Reer R: Spiroergometrie im Schwimmen – Möglichkeiten zur Talentsichtung. In: Freitag W (Hrsg.): *Schwimmen und Optimieren. Fachbuchreihe der Deutschen Schwimmtrainer Vereinigung*; 18: 71-73, Rüsselsheim: 2000.
36. Braumann KM, Tegtbur U, Busse MW, Maasen N: Die „Laktatsenke“ – Eine Methode zur Ermittlung der individuellen Dauerleistungsgrenze. *Dtsch Z Sportmed*; 42: 240-245, 1991.
37. Brooks GA: Current concepts in lactate exchange. *Med Sci Sports Exerc*; 23: 895-906, 1991.
38. Brooks GA: The „lactate shuttle“ during exercise: evidence and possible controls. *Proceedings: 8th Commonwealth and International Conference on Sport, Physical Education, Dance, Recreation and Health. London: 1986.*
39. Brooks GA, Brown MA, Butz CE, Sicurello JP, Dubouchaud H: Cardiac and skeletal muscle mitochondria have a monocarboxylate transporter MCT1. *J Appl Physiol*; 87: 1713-1718, 1999.
40. Brooks GA, Butterfield GE, Wolfe RR: Increase depece on blood glucose after acclimatization to 4, 300m. *J Appl Physiol*; 70: 919-927, 1991.
41. Brooks GA, Gaesser GA: End points of lactate and glucose metabolism after exhausting exercise. *J Appl Physiol*; 49: 1057-1069, 1980.
42. Brooks GA, Fahey TD, White TP, Baldwin KM: *Exercise Phisiology. California, London, Toronto: Mayfield 2000, 61-89, 202-210, 408-409.*
43. Buddecke E: *Grundriss der Biochemie. Berlin, New York: de Gruyter Verlag 1989, 169-172.*

44. Bunc V, Heller J, Nowak J, Leso J: Determination of the individual anaerobic threshold. "proceeding of XXIIInd World Congress on Sports Medicine", Vienna 1982 2.
45. Busse M, Maasen N, Braumann M, König T: Neuorientierung in der Laktatdiagnostik: Laktat als Glykogenindikator. *Leistungssport*; 17: 33-37, 1987.
46. Caldwell JE, Pekkarinen H: A comparison of the Anaerobic Threshold and Blood Lactate Increases During Cycle Ergometry and Free Swimming. In: Holander AP, Huijing P, De Groot G (eds.). *Biomechanics and Medicine in swimming*. Illinois: Human Kinetics publishers 1982, 235-253.
47. Capaert JM, Franciosi PQ, Langhaus GW: Indirect calculation of mechanical and Propelling efficiency during freestyle Swimming. In: Mac Laren D, Reilly T, Lees A (eds.): *Swimming science, VI: Biomechanics and medicine in swimming*. London: E&F N Spon; 1992, 53-56.
48. Capelli C, Zamparo P, Cigalotto A, Francescato MP, Soule RG, Termin B, Pampero PE: Bioenergetics and biomechanics of front crawl swimming. *J Appl Physiol*; 78: 674-679, 1995.
49. Cappaert JM, Bone M, Troup JP: Intensity performance related differences in propelling and mechanical efficiencies. In: Maclaren D, Reilly, Less A (eds.): *Swimming science, VI: biomechanics and medicine in swimming*. London: E & N spon 1992, 49-52.
50. Carré F, Dassonville J, Beillot J, Prigent JY, Rochcongar P: Use of oxygen uptake recovery curve to predict peak oxygen uptake in upper body exercise. *Eur J Appl Physiol*; 69: 258-261, 1994.
51. Carsten S: Spiroergometrische Untersuchungen nach dem modifizierten Naughton-Programm bei Normalenpersonen, Sportlern und DCM-Patienten. (Dissertation, Universität Bochum) Bochum: 1997, 4-6.
52. Casaburi R, Barstow J, Robinson T, Wasserman K: Influence of work rate on ventilatory and gas exchange Kinetics. *J Appl Physiol*; 67: 547-555, 1989.
53. Cazorla G, Dufort C, Cernetti JP: The Influence of Active Recovery on Blood Lactate Disappearance After Supramaximal Swimming. In: Holander AP, Huijing P, De Groot G (eds.). *Biomechanics and Medicine in swimming*. Illinois: Human Kinetics publishers 1982, 235-253.
54. Caiozzo VJ, Davis JA, Ellis JF, Azus JE, Vandagriff R: A comparison of gas exchange indices used to detect the anaerobic threshold. *J Appl Physiol: Respiratory, Environmental and Exercise physiology* 53: 1184-1189, 1982.

55. Charbonnier JP, Lacour JR, Riffat J, Flandrois R: Experimental study of the performance of competition swimmers. *Eur J Appl Physiol* ; 34: 157-167, 1975.
56. Chatard JC, Collomp C, Maglischo E, Maglischo C: Swimming skill and Stroking characteristics of Front Crawl Swimmers. *Int J Sports Med*; 11: 56-161,1990.
57. Chatard JC, Lavoie JM, Bourgoin B, Lacour JR: The contribution of passive drag as a determination of swimming performance. *Int j sports Med*; 11: 367-372,1990.
58. Chatard JC, Lavoie JM, Lacour JR: Analysis of determinants of swimming economy in front crawl. *Eur J Appl Physiol*; 61: 88-92, 1990.
59. Chicharro JL, Pérez M, Vaquero AF, Lucia A, Legido JC: Lactic threshold vs ventilatory threshold during a ramp test on a cycle ergometer. *J Sports Med Phys Fitness*; 37: 117-121, 1997.
60. Christensen EH: Beiträge zur Physiologie schwerer körperlicher Arbeit. *Arbeitsphysiol*; 4: 453-569, 1931.
61. Clasing D, Weicker H, Böning D: Stellenwert der Laktatbestimmung in der Leistungsdiagnostik. Stuttgart, Jena, New York: Gustav Fischer Verlag 1994, 111-131.
62. Clode M, Campbell E: The relationship between gas exchange and changes in blood lactate concentrations during exercise. *Clinical Science and Molecular Medicine*; 37: 263-272. 1969.
63. Conconi F, Ferrari M, Ziglio PG, Droghetti P, Codeca L: Determination of the Anaerobic Threshold by a Noninvasive Field Test in Runners. *J App physiol*; 52: 869 –873,1982.
64. Councilman J: *The Science of Swimming*. Englewood Cliffs, N.J.: Prentice Hall 1968, 25-30.
65. Corry I, Powers N: Maximal aerobic power measurement in runners and swimmers. *Br J Sports Med*; 16: 154-160, 1982.
66. Costill DL: The 1985 C.H. McCloy Research Lecture: Practical problems in Exercise physiology research. *Research quarterly for Exercise and Sport*; 65: 378 –384, 1985.
67. Costill DL, Bowlers R, Branam G, Sparks K: Muscle Glycogen Utilization During Prolonged Exercise on Successive Days. *J Appl Physiol*; 31: 834-838, 1971.

68. Costill D, Kovaleski J, Porter D, Kirwan J, Fielding R, King D: Energy expenditure during front crawl swimming: Predicting success in middledistance events. *Int J Sports Med*; 6: 266-270, 1985.
69. Costill DL: Energy requirements during exercise in the Water. *J Sports Med Phys fitness*; 11: 87-92, 1971.
70. Craig AB, Pendergast DR: Relationships of stroke, distance per stroke, and velocity in competitive swimming. *Med Sci Sports Exerc*; 11: 278-283, 1979.
71. Christensen EH: Beiträge zur Physiologie schwerer körperlicher Arbeit. *Arbeitsphysiol*; 4: 453-569, 1931.
72. David L, Costill DL: Energy requirements during exercise in the Water. *J Sports Med Fitness*; 11: 87-92, 1971.
73. Davis JA: Anaerobic threshold: review of the concept and directions for future research. *Med sci Sports Exerc*; 17: 6-18, 1985.
74. Davis JA, Frank MH, Whipp BJ, Wasserman K: Anaerobic threshold alterations caused by endurance training in middle-aged men. *J Appl Physiol*; 46: 1039-1046, 1979.
75. De Groot, Schreurs AW, van Schenau GJ: A portable lightweight Douglas Bag instrument for use during various types of exercise. *Int J Sports Med*; 4: 132-134, 1983.
76. Diamond LB, Casaburi R, Wasserman K, Whipp BJ: Kinetics of gas exchange and ventilation ins transitions from rest or prior exercise. *J Appl Physiol*; 43: 704-8, 1977.
77. Di Carlo LJ, Sparling PB, Millard-Stafford ML, Rupp JC: Peak Heart Rates during Maximal Running and Swimming: Implications for Exercise Prescripton. *Int J Sports Med*; 12: 309-312, 1991.
78. Dickhurt HH, Berg A, Lehmann G, Huber G: Allgemeine und sportartspezifische Leistungsdiagnostik im Hochleistungsbereich –Labortests und Feldversuche. In: *Leistungssport*; 11: 382-398, 1981.
79. Dickhuth HH, Mayer F, Dolezel P, Wolf J: Laktatorientierte Trainingssteuerung bei Spielsportarten. *TW Sport + Medizin*; 6: 281-284, 1994.
80. Di Prampero PE: Cout energetique de la natation et du cyclisme. In: Rieu M, Barrault D (Hrsg): *Les limites de la performance humaine*. Ed. Rev. E.P.S., Paris 1989, 35-37.
81. Di Prampero PE: The energy cost of human locomotion on land and in water. *Int J Sports Med*; 7: 55-72, 1986.

82. Di Prampero PE, Peeters L, Margaria R: Alactic O₂ dept and lactic production after exhausting exercise in man. *J Appl Physiol*; 34: 628-632, 1973.
83. Di Prampero PE, Perdergast DR, Wilson DW, Rennie DW: Energetics of swimming of men. *J Appl physiol*; 37: 1-5, 1974.
84. Dixon RW, Faulkner JA: Cardiac outputs during maximal effort running and swimming. *J Appl physiol*; 30: 653-656, 1971.
85. Döbeln W, Eriksson BO: Physical training, maximal oxygen uptake and dimensions of the oxygen teansporting and metabolizing organs in boys 11-13 years of age – *Acta padiat. Scand*; 61: 653, 1972.
86. Dooly CR, Johnson AT, Dotson CO, Vaccaro P, Soong P: Peak oxygen consumption and lactate threschold in full mask versus mouth mask conditions during incremental exercise. *Eur Appl physiol*; 73: 311-316, 1996.
87. Donath R, Clausnitrer C, Schüler KP: Zur Bewertung des Blutlaktatverhaltens in der sportmedizinischen Funktionsdiagnostik. *Med Sport*; 9: 354, 1969.
88. Donovan CM, Brooks GA: Endurance training effects lactate clearance, not lactate production. *Am J Physiol*; 244: 83-92, 1983.
89. Eisele R, Köllmann F, Hutsteiner H, Simon G: Sauerstoffaufnahme während Fahrrad- und Laufbandergometrie. *Dtsch Z Sportmed*; 47 (Sonderheft): 54-60, 1996.
90. Emde C: Das Pulsfrequenz- und Laktatverhalten bei Steptestbelastung im Vergleich zu Fahrradergometerbelastung unter Berücksichtigung der statischen Maximalkraft einzelner Beinmuskelgruppen. Deutsche Sporthochschule Köln, Köln 1984.
91. Essen B: Intramuscular substrate utilization. *Ann NY Acad Sci*; 301: 30-44. 1977.
92. Eston R, Reilly T: Kinanthropometry and exercise phisiology laboratory manual: *Exercisse Phisiology*. London, New York: Routledge 2001, 242.
93. Faulkner JA: Physiology of Swimming. *Res Quart*; 37: 41, 1966.
94. Fischer EH, Heilmeyer LMG, Haschker RH: Phosphorylase and the control of Glycogen Degradation. *Curr Topics Cell Regul*; 4: 211-251, 1971.
95. Friedmann B, Fese F, Bärtsch P: Ergospirometriesysteme vs. Douglas-Bag-Methode: Evalution einer Stationären und einer portablen Messeinheit. *Dtsch Z Sportmed*; 49: (Sonderheft 1) 67-70, 1998.
96. Garrad CS, Emmons C: The reproductibility of the respiratory response to maximiúm excercise. *Respiration*; 49: 94-100, 1986.

97. Gebert G: Physiologie als Grundlage der Medizin. Stuttgart, New York: Schattauer-Verlag
98. Gerbino A, Ward SA, Whipp BJ: Effects of prior Exercise on pulmonary gas exchange kinetics during highintensity exercise in humans. J Appl Physiol; 1996.
99. Gertz EW, Wisneski JA, Neese R, Bristow A, Searle GL, Hanlon JT: Myocardial lactate metabolism: evidence of lactate release during net chemical extraction in man. Circulation; 63: 1273-1279, 1988.
100. Gibbs CL, Gibson WR: Energy production of rat soleus muscle. Am J Physiol; 223: 874-881, 1972.
101. Goodwin AB, Cumming GR: Radio telemetry of the electrocardiogram, Fitness test, and oxygen uptake of water polo players. Can Med Assoc; 95: 402-406, 1966.
102. Gareen HJ, Hughson RL, Orr GW, Ranney DA: Anaerobic threshold, blood lactate, and muscle metabolites in progressiv exercise. J Appl Physiol; 54: 1032-1038, 1983.
103. Green S, Dawson B: Measurement of anaerobic capacities in humans. Sports Med; 15: 312-327, 1993.
104. Havel RJ, Pernow B, Jones NL: Uptake and Relase of Free Fetty Acids and other Metabolites in the Legs of Exercising Men. J Appl Physiol; 23: 90-99, 1967.
105. Heck H: Laktat in der Leistungsdiagnostik. Schorndorf: Hofmann 1991.
106. Heck H, Hess G, Mader A: Laktatschwellen und Trainingssteuerung. Dtsch Z Sportmed (Sonderheft); 10: 72-77, 1986.
107. Heck H, Hess G, Mader A: Vergleichende Untersuchung zu verschiedenen Laktat – Schwellenkonzepten. Dtsch Z Sportmed; 36: 19-25; 36: 40-57, 1985.
108. Heck H, Mader H, Schulz: Grundlagen der anaeroben Leistungsdiagnostik. Dtsch Z Sportmed; 49 (Sonderheft 1): 50-55, 1998.
109. Heck H, Roskopf P: Grundlagen verschiedener Laktatschwellenkonzepte. In: Clasing D, Weicker H, Böning D: Stellenwert der Laktatbestimmung in der Leistungsdiagnostik. Stuttgart, Jena, New York: Gustav Fischer Verlag 1994, 111-131.
110. Heigenhauser GJ: Estimation of cardiac output by the CO₂ rebreathing method during tethered swimming. J Appl Physiol; 44: 821-824, 1978.
111. Hein SM: A swimming protocol for Determination of Individual Anaerobic Threshold. Minnesota: St. Cloud 1988.

112. Hemingsen I: Energieomsättningen under svöming hos mænd og kvinder. T. Legemsøvelser; 22-53, 1957.
113. Henrickson I, Reitmann IS: Quantitative measures of enzyme activity in type I and type II muscle fibres of man after training. Acta Physiol Scand; 97: 392-397, 1976.
114. Hermansen L, Vaage O: Lactate disappearance and glycogen synthesis in human muscle after maximal exercise. Am J Physiol; 233: 422-429, 1977.
115. Hill AV, Long GN, Lupton H: Muscular exercise, Lactic acid and the supply and utilisation of Oxygen. Parts I-III & IV-VI. Proc R Soc. 96/97; 438-475 & 28-138: 1924.
116. Hill AV, Lupton H: Muscular exercise, lactic acid and the supply and utilization of oxygen. Quarterly Journal of Medicine 16: 135-171, 1923.
117. Höper J, Kessler M: Der Energiehaushalt. In: Deetjen, P., E.-Speckmann (Hrsg): Physiologie. 2. Auflage, Schwaebnerberg-Verlag 1994, 453-472.
118. Hollmann W, Heck H: Herzleistungsfähigkeit und Sport. In: Ärztl Fortbildung; 19: 1971.
119. Hollmann W, Hettinger T: Sportmedizin – Grundlagen für Arbeit, Training und Präventionsmedizin. Stuttgart: Verlag Schattauer 2000.
120. Hollmann W, Liesen H: Über die Bewertbarkeit des Laktats in der Leistungsdiagnostik. I Sportarzt und Sportmedizin; 24: 175, 1973.
121. Hollmann W, Prinz JP: Zur Geschichte und klinischen Bedeutung der kardipulmonalen Arbeitsuntersuchung unter besonderer Berücksichtigung der Spiroergometrie. Z Kardiol; 83: 247-251, 1994.
122. Hollmann W: Vor 40 Jahren: Ventilatorische und Laktatschwelle – Wie es dazu kam. Dtsch Z Sportmed; 10: 323-326, 1999.
123. Hollmann W: Zur Frage der Dauerleistungsfähigkeit. Fortschr Med; 79: 439-453, 1961.
124. Holmer I: Efficiency of breaststroke and freestyle swimming. In: Clarys JP, Lewillie L (Hrsg): Swimming II. University Park Press 1975, 130-136.
125. Holmer I: Energy Cost of arm stroke, leg kick, and the whole stroke in competitive swimming styles. Europ J Appl Physiol; 33: 105, 1974a.
126. Holmer I: Physiology of swimming man. Acta physiol; 1: 407, 1974 b.

127. Holmer I: Propulsive efficiency of breaststroke and freestyle swimming. *Europ J Appl Physiol*; 33: 95, 1974c.
128. Holmer I: Oxygen uptake during swimming in man. *J Appl Physiol*; 33: 502-509, 1972.
129. Holmer I, Astrand O: Swimming training and maximal oxygen uptake. *J Appl Physiol*; 33: 510, 1972.
130. Holmer I, Haglund S: The swimming flume: Experiences and applications. In: Eriksson BB, Furberg (Hrsg.): *Swimming Medicine IV*. Baltimore: Uni park press 1978.
131. Holmer I, Lunding L, Eriksson BO: Maximum oxygen uptake during swimming and running by elite swimmers. *J Appl Physiol*; 36: 711, 1974.
132. Holmer I, Stein ME, Saltin B, Ekblom B, Astrnd PO: Hemodynamic and respiratory responses compared in Swimming and running. *J Appl Physiol*; 49-54, 1974.
133. Holloszy JO: Biochemical adaptations to exercise: aerobic metabolism. In: *Exerc Sport Sci Reviews*; Wilmore JH (Hrsg.) New York: Academic Press 1973, 45-72.
134. Hurley BF, Hageberg JM, Allen WK, Seals DR, Young JC, Cuddihee RW, Holloszy JO: Effect of training on blood lactate levels during submaximal exercise. *J Appl Physiol*; 56: 1260-1264, 1984.
135. Israel S: Zur Problematik des Übertrainings aus internistischer und leistungsphysiologischer Sicht. *Medizin und Sport*; 1: 1976 1-12.
136. rael S: Grundlagen der Trainingssteuerung. In: Hollmann W, Hettinger T: *Sportmedizin – Arbeits- und Trainingsgrundlagen*. Stuttgart: Verlag Schattauer 1990, 416-418, 420-421.
137. Jäde M: Die anaerobe Schwelle – Vergleich zwischen ventilatorisch und metabolisch ermittelten Schwellenwerten: Hausarbeit im Rahmen der ersten Staatsprüfung für das Lehramt der Oberstufe; Hamburg 1999.
138. Johnson A, Cummines E: Mask design considerations. *Am Ind Hyg Assoc*; 36: 220-228, 1975.
139. Jorfeldt L: Metabolism of L-(+)-lactate in human skeletal muscle during exercise. *Acta Physiol Scand*; 338: 1-67, 1970.
140. Karlsson J: Introduction: basis in human skeletal muscles metabolism. *Int J Sports Med*; 2: 1-5, 1982.

141. Karlson J: Pyruvate and Lactate Retions in Muscle Tissue and Blood During Exercise. *Acta physiol Scand*; 81: 455-458, 1971.
142. Karlsson JF, Peterson B, Henriksson J, Knuttgen HG: Effects of previous exercise with arms or legs on metabolism and performance in exhaustive exercise. *J Appl Physiol*; 38: 763,1975.
143. Karlsson P: Kurzes Lehrbuch der Biochemie. Stuttgart; New York: Georg Thieme Verlag 1984, 208-209.
144. Karpovich PV, Pestrecov K: Mechanical work and efficiency in swimming crawl an back strocks. *Arbeitsphysiol*; 16: 504, 1939.
145. Karpovich PV, Millman N: Energy expenditure in swimming. *Am J Physiol*; 142-140, 1944.
146. Karvonen MJ: The effects of training on heart rate. A longitudival study. *Ann Med Exp Biol Fenn*; 35: 307,1957.
147. Keul J, Simon G; Berg A, Dickhuth HH, Goertter I, Kübel R: Bestimmung der individuellen anaeroben Schwelle zur Leistungsbewertung und Trainingssteuerung. *Dtsch Z Sportmed*; 30: 212-218, 1979.
148. Kipke L, Labitzke H: Sportartspezifischer Belastungstest im Schwimmen. *Med u Sport*; 8: 136, 1968.
149. Kindermann W: Laufbandergometrie im Spitzensport. In: Franz IW, Mellerowicz H, Noack W (Hrsg): *Training und Sport zur Prävention und Rehabilitation in der technisierten Umwelt*. Berlin: Springer Verlag 1985.
150. Kindermann W, Simon G, Keul J: The significance of the Aerobic-anaerobic Transition for the Determination of Work Load intensities During Endurance Training. *Eur J Physiol*; 42: 25-34, 1979.
151. Kirch MH: Sauerstoffaufnahme, Herzzeitvolumen und Diffusionskapazität bei Ausdauer- und Sprint- trainierten Läufern. (Dissertation, Universität Ulm) Ulm: 1994, 48-49; 61-62.
152. Klauck J, Daniel K: Determination of man's drag Coefficients and effective propelling forces in swimming leg means of chronocyclography. In: Komi P (Hrsg.): *Biomechanics*. Baltimore, London, Tokyo: Uni park press 1976.
153. Klentrou PP, Montpetit RR: Energetics of backstroke swimming in mals and femals. *Med Sci Sports Exerc*; 24: 371-375, 1992.
154. Kliche D, Hildebrandt F: Lern- und Techniktraining im Kraulschwimmen unter Berücksichtigung wirkender Prinzipien und Formen der Vortriebserzeugung.

- Fachbuchreihe der Deutschen Schwimmtrainer Vereinigung; 18: 94-101, Rüsselsheim: 2000.
155. Klinke R, Silbernagel S (Hrsg.): Lehrbuch der Physiologie. Stuttgart, New York: Thieme-Verlag 1994.
 156. Klissouras V: Energy metabolism in swimming the dolphin stroke .Int Ztg Angew physiol Arbeitsphysiol; 25: 142-150, 1969 .
 157. Knipping HW: Ein einfacher Apparat zur exakten Gasstoffwechsellmessung. Z Exp Med; 41: 363-378, 1924.
 158. Knuttgen H, Saltin B: Muscle Metabolites and Oxygen Uptake in Short-Term Submaximal Exercise in Man. J Appl Physiol; 32: 690-694, 1972.
 159. Krogh A: The comparative physiology of respiratory mechanisms. Philadelphia: University of Pennsylvania Press, 1941.
 160. Kureck K, Grünert-Fuchs M, Köhler J, Lormes W, Mühlischlegel HA, Stauch M: Kanuslalom: Strömungskanal versus Feldtest – Vergleich von zwei Möglichkeiten der Laktatleistungsdiagnostik in der Vorbereitung für Olympia. Olympiastützpunkt Leipzig, 1991. 1991
 161. Lakomy HK, Lakomy J: Estimation of maximum oxygen uptake from submaximal exercise on a Concept II rowing ergometer. J Sports Sci; 11: 227-232, 1993.
 162. Lamb DR, Gisolfi CV: Energy Metabolism in Exercise and Sport. Exerc Sci Sports Med; 5, 1989.
 163. Lauhevaara V, Smolaner J, Tuomi T, Korhonen O: Effects of an SCBA on breathing pattern, gas exchange and heart rate during exercise. Jocaup Med; 27: 213- 216, 1985.
 164. Lavoie JM, Taylor A, Montpetit RR: Physiological effects of training in elite swimmers as measured by a free swimming test. J Sport Med Phys Fitness; 21: 38-42, 1981.
 165. Léger LA, Seliger V, Brassard L: Backward extrapolation of VO_2 recovery curve. Med Sci Sports Exerc; 12: 24-27, 1980.
 166. Lemon PW, Hageberg JM, Herminston RT: Exercise VO_2 estimation using recovery sampling. Can J Appl Sci; 5: 64-68, 1980.
 167. Lehninger AL: Biochemie, Weinheim 1975.
 168. Liesen H, Heck H, Mader G, Hollmann W: Die Ausdauerleistungsfähigkeit bei verschiedenen Sportarten unter besonderer Berücksichtigung des Metabolismus. In: Leistungssport ,9 .Jahrgang 1977.

169. Löllgen H, Winter UJ, Erdmann E: Ergometrie: Belastungsuntersuchungen. Kliniken und Praxis. Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo: Springer Verlag 1995.
170. Maasen N, Schneider G: The relationship between lactic acid and work load: a measure for endurance capacity or an indicator of carbohydrate deficiency?. Eur J Appl Physiol Occup Physiol; 58: 728-737, 1989.
171. Maasen N, Schneider G: Ernährungsverhalten und Regenerationsstatus modulieren die Laktatleistungskurve. TW Sport + Medizin; 6: 59-62, 1994.
172. Maasen N, Schneider G, Casper A, Busse MW: Dauerleistungsfähigkeit und Laktatleistungskurve bei Ausdauertrainierten und Untrainierten nach Glykogenbelastung. Dtsch Z Sportmed; 10 (Sonderheft): 511-520, 1992.
173. Mader H, Liesen H, Heck H, Phillip H, Schürch P, Hollmann W: Zur Beurteilung der sportartspezifischen Leistungsfähigkeit im Labor. Sportmed; 27: 80-88 & 109-112, 1976.
174. Mader A, Hollmann W: Zur Bedeutung der Stoffwechsellistungsfähigkeit des Eliteruders im Training und Wettkampf. Leistungssport 7: 1977.
175. Madsen Ö: Aerobic Training: Not so Fast. Swimming Technique; 20: 13-17, 1983.
176. Madsen Ö: Monitoring training Intensity. Taped lecture presented at the American Swimming Coaches Association 1986 World Clinic; Dalls, Texas: 1986.
177. Madsen Ö, Lohberg M: The Lowdown on Lactates. Swimming Technique; 24: 21-26, 1987.
178. Madsen Ö: Untersuchungen über Einflussgrößen auf Parameter des Energiestoffwechsels beim freien Kraulschwimmen. Institut für Kreislaufforschung und Sportmedizin; Köln 1982.
179. Magel JR, Mc Ardle WD, Glaser RM: Telemetered heart rate response to selected competitive swimming events. J Appl Physiol; 26: 764-770, 1969.
180. Magel JR, Faulker JA: Maximal oxygen uptakes of College Swimmers. J Appl Physiol; 22: 929-938, 1967.
181. Magel JR, Foglia GF, Mc Ardle WD, Gutin B, Pechar GS, Katch FI: Specificity of swim training on maximum oxygen uptake. J Appl Physiol; 38: 151-155, 1975.
182. Maglischo EW: Swimming faster. Palo Alto: Mayfield 1982.

183. Mazzeo RS, Brooks GA, Schoeller DA, Budinger TF: Influence of plasma catecholamines on lactate threshold during graded exercise. *J Appl Physiol*; 67: 1319-1322, 1989.
184. Mc Ardele WD, Magel JR, Delio DJ, Toner M, Chase JM: Specificity of run training on VO₂ max and heart rate changes during running and swimming. *Med Sci sports Exerc*; 10: 16-20, 1977.
185. Mc Dermontt JC, Bonen A: Endurance training increases skeletal muscle lactate transport. *Acta Physiol Scand*; 147: 323-327, 1993.
186. Meier M: Validierung der Trainingssteuerung am Ruderergometer. (Examensarbeit, Universität Münster) Münster: 2000, 25-28.
187. Messin R, Denolin H, Degre S: Etude d'un test simple d'aptitude a Leffort: La ct 170; *Arch Mal du Coeur* 58: 1965, 305.
188. Meuntgens R: Die letzten Sieger. *Berliner Illustrierte Zeitung*; Berlin 01.10.2000.
189. Meyer T, Kindermann W: Die maximale Sauerstoffaufnahme (VO₂max). *Dtsch Z Sportmed*; 9: 285-286, 1999.
190. Mier CM, Domenick MA, Wilmore JH: Changes in stroke volume with β -blockade before and after 10 days of Exercise training in men and women. *J Appl Physiol*; 83: , 1997.
191. Mier CM, Tuner MJ, Ehsani AA, Spina RJ: Cardiovascular adaptation to 10 day of cycle exercise. *J Appl Physiol*; 83: , 1997.
192. Miyashita M, Tsunoda T: Water resistance in relation to body size. In: Erriksson B, Furberg B (eds.): *Swimming medicine IV*. Baltimore: University Park Press 1978, 395-401.
193. Montpetit RR, Cazorla G, Lavoie JM: Energy expenditure during front crawl swimming: A comparison between males and females. In: Ungerechts BE, Reischle K, Wilke K (eds.): *Swimming science V*; Champaign III: Human Kinetics 1988, 229-235.
194. Montpetit RR, Leger LA, Lavoie JM Cazorlr G: VO₂ Peak During Free Swimming Using Backward Extrapolation of the O₂ Recovery Curv. *Europ J Appl Physiol*; 47: 385-391, 1981.
195. Montpetit RR, Cazorla G, Lavoie JM: Aerobic energy cost of swimming the front crawl at high velocity in international class and adolescent swimmers. In: Hollander AP, Hujung PA, de Groot G (egs.): *Biomechanics and medicine swimming champaign III*: Human Kinetics 1983, 228-234.

196. Montpetit R, Smith H, Boie G: Swimming economy: How to standardize the data to compare Swimming proficiency. *J Swimming Res*; 4: 5-8, 1988.
197. Naimark A, Wasserman K, McIlroy MB: Continuous measurement of ventilatory exchange ratio during exercise. *J Appl Physiol*; 19: 644-652, 1964.
198. Newsholme EAC: Die Regulation des Stoffwechsels. Weinheim: Chemie 1977.
199. Neumann G: Laktatorientiertes Ausdauertraining – Grenzen erkennen, valide Möglichkeiten nutzen. *TW Sport + Medizin*; 5: 417-424, 1993.
200. Nikolic Z, Todorovic MD, Todorovic B: Year round training effects on swimmers' heart rate during bicycle ergometer and swimming exercise. *J Sports Med*; 22: 85-94, 1982.
201. Nowacki P: CO₂ – Bildung und respiratorischer Quotient bei ergometrischer Leistung. In : Mellerowicz H: Ergometrie: Grundriss der medizinischen Leistungsmessung. München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg 1979.
202. Ogita F, Tabata I: Effect of hand paddle aids on oxygen uptake during arm-stroke –only swimming. *Eur J Appl Physiol* ; 66: 489-493, 1993.
203. Orr GW, Grenn HJ, Lhughson R, Bennett GW: A computer linear regression model to determine ventilatory anaerobic threshold. *J Appl Physiol* ; 52:1349-1352, 1982.
204. Pansold B: Untersuchungen zur Komplexen Leistungsbewertung unter Berücksichtigung der Spezifität des Testverfahrens an ausgewählten Gruppen und Probanden von Leistungssportlern. Dissertation Arndt BM; Universität Greifswald 1985.
205. Pansold B, Zinner J, Gabriel BM: Zum Einsatz und zur Interpretation von Laktatbestimmungen in der Leistungsdiagnostik. *Theorie Praxis Leistungssports*; 23: 98-106, 1985.
206. Pansold B, Zinner J: Analysis and Validity of Sportspecific and Ergometric Incremental Test Programmes. In: Bachl N, Graham TE, Löllgen H (Hrsg.): *Advances in Ergometry*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag 1991.
207. Pansold BJ, Zinner J: Die Laktatleistungskurve ein Analyse- und Interpretationsmodell der Leistungsdiagnostik im Schwimmen. In: Clasing D, Weicker H, Böning D (Hrsg): *Stellenwert der Laktatbestimmung in der Leistungsdiagnostik*. Stuttgart, Jena, New York: Fischer 1994, 47-64.
208. Pendergast DR, di Prampero PE, Graig AB, Wilson DR, Rennie DW: Quantitative analysis of the front crawl in men and women. *J Appl Physiol*; 43: 475-479, 1977.

209. Pendergast DR, di Prampero PE, Graig AB, Rennie DW: The influence of selected biomechanical factors on the energy cost of swimming. In: Eriksson BB, Furberg (Hrsg): Swimming Medicine IV. Baltimore: University Park Press 1978.
210. Petersen B: Vasmotorische Reaktion und Tauchreflex. (Dissertation, Universität Kiel) Kiel: 1975, 1-3.
211. Pilegaard H, Domino K, Noland T, Juel C, Hellsten C, Halestrap AP, Bangsbo J: Effect of high-intensity exercise training on lactate/H⁺ transport capacity in human skeletal muscle. *Am J Physiol*; 276: 255-261, 1999.
212. Prandtl L: Führer durch die Strömungslehre. Braunschweig: Vieweg Verlag 1965.
213. Pugh LGC, Edholm OG: The physiology of channel swimmers. *Lancet*; 761-768, 1955.
214. Rasmussen J, Hanel B, Saunamaki K, Secher NH: Recovery of pulmonary diffusing capacity after maximal exercise. *J Sports Sci*; 10: 525-531, 1992.
215. Ray CA: Sympathetic adaptations to one-legged training. *J Appl Physiol*; 86: 1583-1587, 1999.
216. Reer R, Holz J, Rudolph K, Braumann K: The role of Spiroergometry in the Swim Flume as a Tool for performance diagnosis. Proceedings: 4th Annual Congress of the European College of Sport Science. Rome, 14-17 July, 1999.
217. Reer R, Schmidt B, Rudolph K, Braumann KM: The application of the rebreathing method during swim spiroergometry in the swimming flume and swimming pool. *Int J Sports med*; 20: 26, 1999.
218. Rennie DW, Pendergast DR, Di Prampero PE: Energetics of Swimming in man. *J Appl Physiol*; 40: 1, 1974.
219. Reichl K: Glykogenvorrat und -Schwund in menschlichen Skelettmuskelfasern. *Med u Sport*; 15-33, 1975.
220. Richter EA, Kienes B, Saltin B, Christensen NJ, Savard G: Skeletal muscle glucose uptake during dynamic exercise in humans: role of muscle mass. *Am J Physiol*; 254: 555-561, 1988.
221. Rivera MA, Albarran MA, Torres N: Stroke rate, distance per stroke, and velocity in infantile and juvenile swimmers. *Biomechanics; Microform Publ.*: 257-261, 1986.
222. Rodriguez FA: Maximal oxygen and cardiorespiratory response to maximal 400m free swimming, running and cycling tests in competitive swimmers. *J Sports Med Phys Fitness*; 40: 87-95, 2000.

223. Rost R, Hollmann W: Belastungsuntersuchungen in der Praxis. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag 1982.
224. Rost R, Lagerstrom D, Völker K: Die Fahrradergometrie und körperliches Training bei Herz-Kreislaufpatienten.
225. Rudolf K: Erfahrungen mit dem Stufentest nach Pansold bei Hochleistungsschwimmern. Olympiastützpunkt Hamburg (LKt 0996.doc9).
226. Rudolf K: Modelltraining im Schwimmkanal. Leistungssport; 2: 19-21, 1997.
227. Rudolph K: Zur Rennstruktur im Schwimmen. In: Freitag W (Hrsg.): Schwimmen und Optimieren. Fachbuchreihe der Deutschen Schwimmtrainer Vereinigung; 13: 182-212, 1997.
228. Saltin B, Astrand PO: Maximal oxygen uptake and heart rate in various types of muscular activity. J Appl Physiol; 16: 977-981, 1961.
229. Saltin B, Herrmannsen L: Glycogen stores and prolonged serve exercise. In: Physical activity and nutrition. Uppsala: Almqvist & Wiksell, 1967.
230. Saltin B, Gollnick PD: Skeletal muscle adaptability: significance for metabolism and performance. In: Handbook of Physiology. Section 10. Skeletal Muscle. Edited by Peachey LD, Bethesda MD, American Physiology Society 1983, 555.
231. Sargeant AJ, Rademaker ACHJ: Human muscle fiber types and mechanical efficiency during cycling. In: Steinacker M, Ward SA (eds.): The physiology and pathophysiology of exercise tolerance. New York: Plenum Press 1996.
232. Schiffsbautechnische Versuchsanstalt Hamburg: Messung der Kanalgeschwindigkeit und Bewertung der Messergebnisse. (Internes unveröffentlichtes Protokoll) Hamburg: 1998.
233. Secher NH: Maximal oxygen uptake rate during swimming and bicycling. In: Lewillu L, Clarys JP (Hrsg.): Swimming II. International Series on Sport sciences, volume 2. Baltimore: Uni park press 1975.
234. Secher NH, Mizuno M, Saltin B: Adaption of skeletal muscles to training. Bull Eur Physiopathol Respir; 20: 453-457, 1984.
235. Senberg J, Astrand PO, Ekblom B, Royce J, Saltin B: Hemodynamic response to work with different muscle groups, sitting and supine. J Appl Physiol; 22: 61-70, 1967.
236. Shepard RJ, Åstrand PO (Hrsg.): Ausdauer im Sport. Köln: Verlag Karl Hoffmann 1993.

237. Shimizu M, Myers J, Buchanan N, Walsh D, Kraemer M, McAules P, Froelicher VF: The ventilatory threshold: Method, protocol, and evaluator agreement. *Am Heart J*; 122: 509-516, 1991.
238. Silbernagel S: Taschenatlas der Physiologie. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag 1991, 24; 48-49; 246-247.
239. Simon G: Laktat zur aeroben und anaeroben Leistungsdiagnostik im Schwimmen. In: Clasing D, Weicker H, Böning D: Stellenwert der Laktatbestimmung in der Leistungsdiagnostik. Stuttgart, Jena, New York: Gustav Fischer Verlag 1994, 81-87.
240. Simon G: Prinzipien der aeroben Leistungsdiagnostik. *Dtsch Z Sportmed*; 49 (Sonderheft 1): 1998.
241. Simon G, Berg A, Dickhuth HH, Simon-Alt A, Keul J: Bestimmung der anaeroben Schwelle in Abhängigkeit vom Alter und der Leistungsfähigkeit. *Dtsch Z Sportmed*; 32: 7-14. 1981.
242. Simon G, Thiesmann M, Frohberger U, Clasing D: Ergometrie im Wasser – eine neue Form der Leistungsdiagnostik bei Schwimmern. *Dtsch Z Sportmed*; 1: 5-13, 1983.
243. Simon G, Thiesmann M: Ermittlung der aeroben Leistungsfähigkeit im Schwimmsport. *Leistungssport*; 3: 29-31, 1986.
244. Sleivert G, Mackinnon LT: The validation of backward extrapolation of submaximal oxygen consumption from the oxygen recovery curve. *Eur J Appl Physiol*; 63: 135-139, 1991.
245. Smith BW, McMurray RG, Symanski JD: A comparison of the anaerobic threshold of sprint and endurance trained swimmers. *J Sports Med*; 24: 94-99, 1984.
246. Stanley WC, Gertz EW, Wisneski JA, Morris DL, Neese R, Brooks GA: Lactate extraction during net lactate release in legs of human during exercise. *J Appl Physiol*; 60: 1116-1120, 1986.
247. Stegemann J: Leistungsphysiologie. Stuttgart: George Thieme 1977.
248. Stegemann J: Leistungsphysiologie. 3. überarbeitete Auflage. Stuttgart, New York: George Thieme 1984.
249. Stegemann J: Leistungsphysiologie. Physiologische Grundlagen der Arbeit und des Sport. Stuttgart: Thieme-Verlag 1991.
250. Stringer W, Wassermann K, Casaburi R: The $\dot{V}CO_2 / \dot{V}O_2$ relationship during heavy, constant work rate exercise the rate of lactic acid accumulation. *Eur J Appl Physiol*; 72: 25-31, 1995.

251. Sue DY, Wassermann K, Moricca RB, Casaburi R: Metabolic acidosis during exercise in patients with chronic obstructive pulmonary diseases. *Chest*; 94: 931-938, 1988.
252. Toussaint HM: Differences in propelling efficiency between competitive and triathlon swimmers. *Med Sci Sports Exerc*; 22: 409-415, 1990.
253. Toussaint HM, Beelen A, Rodenburg A, Sargeant AJ, de Groot G, Hollander AP, van Ingen-Schenau GJ: Propelling efficiency of front crawl swimming. *J Appl Physiol*; 65: 2506-2512, 1988.
254. Toussaint HM, Beek PJ: Biomechanics of Competitive Front Crawl Swimming. *Sports Med*; 13: 8-24, 1992.
255. Toussaint HM, Hollander P: Energetics of Competitive Swimming. *Sports Med*; 18: 384-405, 1994.
256. Toussaint HM, Knops W, de Groot G, Hollander AP: The mechanical efficiency of front crawl swimming. *Med Sci Sports Exerc*; 22: 402-408, 1990.
257. Toussaint HM, Meulemans A, de Groot G, Hollander AP, Schreurs AW, Vervoorn K: Respiratory valve for oxygen uptake measurements during swimming. *Eur J Appl Physiol*; 56: 363-366, 1987.
258. Toussaint HM, Vervonrn K: Effects of Specific High Resistance Training in the Water on Competitive Swimmers. *Int J Sports Med*; 11: 228-233, 1990.
259. Troup J, Daniels J, Mc Master W, Campell L, Troup S, Arredondo S, Duda L, Richardson AB. Performance profiles of Developing and Elite Swimmers in the United States. United States Swimming Sport Medicine Council, Colorado Springs, Colorado 1986.
260. Tschakovsky ME. Hughson RL: Interaction of Factors determining oxygen uptake at the onset of exercise. *J Appl Physiol*; 86: 1101-1113, 1999.
261. Ulmer, HV: Energetikdes menschlichen Körpers. In: Rohmert, WJ Rutenfranz (Hrsg): *Praktische Arbeitsphysiologie* 3. Auflage, Thieme-Verlag, Stuttgart 1983, 147-164.
262. Ulmer HV: Energiehaushalt. In Schmidt RF, Thews G (Hrsg.): *Physiologie des Menschen*. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag 1995a.
263. Ungerechts B: Über den Wert der Zugzahlermittlung im Schwimmsport. *Theor Prax Leistungssport*; 4: 130-135, 1980.
264. Van Ingen Schenau GJ, Cavanagh PR: Power equations in endurance sports. *J Biomech*; 23: 865-881, 1990.

265. Van Handel PJ, Katz A, Bradley PW: Aerobic economy and competitive performance of U.S. elite Swimmers. In: Ungerechts BE, Wilke K, Reischle K (eds): *Swimming Science V, Champin, Human Kinetics* 18: 219-220, 1988.
266. Wakayoshi K, Acquisto DJL, Cappaert JM, Troup JP: Relationship between oxygen uptake, Stroke Rate and Swimming Velocity in Competitive swimming. *Int J Sports Med*; 16: 19-23, 1995.
267. Wakayoshi K, Coshida T, Motoh Y, Miyashita M: Adaptation to six months of aerobic swim training. Changes in velocity, stroke rate, stroke length and blood lactate. *Int J Sports Med*; 14: 368-72, 1993.
268. Walsh ML, Banister EW: Possible Mechanisms of the Anaerobic threshold. *Sports Med*; 5: 269-302, 1988.
269. Walzer C, Strass D: Theoretische Begründung der Effizienz kurviger Armbewegungen. In: Strass D; Reischle K (Hrsg.). *Schwimmen 2000-III. 3. Fachtagung vom 07. bis 09.10.1998 in Herzogenhorn/Schw.: Verlag Uhlin* 1999, 19-32.
270. Wassermann K: Breathing during exercise. *N Engl J Med*; 298: 780-785, 1978.
271. Wasserman K, Beaver WL, Whipp BJ: Gas exchange theory and the lactic acidosis (anaerobic) threshold. *Circulation*; 81: 14-30, 1990.
272. Wasserman K, Hansen JE, Sue DY, Whipp B, Casaburi: *Principles of Exercise Testing and Interpretation. second Edition*; Waverly company 1994, 62-64.
273. Wasserman K, McIlroy MB: Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. *American J Cardiol*; 14: 844-859, 1964.
274. Wassermann K, Springer WW, Casaburi R, Koike A, Cooper CB: Determination of the anaerobic threshold by gas exchange: biochemical considerations, methodology and physiological effects. *Z Kardiol*; 83: 1-12, 1994.
275. Wasserman K, Whipp BJ, Davis JA: Respiratory physiology of exercise: metabolism, gas exchange and ventilatory control. In: *MTP International Review of Physiology-Respiratory Physiology III*: Widdicombe J (Hrsg.): University Park Press 1981, 149-211.
276. Wasserman K, Whipp BJ, Koyal SN, Beaver WL: Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J Appl Physiol*; 35: 236-243, 1973.
277. Weicker H: Theoretische Begründung der Effizienz kurviger Armbewegungen. In: Strass D; Reischle K (Hrsg.). *Schwimmen 2000-III. 3. Fachtagung vom 07. bis 09.10.1998 in Herzogenhorn/Schw.: Verlag Uhlin* 1999, 19-32.

278. Weicker H; Schubnell M: Sportmedizin im sportwissenschaftlichen Studium. Verlag Karl Hofmann Schorndorf; 142-166, 1979.
279. Weiss M, Jockers M, Barwich D, Weicker H: Das Stoffwechselverhalten und seine hormonelle Regulation auf der kurzen und langen Wettkampfstrecke im Schwimmen. Schweiz Z Sportmed; 33: 5-12, 1985.
280. Welch HG, Stainsby WN: Oxygen debt in contracting dog skeletal muscle. Resp Physiol; 3: 229-242, 1967.
281. Wilke DR: Equation describing power input by human as a function of duration of exercise. 1988
282. Wilke M, Madsen Ø: Das Training des jugendlichen Schwimmers. Schorndorf: Karl Hofmann 1997³, 161; 264-269.
283. Wilson JR, Fink L, Ferraro N, Dunkman WB, Jones RA: Use of maximal bicycle exercise testing with respiratory gas analysis to assess performance in patients with congestive heart failure or coronary artery disease or to idiopathic dilated cardiomyopathy. Am J Cardiol; 58: 601-606, 1986.
284. Yoshida T, Suda Y, Takeuchi N: Endurance training regimen based upon arterial blood lactate: effects on anaerobic threshold. Eur J Appl Physiol; 49: 223-230, 1982.
285. Zempel C: Eureka, I've found it! The physics of swimming faster. Triathlete; 18: 16, 1993.
286. Zintl F: Ausdauertraining. Grundlagen, Methoden, Trainingssteuerung. München, Wien, Zürich: BLV Verlagsgesellschaft mbH 1994, 66-69.

9. Anhang

Institut für Sport- und Bewegungsmedizin
Ärztlicher Leiter : Prof. Dr. med. K.-M. Braumann

Testprotokoll

ID:

Name:

Geburtsdatum:

Größe:

Gewicht:

ID- Laktat:

Hauptschwimmart:

Bestzeiten: Freistil 100m:

200m:

400m:

Trainingsjahre im Schwimmen.

Trainingseinheiten (wasser) pro Woche:

Test 3 min. Belastung. 1 min. Pause

Zeit	V (m/s)	Laktat	Hf	Frequenz	VO ₂	VCO ₂	VE
Ruhe	-----						
	1,10						
	1,19						
	1,28						
	1,37						
	1,46						
	1,55						
	1,64						
Nachatmung 4 min.							
Nachatmung 7 min.							

10.Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die durch ihren Rat und ihre Unterstützung, sowie durch ihre Teilnahme als Probanden entscheidend zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben. Ohne sie wäre eine Durchführung der Studie nicht möglich gewesen.

Herzlich danken möchte ich meinen Eltern und für ihren Unterstützung und Hilfestellung in allen Lebenslagen.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med K. - M. Braumann und Herrn Dr. med. R. Reer und ihrem Team für die Bereitstellung des Themas, die Mithilfe bei der praktischen Durchführung, die wertvollen Anregungen und die engagierte Betreuung. Auch für die kritische Durchsicht des Manuskripts und die hilfreichen Ratschläge bin ich sehr dankbar.

11. Lebenslauf

Name : Mohammed

Vorname : Yasser Ali Nour El Din Abd EL Hamid

Staatsangehörigkeit : ägyptisch

Geburtsdatum :24.02.1969

Geburtsort : Kairo

Adresse : Alsterdorfer str. 497- 22337. Hamburg

Ausbildung : 1986 : Allgemeine Hochschulreife in Kairo

1990 : Diplom in Leibestraining und Sportwissenschaft

1994 : Bachelore- Grad in Leibestraining und Sportwissenschaft an der Helwan Universität in Kairo.

Thema: Die Wirkung eines vorgeschlagenen Trainingsprogramms zur Entwicklung einiger physikalischer Parameter durch die Anwendung von Elektrostimulation und hypoxischem Training für Crawlschwimmer.

1996 : Zusage eines Ph D. Stipendiums in Leibestraining und Sportwissenschaft von der ägyptischen Regierung in Institut für Sport -und Bewegungsmedizin – Sportmedizin Abteilung - Universität Hamburg .

