

Michael Angermann, Christoph Lehmann, Hans Hoppeler, Christoph Däpp, Michael Vogt
Anatomisches Institut der Universität Bern

Oberkörperergometrie: spezifische Leistungsdiagnostik für Langläufer und Nordisch-Kombinierer

Zusammenfassung

Wir entwickelten ein neues langlaufspezifisches Oberkörperergometer, um die Ausdauerleistungsfähigkeit und die auftretenden Stockkräfte während der Doppelstockbewegung zu untersuchen. Ziel der Studie war es, ein Testprotokoll zu etablieren, mit dem man genau und reproduzierbar die langlaufspezifische Oberkörperleistungsfähigkeit messen kann. 9 trainierte Probanden, die mit der Doppelstocktechnik gut vertraut waren, nahmen an der Studie teil. Sie absolvierten 2 Stufentests mit maximaler Ausbelastung innerhalb von 2 Wochen. Die Maximal- und Submaximalwerte für Herzfrequenz, Ventilation, Sauerstoffaufnahme, Blutlaktatkonzentration sowie die maximale Leistungsfähigkeit zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen Test und Retest. Der Variationskoeffizient (\bar{V}) war bei submaximalen Belastungen grösser (5,0–12,9%) als bei Ausbelastung (2,5–9,4%). Keine statistisch signifikanten Unterschiede liessen sich bei den biomechanischen Parametern der Doppelstockbewegung (Maximalkraft, Stossfrequenz, Zeit bis Kraftmaximum, Stosszeit) nachweisen. Die Reproduzierbarkeit der Kraftmessung ist aber geringer ($\bar{V}=7,3\text{--}14,7\%$) als die der physiologischen Messungen. Die Studie zeigte, dass mit dem Langlaufergometer reproduzierbare Messungen der Maximalwerte gemacht werden können. Die physiologischen Submaximalwerte scheinen von der Stosstechnik abhängig zu sein.

Schlüsselwörter:

Leistungsdiagnostik, Skilanglauf, Oberkörperergometrie, Stockkraft

Schweizerische Zeitschrift für «Sportmedizin und Sporttraumatologie» 51 (4), 168–173, 2003

Summary

To test endurance performance and poling forces during double poling, we developed a new upper body ski ergometer. The aim of this study was to establish a reliable and valid protocol to test cross-country specific upper body power. 9 trained subjects familiar with double poling participated in the study. Within 2 weeks they did 2 graded tests to exhaustion. The maximal and submaximal values for heart rate, ventilation, oxygen consumption and blood lactate concentration did not differ significantly between test and retest. The coefficient of variation (\bar{V}) was higher during submaximal exercise (5.0–12.0%) than at exhaustion (2.5–9.4%). We did not find any statistically significant difference between the tests for the biomechanical parameters (peak force, time to peak force, poling time, and poling rate). Over all, the reproducibility of the force measurements is smaller ($\bar{V}=7.3\text{--}14.7\%$) than that of the physiological measurements. The study showed that we are able to accurately measure peak values with the ski ergometer. However, at submaximal exercise the physiological measurements seem to depend on the poling technique.

Key words:

performance testing, cross-country skiing, upper body ergometry, poling force

Einleitung

Verschiedene leistungsdiagnostische Verfahren und Testprotokolle kommen im Skilanglauf zur Anwendung [4]. Man unterscheidet dabei grob zwischen Feld- und Labortests. Labortests haben den Vorteil, dass sie unter kontrollierten, standardisierten Umgebungsbedingungen durchgeführt werden können. Dies ist eine wichtige Voraussetzung, um gültige Aussagen über den Trainingszustand eines Athleten machen zu können. Zur Testung der Ausdauerleistungsfähigkeit von Langläufern werden im Labor in ersten Linie Laufbandtests durchgeführt.

Die Langlauftechnik zeichnet sich durch einen grossen muskulären Ganzkörpereinsatz aus, resultierend in einer hohen maximalen Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_{2max}$). Die technische und sportmotorische Entwicklung im Skilanglauf deutet auf eine immer wichtiger werdende Oberkörperleistungsfähigkeit (OKL) hin [8, 9, 16]. Die Vortriebsleistung durch den Oberkörpereinsatz beträgt 50% und mehr [14]. Speziell für Nordisch-Kombinierer ist es effizient, die

OKL zu steigern, weil dadurch das skisprungspezifische Training der Beinmuskulatur (Explosivkraft) am wenigsten gestört wird. Verschiedene Arbeiten konnten zeigen, dass die aerobe und anaerobe OKL, gemessen im Feld oder im Labor auf spezifischen Langlaufergometern, eine sehr gute Voraussage über die Langlaufleistung ermöglicht [1, 2, 4, 6, 9, 11, 12, 15]. Ein hohes Verhältnis der maximalen Sauerstoffaufnahme des Oberkörpers ($\dot{V}O_{2peak}$) in Bezug auf die (Gesamtkörper-) $\dot{V}O_{2max}$ ist eine Leistungsvoraussetzung für den erfolgreichen Langläufer [6]. Eine ausgeprägt hohe aerobe und anaerobe OKL (Rumpf und Arme) ist deshalb für Langläufer von grösster Bedeutung.

Zur Messung der OKL wurden bisher verschiedenste sportart-spezifische Testgeräte und Prototypen eingesetzt [1, 3, 9, 16]. Mit dem Ziel, die langlaufspezifische OKL möglichst realistisch messen zu können, bauten wir ein spezielles Oberkörper-Langlauf-ergometer (OLE). Unseres Wissens ist weltweit derzeit nur ein vergleichbares Langlaufergometer im Einsatz [16]. Ziel dieser Arbeit ist es, ein reliables und valides Testprotokoll für die Bestimmung

der OKL zu etablieren. Anhand von physiologischen und biomechanischen Messungen wurde die Reproduzierbarkeit der Testergebnisse bei maximalen und submaximalen Belastungen überprüft.

Methode und Material

Probanden. Die Probandengruppe bestand aus 8 Männern und einer Frau (Alter 28 ± 6 Jahre, Gewicht 75 ± 6 kg). Alle Probanden waren trainiert und mit der Doppelstocktechnik gut vertraut, aber nur 6 der 9 Testpersonen bestritten regelmässig Langlaufwettkämpfe.

Langlaufergometer. Die Funktionsweise des OLE besteht darin, dass der Athlet mittels Doppelstock-Stosstechnik über zwei unabhängige Schlitten ein Kettensystem antreibt. Dieses ist an ein elektromagnetisch gebremstes Schwungrad (Ergoracer, Kettler, Deutschland) gekoppelt, über welches die Belastung gesteuert wird (Abb. 1). Die Schlitten gleiten, gelagert auf zwei Führungsschienen, praktisch widerstandslos. Durch die Trägheit des Schwungrades bleibt das System Schwungrad/Antriebskette auch während der Vorschwungphase in Bewegung und simuliert so den Vortrieb auf Schnee. Zur Überwindung des mechanischen Gerätewiderstandes treibt ein elektrischer Motor zusätzlich die Antriebskette an.

Da die Schlitten (Abb. 2, linkes Bild) eine gewisse Masse (~700 g) haben, ist es notwendig, diese am Ende des Stosses zu bremsen und wieder zu beschleunigen. Ohne Bremssystem würde die Muskulatur am Stossende exzentrisch belastet, und es wäre kaum möglich, eine bei hohen Belastungen erforderliche hohe Kadenz aufrecht zu erhalten. Deshalb verwenden wir am OLE ein pneumatisches Brems- und Rückstossystem (Abb. 2, rechtes Bild). Es besteht aus 2 Bolzen, die den linken und rechten Schlitten am Ende des Stosses abfangen und wieder nach vorne be-

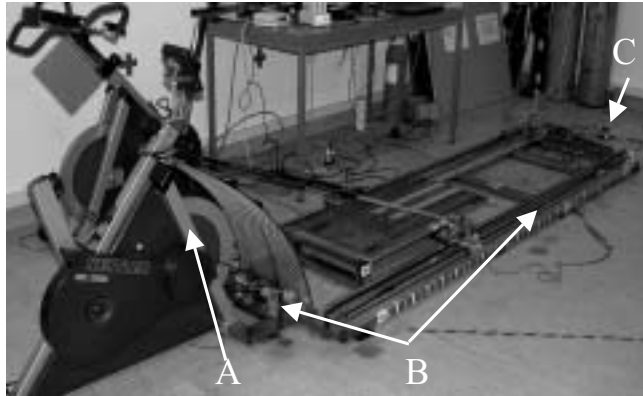


Abbildung 1: Ergometer zur Bestimmung der langlaufspezifischen Oberkörperleistungsfähigkeit. Modifiziertes Fahrradergometer zur Belastungssteuerung (A), Kettensystem mit Führungsschienen (B) und pneumatisches Brems- und Rückstossystem (C).

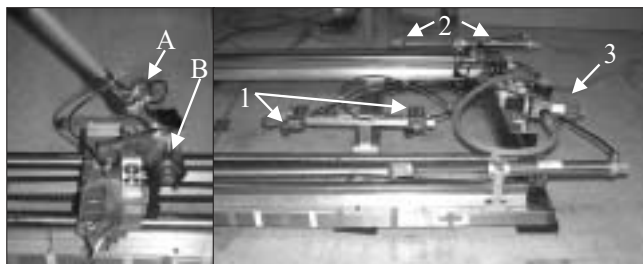


Abbildung 2: Das linke Bild zeigt den Schlitten, der den Stock mit dem Kettensystem verbindet; Kraftmessdose (A), Koppelung Stock-Kette mittels Zahnrad (B). In der rechten Abbildung ist das pneumatische Brems- und Rückstossystem dargestellt. Kontaktstellen für Belüftung und Entlüftung (1), Bolzen (2) und Luftzuleitung mit Reduzierventil (3).

schleunigen. Das Bremssystem wird mit Druckluft (8 bar) aus einer Pressluftflasche gespeist. Über 2 Kontakte, die der Schlitten beim Nach-vorne- bzw. Nach-hinten-Gleiten auslöst, werden die Bolzen entweder entlüftet (bremsen) oder belüftet (beschleunigen). Durch die Verwendung dieses Bremssystems wirkt der Doppelstockstoss am OLE sehr realitätsnah.

An den Stockenden sind eindimensionale Kraftaufnehmer (DMS U9B, Hottinger Baldwin Messtechnik, Deutschland) angebracht. Die Daten der Stockkräfte werden über einen Messwandler (Spider8, Hottinger Baldwin Messtechnik, Deutschland) direkt auf den Computer übertragen. Zu Beginn jedes Tests wurden die Messdosen mittels der Software (catman 3.1, Hottinger Baldwin Messtechnik, Deutschland) kalibriert.

Untersuchung. Jeder Proband absolvierte 2 Tests innerhalb von 2 Wochen. Zu Beginn des 1. Tests durften sich die Probanden für etwa 10 min bei einer niederen Belastung an das OLE gewöhnen. Die Stocklänge wurde individuell bestimmt und entspricht in etwa derjenigen bei der klassischen Technik.

Testprotokoll. Bewährt hat sich ein Stufenprotokoll bis zur Ausbelastung. Nach einer 2-minütigen Ruhephase folgte eine 3-minütige Aufwärmphase auf der ersten Belastungsstufe. 7 Männer begannen bei 50 W, die Frau und ein Mann bei 25 W. Nach der Aufwärmperiode startete der eigentliche Test. Die Stufendauer betrug 2,5 min, wobei nach jeder Belastungsstufe eine 30-sec-Messpause für die kapilläre Blutentnahme am Ohr und die Bestimmung des subjektiven Belastungsempfindens nach Borg folgte. Das Stufeninkrement lag bei 25 W. Die Probanden hatten die Aufgabe, während des ganzen Tests eine konstante Kettengeschwindigkeit zwischen 11 und 14 km/h aufrecht zu erhalten. Testabbruch erfolgte bei subjektiver Erschöpfung bzw. wenn die Kettengeschwindigkeit nicht mehr gehalten werden konnte. 2 min nach Testabbruch erfolgte eine letzte Laktatbestimmung.

Messungen. Bestimmt wurden die maximalen und submaximalen Werte der Respirationsparameter (K4b², Cosmed, Italien), des Blutlaktats (Lactate Pro, Axon Lab, Schweiz), der Herzfrequenz (Sport-Tester und S810, Polar, Finnland), des subjektiven Belastungsempfindens nach Borg (RPE 6-20) und der Stockkraft. Die Kraftmessung erfolgte auf jeder Stufe über 30 sec, beginnend 1 min vor Stufenende. Zur Ermittlung des durchschnittlichen Kraft-Zeit-Verlaufs pro Belastungsstufe wurden alle Stösse jedes Messintervalls gemittelt. Zusätzlich wurde die maximale Stockkraft (F_{peak}), die Zeit bis zum Kraftmaximum (TTP), die Stosszeit (t_{stoss}), die Zeit für einen ganzen Bewegungszyklus (t_{zykl}), die Zeit für das Nach-Vorne-Holen der Arme (t_{relax}) und die Stossfrequenz (f) bestimmt.

Statistik. Die Resultate sind als Mittelwerte (\pm Standardabweichung) angegeben. Als Mass für die Streuung wird der Variationskoeffizient (in Prozent) angegeben. Die Daten der Kraftmessung und die physiologischen Submaximalwerte wurden für die Belastungsstufen zwischen 50 und 175 W ausgewertet. Zum Vergleich der submaximalen Kurvenverläufe berechneten wir die Fläche unter den Kurven. Unterschiede zwischen den Tests sind mit dem gepaarten t-Test auf ihre Signifikanz überprüft worden. Zusammenhänge zwischen Test und Retest berechneten wir über alle vollständig absolvierten Belastungsstufen und werden mit dem Pearson-Korrelationskoeffizienten dargestellt. Das Signifikanzniveau lag bei $p < 0.05$. Für eine Testperson konnten aufgrund technischer Probleme die Respirationswerte nicht für die Auswertung verwendet werden. Die statistische Auswertung erfolgte unter Verwendung einer geeigneten Software (Statistica 6.1, StatSoft, USA).

Resultate

Physiologische Messung. Bei den Maximalwerten gibt es keine signifikanten Unterschiede zwischen Test und Retest (Tab. 1). Der Variationskoeffizient (\bar{V}) für die maximale Leistungsfähigkeit (P_{max}), die maximale Herzfrequenz (Hf_{peak}) und $\dot{V}O_{2peak}$ ist klein (~2.5%), wohingegen die maximale Ventilation ($V_{e_{peak}}$) und das Maximallaktat (La_{peak}) eine stärkere Streuung aufweisen ($\bar{V} = 6.4$ bzw. 9.4%).

		Test	Retest	Differenz (%)	V	r
P_{max}	(W/kg)	2.61 (0.6)	2.66 (0.6)	1.9	2.7	0.96**
VO_{2peak}	(ml/min/kg)	44.8 (5.3)	43.6 (4.2)	-2.5	2.3	0.98*
Hf_{peak}	(1/min)	178 (12)	179 (9)	0.7	2.1	0.82*
Ve_{peak}	(l/min)	147 (26)	155 (22)	5.4	6.5	0.88**
La_{peak}	(mmol/l)	9.8 (2.3)	10.4 (1.5)	6.2	9.4	0.75 [§]

Mittelwert (' SD), V (Variationskoeffizient), r (Korrelationskoeffizient), **p<0.01, *p<0.05, [§]p=0.053, n=8 (VO_{2peak}: n=7 wegen einer fehlerhaften Kalibrierung des O₂-Sensors)

Tabelle 1: Darstellung der physiologischen Maximalwerte (Test – Retest).

Im submaximalen Bereich zeigen sich ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen den Tests. Wir finden aber, dass beim Retest die O₂-Kurve eine tendenzielle Verschiebung nach unten aufweist (p = 0.052). Bei der Auswertung aller vollständig absolvierten Belastungsstufen finden wir einen engen signifikanten Zusammenhang (p < 0.01) für $\dot{V}O_2$: r = 0.95, Hf: r = 0.93 und La: r = 0.95 (Abb. 3), sowie für Ve: r = 0.93 und RPE: r = 0.96 zwischen Test und Retest. Im Submaximalbereich streuen die Werte mehr als bei den Maximalwerten ($\dot{V}O_2$: \dot{V} = 5.0%, Ve: \dot{V} = 6.0%, La: \dot{V} = 12.9%, Hf: \dot{V} = 4.8%).

Kraftmessung. Die biomechanische Analyse des Stockstosses zeigt im Stufentest folgendes Bild am Beispiel einer Versuchsperson (Abb. 4): F_{peak} steigt im submaximalen Bereich linear zur Belastung an, erhöht sich aber im Bereich der Ausbelastung kaum mehr. f wird bei niederen Belastungen nur geringfügig gesteigert. Mit zunehmender Belastung (\geq anaerobe Schwelle) wird sie aber immer mehr erhöht und erreicht ihr Maximum bei Belastungsabbruch. t_{zykl} und t_{relax} nehmen im Verlauf des Tests stetig ab. Nahezu unverändert über alle Belastungsstufen bleiben TTP und t_{stoss} .

Im Mittel zeigen sich keine signifikanten Veränderungen zwischen Test und Retest (Tab. 2). Die Streuung zwischen den beiden Tests ist aber relativ gross, was sich in hohen Variationskoeffizienten (7,3–14,7%) ausdrückt. Wir finden hohe Korrelationen (p < 0.01) für F_{peak} (r = 0.90), t_{zykl} (r = 0.88) und t_{relax} (r = 0.91). Schwächere Zusammenhänge (p < 0.01) findet man für TTP (r = 0.60), f (r = 0.69) und t_{stoss} (r = 0.54).

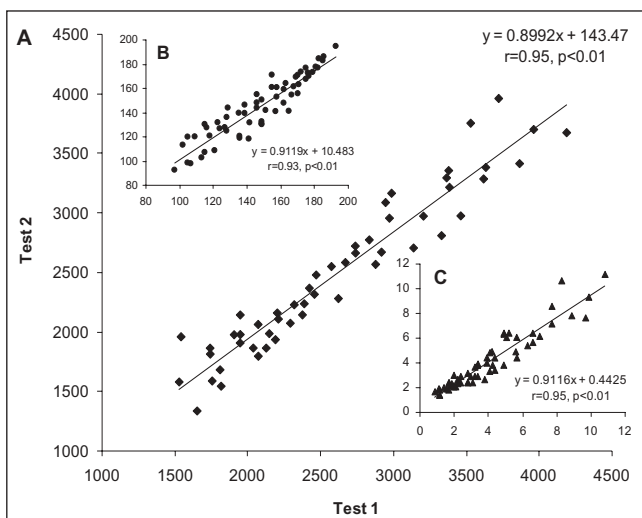


Abbildung 3: Test-Retest-Korrelationen für alle $\dot{V}O_2$ -Werte [ml/min] (A), Hf-Werte [1/min] (B) und Laktatkonzentrationen [mmol/l] (C). Test 1 ist jeweils auf der x-Achse aufgetragen, Test 2 auf der y-Achse.

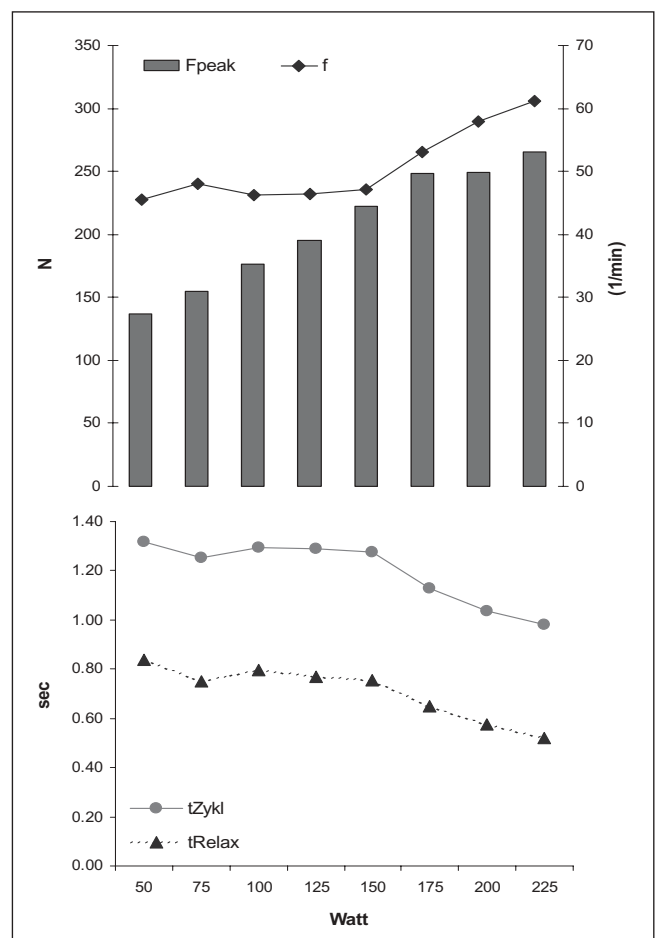


Abbildung 4: Beispiel einer Versuchsperson für die zeitliche und dynamische Gestaltung des Stockstosses bei unterschiedlichen Belastungen (50–225 W). Der Proband erreichte eine maximale Leistung von 248 W. Maximale Stockkraft (F_{peak}), Stossfrequenz (f), Zeit für einen Bewegungszyklus (t_{zykl}), Zeit für das Nach-vorne-Holen der Arme (t_{relax}).

Diskussion

Physiologische Messung

Allgemein. Das OLE ermöglicht die Durchführung einer standardisierten, langlaufspezifischen Oberkörperergometrie. Die Untersuchung zeigt, dass mit dem verwendeten Testprotokoll physiologische und biomechanische Daten reproduzierbar bestimmt werden können.

W	F_{peak} (N)		f (1/min)		TTP (sec)		t_{zykl} (sec)		t_{stoss} (sec)		t_{relax} (sec)	
	T1	T2	T1	T2	T1	T2	T1	T2	T1	T2	T1	T2
50	128 (28)	150 (42)	38 (11)	34 (8)	0.24 (0.07)	0.24 (0.06)	1.70 (0.49)	1.87 (0.57)	0.47 (0.10)	0.46 (0.07)	1.23 (0.52)	1.41 (0.60)
75	159 (38)	167 (35)	39 (12)	35 (8)	0.24 (0.06)	0.23 (0.06)	1.65 (0.48)	1.79 (0.47)	0.46 (0.07)	0.46 (0.07)	1.19 (0.50)	1.34 (0.51)
100	172 (49)	184 (34)	41 (14)	38 (8)	0.24 (0.07)	0.23 (0.05)	1.57 (0.39)	1.64 (0.32)	0.47 (0.08)	0.46 (0.05)	1.10 (0.41)	1.19 (0.36)
125	189 (49)	199 (38)	44 (13)	41 (8)	0.24 (0.07)	0.23 (0.05)	1.46 (0.33)	1.50 (0.26)	0.49 (0.08)	0.47 (0.05)	0.97 (0.34)	1.03 (0.30)
150	203 (45)	214 (37)	48 (11)	46 (8)	0.23 (0.04)	0.23 (0.05)	1.31 (0.25)	1.33 (0.22)	0.48 (0.05)	0.47 (0.05)	0.83 (0.25)	0.86 (0.26)
175	218 (41)	228 (31)	51 (10)	51 (9)	0.25 (0.05)	0.22 (0.04)	1.20 (0.19)	1.20 (0.18)	0.50 (0.07)	0.47 (0.06)	0.71 (0.18)	0.73 (0.21)
MW 50-175	178 (41)	190 (36)	43 (12)	41 (8)	0.24 (0.06)	0.23 (0.05)	1.48 (0.34)	1.56 (0.35)	0.48 (0.08)	0.46 (0.06)	1.00 (0.36)	1.09 (0.37)

MW (Mittelwert von 50-175 W), Test 1 (T1), Retest (T2), n=9

Tabelle 2: Darstellung der Kraftwerte im Submaximalbereich (Test – Retest).

Reliabilität. Die Unterschiede zwischen Test und Retest sind für $\dot{V}O_{2peak}$, P_{max} und Hf_{peak} statistisch nicht signifikant. Ein \dot{V} von 2,3% für $\dot{V}O_{2peak}$ ist mit Werten vergleichbar, die Wisloff and Helgerund [16] gefunden haben (\dot{V} ~2,5%). Grössere, statistisch aber ebenfalls nicht signifikante Test-Retest-Differenzen findet man für $V_{e_{peak}}$ und die maximale Laktatkonzentration. Dies kann auf eine unterschiedlich hohe Ausbelastung einzelner Testpersonen zurückgeführt werden. Erklären kann man diesen Umstand dadurch, dass sich einige Probanden beim 2. Test subjektiv besser fühlten und mit dem OLE besser vertraut waren. Ebenso schien die Herausforderung, das vorhergegangene Testresultat zu übertreffen, die Probanden zusätzlich zu motivieren. Die Variabilität wird bestimmt durch verschiedene nicht kontrollierbare Grössen wie z.B. die Tagesverfassung des Athleten oder die Messgenauigkeit des Gasanalysators. Unter der Berücksichtigung der biologischen und technischen Variabilität schliessen wir aus unseren Daten, dass man mit dem OLE exakt und reproduzierbar messen kann.

Vergleicht man die beiden Tests über alle Belastungsstufen, findet man für alle physiologischen Parameter eine hohe Korrelation ($r > 0.90$, $p < 0.01$). Bei einer Belastung über 100 W zeigt sich aber bei Test 2 aufgrund eines geringeren $\dot{V}O_2$ (-5%) eine Tendenz zu einer verbesserten Effizienz. Dies kann mit einer Veränderung der Stosstechnik zusammenhängen (siehe Diskussion der Kraftdaten). Wir konnten feststellen, dass die Probanden unterschiedliche Stosstrategien wählen. Diese haben speziell bei submaximalen Belastungen direkten Einfluss auf die physiologischen Werte wie z.B. die $\dot{V}O_2$. Es ist biomechanisch günstiger, bei F_{peak} einen kleineren Einsteckwinkel zu haben. Dadurch wirkt ein grösserer Teil der aufgewendeten Kraft als Vor- bzw. Antrieb, und der Proband stösst somit ökonomischer. Verändert ein Proband seine Stosstechnik von Test zu Test sehr stark, muss man die physiologischen Submaximalwerte kritisch auf ihre Vergleichbarkeit hin betrachten. Andererseits ist es dadurch möglich, mit dem OLE die Stosseffizienz gezielt zu optimieren. Wisloff and Helgerund [16] führten bei ihrer Validierungsstudie für ein OLE 3 Tests durch. Sie fanden keinen signifikanten Zusammenhang für die $\dot{V}O_2$ bei submaximalen Belastungen zwischen Test 1 und 3, aber zwischen Test 2 und 3. Daraus schlussfolgerten sie, dass es durch den 1. Test zu einem Lerneffekt kam, der speziell die Resultate des 2. Tests

beeinflusste. Die Erfahrungen unserer Probanden mit dem OLE waren unterschiedlich. Wir können nicht ausschliessen, dass ein Lerneffekt (stosstechnische Anpassung) auftrat und empfehlen daher, vor dem erstmaligen Gebrauch des Gerätes eine Testgewöhnung durchzuführen.

Validität. Um die Validität der Messungen am OLE zu überprüfen, müsste man korrekterweise Vergleichsmessungen im Feld auf Schnee bzw. mit Rollski durchführen. Solche Vergleiche wurden aber im Rahmen dieser Studie nicht angestellt. Wisloff and Helgerund [16] überprüften ihre Ergebnisse am OLE mittels eines Doppelstocktests auf Schnee. Sie stellten keine signifikanten Unterschiede für $\dot{V}O_{2peak}$ und La_{peak} fest. Signifikante Unterschiede fanden sie aber für $V_{e_{peak}}$ und Hf_{peak} , die sie auf unterschiedliche Umgebungsbedingungen (Temperatur) bzw. Messapparaturen für die Gasanalyse zurückführten.

Andere Arbeitsgruppen fanden höhere Werte für $\dot{V}O_{2peak}$ (ml/kg/min) 63.2 [16], 56.3–61.9 [17], 60.4–63.2 [1], 64.8–68.5 [9] als wir in unserer Studie (~44). Ein Grund für die niedrigeren Werte in unserer Studie könnte sein, dass unsere Probanden im Kollektiv schlechter trainiert waren. Ein anderer Grund könnte in der Verwendung unterschiedlicher Stosstechniken liegen. In der Praxis kann man grundsätzlich 2 verschiedene Stosstechniken ausmachen: 1. niederfrequentes Stossen mit geringem Beineinsatz und vollständigem Armeinsatz (-schwung) nach hinten und 2. hochfrequentes Stossen mit deutlicher Hoch-Tief-Bewegung und unvollständigem Armeinsatz. Diese Techniken unterscheiden sich besonders in der Grösse der aktiven Muskelmasse. Je mehr Muskelmasse beim Stossen involviert ist (Technik 2), desto höher ist $\dot{V}O_{2peak}$. Im weiteren vermuten wir, dass unser Testprotokoll (hohes Stufeninkrement mit relativ kurzer Stufendauer) dazu führte, dass die Probanden aufgrund vorzeitiger muskulärer Erschöpfung, kardiorespiratorisch nicht völlig ausbelastet wurden. Dies kann man an den tieferen $V_{e_{max}}$ Werten (151 l/min vs. 164.4 [16], 190 [17], 158–161 [9]) und Hf_{max} Werten (179 l/min vs. 189 [16], 188 [17], 177 [1], 183 [9]) im Vergleich zu anderen Studien sehen. Im Gegensatz dazu ist die maximale Laktatkonzentration (mmol/l) in unserer Studie höher (10.1 vs. 6.8 [16], 7.0 [17]), was auf eine hohe lokale Muskelbeanspruchung und eine ausgeprägte Aktivierung des anaeroben Stoffwechsels schliessen lässt. Auf der anderen Seite er-

reicht man durch ein hohes Stufeninkrement höhere Werte für P_{max} (W), was sich im Vergleich zu anderen Studien bestätigt (205 vs. 176.5 [16], 195–198 [1]). Wir spekulieren, dass es dadurch zu einer langandauernden, hohen Muskelanspannung und folglich zu einer peripheren O_2 -Transportlimitierung kommt, was auch mit den Befunden von Wisloff and Helgerund [17] übereinstimmt. Im Gegensatz dazu berichten Mygind et al. [9] von P_{max} -Werten zwischen 225–254 W zugleich mit den höchsten Werten für $\dot{V}O_{2peak}$.

Kraftmessung

Allgemein. Die Messung der Stosskraft ermöglicht die biomechanische Analyse der Doppelstockbewegung. Gemäss subjektiver Einschätzung durch Athleten und Trainer kann der Doppelstockstoss auf dem OLE realitätsnah simuliert werden. Einzig das raumgreifende Einstecken der Stöcke, bei dem man versucht, den Schwerpunkt zu Beginn des Stosses vor die Füße zu bekommen, stellte sich als koordinativ schwierig heraus. Zu Beginn der Stossbewegung entsteht durch die Trägheit des Kettensystems und der Kraftübertragung vom Rumpf auf die Arme eine exzentrische Belastung der Ellbogenstreck- und Schultergürtelmuskulatur. Deshalb verspürten einige Probanden nach erstmaliger Testdurchführung einen Muskelkater.

Reliabilität. Die zu erbringende Leistung wird über ein handelsübliches, umgebautes Fahrradergometer gesteuert. Dies geschieht, indem das Schwungrad des Fahrradergometers mit dem Kettensystem des OLE verbunden ist. Da aber das gesamte Antriebssystem einen umdrehungsabhängigen Eigenwiderstand hat und sich dieser von Test zu Test theoretisch verändern kann (z.B. über die Kettenspannung), stimmt die angezeigte Belastung am Display des Fahrradergometers nicht mit der effektiven Belastung überein. Durch den Einsatz eines Elektromotors, der den mechanischen Eigenwiderstand des OLE überwindet und über ein Reglersystem kontrolliert wird, konnte dieses Problem behoben werden. Die Genauigkeit der Belastungssteuerung wurde mittels Summation aller positiven Kraftwerte pro Belastungsstufe geteilt durch die Messdauer (30 sec) ermittelt. Im Mittel veränderte sich dieser Wert praktisch nicht (Test 1: 1997, Test 2: 1981; $\dot{V} = 7,5\%$). Wir können daraus schliessen, dass die Belastungssteuerung mit dem gewählten System genau und reproduzierbar ist. Die anderen Werte der Kraftmessung (F_{peak} , TTP , f , t_{stoss} und t_{relax}) hängen von der Stosstechnik des Probanden ab und sind daher unterschiedlich genau reproduzierbar. Auch hier könnte eine Testgewöhnung die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse erhöhen.

Validität. Leider stellen Wisloff and Helgerund [17] in ihrer Arbeit die Messungen der Stockkraft nicht numerisch dar. Vergleicht man qualitativ ihr Kraft-Zeit-Diagramm mit unserem (Abb. 5), kann man jedoch eine gute Übereinstimmung feststellen. Detaillierte biomechanische Daten der Doppelstockbewegung präsentieren Millet et al. [8]. Sie untersuchten an einer Gruppe männlicher Langläufer unterschiedliche Langlauftechniken bei verschiedenen Laufgeschwindigkeiten (13, 16, 19 km/h) und einer konstanten Steigung von 2,1%. Dabei fanden sie ansteigende Werte für F_{peak} (von ~27 bis 32% des Körpergewichts) und f (von ~45 bis 80 1/min) und eine Abnahme von t_{relax} (von 0.9 bis 0.5 sec) mit zunehmender Laufgeschwindigkeit. Mit der Einschränkung, dass unsere Werte nur bis zu submaximalen Belastungen ausgewertet wurden, stehen diese Angaben in guter Übereinstimmung mit unseren Resultaten (F_{peak} von 18 bis 29% des Körpergewichts, f von 34 bis 51 1/min). Bei unserer Studie ist t_{relax} länger (1.41 bis 0.71 sec), sinkt aber auch unter 0.6 sec bei Belastungen über 175 W.

Stosstechnik. Die Probanden hatten keine Vorgaben bezüglich der Stosstechnik. Sie sollten nur versuchen, so ökonomisch wie möglich zu stossen. Erfahrene Langläufer tendieren schon bei tiefen Belastungen zu einer hohen Stossfrequenz. Die auffälligsten Unterschiede in der Stosstechnik zwischen den einzelnen Probanden findet man für die maximale Stosskraft (F_{peak}) und die Stossfrequenz (f). Gemittelt von 50–175 W fanden wir für F_{peak} Extremwerte von 1.8–3.2 N/kg und für f von 31–70 (1/min). Diese Differenzen haben speziell bei den niederen Belastungsstufen direkten Einfluss auf die zeitliche Gestaltung des Stosses. Obwohl

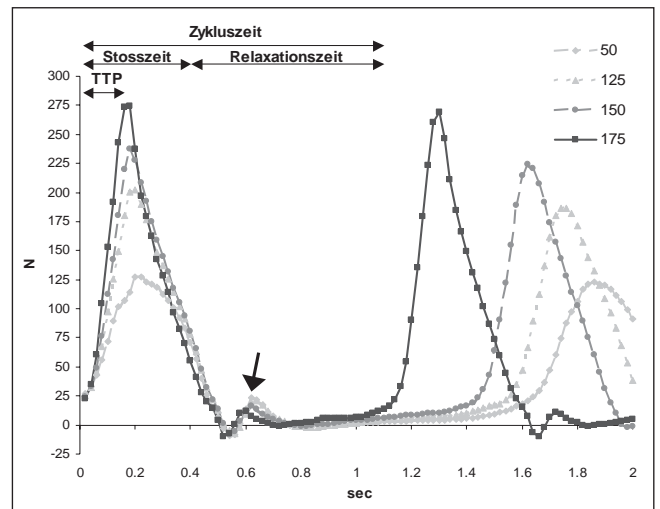


Abbildung 5: Typischer Kraft-Zeit-Verlauf des Stockstosses einer Versuchsperson bei verschiedenen Belastungen (50–175 W). Mit dem Pfeil markiert ist die Beschleunigungskraft, die der Bolzen des Brems- und Rückstossystems am Ende der Stossphase auf den Stock ausübt.

es keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen Test und Retest gibt, zeichnen sich bezüglich der stosstechnischen Anpassung beim Retest folgende Tendenzen ab: F_{peak} wird erhöht (+7%, $p = 0.086$), TTP (–5%, $p = 0.485$) und t_{stoss} reduziert (–3%, $p = 0.547$). In der Praxis würde das bedeuten, dass ein kräftiger schneller Stockstoss mehr Zeit schafft, sich während des Vorschwings der Arme zu erholen. Die verlängerte Relaxationszeit bei Test 2 (+9%, $p = 0.157$) unterstützt diese Interpretation, und die geringere submaximale $\dot{V}O_2$ bzw. verbesserte Effizienz beim Retest zeigen, dass diese Stosstrategie zumindest am OLE ökonomischer ist.

Testprotokoll

Aufgrund der gewonnenen Erkenntnisse sind wir in der Lage, das Testprotokoll an verschiedene Leistungsklassen anzupassen (Tab. 3). Wir schlagen vor, die Stufendauer um 30 sec zu verlängern, um dadurch 1. den Abbruchzeitpunkt bei Ausbelastung zuverlässiger bestimmen zu können, und 2. die Höhe von P_{max} gegenüber der kürzeren Stufendauer zu reduzieren. Wir erwarten, dass bei niedrigeren Werten für P_{max} die lokale Kraftausdauer der Oberkörpermuskulatur weniger leistungslimitierend wirkt und der Proband dadurch näher an seine maximale aerobe Kapazität des Oberkörpers herankommt. Unterschiedliche Einstiegsbelastungen und Stufeninkremente sollen gewährleisten, dass die Laktat-Leistungs-Kurve genügend Messpunkte enthält und zu Beginn des Tests flach verläuft. Zusätzlich wird die Aufwärmzeit von 3 auf 5 min verlängert, um in eine stabile Stoffwechsellage zu kommen.

Perspektiven

Das OLE hat sich in der Praxis über ein weites Leistungsspektrum bewährt. Das gewählte Testdesign ermöglicht die Testung der langlaufspezifischen OKL in Form eines Stufentests. Dabei können physiologische und biomechanische Daten zeitgleich von einer Person erhoben werden. Das Gerät ist aber relativ wartungsintensiv. Die Kettenspannung muss regelmässig kontrolliert und Verschleisssteile (z.B. Zahnräder) ausgewechselt werden. Zusätzlich zur Anzeige der Umdrehungszahl am Fahrradergometer müsste man noch einen Frequenzzähler anbringen, damit der Proband jederzeit seine aktuelle Stossfrequenz kontrollieren kann. Mit einer höheren Kettengeschwindigkeit wäre es wahrscheinlich möglich, die Doppelstockstossbewegung noch realistischer zu simulieren. Die biomechanische Analyse könnte man noch wesentlich erweitern, indem man die Kraftmessung mit einer Videoaufzeichnung koppelt. Dadurch könnten Aussagen über die Stossstrecke

	Leistungsfähigkeit	Einstiegsbelastung	Stufeninkrement	Stufendauer
Männer	„Sehr gut“	100 W	25 W	3 min 30 sec
	„Mittel“	50 W	25 W	3 min 30 sec
	„Gering“	30 W	20 W	3 min 30 sec
Frauen	-	30 W	20 W	3 min 30 sec

Die Messpause beträgt jeweils 30sec, das Aufwärmen auf der 1. Belastungsstufe 5min. Die Leistungsfähigkeit bezieht sich auf das Langlaufen („Sehr gut“ = internationales Niveau, „Mittel“ = nationales Niveau, „Gering“ = Anfänger).

Tabelle 3: Vorschlag für leistungsabhängige Testprotokolle.

und den Stockwinkel beim Einstecken der Stöcke bzw. bei F_{peak} gemacht werden. Aus der Stossstrecke liessen sich die Stoss-geschwindigkeit und die Leistung errechnen.

Die weiter oben erwähnten exzentrischen Belastungsspitzen zu Beginn des Stosses könnten auch als positiver Trainingsstimulus angesehen werden. Wir spekulieren, dass durch regelmässiges Training am OLE der Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus und somit die Explosivkraft des Doppelstockstosses verbessert wird. Diese Anpassung erfolgt auf neuromuskulärer Ebene und bewirkt eine Verkürzung von TTP sowie eine Verbesserung von F_{peak} . Dadurch verbessert sich auch die Arbeitsökonomie, und es kommt zu einer Leistungssteigerung [5, 10, 13]. Der schnelleren Kontraktionsfähigkeit der Muskelfasern, die mit den oben genannten Adaptationen einhergeht, wird auch ein protektive Wirkung gegenüber exzentrischen Belastungen auf struktureller Ebene zugeschrieben [7].

Danksagung

Wir danken den Probanden für ihren motivierten und flexiblen Einsatz während der Studie. Folgende Institutionen unterstützten dieses Projekt: Eidgenössische Sportkommission, Swiss Olympic und Swiss Ski.

Korrespondenzadresse:

Michael Angermann, Anatomisches Institut der Universität Bern, Bühlstrasse 26, CH-3012 Bern, Tel. 031 631 84 68
E-Mail: michael.angermann@uibk.ac.at

Literaturverzeichnis

- 1 Bilodeau B., Roy B., Boulay M.R.: Upper-body testing of cross country skiers. *Med. Sci. Sports Exerc.* 27: 1557–1562, 1995.
- 2 Gaskill S.E., Serfass R.C., Rundell K.W.: Upper body power comparison between groups of cross-country skiers and runners. *Int. J. Sports Med.* 20: 290–294, 1999.
- 3 Haug R.C., Porcari J.P., Brice G., Terry L.: Development of a maximal testing protocol for the nordic track cross-country ski simulator. *Med. Sci. Sports Exerc.* 31: 619–623, 1999.
- 4 Heitkamp H.Ch., Moll D., Niess A., Horstmann T., Mayer F., Dickhuth H.-H.: Leistungsdiagnostische Tests und Wettkampffprognose im Skilanglauf. *Dtsch. Zschr. Sportmed.* 49: 347–350, 1998.
- 5 Hoff J., Gran A., Helgerud J.: Maximal strength training improves aerobic endurance performance. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 12: 288–295, 2002.
- 6 Mahood N.V., Kenefick R.W., Kertzer R., Quinn T.J.: Physiological determinants of cross-country ski racing performance. *Med. Sci. Sports Exerc.* 33: 1379–1384, 2001.
- 7 McHugh M.P.: Recent advances in the understanding of repeated bout effect: the protective effect against muscle damage from a single bout of eccentric exercise. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 13: 88–97, 2003.
- 8 Millet G.Y., Hoffman M.D., Candau R.B., Clifford P.S.: Poling forces during roller skiing: effects of technique and speed. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30: 1645–1653, 1998
- 9 Mygind E., Larsson B., Klausen T.: Evaluation of a specific test in cross-country skiing. *J. Sport Sci.* 9: 249–257, 1991.
- 10 Osteras H., Helgerud J., Hoff J.: Maximal strength-training effects on force-velocity an force-power relationship explain increases in aerobic performance in humans. *Eur. J. Appl. Physiol.* 88: 255–263, 2002.
- 11 Rundell K.W.: Differences between treadmill running and treadmill roller skiing. *J. Strength Cond. Res.* 10: 167–172, 1996.
- 12 Rundell K.W.: Treadmill roller ski test predicts biathlon roller ski race results of elite US biathlon women. *Med. Sci. Sports Exerc.* 27: 1302–1310, 1995.
- 13 Sale D.G.: Neural adaptation to strength training. In: Komi P.V. (Hrsg.) *Strength and Power in Sport*, 2. Auflage, Blackwell, Berlin, 2003.
- 14 Smith G.A., Nelson R.C., Feldman A., Rankinen J.L.: Analysis of V1 skating technique of Olympic cross-country skiers. *Int. J. Sports Biomech.* 5: 185–207, 1989.
- 15 Staib J.L., Im J., Caldwell Z., Rundell K.W.: Cross-country ski racing performance predicted by aerobic and anaerobic double poling power. *J. Strength Cond. Res.* 14: 282–288, 2000.
- 16 Wisloff U., Helgerud J.: Evaluation of a new upper body ergometer for cross country skiers. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30: 1314–1320, 1998.
- 17 Wisloff U., Helgerud J.: Methods for evaluation peak oxygen uptake and anaerobic threshold in upper body of cross country skiers. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30: 963–970, 1998.