

Nicolas Wirtz, Sebastian Buitrago, Heinz Kleinoeder, Joachim Mester

Deutsches Forschungszentrum für Leistungssport, Institut für Trainingswissenschaft und Sportinformatik, Abteilung Kraftdiagnostik und Bewegungsforschung, Deutsche Sporthochschule Köln

Auswirkungen klassischer Krafttrainingsmethoden auf die Sauerstoffaufnahme während und nach einmaligen, erschöpfenden Belastungen

Zusammenfassung

Verschiedene Zusatzlasten und Bewegungsgeschwindigkeiten definieren ein weites Spektrum von Kraftbelastungen. Es wurden vier klassische Methoden aus der Trainingspraxis standardisiert: Schnellkraftausdauer (SKA: 55% 1RM mit einer Wiederholungsgestaltung konzentrisch–isometrisch–exzentrisch–isometrisch von v_{\max} -1-1-1); Kraftausdauer (KA: 55% 1RM mit 4-1-4-1); Hypertrophie (HYP: 75% 1RM mit 2-1-2-1); Maximalkraft (MAX: 85% 1RM mit v_{\max} -1-1-1). Eine Standardisierung umfasste – neben den klassischen Trainingsnormativen – auch *range of motion* (ROM), *time under tension* (TUT) und die Vorgabe der zeitlichen Anteile für jede Kontraktionsphase innerhalb einer Wiederholung (konzentrisch–isometrisch–exzentrisch–isometrisch). Durch diese Vorgabe und das von der Gelenkwinkelstellung abhängige ROM werden die Gelenkwinkelgeschwindigkeiten vom *articulatio humeri* und *articulatio cubiti* der Probanden gleich gehalten. Die Vorgabe erfolgt durch ein Biofeedbacksystem. Auf diese Weise werden die mechanischen Anforderungen interindividuell vergleichbar gemacht und lassen so methodenspezifische Vergleiche hinsichtlich metabolischer und mechanischer Anforderungen zu. Zehn männliche Probanden ($27,3 \pm 3,2$ Jahre) führten alle o.g. Belastungen an verschiedenen Versuchstagen bis zur maximalen Ausbelastung durch. Physikalische Leistung, Herzfrequenz (HF), $\dot{V}O_2$ während und 30 min nach der Belastung und Belastungszeit wurden erfasst. HF_{\max} unterschieden sich nicht voneinander (HYP: 127 ± 29 S/min; SKA: 125 ± 19 S/min; KA: 122 ± 14 S/min; HYP: 127 ± 29 S/min; MAX: 133 ± 16 S/min). Die mechanische Leistung ist bei den Belastungen mit maximal schneller Ausführung (SKA: 292.0 ± 82.1 W; MAX: 260.5 ± 93.5 W) höher als bei den anderen Belastungen (KA: 39.7 ± 3.2 W; HYP: 89.7 ± 13.0 W). $\dot{V}O_2$ ist nur bei SKA (924 ± 171 ml/min) signifikant höher als bei den drei anderen Belastungen, welche sich hinsichtlich $\dot{V}O_2$ nicht signifikant voneinander unterschieden (MAX: 743 ± 138 ml/min; KA: 707 ± 157 ml/min; HYP: 748 ± 154 ml/min). Eine Erklärung für die ausschliesslich bei SKA erhöhte $\dot{V}O_2$ ist in der hohen Beschleunigung in der konzentrischen Phase der Bewegungsausführung zu sehen, die durch die geringe Zusatzlast (55% 1RM) zustande kam. Diese kann zu einem erhöhten Blutfluss in der arbeitenden Muskulatur durch die Unterbrechung der TUT am Ende der konzentrischen Phase führen und lässt möglicherweise eine erhöhte aerobe Energiebereitstellung bei SKA im Vergleich mit den anderen Belastungen zu.

Abstract

In general, performances can be characterized by various additional loads and movement velocities. Four practically applied strength training methods (fast force endurance [SKA]; strength endurance [KA]; hypertrophy [HYP]; maximum strength [MAX]) were standardized accordingly. The standardization includes – in addition to the classic descriptors of training – also the range of motion (ROM), time under tension (TUT) and the fractional and temporal distribution of the contraction modes per repetition (shortening–isometric–lengthening–isometric). By this standard and by the ROM-based joint angle position, the joint angle velocities of *articulatio humeri* and *articulatio cubiti* of the subjects were kept constant. This was provided by a biofeedback system, and the mechanical requirements were inter-individually comparable and performance-specific comparisons of metabolic and mechanical requirements could be made. Ten male subjects (27.3 ± 3.2 years) performed the different performances in one exhaustive bout at different experimental days. Physical power, heart rate (HR), $\dot{V}O_2$ during and 30 min after the bout and the duration of the bout were recorded. HR_{\max} did not differ significantly between the performances (HYP: 127 ± 29 bpm; SKA: 125 ± 19 bpm; KA: 122 ± 14 bpm; HYP: 127 ± 29 bpm; MAX: 133 ± 16 bpm). The mechanical power of the performances with the highest movement velocity (SKA: 292.0 ± 82.1 W; MAX: 260.5 ± 93.5 W) was higher than the other performances (KA: 39.7 ± 3.2 W; HYP: 89.7 ± 13.0 W). $\dot{V}O_2$ was significantly higher only for SKA (924 ± 171 ml/min) in comparison with the other three performances, which did not significantly differ in terms of $\dot{V}O_2$ (MAX: 743 ± 138 ml/min; KA: 707 ± 157 ml/min; HYP: 748 ± 154 ml/min). The increased $\dot{V}O_2$ of SKA can be explained by a high acceleration during the concentric phase of the movement as a result of the small additional load (55% 1RM). A possible explanation is an increased blood flow to the working muscles by the interruption of TUT at the end of the concentric phase. This may result in an increased aerobic energy supply for SKA in comparison with the other performances.

Schweizerische Zeitschrift für «Sportmedizin und Sporttraumatologie» 57 (3), 108–112, 2009

Einleitung

Im Gegensatz zu aeroben Leistungsanforderungen bei Ausdauerbelastungen, die oft mit dem Erreichen eines *steady state* einhergehen, gibt es vergleichsweise wenige Untersuchungen, welche die

Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_2$) bzw. den Energieumsatz während und nach Kraftbelastungen untersucht haben. Diese haben meist im Rahmen von Trainingseinheiten $\dot{V}O_2$ während und nach Kraftbelastungen gemessen, um so den Energieumsatz einschätzen zu können. Dabei verglichen verschiedene Studien Kraft- und Aus-

dauerbelastungen [3;6;7;12] bzw. -trainierte [19, 20] oder gingen auf die Effekte unterschiedlicher unabhängiger Variablen auf physiologische Parameter ein. Intensität [11;13;17;21], Wiederholungszahl [21], Belastungsumfang [9] und Pausenlänge [10] wurden in verschiedenen Trainingseinheiten variiert, um die Abhängigkeit von $\dot{V}O_2$, der Herzfrequenz (HF) und der aus energetischer Sicht ebenfalls wichtigen Blutlaktatkonzentration zu messen.

Nach dem Modell von Toigo & Boutellier [22] sollen neben den in bisherigen Studien beschriebenen klassischen Trainingsnormativen zusätzlich die mechanischen Anforderungen und metabolischen Bedingungen kontrolliert werden. Daher müssen zusätzlich *time under tension* (TUT), *range of motion* (ROM) und die zeitlichen Anteile jeder Kontraktionsphase innerhalb einer Wiederholung standardisiert werden. Dies ist möglich über ein Biofeedbacksystem. Eine Einteilung der standardisierten Belastungen in Krafttrainingsmethoden stellt den Bezug zur Trainingspraxis her. Die Methoden sind hinsichtlich der Belastungsnormative weit interpretierbar (z.B. HYP: 40–85%, langsam bis schnell). Daher muss zunächst eine präzise Charakterisierung der Belastungen vorgenommen werden (Tab. 1), wobei die Begriffe Hypertrophie, Schnellkraft und Kraftausdauer oft verwendet werden, ohne dass sie physiologisch präzise definiert wurden. Während der Belastungen wurde über Kraft- und Wegaufnehmer am Krafttrainingsgerät die mechanische Leistung in den konzentrischen Phasen ermittelt und $\dot{V}O_2$ bis 30 min nach Belastungsabbruch gemessen.

Zusammenfassend bestand die Zielstellung der Arbeit darin, die mechanisch erbrachte Leistung bei den vier standardisierten durchgeführten Belastungsarten (s.o.) zu ermitteln und $\dot{V}O_2$ zu vergleichen.

Material und Methoden

Standardisierung der Belastungsarten

Die vier untersuchten Belastungen wurden eingeteilt nach Zusatzlast und Kontraktionsphasendauer (Tab. 1). Ausserdem unterliegt ROM durch das Biofeedbacksystem einer individuellen Standardisierung, die durch Gelenkwinkelstellungen festgelegt wurde (90–180° im *articulatio cubiti*). Den 4 Belastungen werden in der Literatur – ohne eine einheitliche Basis – in fließenden Übergängen Zusatzlasten zwischen 40 und 100% 1RM zugeordnet. Die Kontraktionsgeschwindigkeiten werden als langsam, zügig und explosiv beschrieben [8]. Nach Pereira & Gomes [18] fehlt eine präzise Standardisierung der Geschwindigkeiten in der Literatur. Dies wird aber möglich durch ein Biofeedbacksystem, welches die Gelenkwinkelgeschwindigkeiten über die Dauer für jede Kontraktionsform (konzentrisch, exzentrisch, isometrisch) und das nach Gelenkwinkelstellung festgelegte ROM interindividuell gleich hält. Die Zusatzlast wurde in % 1RM für jede der vier Belastungsarten festgelegt und auch die Dauer für jede Kontraktionsform innerhalb einer Wiederholung wurde den Probanden vorgegeben (Tab. 1). Im Speziellen orientieren sich diese beiden Komponenten nach Güllich & Schmidtbleicher [8]. Es wurden zwei Belastungsarten mit maximal schneller Ausführung gewählt (SKA, MAX). Die Geschwindigkeit unterschied sich aufgrund der verschiedenen Zusatzlasten (55% 1RM vs. 85% 1RM). Mit 85% 1RM wurde für MAX eine relativ geringe, aber immer noch an der Maximalkraft orientierte Intensität gewählt [8]. Pilotstudien zeigen, dass der Einfluss von Pressatmung bei höheren Gewichten zu gross wird und

regelmässige Atmung während der Belastung verhindert. Besonders im Kraftausdauerbereich (55% 1RM, 4-1-4-1) unterscheidet sich aufgrund des geringen Gewichtes die Qualität der Bewegung zwischen maximal schneller und langsamer Ausführung. Daher wurden SKA und KA mit gleicher Zusatzlast (55% 1RM) gewählt. Die statischen Phasen wurden bei allen vier Belastungen mit 1 s vorgegeben, um den Einfluss von Reaktivkräften zu vermeiden. Die Belastungen wurden bis zur Erschöpfung durchgeführt.

Versuchspersonen

Es nahmen zehn gesunde, männliche Probanden an der Studie teil. Alle Teilnehmer hatten bereits Erfahrung im Krafttraining, waren Nichtraucher und nahmen keinerlei Medikamente ein. Sie waren im Mittel 27,3 ± 3,2 Jahre alt, 181,4 ± 4,8 cm gross und 81,4 ± 10,1 kg schwer. $\dot{V}O_2$ lag in Ruhe bei 198,3 ± 30,0 ml/min. Als 1RM wurden 101,5 ± 16,0 kg erreicht. Alle Probanden gaben für die Bedingungen der Studie ihr Einverständnis und die Studie wurde von der Ethik-Kommission der Deutschen Sporthochschule Köln bewilligt.

Versuchsablauf

Die Messungen fanden immer zwischen 7 und 10 Uhr in der Kraftdiagnostik des Instituts für Trainingswissenschaft und Sportinformatik der Deutschen Sporthochschule in Köln statt. Die Teilnehmer wurden angehalten, nüchtern zu erscheinen und an jedem Tag der Messungen vorher von körperlicher Anstrengung abzusehen.

Am 1. Versuchstag wurde die Messung des Ruheumsatzes während 30 min im Sitzen durchgeführt. Außerdem wurde 1RM für das Krafttrainingsgerät Bench Press nach dem Protokoll des American College of Sports Medicine [1] ermittelt, wonach die drei unterschiedlichen Intensitäten (55, 70 und 85% 1RM) festgelegt worden sind.

An den folgenden vier Versuchstagen wurden randomisiert die vier verschiedenen Kraftbelastungen durchgeführt. 5 min vor Belastungsbeginn wärmten sich die Probanden mit 15 Wiederholungen bei einer Intensität von 30% 1RM auf. Die Messung respiratorischer Grössen erfolgte von 10 min vor der Belastung bis 30 min nach Belastungsabbruch. Während dieser gesamten Zeit sassen die Probanden bequem im Kraftgerät. Alle wurden aufgefordert, bei der Belastung gleichmässig zu atmen und Pressatmung weitestgehend zu vermeiden. Die Belastungen wurden bis zur Erschöpfung durchgeführt. Im Moment des Belastungsabbruchs wurden HF, Belastungsdauer und Wiederholungszahl erfasst.

Geräte und Auswertungen

Das Kraftgerät, an dem die Messung stattfand, ist eine Bench Press (gym80, Gelsenkirchen, Deutschland). Die Ausführung fand sitzend statt, und das Gewicht wurde über ein Seilzugsystem gegen die Schwerkraft nach oben bewegt. Es ist ausgestattet mit einem Kraft- und Wegaufnehmer. Die Gelenkwinkelgeschwindigkeiten wurden über den Wegsensor durch das Biofeedbacksystem 2.1 (mechaTronic, Hamm, Deutschland) vorgegeben. Hierbei wurde die Bewegung des Gewichtes auf dem Bildschirm in Form eines Punktes sichtbar gemacht und konnte durch den spezifischen Verlauf eines Korridors gesteuert werden. Mit Hilfe des Digimax-Messsystems (mechaTronic, Hamm, Deutschland) konnten die Rohdaten des Kraft- und Wegsensors digitalisiert, verwaltet und

Belastungsart	Hypertrophie	Schnellkraft	Maximalkraft	Kraftausdauer	
Zusatzlast	70% 1RM	55% 1RM	85% 1RM	55% 1RM	k konzentrisch i isometrisch e exzentrisch ▲ maximal schneller Krafteinsatz
Kontraktionsform	k-i-e-i	k-i-e-i	k-i-e-i	k-i-e-i	
Dauer der einzelnen Kontraktionsformen einer Wiederholung (s)	2-1-2-1	▲-1-1-1	▲-1-1-1	4-1-4-1	

Tabella 1: Charakterisierung der vier Belastungsarten

ausgelesen werden. Durch die Faktoren Kraft und Geschwindigkeit wurde die mechanische Leistung ermittelt.

Die spirometrischen Parameter wurden mittels des ErgoSpirometrie-Systems 680 (ZAN Messgeräte, Oberthulba, Deutschland) einzelatemzugsweise erhoben. Vor jedem Test wurden die Gas- und die Volumenanalytik neu kalibriert, um Nullpunktverschiebungen auszuschließen. Als $\dot{V}O_2$ wurde der Mittelwert von $\dot{V}O_2$ aller Atemzüge während der Belastung ermittelt. Die O_2 -Schuld wurde nach Wilmore et al. [25] als Menge O_2 , welche den Ruhebedarf überschreitet, bis der Verbrauch wieder auf das Niveau des Ruhebedarfs gesunken ist, berechnet (EPOC). Für die kurze, einmalige Belastungszeit und den relativ geringen Anteil der arbeitenden Muskulatur an der Gesamtmuskelmasse werden 30 min zur Regeneration in der Literatur als ausreichend betrachtet [11;13].

Statistik

Nach Kolmogorow & Smirnow wurde eine Normalverteilung mit $p < 0,05$ festgestellt. Danach wurde eine mehrfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung und anschließendem Post-hoc-Test nach Fisher durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde für eine Irrtumswahrscheinlichkeit $p < 0,05$ angesetzt. Alle Daten sind aufgeführt als Mittelwerte und Standardabweichungen ($\bar{x} \pm SD$).

Resultate

Die mechanische Leistung war zwischen den langsam ausgeführten Belastungen signifikant verschieden und niedriger als bei den maximal schnell ausgeführten Belastungen, welche sich nicht signifikant voneinander unterschieden (Abb. 1). Die durchschnittliche konzentrische Geschwindigkeit war zwischen allen Belastungsarten signifikant verschieden (Abb. 2).

$\dot{V}O_2$ war bei SKA signifikant höher als bei den drei anderen Belastungen (Abb. 3). Die Belastungsdauer war bei KA signifikant länger als bei den drei andern Belastungen (Abb. 4), während MAX am kürzesten war. EPOC unterschied sich nicht signifikant zwischen den vier verschiedenen Belastungen (Abb. 5). Auch HF_{max} unterschied sich nicht signifikant (Abb. 6).

Diskussion

Die mechanische Leistung bei den maximal schnell ausgeführten Belastungen (SKA; MAX) unterschied sich erwartungsgemäss signifikant von der Leistung der langsam ausgeführten Belastungen (KA; HYP). Dennoch lag $\dot{V}O_2$ bei MAX auf einem Niveau mit KA und HYP. Bei diesen Belastungen scheint eine höhere mechanische Leistung während der Belastung keinen Einfluss auf $\dot{V}O_2$ gehabt zu haben. Bei SKA hingegen war $\dot{V}O_2$ signifikant erhöht (Abb. 3). Eine Erklärung ist in der hohen Geschwindigkeit der Bewegungsausführung zu sehen. Diese wurde möglich aufgrund des leichten Gewichts (55% 1RM). Bei den anderen Belastungen war

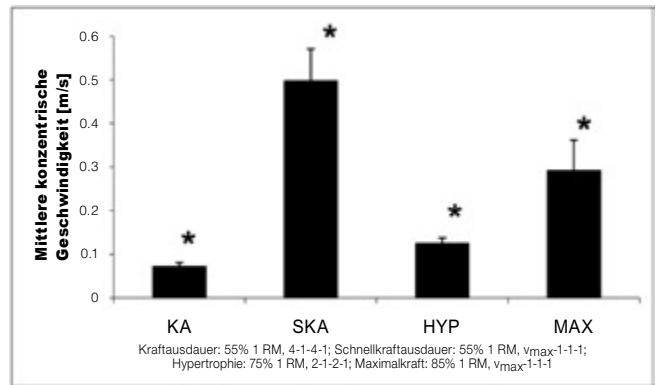


Abbildung 2: Mittlere konzentrische Geschwindigkeit; * = signifikant verschieden zu allen anderen Methoden (N = 10; $\bar{x} \pm SD$).

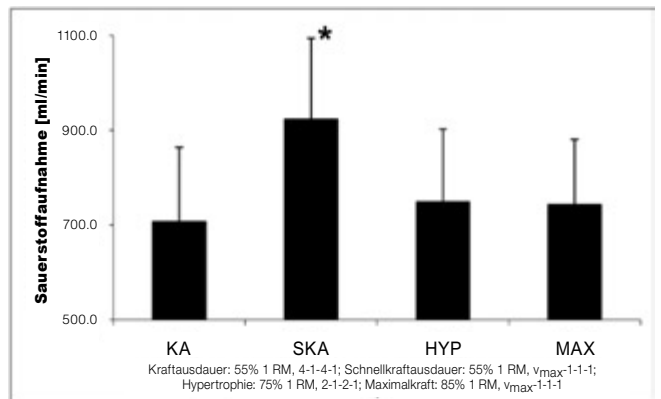


Abbildung 3: $\dot{V}O_2$ während der Belastung; * = signifikant verschieden zu allen anderen Methoden (N = 10; $\bar{x} \pm SD$).

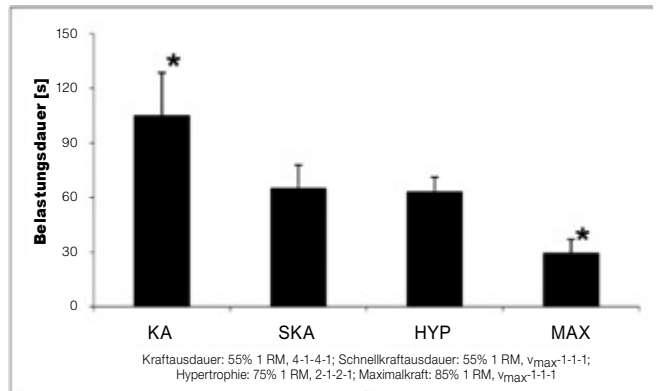


Abbildung 4: Dauer der Belastung bis zur Erschöpfung; * = signifikant verschieden zu allen anderen Methoden (N = 10; $\bar{x} \pm SD$).

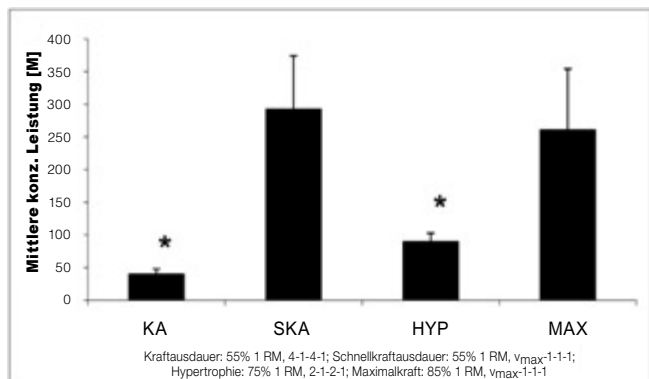


Abbildung 1: Mittlere konzentrische Leistung; * signifikant verschieden zu allen anderen Belastungen (N = 10; $\bar{x} \pm SD$).

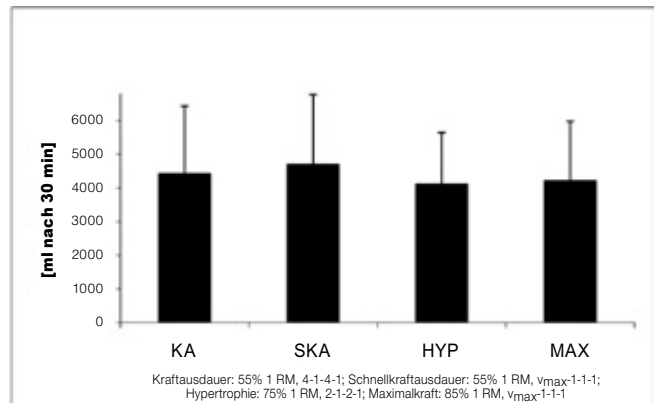


Abbildung 5: EPOC während 30 min nach der Belastung (N = 10; $\bar{x} \pm SD$).

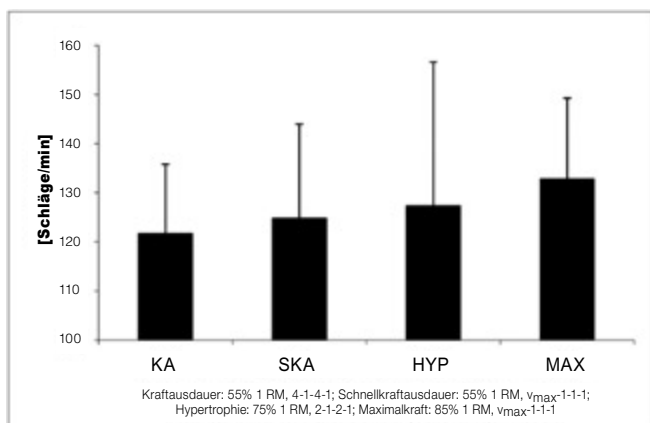


Abbildung 6: Herzfrequenz im Moment des Belastungsabbruchs (N=10; $\bar{x} \pm SD$)

die Geschwindigkeit entweder über Biofeedback vorgegeben (KA: 4-1-4-1; HYP: 2-1-2-1) oder die Zusatzlast mit 85% 1RM (MAX) zu schwer, als dass eine vergleichbare Geschwindigkeit wie bei SKA erreicht werden konnte (Abb. 2). Eine hohe Bewegungsgeschwindigkeit veränderte die metabolischen Anforderungen in der Muskulatur. Allgemein wird bei Kraftbelastungen das O_2 -Angebot durch die während der Kontraktion geringe Durchblutung begrenzt. Eine Kontraktion erhöht den intramuskulären Druck und verringert die Durchblutung des Muskels [14]. Es gibt grosse Unterschiede im Blutfluss, der während Kontraktionsphasen niedrig und während Entspannungsphasen hoch ist [23]. Daher ist vor allem die von Toigo & Boutellier [22] geforderte Erfassung von TUT zur Beurteilung von $\dot{V}O_2$ von grosser Bedeutung. TUT besteht während isometrischer und langsam ausgeführter Kraftbelastungen während der gesamten Belastungsdauer. Bei einer hohen Bewegungsgeschwindigkeit hingegen wird das Gewicht so stark beschleunigt, dass es nicht mehr auf der Muskulatur lastet und am Ende der konzentrischen Phase wieder abgebremst werden muss. So wird TUT während SKA periodisch unterbrochen, was durch den erhöhten Blutfluss das O_2 -Angebot für den Muskel steigert. Die anderen drei Belastungen wurden zu langsam ausgeführt, als dass dieser Effekt erreicht werden konnte, da entweder die vorgegebene Geschwindigkeit zu langsam (4-1-4-1, 2-1-2-1) oder die Last zu hoch war (85% 1RM).

Ein anderer Faktor für $\dot{V}O_2$ ist das Herzminutenvolumen (HMV). So haben Collins et al. [4] eine signifikant erhöhte HF nach höheren Lasten gemessen. Diese Tendenz ist bei den vier Belastungsarten auch zu erkennen. Das Schlagvolumen scheint allerdings bei höheren Lasten zu sinken [2;16]. Der oben beschriebene erhöhte intramuskuläre Druck wirkt sich auch hier aus und führt in Kombination mit einem erhöhten Druck innerhalb des Thorax zu einem verringerten venösen Rückfluss. Collins et al. [4] behaupten, die gesteigerte HF bei höheren Lasten sei ein kompensatorischer Effekt, um HMV trotz eines reduzierten Schlagvolumens gleich zu halten, was physiologisch nicht möglich ist. Dies spräche auch dafür, dass nicht HMV, sondern ein durch den variierenden intramuskulären Druck verbessertes O_2 -Angebot bei schnellen Bewegungen eine höhere $\dot{V}O_2$ bewirkt.

Entsprechend der Energieanforderung erhöht sich die erforderliche ATP-Umsatzrate. Diese steigt mit der Zusatzlast und der konzentrischen Kontraktionsgeschwindigkeit. Ist die Resyntheserate von ATP zu gering bzw. die Anforderung zu hoch, muss die Belastung reduziert bzw. abgebrochen werden. Bei hohen Lasten im Maximalkraftbereich ist der schnelle Abfall des unmittelbar zur Verfügung stehenden ATP für den Belastungsabbruch relevant [5]. Bei geringeren Zusatzlasten kann die Belastung durch die ATP-Resynthese länger aufrechterhalten werden. In diesem Fall sind andere Mechanismen der Ermüdung im zentralen und peripheren Bereich von Bedeutung [24]. Die Ergebnisse der Dauer bis zum Belastungsabbruch entsprechen den oben erwähnten Überlegungen: Je niedriger die Zusatzlast war, desto länger konnte

die Belastung aufrechterhalten werden (KA<HYP<MAX; Abb. 4). Ausserdem verlängerte bei submaximalen Zusatzlasten eine langsame Kontraktionsgeschwindigkeit (KA; HYP) die Belastungsdauer (KA>SKA).

Im Mittel fiel EPOC bei den Belastungen mit den geringsten Intensitäten am höchsten aus. Dies unterstützt eine Untersuchung von Kang et al. [13], wo EPOC ebenfalls bei den niedrigen Intensitäten am höchsten war. Um dies auch statistisch zu untersuchen, reicht eine einmalige Belastung von 29–105 s allerdings nicht aus, da auch andere Einflüsse wie der Aufmerksamkeitsgrad oder der Zeitpunkt innerhalb des Circadianrhythmus Auswirkungen auf $\dot{V}O_2$ haben.

Signifikante intensitätsabhängige Einflüsse auf EPOC bei Kraftbelastungen wurden in Studien gemessen, die in grösseren Umfängen trainieren ließen (1–10 verschiedene Übungen, Ganzkörper, 1–4 Sätze) [3;13;15;17;21]. Um darüber hinaus Stoffwechsellanforderungen während Kraftbelastungen vergleichbar zu machen, muss die Belastung einer hohen Standardisierung unterliegen. Wie die erhobenen Daten zeigen, schien die Geschwindigkeit der Bewegung hierbei von entscheidender Bedeutung für das O_2 -Angebot in der Muskulatur zu sein. Hinsichtlich der Trainingspraxis lässt sich SKA als eine spezielle Form des Kraftausdauertrainings zuordnen, die möglicherweise zu einer verbesserten aeroben Kapazität im Muskel führt. Die anderen drei Methoden hatten trotz der unterschiedlichen Zusatzlast (55–85% 1RM) eine konstante TUT. Dies führte trotz der z.T. geringeren mechanischen Leistung zu einer hohen Beanspruchung.

Der Vergleich zwischen mechanischer Leistung und $\dot{V}O_2$ bei Kraftbelastungen zeigte, dass eine höhere mechanische Leistung keine höhere $\dot{V}O_2$ zur Folge hatte. Die Ergebnisse lassen vermuten, dass eine hohe Leistung zwar einen hohen Energieumsatz forderte (SKA, MAX), aber nur eine sehr hohe Bewegungsgeschwindigkeit das O_2 -Angebot in der Muskulatur förderte (SKA). Nachfolgende Untersuchungen sollten zusätzlich die Laktatkonzentration als Marker des anaeroben Stoffwechsels untersuchen, um metabolische Anforderungen bei Kraftbelastungen näher bestimmen zu können.

Korrespondenzadresse:

Nicolas Wirtz, Institut für Trainingswissenschaft und Sportinformatik, Am Sportpark Müngersdorf 6, D-50933 Köln; Tel.: 0221/4982-6066; Mail: n.wirtz@dshs-koeln.de

Literaturverzeichnis

- American Collage of Sports Medicine (2006): Guidelines for exercise testing and prescription. Lipincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 7. ed.
- Bezucha G.R., Lenser M.C., Hanson P.G., Nagle F.J. (1982): Comparison of hemodynamic responses to static and dynamic exercise. *J. Appl. Physiol.* 53: 1589–1593.
- Burleson M.A. Jr., O'Bryant H.S., Stone M.H., Collins M.A., Triplett-McBride T. (1998): Effect of weight training exercise and treadmill exercise on post-exercise oxygen consumption. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30: 518–522.
- Collins M.A., Cureton K.J., Hill D.W., Ray C.A. (1991): Relationship of heart rate to oxygen uptake during weight lifting exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* 23: 636–640.
- Crewther B., Cronin J., Keogh J. (2006): Possible stimuli for strength and power adaptation: acute metabolic responses. *Sports Med.* 36: 65–78.
- Drummond M.J., Vehrs P.R., Schaalje G.B., Parcell A.C. (2005): Aerobic and resistance exercise sequence affects excess postexercise oxygen consumption. *J. Strength Cond. Res.* 19: 332–337.
- Gillette C.A., Bullough R.C., Melby C.L. (1994): Postexercise energy expenditure in response to acute aerobic or resistive exercise. *Int. J. Sport Nutr.* 4: 347–360.
- Güllich A., Schmidtbleicher D. (1999): Struktur der Kraftfähigkeiten und ihrer Trainingsmethoden. *Dtsche Zschr. Sportmed.* 50: 223–234.
- Haddock B.L., Wilkin L.D. (2006): Resistance training volume and post exercise energy expenditure. *Int. J. Sports Med.* 27: 143–148.

- 10 Haltom R.W., Kraemer R.R., Sloan R.A., Hebert E.P., Frank K., Tryniecki J.L. (1999): Circuit weight training and its effects on excess post-exercise oxygen consumption. *Med. Sci. Sports Exerc.* 31: 1613–1618.
- 11 Hunter G., Blackman L., Dunnam L., Flemming G. (1988): Bench press metabolic rate as a function of exercise intensity. *J. Appl. Sport Sci. Res.* 2: 1–6.
- 12 Jamurtas A.Z., Koutedakis Y., Paschalis V., Tofas T., Yfanti C., Tsio-kanos A., Koukoulis G., Kouretas D., Loupos D. (2004): The effects of a single bout of exercise on resting energy expenditure and respiratory exchange ratio. *Eur. J. Appl. Physiol.* 92: 393–398.
- 13 Kang J., Hoffman J.R., Im J., Spiering B.A., Ratamess N.A., Rundell K.W., Nioka S., Cooper J., Chance B. (2005): Evaluation of physiological responses during recovery following three resistance exercise programs. *J. Strength Cond. Res.* 19: 305–309.
- 14 Longhurst J.C., Stebbins C.L. (1997): The power athlete. *Cardiol. Clin.* 15: 413–429.
- 15 Melby C.L., Tincknell T., Schmidt W.D. (1992): Energy expenditure following a bout of non-steady state resistance exercise. *J. Sports Med. Phys. Fit.* 32: 128–135.
- 16 Miles D.S., Owens J.J., Golden J.C., Gotshall R.W. (1987): Central and peripheral hemodynamics during maximal leg extension exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* 56: 12–17.
- 17 Olds T.S., Abernethy P.J. (1993): Postexercise oxygen consumption following heavy and light resistance exercise. *J. Strength Cond. Res.* 7: 147–152.
- 18 Pereira M.I., Gomes P.S. (2003): Movement velocity in resistance training. *Sports Med.* 33: 427–438.
- 19 Poehlman E.T., Gardner A.W., Ades P.A., Katzman-Rooks S.M., Montgomery S.M., Atlas O.K., Ballor D.L., Tyzbir R.S. (1992): Resting energy metabolism and cardiovascular disease risk in resistance-trained and aerobically trained males. *Metabolism* 41: 1351–1360.
- 20 Poehlman E.T., Melby C. (1998): Resistance training and energy balance. *Int. J. Sport Nutr.* 8: 143–159.
- 21 Thornton M.K., Potteiger J.A. (2002): Effects of resistance exercise bouts of different intensities but equal work on EPOC. *Med. Sci. Sports Exerc.* 34: 715–722.
- 22 Toigo M., Boutellier U. (2006): New fundamental resistance exercise determinants of molecular and cellular muscle adaptations. *Eur. J. Appl. Physiol.* 97: 643–663.
- 23 Walloe L., Wesche J. (1988): Time course and magnitude of blood flow changes in the human quadriceps muscles during and following rhythmic exercise. *J. Physiol.* 405: 257–273.
- 24 Weir J.P., Beck T.W., Cramer J.T., Housh T.J. (2006): Is fatigue all in your head? A critical review of the central governor model. *Br. J. Sports Med.* 40: 573–586.
- 25 Wilmore J.H., Parr R.B., Ward P., Vodak P.A., Barstow T.J., Pipes T.V., Grimditch G., Leslie P. (1978): Energy cost of circuit weight training. *Med. Sci. Sports* 10: 75–78.