

K. Röcker*, St. Prettin*, St. Sorichter**, A. Schmidt-Trucksäss*, H.-H. Dickhuth*

Flache Atmung beim Laufen mit zur Schrittfolge gekoppelter Atemfrequenz bei einem jugendlichen Triathleten

Shallow breathing during running due to close coupling between respiratory and stepping rhythms in a young triathlete

*) Abteilung für Rehabilitative and Präventive Sportmedizin, Medizinische Klinik, Universität Freiburg

***) Abteilung Pneumologie, Medizinische Klinik, Universität Freiburg

Zusammenfassung

Einsteigern in den Ausdauersport Laufen wird häufig zu einer festen Koppelung der Atemfrequenz an die Schrittfrequenz geraten. Bei vierbeinigen Säugetieren besteht generell eine derartige Koppelung. Beim Menschen unterliegt die Atemfrequenz jedoch der bewussten Einflussmöglichkeit durch den motorischen Cortex. Es kann postuliert werden, dass in einer freien, ungekoppelten Atemfrequenz unter körperlicher Belastung Vorteile liegen, da hierdurch die Ventilation besser auf die Bedürfnisse des Stoffwechsels angepasst werden kann. Das gezeigte Fallbeispiel ist exemplarisch für eine starre Koppelung der Atemfrequenz: dargestellt sind die Befunde eines 13 Jahre alten, männlichen Triathlon-Sportlers, der sich aufgrund unspezifischer Atemprobleme auf wett-kampfnahem Belastungsniveau in unserer Ambulanz vorstellte. Belastungsasthma und eine bronchiale Hyperreagibilität waren ausgeschlossen worden. Es erfolgte ein Mehrstufentest auf dem Laufbandergometer (Start 6 km/h, Steigerung um jeweils 2 km/h alle 3 Minuten bis zur subjektiven Erschöpfung) mit fortlaufender Atemgasanalyse. Neben den üblichen Größen der Atemgasanalyse wurde die Totraumventilation (VD) mittels eigenentwickelter Software breath-by-breath berechnet. Auf den Geschwindigkeitsstufen 12 bis 16 km/h fand sich eine starre Atemfrequenz in 3:1-Koppelung zur Schrittfrequenz. Auf der letzten Stufe mit 18 km/h zeigte sich ein abrupter Übergang zur 2:1-Koppelung. Die Berechnung der Totraumventilation ergäbe eine kontinuierlich leichte Zunahme der VD zum gesamten expiratorischen Volumen VT (VD/VT) bis auf Werte um 0,3. Der Übergang auf die 2:1-Koppelung bedingte eine abrupte Erhöhung der VD/VT auf ~0,4. Diese Veränderung kann als Maß für eine Verschlechterung der Atemmechanik auf der höchsten Belastungsstufe und eventuell auch der Beschwerden des Sportlers angesehen werden.

Schlüsselwörter: Laufen, Atemgasanalyse, Atembeschwerden

Einleitung

Vierbeinige Säugetiere atmen beim Laufen generell in einer festen Koppelung der Atemfrequenz zur Schrittfolge (5,11,12). Auch menschlichen Läufern wird vielerorts empfohlen, die Atemfrequenz an die Schrittfolge anzupassen.

Summary

Beginners in running sports are often advised to couple their respiratory and stepping rhythms. Such coupling is generally present in four-legged animals. By contrast, the breathing rate of humans can be consciously controlled via the motor cortex. It can be hypothesized that free and uncoupled breathing may allow for better adaptation to metabolic demands in exercise. In this article, we present the findings of a 13-year-old, male triathlete as exemplary for fixed coupling in running. The boy came to our outpatient clinic with unspecific breathing problems associated with intensive exercise. Diagnostic tests for exercise-induced asthma or bronchial hyperreactivity yielded no pathological result. The subject underwent a multistage test on the treadmill (start at 6 km/h, 2 km/h increments every 3 minutes to subjective exhaustion), with continuous registration of respiratory gases by mass spectrometry. Dead space ventilation (VD) was computed breath-by-breath using our own software-program based on the principle introduced by Fowler. At 12 to 16 km/h, breathing frequencies matched a fixed coupling of 3:1 between respiration and stepping rhythms. At maximum velocity (18 km/h), breathing rate increased suddenly to a 2:1-ratio coupling. Up to 16 km/h, calculation of VD revealed a slight but continuous increase in the ratio of VD to expiratory volume VT (VD/VT) with a maximum of 0.3. The transition to 2:1 coupling resulted in a further abrupt increase in VD/VT to ~0.4. This increase can be interpreted as decreased breathing effectiveness at highest exercise intensity and as a potential explanation of the breathing complaints reported by the athlete.

Key words: Running, breath gas analysis, respiratory complaints

Dieser Hinweis findet sich in einer Vielzahl von Populärliteratur zum Laufsport. Insbesondere werden hier die Koppelungen von 4 Schritten pro Atemzug (4:1) bis hin zu 2:1 empfohlen. Eine grundsätzliche Neigung zur Koppelung scheint dabei in der Bevölkerung zufällig verteilt zu sein (1). Dies wird auch durch eine neurogene Stimulierung der

Atemfrequenz erklärt, die zudem einer spezifischen Adaption zu unterliegen scheint (3). *Bernasconi et al.* berichten diesbezüglich aus einer Untersuchung von Untrainierten über eine geringfügig niedrigere Sauerstoffaufnahme auf identischem Belastungsniveau und eingehaltener Koppelung (1).

Anhand eines Einzelfalls aus unserer sportmedizinischen Ambulanz wollen wir den Einfluss einer offensichtlichen Koppelung der Atemfrequenz auf die Effizienz der Ventilation zeigen. Es ist ja durchaus denkbar, dass eine starre Koppelung der Atemfrequenz an den Bewegungsrhythmus die Anpassung der Atmung beim Laufen erschwert, wie dies für Sportarten mit starker Oberkörperbelastung bereits systematisch nachgewiesen werden konnte (18). Gleichzeitig ist dieses Fallbeispiel eine erste Anwendungsdemonstration unserer neuentwickelten Atemgasanalyse-Software. Diese erlaubt unter anderem eine glaubhafte Berechnung des ventilierten Totraumes über ein speziell angepasstes Verfahren nach *Fowler et al.* (9).

Anamnese und Befunde

Anamnese

Untersucht wurde ein 13 Jahre alter Triathlet aus dem Nachwuchskader des Landes Baden-Württemberg, Trainingsbeginn 1994 als Leichtathlet. Keine schweren Krankheiten oder Operationen in der Vergangenheit, insbesondere keine relevanten Erkrankungen der Atmungsorgane, keine Allergien. Die Familienanamnese (Herzkrankheiten, Allergien) war unauffällig.

Die Vorstellung in unserer Ambulanz erfolgte, nachdem der Sportler mehrmals beim Lauftraining mit hoher Intensität und insbesondere bei Wettkämpfen unter großer Sommerhitze subjektiv die Empfindung von Atemnot und Leistungseinschränkung mit unzureichender Atemfunktion gehabt hatte. Zur Zeit der Untersuchung wurden 6 Trainingseinheiten pro Woche absolviert (jeweils 2 Einheiten Laufen, Radfahren und Schwimmen). Von Seiten des Erziehungsberechtigten und des Sportlers bestanden keine Einwände gegen die Durchführung der Untersuchung und die anonymisierte Publikation der Ergebnisse.

Klinischer Befund

Leicht akzelerierter, asthenischer Junge (Körperhöhe 176 cm, Körpergewicht 58,0 kg). Befunde an Kopf und Hals unauffällig. Geräuschbefund über Herz und Lunge regelrecht. Weiches Abdomen, Nierenlager frei. Unauffälliger Laborstatus (Serumelektrolyte, Eisenhaushalt, Transaminasen, Entzündungsparameter, Nierenretentionswerte, rotes und weißes Blutbild).

Echokardiographisch leichte, wohl ausdauersportbedingte Herzvergrößerung (totales Herzvolumen 13,4 ml/kg) bei ansonsten unauffälligem Ultraschallbefund. Vitalkapazität (4,65 l, Sollwert 4,3 l), FEV1 ohne Belastung (4,04 l, Sollwert 3,85 l) und Atemwegswiderstand per Bodyplethysmographie (0,24 kPa·s/l) lagen im unauffälligen Bereich. Unauffälliger Carbacholtest ohne Hinweis auf eine Hyperreagibilität des Bronchialsystems oder ein Belastungsasthma.

Methoden

Ergometrie

Es erfolgte ein Mehrstufentest auf dem Laufbandergometer (HP-Cosmos, Traunstein, Start 6 km/h, Steigerung 2 km/h alle 3 Minuten) bis zur subjektiven Erschöpfung. Die Messung der Blutlaktatkonzentration wurde aus Kapillarblut vom hyperämisierten Ohrläppchen in Ruhe und nach jeder Einzelstufe durchgeführt. In Ruhe und 1 min, 3 min und 5 min nach Belastung erfolgten (ebenfalls aus dem Kapillarblut) Blutgasanalysen.

Atemgasanalyse

Die Messung der Atemgase wurde mittels respiratorischem Massenspektrometer (AMIS 2000, Innovision DK) durchgeführt. Die Erfassung der Konzentration der Gase Sauerstoff, Kohlendioxid, Argon und Stickstoff erfolgte in einem Messzyklus mit der Flussmessung (TripleV-Flowmeter, Mijnhardt, NL) entsprechend einer Aufzeichnungsfrequenz von 33,333 Hertz.

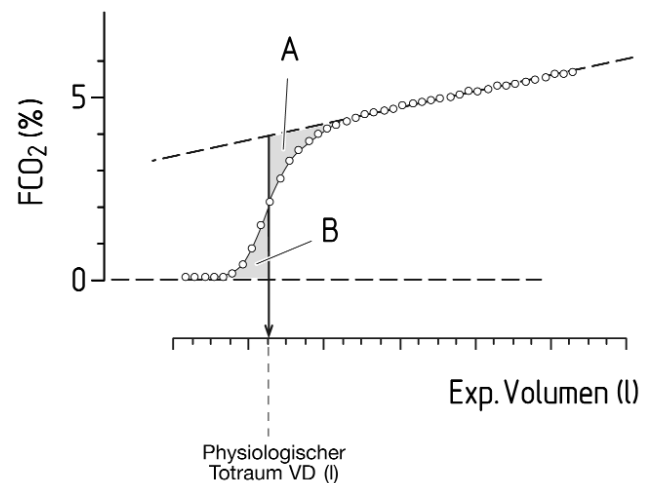


Abbildung 1: Berechnung des physiologischen Totraums (VD) eines Atemzuges aus dem linearen Anteil der expiratorischen Gaskonzentration für CO₂ (FCO₂). Wenn für A=B gilt, markiert die trennende Senkrechte das Volumen des physiologischen Totraums (9).

Berechnungen

Die meisten der analysierten Atemgasgrößen wie \dot{V}_E (Atemminutenvolumen), $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$, Atemfrequenz, Atemzugtiefe (VT) sind in der Literatur (21) gut dokumentiert bzw. selbsterklärend und werden hier daher nicht gesondert beschrieben. Darüber hinaus wurde eine Berechnung des physiologischen Totraums (VD) auf der Basis der so genannten alveolaren Phase III während der Expiration nach *Fowler* (9) berechnet (Einzelatemzug im Beispiel, Abb. 1). Die ansonsten verwendete Bestimmungsmethode nach *Wasserman et al.* (21) würde demgegenüber die fortlaufende Messung des arteriellen pCO₂ (paCO₂) voraussetzen. In den ansonsten gebräuchlichen "nicht-invasiven" Applikationen zur Atemgasanalyse wird hingegen der end-tidale pCO₂ (ETCO₂) oder ein gemittelter Normwert für den paCO₂ benutzt, was jedoch zur

Fehleinschätzung der VD führt, da paCO_2 unter Belastung nicht aus dem ETCO_2 vorhersagbar ist (13).

Zusätzlich wurde der jeweils maximal erreichte expiratorische Flow innerhalb jedes Atemzugs ermittelt.

Ergebnisse

Als Maximalleistung wurde 18 km/h über 1 Min. 35 Sek. durchgehalten. Die maximale Blutlaktatkonzentration von 10,47 mmol/l nach typischem Anstieg macht eine gute Ausbelastung des jugendlichen Sportlers wahrscheinlich. Die Blutgasanalysen (Tab. 1) bestätigen die metabolische Belastungsazidose und zeigen zudem einen leichten Abfall der Sauerstoffsättigung (SO_2) nach Belastung.

Tabelle 1: Ergebnis der kapillären Blutgasanalysen vor und nach der Laufbandbelastung.

	Ruhe	1 min n. Bel.	3 min n. Bel.	5 min n. Bel.
pO_2 (mmHg)	74,6	75,3	94,3	92,2
pCO_2 (mmHg)	37,3	38,2	33,2	32,1
pH	7,422	7,172	7,201	7,240
SO_2 (%)	98,2	96,8	98,1	99,1

Der Verlauf der Atemfrequenz (Abb. 2) war hingegen auffällig: Auf den niedrigen Belastungsstufen streut diese Messgröße mit einer dezenten Häufung im Bereich von 40/min. Ab einer Laufgeschwindigkeit von 12 km/h geht die Atemfrequenz auf einen Wert von 60/min mit deutlich geringerer Streuung über. Diese Atemfrequenz wird bis 16 km/h mit ge-

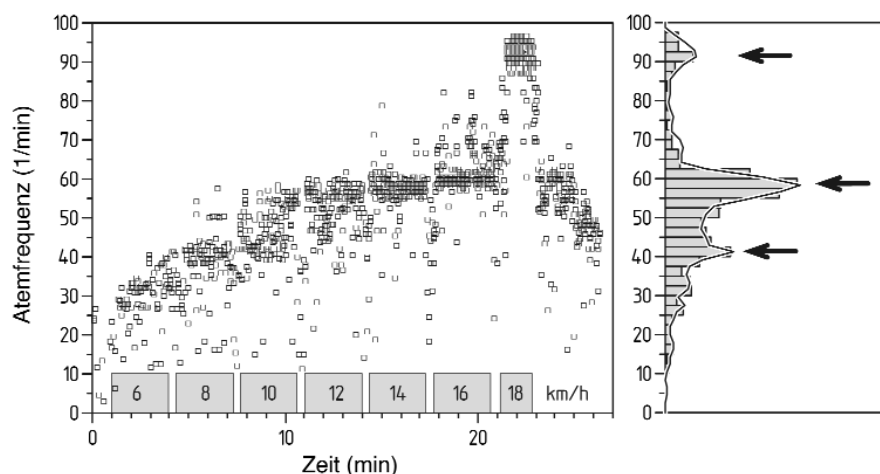


Abbildung 2: Verlauf der Atemfrequenz beim Laufbandtest (links). Rechts ist im Histogramm die Häufigkeitsverteilung dieser Werte dargestellt. Diese enthält Maxima bei Atemfrequenzen von etwa 40, 60 und 90/min, also einer schrittweisen Steigerung um jeweils etwa 50%. Dies entspricht einer Koppelung der Atmung zur Schrittfolge auf 4:1, dann im 3:1-Verhältnis bei 10 bis 16 km/h und 2:1 bei 18 km/h. Die Schrittfrequenz scheint wiederum nur sehr dezent anzusteigen.

ringem Anstieg nahezu konstant gehalten. Mit Übergang auf die Laufgeschwindigkeit von 18 km/h springt die Atemfrequenz um etwa 50% (von ca. 60/min auf etwa 90/min). Die Schrittfrequenz war im Versuch nicht gemessen worden. Nach subjektiver Betrachtung wurde diese vom Sportler jedoch über die gesamte Testdauer nur wenig variiert.

Die VE (Abb. 3, unten), wie die VD (Abb. 4, links unten) zeigten sich durch diese Änderung der Atemfrequenz nicht

wesentlich beeinflusst. Die VT nimmt mit der letzten Belastungsstufe im Sinne einer Abflachung der Atmung deutlich ab (Abb. 4, links oben), was in einem abrupten Anstieg des Verhältnisses zwischen Totraum- und Gesamtventilation (VD/VT ; Abb. 4, rechts unten) zum Ausdruck kommt. Diese Verschiebung verdeutlicht wiederum eine Verringerung der alveolaren Ventilation VA pro Atemzug (Abb. 4, rechts oben). Gleichzeitig findet sich in diesem Moment ein untypisch starkes Abflachen der Sauerstoffaufnahme (VO_2 ; Abb. 3, oben).

2 Stunden nach dem dargestellten Mehrstufentest erfolgte ein zweiter Kontrolltest mit einer Belastung von 16 km/h und 18 km/h über jeweils 2 Minuten. Trotz der vorherigen Instruktion des Sportlers, möglichst frei und ungekoppelt zu atmen, erbrachte dieser Nachttest dasselbe Atemfrequenzmuster wie der dargestellte Mehrstufentest.

Diskussion

Bei allen vierbeinigen Wirbel- bzw. Säugetieren findet sich eine strenge Koppelung der locomotorischen Aktivitäten mit dem Atemrhythmus (5,6,22). Diese Koppelung variiert allerdings je nach Spezies und durchgeführtem Bewegungsmuster (4,11). Bei Versuchen mit zur Großhirnsphäre decerebrierten Katzen konnte man nachweisen, dass diese Koppelung über automatisierte Bewegungsmuster des Mittelhirns gesteuert und mit zunehmender Schrittfrequenz umso stärker aktiviert wird (12).

In der Anthropologie wird die willentliche Entkoppelung des Atemrhythmus als Ergebnis der Evolution des Menschen auf den Zweibeinstand diskutiert (4). Anders als beim Menschen ist die feste Koppelung der Vierfüßer an den Schrittrhythmus auch biomechanisch durch den Einsatz der vorderen Extremitäten als Vorderlauf notwendig. Die Kontraktion der Brust-, Bauch- und Rückenmuskulatur verhindert ein gleichzeitiges Einatmen. Die resultierende, enge Koppelung bedeutet, dass die Ventilation bei den Tieren primär über die Atemzugtiefe (mit entsprechender Beschleunigung der Atemfluggeschwindigkeit) an die Anforderungen des Stoffwechsels angepasst werden muss. Immerhin sind Vierfüßer aus anatomischen Gründen auch durchaus in der Lage, die Atmung unter der Zeitvorgabe einer Koppelung über die Atemzugtiefe noch sehr stark zu variieren (6).

Der aufrechte Gang und die damit verbundene Entbindung der Arme von ihrer Funktion als Vorderlauf ermöglichen den Menschen eine freie, willentliche Entkoppelung der Atemfrequenz vom Schrittrhythmus. Eine derartige Umstellung kann zumal aus energetischen Gründen schlüssig sein, bedeutet doch der aufrechte gegenüber dem vierfüßigen

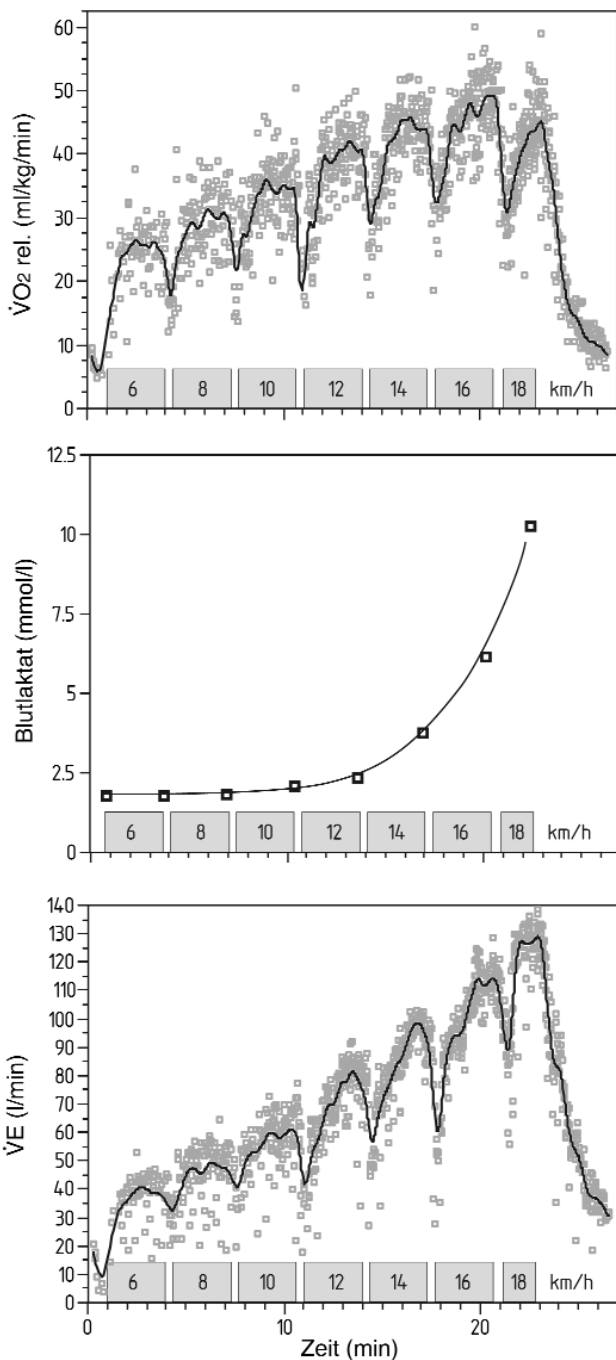


Abbildung 3: Verlauf der Sauerstoffaufnahme relativ zum Körpergewicht ($\dot{V}O_2$, oben), der Blutlaktatkonzentration (Mitte) und des Atemminutenvolumens ($\dot{V}E$, unten) im Laufbandmehrstufenfest (Die Laufgeschwindigkeit ist über der x-Achse angegeben).

Gang einen fast doppelt höheren relativen Energieaufwand mit entsprechenden Anforderungen an die Sauerstoffversorgung respektive die Ventilation (5,10,14).

Trotz der Möglichkeit, per Motorcortex in die Rhythmicität der Atmung einzugreifen, ist auch beim Menschen eine enge Verbindung der Locomotorik mit dem Atemzentrum im Stammhirn und vegetativen Steuereinheiten im Mittelhirn verblieben (16,17). Offensichtlich ist hierbei die Neigung zur Koppelung der Atem- an die Schrittfrequenz beim Laufen je nach Dominanz des jeweiligen Zentrums individuell unter-

schiedlich stark ausgeprägt und den Betreffenden dann auch nicht zwangsläufig bewusst (1,2,15,19). Übrigens wird auch für Radfahren von Fällen einer derartigen Koppelung berichtet, die jedoch im Vergleich seltener und schwächer ausgeprägt auftritt als beim Laufen (1,3). Im Gegensatz hierzu ist die Atmung bei Sportdisziplinen wie Schwimmen und Rudern (18) naturgemäß eng und mit geringer Variationsmöglichkeit an den Bewegungsablauf gekoppelt.

Auch wenn in der Populärliteratur häufig Empfehlungen für eine feste Schritt-Atem-Koppelung zu finden sind, konnte ein Zusammenhang zwischen Koppelung und Ausdauerleistungsfähigkeit oder Trainingserfahrung im Laufen nicht gezeigt werden (1,15). Allenfalls von *Bernasconi et al.* wird von einer gering, aber signifikant niedrigeren Sauerstoffaufnahme bei identischer Belastungsintensität unter starker Koppelung berichtet (1).

Eine Neigung zu gekoppelter Atmung beim Laufen scheint in der Bevölkerung zufällig gestreut zu sein (1). Auch der hier vorliegende Einzelbefund bestätigt, dass es den Betroffenen trotz einer möglicherweise ungünstigen Atemmechanik schwer fällt, diese rudimentären Bewegungsmuster über eine entsprechende Einflussnahme ihres Motorcortex zu dominieren. Auch unser Proband konnte interessanterweise eine bewusste Anpassung der Atemfrequenz an die Schrittfrequenz nicht bestätigen. Ein zusätzlicher Versuch mit einmaliger Belastung auf jeweils 16 km/h und 18 km/h erbrachte trotz vorheriger Unterrichtung des Sportlers denselben Befund einer gekoppelten Atmung, was die unbewusste Einstellung dieser Koppelung noch unterstreicht.

Eine Messung der Schrittfrequenz war im vorgestellten Fall aus methodischen Gründen nicht erfolgt. Der prägnante, sprunghafte Verlauf der Atemfrequenz mit den separaten Häufigkeitsmaxima bei ca. 40, 60 und 90/min lässt jedoch keinen anderen Schluss als den einer festen Koppelung zur Schrittfrequenz zu. Die Steigerung in Intervallen von jeweils 50% entspräche exakt einem Verhältnis von 4:1, 3:1 und dann 2:1 zwischen Schritten und Atemzügen. Mithin ist an der Atemfrequenz des Sportlers auch eine dezente allmähliche Erhöhung des "Taktgebers" Schrittfrequenz erkennbar. Diese fällt jedoch weit geringer aus, als es der Steigerung der Laufgeschwindigkeit entspräche. Der Sportler erzielt die Steigerung der Laufgeschwindigkeit also am ehesten über eine Verlängerung der Schrittlänge als durch eine Erhöhung der Schrittfrequenz. Diese Beobachtung steht durchaus in Übereinstimmung zu gängigen Beobachtungen in der Biomechanik des Laufens (7,8).

Bis 12 km/h bleibt die VT weitgehend konstant. Die gleichzeitig deutliche Steigerung der $\dot{V}E$ wird hier also durch eine entsprechende Steigerung der Atemfrequenz erzielt. Bis 16 km/h stagniert die Atemfrequenz dann allerdings auf etwa 60/min. Um auch hier die $\dot{V}E$ den metabolischen Anforderungen entsprechend zu erhöhen, wird nun – anders als zuvor – die VT bis auf ein Maximum von etwa 2 Litern stetig gesteigert. Auch die alveolare Belüftung pro Atemzug VA steigt entsprechend an, jedoch geringer als der physiologische Totraum VD. Dies führt bereits auf den Belastungsstufen zwischen 12 und 16 km/h zu einer fortlaufenden, leich-

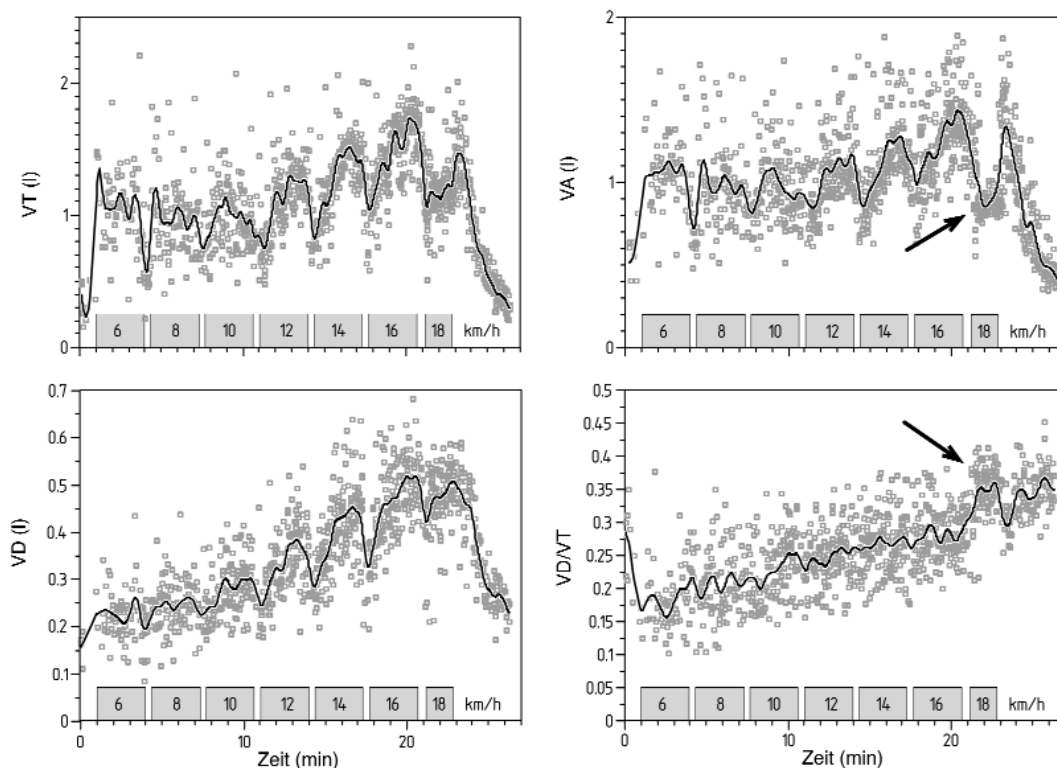


Abbildung 4: Dargestellt ist die expiratorische Atemzugtiefe (VT, links oben). Über das Verfahren nach Fowler et al. (9)(vgl. Abbildung 1) wurde die alveolare (VA, rechts oben) und die physiologische Totraumventilation pro Atemzug (VD) berechnet (links unten). Das Verhältnis zwischen VD zur Gesamtventilation (VD/VT, rechts unten) weist auf der höchsten Belastungsstufe eine deutliche Verschiebung zugunsten der VD auf (Pfeil).

ten Verschiebung der Ventilation zugunsten des Totraums (VD/VT). Dies entspricht jedoch bis zu diesem Zeitpunkt noch einem durchaus normgerechten Verlauf (21).

Mit dem abrupten Heraufsetzen der Atemfrequenz auf etwa 90/min bei 18 km/h ist eine unmittelbare Abflachung der Atemzugtiefe verknüpft. Dies ist durch die begrenzte Zeit begründbar, welche für jeden Atemzyklus noch zur Verfügung steht. Hinzu kommt, dass auch der maximale expiratorische Fluss vom Sportler offensichtlich nicht über einen Wert von 5 l/s weiter erhöht werden kann (Abb. 5, links). Über den

und wird bisher als Effekt der Diffusionslimitierung aufgrund einer kritischen Verkürzung der Transitzeit der Erythrozyten durch das alveolare Kapillarnetz begründet (20). Selten sieht man jedoch ein "Levelling-off" in derart deutlicher Ausprägung.

Die mutmaßlich hier vorliegende strenge Koppelung der Atemfrequenz an die Schrittfrequenz würde also eine Einschränkung der Ventilation bedeuten. Der eingesetzte Atemrhythmus erscheint hinsichtlich der alveolaren Ventilation und der Sauerstoffaufnahme uneffektiv und ist daher möglicherweise auch

Zeitverlauf der VT gegen den maximalen expiratorischen Fluss wird diese sprunghafte Änderung der Atemmechanik besonders deutlich (Abb. 5, rechts). Die resultierende Abflachung der VT bedingt, dass bei konstanter VD die Alveolen nicht mehr im zuvor erzielten Maß erreicht werden. Dies führt zu einer sprunghaften Verschiebung der VD/VT (markiert in Abb. 4, unten). Möglicherweise wird hierdurch auch das sehr deutliche "Levelling-off" der $\dot{V}O_2$ auf dieser Belastungsstufe mitbedingt. Ein "Levelling-off" der $\dot{V}O_2$ ist zwar ebenso wie ein belastungsinduzierter Abfall der SO_2 kein ungewöhnlicher Befund bei gesunden Sportlern

und die Ursache für die unspezifischen "Atembeschwerden" des Sportlers bei Belastung. Mithin zeigt dieses Fallbeispiel, dass eine enge Koppelung zwischen Schritt- und Atemfrequenz entgegen der häufig gegebenen Empfehlung einer derartigen Atemtechnik bei dem

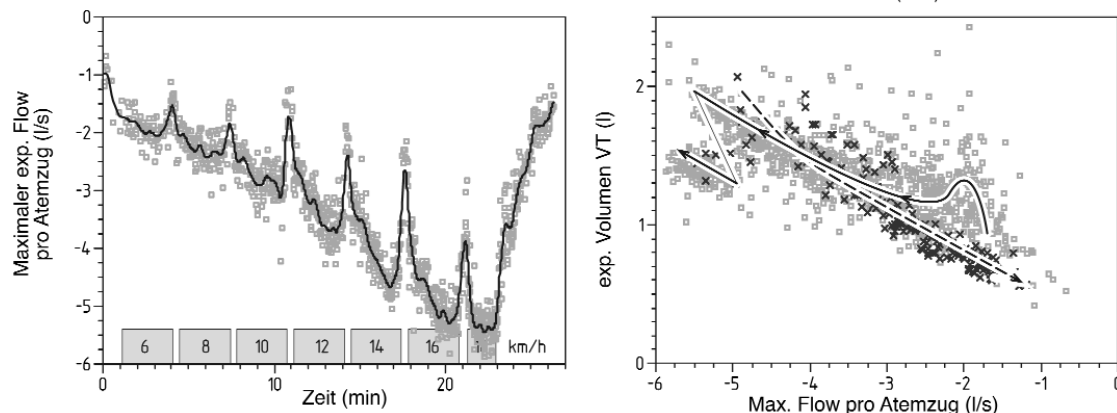


Abbildung 5: Der maximale expiratorische Flow pro Atemzug erreicht Maximalwerte um 5 l/s (links). Rechts ist das Verhältnis zwischen der VT und dem maximalen Flow bei jedem Atemzug dargestellt – der zeitliche Ablauf ist durch die durchgehende Linie markiert. Mit steigendem maximalem Flow ergibt sich zunächst eine linear entsprechende Zunahme der VT. Die flache Atmung bei 18 km/h bedingt einen sprunghaften Rückgang des maximalen Flow und somit auch der VT. Nach Belastungsende und Übergang in freie Atmung zeigt sich eine Rückbildung beider Größen in wiederum fast linearem Verhältnis (gestrichelte Linie). (bei Belastung: □, nach Belastung: ×)

untersuchten Sportler eher von Nachteil ist. Offen bleibt, ob man in derartigen Fällen einer unbewussten Koppelung durch eine spezielle Schulung des Atemrhythmus Verbesserungen erzielen könnte. Darüber hinaus macht das Beispiel deutlich, dass eine Ergänzung der Atemgasanalyse mit biomechanischen Messgrößen durchaus als Bereicherung der sportmedizinisch-pulmonologischen Diagnostik angesehen werden könnte.

Literatur

1. Bernasconi P, Kohl J: Analysis of co-ordination between breathing and exercise rhythms in man. *J Physiol* 471 (1993) 693-706.
2. Berry MJ, Dunn CJ, Pittman CL, Kerr WC, Adair NE: Increased ventilation in runners during running as compared to walking at similar metabolic rates. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 73 (1996) 245-250.
3. Berry MJ, Puntenney PJ, Sandt LA: Ventilatory responses during varied stride and pedal frequencies. *Respir Physiol* 78 (1989) 219-228.
4. Boggs DF: Interactions between locomotion and ventilation in tetrapods. *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol* 133 (2002) 269-288.
5. Bramble DM, Carrier DR: Running and breathing in mammals. *Science* 219 (1983) 251-256.
6. Bramble DM, Jenkins FA, Jr: Mammalian locomotor-respiratory integration: implications for diaphragmatic and pulmonary design. *Science* 262 (1993) 235-240.
7. Candau R, Belli A, Millet GY, Georges D, Barbier B, Rouillon JD: Energy cost and running mechanics during a treadmill run to voluntary exhaustion in humans. *Eur J Appl Physiol* 77 (1998) 479-85.
8. Cavagna GA, Willems PA, Franzetti P, Detrembleur C: The two power limits conditioning step frequency in human running. *J Physiol Lond* 437 (1991) 95-108.
9. Fowler WS: Lung function studies. V. Respiratory dead space in old age and in pulmonary emphysema. *J Clin Invest* 29 (1950) 1439-44.
10. Hoyt DF, Taylor CR: Gait and the energetics of locomotion in horses. *Nature* 292 (1981) 239-240.
11. Kamau JM: The entrainment of breathing rhythm to stride frequency in the dik-dik antelope (*Rhynchotragus kirki*) with observations on the thermoregulatory consequences. *Comp Biochem Physiol A* 96 (1990) 291-295.
12. Kawahara K, Kumagai S, Nakazono Y, Miyamoto Y: Coupling between respiratory and stepping rhythms during locomotion in decerebrate cats. *J Appl Physiol* 67 (1989) 110-115.
13. Lewis D, Sietsema KE, Casaburi R, Sue DY: Inaccuracy of noninvasive estimates of VD/VT in clinical exercise testing. *Chest* 106 (1994) 1476-1480.
14. Margaria R, Cerretelli P, Aghemo P, Sassi G: Energy cost of running. *J Appl Physiol* 18 (1963) 367-370.
15. McDermott WJ, Van Emmerik RE, Hamill J: Running training and adaptive strategies of locomotor-respiratory coordination. *Eur J Appl Physiol* 89 (2003) 435-44.
16. Rosenblum MG, Kurths J, Pikovsky A, Schafer C, Tass P, Abel HH: Synchronization in noisy systems and cardiorespiratory interaction. *IEEE Eng Med Biol Mag* 17 (1998) 6, 46-53.
17. Schafer C, Rosenblum MG, Abel HH, Kurths J: Synchronization in the human cardiorespiratory system. *Phys Rev E Stat Phys Plasmas Fluids Relat Interdiscip Topics* 60 (1999) 857-870.
18. Steinacker JM, Both M, Whipp BJ: Pulmonary mechanics and entrainment of respiration and stroke rate during rowing. *Int J Sports Med* 14 (1993) suppl 1, 15-19.
19. Takano N: Phase relation and breathing pattern during locomotor/respiratory coupling in uphill and downhill running. *Jpn J Physiol* 45 (1995) 47-58.
20. Thews G, Schmidt W, Schnabel KH: Analysis of distribution inhomogeneity of ventilation, perfusion, O₂ diffusing capacity in the human lung. *Respiration* 28 (1971) 197-199.
21. Wasserman K, Hansen J, Sue D, Whipp B: Principles of exercise testing and interpretation. Philadelphia: Lea&Febiger, 1987.
22. Young IS, Alexander R, Woakes AJ, Butler PJ, Anderson L: The synchronization of ventilation and locomotion in horses (*Equus caballus*). *J Exp Biol* 166 (1992) 19-31.

Korrespondenzadresse:

PD Dr. med. Kai Röcker

Medizinische Klinik, Universität Freiburg

Abteilung für Rehabilitative und präventive Sportmedizin

Hugstetter Str. 55, D-79106 Freiburg

E-mail: kai.roecker@msm1.ukl.uni-freiburg.de