

 SpringerWienNewYork

Paul Haber

Lungenfunktion und Spiroergometrie

Interpretation und Befunderstellung

2. Auflage

SpringerWienNewYork

Ao. Univ.-Prof. Dr. Paul Haber
Klinische Abt. Pulmologie, Abt. Sport- und Leistungsmedizin,
Klinik für Innere Medizin IV, Medizinische Universität Wien, Österreich

Das Werk (Buch mit beigepackter CD-ROM) ist urheberrechtlich geschützt. Die dadurch begründeten Rechte, insbesondere die der Übersetzung, des Nachdruckes, der Entnahme von Abbildungen, der Funksendung, der Wiedergabe auf photomechanischem oder ähnlichem Wege und der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen, bleiben, auch bei nur auszugsweiser Verwertung, vorbehalten.

© 2007 Springer-Verlag/Wien
Printed in Austria

Springer-Verlag Wien New York ist ein Unternehmen von
Springer Science+Business Media
springer.at

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Buch berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürfen. Produkthaftung: Sämtliche Angaben in diesem Fachbuch/ wissenschaftlichen Werk erfolgen trotz sorgfältiger Bearbeitung und Kontrolle ohne Gewähr. Eine Haftung des Autors oder des Verlages aus dem Inhalt dieses Werkes ist ausgeschlossen.

Satz: Composition & Design Services, Minsk 220027, Belarus
Druck und Bindearbeiten: Druckerei Theiss GmbH, A-9431 St. Stefan
Gedruckt auf säurefreiem, chlorfrei gebleichtem Papier – TCF
Mit 34 Abbildungen
SPIN: 11801320

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek
Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der
Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im
Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

ISBN 978-3-211-36734-6 SpringerWienNewYork
ISBN 978-3-211-00747-4 1. Aufl. SpringerWienNewYork

Vorwort

Die Entwicklung der modernen Medizintechnik hat die Geräte zur Lungenfunktionsdiagnostik geschrumpft. Anlagen, die früher Kleiderschrankformat hatten, präsentieren sich heute in Aktenkoffergröße. Da sie auch sehr viel preiswerter geworden sind, finden die Geräte für Spirometrie, Bodyplethysmographie, Blutgasanalyse und Spiroergometrie zunehmend Verbreitung, nicht nur in Spitälern sondern auch bei niedergelassenen ÄrztInnen. Insbesondere ein Spirometriegerät, dessen größter Teil heute der Laptop ist, sollte zur Standardausrüstung nicht nur von PneumologInnen sondern auch von InternistInnen, ÄrztInnen für Allgemeinmedizin und KinderärztInnen gehören. Mit der Zunahme der Zahl der Geräte wächst auch der Bedarf an einschlägigen Wissen, das zur Interpretation und Befundung der von den Geräten produzierten Zahlen und Kurven erforderlich ist. Gute Kenntnisse der Atemphysiologie und der Leistungsphysiologie sind natürlich eine gute Grundlage zur Interpretation der funktionsdiagnostischen Untersuchungsergebnisse und dieses Buch soll durchaus auch zum vertiefenden Studium einschlägiger Werke anregen, deren einige im Kapitel 8 angeführt sind. Physiologische Kenntnisse alleine sind aber noch nicht ausreichend um auch verständliche und klinisch brauchbare Befunde zu erstellen.

Daher ist dieses Buch kein Lehrbuch der Atemphysiologie oder der Leistungsphysiologie sondern eine konkrete Anleitung zum Erstellen schriftlicher Befunde aus den Zahlen und Kurven, die von den modernen Geräten in großer Menge ausgeworfen werden. Die didaktische Zielgruppe sind die ÄrztInnen, mit entsprechendem Grundwissen, die mit dieser Tätigkeit beginnen wollen. Physiologische und physikalische Grundlagen und auch Gerätekunde und Untersuchungsabläufe werden nur soweit gebracht, als sie das Verständnis für Interpretation und Befunderstellung fördern.

Die Interpretation von Spirometrie, Bodyplethysmographie, Blutgasanalyse und Spiroergometrie beruht sehr wesentlich auf

physiologischen, physikalischen und biochemischen Gesetzmäßigkeiten. Der Weg vom zahlenmäßigen Ergebnis zum schriftlichen Befund kann daher systematisch und erstaunlich logisch dargestellt werden, wobei für reine Intuition relativ wenig Spielraum bleibt, ein Aspekt, der in diesem Buch betont wird. Es war daher möglich die in diesem Buch vorgestellte Systematik zur Befunderstellung auch in einem Computerprogramm nach zu vollziehen. Dieses Programm PULMOPRET (29) (Computerunterstützte Lungenfunktions-Interpretation) übernimmt on-line die Messergebnisse von Spirometrie, Bodyplethysmographie und Blutgasanalyse und erstellt nach dem in diesem Buch vorgestellten Regeln einen schriftlichen Befund. (Nähere Informationen unter: www.pulmopret.at, bzw. E-mail: info@pulmopret.at).

Eine off-line Version des Programms ist diesem Buch auf einer CD bei gegeben. Nach Installation auf Ihrem Computer können Sie, sehr geehrte/r LeserIn, die entsprechenden Zahlen der von Ihnen selbst erhobenen Ergebnisse der Lungenfunktionsuntersuchung eintippen und das Programm erstellt dann einen Befund. Da Sie auf diese Weise mit Ihren eigenen Befunden üben können, sofern Ihnen die im Folgenden vorgestellte Vorgangsweise vernünftig und plausibel erscheint, ist die Zahl der im Anhang angeführten Beispiele eher gering gehalten.

Die Lungenfunktionsuntersuchung, insbesondere in ihrer einfachsten Form, der Spirometrie, sollte ebenso wie das EKG oder das Blutbild, selbstverständlicher Bestandteil einer internistisch orientierten Erst- oder auch Gesundenuntersuchung sein. Ich hoffe, dass dieses Buch dazu beiträgt, die Lungenfunktionsuntersuchung im klinischen Alltag nicht nur im stationären sondern auch im niedergelassenen Bereich zu etablieren und zu verbreiten.

Abschließend möchte ich mich noch bei Herrn Dr. Valentin Leibetseder, vom Inst. für Physiologie der Medizinischen Univ. Wien, sehr herzlich für die kritische und konstruktive Durchsicht des Manuskripts bedanken.

Wien, im August 2003

Paul Haber

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	XIII
1 Einige allgemeine Vorbemerkungen	1
1.1 Ventilation.....	5
1.2 Diffusion	6
1.3 Perfusion.....	7
2 Messgrößen der Ventilation	9
2.1 Was ist normal?	9
2.2 Lungenvolumina	10
2.2.1 Standardbedingungen	10
2.2.2 Bestimmungsmethoden	11
2.2.3 Totale Lungkapazität (TLC).....	14
2.2.4 Vitalkapazität (VC) und Residualvolumen (RV)	17
2.2.5 Intrathorakales Gasvolumen (IGV).....	21
2.2.6 Atemzugvolumen (V_T).....	23
2.2.7 Inspiratorisches und expiratorisches Reservevolumen (IRV und ERV).....	24
2.2.8 Verschlussvolumen (CV).....	25
2.2.9 Zusammenfassende Beurteilung der TLC und der Teilvolumina	25
2.3 Atemzeitvolumina (\dot{V})	28
2.3.1 Atemfrequenz (f)	29
2.3.2 Expiratorisches Atemminutenvolumen (\dot{V}_E).....	29
2.3.3 Forciertes Expirationsvolumen der ersten Sekunde (FEV_1)	30
2.3.4 Maximale willkürliche Ventilation (MVV)	34
2.4 Maximaler Atemfluss	35
2.4.1 Konstruktion der Fluss-Volumen-Kurve (F/V- Kurve)	35
2.4.2 Peakflow	36

2.4.3	Maximaler expiratorischer Fluss 75, 50, 25 (MEF _{75, 50, 25}).....	37
2.4.4	Mittlerer maximaler expiratorischer Fluss (MMEF ₂₅₋₇₅)	42
2.4.5	Maximaler inspiratorischer Fluss (MIF)	42
2.5	Interpretation des Spirogramms	43
2.5.1	Allgemeines zur Interpretation von Lungenfunktionsbefunden.....	44
2.5.2	Spirographische Muster ohne Obstruktion.....	46
2.5.3	Spirographische Muster mit Obstruktion.....	48
2.5.4	Befundmuster mit verminderter VC ohne Obstruktion.....	49
2.6	Atemwegswiderstand, Resistance, R _{aw}	50
2.6.1	R _{aw} und FEV ₁	51
2.6.2	Beurteilung der R _{aw} -Kurve	52
2.7	Gemeinsame Beurteilung von Bodyplethysmographie und Spirogramm	54
2.7.1	Befundmuster ohne Restriktion	55
2.7.2	Befundmuster mit Restriktion	58
2.8	Broncholyse-Test	61
2.8.1	Vollständig reversibel.....	62
2.8.2	Teilweise reversibel.....	62
2.8.3	Kleine Luftwege	62
2.8.4	Nicht reversibel.....	62
2.9	Unspezifische bronchiale Provokation; PC20.....	63
2.9.1	Bronchiale Hyperreaktivität.....	63
2.9.2	Inhalationstest	65
2.9.3	Untersuchungsablauf.....	68
2.10	Compliance (C)	69
2.10.1	Bestimmung der Compliance.....	70
2.10.2	Quasi-statische und dynamische Compliance ...	71
2.10.3	Spezifische Compliance, C _{sp}	71
2.10.4	Beurteilung der Compliance	72
3	Arterielle Blutgasanalyse (BGA) mit der Beurteilung des Säure – Basen – Status (SBS)	73
3.1	Entnahme der Blutprobe	73
3.2	Lagerung der entnommenen Blutproben für die BGA	74
3.2.1	Lagerung bei Raumtemperatur.....	74
3.2.2	Längere Lagerung	75
3.3	Messwerte des Gasaustausches	75
3.3.1	Arterieller Sauerstoffpartialdruck (PaO ₂).....	75

3.3.2	Arterielle O ₂ -Sättigung (SaO ₂)	77
3.3.3	Arterieller Kohlendioxidpartialdruck (PaCO ₂)	78
3.3.4	Alveolo-arterielle Sauerstoffpartialdruckdifferenz (AaDO ₂)	79
3.4	Vorgangsweise zur Differentialdiagnose der Funktionsstörungen der Lunge	81
3.4.1	BGA in Ruhe.....	82
3.4.2	BGA unter ergometrischer Belastung	82
3.4.3	BGA während Atmung von reinem Sauerstoff ..	82
3.5	Vier verschiedene Funktionsstörungen der Lunge.....	83
3.5.1	Störungen der Ventilation	83
3.5.2	Diffusionsstörung und anatomischer Rechts-Links-Shunt.....	86
3.6	Differentialdiagnose der Funktionsstörungen der Lunge	90
3.6.1	Die BGA in Ruhe.....	90
3.6.2	Ergometrie, 5 Min. mit 1/3 des Referenzwertes (Watt) mit BGA.....	90
3.6.3	Atmung von reinen O ₂ für 10 Min. mit BGA.....	90
3.7	Säure-Basen-Status (SBS)	91
3.7.1	Messwerte des Säure-Basen-Status.....	92
3.7.2	Störungen im SBS	96
3.7.3	Systematische Vorgangsweise bei der Beurteilung des SBS	102
3.7.4	Störungen des SBS.....	104
4	Beurteilung des Operationsrisikos an Hand der Lungenfunktion	107
4.1	Was wird beurteilt?	107
4.2	Wie wird beurteilt?	108
5	Diffusionskapazität	111
5.1	Prinzip der Messung.....	112
5.2	Diffusionskapazität für Kohlenmonoxyd (D _{LCO}).....	113
5.3	Messung der D _{LCO}	113
5.3.1	Steady state Methode	113
5.3.2	Einatemzugmethode.....	114
5.4	Fehlerquellen der Messung	115
5.5	Kroghfaktor (K _{CO}).....	116
5.6	Zusammenfassende Beurteilung	116

6 Systematische Beurteilung von Spirometrie und Bodypletysmographie	119
6.1 Hauptgruppen	120
6.2 Referenzwerte	121
6.3 Reihenfolge	121
6.3.1 Spirometrie	121
6.3.2 Bodyplethysmographie	121
7 Spiroergometrie.....	123
7.1 Physikalische Begriffe	124
7.2 Welches Ergometer?.....	127
7.2.1 Fahrradergometer	127
7.2.2 Laufbandergometer	128
7.3 Welches Protokoll?	128
7.3.1 Stufenprotokoll.....	130
7.3.2 Rampenprotokoll.....	131
7.4 Spiroergometrische Messwerte und ihre Bedeutung	132
7.4.1 Anthropometrische Basiswerte	133
7.4.2 Primäre Messwerte der Leistung	133
7.4.3 Abgeleitete Messwerte der Leistung	134
7.4.4 Primäre respiratorische Messwerte	137
7.4.5 Abgeleitete respiratorische Messwerte.....	139
7.4.6 Primäre hämodynamische Messwerte.....	158
7.4.7 Abgeleitete hämodynamische Messwerte	162
7.4.8 Metabolische Messwerte.....	164
7.4.9 Messwerte des Gasaustausches.....	166
7.4.10 Messwerte bei Ausbelastung (Maximalwerte).....	166
7.4.11 Messwerte bei submaximaler Belastung	168
7.5 Zusammenfassende Beurteilung der spiroergometrischen Messwerte.....	169
7.5.1 Beurteilung der Leistungsfähigkeit	170
7.5.2 Beurteilung der Ausbelastung	172
7.5.3 Beurteilung des Muskelstoffwechsels	174
7.5.4 Beurteilung des EKG und der Hämodynamik.....	176
7.5.5 Beurteilung der Ventilation	178
7.5.6 Beurteilung des Gasaustausches	179
8 Weiterführende Bücher und Statements	181
8.1 Lungenfunktion	181
8.2 Blutgasanalyse und Säure-Basen-Status	181

Inhaltsverzeichnis	XI
8.3 Spiroergometrie	181
8.4 Leistungsphysiologie	181
8.5 Trainingsberatung	182
Anhang.....	183
Literatur	229
Sachverzeichnis	233

Abkürzungsverzeichnis

%Ref	Prozent des Referenzwertes
°C	Grad Celsius
[]	Konzentration
A \ddot{A} CO ₂	Atemäquivalent für CO ₂
AaDO ₂	Alveolo-arterielle Sauerstoffdifferenz
A \ddot{A} O ₂	Atemäquivalent für O ₂
aETDCO ₂	Differenz zwischen dem PaCO ₂ und dem P _{ET} CO ₂
AR	Atemreserve
AS	Anaerobe Schwelle
ATP	Adenosin Tri Phosphat
BE	Base-Excess
BGA	Blutgasanalyse
BTPS	Body Temperature, Pressure, Saturated
C	Compliance
cal	Kalorie
Cl	Chlor
cm	Zentimeter
CO	Kohlenmonoxyd
CO ₂	Kohlendioxyd
COPD	Chronic obstructive pulmonary disease
C _{sp}	Spezifische Compliance
CV	Closing volume
DFP	Druck-Frequenz-Produkt
dl	Deziliter
D _{LCO}	Diffusionskapazität der Lunge für CO
D _{LO2}	Diffusionskapazität der Lunge für O ₂
EKG	Elektrokardiogramm
ERV	Expiratorisches Reservevolumen
EVC	Expiratorische Vitalkapazität
f	Atemfrequenz
F	(Atem-) Fluss
F/V	Fluss/Volumen

FEV ₁	Forciertes Expirationsvolumen der ersten Sekunde
F _I O ₂	Inspiratorischer Sauerstoffkonzentrationsanteil
FRC	Funktionelles Residualvolumen
FVC	Forcierte Vitalkapazität
H	Wasserstoff
H ₂ CO ₃	Kohlensäure
H ₂ O	Wasser
Hb	Hämoglobin
HCO ₃ ⁻	Bikarbonat
He	Helium
HF	Herzfrequenz
HF _{max}	Maximale Herzfrequenz
HFR	Herzfrequenzreserve
HR-CT	Hochauflösende Computertomographie
HZV	Herzzeitvolumen
IC	Inspiratorische Kapazität
IGV	Intrathorakales Gasvolumen
IRV	Inspiratorisches Reservevolumen
IVC	Inspiratorische Vitalkapazität
J	Joule
kcal	Kilokalorie
K _{CO}	Kroghfaktor
kg	Kilogramm
kJ	Kilojoule
KO	Körperoberfläche
kp	Kilopond
kPa	Kilopascal
kpm	Kilopondmeter
l	Liter
LF	Leistungsfähigkeit
LF%Ref	LF in % des Referenzwertes
m	Meter
m ²	Quadratmeter
MEF	Maximaler expiratorischer Fluss
MET	Metabolische Einheit
MIF	Maximaler inspiratorischer Fluss
min	Minute
ml	Milliliter
mm	Millimeter
MMEF	Maximaler mittexpiratorischer Fluss
mmHg	Millimeter Quecksilbersäule

MVV	Maximal voluntary ventilation, maximale willkürliche Ventilation, Atemgrenzwert
N	Newton
N ₂	Stickstoff
Na	Natrium
Nm	Newtonmeter
O ₂	Sauerstoff
O ₂ P	O ₂ -Puls
ÖGLUT	Österreichische Gesellschaft für Lungenerkrankungen und Tuberkulose
ÖKG	Österreichische kardiologische Gesellschaft
P	Druck eines Gases (in einem Gasgemisch)
PACO	Alveolarer Kohlenmonoxyddruck
PACO ₂	Alveolarer Kohlendioxyddruck
PaCO ₂	Arterieller Kohlendioxyddruck
PAO ₂	Alveolarer Sauerstoffdruck
PaO ₂	Arterieller Sauerstoffdruck
P _B	Barometerdruck
PC ₂₀	Provokationskonzentration für 20% Abfall des FEV ₁
PCO	Kohlenmonoxyd- (Partial-) druck
PCO ₂	Kohlendioxyd- (Partial-) druck
PD ₂₀	Provokationsdosis für 20% Abfall des FEV ₁
PEF	Peak expiratory flow,
P _{ET} CO ₂	Endexpiratorischer (endtidal) CO ₂ -Druck
P _{EX} CO ₂	Gemischt-expiratorischer CO ₂ -Druck
pH	Potentia hydrogenii
PO ₂	Sauerstoff- (Partial-)druck
Q	Perfusionszeitvolumen
R	Resistance
R ²	Bestimmtheitsmaß
R _{aw}	Atemwegsresistance
Ref	Referenzwert
RER	Respiratory exchange rate
RLS	Rechts-links-Shunt
RQ	Respiratorischer Quotient
RR	Arterieller Blutdruck
RV	Residualvolumen
SaO ₂	Arterielle Sauerstoffsättigung
SBS	Säure-Basen-Status
sec	Sekunde
SI	System international für Maßeinheiten
STPD	Standard Temperature, Pressure, Dry

SV	Schlagvolumen
TLC	Total lung capacity, Totalkapazität
V	Volumen
V%	Volumenprozent (ml/deziliter)
\dot{V}_E	Atemminutenvolumen
\dot{V}/Q	Ventilation/Perfusion
$\dot{V}CO$	CO-Aufnahme, V pro Zeit
$\dot{V}CO_2$	CO ₂ -Ausscheidung, V pro Zeit
$\dot{V}O_2$	O ₂ -Aufnahme, V pro Zeit
$\dot{V}O_{2max}$	Maximale O ₂ -Aufnahme
VC	Vital capacity, Vitalkapazität
V_D	Totraumvolumen
$V_D[\%V_t]$	Totraumvolumen in % des Atemzugvolumens
V_t	Atemzugvolumen, tidal volume
W	Watt
W_{max}	Maximale Leistung in Watt
Δ	Differenz

1 Einige allgemeine Vorbemerkungen

Die eigentliche Atmung findet in den einzelnen Körperzellen des tierischen und damit auch des menschlichen Organismus statt, und zwar in den *Mitochondrien*. Dort werden die Nährstoffe, überwiegend Fettsäuren und Glukose und zu einem geringeren Anteil auch Aminosäuren, unter Verbrauch von O_2 zu CO_2 und H_2O abgebaut, was durch die Enzyme des Zitratzyklus und der Atmungskette bewerkstelligt wird. Dabei wird die in den Atombindungen der Nährstoffmoleküle gespeicherte *Bindungsenergie* frei und zur Synthese von ATP (*Adenosintriphosphat*) genutzt, dem universellen Energiedonator aller Lebensvorgänge. Die Mitochondrien sind also jener Ort in den Zellen wo zeitlebens und ununterbrochen für die oxydative Energiebereitstellung O_2 und Nährstoffe verbraucht werden und CO_2 und H_2O gebildet werden.

Diese mitochondriale *Zellatmung* ist also für ihr Funktionieren auf zwei Bedingungen angewiesen:

- trotz des beständigen Verbrauchs von O_2 und Nährstoffen müssen diese dennoch ununterbrochen und kontinuierlich zur Verfügung stehen
- das oxydativ gebildete CO_2 und H_2O muss ebenso kontinuierlich aus den Mitochondrien und im Weiteren aus der Zelle entfernt werden können.

Bei den ersten, ursprünglichen, sauerstoffatmenden Lebewesen war dies weiter kein Problem. Sie waren einzellig und lebten im Meerwasser, in dem sowohl O_2 als auch Nährstoffe in ausreichender und, wegen der praktischen Unerschöpflichkeit des Meerwassers, auch konstanter Konzentration gelöst waren. Für die Nährstoffe, die ja aus komplexeren Molekülen bestehen, mag es schon aktive Transportmechanismen durch die Zellmembran gegeben haben. Für O_2 ist derartiges nicht erforderlich, da er, wegen der geringen Größe des Moleküls, die Zellmembran

ohne weiteres passieren kann. Da, wie erwähnt, im extrazellulären Meerwasser ein konstanter O_2 Druck herrscht (PO_2), im intrazellulären Raum aber zunächst kein O_2 vorhanden ist, besteht zwischen dem extra- und dem intrazellulären Raum eine *Druckdifferenz* für O_2 . Diese Druckdifferenz löst den physikalischen Vorgang der *Diffusion* aus, durch den natürlicherweise Druck- und Konzentrationsunterschiede über kurze Distanzen (<1 mm) ausgeglichen werden. Die Geschwindigkeit des diffusiven Gas- transports hängt dabei hauptsächlich von der Druckdifferenz ab. Da durch den beständigen O_2 -Verbrauch in den Mitochondrien der PO_2 dort immer niedriger ist als im Zytoplasma und dort niedriger als im extrazellulären Meerwasser, besteht auch ein kontinuierlicher diffusiver O_2 -Transport vom Meerwasser zu den Mitochondrien, solange durch den O_2 -Verbrauch der Druckgradient aufrecht erhalten wird. Die O_2 -Versorgung der Mitochondrien durch Diffusion aus dem Meerwasser erfordert also keinen zusätzlichen Energieaufwand der Zelle. Limitiert wird diese diffusive Versorgung durch die Größe der Oberfläche der Zelle und durch den maximalen Druckgradienten, der durch den Druckunterschied für O_2 zwischen dem Meerwasser und dem Mitochondrium gegeben ist.

Auf gleiche Weise wird das metabolisch in den Mitochondrien gebildete CO_2 aus den Zellen entfernt, indem es vom Ort der Entstehung, das ist auch der Ort des größten PCO_2 , in das umgebende Meerwasser diffundiert. Daher erfordert die Entfernung des CO_2 aus der Zelle ebenfalls keine zusätzlich Energie.

Festzuhalten ist, dass bei den ersten O_2 -atmenden Einzellern der Austausch der Atemgase durch Diffusion, entlang entsprechender Diffusionsgradienten erfolgt. Diese Gradienten werden durch die mitochondriale Atmung an sich lebenslänglich aufrecht erhalten.

Dieses Prinzip ist bei der Evolution von komplexen, vielzelligen tierischen Organismen beibehalten worden.

Auch im menschlichen Organismus findet bei jeder einzelnen Körperzelle der Austausch der Atemgase zwischen den Mitochondrien und der extrazellulären Flüssigkeit statt, die in Salzgehalt und pH-Wert mit dem Wasser des Urmeeres übereinstimmt. Da der extrazelluläre Raum aber, im Gegensatz zum Meer, nicht unerschöpflich ist, wäre der dort verfügbare O_2 rasch verbraucht, so dass die Diffusion in die Zelle zum Erliegen käme. Ebenso käme die Diffusion des CO_2 zum Erliegen, sobald es zwischen intra- und extrazellulärem Raum zum Druckausgleich gekommen ist. Nun wäre ja auch ein diffusiver Gasaustausch zwischen dem

extrazellulären Raum und der Umgebung, also der atmosphärischen Luft, denkbar. Dies findet auch tatsächlich statt: bis zu einer Tiefe von 0,4 mm unter der Hautoberfläche ist der Körper durch direkte Diffusion aus und in die Atmosphäre ausreichend versorgt. Um allerdings nur durch Diffusion zu einer Muskelzelle neben dem Femur zu gelangen, ca. 10 cm von der Körperoberfläche entfernt, würde ein O_2 -Molekül tagelang brauchen.

Für den Gasaustausch der Körpergewebe großer und komplexer Organismen mit der Atmosphäre durch einfache Diffusion gibt es also zwei große Hindernisse:

- Die Transportwege sind für die Diffusion viel zu lang. Sie funktioniert mit ausreichender Geschwindigkeit nur über Distanzen von weniger als 1 mm.

Wie oben erwähnt, hängt die O_2 -Menge, die in die Zelle diffundieren kann, auch von der Größe der Zellmembran ab, also von der Fläche, die für die Diffusion insgesamt zu Verfügung steht. Alle Zellen des Körpers haben daher eine Diffusionsfläche, die der Summe aller Zelloberflächen des Körpers entspricht. Demgegenüber ist die Körperoberfläche mit ca. 2 m^2 verschwindend klein.

- Die Körperoberfläche stellt also für den O_2 -Bedarf der Körperzellen ein diffusives Nadelöhr dar.

Diese Hindernisse wurden durch zwei evolutionäre Entwicklungen beseitigt:

1. Der diffusive Gasaustausch zwischen der Atmosphäre und dem körperoberflächennahen extrazellulären Raum sowie zwischen dem extrazellulären Raum und den Körperzellen wurde durch einen konvektiven Gastransport, also durch Strömung, ergänzt. Durch die Konvektion können größere Entfernungen in Sekundenschnelle überbrückt werden. Das Organsystem des Gastransports durch Strömung von der Körperoberfläche zu jeder einzelnen Körperzelle und zurück ist der Kreislauf. Der O_2 gelangt zunächst durch Diffusion aus der Atmosphäre in den Kreislauf, der zum extrazellulären Raum gehört. Mit dem Kreislauf wird der O_2 dann mit dem strömenden Blut binnen Sekunden zu jeder einzelnen Körperzelle transportiert. Dort findet dann zwischen den Kapillaren und den Zellen wieder ein diffusiver Gasaustausch statt. Das in

den Zellen metabolisch gebildete CO_2 geht den umgekehrten Weg. Der Kreislauf besteht daher aus 3 Einzelorganen:

- Das *Blut*: das ist das Transportmedium für die Atemgase.
 - Das *Gefäßsystem*: das ist das Röhrensystem, in dem das Blut von der Körperoberfläche bis zu jeder einzelnen Körperzelle gelangt.
 - Das *Herz*: das ist die Pumpe, die das Blut im Gefäßsystem in Strömung hält.
2. Auch für das Problem der Körperoberfläche gibt es eine evolutionäre Lösung und das ist die Lunge. Die Lunge besteht aus 300 bis 500 Millionen Alveolen, jede mit einem Durchmesser von ca. 0,2 mm, von denen jede einzelne über den Bronchialbaum in unmittelbarer und offener Verbindung mit der Atmosphäre steht. Alle Alveolen zusammen haben eine Oberfläche, die größenordnungsmäßig der Summe aller Körperzelloberflächen entspricht ($80\text{--}120\text{ m}^2$). Die Alveolaroberfläche ist also funktionell ein nach innen gefalteter Teil der Körperoberfläche. Der Alveolarraum gehört daher eigentlich nicht zum Körperinneren, dem extrazellulären Raum, sondern zur atmosphärischen Außenwelt. 95% der Körperseite der Alveolarfläche ist mit Kapillaren bedeckt, so dass die verfügbare Diffusionsfläche praktisch der Alveolarfläche entspricht. Als quasi Teil der Körperoberfläche ist die Alveolarfläche ebenso wie jene nur von der Körpermasse abhängig und ansonsten unveränderlich. Das heißt z.B., dass die Alveolarfläche, und damit auch die Diffusionskapazität der Lunge, im Gegensatz zur Mitochondrienmasse oder der Herzmuskelmasse, durch Training nicht zu und durch Bewegungsmangel nicht abnimmt. Glücklicherweise ist die Alveolaroberfläche beim Menschen derart dimensioniert, dass die Diffusionskapazität bei normalen gesunden Menschen in etwa doppelt so groß ist, wie die maximale O_2 -Menge, die bei äußerster Anstrengung über die Lunge in den Kreislauf aufgenommen und an die Mitochondrien der Skelettmuskulatur weitergegeben wird. (Daher kann auch eine Pneumektomie bei einem ansonsten gesunden Menschen und gesunder Restlunge ohne wesentliche Beeinträchtigung verkraftet werden).

Die Hauptaufgabe der Lunge ist daher die *Arterialisierung* des Blutes, d.h. einerseits der beständige diffusive Übertritt von O_2 vom Alveolarraum, der zur atmosphärischen Außenwelt

gehört, durch die alveolo-kapilläre Membran ins Blut, das zum Extrazellulärraum des Körpers gehört; und andererseits die Diffusion von CO_2 in umgekehrter Richtung. Die Qualität der Arterialisierung des Blutes kann global mit der Analyse der arteriellen Blutgase PaO_2 und PaCO_2 beurteilt werden (deshalb ist die arterielle Blutgasanalyse eigentlich die wichtigste Lungenfunktionsuntersuchung). Im Rahmen dieser globalen Funktion lassen sich 3 Teilfunktionen der Lunge unterscheiden, die aus dem bisher Gesagten verständlich werden:

1.1 Ventilation

Die *Ventilation* ist das, was gemeinhin als Atmung bezeichnet wird und bedeutet die Belüftung des Alveolarraumes. Da der Luft des Alveolarraumes beständig O_2 entnommen und dafür CO_2 zugefügt wird, muss sie, ebenso beständig, mit der atmosphärischen Luft ausgetauscht werden um sicher zu stellen, dass die Alveolarluft immer einen höheren O_2 -Gehalt und einen niedrigeren CO_2 -Gehalt hat als das mit dem Kreislauf von den Körperzellen an transportierte venöse Blut. Da die Entfernungen zwischen der Alveolaroberfläche und der Mundöffnung für Diffusion viel zu groß sind, kann die Belüftung nur konvektiv, also durch Luftströmung erfolgen. Die Luftströmung wird durch das *Blasbalgprinzip* erzeugt. Durch eine aktive Vergrößerung des Alveolarraumes (durch die Kraft der Atemmuskeln) entsteht gegenüber der freien Atmosphäre ein Unterdruck und es wird Luft aus der Atmosphäre angesaugt: dies ist die Einatmung (*Inspiration*). Bei der Verkleinerung wird durch den entstehenden Überdruck Luft in die Atmosphäre abgeblasen: dies ist die Ausatmung (*Expiration*). Die Verbindung jeder einzelnen Alveole zur Außenluft erfolgt über das Bronchialsystem, die Luftleitungswege. Im Bronchialsystem findet, im Gegensatz zu den Alveolen, kein Gasaustausch statt, daher wird die Luft, die sich am Ende einer Inspiration im *Bronchialsystem* (sowie auch in Rachen, Mund und Nase) befindet, unverändert wieder abgeatmet. Deswegen wird das Bronchialsystem auch als *anatomischer Totraum* bezeichnet, der ca. 100–150 ml beträgt. Bei der Ventilation kann man daher einen *alveolaren Anteil* und einen *Totraumanteil* unterscheiden. Bei Ruheatmung macht letzterer ca. 30% der gesamten Ventilation aus.

Das Bronchialsystem beginnt bei der Trachea, die sich in die beiden Hauptbronchien teilt. Jeder Bronchus teilt sich weiter in

2–3 Tochterbronchien in insgesamt bis zu 25 Teilungsgenerationen. Bis zur 5. Teilungsgeneration spricht man von den *großen Bronchien*, die in den Bronchialwänden auch Knorpel tragen. Weiter bis zur 16. Teilungsgeneration handelt es sich um die *kleinen Bronchien* (Bronchiolen, englisch: *small airways*), die keine Knorpel mehr besitzen. Danach kommen die *respiratorischen Bronchiolen*, die bereits Alveolen tragen und ab etwa der 20. Teilungsgeneration die *Alveolargänge*, die schließlich in die *Alveolarsäckchen* münden. Obwohl der Durchmesser der Bronchien nach jeder Teilung abnimmt, nimmt der Gesamtquerschnitt nach jeder Teilung um etwa das 1,4-fache zu. Daher ist nach 17 Teilungsgenerationen der Gesamtquerschnitt aller Bronchien von den ca. 5 cm² der Trachea auf rund 1 m² angewachsen. Danach nimmt der Gesamtquerschnitt nach jeder Teilung noch stärker zu und erreicht auf der Ebene der Alveolargänge etwa 20–30 m², bis schließlich, nach einigen weiteren Teilungen, der Endpunkt, die Alveolarfläche mit ca. 80–120 m², erreicht ist. Die Luftströmung in den Bronchien wird, entsprechend den Strömungsgesetzen, immer langsamer und kommt im Bereich der respiratorischen Bronchiolen allmählich zum Stillstand. Hier beginnt die Zone des diffusiven Transports zur Alveolarmembran für O₂, bzw., in umgekehrter Richtung, für CO₂.

1.2 Diffusion

Die *Diffusion* ist der eigentliche Vorgang der O₂-Aufnahme aus der Luft in das Körperinnere, bzw. der CO₂-Abgabe in umgekehrter Richtung. Im Detail kann man dabei 3 verschiedene Diffusionsstrecken unterscheiden:

1. Die Diffusion im Alveolarbereich (Alveolargänge, -säckchen und Alveolen). Sie geht vom Ende des konvektiven Lufttransports bis zur Alveolarmembran. Wenn es durch eine Erkrankung zu einer Verlängerung dieser Strecke kommt, z.B., wenn bei einem primären Emphysem der Durchmesser der Alveolarsäckchen zunimmt, dann wird bereits dieser Teil der Diffusion behindert.
2. Die Diffusion durch die alveolo-kapilläre Membran, die aus den Alveolarzellen vom Typ I, dem Interstitium und den Kapillarendothelzellen besteht. Sie geht von der Alveolarluft zum Blut und wird durch zunehmende Dicke der Membran behindert, wie z.B. bei einer interstitiellen Lungenerkrankung.

3. Die Diffusion in die Erythrozyten inklusive der Assoziation an das Hämoglobin. Sie wird durch die Menge der Erythrozyten, bzw. des Hämoglobins im pulmonalen Kapillarblut beeinflusst, und nimmt z.B. bei einer Anämie oder bei einem gefäßrarefizierenden Prozess ab.

1.3 Perfusion

Die *Perfusion* ist die Durchblutung des dichten Kapillarnetzes der Lunge, das jede Alveole umgibt und ist eine Leistung des Kreislaufs. Der Lungenkreislauf gehört zum venösen Niederdrucksystem mit Blutdruckwerten von 25/10 mmHg. Ebenso wie die Ventilation ist die Perfusion unabdingbar zur Aufrechterhaltung der Druckunterschiede zwischen Alveolarluft und Kapillarblut, durch welche die Diffusion möglich gemacht wird.

2 Messgrößen der Ventilation

2.1 Was ist normal?

Wenn man sich mit der klinischen Beurteilung von Messgrößen befasst, wenn man also beurteilen will, ob ein Messwert normal oder davon abweichend ist, dann sind geeignete Normal- oder *Referenzwerte* eine Voraussetzung. Der Messwert selbst als absolute Zahl, z.B. ein Atemvolumen in Liter, ist noch nicht ausreichend um Beurteilungen wie „normal“, „vermindert“ oder „vergrößert“ zu treffen. Ein und derselbe Wert kann nämlich für einen 25-jährigen großen Mann „vermindert“ und für eine 70-jährige kleine Dame „vergrößert“ sein. Klinisch informativ wird der Messwert erst dann, wenn er zum Normal- (oder Referenz-) wert in Beziehung gesetzt wird. Für diesen Zweck wird der Messwert in Prozent des Referenzwertes angegeben. Dazu dient folgende kleine Formel:

- $\text{Messwert\%Ref} = 100 \cdot \text{Messwert/Referenzwert}$

Diese Prozentzahl repräsentiert die Abweichung des Messwertes vom Referenzwert und diese Abweichung ist die eigentliche klinische Information. Der Referenzwert wird mit einer Formel geschätzt, bzw. kann er einer aus dieser Formel abgeleiteten Tabelle oder aus einem ebenfalls aus der Formel abgeleiteten Nomogramm entnommen werden. Bei der Formel handelt es sich um eine *Regressionsgleichung*. Das ist eine statistische Formel, die den Zusammenhang zwischen einer oder mehreren unabhängigen Variablen und einer abhängigen Variablen beschreibt, also z.B. von Größe, Gewicht und Alter und der Vitalkapazität. Eine derartige Referenzwertformel wird durch die statistische Bearbeitung der Messwerte einer möglichst großen Anzahl gesunder Menschen gewonnen. Alle Werte von Alter, Größe und Gewicht, für die diese Referenzwertformel gelten soll, müssen in der untersuchten Gruppe auch tatsächlich vorgekommen sein,

(also auch „sehr alt“ oder „sehr groß“). Nur dann darf die Referenzwertformel auch umfassend angewendet werden. Außerdem werden die Referenzwerte auch nach Geschlechtern getrennt bestimmt.

Die Angabe in Prozent des Referenzwertes hat den unschätzbaren Vorteil, dass „100%“ immer „normal“ bedeutet, völlig unabhängig von der individuellen Ausprägung der anthropometrischen Variablen.

Es existieren eine Mehrzahl derartiger Referenzwertformeln, die durchaus unterschiedliche Werte für „normal“ ergeben. Moderne elektronische Spirometer bieten meist auch mehrere solcher Formeln zur Auswahl an. Das Problem bei unterschiedlichen Referenzwertformeln ist, dass ein und der selbe Messwert bei einer Formel, die den Referenzwert niedriger schätzt, als „im Normalbereich befindlich“ beurteilt werden würde, hingegen bei einer anderen Formel, die den Referenzwert höher schätzt, schon als „vermindert“ eingestuft würde. Wenn ein Arzt in der eigenen Ordination Spirometrie betreibt, dann sollte immer das gleiche Referenzwertsystem verwendet werden, es ist aber nicht so wichtig welches. Anders ist es, wenn die Ergebnisse von Lungenfunktionsuntersuchungen von verschiedenen Stellen beurteilt werden (müssen). Dann sollten natürlich alle Stellen das gleiche Referenzwertsystem verwenden.

In Österreich werden deshalb auf Empfehlung der „Österreichischen Gesellschaft für Lungenerkrankungen und Tuberkulose“ (ÖGLUT) für die spirometrischen Messwerte bundesweit die „*Österreichischen Normalwerte*“ verwendet, die auf der Untersuchung von über 20.000 gesunden Personen basieren (1) (die Formeln sind im Anhang angeführt). Die Bewertung als „normal“, „erhöht“ oder „vermindert“ ist daher in ganz Österreich einheitlich!

2.2 Lungenvolumina

Die Lungenvolumina beschreiben die Dimensionen, also die Größenverhältnisse der Lunge.

2.2.1 Standardbedingungen

Sofern bei der Überprüfung der Ventilation Gasvolumina gemessen werden ist zu berücksichtigen, dass Gase ihr Volumen

ändern, wenn sich der Druck ändert (Boyle-Marriott'sches Gesetz: $P \cdot V = \text{konstant}$); aber auch, wenn sich die Temperatur ändert (um $1/273$ pro 1°C). D.h., dass bereits witterungsbedingte Luftdruckschwankungen oder die Aufwärmung der eingeatmeten Luft in der Lunge das Volumen verändern. Einen variablen Anteil an den Atemvolumina nimmt auch der gasförmige Wasserdampf ein; sein Anteil ist nach Sättigungsgrad und Temperatur verschieden.

Um nun unter verschiedenen Bedingungen gemessene Atemvolumina vergleichbar zu machen, müssen die Gasvolumina auf Standardbedingungen, d.h. auf gleichen Druck, gleiche Temperatur und gleiche Wasserdampfsättigung, umgerechnet werden.

Im Fall der Atemluft handelt es sich dabei um den Standard BTPS, d.h. *Body Temperature-Pressure-Saturated*. Die Temperatur wird dabei mit 37°C festgesetzt, entsprechend der Körpertemperatur im Alveolarraum, der Druck mit 760 mmHg , entsprechend dem Luftdruck auf Meeresebene und die Wasserdampfsättigung mit 100% , ebenfalls entsprechend den Bedingungen im Alveolarraum. Moderne computerisierte Spirometrieeräte nehmen diese Umrechnung automatisch vor.

Bei den Atemgasen O_2 und CO_2 wird ein anderer Standard verwendet: STPD, d.h. *Standard Temperature-Pressure-Dry*. Die Temperatur wird mit 0°C angenommen, der Druck mit 760 mmHg und die Wasserdampfsättigung mit 0% .

2.2.2 Bestimmungsmethoden

2.2.2.1 Spirometrie

Eine *Spirometrie* ist die Registrierung (= Spirographie) und Messung der ventilatorisch mobilisierbaren Atemvolumina. Da dies nicht das gesamte Lungenvolumen betrifft, und der apparative Aufwand geringer ist, spricht man auch von „kleiner Lungenfunktionsprüfung“.

Der Prototyp des Spirometers ist das *Glockenspirometer*, das direkt die Atemvolumina misst. Es besteht aus einer in Wasser schwimmenden Gasglocke, an deren Hohlraum der Proband mittels Schlauch und Mundstück angeschlossen ist und die durch Aus- und Einatmen mehr oder weniger im Wasser eintaucht (*geschlossenes System*). Die Auf- und Abbewegungen

