

Paul Haber

# Lungenfunktion und Spiroergometrie

Interpretation und Befunderstellung  
unter Einschluss der arteriellen  
Blutgasanalyse

3. Auflage

**Pulmopret  
Light 2012:**  
[www.pulmopret.at](http://www.pulmopret.at)



## Lungenfunktion und Spiroergometrie

Paul Haber

# Lungenfunktion und Spiroergometrie

**Interpretation und Befunderstellung unter  
Einschluss der arteriellen Blutgasanalyse**

3. Auflage

 Springer

**Univ. Prof. Dr. Paul Haber**

Medizinische Universität Wien

Klinik für Innere Medizin II

paul.haber@meduniwien.ac.at

ISBN 978-3-7091-1276-2

ISBN 978-3-7091-1277-9 (eBook)

DOI 10.1007/978-3-7091-1277-9

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.

© Springer-Verlag Wien 2004, 2007, 2013

Das Werk einschließlich aller seiner Teile ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung, die nicht ausdrücklich vom Urheberrechtsgesetz zugelassen ist, bedarf der vorherigen Zustimmung des Verlags. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Bearbeitungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen. Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutzgesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürfen.

Produkthaftung: Für Angaben über Dosierungsanweisungen und Applikationsformen kann vom Verlag keine Gewähr übernommen werden. Derartige Angaben müssen vom jeweiligen Anwender im Einzelfall anhand anderer Literaturstellen auf ihre Richtigkeit überprüft werden.

*Satz und Repro:* TypoStudio Tobias Schaedla, Heidelberg

*Einbandentwurf:* wmxdesign, Heidelberg

Gedruckt auf säurefreiem und chlorfrei gebleichtem Papier

Springer Medizin ist Teil der Fachverlagsgruppe Springer Science+Business Media  
[www.springer.com](http://www.springer.com)

# Vorwort zur 3. Auflage

---

Erfreulicherweise ist auch die 2. Auflage zwischenzeitlich vergriffen. Dies kann einerseits dahingehend interpretiert werden, dass die Lungenfunktionsuntersuchung und auch die Spiroergometrie bereits zunehmend in der medizinischen Praxis etabliert sind und andererseits, dass dieses Buch von vielen interessierten ÄrztInnen als Hilfe bei der Einarbeitung in die Interpretation und Befunderstellung geschätzt wird. Diese Überlegungen haben zur Vorbereitung einer 3. Auflage geführt, die nun in überarbeiteter Form vorliegt, wobei das bewährte didaktische Konzept der Konzentration auf die Interpretation der vom Computer ausgedruckten Zahlen (durch Vergleich mit Referenzwerten) beibehalten wurde.

Auch der 3. Auflage steht eine Testversion des Lungenfunktion-Interpretationsprogramms »Pulmopret light 2012« zur Verfügung – allerdings, dem Fortschritt der Kommunikationstechnik entsprechend, nicht mehr als beigelegte CD, sondern als Link zur Webadresse: [www.pulmopret.at/online](http://www.pulmopret.at/online). Dort findet man auch weitere Informationen zur Vollversion, die in den eigenen Lungenfunktionscomputer installiert und zur automatischen Erstellung von Befund, Befundbeschreibung und Funktionsdiagnose genutzt werden kann.

Wien, im August 2012  
Paul Haber

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einige allgemeine Vorbemerkungen</b> .. 1	2.5.2	Spirografische Muster ohne Obstruktion .....	42	
1.1	Ventilation .....	5			
1.2	Diffusion .....	6	2.5.3	Spirografische Muster mit Obstruktion .....	44
1.3	Perfusion .....	7	2.5.4	Befundmuster mit verminderter VC ohne Obstruktion .....	45
<b>2</b>	<b>Messgrößen der Ventilation</b> .....	<b>9</b>	2.6	Atemwegswiderstand, Resistance, $R_{aw}$ ..	45
2.1	Was ist normal? .....	10	2.6.1	$R_{aw}$ und $FEV_1$ .....	47
2.2	Lungenvolumina .....	11	2.6.2	Beurteilung der $R_{aw}$ -Kurve .....	47
2.2.1	Standardbedingungen .....	11	2.7	Gemeinsame Beurteilung von Body- plethysmografie und Spirogramm .....	50
2.2.2	Bestimmungsmethoden .....	12	2.7.1	Befundmuster ohne Restriktion .....	50
2.2.3	Totale Lungkapazität (TLC) .....	14	2.7.2	Befundmuster mit Restriktion .....	52
2.2.4	Vitalkapazität (VC) und Residual- volumen (RV) .....	17	2.8	Broncholysetest .....	54
2.2.5	Intrathorakales Gasvolumen (IGV) .....	20	2.8.1	Vollständig reversibel .....	55
2.2.6	Atemzugvolumen ( $V_t$ ) .....	22	2.8.2	Teilweise reversibel .....	56
2.2.7	Inspiratorisches und expiratorisches Reservevolumen (IRV und ERV) .....	22	2.8.3	Kleine Luftwege .....	56
2.2.8	Verschlussvolumen (CV) .....	23	2.8.4	Nicht reversibel .....	56
2.2.9	Zusammenfassende Beurteilung der TLC und der Teilvolumina .....	24	2.9	Unspezifische bronchiale Provokation; PC 20 .....	56
2.3	Atemzeitvolumina ( $\dot{V}$ ) .....	26	2.9.1	Bronchiale Hyperreaktivität .....	56
2.3.1	Atemfrequenz (f) .....	26	2.9.2	Inhalationstest .....	58
2.3.2	Expiratorisches Atemminuten- volumen ( $\dot{V}_E$ ) .....	27	2.9.3	Untersuchungsablauf .....	60
2.3.3	Forciertes Expirationsvolumen der ersten Sekunde ( $FEV_1$ ) .....	28	2.10	Compliance (C) .....	61
2.3.4	Maximale willkürliche Ventilation (MVV) .....	31	2.10.1	Bestimmung der Compliance .....	62
2.4	Maximaler Atemfluss .....	31	2.10.2	Quasistatische und dynamische Compliance .....	62
2.4.1	Konstruktion der Fluss-Volumen-Kurve (F/V-Kurve) .....	32	2.10.3	Spezifische Compliance ( $C_{sp}$ ) .....	63
2.4.2	Peakflow .....	33	2.10.4	Beurteilung der Compliance .....	64
2.4.3	Maximaler expiratorischer Fluss 75, 50, 25 ( $MEF_{75, 50, 25}$ ) .....	34	2.11	Weiterführende Bücher zur Vertiefung .....	64
2.4.4	Mittlerer maximaler expiratorischer Fluss ( $MMEF_{25-75}$ ) .....	37	<b>3</b>	<b>Arterielle Blutgasanalyse (BGA) mit der Beurteilung des Säure- Basen-Status (SBS)</b> .....	<b>65</b>
2.4.5	Maximaler inspiratorischer Fluss (MIF) .....	39	3.1	Entnahme der Blutprobe .....	66
2.5	Interpretation des Spirogramms .....	40	3.2	Lagerung der entnommenen Blutproben für die BGA .....	67
2.5.1	Allgemeines zur Interpretation von Lungenfunktionsbefunden .....	41	3.2.1	Lagerung bei Raumtemperatur .....	67
			3.2.2	Längere Lagerung .....	67
			3.3	Messwerte des Gasaustausches .....	67

3.3.1	Arterieller Sauerstoffpartialdruck ( $p_aO_2$ )	68	5.3.2	Einatemzugmethode	102
3.3.2	Arterielle $O_2$ -Sättigung ( $S_aO_2$ )	69	5.4	Fehlerquellen der Messung	103
3.3.3	Arterieller Kohlendioxidpartialdruck ( $p_aCO_2$ )	71	5.5	Krogh-Faktor ( $K_{CO}$ )	104
3.3.4	Alveolo-arterielle Sauerstoffpartialdruckdifferenz ( $AaDO_2$ )	71	5.6	Zusammenfassende Beurteilung	104
3.4	Vorgangsweise zur Differenzialdiagnose der Funktionsstörungen der Lunge	73	<b>6</b>	<b>Systematische Beurteilung von Spirometrie und Bodyplethysmografie</b>	<b>107</b>
3.4.1	BGA in Ruhe	73	6.1	Befundblatt	108
3.4.2	BGA unter ergometrischer Belastung	73	6.2	Hauptgruppen	109
3.4.3	BGA während Atmung von reinem Sauerstoff	74	6.3	Referenzwerte	109
3.5	Vier verschiedene Funktionsstörungen der Lunge	74	6.4	Reihenfolge	110
3.5.1	Störungen der Ventilation	75	6.4.1	Spirometrie	110
3.5.2	Diffusionsstörung und anatomischer Rechts-links-Shunt	77	6.4.2	Bodyplethysmografie	110
3.6	Differenzialdiagnose der Funktionsstörungen der Lunge	80	<b>7</b>	<b>Spiroergometrie</b>	<b>111</b>
3.6.1	BGA in Ruhe	80	7.1	Physikalische Begriffe	113
3.6.2	Ergometrie, 5 min mit 1/3 des Referenzwertes (Watt) mit BGA	81	7.2	Welches Ergometer?	115
3.6.3	Atmung von reinem $O_2$ für 10 min mit BGA	81	7.2.1	Fahrradergometer	116
3.7	Säure-Basen-Status (SBS)	81	7.2.2	Laufbandergometer	116
3.7.1	Messwerte des Säure-Basen-Status	82	7.3	Welches Protokoll?	116
3.7.2	Störungen im SBS	86	7.3.1	Stufenprotokoll	118
3.7.3	Systematische Vorgangsweise bei der Beurteilung des SBS	91	7.3.2	Rampenprotokoll	119
3.7.4	Störungen des SBS	92	7.4	Spiroergometrische Messwerte und ihre Bedeutung	120
3.8	Weiterführende Bücher zur Vertiefung	93	7.4.1	Anthropometrische Basiswerte	121
<b>4</b>	<b>Beurteilung des Operationsrisikos an Hand der Lungenfunktion</b>	<b>95</b>	7.4.2	Messwerte der Leistung	122
4.1	Was wird beurteilt?	96	7.4.3	Respiratorische Messwerte	125
4.2	Wie wird beurteilt?	97	7.4.4	Hämodynamische Messwerte	143
<b>5</b>	<b>Diffusionskapazität</b>	<b>99</b>	7.4.5	Metabolische Messwerte	149
5.1	Prinzip der Messung	101	7.4.6	Messwerte des Gasaustausches	151
5.2	Diffusionskapazität für Kohlenmonoxid ( $D_{LCO}$ )	101	7.4.7	Messwerte bei Ausbelastung (Maximalwerte)	151
5.3	Messung der $D_{LCO}$	101	7.5	Zusammenfassende Beurteilung der spiroergometrischen Messwerte	153
5.3.1	Steady-State-Methode	102	7.5.1	Beurteilung der Leistungsfähigkeit	155
			7.5.2	Beurteilung der Ausbelastung	156
			7.5.3	Beurteilung des Muskelstoffwechsels	158
			7.5.4	Beurteilung des EKG und der Hämodynamik	159
			7.5.5	Beurteilung der Ventilation	161
			7.5.6	Beurteilung des Gasaustausches	162
			7.6	Weiterführende Bücher zur Vertiefung	162

7.6.1	Spiroergometrie .....	162
7.6.2	Leistungsphysiologie .....	162
7.6.3	Trainingsberatung .....	163
<b>Literatur .....</b>		<b>165</b>
<b>Anhang .....</b>		<b>169</b>
A.1	Österreichische Referenzwerte für die Spirometrie .....	170
A.1.1	Referenzwerte für die maximale Leistung in Watt ( $W_{\max}$ ) bei symptomlimitierter Ergometrie; empfohlen von der Österreichischen Kardiologischen Gesellschaft .....	171
A.1.2	Referenzwerte für den maximalen systolischen Blutdruck (OGW $RR_{\text{syst}}$ ) unter fahradergometrischer Belastung .....	171
A.1.3	Oberer Grenzwert für die Atemwegs- resistance ( $R_{\text{aw}}$ ) in Abhängigkeit vom IGV .....	172
A.2	Beispiele für die Interpretation von Ergebnissen der Lungenfunktions- untersuchung: Spirometrie und Bodyplethysmografie .....	172
A.3	Beispiele für die Interpretation spiroergometrischer Befunde .....	182
<b>Stichwortverzeichnis .....</b>		<b>209</b>

# Abkürzungen

---

A $\dot{A}CO_2$	Atemäquivalent für CO <sub>2</sub>	Hb	Hämoglobin
AaDO <sub>2</sub>	alveolo-arterielle Sauerstoffdifferenz	HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup>	Bikarbonat
A $\dot{A}O_2$	Atemäquivalent für O <sub>2</sub>	He	Helium
aETDCO <sub>2</sub>	Differenz zwischen dem p <sub>a</sub> CO <sub>2</sub> und dem p <sub>ET</sub> CO <sub>2</sub>	HF	Herzfrequenz
AR	Atemreserve	HF <sub>max</sub>	maximale Herzfrequenz
AS	anaerobe Schwelle	HFR	Herzfrequenzreserve
ATP	Adenosintriphosphat	HR-CT	hochauflösende Computertomografie
BE	»base excess«, Basenüberschuss	HZV	Herzzeitvolumen
BGA	Blutgasanalyse	IC	inspiratorische Kapazität
BTPS	»body temperature, pressure, saturated«	IGV	intrathorakales Gasvolumen, Atemruhelage
C	Compliance	IRV	inspiratorisches Reservevolumen
cal	Kalorie	IVC	inspiratorische Vitalkapazität
Cl	Chlor	J	Joule
cm	Zentimeter	kcal	Kilokalorie
CO	Kohlenmonoxid	K <sub>CO</sub>	Krogg-Faktor
CO <sub>2</sub>	Kohlendioxid	kg	Kilogramm
COPD	»chronic obstructive pulmonary disease«	kJ	Kilojoule
C <sub>sp</sub>	spezifische Compliance	KO	Körperoberfläche
CV	»closing volume«, Verschlussvolumen	Kp	Kilopond
DFP	Druck-Frequenz-Produkt	kPa	Kilopascal
dl	Deziliter	Kpm	Kilopondmeter
D <sub>LCO</sub>	Diffusionskapazität der Lunge für CO	l	Liter
D <sub>LO2</sub>	Diffusionskapazität der Lunge für O <sub>2</sub>	LF	Leistungsfähigkeit
EKG	Elektrokardiogramm	LF%Ref	LF in % des Referenzwertes
ERV	expiratorisches Reservevolumen	m	Meter
EVC	expiratorische Vitalkapazität	m <sup>2</sup>	Quadratmeter
f	Atemfrequenz	MEF	maximaler expiratorischer Fluss
F	(Atem-)Fluss	MET	metabolische Einheit
F/V	Fluss/Volumen	MIF	maximaler inspiratorischer Fluss
FEV <sub>1</sub>	forciertes Expirationsvolumen der ersten Sekunde	min	Minute
F <sub>I</sub> O <sub>2</sub>	inspiratorischer Sauerstoffkonzentrationsanteil	ml	Milliliter
FRC	funktionelles Residualvolumen	mm	Millimeter
FVC	forcierte Vitalkapazität	MMEF	maximaler mittexpiratorischer Fluss
H	Wasserstoff	mmHg	Millimeter Quecksilbersäule, Einheit des Drucks
H <sub>2</sub> CO <sub>3</sub>	Kohlensäure	MVV	»maximal voluntary ventilation«, maximale willkürliche Ventilation, Atemgrenzwert
H <sub>2</sub> O	Wasser	N	Newton
		N <sub>2</sub>	Stickstoff

XII Abkürzungen

Na	Natrium	SV	Schlagvolumen
Nm	Newtonmeter	TLC	»total lung capacity«, Totalkapazität
O <sub>2</sub>	Sauerstoff	V	Volumen
O <sub>2</sub> P	O <sub>2</sub> -Puls	V%	Volumenprozent (ml/dl)
ÖGP	Österreichische Gesellschaft für Pneumologie	VAT	»ventilatory anaerobic treshold«, ventilatorische anaerobe Schwelle
ÖKG	Österreichische Kardiologische Gesellschaft	$\dot{V}_E$	Atemminutenvolumen
p	Druck eines Gases (in einem Gasgemisch)	$\dot{V}/\dot{Q}$	Ventilation/Perfusion
p <sub>A</sub> CO	alveolarer Kohlenmonoxiddruck	$\dot{V}CO$	CO-Aufnahme pro Minute
p <sub>A</sub> CO <sub>2</sub>	alveolarer Kohlendioxiddruck	$\dot{V}CO_2$	CO <sub>2</sub> -Ausscheidung pro Minute
p <sub>a</sub> CO <sub>2</sub>	arterieller Kohlendioxiddruck	$\dot{V}O_2$	O <sub>2</sub> -Aufnahme pro Minute
p <sub>A</sub> O <sub>2</sub>	alveolarer Sauerstoffdruck	$\dot{V}O_{2max}$	maximale O <sub>2</sub> -Aufnahme
p <sub>a</sub> O <sub>2</sub>	arterieller Sauerstoffdruck	VC	»vital capacity«, Vitalkapazität
p <sub>B</sub>	Barometerdruck	V <sub>D</sub>	Totraumvolumen
PC <sub>20</sub>	Provokationskonzentration für 20% Abfall des FEV <sub>1</sub>	V <sub>D</sub> [%V <sub>t</sub> ]	Totraumvolumen in % des Atemzugvolumens
pCO	Kohlenmonoxid(partial)druck	V <sub>t</sub>	»tidal volume«, Atemzugvolumen
pCO <sub>2</sub>	Kohlendioxid(partial)druck	W	Watt
PD <sub>20</sub>	Provokationsdosis für 20% Abfall des FEV <sub>1</sub>	W <sub>max</sub>	maximale Leistung in Watt
PEF	»peak expiratory flow«	Δ	Differenz
p <sub>ET</sub> CO <sub>2</sub>	endexpiratorischer (»endtidal«) CO <sub>2</sub> -Druck	%Ref	Prozent des Referenzwertes
p <sub>EX</sub> CO <sub>2</sub>	gemischt-expiratorischer CO <sub>2</sub> -Druck	°C	Grad Celsius
pH	Potentia hydrogenii	[ ]	Konzentration
pO <sub>2</sub>	Sauerstoff(partial)druck		
$\dot{Q}$	Perfusionszeitvolumen		
R	Resistance		
R <sup>2</sup>	Bestimmtheitsmaß		
R <sub>aw</sub>	Atemwegsresistance		
Ref	Referenzwert		
RER	Respiratory exchange rate		
RLS	Rechts-links-Shunt		
RQ	respiratorischer Quotient		
RR	arterieller Blutdruck		
RV	Residualvolumen		
S <sub>a</sub> O <sub>2</sub>	arterielle Sauerstoffsättigung		
SBS	Säure-Basen-Status		
s	Sekunde		
SI	»Système international d'unités«, internationales System für Maßeinheiten		
STPT	»standard temperature, pressure, dry«		

# Einige allgemeine Vorbemerkungen

- 1.1 Ventilation – 5
- 1.2 Diffusion – 6
- 1.3 Perfusion – 7

## Vorgang der mitochondrialen Zellatmung

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 (Adenosin-triphosphat) genutzt, dem universellen Energiedonator aller Lebensvorgänge. Die Mitochondrien sind also jener Ort in den Zellen, wo zeitlebens und ununterbrochen für die oxidative Energiebereitstellung  $O_2$  und Nährstoffe verbraucht 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 oxidativ 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 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 derartige 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 ( $p_{O_2}$ ), 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 Gastransports hängt dabei hauptsächlich von der Druckdifferenz ab. Da durch den beständigen  $O_2$ -Verbrauch in den Mitochondrien der  $p_{O_2}$  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 die 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 aufrechterhalten.

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, sodass 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. Diese funktioniert mit ausreichender Geschwindigkeit nur über Distanzen von weniger als 1 mm.**

Die  $O_2$ -Menge, die in die Zelle diffundieren kann, hängt 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.  $2\text{ m}^2$  verschwindend klein.

Zwei Bedingungen  
der mitochondrialen  
Zellatmung

Austausch der Atemgase

➤ **Die Körperoberfläche stellt also für den O<sub>2</sub>-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<sub>2</sub> gelangt zunächst durch Diffusion aus der Atmosphäre in den Kreislauf, der zum extrazellulären Raum gehört. Mit dem Kreislauf wird der O<sub>2</sub> 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<sub>2</sub> 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.

Konvektiver Gastransport

2. Auch für das Problem der Körperoberfläche gibt es eine evolutionäre Lösung und das ist die Lunge. Die Lunge besteht aus 300–500 Mio. 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, die direkten Kontakt mit Kapillaren haben, entspricht (80–120 m<sup>2</sup>). 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, sodass 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 zunimmt und durch Bewegungsmangel nicht abnimmt. Glücklicherweise ist die Alveolaroberfläche beim Menschen derart dimensioniert, dass die Diffusionskapazität bei normalen gesunden Menschen 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 die **Arterialisierung** des Blutes, d. h. einerseits der beständige diffusive Übertritt von  $O_2$  vom Alveolarraum, der zur atmosphärischen Außenwelt gehört, durch die alveolokapilläre Membran ins Blut, das zum Extrazellulärraum des Körpers gehört; andererseits die Diffusion von  $CO_2$  in umgekehrter Richtung.

➤ **Die Qualität der Arterialisierung des Blutes kann global mit der Analyse der arteriellen Blutgase  $p_aO_2$  und  $p_aCO_2$  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:

- Ventilation
- Diffusion
- Perfusion

## 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 antransportierte 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 **Blasebalgprinzip** 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 ab-

Arterialisierung des Blutes  
durch die Lunge

Belüftung durch  
Blasebalgprinzip

geblasen: dies ist die Ausatmung (**Exspiration**). 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 cm<sup>2</sup> der Trachea auf rund 1 m<sup>2</sup> angewachsen. Danach nimmt der Gesamtquerschnitt nach jeder Teilung noch stärker zu und erreicht auf der Ebene der Alveolargänge etwa 20–30 m<sup>2</sup>, bis schließlich, nach einigen weiteren Teilungen, der Endpunkt, die Alveolarfläche mit ca. 80–120 m<sup>2</sup>, 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 O<sub>2</sub> bzw. in umgekehrter Richtung für CO<sub>2</sub>.

## 1.2 Diffusion

---

Drei verschiedene Diffusionsstrecken

Die **Diffusion** ist der eigentliche Vorgang der O<sub>2</sub>-Aufnahme aus der Luft in das Körperinnere bzw. der CO<sub>2</sub>-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 primä-

ren 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 die 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.

# Messgrößen der Ventilation

- 2.1 Was ist normal? – 10
- 2.2 Lungenvolumina – 11
  - 2.2.1 Standardbedingungen – 11
  - 2.2.2 Bestimmungsmethoden – 12
  - 2.2.3 Totale Lungenkapazität (TLC) – 14
  - 2.2.4 Vitalkapazität (VC) und Residualvolumen (RV) – 17
  - 2.2.5 Intrathorakales Gasvolumen (IGV) – 20
  - 2.2.6 Atemzugvolumen ( $V_T$ ) – 22
  - 2.2.7 Inspiratorisches und expiratorisches Reservevolumen (IRV und ERV) – 22
  - 2.2.8 Verschlussvolumen (CV) – 23
  - 2.2.9 Zusammenfassende Beurteilung der TLC und der Teilvolumina – 24
- 2.3 Atemzeitvolumina ( $\dot{V}$ ) – 26
  - 2.3.1 Atemfrequenz (f) – 26
  - 2.3.2 Expiratorisches Atemminutenvolumen ( $\dot{V}_E$ ) – 27
  - 2.3.3 Forciertes Expirationsvolumen der ersten Sekunde ( $FEV_1$ ) – 28
  - 2.3.4 Maximale willkürliche Ventilation (MVV) – 31
- 2.4 Maximaler Atemfluss – 31
  - 2.4.1 Konstruktion der Fluss-Volumen-Kurve (F/V-Kurve) – 32
  - 2.4.2 Peakflow – 33
  - 2.4.3 Maximaler expiratorischer Fluss 75, 50, 25 – 34
  - 2.4.4 Mittlerer maximaler expiratorischer Fluss – 37
  - 2.4.5 Maximaler inspiratorischer Fluss – 39
- 2.5 Interpretation des Spirogramms – 40
  - 2.5.1 Allgemeines zur Interpretation von Lungenfunktionsbefunden – 41
  - 2.5.2 Spirografische Muster ohne Obstruktion – 42
  - 2.5.3 Spirografische Muster mit Obstruktion – 44
  - 2.5.4 Befundmuster mit verminderter VC ohne Obstruktion – 45
- 2.6 Atemwegswiderstand, Resistance,  $R_{aw}$  – 45
  - 2.6.1  $R_{aw}$  und  $FEV_1$  – 47
  - 2.6.2 Beurteilung der  $R_{aw}$ -Kurve – 47
- 2.7 Gemeinsame Beurteilung von Bodyplethysmografie und Spirogramm – 50
  - 2.7.1 Befundmuster ohne Restriktion – 50
  - 2.7.2 Befundmuster mit Restriktion – 52
- 2.8 Broncholysetest – 54
  - 2.8.1 Vollständig reversibel – 55
  - 2.8.2 Teilweise reversibel – 56
  - 2.8.3 Kleine Luftwege – 56
  - 2.8.4 Nicht reversibel – 56
- 2.9 Unspezifische bronchiale Provokation; PC 20 – 56
  - 2.9.1 Bronchiale Hyperreaktivität – 56
  - 2.9.2 Inhalationstest – 58
  - 2.9.3 Untersuchungsablauf – 60
- 2.10 Compliance (C) – 61
  - 2.10.1 Bestimmung der Compliance – 62
  - 2.10.2 Quasistatische und dynamische Compliance – 62
  - 2.10.3 Spezifische Compliance ( $C_{sp}$ ) – 63
  - 2.10.4 Beurteilung der Compliance – 64
- 2.11 Weiterführende Bücher zur Vertiefung – 64

## 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 (% Ref) 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. er kann 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 als unabhängiger und der Vitalkapazität als abhängiger Variablen. 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.

Bedeutung des Referenzwertes

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 Lungenfunktionsuntersuchungen von verschiedenen Stellen durchgeführt und beurteilt werden (müssen). Dann sollten natürlich alle Stellen das gleiche Referenzwertsystem verwenden.

In Österreich werden deshalb auf Empfehlung der »Österreichischen Gesellschaft für Pneumologie« (ÖGP) für die spirometrischen Messwerte bundesweit die »Österreichischen Normalwerte« verwendet, die auf der Untersuchung von über 20.000 gesunden Personen basieren (Forche 1986; die Formeln sind im Anhang aufgeführt, ► Abschn. A.1). Die Bewertung als »normal«, »erhöht« oder »vermindert« ist daher in ganz Österreich einheitlich!

Bei manchen Spirometern kann bei der Eingabe der anthropometrischen Daten auch die Ethnie (kaukasisch, afrikanisch oder asiatisch) angegeben werden. Dies ist von Bedeutung, weil Menschen afrikanischer oder asiatischer Herkunft bei gleicher Körpergröße etwas geringere Normalwerte für die Lungenvolumina aufweisen.

## 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-Gesetz:  $p \cdot V = \text{konstant}$ ), aber auch, wenn sich die Temperatur ändert (um  $1/273$  pro  $1^\circ\text{C}$ ). Das heißt, 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.**

Messung der Atemvolumina bei Standardbedingungen

Im Fall der Atemluft handelt es sich dabei um den Standard: BTPS (»body temperature, pressure, saturated«). Die Temperatur wird dabei mit  $37^\circ\text{C}$  festgesetzt, entsprechend der Körpertemperatur im Al-

veolarraum, der Druck mit 760 mmHg, entsprechend dem Luftdruck auf Meeresniveau und die Wasserdampfsättigung mit 100 %, ebenfalls entsprechend den Bedingungen im Alveolarraum. Moderne computerisierte Spirometriegeräte nehmen diese Umrechnung nach Messung von Temperatur und Luftdruck automatisch vor. Da sich auch in klimatisierten Räumen zumindest der Luftdruck im Laufe eines Untersuchungstages ändern kann, empfiehlt es sich, diese Daten mehrmals zu aktualisieren. Eine Temperaturänderung von 5 °C ändert das Volumen um ca. 2 %, ebenso wie eine Änderung des Luftdrucks um 15 mmHg.

Bei den Atemgasen O<sub>2</sub> und CO<sub>2</sub> wird ein anderer Standard verwendet: STPD (»**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

### Spirometrie

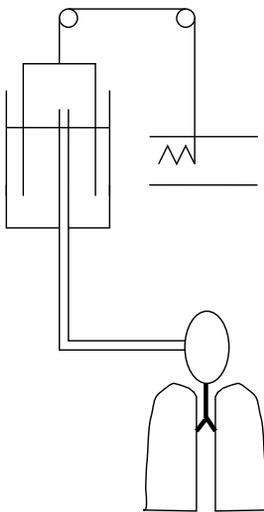
#### Definition der Spirometrie

Eine Spirometrie ist die Registrierung (= Spirografie) und Messung der ventilatorisch mobilisierbaren Atemvolumina. Da dies nicht das gesamte Lungenvolumen betrifft, und der apparative Aufwand geringer ist, spricht man auch von einer »kleinen 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 der Glocke werden auf gleichmäßig ablaufendem Papier registriert, sodass eine grafische Darstellung der Atmung mit der Zeit auf der X-Achse und dem Volumen auf der Y-Achse entsteht (■ Abb. 2.1).

Moderne Geräte verwenden aber durchwegs **offene Systeme**. Solche bestehen prinzipiell aus einem kleinen, einige Zentimeter großen Messkopf zur Signalerfassung. Mit unterschiedlichen technischen Lösungen wird als Primärsignal der Atemfluss (in l/s oder l/min) erfasst und nicht das Atemvolumen. Dieses entsteht erst rechnerisch im Computer durch Integration des Flusssignals. Häufig besteht heute das Spirometer im Wesentlichen aus einer Software, die auf jedem modernen Computer geladen werden kann, und einem kleinen Messkopf, der über ein Kabel an den Computer angeschlossen wird.

Mit der Spirometrie kann nur das **mobilisierbare** Atemvolumen erfasst werden. Jener Teil des Lungenvolumens, der auch nach maximaler Expiration noch im Thorax verbleibt, das **Residualvolumen**, entzieht sich der Spirometrie.



■ **Abb. 2.1** Schematische Darstellung eines Glockenspirometers mit angeschlossenem Probanden und Spirogramm

## Bodyplethysmografie

Die Bodyplethysmografie ist eine Methode, um die gesamte zum Zeitpunkt der Messung im Thorax befindliche Luftmenge zu bestimmen, also inklusive des Residualvolumens. Üblicherweise wird die Messung von modernen Geräten derart gesteuert, dass sie am Ende einer normalen Expiration erfolgt.

Der Bodyplethysmograf ist im Prinzip eine luftdichte Kammer mit bekanntem Volumen und einer Vorrichtung zur Druckmessung in der Kammer, in der der Proband angeschlossen an einen Messkopf sitzt. Das Luftvolumen in der Kammer entspricht dem Kammervolumen minus dem Körpervolumen, das aus der Körpermasse (kg) abgeleitet wird. Der Messkopf enthält einen Verschluss, mit dem der Atemstrom des Probanden blitzartig unterbrochen werden kann. Hinter dem Verschluss, also mundwärts, befindet sich eine zweite Vorrichtung zur Druckmessung. Wenn nun der Atemstrom durch den Verschluss unterbrochen ist und somit keine Strömung herrscht, dann bestehen im gesamten Thoraxraum auch keine Druckunterschiede mehr. Somit kann bei der zweiten Messvorrichtung, hinter dem Verschluss am Mundstück, der Druck im Alveolarraum gemessen werden. In dieser Situation gibt es zwei separierte geschlossene Lufträume: die Kammer, deren Volumen bekannt ist und den intrathorakalen Raum, dessen Volumen unbekannt ist. Für beide gilt das Gesetz von **Boyle und Mariott**:  $p \cdot V = \text{konstant}$ . Der Proband wird aufgefordert nach Betätigen des Verschlusses weiter Atembewegungen auszuführen, wodurch in der Kammer und im intrathorakalen Raum identische aber gegensinnige Volumenveränderungen entstehen. Da aber das Kammervolumen erheblich größer ist als das intrathorakale Gasvolumen (IGV), sind die entstehenden Druckdifferenzen ungleich und zwar in der Kammer geringer als im intrathorakalen Raum. Nun gilt:

$$\text{— IGV} = \text{Kammervolumen} \cdot \Delta \text{Kammerdruck} / \Delta \text{Alveolardruck}$$

Die Berechnung wird automatisch durchgeführt. Grafisch wird ein Koordinatensystem dargestellt, in dem auf der Abszisse der Kammerdruck und auf der Ordinate der Alveolardruck aufgetragen ist. Es entsteht eine lineare Schleife, die umso flacher liegt, je größer das IGV ist.

Ebenfalls im Bodyplethysmografen wird auch der Atemwegwiderstand bestimmt, die **Resistance** (R), die das Verhältnis von Alveolardruck zu erzeugtem Atemstrom ist und in kPa/l/s angegeben wird.

Andere Methoden zur Bestimmung des IGV (mit der Heliumverdünnungsmethode; dann wird das IGV zur methodischen Unterscheidung **funktionelles Residualvolumen** [FRC] genannt) und der Resistance (Oszillationsmethode und Unterbrechermethode) haben in der Praxis keine wesentliche Bedeutung erlangt.

Prinzip der Bodyplethysmografie