

**H. Neumann – H. Burg**

**Lungen- und Herz-Kreislauffunktion**



# **Lungen- und Herz-Kreislauffunktion**

## **Praxis der Untersuchungsmethoden**

**Dr. med. habil. Helmut Neumann**

Chefarzt der Medizinischen Klinik  
des Städtischen Krankenhauses Kemperhof, Koblenz

**Dr. med. Horst Burg**

Oberarzt der Abteilung

2. überarbeitete und erweiterte Auflage



Walter de Gruyter · Berlin · New York 1976

*CIP-Kurztitelaufnahme der Deutschen Bibliothek*

**Neumann, Helmut**

Lungen- und Herz-Kreislauffunktion: Praxis d. Untersuchungsmethoden/Helmut

Neumann; Horst Burg.

ISBN 3-11-006557-6

NE: Burg., Horst:

© Copyright 1975 by Walter de Gruyter & Co., vormals G. J. Göschen'sche Verlags-  
handlung, J. Guttentag, Verlagsbuchhandlung Georg Reimer, Karl J. Trübner, Veit  
& Comp., Berlin 30.

Alle Rechte, insbesondere das Recht der Vervielfältigung und Verbreitung sowie der  
Übersetzung, vorbehalten. Kein Teil des Werkes darf in irgendeiner Form (durch  
Photokopie, Mikrofilm oder ein anderes Verfahren) ohne schriftliche Genehmigung  
des Verlages reproduziert oder unter Verwendung elektronischer Systeme verarbeitet,  
vervielfältigt oder verbreitet werden. Printed in Germany.

Satz und Druck: Wilhelm Möller oHG, Druck und Verlag, Berlin

Bindearbeiten: Lüderitz & Bauer, Buchgewerbe GmbH, Berlin

# Inhaltsverzeichnis

Einleitung . . . . .	1
I. Die Atemfunktion . . . . .	3
A. Vorbemerkungen zur Physiologie der Atmung . . . . .	3
B. Atemfunktionsprüfungen unter Ruhebedingungen . . . . .	10
1. Messungen zur Ventilation . . . . .	11
a) Die statischen Ventilationsgrößen . . . . .	11
b) Die dynamischen Ventilationsgrößen . . . . .	24
c) Die elastischen und viskösen Lungenwiderstände . . . . .	32
d) Die elastische und visköse Atemarbeit . . . . .	38
e) Die ventilatorische Verteilung . . . . .	42
2. Messungen zur Diffusion . . . . .	44
a) Die Kombination Oxymetrie-Spirometrie . . . . .	44
b) Der alveolo-arterielle Sauerstoffgradient . . . . .	45
3. Messungen zum Ventilation-Perfusions-Verhältnis . . . . .	46
4. Atmung und Säure-Basen-Haushalt . . . . .	48
II. Die Herz-Kreislauf-Funktion . . . . .	50
A. Die Pulsschreibung . . . . .	52
1. Der zentrale Puls . . . . .	53
2. Der periphere Puls . . . . .	55
3. Die kombinierte Registrierung von zentralem und peripherem Puls . . . . .	58
4. Der Venenpuls . . . . .	72
5. Das Apexkardiogramm . . . . .	77
B. Die Atmungskurve (Pneumographie) . . . . .	83
C. Der Rechtskatheterismus mittels Einschwemmkatheter . . . . .	84
D. Die Kreislaufzeiten und das Herzminutenvolumen . . . . .	91
1. Messungen der Kreislaufzeiten . . . . .	92
a) Der Apnoe-Test und die Lungen-Ohr-Zeit . . . . .	92
b) Die Kreislaufzeitenbestimmung mittels Farbstoff . . . . .	94
2. Messungen des Herzminutenvolumens . . . . .	96
a) HMV-Bestimmung mittels Farbstoffen . . . . .	96
b) HMV-Bestimmung nach DOW . . . . .	98
c) HMV-Bestimmung mittels Kreislaufzeiten . . . . .	98
d) HMV-Bestimmung nach FICK . . . . .	99
e) HMV-Bestimmung mittels Bodyplethysmograph . . . . .	99
E. Der periphere arterielle Kreislauf . . . . .	100
1. Klinische Untersuchungsmethoden . . . . .	100
a) Anamnese . . . . .	100
b) Inspektion . . . . .	102
c) Gefäß-Palpation . . . . .	102
d) Gefäß-Auskultation . . . . .	103
e) Einfache Funktionsprüfungen . . . . .	103

2. Apparative Untersuchungsmethoden . . . . .	104
a) Oscillographie . . . . .	104
aa) Mechanische Oscillographie . . . . .	104
bb) Elektronische Oscillographie . . . . .	107
1. Photoelektrische akrale Oscillographie . . . . .	108
2. Infrarot-Oscillographie . . . . .	109
cc) Oscillographische Funktionsprüfungen . . . . .	113
b) Rheographie . . . . .	113
c) Venenverschluß-Plethysmographie . . . . .	116
<b>III. Herz-Kreislauf- und Lungenfunktion unter Belastung . . . . .</b>	<b>120</b>
A. Das Belastungs-Elektrokardiogramm . . . . .	121
1. Das Belastungs-Ekg mittels MASTER-Test . . . . .	121
2. Das Belastungs-Ekg mittels Kletterstufe nach KALTENBACH und KLEPZIG . . . . .	122
3. Das Belastungs-Ekg mittels Ergometer . . . . .	122
B. Die Herzschlagfrequenz bei ergometrischer Leistung . . . . .	125
C. Der Blutdruck bei ergometrischer Leistung . . . . .	126
D. Die Sauerstoff-Aufnahme bei ergometrischer Leistung . . . . .	127
1. Die Bestimmung der „einfachen“ Sauerstoffaufnahme unter Belastung . . . . .	127
2. Die Bestimmung der maximalen Sauerstoff-Aufnahme unter Belastung . . . . .	127
3. Die Bestimmung des Sauerstoffpulses unter Belastung . . . . .	127
E. Das Atemminutenvolumen bei ergometrischer Leistung . . . . .	129
F. Die arterielle Sauerstoffspannung bei ergometrischer Leistung . . . . .	129
G. Der Rechtskatheterismus bei ergometrischer Leistung . . . . .	129
H. Telemetrie . . . . .	130
<b>IV. Normalwerte und Tabellen . . . . .</b>	<b>135</b>
Literaturverzeichnis . . . . .	165
Sachregister . . . . .	171

## **Vorwort zur 1. Auflage**

Das Buch verfolgt allein praktische Ziele. Aus der Vielzahl bekannter Verfahren wurden nur diejenigen gewählt, die uns für den Gebrauch im Krankenhaus wie in der Praxis geeignet erschienen. Die Funktionsdiagnostik des Gefäßsystems wurde zunächst nicht berücksichtigt. Maßgeblich für unser Vorgehen war die Einfachheit in der Einarbeitung und Erstellung der technischen Untersuchungsmethoden, nicht zuletzt ein anfangs relativ geringer apparativer Aufwand, jedoch ist ein stufenweiser weiterer Ausbau der Methodik nach gegebenen Möglichkeiten erstrebenswert. Eine Kritik des Lesers können wir nur begrüßen und soll für uns Anregung und Ansporn zugleich sein.

*Messen ist Wissen, Wissen bahnt den Weg zum Können (ARTHUR WEBER).*

Koblenz, März 1971

*Helmut Neumann  
Horst Burg*

## **Vorwort zur 2. Auflage**

Gerne sind wir der Aufforderung des Verlages WALTER DE GRUYTER nach einer Erweiterung unseres Buches nachgekommen. Die gute Resonanz, die die 1. Auflage gefunden hat, entsprach dem von uns gesetzten Ziel eines Arbeitsbuches für klinische und ambulante Praxis. Dabei sollte in der Funktionsdiagnostik nicht das einzelne Messergebnis maßgeblich sein, vielmehr eine zusammenfassende Beurteilung erst von einer koordinierten Betrachtung aller angewandten einschlägigen Verfahren abhängig gemacht werden, eine Forderung, die letztlich an jede diagnostische Technik zu stellen ist. Damit ergab sich für uns zwangsläufig die Notwendigkeit der Einbeziehung weiterer neu entwickelter Untersuchungsverfahren, die, wie die Telemetrie eine wesentliche Ergänzung der üblichen Belastungsprüfungen darstellt. Weiterhin konnten wir den Kreis der Funktionsdiagnostik durch die Beschreibung der wichtigsten Untersuchungsmethoden der Strömungsverhältnisse des peripheren Gefäßsystems schließen. Trotzdem verdient unser Buch auch in seiner jetzigen Fassung nicht den Anspruch auf Vollständigkeit, da wir wie schon erwähnt, den Zweck in der praktischen Ausrichtung sehen und deshalb nur die für uns am zweckmäßigsten erscheinenden Verfahren angeführt haben. Wenn wir damit auch dieses Mal die Zustimmung unserer Leser finden, ist das Ziel dieser Neuauflage erreicht.

Koblenz, September 1975

*Helmut Neumann  
Horst Burg*



## Einleitung

Funktionsdiagnostik und Leistungsprüfungen einzelner Organe oder auch Organsysteme verführen allzu leicht zur Einseitigkeit. Vergleichbar dem Gebrauch eines chemisch-analytischen Kompendiums werden sog. Funktionsproben häufig schematisch, fast kochbuchmäßig erstellt und zur Grundlage einer zusammengefaßten Beurteilung gemacht. Es braucht nicht betont zu werden, daß ein derartiges Vorgehen, vor allem ohne Erhebung eines Organbefundes und Gewinnung des subjektiven Patienteneindrucks einschließlich einer ausführlichen Anamnese, einer exakten Befunderstellung und Diagnose nicht genügt. Die Systematik der Untersuchung, individuell und damit gezielt ausgerichtet, muß immer der zusammengefaßten letzten Funktionsdiagnose vorausgehen, jeder Schematismus ist fehl am Platz und führt zur falschen Beurteilung. Von dieser allgemeinen Betrachtung ausgehend muß das diagnostische Vorgehen bei einem auch noch so markanten Einzelbefund eines Organs immer auch korrelierende andere Organe einbeziehen, ansonsten eine Funktionsdiagnostik unvollkommen, gewissermaßen symptomatisch, bleibt. Damit beurteilen wir weder das Herz noch die Lungen nur als Einzelorgan, vielmehr als Funktionseinheit und stimmen unser gezieltes diagnostisches Vorgehen, davon abhängig einzuschlagende Funktionsprüfungen, immer auf diese einheitliche Bewertung synchron ab. Schon die einfache Simultanschreibung von Atmung und Herzschall und die daraus abzuleitende Beurteilung einer paradoxen Spaltung des zweiten Herztones oder die Verstärkung des systolischen Insuffizienzgeräusches der Trikuspidalinsuffizienz während der Inspiration zeigen diese zeitlichen Beziehungen auf. Die Erweiterung dieser funktionellen Betrachtungsweise bietet sich durch die Einbeziehung des peripheren Kreislaufs bzw. der peripheren Strömungsverhältnisse an. Man muß sich jedoch immer wieder vor Augen halten, daß alle durch rechnerische, physikalische oder elektronische Methoden gewonnenen Parameter als Einzelwerte nur eine bedingte Bedeutung haben. Kontrollwerte und deren mathematisches Mittel, methodisch verschiedene, im Endergebnis jedoch gleichgerichtete Untersuchungsverfahren und Verlaufskontrollen sind eine unabdingbare Voraussetzung einer für die Praxis ausreichend genauen Auswertung. Unserer Konzeption entsprechend stellen dann die erstellten Werte die quantitative Bestätigung unseres klinischen Befundes unter Berücksichtigung der Funktionsleistung dar. Für eine derart erweiterte, mehrdimensionale Diagnostik sind zwei Voraussetzungen erforderlich, zeitlicher und apparativer Aufwand. Auch bei elektronischer Errechnung bestimmter Parameter muß allein die Zeit der Vorbereitung und Unterweisung des Patienten genügend lang angesetzt werden. Am besten werden die Untersuchungen einem Funktionsassistenten übertragen, dessen Tätigkeit jedoch nicht hauptamtlich zu sein braucht. Eine gleichzeitig zugeeilte und systematisch eingearbeitete technische Assistentin bildet die vollkommene Ergänzung, da erfahrungsgemäß Untersuchungen der nachfolgenden Beschreibung, insbesondere mit graphischen Registrierungen, möglichst in der gleichen Hand der Untersucher bleiben solien. Einfache Registrierungen und Belastungstests können nach Ermessen der Hilfskraft übertragen werden, aber schon bei der Anlage des Herzschallmikrophons kann nur der Arzt die Abnahmestelle festlegen. Damit kommen wir schon zu der zweiten Voraussetzung, dem

apparativen Aufwand. Wir setzen die üblichen technischen Einrichtungen (Labor, Röntgen usw.) eines mittleren Krankenhauses voraus. Grundlagen sind immer ein mehrfachschiebender Elektrokardiograph mit Herzschall- und Pulskurvenaufzeichnung, ferner die Möglichkeit der Bestimmung der statischen und dynamischen Ventilationsgrößen. Allein aus Gründen der Einarbeitung in die Methodik empfehlen wir dem Anfänger zunächst das geschlossene spirometrische System, für die Bestimmung der Strömungswiderstände und der Compliance später das offene System, in seiner letzten Vollendung ergänzt durch den Body-Plethysmographen. Auf die Verfahren im einzelnen, auch in wesentlicher Erweiterung, kommen wir, der Ausrichtung des Buches entsprechend, ausführlich zurück. Wir haben damit schon grundsätzlich die Frage der Methodik angesprochen. Zurückgreifend auf die bereits erwähnten zwei Methoden der Spirometrie, geschlossenes und offenes System, müssen die Fortschritte in der Entwicklung neuer und verbesserter Methoden besonders berücksichtigt werden. Damit müssen zwangsläufig ältere Verfahren als den derzeitigen Anforderungen an Genauigkeit nicht mehr genügend in Fortfall kommen. So hat die Bestimmung des Schlagvolumens nach WEZLER-BÖGER oder BROEMSER-RANKE, die wir früher mangels anderer für die Anforderungen des Krankenhauses geeigneter Methoden besonders schätzten, heute nur noch historische Bedeutung und ist u. a. durch Farbstoffverdünnungsmethoden ersetzt. Die Messung des Venendruckes wird wenn möglich nicht mehr nach MORITZ-TABORA, sondern mittels des Mikrokatheters durchgeführt usw. . Außer einer verbesserten Meßgenauigkeit haben wir auch die Möglichkeit einer verfeinerten Diagnostik durch technische Verfahren gewonnen, als Beispiel sei die Erkennung der subvalvulären Aortenstenose angeführt, ein Vitium, das früher praktisch unbekannt war. Überhaupt wird in unseren weiteren Besprechungen den hämodynamischen Verhältnissen bei Vitien besonders Rechnung getragen. Wir kommen auf bereits Gesagtes zurück und betonen, daß technische Untersuchungsmethoden allein ohne genaue Kenntnis des Patienten und seines organischen Befundes wertlos sind. Ein EKG, das lediglich zur Beurteilung vorgelegt wird, läßt keinen Schluß auf ein vorliegendes Vitium zu. Vorausgehen müssen die klassischen Untersuchungsmethoden der Anamnese, Inspektion, Palpation, Perkussion und Auskultation. Die vorläufige oder auch endgültige Diagnose erfährt erst durch die weiteren Untersuchungsverfahren ihre bereits genannte mehrdimensionale Abrundung durch die Einbeziehung des qualitativen und quantitativen Funktionszustandes. Der Auskultationsbefund mittels Stethoskop hat die gleiche Bedeutung behalten wie die elektronische Speicherung und Verarbeitung von repräsentativen Funktionsparametern des Lungen- und Herzkreislaufsystems.

# I. Die Atemfunktion

## A. Vorbemerkungen zur Physiologie der Atmung

Durch die Atmung soll den Körperzellen eine dem Bedarf entsprechende Menge an Sauerstoff zugeführt werden. Gleichzeitig werden auf diesem Weg der größte Teil der im Stoffwechsel entstehenden Mengen an Kohlendioxyd und ein Teil des Wassers entfernt und es wird der Säure-Base-Status des Blutes sichergestellt. Dem Organismus stehen für diese Aufgaben die Atmungsorgane zur Verfügung.

Durch den wechselweisen Aufbau eines Unter- und Überdruckes im Thoraxraum, dem die Lunge passiv folgt, werden in den Alveolen die den Gasaustausch bestimmenden Sauerstoff- und Kohlendioxyd-Drucke aufrechterhalten. Hierzu werden für die Phase der Einatmung in der Hauptsache das Zwerchfell und die äußeren Intercostalmuskeln und für die Ausatmung die inneren Intercostalmuskeln, unterstützt von der Schwere des Brustkorbes und der Elastizität der Lungen, benutzt.

Der Effekt dieser sog. äußeren Atmung wird von vier Teilvorgängen bestimmt; diese sind die *Ventilation* (Belüftung), die *Diffusion* und die *Perfusion* (Lungendurchblutung) sowie die *Distribution* (Verteilung) dieser Teilvorgänge (Abb. 1).

a) Unter *Ventilation* (Belüftung) sind die Vorgänge zu verstehen, die für ein ausreichendes Sauerstoffangebot in den Alveolen und für die Ausscheidung des Kohlendioxyds aus den Alveolen sorgen.

Eine wirksame Erneuerung der Gasinhalte in den Alveolen ist von der durch die Atembewegung zum Austausch gebrachten Luftmenge abhängig. Die Wirksamkeit  $B$  dieser Belüftung im Hinblick auf ihre Aufgaben ( s. o. ) ist also proportional dem geatmeten Luftvolumen  $\Delta V$ , genauer proportional dem Volumen  $\Delta V_A$ , das in den Alveolen zum Austausch gebracht wird, und umgekehrt proportional der Zeit  $\Delta t$ , in der dieser Belüftungsvorgang über die Atemwege stattfindet.

$$(1) \quad B \sim \frac{\Delta V_A}{\Delta t}$$

Da die geatmete Luftmenge  $\Delta V$  auch Räume passiert und ausfüllt, die nicht direkt am alveolo-arteriellen Gasaustausch teilnehmen, den sog. respiratorischen Totraum  $V_D$  nämlich, gilt die Abänderung von (1):

$$(2) \quad \Delta V_A = \Delta V - V_D$$

$$(3) \quad B \sim \frac{\Delta V - V_D}{\Delta t}$$

Ist  $V_1$  ein Volumen, das sich zu Beginn des Belüftungsvorganges in der Lunge befindet, und wird durch den Atemzug die Menge  $\Delta V$  zusätzlich eingeatmet (die Lunge enthält dann das Volumen  $V_2$ ), so läßt sich der zuletzt aufgezeigte Zusammenhang (3) wie folgt erweitern:

$$(4) \quad B \sim \frac{(V_2 - V_1) - V_D}{\Delta t}$$

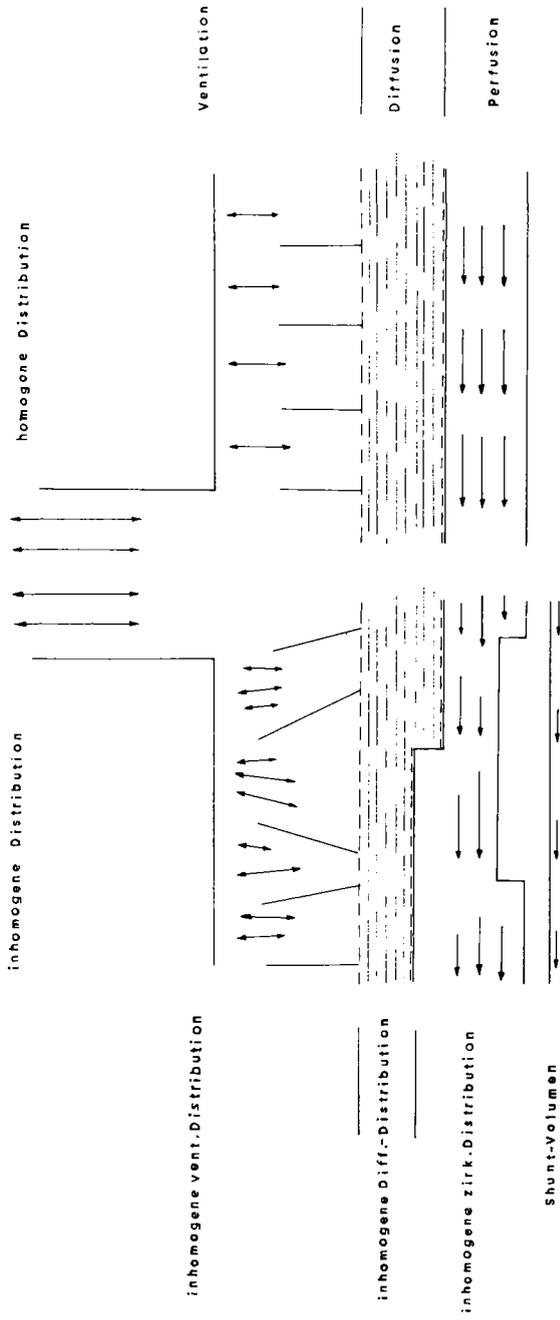


Abb. 1. Schematische Darstellung der für den Arterialisierungseffekt wichtigen vier Teilvorgänge der äußeren Atmung

Dies zeigt, daß der Effekt einer Belüftung der Alveolen durch eine Zunahme des Totraumvolumens  $V_D$  oder eine Zunahme des nicht ausgeatmeten Volumens  $V_1$  verschlechtert wird; das Volumen  $V_1$  entspricht dem Residualvolumen bzw. der funktionellen Residualkapazität (S. 14).

Weitere Faktoren, die den Ablauf und die Wirksamkeit des Belüftungsvorganges beeinflussen, lassen sich aus der Anwendung der physikalischen Gesetzmäßigkeit (W. WEIZEL)

$$\text{Arbeit} = \text{Druck} \cdot \text{Volumen}$$

ableiten.

Durch Umformung erhält man

$$(5) \quad \text{Volumen} = \frac{\text{Arbeit}}{\text{Druck}}$$

Dies bedeutet, daß das ventilierte Volumen und somit auch nach Gleichung (3) der Belüftungseffekt  $B$  bei konstanter Atemarbeit umgekehrt proportional dem Druck ist, der zur Überwindung eines gleich großen (in seiner Richtung jedoch entgegengesetzten) Widerstandes  $P$  aufgebracht wird:

$$(6) \quad B \sim \frac{1}{P}$$

Beim Atemvorgang setzt sich ein derartiger Widerstand  $P$  aus Kräften zusammen, die durch die Elastizität des Lungengewebes  $P_E$ , durch die Luftströmung  $P_S$  sowie durch die Reibungs- und Deformationsvorgänge des Lungengewebes  $P_{RD}$  zustande kommen (P. H. ROSSIER, et. al.)<sup>1</sup>.

$$(7) \quad P = P_E + P_S + P_{RD}$$

Im folgenden sollen die genannten Widerstände im einzelnen auf ihren Zusammenhang mit der Ventilation näher betrachtet werden:

Seiner Volumenänderung  $\Delta V$  setzt jeder elastische Gegenstand einen elastischen Widerstand entgegen, dessen Größe von vielen baulichen und materiellen Einzel-faktoren abhängt. Die Beziehung zwischen der Volumenänderung  $\Delta V$  und dem elastischen Widerstandsanteil  $\Delta P_E$  wird durch eine Konstante, den Elastizitätskoeffizienten  $E$ , hergestellt; diese hat im Rahmen der Lungenfunktionsbetrachtungen den Namen *Elastance*  $E$ .

$$(8) \quad \Delta P_E = E \cdot \Delta V$$

$$(9) \quad E = \frac{\Delta P_E}{\Delta V}$$

<sup>1</sup> Auf den Deformationswiderstand des Thoraxgewebes, den sog. Thoraxwiderstand, der ebenfalls die Ventilation beeinflusst, soll nicht näher eingegangen werden.

Der Kehrwert des Elastizitätskoeffizienten  $E$  ist definitionsgemäß die *Compliance*  $C$ ; dieser Parameter gibt gleichfalls Auskunft über die Größe des elastischen Widerstandes:

$$(10) \quad C = \frac{1}{E}$$

Unter Berücksichtigung von (9):

$$(11) \quad C = \frac{\Delta V}{\Delta P_E}$$

In Anlehnung an physikalische Vorgänge, die der Luftströmung in den Atemwegen ähnlich sind, besteht der Strömungswiderstand  $P_S$ , der beim Ein- und Ausatmen zustande kommt, aus einem laminaren Anteil  $P_{\text{lam}}$  und einem turbulenten Anteil  $P_{\text{turb}}$ :

$$(12) \quad P_S = P_{\text{lam}} + P_{\text{turb}}$$

Nach physikalischen Gesetzen ist der bei einer laminaren Strömung entstehende Widerstand  $P_{\text{lam}}$  proportional der Rohrlänge  $l$  sowie der Strömungsgeschwindigkeit  $v$  und umgekehrt proportional der 4. Potenz des Rohrdurchmessers  $r$  (W. WEIZEL).

$$(13) \quad P_{\text{lam}} \sim \frac{v \cdot l}{r^4}$$

Die Strömungsgeschwindigkeit  $v$  ist proportional der Volumänderung pro Zeiteinheit  $\dot{V}$ , so daß  $v$  durch  $\dot{V}$  ersetzt werden kann:

$$(14) \quad P_{\text{lam}} \sim \frac{\dot{V} \cdot l}{r^4}$$

Geht eine laminare Strömung ganz oder in einzelnen Abschnitten des Rohrsystems in eine turbulente Strömung über, so erhöht sich der Strömungswiderstand  $P_S$  gewaltig, da  $P_{\text{turb}}$  proportional mit dem Quadrat der Stromgeschwindigkeit  $v$  (oder  $\dot{V}$ ) anwächst:

$$(15) \quad P_{\text{turb}} \sim \dot{V}^2$$

An vielen Stellen des Atemwegsystems sind die Voraussetzungen für die vorgenannten Zusammenhänge gegeben.

Der durch den Atemstrom entstehende Strömungswiderstand  $P_S$ , dessen Zusammensetzung und dessen Abhängigkeiten oben kurz ausgeführt worden sind, muß durch den Gasdruck in den Alveolen, den Alveolardruck  $\Delta P_A$ , überwunden werden. Ähnlich der Schaffung des Elastizitätskoeffizienten  $E$  stellt der Strömungswiderstandskoeffizient  $R$ , auch *Resistance*  $R$  genannt, den Zusammenhang zwischen der Strömungsgeschwindigkeit  $\Delta \dot{V}$  und dem aufzuwendenden Druck in den Alveolen  $\Delta P_A$  her:

$$(16) \quad \Delta P_A = R \cdot \Delta \dot{V}$$

oder nach Umformung

$$(17) \quad R = \frac{\Delta P_A}{\Delta \dot{V}}$$

An dritter Stelle waren die Widerstände  $P_{RD}$  genannt worden, die durch die Deformation des Lungengewebes  $P_D$  und die Reibung im Gewebe  $P_R$  entstehen.

$$(18) \quad P_{RD} = P_R + P_D$$

Beide sind von der Geschwindigkeit der Atembewegung  $v$  abhängig. Seiner Deformation widersetzt sich das Gewebe proportional dem Quadrat der Geschwindigkeit, während die Reibungskräfte im Gewebe linear mit der Geschwindigkeit zunehmen. Auch in diesem Zusammenhang können die Bewegungsgeschwindigkeiten durch Volumänderungen pro Zeiteinheit  $\dot{V}$  ersetzt werden, da beide Größen proportional zueinander stehen (L. D. LANDAU, et. al.):

$$(19) \quad P_D \sim \dot{V}^2$$

$$(20) \quad P_R \sim \dot{V}$$

Der Strömungswiderstand  $P_S$  sowie der Reibungs- und Deformationswiderstand  $P_{RD}$  werden zusammengefaßt auch nichtelastischer oder viscoser Widerstand  $P_{visc}$  genannt (A. J. ANTHONY, et al.):

$$(21) \quad P_{visc} = P_S + P_{RD}$$

Der viscoser Widerstand  $P_{visc}$  muß überwunden werden, soll eine Atemströmung  $\Delta \dot{V}$  zustande kommen. Durch Einführung eines viscosen Widerstandskoeffizienten  $Visc$ , auch *Viscance* bezeichnet, läßt sich die folgende Beziehung aufstellen:

$$\Delta P_{visc} = \Delta \dot{V} \cdot Visc$$

oder nach Umformung

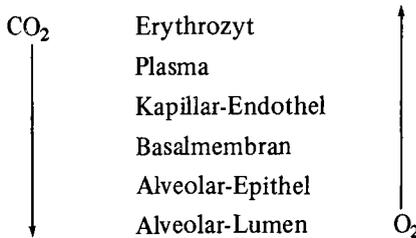
$$(22) \quad Visc = \frac{\Delta P_{visc}}{\Delta \dot{V}}$$

Die bisher aufgezeigten Abhängigkeiten der Wirksamkeit der Ventilation, die wie eingangs erwähnt ein maßgebender Teilvorgang bei der Arterialisierung des Blutes ist, sind vereinfacht und keineswegs vollzählig dargestellt. Außerdem sei darauf hingewiesen, daß die genannten Parameter und Faktoren in der Praxis der Lungenfunktionsprüfung nur als Mittelwerte faßbar sind, von denen die Einzelwerte je nach Lungenabschnitt und anatomischer Variation mehr oder weniger vom wahren Wert abweichen können. Trotzdem sind die vorgenommenen Vereinfachungen wertvoll; sie erleichtern das Verständnis ventilatorischer Lungenfunktionsstörungen, ob restriktiver, obstruktiver oder atemmechanischer Ursache, wesentlich.

b) Der zweite Teilvorgang, der für eine wirkungsvolle äußere Atmung von Bedeutung ist, ist die *Diffusion*. Dieser Prozeß setzt voraus, daß für die zum Austausch kommenden Gase ein Partialdruckgefälle besteht, das die treibende Kraft zur Über-

windung des Diffusionsweges ist. Die Atemgase überwinden dabei auf ihrem etwa  $1-2\mu$  langen Weg zwischen dem Erythrozyteninneren und dem Lumen der Alveole die folgenden Einzelabschnitte:

(nach G. THEWS)



Für diesen Gasaustausch zwischen Alveole und Lungenkapillare steht normalerweise eine Zeit von etwa  $0,2-0,3$  Sekunden zur Verfügung.

Eine quantitative Betrachtung des Diffusionsvorganges der Atemgase kann auf das von FICK beschriebene Grundprinzip bezogen werden. (W. FEITKNECHT):

$$(23) \quad \Delta n = K \cdot q \cdot \frac{\Delta c}{\Delta x} \cdot \Delta t$$

Dieses Gesetz (23) besagt, daß in einem Zylinder mit dem Querschnitt  $q$  in der Zeit  $\Delta t$  die Menge  $\Delta n$  einer gelösten Substanz, deren Art für die Konstante  $K$  mitbestimmend ist, das Wegstück  $\Delta x$  passiert, wenn der Konzentrationsunterschied auf dieser Wegstrecke  $\Delta c$  beträgt. Im Falle einer Gasdiffusion ist der Konzentrationsunterschied durch den Gasdruckunterschied  $\Delta p$  ersetzbar, sofern der Löslichkeitskoeffizient  $a$  mit einbezogen wird:  $\Delta c = a \cdot \Delta p$ . Bei der Untersuchung des alveoloarteriellen Diffusionsvorganges stößt die Bestimmung der genannten Einzelfaktoren auf unüberwindliche Schwierigkeiten. Formt man jedoch das Ficksche Gesetz (23) um

$$\frac{K \cdot q \cdot a}{\Delta x} = \frac{\Delta n}{\Delta t \cdot \Delta p}$$

und faßt die linke Seite dieses Ausdrucks in einer neuen Konstanten zusammen, so erhält man damit einen Parameter, die sog. *Diffusionskapazität der Lunge*  $D_L$ , der meßbar wird:

$$(24) \quad D_L = \frac{\Delta n}{\Delta t \cdot \Delta p}$$

Diese Diffusionskapazität  $D_L$  ist eine Funktionsgröße, die Auskunft darüber gibt, welche Menge  $\Delta n$  eines Gases in der Zeit  $\Delta t$  bei einer Gasspannungsdifferenz von  $\Delta p$  zwischen Alveole und Lungenkapillarblut ins Blut übergeht. Für die praktischen Belange ist besonders die O<sub>2</sub>-Diffusionskapazität  $D_{O_2}$  von Interesse; die obengenannte Formel (24) ist dann folgendermaßen abzuändern:

$$D_{O_2} = \frac{\Delta V_{O_2}}{\Delta t \cdot \Delta P_{O_2}}$$

da

$$\frac{\Delta V_{O_2}}{\Delta t} = \dot{V}_{O_2} \text{ und } \Delta P_{O_2} = P_{AO_2} - P_{\bar{c}O_2}$$

ist, gilt

$$(25) \quad D_{O_2} = \frac{\dot{V}_{O_2}}{P_{AO_2} - P_{\bar{c}O_2}}$$

es bedeutet

$\dot{V}_{O_2}$	Sauerstoffaufnahme pro Zeiteinheit,
$P_{AO_2}$	alveoläre Sauerstoffspannung,
$P_{\bar{c}O_2}$	mittlere kapilläre Sauerstoffspannung.

c) Als dritten den Effekt der Atmung mitbestimmenden Faktor war die *Perfusion* (Durchblutung) der Lunge genannt worden. Unter normalen Perfusionsverhältnissen treten etwa 98% des Herzzeitvolumens mit der Alveolarluft in Diffusionskontakt. Die restlichen 2% werden infolge eines Kurzschlusses in der Strombahn nicht arterialisiert und vermindern so den Gasaustauscheffekt geringfügig. Eine in ihrer Wirkung bezüglich des Gasaustausches optimale Perfusion setzt eine ausreichende Hämodynamik und ein für ihre Wechselbeziehung günstiges Verhältnis von Lungenalveole zur Alveolarkapillare voraus.

Die Hämodynamik der Perfusion wird von der Größe des Herzzeitvolumens und damit von der cardialen Situation und vom Blutdruck im Lungenkreislauf bestimmt. Der Blutdruck steht seinerseits in enger Beziehung zum Blutströmungswiderstand in der Lunge und somit auch zum Gesamtquerschnitt des Lungengefäßbettes.

Während für die Hämodynamik die Gesamtheit der zu- und abführenden Lungengefäße von Bedeutung ist, sind für den Gasaustausch nur die Lungenkapillaren bedeutsam, die mit den Alveolen in direktem Kontakt stehen; Kurzschlüsse nehmen also nicht am Gasaustausch teil. Als Kurzschlüsse sind auch die Alveolarkapillaren anzusehen, die eine Mindestkontaktzeit von 0,2–0,3 Sekunden nicht ermöglichen.

Wichtiger als der Absolutwert der Lungendurchblutung  $\dot{Q}$  (Blutvolumen pro Zeiteinheit) ist ihr Verhältnis zur alveolären Ventilation  $\dot{V}_A$  und ihr Verhältnis zur Diffusionskapazität der Lunge  $D_L$ . Alle drei Teilvorgänge müssen in einer günstigen Wechselbeziehung stehen, um einen optimalen Gasaustausch zu erzielen. In diesem Zusammenhang ist erwähnenwert, daß die Perfusion und deren Verteilung in der Lunge durch den alveolären Sauerstoffdruck beeinflußt wird. Ein Absinken der Sauerstoffspannung in einer Alveole führt nämlich zu einer Engerstellung der entsprechenden Alveolarkapillare und so wieder zu einer Verbesserung des lokalen  $\dot{V}_A/\dot{Q}$ - (Ventilations-Perfusions-) Verhältnisses (J. H. COMROE, jr., et al.).

d) Die Inhomogenität der Lunge, ganz besonders unter krankhaften Bedingungen, führt zu einer ungleichmäßigen *Distribution* (Verteilung) der Ventilation, der Diffusion und der Perfusion in der Lunge.

Von diesen drei zusätzlichen Funktionsparametern ist die ventilatorische Verteilung der Lungenfunktionsprüfung am besten zugänglich. Wenn im folgenden von der Verteilung die Rede sein wird, so ist, falls nicht besonders vermerkt, immer die ventilatorische Distribution gemeint. Mit Hilfe von simultanen Atemgasanalysen versucht man Einblicke in die verschiedenen Verteilungen und in ihre Inhomogenität zu gewinnen (K. MUYSERS, et al.); der hierfür notwendige, insbesondere apparative Aufwand ist außerordentlich groß.

## B. Atemfunktionsprüfungen unter Ruhebedingungen

Das Ziel der Lungenfunktionsprüfung ist es, Parameter zu gewinnen, die Einblicke in die Wirksamkeit des Atemvorganges bezüglich des Gasaustausches, besonders bezüglich der Arterialisierung des Blutes, geben und die somit auch Anhaltspunkte zur Beurteilung der pulmonalen Leistungsfähigkeit bzw. Leistungsreserve einer Person sind.

Wie im Kapitel A. ausgeführt, hängt der Gasaustausch in der Lunge von der Ventilation, der Diffusion, der Perfusion und deren Verteilungen ab; die Messung entsprechender Funktionswerte ist daher das praktische Ziel einer Lungenfunktionsprüfung. Eine andere Möglichkeit die pulmonale Leistungsfähigkeit oder eine Störung dieser zu erfassen, besteht in der Untersuchung des Erfolges der Atmung, in der Messung des Blutgase nämlich.

Mit dem geringsten apparativen Aufwand meßbar und der Untersuchung am besten zugänglich sind die Ventilationsverhältnisse; sie sollen in den folgenden Kapiteln vorrangig behandelt werden. Darüber hinaus werden Möglichkeiten und Verfahren zur Bestimmung von Parametern aufgezeigt, die Aussagen über die Diffusionsverhältnisse und das Ventilations-Perfusions-Verhältnis zulassen, während die zirkulatorische Verteilung und Inhomogenitäten der Diffusion unberücksichtigt bleiben werden, da sie in der Praxis der Lungenfunktionsprüfung schwer faßbar und schwierig meßbar sind.

Für die eigenen Untersuchungen, von denen einige als Beispiel im weiteren Verlauf gezeigt werden, standen die folgenden Meßapparate zur Verfügung:

Lungenfunktionsmeßplatz (offenes System) mit Bodyplethysmographen und URAS der Firma Siemens,  
 Universal-Spirometer-Godart (Doppelspirograph mit geschlossenem System) mit Pulmo-Analysator-Godart,  
 Universal-Ergometer "Ergotest" der Firma E. Jaeger,  
 Doppeloxymeter Atlas EM 54 der Firma Atlas-Werke,  
 Atlas Cardiognost-R der Firma F. Krupp GmbH Atlas-Elektronik,  
 Astrup-Mikrogerät AME 1 mit  $P_{O_2}$ -Elektrode E 5046 der Firma Radiometer.

## 1. Messungen zur Ventilation

Um eine bessere Übersichtlichkeit zu erreichen, werden die Messungen zur Ventilation in Anlehnung an die Bemerkungen zur Physiologie der Atmung (Kap. A.) in die folgenden Teiluntersuchungen aufgegliedert:

- a) Bestimmung der statischen Ventilationsgrößen (Lungenvolumina und Lungenskapazitäten),
- b) Bestimmung der dynamischen Ventilationsgrößen (Lungenvolumina in ihrer Beziehung zur Zeit),
- c) Bestimmung der elastischen und viskösen Widerstände,
- d) Bestimmung der elastischen und viskösen Atemarbeit,
- e) Gewinnung von Hinweisen auf die Art der ventilatorischen Verteilung.

Es braucht wohl kaum erwähnt zu werden, daß die vorgenannte Aufgliederung willkürlich ist, und daß die einzelnen Funktionsparameter in der Beurteilung des Ventilationsvorganges nicht nacheinander, sondern nur nebeneinander ihre Bedeutung haben.

### a) Die statischen Ventilationsgrößen

Die statischen Ventilationsgrößen, Lungenvolumina und Lungenskapazitäten, sind die Rauminhalte der Lunge bei verschiedenen Atemlagen.

Um jederzeit vergleichbare Werte zu erhalten, werden alle Volumina mit Ausnahme der Meßwerte des Gaswechsels (Kap. B. 1. b.) auf Körperbedingungen, auf sog. BTPS-Bedingungen (BTPS = body temperature, pressure, soft) umgerechnet. Körperbedingungen entsprechen einem Milieu, das eine Temperatur von 37° C und Wasserdampfsättigung aufweist und unter dem Umgebungsdruck  $P_B$  steht.

Bei Abweichungen der Untersuchungsbedingungen vom BTPS-Milieu sind die Meßwerte mit Hilfe der folgenden Formel zu korrigieren (A. A. BÜHLMANN):

$$(26) \quad V_{\text{BTPS}} = V_t \cdot \frac{273 + 37}{273 + t} \cdot \frac{P_B - P_{\text{H}_2\text{O}, t}}{P_B - P_{\text{H}_2\text{O}, 37^\circ\text{C}}}$$

es bedeutet

$V_{\text{BTPS}}$	Volumen unter Körperbedingungen,
$V_t$	gemessenes Volumen,
$t$	Temperatur der Untersuchungsbedingung in °C,
$P_B$	Luftdruck des Untersuchungsmilieus in mmHg,
$P_{\text{H}_2\text{O}, t}$	Wasserdampfspannung bei der Temp. $t$ in mmHg.

Die oben genannte Formel (26) läßt sich durch Einführen eines temperatur- und druckabhängigen Faktors  $F_{\text{BTPS}}$  wie folgt vereinfachen:

$$(27) \quad V_{\text{BTPS}} = V_t \cdot F_{\text{BTPS}}$$

Der genannte Korrekturfaktor kann dem folgenden Nomogramm (Abb. 2) entnommen werden.