



Empfehlungen der



Deutschen  
Atemwegsliga

# Empfehlungen zur Ganzkörper- plethysmographie (Bodyplethysmographie)

ISBN 978-3-87185-394-4



Dusteri-Verlag  
Dr. Karl Feistle

Empfehlungen der Deutschen Atemwegsliga  
und der  
Deutschen Gesellschaft für  
Pneumologie und Beatmungsmedizin

**Empfehlungen zur Ganzkörperplethysmographie  
(Bodyplethysmographie)**

# Autoren

C.-P. Criée (federführend)  
D. Berdel  
D. Heise  
R.A. Jörres  
P. Kardos  
D. Köhler  
W. Leupold  
H. Magnussen  
W. Marek  
R. Merget  
H. Mitfessel  
K. Rasche  
M. Rolke  
H.-J. Smith  
St. Sorichter  
H. Worth



Empfehlungen der  
Deutschen Atemwegsliga  
und der  
Deutschen Gesellschaft für  
Pneumologie und  
Beatmungsmedizin

---

# Empfehlungen zur Ganzkörper- plethysmographie (Bodyplethysmo- graphie)

Prof. Dr. C.-P. Criée  
und Mitautoren



Dustri-Verlag  
Dr. Karl Feistle

Prof. Dr. C.-P. Criée  
Abteilungen für Pneumologie,  
Beatmungsmedizin und Schlaflabor  
Medizinische Klinik  
Evangelisches Krankenhaus Göttingen – Weende  
Pappelweg 5  
37120 Bovenden/Lenglern

Soweit in diesem Taschenbuch eine Applikation angegeben wird, haben Autoren, Herausgeber und Verlag größtmögliche Sorgfalt beachtet. Jeder Leser ist aufgefordert, die Bedienungsanleitung der verwendeten Geräte zu prüfen.

In diesem Buch sind Stichwörter, die zugleich eingetragene Warenzeichen sind, als solche nicht immer besonders kenntlich gemacht. Es kann aus der Bezeichnung der Ware mit dem dafür eingetragenen Warenzeichen nicht geschlossen werden, dass die Bezeichnung ein freier Warenname ist.

Alle Rechte, insbesondere das Recht der Vervielfältigung und Verbreitung sowie der Übersetzung in fremde Sprachen, vorbehalten.

© 2009 by Deutsche Atemwegsliga, Bad Lippspringe, und Dustri-Verlag Dr. Karl Feistle, München – Orlando  
Deutsche Atemwegsliga e.V., Im Prinzenpalais: Burgstraße, 33175 Bad Lippspringe, Tel. 05252/933615, Fax 05252/933616, Email [atemwegsliga.lippspringe@t-online.de](mailto:atemwegsliga.lippspringe@t-online.de), Homepage [www.atemwegsliga.de](http://www.atemwegsliga.de)  
Dustri-Verlag Dr. Karl Feistle GmbH & Co. KG, Bajuwarenring 4, 82041 Oberhaching, Tel. 089/613861-0, Fax 089/613861-38, Email [info@dustri.de](mailto:info@dustri.de), Homepage [www.dustri.de](http://www.dustri.de)  
Satz: Dustri-Verlag Dr. Karl Feistle  
Druck: Mediengruppe Universal München  
Printed in Germany  
ISBN 3-87185-394-1  
ISBN13 978-3-87185-394-4

# Inhalt

---

<b>1. Kurzfassung des Funktionsprinzips . . . . .</b>	<b>1</b>
1.1 Warum und wozu Ganzkörperplethysmographie? . . . . .	1
1.2 Was ist ein Atemwegswiderstand? . . . . .	2
1.3 Was geschieht während der Atmung in der Lunge? . . . . .	2
1.4 Spezifischer Atemwegswiderstand und Atemschleifen – die Kabine macht's . . . . .	4
1.5 Von der Atemschleife über die Verschlussdruckmessung zum Atemwegswiderstand . . . . .	5
1.6 Funktionelle Residualkapazität – wie man ein Atemmanöver doppelt verwendet. . . . .	5
1.7 Lungenvolumen und Atemwegswiderstand hängen zusammen. . . . .	6
1.8 Wann Atemwegswiderstand, wann spezifischer Atemwegswiderstand? . . . . .	6
<b>2. Prinzip der Ganzkörperplethysmographie . . . . .</b>	<b>9</b>
2.1 Technischer Aufbau . . . . .	9
2.2 Möglichkeiten der Ganzkörperplethysmographie . . . . .	9
2.3 Konzept der Darstellung . . . . .	10
<b>3. Das intrathorakale Gasvolumen . . . . .</b>	<b>11</b>
3.1 Messung mittels Verschlussdruckmanöver. . . . .	11
3.1.1 Munddruckschwankung beim Verschlussdruckmanöver . . . . .	11
3.1.2 Allgemeine Beziehung zwischen Druck und Volumen . . . . .	11
3.1.3 Schluss von der Druckänderung auf das Lungenvolumen . . . . .	12
3.1.4 Beziehung zwischen Mund- und Kabinendruck . . . . .	12
3.1.5 Kombination der Messdaten: Ermittlung des Lungenvolumens . . . . .	13
3.2 Interpretation der Verschlussdruckmessung . . . . .	17
3.2.1 Definition von ITGV und FRC . . . . .	17
3.2.2 Besonderheiten der Verschlussdruckmessung und Vergleich mit anderen Verfahren . . . . .	17
3.2.3 Pathophysiologische Beziehungen . . . . .	18
3.3 Bestimmung von TLC und RV anhand der FRC. . . . .	19
3.3.1 Durchgängig verbundene (linked) Manöver . . . . .	20
3.3.2 Unverbundene bzw. teilverbundene Manöver . . . . .	21
3.3.3 Wiederholte FRC-Bestimmung . . . . .	21
3.3.4 Verbundene Bestimmung der Atemschleife und der Lungenvolumina. . . . .	22
3.4 Praktische Durchführung der FRC-Bestimmung . . . . .	22
3.4.1 Technische Voraussetzungen und Anleitung zur Messung . . . . .	22
3.4.2 Qualitätskontrolle der FRC-Bestimmung . . . . .	25

VI **Empfehlungen zur Ganzkörperplethysmographie (Bodyplethysmographie)**

3.4.3 Klinische Interpretation der FRC und abgeleiteter Werte – Sollwerte . . . . .	25	4.3.3 Vergleich der totalen und effektiven Widerstände . . . . .	39
<b>4. Spezifischer Atemwegwiderstand und Atemwegwiderstand . . . . .</b>	<b>29</b>	4.4 Praktische Durchführung der Bestimmung des spezifischen Widerstandes . . . . .	41
4.1 Prinzip der Messung . . . . .	29	4.4.1 Technische Voraussetzungen und Anleitung zur Messung . . . . .	41
4.1.1 Zustandekommen der Atemschleifen . . . . .	29	4.4.2 Qualitätskontrolle der Widerstandsmessung . . . . .	42
4.1.2 Definition und Bedeutung des spezifischen Atemwegwiderstands . . . . .	30	4.4.3 Klinische Interpretation der Atemwegwiderstände – Sollwerte . . . . .	43
4.1.3 Einflussfaktoren auf die Atemschleife . . . . .	31	<b>5. Gesamtbewertung der Bodyplethysmographie . . . . .</b>	<b>47</b>
4.1.4 Definition des Atemwegwiderstandes . . . . .	32	<b>Danksagung . . . . .</b>	<b>48</b>
4.2 Interpretation der Atemwegwiderstände . . . . .	35	<b>Anhang . . . . .</b>	<b>49</b>
4.2.1 Vergleichende Interpretation von sRaw und Raw . . . . .	35	Anhang 1: Hygieneempfehlungen . . . . .	49
4.2.2 Beziehungen zwischen sRaw und Raw und Stabilität der Messwerte . . . . .	36	<b>Abkürzungen . . . . .</b>	<b>50</b>
4.2.3 Pathophysiologische Beziehungen . . . . .	37	<b>Beispiele . . . . .</b>	<b>51</b>
4.3 Auswertung der Atemschleifen . . . . .	38		
4.3.1 Totaler Widerstand . . . . .	38		
4.3.2 Effektiver Widerstand . . . . .	38		

## Autoren

---

**Berdel, Prof. Dr. D.**  
Marienhospital  
Pastor-Jansen-Str. 8-38, 46483 Wesel

**Criée, Prof. Dr. C.-P.**  
Abteilungen für Pneumologie,  
Beatmungsmedizin und Schlaflabor  
Medizinische Klinik  
Evangelisches Krankenhaus  
Göttingen – Weende  
Pappelweg 5  
37120 Bovenden/Lenglern

**Heise, Prof. Dr. D.**  
Fachhochschule Ulm  
Albert-Einstein-Allee 55, 89081 Ulm

**Jörres, PD. Dr. R.A.**  
Institut für Arbeits-, Sozial-  
und Umweltmedizin,  
Klinikum Innenstadt, LMU München  
Ziemssenstr. 1, 80336 München

**Kardos, Dr. P.**  
Gemeinschaftspraxis &  
Zentrum für Allergologie,  
Pneumologie, Schlafmedizin  
Klinik Maingau vom Roten Kreuz  
Scheffelstr. 33, 60318 Frankfurt

**Köhler, Prof. Dr. D.**  
Abteilung für Pneumologie  
Krankenhaus Kloster Grafschaft  
57392 Schmallenberg

**Leupold, Prof. Dr. W.**  
Braunsdorfer Str. 25, 01159 Dresden

**Magnussen, Prof. Dr. H.**  
Ärztlicher Direktor  
Krankenhaus Großhansdorf  
Zentrum für Pneumologie und  
Thoraxchirurgie  
Lehrstuhl für Innere Medizin -  
Pneumologie, Sitz Großhansdorf  
Universität Lübeck  
Wöhrendamm 80  
22927 Großhansdorf

**Marek, PD Dr. W.**  
Institut für Arbeitsphysiologie  
Augusta-Kranken-Anstalt  
Bergstraße 26, 44791 Bochum

**Mergel, Prof. Dr. R.**  
BGFA – Forschungsinstitut für  
Arbeitsmedizin der Deutschen  
Gesetzlichen Unfallversicherung  
Institut der Ruhr-Universität Bochum  
Bürkle-de-la-Camp-Platz 1  
44789 Bochum

**Mitfessel, Dr. H.**  
Elberfelder Str. 10, 42853 Remscheid

**Rasche, Prof. Dr. K.**  
Kliniken St. Antonius  
Lungenzentrum  
Carnaper Str. 48, 42283 Wuppertal

**Rolke, Dr. M.**  
Elisenstrasse 28  
63739 Aschaffenburg

**Smith, H.-J.**  
Leibnizstr. 7, 97204 Hoechberg



**VIII      Empfehlungen zur Ganzkörperplethysmographie (Bodyplethysmographie)**

---

**Sorichter**, Prof. Dr. St.  
Abteilung für Pneumologie  
Universitätsklinik Freiburg  
Kilianstr. 5, 79106 Freiburg

**Worth**, Prof. Dr. H.  
Medizinische Klinik I  
Klinikum Fürth  
Jakob-Henle-Str. 1, 90766 Fürth

# 1. Kurzfassung des Funktionsprinzips

---

## 1.1 Warum und wozu Ganzkörperplethysmographie?

In der klinischen Praxis wird häufig die Spirometrie eingesetzt, um die Lungenfunktion eines Patienten zu messen. Allerdings besteht eine wesentliche Einschränkung dieses Verfahrens darin, dass die Güte der Messwerte stärker als oftmals angenommen von der Mitarbeit des Patienten und der Qualität der Instruktion durch den Untersucher abhängt. Ferner können Volumina der Lunge, die nicht der Ein- und Ausatmung zugänglich sind, grundsätzlich nicht bestimmt werden.

Das am weitesten verbreitete und praktikabelste Verfahren, um zum einen die mit der Spirometrie nicht unmittelbar messbaren statischen Lungenvolumina zu erfassen sowie zum anderen die Anforderungen an die Mitarbeit abzuschwächen, ist die Ganzkörperplethysmographie. Sie erlaubt auch, komplexe oder kombinierte Ventilationsstörungen im größeren Detail als mittels Spirometrie aufzuschlüsseln.

Bei der Ganzkörperplethysmographie wird der Grad der Atemwegsobstruktion nicht wie bei der Spirometrie indirekt anhand der Einschränkung des Atemstroms bei forcierter Ausatmung, sondern direkt in Form des Atemwegswiderstandes während Ruheatmung bestimmt. Es handelt sich um den Widerstand, den die Atemwege bei normaler

Ein- und Ausatmung dem Luftstrom entgegensetzen. Daraus geht hervor, dass Spirometrie und Ganzkörperplethysmographie unterschiedliche Aspekte der Atemmechanik erfassen, auch wenn insgesamt die Parameter miteinander korrelieren.

Diagnostisch wertvoll ist vor allem das Volumen der Lunge am Ende einer normalen Ausatmung, d.h. die Atemruhelage. Dieses Volumen, das beispielsweise eine Überblähung der Lunge anzeigen kann, kann mit Hilfe der Ganzkörperplethysmographie verlässlich bestimmt werden. Aus ihm lassen sich in Verbindung mit einer Spirometrie andere wichtige Volumina berechnen, vor allem das Restvolumen nach maximaler Ausatmung (Residualvolumen, RV) sowie das Gesamtvolumen nach maximaler Einatmung (Totale Lungenkapazität, TLC).

Diese Aspekte unterstreichen bereits den hohen Stellenwert der Ganzkörperplethysmographie in der differenzierten Beurteilung von Funktionsstörungen der Lunge. Um die Messungen angemessen zu interpretieren, ist es hilfreich, die Funktionsweise des Ganzkörperplethysmographen im Grundsatz verstanden zu haben. Dieses Verständnis kann helfen, mögliche Messfehler zu erkennen und zu korrigieren oder zumindest in die Interpretation einzubeziehen.

### 1.2 Was ist ein Atemwegswiderstand?

Der Atemwegswiderstand stellt in erster Linie den Strömungswiderstand der zentralen Atemwege dar. Zu seiner Bestimmung benötigt man Angaben erstens über die Stärke des Atemstroms und zweitens den Alveolardruck, der aufzubringen ist, um diesen Atemstrom zu erzeugen. Der Widerstand ist dann das Verhältnis (der Quotient) von Alveolardruck und Strömung. Je mehr Druck, d.h. Kraft, man für einen bestimmten Atemstrom benötigt, desto größer ist der Widerstand. Natürlich kann – vor allem bei obstruktiven Erkrankungen – der Widerstand während der Atmung variieren, doch bezieht man sich in der Regel auf einen über den Atemzyklus gemittelten Wert.

Angetrieben wird der Atemstrom vom Druck in den Alveolen bzw. der Lunge, genauer der Druckdifferenz zwischen Alveolen und Mund. Während der Atemstrom am Mund leicht zu messen ist, gilt dies nicht für den Alveolardruck, denn hierzu bräuchte man invasive Verfahren. Die Ganzkörperplethysmographie erlaubt es, den Alveolardruck und somit den Atemwegswiderstand nichtinvasiv anhand eines leicht messbaren Kabinendrucksignals zu ermitteln.

### 1.3 Was geschieht während der Atmung in der Lunge?

Wenn der Patient atmet, erzeugt er in seinen Alveolen während der Ausatmung einen Überdruck und während der Einatmung einen Unterdruck. Diese Drücke sind erforderlich, um den Strömungswiderstand der Atemwege zu überwinden; ohne sie würde kein Atemstrom fließen. Erzeugt werden die alveolären Druckschwankungen durch Änderungen des Lungenvolumens. So erfordert ein alveolärer Überdruck eine Verkleinerung, ein Unterdruck eine Erweiterung von Lunge und Thorax.

Die druckerzeugende Änderung des Lungenvolumens muss größer sein, wenn der Atemwegswiderstand größer ist, um den gleichen Atemstrom hervorzubringen. Ferner muss die Volumenbewegung größer sein, wenn das Lungenvolumen größer ist, in dem ein vorgegebener Druck aufgebaut werden soll. Man muss ja beispielsweise einen längeren Kolben – d.h. ein größeres Volumen – um einen größeren Betrag verschieben als einen kürzeren, kleineren Kolben, um den gleichen Druck zu erzeugen. Die in Alveolardruck umgesetzte und dadurch den Atemstrom antreibende Volumenbewegung nennt man **“Verschiebevolumen”**. Zum Verständnis soll ein vollständiger Atemzyklus in der genauen Abfolge von Ursache und Wirkung dargestellt werden.

Angetrieben wird die Atmung durch die Atemmuskulatur (Zwerchfell und Interkostalmuskeln). Durch die Kontraktion dieser Muskeln wird das Thoraxvolumen vergrößert. Da die darin enthaltenen Organe als inkompressibel gelten können, wirkt die Änderung des Thoraxvolumens sich unmittelbar auf das Lungenvolumen aus: Es nimmt exakt genauso zu wie das Thoraxvolumen. Im allerersten Augenblick ist noch keine Luft eingeströmt, weil die Strömung erst einsetzt, wenn eine Druckdifferenz besteht. Wir haben zwar ein vergrößertes Luftvolumen, aber noch dieselbe Luftmenge wie zuvor. Nach dem allgemeinen Gasgesetz folgt aus einer

Volumenzunahme bei konstanter Gasmenge eine Abnahme des Drucks: Der Alveolardruck ist nun negativ (d.h. niedriger als der Umgebungsdruck), diese Druckdifferenz treibt den inspiratorischen Atemstrom. Der Atemstrom seinerseits vergrößert die Luftmenge, wodurch der Alveolardruck wieder auf den Umgebungsdruck ansteigen würde, wenn das Thoraxvolumen seinerseits nicht weiterhin zunähme. Der "Antrieb" des Atemstroms ist also der kleine Unterschied zwischen der Luftmenge, die bei Umgebungsdruck in der Lunge enthalten wäre und der Luftmenge, die beim aktuellen Alveolardruck tatsächlich dort vorhanden ist. Da die Alveolardruckschwankungen mit maximal  $\pm 1$  kPa viel kleiner sind als der Umgebungsdruck (100 kPa), hinkt die tatsächliche Luftmenge in der Lunge nur um maximal 1% hinter der auf Umgebungsdruck bezogenen hypothetischen Luftmenge her: Die Differenz zwischen diesen beiden Luftmengen ist selbst bei schwerer Obstruktion kleiner als 50 ml. Am Ende der Inspiration hält die Atemmuskulatur ihre Spannung kurzzeitig konstant, das Thoraxvolumen hat dann um ein bestimmtes Atem(zug)volumen zugenommen. Sobald dann das Verschiebevolumen und damit der Alveolardruck wieder auf Null zurückgegangen sind, hat das Lungenvolumen aufgeholt und sich um dasselbe Atem(zug)volumen vergrößert. Sobald die Thoraxmuskulatur erschlafft, gewinnt die Compliance der Lunge die Oberhand und das Spiel wiederholt sich mit umgekehrten Vorzeichen: Das Thoraxvolumen beginnt zu sinken, folglich auch das Lungenvolumen. Die Luftmenge in der Lunge bleibt zuerst konstant, d.h. sie wird jetzt komprimiert, weil die Menge für das

vorhandene Volumen zu groß ist: Verschiebevolumen und damit Alveolardruck sind nun positiv. Ein positiver Alveolardruck bewirkt einen negativen Atemstrom: Die Luftmenge in der Lunge nimmt (mit einer geringen zeitlichen Verzögerung) wieder ab. Der expiratorische Atemstrom wird aufrecht erhalten, bis die Atemruhelage erreicht ist, weil dann die Compliance das Thoraxvolumen nicht weiter verkleinern kann und somit auch das Verschiebevolumen und der Alveolardruck auf Null zurückgehen.

Das Verschiebevolumen repräsentiert also die Differenz zwischen der aktuell vorhandenen Luftmenge ("Zahl von Gasmolekülen") und der Luftmenge, die beim jeweiligen Lungenvolumen ("Volumen eines Behälters") und bei Umgebungsdruck in die Lunge passen würde. Ein Überschuss in dieser Bilanz bedeutet Überdruck (zu viele Gasmoleküle), ein Mangel Unterdruck (zu wenige Gasmoleküle). Damit sollte klar sein, dass das Verschiebevolumen **nichts** mit dem Atemzugvolumen zu tun hat – es beschreibt lediglich, um wie viel die Änderung der Molekülzahl (Luftmenge) hinter der Änderung des Behältervolumens (Lungenvolumen) hinterherhinkt. Anders ausgedrückt, ist das Verschiebevolumen die in Kompression und Dekompression umgesetzte Thoraxbewegung.

#### 1.4 Spezifischer Atemwegs-widerstand und Atemschleifen – die Kabine macht's

Die Ganzkörperplethysmographie beruht darauf, dass man das Verschiebevolumen in der Lunge außerhalb des Thorax messen kann, sofern der Proband in einer annähernd luftdicht abgeschlossenen Kammer atmet. Wenn bei der Inspiration die Luftmenge in der Lunge der Volumenzunahme hinterherhinkt, muss gleichzeitig die Luftmenge in der Kammer zu groß sein, denn die Zunahme des Thoraxvolumens verkleinert das Kammervolumen. In der Kammer gibt es also ebenfalls ein Verschiebevolumen – es ist genauso groß wie das Verschiebevolumen in der Lunge, aber es hat das umgekehrte Vorzeichen: Es verhält sich spiegelbildlich zum Verschiebevolumen in der Lunge. Das Verschiebevolumen wird über den Druckverlauf in der Kammer und aus dem bekannten Kammervolumen bestimmt.\*

Wenn wir auch das Lungenvolumen kennen würden, könnten wir sogar den Verlauf des Alveolardrucks berechnen.

---

**\*Anmerkung:** Das durch die Änderung des Brustkorbvolumens erzeugte Verschiebevolumen wird im volumenkonstanten Ganzkörperplethysmographen zwar als Änderung des Kammerdrucks gemessen, es wird aber das Volumen bestimmt. Dies ist vergleichbar mit der Bestimmung der Atemstromgeschwindigkeit mit dem Pneumotachographen: Gemessen wird ein Differenzdruck über dem Sieb, aber dieser Differenzdruck wird entsprechend seiner Eichung in Strömung angegeben.

Nimmt man nun ersatzweise statt des unbekanntes Alveolardrucks das Verschiebevolumen (welches als Kabinendruck gemessen wird), so lässt sich eine Art von Widerstand angeben, der nach dem Gesagten sowohl den Atemwegswiderstand als auch das Lungenvolumen enthält. Diesen Widerstand nennt man den "spezifische Atemwegswiderstand" (sRaw). Er lässt sich an der Atemschleife ablesen, die sich ergibt, wenn man für einen Atemzyklus den Atemstrom gegen den Kammerdruck (= Verschiebevolumen) aufzeichnet. Je flacher die Atemschleife verläuft, desto größer ist das Verschiebevolumen relativ zum Atemstrom und desto größer ist der sich daraus ergebende spezifische Atemwegswiderstand. Der Wert von sRaw ist also reziprok zur Steilheit der Atemschleifen. Es ist falsch, die Atemschleife als "Resistanceschleife" zu bezeichnen. Zwar ist die Form der Schleife der Resistanceschleife sehr ähnlich; nicht jedoch ihr absoluter Wert, der auch vom korrespondierenden Lungenvolumen abhängt. Die Größe dieses Lungenvolumens ist zum Zeitpunkt der Bestimmung der spezifischen Resistance allerdings nicht bekannt. Entsprechend ist sRaw kein Strömungswiderstand im engeren Sinne, sondern eine Art Atemarbeit (s.u.).

Dennoch könnte man der Meinung sein, dass der spezifische Atemwegswiderstand bereits zur vollständigen Beschreibung der Widerstände des Atemtraktes ausreicht; zumindest steht er ja in spiegelbildlicher Beziehung zum Alveolardruck. Warum er nicht ausreicht, lässt sich an einem Beispiel aufzeigen: Zwei Patienten A und B mit gleichem Lungenvolumen und gleichem Atemwegswiderstand müssen den gleichen Alveolardruck erzeugen, wenn sie den

gleichen Atemstrom hervorbringen wollen. Ist allerdings die Lunge von Patient A doppelt so groß wie diejenige von Patient B, so muss Patient A seinen Thorax um das doppelte Volumen bewegen, um den gleichen Alveolardruck zu erzeugen. Somit ist auch das in der Kabine gemessene Verschiebevolumen doppelt so groß, und entsprechend auch das Verhältnis von Verschiebevolumen zu Atemstrom. Der spezifische Atemwegswiderstand ist also doppelt so groß obwohl der Atemwegswiderstand beider Patienten identisch ist.

### 1.5 Von der Atemschleife über die Verschlussdruckmessung zum Atemwegswiderstand

Daher ist zur Ermittlung des Atemwegswiderstandes zusätzlich die Kenntnis des Lungenvolumens erforderlich. Die Bestimmung dieses Volumens erfolgt in einem speziellen Manöver, der Verschlussdruckmessung. Hierbei wird in der Regel am Ende einer normalen Ausatmung der Atemstrom durch ein Ventil (Shutter) blockiert. Der Patient wird aufgefordert, weiter gegen den Verschluss zu atmen und zwar mit der gleichen Kraftanstrengung wie bei der Normalatmung. Dabei erzeugt er – ganz wie bei unbehinderter Atmung – Schwankungen des Alveolardrucks mit entsprechenden Verschiebevolumina und Druckschwankungen in der Kabine.

Im Gegensatz zur freien Atmung sind die Alveolardruckschwankungen allerdings jetzt messbar, denn sie sind gleich den Druckschwankungen am Mund. Der Grund liegt darin, dass kein Atemstrom fließt und daher keine Druckdif-

ferenz zwischen Alveolen und Mund auftritt. Die Kurve, die die Änderungen des Munddrucks gegenüber denen des Kabinendrucks bzw. den entsprechenden Verschiebevolumina angibt, nennt man Verschlussdruck- oder Shutterkurve. Diese Kurve gibt an, welche Alveolardruckänderung welcher Kabinendruckänderung bzw. welchem Verschiebevolumen entspricht und damit wie groß das Lungenvolumen ist.

Kombiniert man Verschlussdruckkurve und Atemschleife des spezifischen Atemwegswiderstandes und eliminiert dadurch das Verschiebevolumen (bzw. den Kammerdruck), so ergibt der Quotient von Alveolardruckschwankung zu Atemstrom den Atemwegswiderstand  $R_{aw}$ .

### 1.6 Funktionelle Residualkapazität – wie man ein Atemmanöver doppelt verwendet

Man könnte es nun dabei belassen, mittels der Atemschleifen und dem Verschlussdruckmanöver den Atemwegswiderstand zu bestimmen. Das Verschlussdruckmanöver kann jedoch einem weiteren Zweck dienen, nämlich der Bestimmung klinisch wertvoller statischer Lungenvolumina. Ausgangspunkt ist das intrathorakale Gasvolumen, ITGV bzw. FRC, d.h. das Volumen, das die Lunge am Ende einer normalen Ausatmung einnimmt.

Die Bestimmung beruht auf der Tatsache, dass eine Druckänderung einen Schluss auf die Größe des Volumens zulässt, dessen Druck sich ändert. Erneut am Beispiel des Kolbens: Bewegt man den Stempel in einem langen, großen

und einem kurzen, kleinen Kolben um die gleiche Strecke, dann fällt die Druckänderung im kleinen Kolben größer aus als im großen Kolben.

Für die Lunge bedeutet dies, dass ein bestimmtes Verschiebevolumen in einer großen Lunge (Patient A) eine kleinere Alveolardruckänderung bewirkt als in einer kleinen Lunge (Patient B). Da beim Verschluss Alveolardruck und Munddruck gleichzusetzen sind, ändert sich daher bei Patient A der Munddruck weniger als bei Patient B, d.h. die Verschlussdruckkurve (Munddruck gegen Verschiebevolumen bzw. Kabinendruck) läuft flacher. Je flacher die Verschlussdruckkurve, desto größer die Lunge. Dies ist nichts weiter als ein Ausdruck des so genannten Boyle-Mariotte-Gesetzes, nach dem sich Druck und Volumen reziprok zueinander verhalten. Das Lungenvolumen zum Zeitpunkt des Verschlusses ist das thorakale Gasvolumen (TGV). Dieses Volumen liegt grundsätzlich oberhalb der FRC, da bodyplethysmographische Systeme das Ende der normalen Ausatmung erst dann sicher erkennen können, wenn sich der Patient schon wieder in der nachfolgenden Einatmung befindet. Da das vom Ende der normalen Ausatmung bis zum Verschluss geatmete Volumen bekannt ist, kann problemlos auf die tatsächliche FRC zurückgeschlossen werden, die auch synonym als ITGV (intrathorakales Gasvolumen) bezeichnet wird. Da die FRC hier bodyplethysmographisch bestimmt wird (sie kann auch mittels Gasverdünnung gemessen werden), wird sie international als  $FRC_{pleth}$  bezeichnet.

### 1.7 Lungenvolumen und Atemwegswiderstand hängen zusammen

Raw und sRaw sind proportional zueinander. Ein Beispiel: Nehmen wir an, Patient C und D hätten gleiches Lungenvolumen, doch Patient C einen doppelt so großen Atemwegswiderstand wie Patient D. In diesem Falle benötigt Patient C doppelt so große Alveolardruckänderungen und somit doppelt so große Verschiebevolumina, um den gleichen Atemstrom hervorzubringen. Mit den Verschiebevolumina verdoppelt sich auch der spezifische Atemwegswiderstand.

Da sRaw sowohl zu Raw als auch zu ITGV proportional ist, wird verständlich, dass sich die Beziehung zwischen diesen Größen in konventioneller Weise schreiben lässt als:  $sRaw = Raw \times ITGV$ . Allerdings sollte diese Gleichung nicht missverstanden werden. Man berechnet nicht sRaw aus Raw und ITGV, sondern man misst in den Atemschleifen sRaw und im Verschlussdruckmanöver ITGV, um daraus Raw abzuleiten. Es ist also angemessener, zu schreiben:  $Raw = sRaw / ITGV$ .

### 1.8 Wann Atemwegswiderstand, wann spezifischer Atemwegswiderstand?

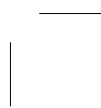
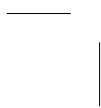
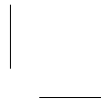
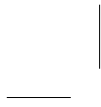
Es hilft bei der Interpretation der Daten, sich die Bedeutung von Atemwegswiderstand und spezifischem Atemwegswiderstand anschaulich vor Augen zu führen. Der Raw ist ein Maß für die Kraft, die der Patient bei der Ein- und Ausatmung aufbringen muss, und

somit für die Obstruktion der Atemwege. Der sRaw hingegen ist ein Maß für die Arbeit, die der Patient leisten muss. Bei doppelt so großem Raw ist der sRaw doppelt so groß, denn es ist der doppelte Druck aufzubringen. Bei doppelt so großer Lunge ist der sRaw ebenfalls doppelt so groß, denn es ist die doppelte Volumenbewegung notwendig, um den Druck zu erzeugen.

Ein praktisch wichtiger Aspekt ist, dass der sRaw von der Verschlussdruckmessung unabhängig ist. Die Anforderungen hinsichtlich der Patientenmitarbeit sind demzufolge minimal. Im Gegensatz dazu hängt der Wert von

Raw zusätzlich vom Ergebnis der Verschlussdruckmessung ab. Da letztere höhere Anforderungen an die Mitarbeit des Patienten als die Bestimmung der Atemschleifen stellt und hierbei am ehesten Fehler auftreten, ist der sRaw ein verlässlicherer Messwert als der Raw. Wenn die Verschlussdruckmessung falsch niedrig ausfällt, ist der errechnete Wert von Raw zu hoch und umgekehrt. Es empfiehlt sich, immer sowohl sRaw als auch Raw zu betrachten. Zusammenfassend: sRaw = robust messbare Strömungsarbeit und Obstruktionsgrad, Raw = weniger robust messbarer Obstruktionsgrad.





## 2. Prinzip der Ganzkörperplethysmographie

---

### 2.1 Technischer Aufbau

Die Ganzkörperplethysmographie (Synonym: Bodyplethysmographie) geht auf Arbeiten von Du Bois aus dem Jahre 1956 zurück. Ein Ganzkörperplethysmograph besteht aus einer 700 bis 1000 Liter fassenden Kabine, die von der Form und Größe her einer Telefonzelle ähnelt. Bis auf eine kleine, definierte, der Stabilisierung des Kabinendrucks dienende Leckage, wird die Kabine während der Untersuchung dicht verschlossen. Innerhalb der Kabine sind ein Sensor für den Kabinendruck sowie ein Messkopf mit Atemrohr und Mundstück angebracht. Letzterer umfasst einen Strömungssensor, eine Verschlussklappe (Shutter) zur Blockierung des Atemstroms und einen Munddrucksensor.

Ganzkörperplethysmographen unterscheiden sich nach ihrem Messprinzip. Wird das Kabinenvolumen durch eine starre und dichte Konstruktion konstant gehalten und die bei der Atmung entstehenden Kabinendruckschwankungen registriert, spricht man von einem volumenkonstanten Messprinzip. Bleibt dagegen der Druck in der Kabine konstant, indem atemabhängige Volumenverschiebungen mittels Strömungssensor in der Kabinenwand registriert werden, handelt es sich um das druckkonstante Messprinzip. Auch eine Kombi-

nation aus beiden Techniken ist möglich.

Heute wird fast ausschließlich der Typ des volumenkonstanten Ganzkörperplethysmographen verwendet, da die Messung des Kabinendrucks im Vergleich zu derjenigen der Kabinenströmung (bzw. des durch die Kabinenwand verschobenen Volumens) aus physikalischen und technischen Gründen überlegen ist und präzisere Aufzeichnungen ermöglicht. Die nachfolgenden Erläuterungen beziehen sich deshalb auf das volumenkonstante Messprinzip.

### 2.2 Möglichkeiten der Ganzkörperplethysmographie

Die Ganzkörperplethysmographie ist vom methodologischen Ansatz her ein leistungsfähiges Verfahren, das eine umfassende Analyse der pulmonalen Atemmechanik und Volumina ermöglicht. Primär werden folgende Kenngrößen der Lunge ermittelt:

- das intrathorakale Gasvolumen bei FRC,
- der spezifische Atemwegwiderstand.

Über die Bestimmung des intrathorakalen Gasvolumens (ITGV) bzw. der funktionellen Residualkapazität ( $FRC_{pleth}$ ) können in Verbindung mit

einer Spirometrie die statischen Lungenvolumina wie Residualvolumen (RV) und Totale Lungkapazität (TLC) ermittelt werden. Ferner lässt sich über den spezifischen Atemwegswiderstand (sRaw) und das ITGV der Atemwegswiderstand (Raw) ermitteln.

Der Flussensor erlaubt immer die zusätzliche Messung der normalen Spirometrie mit Fluss-Volumenkurve. Außerdem können die Messungen der Atemmuskelfkraft und der CO-Diffusionskapazität mit relativ wenig Aufwand integriert werden.

### 2.3 Konzept der Darstellung

Zur Erklärung der Funktionsweise des Ganzkörperplethysmographen werden in diesem Text zwei Wege besprochen. Zum einen sollen ausführliche, anschauliche Darstellungen ein qualitatives Verständnis ermöglichen, das die korrekte Bedienung, Messung

und Interpretation fördert. Zum anderen ist die Funktionsweise mit Hilfe physikalisch-mathematischer Beziehungen formuliert, um interessierten Lesern auch ein tiefergehendes, quantitatives Verständnis zu ermöglichen. Dies dient vor allem dem Zweck, Beziehungen zwischen den Messwerten, die für die Interpretation sowie die Erkennung möglicher Fehler wichtig sind, genauer zu verstehen. Die formalen Analysen sind in Kästen besonders hervorgehoben.

Aufgrund der mehrgleisigen Darstellung ist eine gewisse Redundanz unvermeidlich. Diese wird jedoch als akzeptabel erachtet, da erfahrungsgemäß Defizite im Verständnis der Ganzkörperplethysmographie nicht selten sind. Hinweise zur Interpretation der Messdaten sind in separaten Kapiteln gegeben, und die wesentlichen bei der praktischen Durchführung zu beachtenden Regeln sind in detaillierten Anleitungen dargestellt.

## 3. Das intrathorakale Gasvolumen

### 3.1 Messung mittels Verschlussdruckmanöver

Der Ausdruck TGV (synonym  $V_{TG}$ ) bezeichnet allgemein das plethysmographisch ermittelte thorakale Gasvolumen, d.h. die komprimierbaren luftgefüllten Kompartimente innerhalb des Thorax zum Zeitpunkt des Verschlusses. Der Ausdruck FRC bzw.  $FRC_{pleth}$  (Synonym ITGV) bezeichnet speziell das Volumen an intrathorakalem Gas am Ende einer normalen Ausatmung. Mit Hilfe des von den bodyplethysmographischen Messplätzen registrierten Differenzvolumens kann vom dem methodisch notwendigen TGV auf das klinisch interessante  $FRC_{pleth}$  geschlossen werden (s. Kap. 1.6).

#### 3.1.1 Munddruckschwankung beim Verschlussdruckmanöver

Wenn in einer definierten Atemlage, mittels einer Verschlussklappe (Shutter) der Atemstrom vorübergehend blockiert wird, fließt keine Luft mehr in die Lunge oder aus ihr heraus. Durch einen Inspirationsversuch gegen die geschlossene Verschlussklappe wird der Alveolardruck unter den Umgebungsdruck fallen, also relativ zum Umgebungsdruck negativ: Der Proband spürt den Sog an seinen Wangen.

Ferner tritt, da kein Atemstrom fließt, (im Idealfall) auch kein Druckverlust zwischen Alveolen und Mund auf. Da-

her übertragen sich die Alveolardruckschwankungen sowohl bei der In- als auch bei der Expiration bis zur Verschlussklappe und können dort als Munddruckschwankungen registriert werden. Die Annahme, dass während des Verschlusses am Mundstück der dort gemessene Druck – offene Atemwege, Nasenklemme und ein dichtes Mundstück vorausgesetzt – dem Alveolardruck entspricht, ist die zentrale Voraussetzung, um den Alveolardruck überhaupt der Messung zugänglich zu machen.

#### 3.1.2 Allgemeine Beziehung zwischen Druck und Volumen

Um von den gemessenen Druckänderungen auf das unbekannte Lungenvolumen zu schließen, benötigt man das Boyle-Mariotte-Gesetz: Das Produkt von Druck und Volumen eines Gases ist konstant (ideales Gas, konstante Temperatur). Da das Produkt konstant bleibt, müssen sich relative Änderungen von Druck und Volumen gegenläufig zueinander verhalten: Wenn der Druck um 1% abnimmt, muss das Volumen um 1% zunehmen, und umgekehrt.

Dies kann man sich leicht veranschaulichen, indem man sich vorstellt, was geschieht, wenn man einen – mit mehreren Handgriffen versehenen – elastischen Ballon zusammendrückt oder auseinander zieht. Komprimiert man den Ballon auf die Hälfte des Volu-

mens, wird der Druck doppelt so hoch wie vorher sein. Umgekehrt fällt beim Dehnen auf das zweifache Volumen der Druck auf die Hälfte.

Angewandt auf die Lunge bedeutet dies, dass bei einer Inspirationsbewegung gegen den Verschluss das Lungenvolumen durch Dekompression um den gleichen Prozentsatz zunimmt, um den der Alveolardruck abnimmt.

### 3.1.3 Schluss von der Druckänderung auf das Lungenvolumen

Die nächste Aufgabe besteht darin, von den gemessenen Druckschwankungen auf das Lungenvolumen zu schließen.

Da entsprechend dem Boyle-Mariotte-Gesetz die relative Druckänderung bis auf das Vorzeichen gleich der relativen Volumenänderung ist, muss beim doppelten Ausgangsvolumen die absolute Volumenänderung auch doppelt so groß sein, um dieselbe relative Volumenänderung bzw. die komplementäre relative Druckänderung zu bewirken. Ein Volumen von 3 Liter muss man um 0,03 Liter auf 2,97 l komprimieren, um den Druck um 1% zu steigern; beim Volumen von 6 Litern benötigt man entsprechend 0,06 Liter.

Angewandt auf die Lunge bedeutet dies: Hält man den Thoraxhub konstant, so wird bei größerem Lungenvolumen die Schwankung des Alveolardrucks kleiner sein. Und umgekehrt: um eine vorgegebene Schwankung des Alveolardrucks zu erreichen, muss den Thoraxhub bei größerer Lunge größer ausfallen. Dieselben Überlegungen gelten auch für die Kabine: Hier ist das Volumen bekannt, stattdessen ist der Tho-

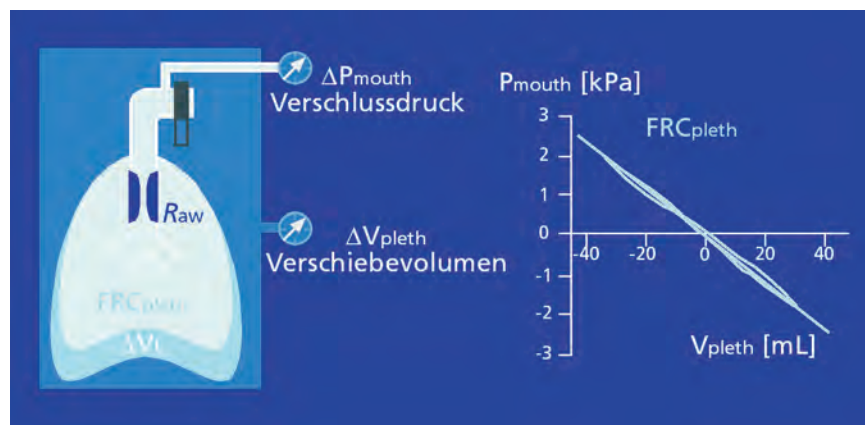
raxhub die gesuchte Größe. Die Kombination dieser Beziehungen stellt den Schlüssel dafür dar, das Lungenvolumen aus Druckänderungen abzuleiten.

### 3.1.4 Beziehung zwischen Mund- und Kabinendruck

Die relative Alveolardruckänderung äußert sich beim Verschlussdruckmanöver als relative Munddruckänderung (s. Kap. 3.1.1). Diese ergibt sich aus dem gemessenen Munddruck. Der als Bezugswert fungierende Umgebungsdruck wird für die Dauer der Untersuchung als konstant angesehen. Zwar ist die Änderung des Munddrucks messbar, doch ist die korrespondierende Volumenverschiebung des Thorax nicht bekannt – und genau diese Information wird zur Berechnung des Lungenvolumens benötigt (s. Kap. 3.1.3). Die Erfassung der Volumenverschiebung wird von der Kabine geleistet.

Sitzt eine Person in der geschlossenen, starren Kabine, so ist das Gesamtvolumen an Luft in der Lunge und in der Kabine außerhalb des Körpers immer gleich. Wenn sich das thorakale Volumen durch Kompression/Dekompression ändert, ergeben sich folglich gleich große, aber gegenläufige Volumenverschiebungen (Druckänderungen) innerhalb der Kabine. Blockiert man durch Verschluss am Mund einen möglichen Atemstrom, so treten mit den Volumenänderungen notwendigerweise in Lunge und Kabine Druckänderungen auf, die einander entgegengesetzt sind.

Im Detail heißt dies beim Mundverschluss Folgendes: Eine Einatembewegung, also ein Anstieg des Alveolar- und Thoraxvolumens führt dazu, dass die außerhalb des Körpers befindliche



**Abb. 1.** Prinzip der Verschlussdruckmessung: Das Verschiebevolumen ( $V_{\text{pleth}}$ ) wird über den Kammerdruck gemessen. Durch die Beziehung zwischen Munddruck und Verschiebevolumen wird die  $FRC_{\text{pleth}}$  (ITGV) bestimmt, siehe Schema 1.

Luft der Kabine um den gleichen Betrag weniger Volumen zur Verfügung hat, also komprimiert wird. Dies führt zu einem Anstieg des Kabinendrucks, welcher der Abnahme des Alveolardrucks entgegengesetzt ist. Der Anstieg fällt umso größer aus, je größer die Volumenverschiebung ist (Abb. 1). Umgekehrt zieht eine Ausatembewegung, d.h. Kompression des Alveolarvolumens, eine Abnahme des Kabinendrucks nach sich.

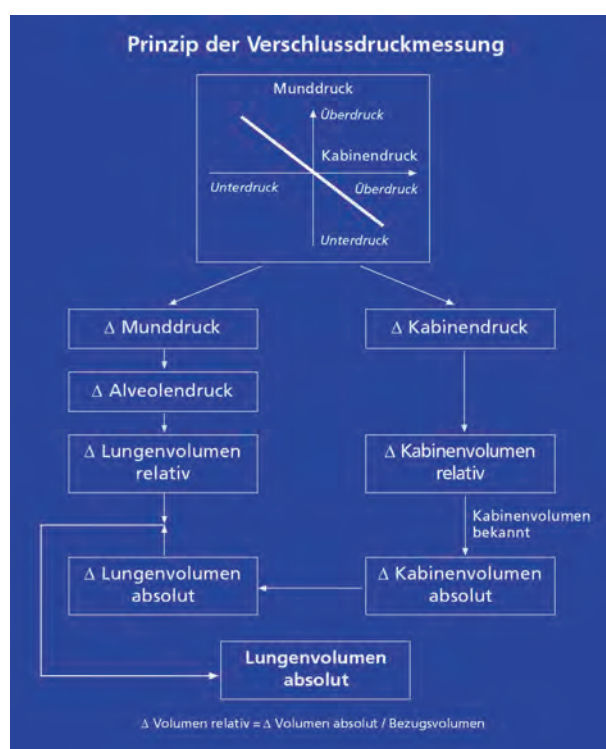
Die den Alveolardruck erzeugende Volumenbewegung nennt man "Verschiebevolumen". Das Verschiebevolumen stellt allein diejenigen Volumenbewegungen der Lunge dar, die durch Kompressions- und Dekompressionseffekte erzeugt werden (s. Kap. 1.3). Das gesamte Kabinenvolumen bleibt natürlich gleich. Die so erzeugten absoluten Volumenschwankungen in der Kabine entsprechen relativen Volumenschwankungen, die gemäß dem Boyle-Mariotte-Gesetz (s. Kap. 3.1.2) als relative

Druckschwankungen in der Kabine mittels Kabinendrucksensor messbar sind. Da das verfügbare Kabinenvolumen bekannt ist (Kammervolumen minus näherungsweise Körpervolumen), sind auch die absoluten Volumenschwankungen der Kabinenluft zu berechnen.

### 3.1.5 Kombination der Messdaten: Ermittlung des Lungenvolumens

Da die Thoraxbewegungen während des Verschlussmanövers direkt dem Verschiebevolumen entsprechen, können sie mit Hilfe der Kabinensensorik problemlos erfasst werden und zwar simultan zu den am Munde resultierenden Drücken.

Die Verrechnung der Messgrößen erlaubt es, auf das zugrundeliegende absolute Lungenvolumen zurückschließen. Das vermittelnde Glied zwischen Kabinendruck- und Munddruckmes-



**Schema 1.** Bestimmung des absoluten Lungenvolumens. Das Volumen bei Verschluss nach einer normalen Ausatmung ist  $\text{FRC}_{\text{pleth}}$  (Synonym ITGV). Das Verschiebevolumen wird über die Änderung des Kabinendrucks bestimmt (s. Text).

sung ist die Volumenänderung (Verschiebevolumen) des Thorax zum Zeitpunkt des Klappenschlusses.

Die Schlusskette lässt sich wie folgt zusammenfassen (Schema 1):

1. Aus der (relativen) Kabinendruckschwankung ergibt sich die entsprechende relative Volumenschwankung der Kabine (Boyle-Mariotte).
2. Da das Kabinenvolumen bekannt ist, erhält man aus 1. die absolute Volumenschwankung der Kabine in mL.
3. Die absolute Schwankung des Lungenvolumens in mL ist gleich groß wie die Volumenschwankung der Kabine, nur ihr entgegengesetzt (Inkompressibilität des Gewebes, Starrheit der Kabine).
4. Die relative Alveolardruckschwankung wird mittels des Munddrucks gemessen (Annahme des Druckausgleichs).
5. Die relative Lungenvolumenschwankung muss entgegengesetzt, aber vom Betrag her gleich der relativen Alveolardruckschwankung aus 4. sein (Boyle-Mariotte).
6. Somit ist aus 5. die relative Schwankung des Lungenvolumens bekannt.
7. Da die absolute Schwankung des Lungenvolumens (in mL) aus 3. bekannt ist, lässt sich aus der rela-

tiven Schwankung (6.) ableiten, wie groß die Bezugsgröße des Volumens sein muss, und das ist gerade das Lungenvolumen zum Zeitpunkt des Verschlusses.

Eine quantitative Beschreibung findet sich unter *Erklärung 1*. Im Zeitalter der automatisch auswertenden Software dienen die dort abgeleiteten Beziehungen primär dem vertieften Verständnis der qualitativen und quantitativen Funktionsweise des Ganzkörperplethysmographen.

**MERKE** **Merke:** Je "steiler" die Verschlussdruckkurve ist, desto geringer ist das Lungenvolumen, bei dem der Verschluss erfolgte. Und umgekehrt: je "flacher" die Kurve, desto größer das Lungenvolumen.

**Erklärung 1.** Verschlussdruckmanöver zur Ermittlung des ITGV:

Volumina seien mit "V" und Drücke mit "P" bezeichnet. In den folgenden Ableitungen sind eventuelle Korrekturen des Drucks, etwa um den Wasserdampfdruck, vernachlässigt, da sie rein technischer Natur sind.

Zum Zeitpunkt einer relaxierten Ausatmung (end-expiratorisch) bzw. einer willkürlichen Ausatmung mit Atemanhalten auf bestimmtem Niveau ist der Druck sowohl am Mund als auch in der Lunge und Kabine atmosphärisch (Barometerdruck,  $P_B$ ). Der entsprechende Luftraum der Lunge umfasst das Volumen  $V_L$ . Es erfolgt der Verschluss am Mund (Abb. 1).

Nach einer Inspirationsbewegung gegen die Verschlussklappe vermindert sich der Druck in der Lunge (Änderung  $\Delta P$ ), während sich das Lungenvolumen erhöht (Änderung  $\Delta V$ ).  $\Delta V$  wird Verschiebevolumen genannt (Abb. 1). Wendet man das bekannte Boyle-Mariotte-Gesetz ( $P \times V = \text{konstant}$ ) auf den Ausgangszustand (linke Seite in unten stehender Formel) und den Zustand nach Inspirationsbewegung (rechte Seite) an, so ergibt sich folgende Beziehung:

$$(1) P_B \times V_L = (P_B - \Delta P) \times (V_L + \Delta V)$$

Hierbei sind die Vorzeichen der Änderungen  $\Delta P$  und  $\Delta V$  so gewählt, dass bei einer Änderung immer entweder beide positiv oder beide negativ sind. Durch Ausmultiplizieren der rechten Seite erhält man

$$P_B \times V_L = P_B \times V_L + P_B \times \Delta V - \Delta P \times V_L - \Delta P \times \Delta V$$

Da  $\Delta P$  und  $\Delta V$  im Verhältnis zur  $P_B$  bzw.  $V_L$  sehr klein sind, kann das Produkt  $\Delta P \times \Delta V$  als Quadrat sehr kleiner Größen ohne wesentlichen Fehler vernachlässigt werden. Daher folgt nach Eliminieren von  $P_B \times V_L$  auf beiden Seiten der Gleichung

$$\Delta P \times V_L = P_B \times \Delta V$$

und nach Umordnung der Faktoren

$$V_L = P_B \times \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

Somit liegt ein Ausdruck für das Lungenvolumen  $V_L$  vor, bei dem der Verschluss erfolgt. Hierbei ist  $\Delta P$  gleich der Schwankung des Al-



veolardrucks ( $\Delta P_{alv}$ ) während der Atembewegungen gegen den Verschluss. Da kein Atemstrom fließt, der zu einer Druckdifferenz führen könnte, wird diese Schwankung als identisch mit der Schwankung des Munddrucks ( $\Delta P_{mouth}$ ) angenommen. Folglich setzt man  $\Delta P = \Delta P_{alv} = \Delta P_{mouth}$ .  $\Delta V$  stellt die Änderung des Lungenvolumens ( $\Delta V_L$ ) durch die Thoraxbewegung dar ( $\Delta V = \Delta V_L$ ). Durch Einsetzen wird die obige Formel zu

$$(2) V_L = P_B \times \frac{\Delta V_L}{\Delta P_{mouth}}$$

Der nächste Schritt besteht darin, das noch unbekanntes Verschiebevolumen  $\Delta V_L$  zu ermitteln. Hier kommt das Funktionsprinzip der Kabine zum Tragen. Wendet man nämlich das Boyle-Mariotte-Gesetz (1) statt auf die Lunge auf die Kabine mit Volumen  $V_{box}$  an, so entspricht der relativen Änderung des verfügbaren, außerhalb des Körpers befindlichen Kabinenvolumens ( $\Delta V_{box}$ ) eine relative Änderung des Kabinendrucks ( $\Delta P_{box}$ ). Somit gilt völlig analog zu Formel (2) für die Kabine

$$(3) V_{box} = P_B \times \frac{\Delta V_{box}}{\Delta P_{box}}$$

Da das Gewebe nicht komprimierbar ist, übersetzt sich die Änderung des Lungen- bzw. Thoraxvolumens in eine entsprechende gegenläufige Änderung des außerhalb des Körpers befindlichen Kabinenvolumens. Folglich gilt  $\Delta V_{box} = -\Delta V_L$ . Durch Einsetzen und Umordnen erhält man somit aus (3)

$$(3a) \Delta V_L = -\Delta P_{box} \times \frac{V_{box}}{P_B}$$

Folglich wird das Verschiebevolumen der Lunge,  $\Delta V_L$ , anhand von  $\Delta P_{box}$  messbar. Setzt man die Beziehung (3a) in (2) ein, so folgt nach Kürzen von  $P_B$

$$(4) V_L = -V_{box} \times \frac{\Delta P_{box}}{\Delta P_{mouth}}$$

Damit ist das gesuchte Lungenvolumen auf die messbaren Größen  $\Delta P_{mouth}$  und  $\Delta P_{box}$  zurückgeführt. Der Kalibrierfaktor für den Quotienten der beiden Druckänderungen ist im Prinzip durch das freie Kabinenvolumen  $V_{box}$  gegeben, welches bekannt ist (nach Abzug der Volumenverdrängung durch den Patienten). Man lasse sich nicht durch das negative

Vorzeichen irreführen, denn wenn z.B. die Lunge komprimiert wird, ist  $\Delta P_{mouth}$  positiv; da gleichzeitig das freie Kabinenvolumen zunimmt, ist  $\Delta P_{box}$  negativ (Druck nimmt ab). Entsprechend ist der Quotient der Druckdifferenzen immer negativ und somit  $V_L$  immer positiv.

Aufgrund in der obigen Ableitung vernachlässigter technischer Details, des Einflusses von Umgebungsfaktoren sowie des programmierten Lecks der Kabine, das der Stabilisierung des Drucks dient, ist dennoch eine empirische Eichung angebracht. Der entsprechende Kalibrierfaktor kann durch definierte Volumenänderungen der Kabine mit Hilfe motorischer Eichpumpen anhand der dabei gemessenen Beziehung zwischen  $\Delta P_{box}$  und  $\Delta V_{box}$  bestimmt werden. Der Kabinendruck spiegelt daher eindeutig das Verschiebevolumen wider und umgekehrt.

Identifiziert man das Lungenvolumen  $V_L$  mit  $FRC_{pleth}$  (in der klinischen Praxis meist ITGV genannt), so kann die Beziehung (4) unter Verwendung eines entsprechenden, geräteabhängigen Kalibrierfaktors  $K_P$  (effektiv  $V_{box}$ ) wie folgt geschrieben werden (die senkrechten Striche symbolisieren, dass man den positiven Betrag der Änderungen einsetzen muss):

$$(5) FRC_{pleth} = K_P \times \left| \frac{\Delta P_{box}}{\Delta P_{mouth}} \right|, \quad (K_P \approx V_{box})$$

Selbstverständlich kann man statt Formel (4) auch Formel (2) direkt zugrunde legen, wenn man die Kabinendruckänderung unmittelbar in Form des Verschiebevolumens ausdrückt bzw. eicht. Daher kann man äquivalent mittels des Verschiebevolumens schreiben:

$$(5a) FRC_{pleth} = K_V \times \left| \frac{\Delta V_{box}}{\Delta P_{mouth}} \right|, \quad (K_V \approx P_B)$$

wobei der entsprechende Kalibrierfaktor  $K_V$  effektiv dem Barometerdruck  $P_B$  entspricht. Der Wert von  $FRC_{pleth}$  lässt sich also völlig gleichwertig als Funktion des Kabinendrucks oder des Verschiebevolumens angeben.

Die Formeln (5) und (5a) lassen sich wie folgt deuten: Eine gegebene Kabinendruckschwankung ( $\Delta P_{box}$ ) entspricht einer gegebenen, gegenläufigen Volumenschwankung von Kabine und Lunge ( $\Delta V_{box}$ ). Die Volumenschwankung ruft bei kleinerem  $FRC_{pleth}$  eine

größere Schwankung des Munddrucks ( $\Delta P_{\text{mouth}}$ ) und damit einen steileren Winkel der Verschlussdruckkurve hervor (Abb. 1). In analoger Weise ergibt sich bei größerem  $FRC_{\text{pleth}}$  ein flacherer Winkel.

### 3.2 Interpretation der Verschlussdruckmessung

#### 3.2.1 Definition von ITGV und FRC

Der Verschluss kann im Prinzip bei jedem Lungenvolumen erfolgen und liefert das jeweilige thorakale Gasvolumen TGV. Der Begriff des intrathorakalen Gasvolumens (ITGV) wird allerdings in der Regel in engerem Sinne zur Beschreibung des Lungenvolumens in Atemruhelage verwendet. Um Mehrdeutigkeiten zu vermeiden, ist hierfür der Begriff der funktionellen Residualkapazität (FRC) vorzuziehen, wobei für die bodyplethysmographisch bestimmte FRC der Ausdruck  $FRC_{\text{pleth}}$  international üblich ist. Das durch die Verschlussdruckmessung bestimmte endexpiratorische Lungenvolumen (EELV) entspricht definitionsgemäß der FRC, wenn der Messvorgang bei ruhiger Atmung erfolgte. Insofern das Volumen der Atemwege mit dem alveolären Volumen kommuniziert und also an den Druckänderungen teilnimmt, ist es in FRC enthalten.

Bei Gesunden, die in Ruhe entspannt atmen, repräsentiert die FRC die mechanisch neutrale Position des respiratorischen Systems, wie bei der kompletten Relaxation. Daher wird dieses Volumen auch "Relaxationsvolumen" ( $V_r$ ) oder in der Pädiatrie "elastic equilibrium volume" (EEV) genannt. In dieser

Position zieht die Lunge mit identischer Kraft nach innen wie die Brustwand nach außen, d.h. bei Eröffnung des Thorax kollabiert die Lunge und der Brustkorb bewegt sich nach außen. Bei jungen gesunden Erwachsenen beträgt die FRC etwa 50% der TLC. Die FRC ist jedoch keineswegs immer als synonym mit dem relaxierten end-expiratorischen Volumen  $V_r$  anzunehmen. Beispielsweise ist bei Gesunden das end-expiratorische Volumen während Belastung aufgrund der Dynamik der Atmung geringer als unter Ruhe, wird aber dennoch als FRC unter Belastung bezeichnet.

#### 3.2.2 Besonderheiten der Verschlussdruckmessung und Vergleich mit anderen Verfahren

Ihrem Messprinzip zufolge erfasst die Verschlussdruckmessung nur komprimierbare Volumina im Thorax.

Im Vergleich zur FRC-Bestimmung mittels Stickstoff-Auswaschung oder Helium-Verdünnung umfasst die bodyplethysmographische FRC-Bestimmung neben den ventilierten auch die nicht oder schlecht ventilierten Lungenspartimente. Die bodyplethysmographische FRC-Bestimmung zeigt daher selbst bei Lungengesunden höhere Werte an. Die Diskrepanz beider Werte ist ein Maß der Größe nicht belüfteter Lungenbereiche. Bei schwergradiger Obstruktion wird in der Regel der FRC-Wert durch die Auswasch- und Verdünnungsmethode unterschätzt, da die nicht bzw. ungenügend ventilierten Lungenbereiche, die erheblichen Anteil am Gesamtvolumen haben können (mehrere Liter!), nicht erfasst werden.

### 3.2.3 Pathophysiologische Beziehungen

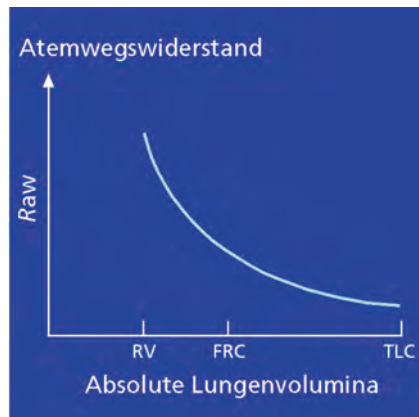
Bei Patienten mit verminderter Elastizität (= erhöhter Compliance) der Lunge und der Atemwege ist der Zug der Lunge nach innen (elastische Rückstellkraft) vermindert und daher das relaxierte endexpiratorische Volumen ( $V_r$ ) erhöht; dieses Phänomen trägt zur so genannten "statischen Lungenüberblähung" bei\*. Wird von Patienten mit obstruktiver Ventilationsstörung z.B. bei Belastung oder im Rahmen einer Tachypnoe während Exazerbation die Inspiration bereits begonnen, ehe das relaxierte endexpiratorische Volumen ( $V_r$ ) erreicht wird, so steigt die FRC an und entspricht nicht mehr  $V_r$ . Die

**\*Anmerkung:** Die Lungenüberblähung wird in der Interpretation häufig mit dem Lungenemphysem gleichgesetzt, da sie in der Mehrzahl der klinischen Fälle im Rahmen der heterogenen Entität COPD auftritt. Das Lungenemphysem ist jedoch funktionell primär durch eine Verminderung der Gasaustauschfläche definiert, die u.a. durch die Messung der Diffusionskapazität und das CT diagnostizierbar ist. Die ganzkörperplethysmographisch diagnostizierbare Lungenüberblähung geht typischerweise mit einem Kollaps der peripheren Bronchien einher. Es gibt jedoch einzelne Patienten, die nur eine reduzierte Gasaustauschfläche in Folge einer Destruktion der Alveolen ohne merkliche Obstruktion oder Überblähung aufweisen. Andererseits finden sich vereinzelt Patienten mit einer deutlichen Lungenüberblähung bzw. Bronchialkollaps ohne merklich reduzierte Gasaustauschfläche bzw. Emphysem. Dies unterstreicht, dass man bei der Interpretation der Lungenüberblähung Vorsicht walten lassen sollte.

Druckdifferenz, mit der der Thorax von FRC zu  $V_r$  absinken würde, repräsentiert den "intrinsischen PEEP" (positiver endexpiratorischer Druck bzw. Druck, der am Ende der Expiration in den Atemwegen vorhanden ist; dieser Druck wird beim Erreichen von  $V_r$  Null).

Der durch die Inspirationsmuskeln aufzubringende Druck, um das endexpiratorische Volumen oberhalb des relaxierten Volumens ( $V_r$ ) zu halten, entspricht dem genannten "intrinsischen PEEP". Insofern eine derartige Erhöhung der FRC nicht durch eine Elastizitätsänderung, sondern durch eine vorzeitige Inspiration zustande kommt, stellt sie eine "dynamischen Überblähung" dar. Allerdings ist die mechanistische Unterscheidung zwischen statischer und dynamischer Überblähung nicht absolut, da statische und dynamische Faktoren sowohl während Ruheatmung als auch während Belastung untrennbar miteinander verwoben sind und beispielsweise ein expiratorischer Kollaps der Atemwege in beiden Fällen beteiligt sein kann.

Die Erhöhung von FRC über  $V_r$  stellt in gewissem Sinne eine mechanische Kompensation der expiratorischen Flusslimitierung dar. Durch Verlagerung der Atemmittellage inspirationswärts vermindert sich durch Erweiterung des Querschnitts der Atemwege der Atemwegswiderstand (Abb. 2), so dass die expiratorische Flusslimitierung teils umgangen wird und höhere Atemstromstärken möglich sind. Die Verschiebung der Atemmittellage muss allerdings durch eine vermehrte Arbeit der Inspirationsmuskulatur aufgebracht werden, da die Druck-Volumen-Kurve des Thorax und der Lunge bei höheren Atemlagen ungünstiger verläuft, bzw.

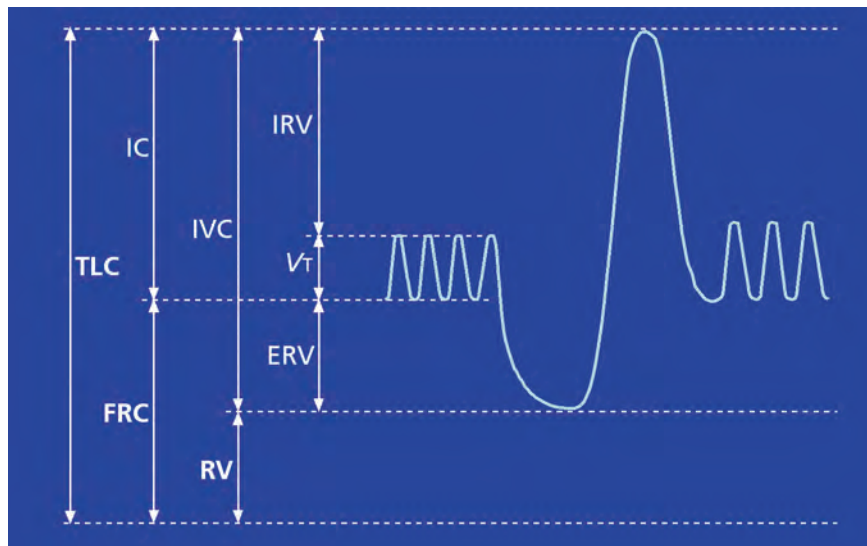


**Abb. 2.** Atemwegswiderstand (Resistance) (Raw) in Beziehung zum Lungenvolumen.

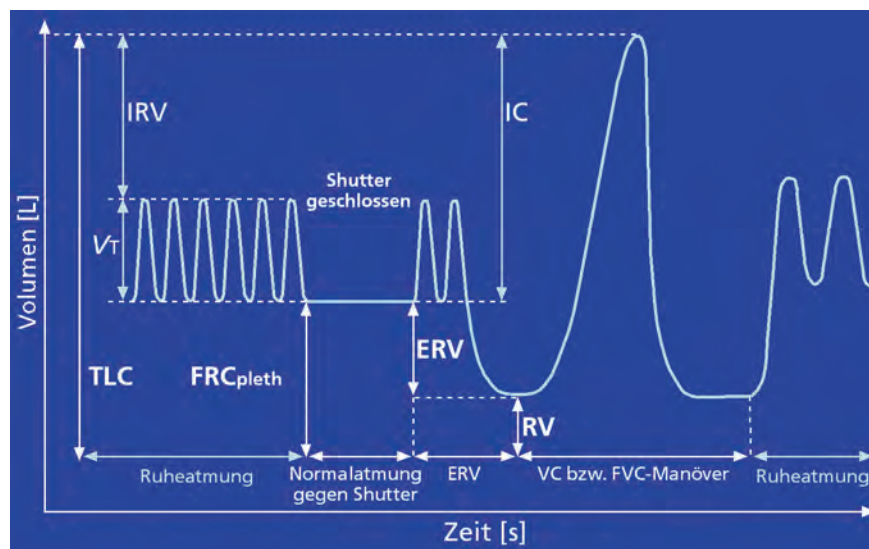
das Zwerchfell durch die Abflachung einen ungünstigeren Arbeitspunkt hat. Dies führt zu einer deutlich vermehrten Beanspruchung der Inspirationsmuskeln.

### 3.3 Bestimmung von TLC und RV anhand der FRC

Die Bestimmung des endexpiratorischen intrathorakalen Gasvolumens dient, wie beschrieben, primär der Bestimmung der funktionellen Residualkapazität FRC. Nach Kenntnis der FRC können die Totale Lungenkapazität (TLC) und das Residualvolumen (RV) durch Kombination mit einem Vitalkapazitätsmanöver ermittelt werden. Zu diesem Zweck müssen die beiden relevanten Teilvolumina der Vitalkapazität, nämlich die inspiratorische Kapazität (IC) und das expiratorische Reservevolumen (ERV) bestimmt werden (Abb. 3). Dazu sind im Normalfall unmittelbar nach der FRC-Messung die entsprechenden Maximalmanöver im Rahmen einer nicht forcierten Spirometrie durchzuführen. Derzeit werden zwei Methoden zur Bestimmung von TLC und RV empfohlen: durchgängig



**Abb. 3.** Mobilisierbare und nicht mobilisierbare Lungenvolumina, Volumenzeitkurve.



**Abb. 4.** Bestimmung von TLC und RV nach Messung von  $FRC_{pleth}$ : durchgängig verbundenes (linked) Manöver, Text siehe Kapitel 3.3.1.

verbundene (linked) Manöver versus getrennte oder teilverbundene Manöver.

### 3.3.1 Durchgängig verbundene (linked) Manöver

Der nachfolgend beschriebenen "linked" Methodik, bei der man das dem Verschluss unmittelbar folgende VC-Manöver durch eine Ausatmung einleitet, wird in der Regel der Vorzug gegeben. Hierbei wird unmittelbar nach Messung der  $FRC_{pleth}$  in einer langsamen, maximalen Ausatmung das expiratorische Reservevolumen ERV bestimmt. Dieses Manöver führt zum Residualvolumen RV. Unmittelbar anschließend erfolgt eine nicht forcierte maximale Einatmung, durch welche die

Totale Lungenkapazität TLC erreicht wird. Gleichzeitig wird auf diese Weise die (langsame) inspiratorische Vitalkapazität IVC bestimmt. Voraussetzung hierfür ist, dass der Patient während der gesamten Manöver nicht vom Mundstück abgeht (Abb. 4).

Für die Parameterbestimmungen werden in der Regel die Medianwerte von technisch zufriedenstellenden Messungen des Verschlussmanövers ( $FRC_{pleth}$ ) mit den Maxima von technisch zufriedenstellenden ERV- und IVC-Manövern kombiniert. Das Residualvolumen (RV) berechnet sich aus dem FRC-Median minus dem maximalen Wert von ERV.

$$RV = FRC - ERV$$

Die TLC ergibt sich aus der Summe des so bestimmten RV und der maxima-

len inspiratorischen Vitalkapazität aus allen zufriedenstellenden Manövern.

$$\text{TLC} = \text{RV} + \text{IVC}$$

Dies alles gilt unter der Voraussetzung, dass es sich um sogenannte Linked-Manöver innerhalb eines fließenden Messablaufs handelt, der Patient also während der gesamten Atemmanöver nicht vom Mundstück abgeht und diese in enger zeitlicher Abfolge stattfinden (Abb. 4). Derart wird die Wahrscheinlichkeit minimiert, dass undetektierte Verschiebungen der Atemlage auftreten, welche zu Fehlbestimmungen von ERV und in der Folge zu Fehlberechnungen von RV und TLC führen.

Die inspiratorische Kapazität ist ein aus der TLC und dem  $\text{FRC}_{\text{pleth}}$  abgeleiteter Parameter.

$$\text{IC} = \text{TLC} - \text{FRC}_{\text{pleth}}$$

### 3.3.2 Unverbundene bzw. teilverbundene Manöver

Die zweite, nicht für den allgemeinen Fall empfohlene Methode findet primär Anwendung bei Patienten mit schwerer Obstruktion oder Dyspnoe, die nicht unmittelbar nach dem FRC-Manöver das ERV-Manöver durchführen können. Diese Patienten sollen unmittelbar nach dem FRC-Manöver maximal einatmen, so dass die inspiratorische Kapazität (IC) primär bestimmt wird, da dies bei bestehender Luftnot leichter fällt als eine tiefe Ausatmung. Die IVC-Bestimmung kann wie in der ersten Methode nach einer maximalen Ausatmung erfolgen, die von der gerade erreichten Atemruhelage ausgeht und die Bestimmung des ERV erlaubt.

Alternativ möglich ist eine Bestimmung der langsamen expiratorischen Vitalkapazität (EVC) nach dem IC-Manöver, das der FRC-Bestimmung folgt. Im Geräte-Setup ist die Art der Atemmanöver im Vorfeld einzustellen.

Der zu wählende FRC-Wert stellt den Median aus allen technisch akzeptablen FRC-Messungen dar. Die TLC ergibt sich als Summe aus der FRC und dem Wert des unmittelbar folgenden (linked) IC-Manövers. Zur Bestimmung des Residualvolumens wird die maximale Vitalkapazität von der TLC subtrahiert. Für die Bestimmung von ERV und IC liegen keine suffizienten Reproduzierbarkeitskriterien vor.

### 3.3.3 Wiederholte FRC-Bestimmung

Das in den vorausgegangenen Abschnitten beschriebene so genannte "Linked-Manöver" ist nicht optimal, wenn es um die Qualitätssicherung der FRC-Messung geht. Die zwischen den einzelnen Verschlüssen durchgeführten Maximal-Manöver können das endexpiratorische Niveau verändern, so dass tatsächlich nur der erste Verschluss mit der vorausgehenden Aufzeichnung der spezifischen Resistance korrespondiert. In diesen Fällen ist eine Bewertung der Qualität dieser ersten FRC-Messung nicht möglich, da eine Beurteilung nur über Mehrfachmessungen unter vergleichbaren physiologischen Bedingungen gegeben ist. Alternativ wird deshalb vorgeschlagen, mehrere Volumenmessungen hintereinander aufzuzeichnen und erst danach die Maximal-Manöver zu registrieren. Ein weiterer Vorteil dieser Vorgehensweise ist, dass der Patient zwischen den auf-



einanderfolgenden Verschlüssen, die ja schon eine erhebliche Koordination und Kooperation erfordern, keine anstrengenden Vitalkapazitätsmanöver atmen muss.

Nach Abschluss der ersten FRC-Messung atmet der Patient ganz normal weiter, bis er sich von den Verschlussmanövern erholt hat. Danach erfolgt die Auslösung des nächsten Verschlusses. Anhand der Reproduzierbarkeit der ersten drei FRC-Bestimmungen kann der Bediener entscheiden, ob weitere Verschlüsse notwendig sind. Eine Streuung unter 10% wird angestrebt.

Diese Verfahrensweise wird empfohlen, da mit der Sicherung und Überprüfung der Qualität der  $FRC_{pleth}$  auch der davon abgeleitete Atemwegswiderstand  $R_{aw}$  sowie die abgeleiteten statischen Volumina  $RV$  und  $TLC$  die bestmögliche Güte besitzen.

### 3.3.4 Verbundene Bestimmung der Atemschleife und der Lungenvolumina

In der klinischen Routine erfolgen in der Regel Ganzkörperplethysmographie und Spirometrie in einem einzigen Durchlauf. Die Reihenfolge ist dabei: Bestimmung der Atemschleifen (Anleitung 2), dann Atemwegsverschlüsse, sodann Bestimmung langsamer ex- und inspiratorischer Atemvolumina, abschließend forcierte Expirationen (entsprechend der Empfehlungen zur Spirometrie). An das Verschlussdruckmanöver schließt sich somit eine komplette Spirometrie an. Die akkurate Bestimmung des Atemwegswiderstandes erfordert es, die Verschlussdruckmessungen möglichst unmittelbar nach Aufzeichnung der Atemschleifen durchzu-

führen, um dasjenige Volumen zu erfassen, bei dem die Atemschleifen aufgezeichnet wurden. Im anderem Falle wäre das Bezugsvolumen zur Berechnung des Widerstandes inkorrekt (s. Kap. 4.1.4).

## 3.4 Praktische Durchführung der FRC-Bestimmung

### 3.4.1 Technische Voraussetzungen und Anleitung zur Messung

Unabhängig vom Typ des Bodyplethysmographen muss der Munddrucksensor in der Lage sein, einen Wechseldruck von mehr als  $\pm 5$  kPa in einem Frequenzbereich bis mindestens 8 Hz zu erfassen. Der Kabinendruckaufnehmer muss dagegen Druckänderungen im Bereich von 20 Pa linear auflösen können, bei ähnlichen Anforderungen an die Frequenzauflösung. Eine thermische Drift kann jedoch leicht zu absoluten Kabinendrücken bis zu 1 kPa führen, so dass ein hinreichend großer Arbeitsbereich dieses Druckaufnehmers notwendig ist.

Zur Verhinderung hoher Kabinendrücke (vor allem infolge Erwärmung der Kammerluft durch den Probanden) ist in die Kabinenwand eine definierte Leckage eingebaut, die mit einer geräteabhängigen Zeitkonstante, die zwischen 4 bis 12 Sekunden liegt, langsam auftretende Druckänderungen minimiert. Dieser Druckausgleich interferiert nicht mit den Signalen der Atemmanöver, sofern die Zeitkonstante eingehalten wird.

Die Anforderungen an die Strömungserfassung bzw. Pneumotachographie entnehmen Sie bitte den Empfehlungen zur Spirometrie.

Die Verschlussdruckmessung stellt erfahrungsgemäß den problematischen Teil der Bodyplethysmographie dar. Für die Praxis ist es ratsamer, eine offenbar nicht valide auswertbare Messung zu verwerfen, als eine Kaskade von Fehlschlüssen darauf aufzubauen.

Eine detaillierte Anleitung zur Durchführung der Untersuchung sowie Hinweise auf potentielle Fehlerquellen finden sich in **Anleitung 1**.

#### Anleitung 1. Verschlussdruckmessung

1. Der Messkopf muss so ausgerichtet werden, dass der Patient komfortabel sitzt, insbesondere sollte er das Mundstück ohne Beugung aufrecht oder mit leichter Streckung des Nackens erreichen. Ein künstliches Gebiss behindert die Untersuchung nicht.
2. Die Prozedur wird erklärt. Zur Erklärung gehört die Mitteilung, dass die Tür verschlossen wird, aber von innen zu öffnen ist. Die Nase ist mit einer Nasenklemme zu verschließen. Die Lippen umschließen das Mundstück fest und dicht; es ist darauf zu achten, dass keine Lecks im Bereich der Mundwinkel auftreten. Wenn trotz Abwesenheit von Lecks keine zufriedenstellenden Kurven beim Verschlussdruckmanöver darstellbar sind, sollte der Patient die Wangen durch die Hände unterstützen.
3. Die Tür der Kabine wird geschlossen; anschließend muss genügend Zeit gelassen werden, damit sich die Temperatur bzw. der Kabinendruck hinreichend stabilisieren kann und sich der Patient entspannt. Bei neueren Geräten ist die Stabilisierungszeit i.a. kurz; bitte Herstellerangaben beachten.
4. Der Patient geht an das Mundstück, die Lippen umschließen dieses fest und dicht, doch ohne Verkrampfung. Er atmet ruhig, bis gemäß der Volumen-Zeit-Aufzeichnung eine stabile end-expiratorische Atemlage erreicht ist. Dies ist normalerweise nach 3 – 10 ruhigen Atemzügen der Fall.
5. Nun können ggf. die Atemschleifen registriert werden (siehe Anleitung 2).
6. Nachdem der Patient eine stabile end-expiratorische Atemlage erreicht hat, löst man die Verschlussdruckmessung aus. Hierbei wird automatisch zu Beginn der nachfolgenden Inspiration der Klappenverschluss (Shutter) aktiviert, d.h. der Strömungskanal des Messkopfes geschlossen. Die Öffnung erfolgt je nach Typ des Bodyplethysmographen entweder nach der voreingestellten Zeit, nach Erreichen eines bestimmten kumulierten Wechseldrucks am Verschluss, nach einer bestimmten Anzahl von Atemexkursionen, oder von Hand.
7. Der Patient sollte ohne zusätzliche Kraftanstrengung gegen den Verschluss atmen. Er sollte keinesfalls versuchen, diesen durch Saugen oder Pressen zu öffnen, da dies zu übergroßen Signalamplituden mit Artefakten bzw. zu Undichtigkeiten führt. Damit der gemessene Wert der FRC mit der spezifischen Resistance  $sRaw$  korrekt verrechnet werden kann, ist es optimal, wenn die Atemfrequenzen des Verschlussdruckmanövers und der



- Atemschleifen übereinstimmen. Demzufolge sollte der Patient instruiert werden, mit seiner normalen Atemfrequenz und -auslenkung (Anstrengung) gegen den Verschluss zu atmen. Lediglich bei Gesunden ist dabei die Druckauslenkung (Verschiebevolumen) so gering, dass sie unter Umständen mit dem kontrollierten Leck der Kabine interferiert. In diesem Fall kann die Atemfrequenz auf etwa 20 – 25 pro Minute erhöht werden (vgl. Anleitung 2).
- 8.** Bei der Atmung gegen den Verschluss sollte ein minimaler Wechseldruck von  $\pm 1$  kPa erreicht werden. Atemfrequenzen über 1,5 Hz führen zu Fehlern durch mangelnden Druckausgleich zwischen Alveolen und Mund, insbesondere bei Patienten mit Obstruktion (s. Kap. 3.2.2). Atemfrequenzen unter 0,5 Hz führen zu Interferenzen mit dem kontrollierten Leck der Kabine. Ein Metronom kann benutzt werden, allerdings haben viele Patienten Schwierigkeiten, einem vorgegebenen Takt zu folgen.
- 9.** Jedes Verschlussdruckmanöver sollte 2 bis 5 technisch zufriedenstellende Atemexkursionen umfassen. Dies äußert sich in einer Überlagerung nahezu parallel liegender Linien. Die Linien sollten jeweils eine Gerade bilden und weitgehend übereinander liegen. Es sollten keine Öffnungen oder Krümmungen auftreten, welche die Auswertung erschweren oder unmöglich machen (Abb. 1). Bei einer unbefriedigenden automatischen Auswertung durch die Software sollten artefaktbehaftete Messungen eliminiert werden bzw. der Versuch bei optimaler Instruktion des Patienten wiederholt werden.
- 9a.** Es wird empfohlen, mindestens 3 Verschlüsse nacheinander, ohne dazwischenliegendem Maximalmanöver aufzuzeichnen, um die Qualität der Volumenbestimmung beurteilen zu können.
- 10.** Nach der letzten Öffnung des Verschlusses führt der Patient eine langsame maximale Ausatmung zur Bestimmung des ERV und nachfolgend eine langsame maximale Einatmung zur Bestimmung der IVC durch. Patienten mit Dyspnoe gelingt dies häufig nicht, so dass sie instruiert werden sollten, einige Ruheatemzüge nach der Verschlussdruckmessung durchzuführen, bevor die ERV- und IVC-Manöver erfolgen. Die Zahl der Atemzüge sollte jedoch so gering wie möglich sein, da eventuelle zwischenzeitliche Verschiebungen der Atemruhelage aufgrund der begrenzten Genauigkeit der BTPS-Korrektur nicht über einen längeren Zeitraum zuverlässig erfasst werden können. Dieser Ablauf der Messung beinhaltet so genannte verbundene (linked) Manöver.
- 11.** Alternativ führt der Patient unmittelbar nach Öffnung des Verschlusses ein IC-Manöver gefolgt von einem langsamen EVC-Manöver durch. Dies empfiehlt sich bei Patienten mit schwergradiger Dyspnoe. Wenn nötig, kann in diesem Falle der Patient vom Mundstück abgehen und sich zwischen

den Manövern ausruhen. Hierbei handelt es sich um unverbundene oder teilverbundene Manöver. Man sollte sich darüber im Klaren sein, dass zwischenzeitliche unerfasste Verschiebungen der Atemruhelage, die bei Patienten mit schwergradiger Obstruktion auch von der Art (Geschwindigkeit, Tiefe) der Atmung abhängen, die Bestimmung der abgeleiteten Volumina RV und TLC beeinflussen.

12. Patienten, die keine zufriedenstellenden Verschlussdruckmanöver in konventioneller Form durchführen können (z.B. kleine Kinder), sollten als Alternative mit leicht erhöhter Atemfrequenz, notfalls auch mit "Hecheln" (1 – 2 Atemzüge/sec.) gegen den verschlossenen Shutter atmen. In diesem Fall muss die Software allerdings die FRC nach einer speziellen Formel berechnen und zur Bestimmung des Atemwegwiderstandes muss dann auch die Atemschleife unter Hechelatmung durchgeführt werden.

13. Nach Möglichkeit sollte eine Serie von 3 – 5 technisch zufriedenstellenden Verschlussdruckmanövern aufgezeichnet werden. Bezüglich der Reproduzierbarkeit sind im Idealfall mindestens drei FRC-Werte gefordert, die innerhalb eines 10%-Intervalls liegen sollten (Differenz zwischen höchstem und niedrigstem Wert dividiert durch den Mittelwert  $< 0,1$ ). Die Manöver sollen so oft durchgeführt werden, bis sich drei Werte in dem genannten Bereich befinden.

### 3.4.2 Qualitätskontrolle der FRC-Bestimmung

Die Überprüfung der Messqualität kann periodisch mit einer Modelllung oder einem Container erfolgen, sofern vorhanden. Dabei sollten isotherme Konditionen eingehalten werden, indem z.B. ein Kolben mit thermaler Masse gefüllt wird (Kupferwolle). Das Containervolumen muss mit einer Genauigkeit von  $\pm 50$  mL oder 5% bestimmt werden, dies als Mittelwert über 5 Messungen.

Darüber hinaus sind biologische Kontrollen sinnvoll und ratsam. Zu diesem Zweck sollten mindestens monatlich oder bei Bedarf bei zwei Personen FRC, TLC und RV mehrfach gemessen werden. Wenn trotz optimaler Mitarbeit und Abwesenheit einer respiratorischen Erkrankung die Werte von FRC und/oder TLC mehr als 10% oder das Residualvolumen mehr als 20% von den aus den Voruntersuchungen bekannten Werten abweichen, spricht dies für einen Fehler im System.

### 3.4.3 Klinische Interpretation der FRC und abgeleiteter Werte – Sollwerte

Durch die Bestimmung von RV und TLC kann auch der Überblähungsparameter RV/TLC% bestimmt werden. Der Schweregrad der Überblähung lässt sich mittels dieser Messgrößen abschätzen, zusätzlich auch durch RV in Prozent des Sollwertes (Schweregradeinteilung 1: Überblähung, S. 27). Eine Erhöhung von FRC und RV sowie des Quotienten RV/TLC % über die 5. Perzentile der Normwerte (s. "Sollwerte 1") stellt einen qualitativen und quanti-

tativen Indikator der Lungenüberblähung dar. Bei Werten von FRC, die oberhalb des Normbereichs liegen, zeigt ein Absinken im Bronchodilatationstest oder im Verlauf der Erkrankung (z.B. bei Behandlung einer Exazerbation von Patienten mit COPD) den Rückgang der Lungenüberblähung an. Somit lässt sich durch die Bodyplethysmographie eine Lungenüberblähung einschließlich ihres Schweregrades diagnostizieren.

Eine reversible Überblähung ist weitgehend als dynamische Überblähung aufzufassen, auch dann, wenn zugleich die statischen Eigenschaften der Atemwege (Kollapsneigung) durch die Relaxation der Bronchialmuskulatur verändert werden. Konstant erhöhte Werte – sei es nach Bronchodilatationstest, sei es im zeitlichen Verlauf trotz Therapie – belegen eine (residuale) statische Lungenüberblähung. Diese ist ein Indikator einer verbleibenden, unter Umständen zwischen Ein- und Ausatmung asymmetrischen Obstruktion. Hierbei ist angesichts der komplexen Folgen von Obstruktion und Inhomogenität der Belüftung Vorsicht bei der Zuordnung von Krankheitsbildern geboten.

Eine Erhöhung des Quotienten  $RV/TLC\%$  findet sich auch bei restriktiven Lungenerkrankungen, die durch eine Einschränkung der normalen Lungenausdehnung bzw. -ausdehnbarkeit charakterisiert sind und bei denen TLC erniedrigt ist. Dieser Erhöhung liegt eine überproportionale Verminderung der VC im Verhältnis zu derjenigen von RV zugrunde. Es handelt sich also nur um einen Recheneffekt, der nicht als

Ausdruck einer echten Lungenüberblähung, wie z.B. bei den obstruktiven Lungenerkrankungen, gewertet werden kann.

Durch die Bestimmung der Totalen Lungenkapazität (TLC) ist die Diagnose einer restriktiven Ventilationsstörung möglich. Mittels der Spirometrie darf zwar eine restriktive Ventilationsstörung angenommen werden, wenn die Vitalkapazität vermindert ist und der  $FEV_1/IVC$ -Quotient normal oder erhöht ist, der Beweis ist aber nur durch die Bestimmung einer verminderten TLC zu erbringen. Definiert ist sie durch eine Verminderung der Totalkapazität unter die 5. Perzentile des Sollwertes ("Sollwerte 1"). Werte unterhalb der 5. Perzentile der Häufigkeitsverteilung in der Referenzpopulation, also unterhalb des "Normalbereichs", gelten als pathologisch mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von unter 5%. Anders ausgedrückt bedeutet dies, dass weniger als 5% der gesunden Bevölkerung einen Wert unterhalb der 5. Perzentile aufweisen. Die 5. Perzentile wird durch Subtraktion von 1,64 RSD vom errechneten Sollwert ermittelt ("Sollwerte 1"). Die RSD (residuale Standardabweichung, Restvarianz) gibt hierbei die verbleibende, unerklärte Streuung um die Regressionsgerade (Normwertgleichung) wieder.

Zur Einteilung des Schweregrades verschiedener Ventilationsstörungen sowie zur Differenzialdiagnose wird unter anderem auf die Empfehlungen der Deutschen Atemwegsliga zur Spirometrie und Atemmuskelfunktion verwiesen.

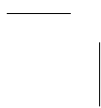
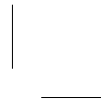
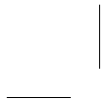
**Sollwerte 1.** Normgleichungen (EKGS) für Lungenvolumina bei Erwachsenen im Alter von 18 – 70 Jahren.

			Mittelwert-Gleichung	1,64 · RSD
Männer	TLC	(L)	$7,99 \text{ KG} - 7,08$	$\pm 1,15$
	RV	(L)	$1,31 \text{ KG} + 0,022 \text{ A} - 1,23$	$\pm 0,67$
	FRC	(L)	$2,34 \text{ KG} + 0,009 \text{ A} - 1,09$	$\pm 0,99$
	RV/TLC	(%)	$0,39 \text{ A} + 13,96$	$\pm 9,0$
	FRC/TLC	(%)	$0,21 \text{ A} + 43,8$	$\pm 11,1$
Frauen	TLC	(L)	$6,60 \text{ KG} - 5,79$	$\pm 0,99$
	RV	(L)	$1,81 \text{ KG} + 0,016 \text{ A} - 2,00$	$\pm 0,58$
	FRC	(L)	$2,24 \text{ KG} + 0,001 \text{ A} - 1,00$	$\pm 0,82$
	RV/TLC	(%)	$0,34 \text{ A} + 18,96$	$\pm 9,6$
	FRC/TLC	(%)	$0,16 \text{ A} + 45,1$	$\pm 9,8$

KG = Körpergröße in m, A = Alter in Jahren: Zwischen 18 und 25 Jahren wird in die Sollwertgleichung das Alter 25 eingesetzt. Die 5. Percentile errechnet sich durch Subtraktion von  $1,64 \times \text{RSD}$  (residuale Standardabweichung) vom errechneten Mittelwert (z.B. ist der untere Grenzwert für TLC bei Männern: Mittlere TLC – 1,15 L); Sollwerte für Kinder in Lindemann H., Leupold W. Lungenfunktionsdiagnostik bei Kindern. Stuttgart: Kohlhammer; 2003.

**Schweregradeinteilung 1.** Überblähung.

RV (% Soll)	leichtgradig	< 140%
	mittelgradig	140 – 170%
	schwergradig	> 170%
RV/TLC (% Soll)	leichtgradig	< 140%
	mittelgradig	140 – 170%
	schwergradig	> 170 %



## 4. Spezifischer Atemwegs- widerstand und Atemwegswiderstand

---

### 4.1 Prinzip der Messung

Die Bestimmung des spezifischen Atemwegswiderstandes hat analog der Bestimmung der FRC eine starre Kabine konstanten Volumens zur Voraussetzung; daher muss auch hier die Kabinentür luftdicht verschlossen sein. Das Prinzip besteht darin, den Atemstrom am Mund zu messen und die den Atemstrom bewirkenden alveolären Druckschwankungen indirekt über das durch die Thoraxbewegungen erzeugte Verschiebevolumen als Druckschwankungen der Kabine zu erfassen. Mit den Druckschwankungen (= Verschiebevolumen) einerseits und dem Atemstrom andererseits wird der spezifische Strömungswiderstand bestimmt. Man erhält ihn, indem man die Kraft, d.h. im gegenwärtigen Fall die Änderung des Verschiebevolumens (Druckdifferenz), durch den Atemstrom dividiert. Je größer das für einen gegebenen Atemstrom erforderliche Verschiebevolumen ist, desto größer der spezifische Widerstand.

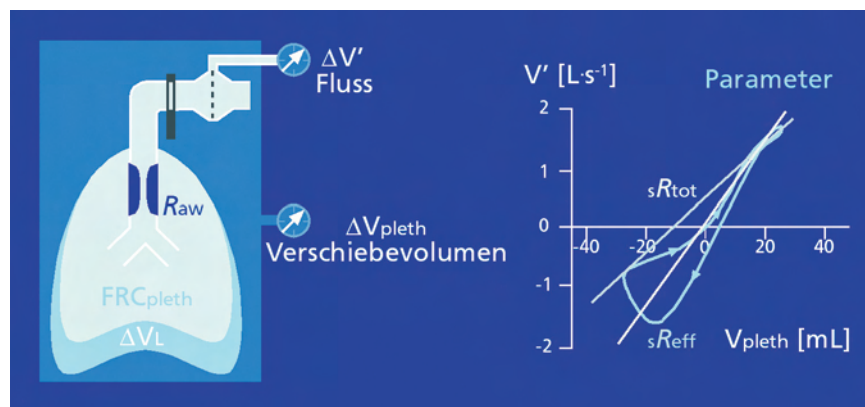
Ähnlich wie bei der Atmung gegen den Verschluss kommt es auch bei der unbehinderten Atmung des Patienten zu intrapulmonalen Druckänderungen. Die Druckänderungen sind Folge der Volumenänderungen des Thorax und der Lunge und Ergebnis eines komple-

xen Zusammenspiels von Alveolar- und Totraumventilation, Gasaustausch und ATP-BTPS-Gaswechsel (s.u.), Kompression und Dekompression, deren Effekte u.a. von verschiedenen pulmonalen Zeitkonstanten abhängen. Der Messung zugänglich ist allein die resultierende mittlere Druckänderung innerhalb der Lunge.

#### 4.1.1 Zustandekommen der Atemschleifen

---

Wie bei der Verschlussdruckmessung bedingen die Volumenverschiebungen des Thorax gegenläufige Volumenverschiebungen der Kabine. Die Gegenwart eines Atemstroms zeigt eine Druckdifferenz zwischen Lunge und Kabine an; lägen gleiche Drücke vor, käme kein Atemstrom zustande. Diese Druckdifferenz äußert sich in gegenläufigen Druckschwankungen in Lunge und Kabine, d.h. einer Abweichung des Kabinendruckes vom Barometerdruck. Analog dem bei der Verschlussdruckmessung beschriebenen Vorgehen lassen sich diese Druckschwankungen mit einem Kabinendrucksensor messen, um die Volumenverschiebungen in der Kabine und damit die Verschiebevolumina von Kabine und Lunge zu bestimmen.



**Abb. 5.** Bestimmung des spezifischen Atemwegswiderstandes  $s_{Raw}$  (siehe Schema 2). Das Verschiebevolumen ( $V_{pleth}$ ) wird als Kammerdruck gemessen.  $s_{Reff}$  und  $s_{Rtot}$  sind unterschiedliche Auswertverfahren der Atemschleifen (s. Abb. 6 und 7).

Zu beachten ist hierbei, dass die Kompression/Dekompression erzeugende Verschiebevolumen viel kleiner als das Atemzugvolumen ist. Man kann sich die Beziehung zwischen beiden schematisch so vorstellen, dass das Verschiebevolumen dem Volumenbetrag entspricht, um den die Lunge – abhängig vom jeweiligen Atemwegswiderstand – komprimiert werden muss, damit sich der alveoläre Druck aufbaut. Dieser Druck wird dann eingesetzt, um den Atemstrom zu erzeugen und das Atemzugvolumen zu bewegen. In der Realität sind natürlich Druckerzeugung und Atemstrom eng ineinander verweben, so dass sich das Verschiebevolumen – und entsprechend der Kabinendruck – über den Atemzyklus hin ändert. Die Kurve, die sich bei der Registrierung des Atemstroms gegen die Änderung des Verschiebevolumens (Kammerdrucks) ergibt, stellt die zentrale Messgröße der ganzkörperplethysmographischen Bestimmung der spezifischen Resistance dar und wird als Atemschleife bezeichnet (Abb. 5).

#### 4.1.2 Definition und Bedeutung des spezifischen Atemwegswiderstands

Der aus der Atemschleife zu berechnende (ggf. gemittelte) Quotient von Verschiebevolumen (bzw. Kabinendruck) und Atemstrom ergibt den spezifischen Atemwegswiderstand ( $s_{Raw}$ ), der allerdings keinem Ohm'schen Widerstand entspricht. Je größer die Thoraxdehnung und folglich die korrespondierende Kabinendruckänderung für einen gegebenen Atemstrom ausfällt, d.h. je flacher die Atemschleife verläuft, desto höher ist der  $s_{Raw}$ .

Der spezifische Atemwegswiderstand stellt *prima vista* gewissermaßen den Widerstandswert dar, wie er sich während der Atmung seitens der Kabine präsentiert, da man primär die Druckschwankung in der Kammer misst. Er ist eine aus der Wechselwirkung von Lungenvolumen und Atemwegswiderstand entstehende Messgröße. Man erhält über die Kabinendruckänderung (die durch die Verschiebevolumina be-

dingt ist) eine unmittelbare Information über das Ausmaß, um das die Lunge gedehnt oder komprimiert werden muss, um eine bestimmte Strömung zu erreichen. Bei größerem Strömungswiderstand bzw. größerem Lungenvolumen des Respirationstrakts ist dieses Ausmaß größer als bei kleinerem Widerstand bzw. kleinerem Volumen. Daher ist diese Information wertvoll, auch wenn sie über die zunächst unzugänglichen Drücke innerhalb der Lunge noch nichts aussagt (s. Kap. 4.2.1).

#### 4.1.3 Einflussfaktoren auf die Atemschleife

Bei der Messung des spezifischen Atemwegswiderstands schlagen neben eines potentiellen Drift des Kabinendrucks diverse Stör- und Einflussfaktoren zu Buche, die ihren Grund beispielsweise in Bewegungen des Patienten, vor allem aber im Wechsel zwischen Ein- und Ausatmung haben. Letztere beruhen auf der Tatsache, dass in aller Regel eine Volumendifferenz zwischen Sauerstoffaufnahme und Kohlendioxidabgabe besteht, sowie auf der Verschiedenheit von Temperatur und Luftfeuchte bei Ein- und Ausatmung. Die Ausatmung von erwärmter und befeuchteter Luft, im Gegensatz zur Einatmung von Umgebungsluft, bedingen entsprechende Volumen- und Druckdifferenzen (BTPS-Problem). Bei Nichtbeachtung resultiert eine Verfälschung des Druck-Strömungsverlaufs, der als Artefakt eine Öffnung der Atemschleife bewirkt. Der früher übliche Gebrauch eines sogenannten BTPS-Beutels wird heute mit Hilfe einer automatischen elektronischen Kompensation umgangen, und mit Hil-

fe heuristischer Algorithmen können die BTPS-Effekte nahezu vollständig eliminiert werden.

Allerdings ist bei bestimmten Formen der Atemschleifen sorgfältig zu prüfen, inwieweit die BTPS-Kompensation erfolgreich war und nicht zu einer ungewollten Elimination wesentlicher Informationen geführt hat, die gerade in der gleichmäßigen Öffnung der Schleifen liegen. Um hier eine befriedigende und praktikable Lösung zu finden, die eine Unter- oder Überkompensation vermeidet und auch für den weniger erfahrenen Anwender geeignet ist, erscheint weitere Forschungs- und Entwicklungsarbeit notwendig.

Die gleichmäßige Öffnung der Atemschleifen kann nämlich pathologische Verhältnisse anzeigen. Sie stellt ein augenfälliges Maß der – unter Umständen für Ein- und Ausatmung unterschiedlichen – Inhomogenität der Lungenbelüftung dar. Letztere ist das Ergebnis einer ungleichmäßigen Verteilung von Widerständen und Elastizitäten, welche zu einer asynchronen Ventilation verschiedener Lungenkompartimente führt (trapped air, Pendelluft).

Die Erklärung hierfür lässt sich wie folgt präzisieren. In der Kabine misst man indirekt, doch verzögerungsfrei den mittleren Druck aller Lungenkompartimente. Umgekehrt stellt der am Mund gemessene Atemstrom die Resultante der Atemströme aller Lungenkompartimente dar. Man kann sich vorstellen, dass die Atemströme verschiedener Kompartimente im Falle verschiedener Zeitkonstanten (d.h. Antwortgeschwindigkeiten auf Druckänderungen) zeitlich gegeneinander versetzt, also nicht parallel laufen. Dieses Auseinanderlaufen führt dazu, dass auch die Gesamtströmung und der mitt-



lere Druck nicht mehr parallel, d.h. in Phase laufen. Diese Tatsache ist analog derjenigen, dass ein Mittelwert von Quotienten (Teilwiderständen der Lunge) nicht notwendigerweise gleich dem Quotienten der Mittelwerte (Gesamtwiderstand) ist, wie man sich an Zahlenbeispielen leicht klarmacht.

Eine inhomogene Ventilation der Lunge äußert sich folglich als nichtparalleles Verhalten von Kabinendruck bzw. Verschiebevolumen und Gesamtatemstrom. Dies aber ist nichts anderes als die Öffnung der Atemschleifen: Druck und Strömung verlaufen nicht mehr auf einer Linie, sondern sind gegeneinander phasenverschoben.

Im Normalfall laufen geöffnete Atemschleifen im Uhrzeigersinn, als Ausdruck der Tatsache, dass kapazitive Elemente die Atemmechanik dominieren. Wenn sie auch nur teilweise (vor allem in der Inspiration) gegen den Uhrzeigersinn laufen, zeigt dies die Dominanz von Trägheitselementen, die außer bei sehr rascher und tiefer Atmung praktisch ausgeschlossen ist, oder eine inadäquate BTPS-Korrektur.

#### 4.1.4 Definition des Atemwegswiderstandes

Der spezifische Atemwegswiderstand beinhaltet noch nicht die alveoläre Druckschwankung, wohl aber die alveoläre Volumenverschiebung. Es liegt auf der Hand, dass dann, wenn das Lungenvolumen bekannt ist, anhand des Boyle-Mariotte-Gesetzes (s. Kap. 3.1.2) die alveoläre Volumenverschiebung in eine alveoläre Druckschwankung umgerechnet werden kann.

Beim Verschlussdruckmanöver wurde aus dem Verhältnis der Druck-

schwankungen in der Lunge (gemessen am Mund) und der Kabine sowie dem Kabinenvolumen das Lungenvolumen abgeleitet. Die Kenntnis des Lungenvolumens erlaubt es, die Kabinendruckschwankung als Funktion der Alveolardruckschwankung darzustellen. Im Quotienten für sRaw muss die Kabinendruckänderung (Zähler) durch die individuell korrespondierende Alveolardruckänderung ersetzt werden, der Wert für den Atemstrom (Nenner) bleibt gleich. Der Quotient der alveolären Druckamplitude und des Atemstroms ergibt dann den eigentlichen Atemwegswiderstand (Raw).

Dabei stellt sich heraus, dass die Umrechnung gerade der Division des spezifischen Atemwegswiderstandes sRaw durch das korrespondierende ITGV entspricht (für eine detaillierte Begründung siehe "Erklärung 2"). Obgleich im Bodyplethysmographen der sRaw die primäre Messgröße darstellt, wird die Beziehung zwischen beiden Größen in der Regel so dargestellt, dass sRaw das Produkt von Raw und ITGV darstellt. Somit ergibt sich der bekannte Ausdruck:

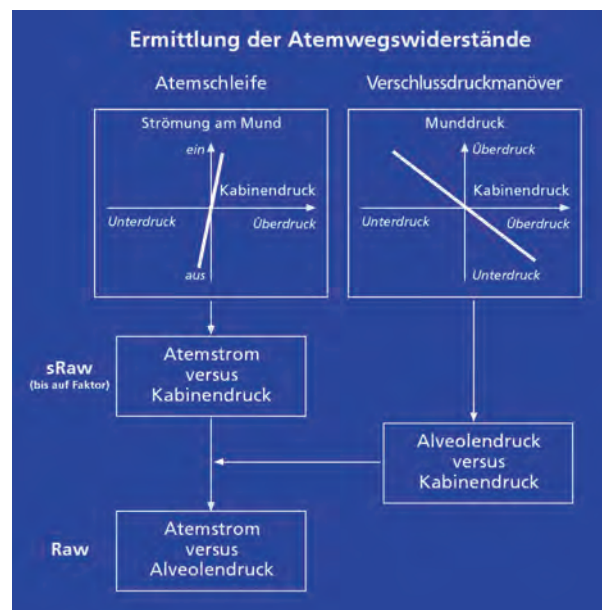
$$sRaw = Raw \times ITGV.$$

Allerdings sollte diese Gleichung nicht missverstanden werden. Da man nicht sRaw aus Raw und ITGV berechnet, sondern in den Atemschleifen sRaw und im Verschlussdruckmanöver ITGV misst, wäre es angemessener zu schreiben:

$$Raw = sRaw / ITGV$$

Zur Veranschaulichung vergleiche man Abbildung 1 und 5. Die Schritte zur Ermittlung von sRaw und Raw lassen sich in Kurzform wie folgt zusammenfassen (Schema 2):

**Schema 2.** Aus der Beziehung zwischen Atemstrom und Verschiebevolumen (gemessen als Kabinendruck) ergibt sich der spezifische Atemwegswiderstand (sRaw). Aus der Beziehung zwischen Alveolardruck (gemessen als Munddruck) und Verschiebevolumen (gemessen als Kabinendruck) ergibt sich in Kombination mit dem spezifischen Atemwegswiderstand der Atemwegswiderstand Raw (siehe Text).



1. Man registriert die Atemschleifen in Form des Atemstroms versus Verschiebevolumen. Die (ggf. mittlere) Steigung dieser Schleifen repräsentiert den spezifischen Atemwegswiderstand sRaw.
2. Die Beziehung zwischen Verschiebevolumen und Alveolardruck aus dem Verschlussdruckmanöver wird verwendet, um den Bezug zwischen Verschiebevolumen und Alveolardruck herzustellen. Damit erhält man für den gegebenen Atemstrom aus dem spezifischen Atemwegswiderstand den Atemwegswiderstand Raw.

### MERKE

**Merke:** Primäre Messgröße der Atemschleifen ist der spezifische Atemwegswiderstand sRaw. Der Atemwegswiderstand Raw ergibt sich erst daraus mittels des Manövers, in dem ITGV bestimmt wird, und ist gleich sRaw dividiert durch ITGV. Der spezifische Atemwegswiderstand stellt den mit Abstand am wenigsten von der Mitarbeit abhängigen Wert dar, der mit dem Bodyplethysmographen ermittelt werden kann.

**Erklärung 2.** Atemwegswiderstände.**Bestimmung von sRaw**

Ein Widerstand ist definiert als Quotient von Kraft zu Fluss und hat folglich die Einheiten [kPa / (L/s)].

Den spezifischen Atemwegswiderstand kann man zunächst rein phänomenologisch auffassen als Änderung des Kabinendrucks ( $\Delta P_{\text{box}}$ ) relativ zum Atemstrom am Mund ( $\dot{V}$ ). Zusätzlich führt man einen Skalierungsfaktor  $K_P$  ein.

$$s\text{Raw} = K_P \times \frac{\Delta P_{\text{box}}}{\dot{V}}$$

Der Faktor  $K_P$  wird gleich dem Eichfaktor  $K_P$  für die Bestimmung von  $\text{FRC}_{\text{pleth}}$  gewählt – siehe Erklärung 1, Formel (5). Da dieser Faktor dem Kabinenvolumen  $V_{\text{box}}$  entspricht ( $K_P \approx V_{\text{box}}$ ) und da die relativen Änderungen von Volumen und Druck in der Kabine vom Betrag her gleich groß sind ( $\Delta P_{\text{box}} / P_{\text{box}} = \Delta V_{\text{box}} / V_{\text{box}}$ ), ergeben sich durch Einsetzen bzw. Austauschen die beiden völlig gleichwertigen Ausdrücke für sRaw

$$(6) \quad s\text{Raw} = V_{\text{box}} \times \frac{\Delta P_{\text{box}}}{\dot{V}} = P_{\text{box}} \times \frac{\Delta V_{\text{box}}}{\dot{V}}$$

Formel (6) spiegelt zwei wichtige Tatsachen wider. Wie der erste Ausdruck zeigt, hat sRaw aufgrund des Faktors  $V_{\text{box}}$  die Einheiten [kPa  $\times$  L / (L/s)], also nach Kürzen [kPa  $\times$  s]. Dementsprechend stellt sRaw – und das ist für die physiologische Interpretation extrem wichtig – keinen Widerstand im engeren Sinne des Wortes dar, wie dies bei Raw der Fall ist – vergleiche Formel (7) im Folgenden. Insbesondere gibt sRaw nicht den Widerstand der Atemwege an, sondern ist eine Art normiertes Maß für die bei der Überwindung des Atemwegswiderstandes zu leistende Arbeit (dazu siehe Text).

Der zweite Ausdruck verdeutlicht, dass sRaw bei konstantem Barometerdruck dem Verschiebevolumen  $\Delta V_{\text{box}}$  proportional ist. Dies hat weitreichende Konsequenzen für die Interpretation, die im Text näher ausgeführt werden. Zum tieferen Verständnis ist es sinnvoll, sich klarzumachen, dass die Beschreibung von sRaw in Form der Atemschleifen sowohl über den (primär der Messung zugänglichen) Kabinendruck als auch über das daraus abgeleitete (doch besser an die phy-

siologische Interpretation koppelbare) Verschiebevolumen erfolgen kann.

**Bestimmung von Raw**

Um von sRaw auf den Atemwegswiderstand Raw zu schließen, muss bekannt sein, welche Schwankungen des Alveolardrucks denjenigen des gemessenen Kabinendrucks bzw. dem Verschiebevolumen in (6) entsprechen. Dies kann mit Hilfe des Verschlussdruckmanövers geschehen, das zur Bestimmung von  $\text{FRC}_{\text{pleth}}$  dient (s. "Erklärung 1"). In diesem Manöver wird ja die individuelle, volumenabhängige Beziehung zwischen Kabinendruckschwankung bzw. Verschiebevolumen einerseits und Alveolardruckschwankung  $\Delta P_{\text{alv}}$  andererseits bestimmt, da letztere gleich der Munddruckschwankung  $\Delta P_{\text{mouth}}$  ist (s. "Erklärung 1").

Der Raw ist ein Widerstand im engeren Sinne des Wortes und ohne weiteren Umrechnungsfaktor definiert als alveoläre Druckänderung relativ zum Atemstrom

$$(7) \quad \text{Raw} = \frac{\Delta P_{\text{alv}}}{\dot{V}}$$

Die Einheiten sind demgemäß diejenigen eines echten Widerstandes, [kPa / (L/s)] bzw. umgeformt [kPa  $\times$  s/L]. Um die alveoläre Druckänderung durch die Kabinendruckänderung auszudrücken, kann man (7) formal mit  $\Delta P_{\text{box}}$  in Zähler und Nenner erweitern, oder alternativ mit dem Verschiebevolumen  $\Delta V_{\text{box}}$ . Somit ergeben sich die beiden gleichwertigen Ausdrücke

$$\text{Raw} = \frac{\Delta P_{\text{box}}}{\dot{V}} \times \frac{\Delta P_{\text{alv}}}{\Delta P_{\text{box}}} = \frac{\Delta V_{\text{box}}}{\dot{V}} \times \frac{\Delta P_{\text{alv}}}{\Delta V_{\text{box}}}$$

Man erkennt, dass sich alle beteiligten Quotienten durch bekannte, messbare Größen ausdrücken lassen. Zum einen verwendet man hierzu Formel (6) für sRaw, indem man sie nach  $\Delta P_{\text{box}} / \dot{V}$  bzw. nach  $\Delta V_{\text{box}} / \dot{V}$  auflöst. Damit ergeben sich durch Einsetzen die beiden gleichwertigen Ausdrücke

$$\text{Raw} = \frac{s\text{Raw}}{V_{\text{box}}} \times \frac{\Delta P_{\text{alv}}}{\Delta P_{\text{box}}} = \frac{s\text{Raw}}{P_{\text{box}}} \times \frac{\Delta P_{\text{alv}}}{\Delta V_{\text{box}}}$$

Die an jeweils zweiter Stelle stehenden Quotienten, welche die alveolären Druckänderungen  $\Delta P_{\text{alv}}$  beinhalten, erhält man aus der

Verschlussdruckmessung. Hierzu löst man die Beziehungen (5) bzw. (5a) nach diesen Quotienten auf. Setzt man für die Eichkonstanten  $K_P$  und  $K_V$  die dort angegebenen Werte ein, so ergibt sich

$$\text{Raw} = \frac{\text{sRaw}}{V_{\text{box}}} \times \frac{V_{\text{box}}}{\text{FRC}_{\text{pleth}}} = \frac{\text{sRaw}}{P_{\text{box}}} \times \frac{P_{\text{box}}}{\text{FRC}_{\text{pleth}}}$$

Durch Kürzen erhält man unabhängig von der Tatsache, ob man den Kabinendruck oder das Verschiebevolumen zur Ableitung herangezogen hat, Formel (8) für den Atemwegswiderstand

$$(8) \text{Raw} = \frac{\text{sRaw}}{\text{FRC}_{\text{pleth}}}$$

Diese Formel unterstreicht, dass man sRaw und  $\text{FRC}_{\text{pleth}}$  als primäre Messgrößen benötigt, um Raw zu berechnen. Die bekannte, hieraus unmittelbar resultierende Beziehung

$$\text{sRaw} = \text{Raw} \times \text{FRC}_{\text{pleth}}$$

verschleiert diesen Sachverhalt insofern, als sie fälschlich suggeriert, sRaw ergebe sich aus Raw und  $\text{FRC}_{\text{pleth}}$ . Dies ist bei der Interpretation immer zu beachten.

Die Beziehungen (6) bis (8) lassen sich wie folgt zusammenfassen. sRaw wird als diejenige Art von Widerstand (im weiteren Sinne des Wortes) definiert, die in den Atemschleifen einer unmittelbaren Messung zugänglich ist. sRaw basiert auf dem Verschiebevolumen der Lunge, das als Kabinendruckschwankung messbar wird. Die aus dem Verschlussdruckmanöver bekannte Beziehung zwischen Kabinendruck bzw. Verschiebevolumen und Alveolendruck wird sodann herangezogen, um aus sRaw den eigentlichen Atemwegswiderstand Raw zu berechnen. Diese Berechnung läuft darauf hinaus, sRaw durch  $\text{FRC}_{\text{pleth}}$  zu dividieren.

Je flacher die dem sRaw entsprechenden Atemschleifen (d.h. je größer sRaw) und je steiler die Verschlussdruckkurve (d.h. je kleiner  $\text{FRC}_{\text{pleth}}$ ), desto größer ist der Atemwegswiderstand Raw.

## 4.2 Interpretation der Atemwegswiderstände

### 4.2.1 Vergleichende Interpretation von sRaw und Raw

Bezüglich der physikalischen bzw. physiologischen Interpretation von sRaw und Raw besteht eine weitverbreitete Unklarheit. Insbesondere legt die Angabe, dass sRaw das Produkt von Raw und ITGV darstellt, zunächst keine anschauliche Interpretation nahe. Folgende Bemerkungen mögen hilfreich sein.

Der Raw gibt definitionsgemäß den Druck (die treibende Kraft) an, den der Patient aufbringen muss, um seinen Atemstrom zu erzeugen, unabhängig davon, wie viel Volumen tatsächlich bewegt wird. Da die mit der Strömung verbundene Atemarbeit sich als Produkt aus dem Druck und dem mittels dieses Druckes transportierten Volumen ergibt, sagt der Raw *per se* nichts über die tatsächliche Atemarbeit aus. Wenn das Lungenvolumen sehr klein ist, ist auch bei hohem Raw die Strömungsarbeit klein.

Anders der sRaw. Wie unter Kapitel 4.1.2 beschrieben, spiegelt der sRaw die Auslenkung des Thorax wieder. Man kann leicht vermuten, dass das Ausmaß dieser Auslenkung etwas über die erforderliche Arbeit aussagt. In der Tat stellt der sRaw formal die Arbeit dar, die man aufbringen muss, um mit der jeweiligen Atemstromgeschwindigkeit ein Volumen zu verschieben, das dem ITGV proportional ist. Dieses Volumen entspricht dem effektiv benötigten, druckerzeugenden Verschiebevolumen, in das sowohl Atemwegswiderstand als auch Lungenvolumen eingehen.

Wenn der Raw gleich bleibt, bleiben auch die benötigten alveolären Druckschwankungen gleich, selbst dann, wenn ITGV zunimmt. Im letzteren Fall benötigt man jedoch größere absolute Schwankungen des Thoraxvolumens, um diese Druckschwankungen zu erzeugen. Diese größeren Auslenkungen müssen für den gleichen alveolären Druck aufgebracht werden, und das bedeutet unter den gegebenen Prämissen vermehrte Arbeit, um den Atemstrom zu erzeugen.

Umgekehrt bleibt dann, wenn das ITGV zunimmt, gleichzeitig aber der Raw etwa durch eine mit der Lungen-  
dehnung einhergehende Erweiterung der Atemwege abnimmt, im Endeffekt der sRaw im Wesentlichen konstant. Zwar muss von Seiten des ITGV mehr Volumenbewegung geleistet werden (ITGV größer), andererseits sind aber bei kleinerem Raw geringere Drücke notwendig und damit eine geringere Volumenbewegung. Als Folge bleibt der sRaw und damit die für den Atemstrom zu leistende Arbeit gleich.

#### 4.2.2 Beziehungen zwischen sRaw und Raw und Stabilität der Messwerte

Ein wichtiger Aspekt ist die Beobachtung, dass Fehler in der Bestimmung von Raw hauptsächlich durch eine Fehlbestimmung des ITGV zu Stande kommen können, die ein gewisses Maß an Mitarbeit von Patienten erfordert. Da der sRaw effektiv von der Verschlussdruck-Messung unabhängig ist (bis auf winzige gerätetechnisch bedingte Faktoren), ist er auch bei inadäquaten bzw. missglückten Bestimmungen des ITGV verwertbar.

Die Beziehungen zwischen Raw, sRaw und ITGV stellen jedoch nicht nur rechnerische Beziehungen dar. Veränderungen des intrathorakalen Gasvolumens können auch die Größe des Atemwegswiderstandes auf physiologischer Basis verändern. Prinzipiell haben kleine Lungen (mit kleiner FRC) engere Atemwege und damit höhere Atemwegswiderstände als große Lungen (große FRC). Der Zusammenhang zwischen Atemwegswiderstand und Lungenvolumen ist in Abbildung 2 dargestellt. Der Form nach beschreibt die Kurve eine umgekehrte Proportionalität zwischen beiden Größen (hyperbolische Beziehung), allerdings hängt diese im Einzelnen von der zugrundeliegenden Atemwegserkrankung ab.

Sofern man mögliche Unterschiede zwischen Patientengruppen beachtet, bewirkt demzufolge die Wahl von sRaw statt Raw in gewissem Sinne eine Normierung für die Lungengröße. Auf diese Weise korrigiert der sRaw einerseits für unterschiedliche Lungengrößen bei verschiedenen Individuen (z.B. Erwachsene und Kinder), andererseits für Verschiebungen der Atemlage in einer Sequenz von Messungen innerhalb eines Individuums; letztere sind keineswegs selten.

Analog zu Raw und seinem Kehrwert, der Conductance Gaw, kann beim sRaw auch sein Kehrwert angegeben werden (spezifische Leitfähigkeit, spezifische Conductance sGaw); allerdings ist diese Messgröße im deutschen Sprachraum wenig gebräuchlich. Die genannten physiologischen und messtechnischen Eigenschaften des sRaw spiegeln sich darin wider, dass der sRaw in der Regel einen stabileren und besser reproduzierbaren Messwert darstellt als der Raw.

#### 4.2.3 Pathophysiologische Beziehungen

Die Atemschleife stellt den spezifischen Atemwegswiderstand dar, welcher aufgrund physiologischer Gegebenheiten vom ITGV beeinflusst wird, auch wenn seine Bestimmung davon unabhängig ist. Dies wird durch folgendes (Extrem-)Beispiel deutlich. Wenn im Rahmen eines Bronchodilatations-Tests das ITGV sinkt, aber der Atemwegswiderstand  $R_{aw}$  unverändert bleibt, wird die Beziehung zwischen Alveolar- und Kabinendruck (Verschiebevolumen) steiler. Anschaulich hat dies seinen Grund darin, dass unter diesen Umständen die gleichen Alveolar-Druckschwankungen eine geringere absolute Volumenschwankung erfordern und damit auch eine geringere Druckschwankung in der Kabine auftritt. Daher wird die Atemschleife steiler und entsprechend der spezifische Atemwegswiderstand kleiner.

Bei abnehmendem ITGV vermindert sich also der  $sR_{aw}$  auch dann, wenn der  $R_{aw}$  gleich bleibt. Dieses Beispiel einer selektiven Beeinflussung der Atemlage ohne maßgebliche Beeinflussung der bronchialen Weite, z.B. beim Rückgang einer dynamischen Überblähung, veranschaulicht, dass eine Verringerung des  $sR_{aw}$  nicht ohne nähere Prüfung als bronchiale Erweiterung interpretiert werden darf. Hier bewährt sich der simultane Blick auf den  $R_{aw}$  und den  $sR_{aw}$ . Veränderungen des  $R_{aw}$  ohne solche des ITGV entsprechen direkt solchen des  $sR_{aw}$ . Gleichsinnige Änderungen von  $R_{aw}$  und ITGV multiplizieren sich zu noch größeren Änderungen von  $sR_{aw}$ .

Zum tieferen Verständnis ist es lehrreich, modellhaft weitere Beispiele zu

betrachten. Im oben genannten Bronchodilatationstest wäre denkbar, dass  $R_{aw}$  durch die Bronchodilatation verringert wird, als Ausdruck einer Erweiterung der Atemwege. Sofern sich gleichzeitig das ITGV reduziert, amplifizieren sich die Änderungen von  $R_{aw}$  und ITGV im  $sR_{aw}$ . Allerdings könnte sich durch die Abnahme des ITGV zugleich der Bronchialquerschnitt wieder reduzieren, mit der Folge, dass der durch Bronchodilatation induzierte Abfall des  $R_{aw}$  geringer erscheint als es dem physiologischen Effekt entspricht. Im extremen, wenngleich physiologisch nicht wahrscheinlichen Fall bliebe effektiv die Weite der Bronchien vor und nach Bronchodilatation gleich. Somit wäre ihr Erfolg nicht mehr am  $R_{aw}$  zu erkennen, und bei alleiniger Betrachtung des  $R_{aw}$  würde sich ein negativer Test ergeben. Diese Fehlinterpretation wird vermieden, wenn der  $sR_{aw}$  gewählt wird, da dieser die Veränderung des ITGV detektiert.

Als weiterer Ausdruck der Beziehung zwischen  $R_{aw}$  und ITGV kann bei Patienten mit COPD und schwerer Lungenüberblähung der Fall auftreten, dass  $R_{aw}$  bei Atmung im Bereich hoher ITGV nur geringgradig erhöhte Werte zeigt, während  $sR_{aw}$  aufgrund des großen ITGV hochpathologisch ist. Derartige teilkompensatorische Beziehungen zwischen  $R_{aw}$  und Lungenvolumen sind zu großen Teilen für die Diskrepanzen zwischen den Messgrößen verantwortlich, welche bei der Beurteilung des Schweregrades einer Erkrankung oder einer Reaktion im Bronchodilatations- oder Provokationstest auftreten. Es ist daher ratsam, immer sowohl  $R_{aw}$  als auch  $sR_{aw}$  heranzuziehen.  $sR_{aw}$  genügt zur Bestimmung des Reaktionsverhaltens des Respirationssystems, eine



differenzierte Betrachtung verlangt aber die gleichzeitige Beurteilung von Raw und ITGV. Analoge Mahnungen zur Vorsicht gelten für die Quantifikation zentraler und peripherer Obstruktionen und die zur Detektion angenommenen Sensitivitäten beim Vergleich von Bodyplethysmographie und Spirometrie.

### 4.3 Auswertung der Atemschleifen

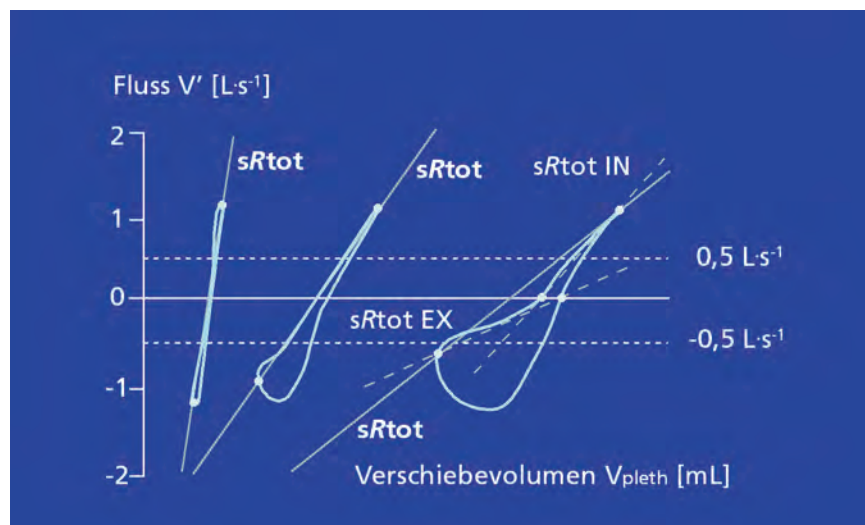
Die Schleifen des spezifischen Atemwegswiderstandes  $sR_{aw}$  können nach zwei international anerkannten Verfahren ausgewertet werden. Während der  $sR_{aw}$  das unmittelbare Ergebnis der Messung darstellt, ergibt sich der Atemwegswiderstand Raw sekundär als Quotient aus  $sR_{aw}$  und Lungenvolumen (ITGV, FRC). Es ist wichtig, sich zu vergegenwärtigen, dass die während der Messung beobachtete Atemschleife bzw. das im Protokoll ausgedruckte Bild der Schleife den  $sR_{aw}$  darstellt; der Verlauf des Raw wird weder beobachtet noch nachträglich berechnet (zu seiner Darstellung wären multiple Verschlussdruckmessungen und eine eigens berechnete Auftragung erforderlich, die zu jedem Zeitpunkt des Atemzyklus für das jeweils erreichte Lungenvolumen den zugehörigen Alveolardruck angeben würde). Zur Auswertung der Atemschleife haben sich zwei Verfahren durchgesetzt:

#### 4.3.1 Totaler Widerstand

Bestimmung des totalen spezifischen Widerstandes  $sR_{tot}$  (nach Ulmer). Hierzu werden die auf dem Verlauf der Atemschleife liegenden Punkte der maximalen Verschiebevolumina (Kabinendrucke) für Ein- und Ausatmung verbunden (Abb. 6). Im Falle mehrerer Maxima wird das maximale Verschiebevolumen verwendet, das bei der größten Strömung registriert wurde. Als  $sR_{tot}$  gilt dann der Kehrwert der Steigung der Geraden durch die Punkte der maximalen Druckauslenkung. Auf analoge Weise berechnet sich der totale Widerstand separat für In- und Expiration (Abb. 6). Der totale Atemwegswiderstand (Resistance) ( $R_{tot}$ ) ergibt sich durch Division des  $sR_{tot}$  durch das ITGV. Hierbei wird in der Regel noch die Hälfte des Atemzugsvolumen ( $VT/2$ ) hinzugerechnet, um zu berücksichtigen, dass die Atmung um eine mittlere Lage oberhalb des Verschlussvolumens FRC erfolgt.

#### 4.3.2 Effektiver Widerstand

Bestimmung des effektiven spezifischen Widerstandes  $sR_{eff}$  (nach Matthys). Dieser leitet sich aus der Fläche der Atemarbeitskurve (Kabinendruck versus Atemvolumen) dividiert durch die Fläche der Fluss-Volumen-Kurve der Normalatmung ab. Durch die Flächenbildung aufgrund der Volumenintegration stellt er eine Mittelwertsgröße dar, die nicht alleine von den zwei Punkten der Extremauslenkung des Kabinendrucks abhängt. Der  $sR_{eff}$  kann zur Veranschaulichung graphisch dargestellt werden (Abb. 7), wird jedoch ohne derartige Umwege durch die mo-



**Abb. 6.** Bestimmung des totalen spezifischen Widerstandes  $sR_{tot}$ . Zur Bestimmung von  $sR_{tot}$  werden die auf dem Verlauf der spezifischen Resistancekurve liegenden Punkte mit maximalen Verschiebevolumen verbunden. Der Gesamtwiderstand wird als  $sR_{tot}$  bezeichnet, der spezifische Widerstand kann auch separat in einen inspiratorischen ( $sR_{tot\ IN}$ ) und einen expiratorischen ( $sR_{tot\ EX}$ ) unterteilt werden. Aufgeführt sind 3 Beispiele: links ein Normalbefund, in der Mitte eine mittelgradige Erhöhung des spezifischen Atemwegswiderstandes und rechts eine schwere Erhöhung des Atemwegswiderstandes, vorwiegend expiratorisch (z.B. bei COPD).

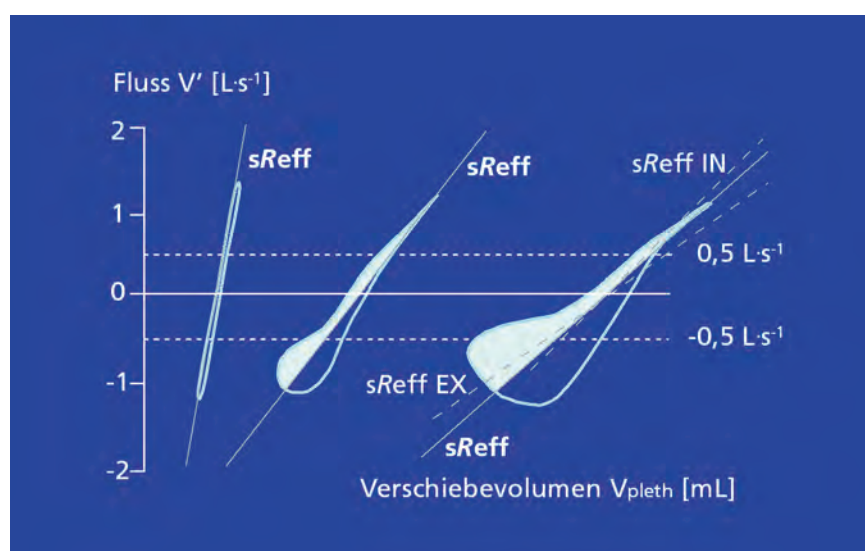
derne Software online ermittelt. Er ist proportional zum Kehrwert der Steigung einer mittleren Geraden durch die Schleife des spezifischen Widerstandes. Auch hier kann man separat den inspiratorischen und expiratorischen Widerstand ermitteln. Der effektive Atemwegswiderstand ( $R_{eff}$ ) errechnet sich wiederum durch Division des  $sR_{eff}$  durch ITGV. Auch hier wird in der Regel die Hälfte des Atemzugvolumens hinzugerechnet, um zu berücksichtigen, dass die Atmung um eine mittlere Lage oberhalb des Verschlussvolumens FRC erfolgt.

#### 4.3.3 Vergleich der totalen und effektiven Widerstände

Die Vorteile der Auswertung gemäß  $R_{tot}$  liegen in einer hohen Sensitivität gegenüber auch nur geringen Abweichung der Atemschleife von der Normalform, insbesondere in der end-expiratorischen Phase. Eine mögliche Interpretation ist, dass die Sensitivität von  $sR_{tot}$  bzw.  $R_{tot}$  somit bis weit in die peripheren Atemwege reicht und dass sie einen Großteil aller Veränderungen des bronchopulmonalen Systems erfassen.

Der  $R_{tot}$  besitzt allerdings eine höhere Variabilität als der  $R_{eff}$ , denn seine Ableitung anhand von nur zwei Punkten macht ihn besonders empfindlich ge-





**Abb. 7.** Bestimmung des effektiven spezifischen Widerstandes  $sR_{\text{eff}}$ . Der  $sR_{\text{eff}}$  leitet sich aus der Fläche der Atemarbeitskurve dividiert durch die Fläche der Flussvolumenkurve der Normalatmung ab. Der  $sR_{\text{eff}}$  wird zur Veranschaulichung graphisch dargestellt, der Wert wird jedoch durch die moderne Software online ermittelt. Er ist proportional zum Kehrwert der Steigung einer mittleren Geraden durch die Schleife des spezifischen Widerstandes. Wie in Abbildung 6 wird von links nach rechts ein Normalbefund, eine mittelgradige Erhöhung und eine schwere, vorwiegend expiratorische Erhöhung (z.B. COPD) dargestellt.

genüber Messfehlern und Artefakten, wie sie gerade in den Kabinendrücken leicht auftreten. Dies führt unter Umständen dazu, dass die Absolutwerte von  $R_{\text{tot}}$  bzw.  $sR_{\text{tot}}$  bzw. Unterschiede nach Intervention zwar stärker ausfallen können als bei Verwendung des  $R_{\text{eff}}$  bzw.  $sR_{\text{eff}}$ , gleichzeitig jedoch die hohe Variabilität die Interpretation oder statistische Auswertung erschwert.

Die Vorteile der Bestimmung des Atemwegswiderstandes gemäß  $R_{\text{eff}}$  werden in einer hohen Sensitivität im Bereich der zentralen Atemwege gesehen. Ferner ist die intra- und interindividuelle Variabilität relativ gering, da die

Werte von  $R_{\text{eff}}$  bzw.  $sR_{\text{eff}}$  aus der gesamten Fläche abgeleitet sind, die durch die Atemschleife gebildet werden. Ein Nachteil ist, dass kleinere, vornehmlich periphere Veränderungen möglicherweise weniger sensitiv erfasst werden.

International existiert kein Standard zur einheitlichen Auswertung der Atemschleifen. Wir empfehlen die Verwendung von  $sR_{\text{eff}}$  und  $R_{\text{eff}}$  als gegenüber den totalen Atemwegswiderständen robustere Kenngrößen mit geringerer Variabilität. Wie bei der Bestimmung der Atemwegswiderstände geschildert, sollten die Parameter wäh-

rend Ruheatmung bestimmt werden, um die strömungsbedingte mechanische Belastung unter Normalbedingungen abschätzen zu können. Ausdrücklich wird eine einheitliche Auswertung des Widerstandes bei z.B. einer Atemstromstärke von  $0,5$  oder  $1 \text{ L} \times \text{s}^{-1}$  nicht empfohlen. Bei Verdacht auf eine zentrale Stenosierung sollte man jedoch eine verstärkte Atmung mit Atemstromstärken bis zu  $2 \text{ L} \times \text{s}^{-1}$  provozieren, da hierdurch Stenosierungen besser erkannt werden.

#### 4.4 Praktische Durchführung der Bestimmung des spezifischen Widerstandes

##### 4.4.1 Technische Voraussetzungen und Anleitung zur Messung

Die technischen Anforderungen sind analog denjenigen der Verschlussdruckmessung. Dies gilt sowohl für die Druck- als auch für die Strömungssensoren, da am Mund des Patienten die Atemströmung gemessen werden muss.

Angaben zur Durchführung der Untersuchung sowie Anmerkungen zu möglichen Fehlerquellen finden sich in "Anleitung 2".

##### Anleitung 2. Bestimmung der Atemschleifen

1. Grundvoraussetzung für die Erzielung verlässlicher Messwerte ist, dass der Patient in ausgeglichenem Zustand und stressfrei untersucht wird. Die Untersuchungsbedingungen im Bodyplethysmographen wurden bereits bei der Bestimmung der FRC beschrieben ("Anleitung 1").
2. Zur Bestimmung des  $sRaw$  soll der Patient am Mundstück durch den Strömungssensor (Pneumotachographen) ohne weitere Vorgaben spontan atmen. Man wartet zunächst die Adaption des Patienten an das Gerät sowie die Stabilisierung der Bedingungen in der Kabine ab. Die Güte der Mitarbeit bzw. Messung zeigt sich in den Atemschleifen. Diese geben die Beziehung zwischen dem Atemstrom (vertikal) und den Schwankungen des Drucks in der Kabine durch das Verschiebevolumen (horizontal) wieder. In jedem Fall ist darauf zu achten, dass die Atmung gleichmäßig, nicht ruckweise, erfolgt und dass die Atemzüge weder zu tief sind (fälschlich hohe Widerstände oder Artefakte) noch zu flach (Messung ungenau und unrepräsentativ).
3. In den weitaus meisten Fällen, insbesondere bei Gesunden, erfolgt die ungestörte Ruheatmung des Patienten zu langsam, um brauchbare Kurven zu erzielen; daher ist eine gewisse Beschleunigung in der Regel angebracht. Auch im Falle sehr unruhiger Kurven oder bei "zittriger" Atmung ist es bes-

ser, ein wenig schneller atmen zu lassen, um die Signalgüte zu verbessern. Bei niedrigem spezifischen Atemwegswiderstand, also steilen und daher gegenüber Störungen besonders anfälligen Atemschleifen, kann eine geringgradige Hyperventilation mit einer Atemfrequenz von bis zu 20 bis 25 Atemzügen pro Minute vorgegeben werden.

4. Bei Patienten mit schwergradiger Atemwegsobstruktion dürfen die Manöver nicht zu lange hingezogen werden, da der Patient sonst Luftnot verspürt und die Mitarbeit einstellt bzw. nicht mehr in der Lage ist, ein anschließendes Verschlussdruckmanöver durchzuführen. Ferner ist darauf zu achten, dass der Patient nicht mittels Aktionen beispielsweise mit der Zunge oder der Stimmbänder die Kurven verfälscht. Dies ist in der Regel an irregulären und von Atemschleife zu Atemschleife stark schwankenden Formen zu erkennen.

5. Sollten die Atemschleifen zwischen Ausatem- und Einatemschenkel in hohem Grade auseinander weichen, d.h. weit geöffnet sein, sollte überprüft werden, ob die Schleifenkompensation angepasst werden muss. Normalerweise laufen die Schleifen im Uhrzeigersinn. Es ist darauf zu achten, dass nicht des Guten zu viel getan wird, denn der Grad der Öffnung der Schleifen liefert im Prinzip wertvolle, anschauliche Information über die Inhomogenität der Lungenbelüftung (s. Kap. 3.1.3). Wenn die Schleifen deutlich die

Form einer "8" annehmen oder gar gegen den Uhrzeigersinn laufen, ist mit hoher Wahrscheinlichkeit die Kompensation zu stark, oder die Atmung zu rasch oder tief, oder es liegen (vor allem stimmbandbedingte) Artefakte vor. Wenn ein Atemwegsgesunder offene Atemschleifen zeigt, ist die Kompensation in jedem Fall inadäquat, oder es liegt ein apparativer Fehler vor.

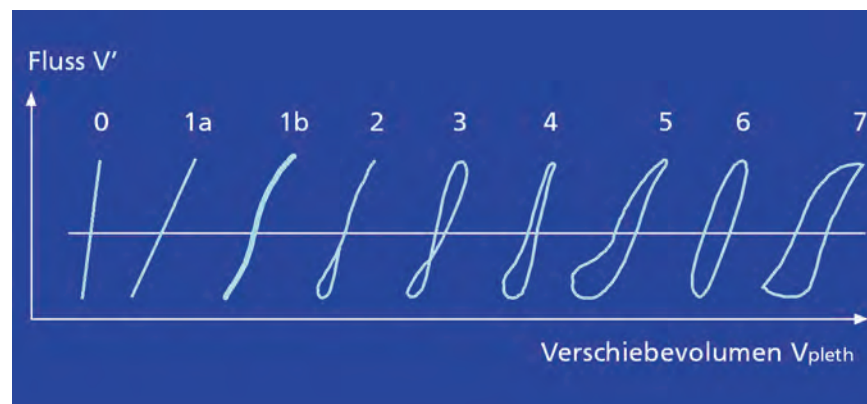
6. Die Messung kann als zufriedenstellend gelten, wenn die kompensierten Schleifen plausibel, gleichmäßig und reproduzierbar aussehen.

7. In der Regel werden mehrere, beispielsweise die letzten 5 Schleifen des instantanen Verlaufes des spezifischen Widerstandes gespeichert und für eine Endberechnung anhand ihres (evtl. selektierten) Mittelwertes herangezogen.

8. Im Anschluss an die Aufzeichnung der Atemschleifen wird im Allgemeinen die Verschlussdruckmessung zwecks Bestimmung von ITGV bzw. FRC eingeleitet (s. "Anleitung 1"). Diese Daten werden ebenfalls zur Berechnung des Atemwegswiderstandes Raw aus den Atemschleifen benötigt.

#### 4.4.2 Qualitätskontrolle der Widerstandsmessung

Hierfür sind analoge technische Kriterien wie für die FRC-Bestimmung einzuhalten. Bei einer Überprüfung mittels gesunder Kontrollpersonen ist erfahrungsgemäß darauf zu achten, dass bei Personen mit sehr niedrigen



**Abb. 8.** Spezifischer Atemwegswiderstand (sRaw) bei Lungengesunden (Typ 0), bei Patienten mit erhöhtem Atemwegswiderstand bei homogener Widerstandserhöhung mit linearem oder leicht-S-förmigem Verlauf (1 a + b) sowie inhomogener Atemwegsobstruktion (2 – 7). Bei inhomogener Atemwegsobstruktion sind die Änderungen der Verschiebevolumina (Kammerdrücke) und die Änderungen des Atemstroms zeitversetzt, so dass es zu einer Öffnung der Atemschleifen kommt. Die Differenz des Verschiebevolumens (Kammerdrucks) bei in- und expiratorischem Strömungsbeginn (Atemstromgeschwindigkeit = 0) ist ein Zeichen für die in der Lunge gefesselte Luft (trapped air). Aus dem Kurvenverlauf sind weitere Interpretationen möglich, z.B. die überwiegende expiratorische Widerstandserhöhung beim Typ 5.

Atemwegswiderständen die relative Variabilität von sRaw und insbesondere Raw deutlich größer als 20% sein kann und die Werte dennoch völlig im Normbereich verbleiben. Diesem Phänomen liegen vermutlich minimale Änderungen etwa der Geometrie der oberen Atemwege einschließlich Stimmbändern und ähnlichem zugrunde. Werden umgekehrt Personen mit Atemwegsobstruktion als Kontrollen gewählt, so ist mit Variabilität aufgrund klinischer Zustandsänderungen zu rechnen. Die praktisch realisierbare Qualitätskontrolle muss sich daher in stärkerem Maße als bei den Volumenbestimmungen auf qualitative Phänomene (z.B. keine Schleifenöffnung bei Gesunden) beschränken.

#### 4.4.3 Klinische Interpretation der Atemwegswiderstände – Sollwerte

Die folgenden Argumente beziehen sich primär auf den spezifischen Atemwegswiderstand sRaw, der messtechnisch gesehen ein relativ robuster Parameter ist und im Vergleich zum Atemwegswiderstand nicht von der Güte der  $FRC_{pleth}$ -Bestimmung abhängt.

##### Primäre Diagnostik

Die Form der Schleifen des sRaw lassen wesentliche pathophysiologische Erkenntnisse zu. Eine steile Atemschleife schließt auf den ersten Blick eine Bronchialobstruktion aus. Weiterhin ist zu erkennen, ob eine Strömungsbehinderung sowohl in- als auch expiratorisch oder primär in einer der beiden



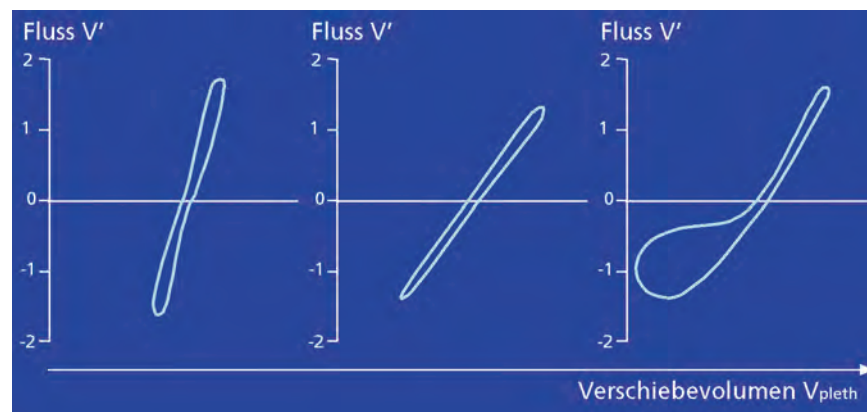
**Abb. 9.** Spezifischer Atemwegswiderstand (sRaw) bei Lungengesunden (1), schwerer homogener Obstruktion der großen Atemwege (2), inhomogener, mehr peripherer Obstruktion mit ausgeprägter spätexpiratorischer Atemstrombehinderung (COPD) (3), abruptem expiratorischem Strömungsabfall als Ausdruck einer abrupten Strömungsbehinderung bei tiefem Lungenvolumen (Zwerchfellhochstand, Adipositas) (4) und bei ausgeprägter S-förmiger Deformierung mit auch inspiratorischer Flusslimitierung bei schon geringer Atemstromstärke (extrathorakale Stenose) (5).

Phasen des Atemzyklus vorliegt. Eine Öffnung der Schleifen impliziert bei korrekter Durchführung der Messung (insbesondere adäquater BTPS-Kompensation) eine Inhomogenität der Lungenbelüftung (trapped air, Pendelluft), die mehrere Ursachen haben kann. Ein S-förmiger Verlauf weist funktionell auf eine massive Strömungsbegrenzung im Bereich der oberen Atemwege hin, d.h. eine Stenose, z.B. im Bereich der Stimmbänder. Beispiele für typische Atemschleifen sind in Abbildungen 8 – 10 aufgeführt.

#### Bronchodilatationstest

Es ist bekannt, dass beim spirometrisch gemessenen Bronchodilatations-

test, gerade bei Patienten mit Bronchi-alkollaps, durch das unphysiologische Atemmanöver mit extremer Verstärkung des intrathorakalen Drucks, die Änderung des FEV<sub>1</sub> deutlich geringer ausfällt als der Abfall des ITGV und RV. Dies ist vermutlich durch den Kollaps der peripheren Bronchien bedingt. Daher wird eine durch die bronchiale Relaxation erreichte Zunahme des bronchialen Lumens der Bronchien durch FEV<sub>1</sub> unterschätzt. Die mit der Bronchodilatation einhergehende relative Abnahme des sRaw, die auch Änderung der Überblähung als Therapieeffekt mit einschließt, ist häufig erheblich größer als die relative Zunahme des FEV<sub>1</sub>. Daher kann mittels zusätzlicher Bodyplethysmographie ein falsch ne-



**Abb. 10.** Spezifischer Atemwegswiderstand (sRaw) bei Lungengesunden (links), homogener in- und expiratorischer Widerstandserhöhung bei Asthma bronchiale (Mitte) und vorwiegend expiratorischer Widerstandserhöhung (Golfschlägerform) bei verminderter Elastizität der Lungen- und Atemwege bei COPD (rechts).

gativer Bronchodilatationstest vermieden werden.

Internationale Definitionen zur Teilreversibilität existieren nicht. Ein Abfall der Atemwegswiderstände um mindestens 20 %, sicher aber erst ein Abfall um über 50%, belegen eine Teilreversibilität.

#### Inhalativer Provokationstest

Bei der unspezifischen Provokation ist die Zunahme von sRaw bzw. der Abfall der spezifischen Conductance (Leitfähigkeit, sGaw, Kehrwert von sRaw) häufig sensitiver als der Abfall von FEV<sub>1</sub>. Allerdings ist allgemein im Rahmen wiederholter intraindividuel- ler Messungen der Abfall der FEV<sub>1</sub> besser reproduzierbar. Empfohlen wird die Bodyplethysmographie bei der unspezifischen Provokationstestung besonders beim so genannten Spirometer-

asthma oder bei Unfähigkeit des Patienten, Spirometriemanöver suffizient durchzuführen. Ferner bietet die Bodyplethysmographie den Vorteil, dass keine maximale Inspiration erforderlich ist, die durch induzierte Bronchodilatation einen schwer quantifizierbaren und offensichtlich interindividuell verschiedenen Einfluss auf die Spirometrie haben kann.

Gerade bei insuffizienter Kooperation in der Spirometrie ist eine zusätzliche Bodyplethysmographie aus Qualitätssicherungsgründen anzuraten, denn ein substantieller, physiologisch valider Abfall von FEV<sub>1</sub> ohne gleichzeitigen Abfall von sGaw (äquivalent Zunahme von sRaw) ist selten und in der Regel ein Indiz für eingeschränkte Atemtechnik. So sollte bei der Methacholin- und Histaminprovokation primär die Spirometrie, ergänzend bzw. fakultativ aber auch die Bodyplethysmographie eingesetzt werden. Bei diskordanten Ergeb-



nissen ist die Spirometrie aus Standardisierungsgründen vorrangig zur Beurteilung heranzuziehen, sofern ihre Werte valide erscheinen.

Bei spezifischen Provokationstests (inhalative Allergenprovokation) kommt der Bodyplethysmographie eine noch größere Bedeutung zu, da die stärkere Hustensymptomatik nach Allergenprovokation eine valide Spirometrie oft nicht zulässt.

Ein positiver Provokationstest liegt vor, wenn sich der spezifische Atemwegwiderstand ( $sR_{eff}$ ) verdoppelt und bei Erwachsenen auf mindestens 2.0 ( $kPa \times s$ ) ansteigt!

**Weitere klinisch relevante Anwendungsgebiete:**

1. Nur durch serielle kontinuierliche Messung des  $sRaw$  ist es möglich, den zeitlichen Ablauf einer Bronchodilatation oder Konstriktion zu

dokumentieren (Wirkungseintritt der Medikamente).

2. Die bodyplethysmographisch gemessene Provokationstestung ist gegenüber der spirometrisch gemessenen schneller durchführbar.

**Sollwerte und signifikante Änderungen**

Für Erwachsene sind in der Literatur nur wenige Sollwertangaben verfügbar, so von Ulmer und Mitarbeitern für  $R_{tot}$  und von Matthys und Mitarbeitern für  $R_{eff}$  und  $sR_{eff}$  ("Sollwerte 2"). Seitens der ERS wurde lediglich ein Grenzwert für die pathologische Veränderung von  $Raw$  angegeben.

**Anmerkung:** Wie bei der Spirometrie ist der Schweregrad der Widerstandserhöhung nicht einfach mit dem Schweregrad einer obstruktiven Erkrankung (z.B. Asthma oder COPD) gleichzusetzen.

**Sollwerte 2.** Atemwegwiderstände bei Erwachsenen.

$sR_{eff}$	( $kPa \times s$ )	< 1.2 (Kinder < 1.0)
$R_{eff}$	( $kPa \times s/L$ )	< 0.3
$R_{tot}$	( $kPa \times s/L$ )	< 0.3

Sollwerte für Kinder in Lindemann H, Leupold W. Lungenfunktionsdiagnostik bei Kindern. . Stuttgart: Kohlhammer; 2003.

**Schweregradeinteilung 2.** Widerstandserhöhung.

$sR_{eff}$ ( $kPa \times s$ )	leichtgradig	1.2 – 2.0
	mittelgradig	2.0 – 4.0
	schwergradig	> 4.0
$R_{eff}$ ( $kPa \times s/L$ )	leichtgradig	0.3 – 0.5
	mittelgradig	0.5 – 1.0
	schwergradig	> 1.0

## 5. Gesamtbewertung der Bodyplethysmographie

---

Die bodyplethysmographische Untersuchung ist nichtinvasiv, sie nimmt im Normalfall nur geringe Zeit in Anspruch (5 Minuten im Normalfall; bis zu 20 Minuten im Falle unverbundener Manöver und schwieriger Patienten), die Mitarbeit erfordert zumindest bei den Atemschleifen nur ein minimales Kooperationsvermögen, und die erhobenen Werte für den  $sRaw$  sind nahezu mitarbeitsunabhängig. Im Gegensatz zu den spirometrischen Manövern, z.B. dem forcierten Atemstoßtest, handelt es sich um eine Messung unter physiologischen Normalbedingungen, da die Messung bei Ruheatmung erfolgt.

Es ist ein sehr persönliches Anliegen der Verfasser, an dieser Stelle auf zwei außerordentliche Persönlichkeiten der Deutschen Pneumologie hinzuweisen, die sich entscheidend für die Entwicklung und klinische Implementierung der Ganzkörperplethysmographie verdient gemacht haben. Dieses sind Univ.-Professor em. Dr. med. Heinrich Matthys, Freiburg und Univ.-Professor em. Dr. med. Dr. h.c. Wolfgang T. Ulmer, Bochum.

Prof. Dr. H. Matthys hatte bereits 1965 – 1967 ein Lungenmodell für den Ganzkörperplethysmographen gebaut (“Holzkiste”), diese Forschung im Zusammenhang mit der Klinik verschiedener Lungenerkrankungen führte 1972 zur publizierten Habilschrift (Lungenfunktionsdiagnostik mittels Ganzkörperplethysmographie), die für mehrere Generationen Grundlage für das Verständnis der Ganzkörperplethysmographie war. Er hat die klinische Anwendung der Bodyplethysmographie durch computerbasierte Auswertung, Bestimmung von Sollwerten sowie Methodenverbesserungen erarbeitet.

Prof. Dr. W.T. Ulmer führte das vor fast 50 Jahren in den USA entwickelte Messverfahren der Ganzkörperplethysmographie in Deutschland ein und entwickelte den ersten für die klinische Routine-Lungenfunktion geeigneten “Body”. In zahlreichen wissenschaftlichen Studien belegte er den immensen Nutzen der Ganzkörperplethysmographie für die funktionsanalytisch kontrollierte Therapie bronchopulmonaler Erkrankungen.



## Danksagung

---

Wir danken Frau Dr. U. Butt und Frau Meenzen für ihre redaktionelle Bearbeitung und Organisation und Frau Barbara Criée für die graphische Bearbeitung.

# Anhang

---

## Anhang 1. Hygieneempfehlungen

Insbesondere bei Verwendung von Geräten, mit denen auch inspiratorische Atemmanöver durchgeführt werden, sind Vorsichtsmaßnahmen zu beachten, da der Patient unter Umständen direkt gefährdet ist:

- Bei Ausstattung mit beheiztem Pneumotachographen-Sieb ist davon auszugehen, dass die meisten Keime innerhalb kurzer Zeit abgetötet werden. Wenn Nasenklemme, Mundstück und Krümmer nach jeder Messung gewechselt werden, ist das Risiko einer Infektion mit pathogenen Keimen zu vernachlässigen. Bei unbeheizten Systemen sollte nach jedem Patienten sicherheitshalber der gesamte Messkopf gewechselt oder der Einsatz von Atemfiltern erwogen werden. Allgemein werden Einwegfilter empfohlen, allerdings ist durch die Nichtanwendung von Filtern bisher keinerlei Gefährdung von Patienten nachgewiesen worden. Wenn Atemfilter benutzt werden, muss das Messsystem des Ganzkörperplethysmographen darauf neu justiert werden.
- Bei erhöhtem Risiko (Hepatitis B oder C, Mukoviszidose, offener Lungen-Tuberkulose, AIDS, Immundefizienz, immunsuppressiver oder zytostatischer Therapie) wird anschließend entweder ein frischer Pneumotachograph verwendet bzw. können Einwegfilter entsprechend den Empfehlungen der Geräteherstel-

ler verwendet werden. Damit wird ein verlässlicher Schutz gegen Bakterien und Viren gewährleistet, ohne dass die Messergebnisse in relevantem Ausmaß beeinträchtigt werden.

Zum Schutz des Personals und der nachfolgenden Patienten sollte nach jeder Untersuchung eines Patienten unter anderem eine sorgfältige Reinigung und Desinfektion der Hände erfolgen.

Eine weitere Sicherheitsmaßnahme besteht darin, Messungen an infektiösen Patienten am Schluss der Lungenfunktionsuntersuchungen innerhalb eines Tages bzw. im Krankenzimmer durchzuführen.

Damit ergeben sich folgende Minimal-Anforderungen:

- Demontage von Nasenklemme, Mundstück und gegebenenfalls Krümmer nach jedem Patienten; bei unbeheiztem Pneumotachographen wird dieser ebenfalls demontiert (bzw. das statt dessen eingesetzte widerstandsarme Einwegfilter),
- sorgfältige Reinigung und Desinfektion der Hände (Kontamination!),
- Montage von Krümmer, neuem Mundstück und Nasenklemme (bzw. des neuen Pneumotachographen oder Einwegfilters).
- Je nach Räumlichkeit und Untersuchungsaufwand kann eine Lüftung des Lungenfunktionslabors nach jedem Patienten sinnvoll sein.
- Im Übrigen sind die Hygieneempfehlungen der Hersteller der Ganzkörperplethysmographen zu beachten!

## Abkürzungen

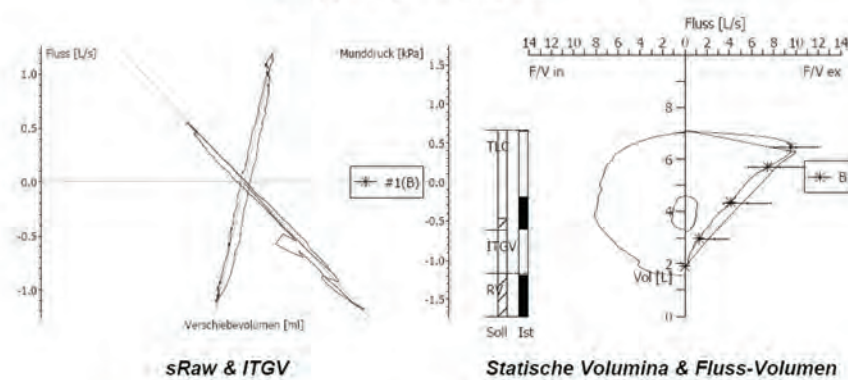
Parameter	Symbol	Einheit
spezifischer Atemwegswiderstand	sRaw	kPa × s
effektiver spezifischer Atemwegswiderstand	sReff	kPa × s
totaler spezifischer Atemwegswiderstand	sRtot	kPa × s
Atemwegswiderstand	Raw	kPa × L <sup>-1</sup> × s
effektiver Atemwegswiderstand	Reff	kPa × L <sup>-1</sup> × s
totaler Atemwegswiderstand	Rtot	kPa × L <sup>-1</sup> × s
thorakales Gasvolumen zum Zeitpunkt des Klappenschlusses (shutter)	TGV	L
Intrathorakales Gasvolumen am Ende einer normalen Ausatmung	ITGV	L
Funktionelle Residualkapazität, identischer Ausdruck für IGTV	FRC	L
Ganzkörperplethysmographisch bestimmte FRC	FRCpleth	L
Verschiebevolumen	Vpleth	mL
forciertes expiratorisches Volumen in 1 Sekunde	FEV1	L
Totale Lungkapazität	TLC	L
Vitalkapazität	VC	L
Vitalkapazität inspiratorisch gemessen	IVC	L
Residualvolumen	RV	L
expiratorisches Reservevolumen	ERV	L
inspiratorische Kapazität	IC	L
Residualvolumen in Prozent der Totalen Lungkapazität	RV/TLC %	%
relative Einsekundenkapazität (Tiffeneau-Index)	FEV1/IVC	%

## Deutsche Atemwegsliga e.V.

Name: xxx  
 Vorname: xxxx  
 Geburtsdatum: 14.01.1973  
 Geschlecht: männlich

Identifikation: xx  
 Alter: 34 Jahre  
 Größe: 178,0 cm  
 Gewicht: 68,0 kg  
 Untersucher: --

## Bodyplethysmographie



sRaw &amp; ITGV

Statische Volumina &amp; Fluss-Volumen

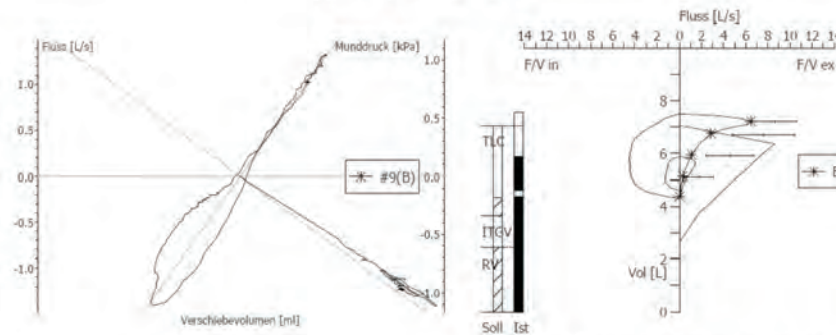
		Soll	Best	%(Best/Soll)
SR eff	[kPa*s]	1.18	0.79	67.2
R eff	[kPa*s/L]	0.30	0.20	66.1
R tot	[kPa*s/L]	0.30	0.24	80.1
ITGV	[L]	3.31	3.38	102.0
ERV	[L]	1.64	1.78	109.1
RV	[L]	1.67	1.59	95.0
TLC	[L]	7.14	7.02	98.3
RV % TLC	[%]	24.10	22.66	94.0
VC IN	[L]	5.48	5.43	99.1
FVC	[L]	5.24	5.19	99.1
FEV 1	[L]	4.41	4.09	92.8
FEV 1 % VC MAX	[%]	82.53	75.36	91.3
PEF	[L/s]	9.96	9.53	95.7
MEF 75	[L/s]	8.49	7.41	87.2
MEF 50	[L/s]	5.59	4.12	73.8
MEF 25	[L/s]	2.63	1.22	46.4

**Beispiel 1.** Normalbefund für die ganzkörperplethysmographische Bestimmungen der Strömungswiderstände in den Atemwegen und der Fluss-Volumen-Kurve eines gesunden Probanden im Alter von 34 Jahren und einem Körpergewicht von 68 kg bei einer Körpergröße von 178 cm. Die Messwerte sind bezogen auf die Sollwerte der EGKS (1993).

**Deutsche Atemwegsliga e.V.**

Name:	xxx	Identifikation:	xx
Vorname:	xxxx	Alter:	69 Jahre
Geburtsdatum:	21.02.1938	Größe:	180,0 cm
Geschlecht:	männlich	Gewicht:	99,0 kg
		Untersucher:	--

**Bodyplethysmographie**



**sRaw & ITGV**

**Statische Volumina & Fluss-Volumen**

		Soll	Best	%(Best/Soll)
SR eff	[kPa*s]	1.18	2.62	222.9
R eff	[kPa*s/L]	0.30	0.49	164.9
R tot	[kPa*s/L]	0.30	0.45	149.9
ITGV	[L]	3.67	4.13	112.6
ERV	[L]	1.20	0.29	24.3
RV	[L]	2.47	3.84	155.5
TLC	[L]	7.30	7.03	96.3
RV % TLC	[%]	37.75	54.61	144.7
VC IN	[L]	4.62	3.19	69.1
FVC	[L]	4.44	3.16	71.1
FEV 1	[L]	3.48	1.92	55.1
FEV 1 % VC MAX	[%]	76.23	60.06	78.8
PEF	[L/s]	8.58	6.48	75.5
MEF 75	[L/s]	7.59	2.84	37.5
MEF 50	[L/s]	4.58	1.08	23.6
MEF 25	[L/s]	1.77	0.31	17.2
Datum		28.03.07		
Zeit		06:32:47		

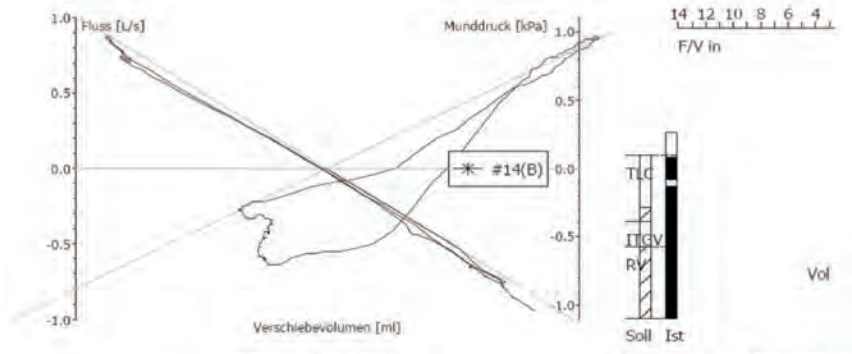
**Beispiel 2.** Mittelschwere obstruktive Ventilationsstörung eines 69-jährigen Patienten mit einem Körpergewicht von 99 kg bei 180 cm Körpergröße. Die noch leichtgradige Erhöhung der Atemwegswiderstände geht einher mit einer mittelgradigen Lungenüberblähung und einer mittelgradigen Erhöhung der spezifischen Resistance. Die Erhöhung der Strömungswiderstände und die Lungenüberblähung gehen einher mit Einschränkungen der Vitalkapazität und einer konkaven expiratorischen Fluss-Volumen-Beziehung.

**Deutsche Atemwegsliga e.V.**

Name: xxx  
 Vorname: xxxx  
 Geburtsdatum: 30.07.1927  
 Geschlecht: männlich

Identifikation: xx  
 Alter: 79 Jahre  
 Größe: 161,0 cm  
 Gewicht: 71,8 kg  
 Untersucher: --

**Bodyplethysmographie**



**sRaw & ITGV**

**Statische Volumina**

		Soll	Best	%(Best/Soll)
<b>SR eff</b>	[kPa*s]	1.18	5.40	458.8
<b>R eff</b>	[kPa*s/L]	0.30	1.04	347.7
<b>R tot</b>	[kPa*s/L]	0.30	1.33	444.2
<b>ITGV</b>	[L]	3.33	4.76	143.2
<b>ERV</b>	[L]	0.86	0.26	30.2
<b>RV</b>	[L]	2.46	4.50	182.8
<b>TLC</b>	[L]	5.78	6.39	110.4
<b>RV % TLC</b>	[%]	42.04	70.50	167.7
<b>VC IN</b>	[L]	3.15	1.88	59.7
<b>FVC</b>	[L]	3.06	1.74	56.7
<b>FEV 1</b>	[L]	2.35	0.78	33.2
<b>FEV 1 % VC MAX</b>	[%]	74.25	41.35	55.7
<b>PEF</b>	[L/s]	6.94	2.89	41.7
<b>MEF 75</b>	[L/s]	6.23	0.58	9.3
<b>MEF 50</b>	[L/s]	3.52	0.32	9.0
<b>MEF 25</b>	[L/s]	0.99	0.12	12.1

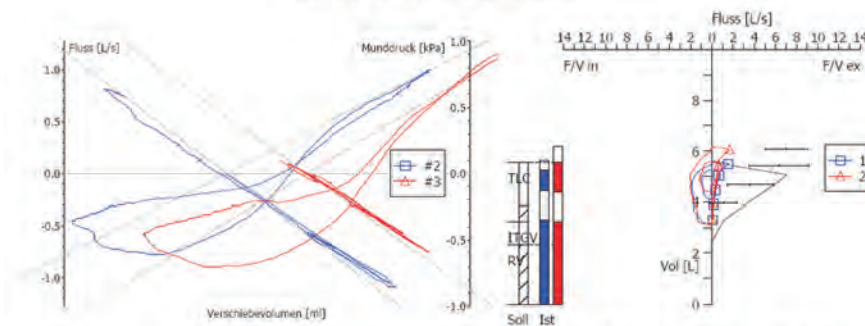
**Beispiel 3.** Sehr schwere obstruktive Ventilationsstörung eines 79-jährigen Patienten mit einem Körpergewicht von 72 kg bei einer Körpergröße von 161 cm. Die schwergradige Erhöhung der Atemwegswiderstände ist verbunden mit einer schweren Lungenüberblähung. Die Vitalkapazität ist auf 60% des Sollwertes vermindert. Während der PEF noch 42% Soll beträgt, sind die maximalen Flüsse bei 75, 50 und 25% der Vitalkapazität auf einen Minimum reduziert.



**Deutsche Atemwegsliga e.V.**

Name:	xxx	Identifikation:	xx
Vorname:	xxxx	Alter:	75 Jahre
Geburtsdatum:	22.02.1931	Größe:	160,0 cm
Geschlecht:	männlich	Gewicht:	88,0 kg
		Untersucher:	

**Bodyplethysmographie**



**sRaw & ITGV**

**Statische Volumina & Fluss-Volumen**

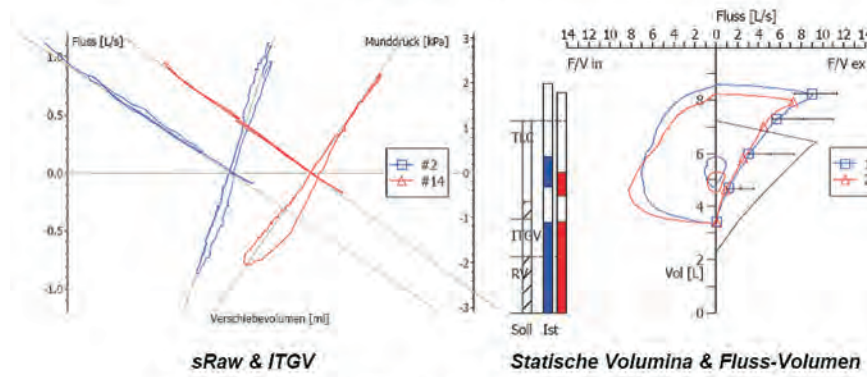
		Soil	Vor	%(V/S)	Nach	%(N/S)	D%(N/V)	N-V
<b>SR eff</b>	[kPa*s]	1.18	6.73	572.3	5.63	478.3	-16.4	-1.11
<b>R eff</b>	[kPa*s/L]	0.30	1.38	459.9	1.12	373.8	-18.7	-0.26
<b>R tot</b>	[kPa*s/L]	0.30	1.65	549.7	1.33	444.4	-19.2	-0.32
<b>ITGV</b>	[L]	3.27	4.48	137.0	4.43	135.8	-0.9	-0.04
<b>ERV</b>	[L]	0.90	1.17	129.8	1.19	131.5	1.4	0.02
<b>RV</b>	[L]	2.36	3.30	139.8	3.25	137.4	-1.7	-0.06
<b>TLC</b>	[L]	5.70	5.64	98.9	6.19	108.5	9.8	0.55
<b>RV % TLC</b>	[%]	40.48	58.55	144.6	52.43	129.5	-10.5	-6.12
<b>VC IN</b>	[L]	3.21	2.34	72.9	2.94	91.9	26.0	0.61
<b>FVC</b>	[L]	3.11	2.31	74.2	2.83	91.0	22.7	0.52
<b>FEV 1</b>	[L]	2.42	0.81	33.6	0.85	35.3	5.0	0.04
<b>FEV 1 % VC MAX</b>	[%]	74.97	34.74	46.3	28.96	38.6	-16.6	-5.78
<b>PEF</b>	[L/s]	7.05	1.53	21.6	1.66	23.5	8.6	0.13
<b>MEF 75</b>	[L/s]	6.29	0.62	9.8	0.60	9.5	-3.8	-0.02
<b>MEF 50</b>	[L/s]	3.61	0.31	8.6	0.31	8.5	-1.2	0.00
<b>MEF 25</b>	[L/s]	1.07	0.12	11.4	0.12	11.7	2.1	0.00

**Beispiel 4.** Sehr schwere pharmakologisch irreversible obstruktive Ventilationsstörung mit mittelgradiger Lungenüberblähung eines 75-jährigen Patienten mit einem Körpergewicht von 88 kg bei einer Körpergröße von 160 cm. Es zeigt sich 15 Minuten nach Inhalation von 2 Hüben eines  $\beta$ -Sympathikomimetikums nur eine geringfügige Verminderung der erhöhten Strömungswiderstände (<20%) und der forcierten Vitalkapazität (22,7%) bei unveränderter Lungenüberblähung.

Deutsche Atemwegsliga e.V.

Name:	XXX	Identifikation:	xx
Vorname:	xxxx	Alter:	51 Jahre
Geburtsdatum:	28.06.1955	Größe:	181,0 cm
Geschlecht:	männlich	Gewicht:	97,9 kg
		Untersucher:	--

Bodyplethysmographie



		Soll	Basis	%(B/S)	Ist2
SR eff	[kPa*s]	1.18	0.93	79.1	2.33
R eff	[kPa*s/L]	0.30	0.17	57.9	0.48
R tot	[kPa*s/L]	0.30	0.19	63.8	0.47
ITGV	[L]	3.54	4.79	135.2	4.43
ERV	[L]	1.43	1.39	97.3	1.01
RV	[L]	2.11	3.39	160.9	3.42
TLC	[L]	7.38	8.63	116.9	8.29
RV % TLC	[%]	31.12	39.31	126.3	41.30
VC IN	[L]	5.16	5.20	100.9	4.86
FVC	[L]	4.94	5.20	105.2	4.87
FEV 1	[L]	4.02	3.70	92.1	3.24
FEV 1 % VC MAX	[%]	79.29	70.64	89.1	66.58
PEF	[L/s]	9.37	8.99	95.9	7.21
MEF 75	[L/s]	8.14	5.62	69.1	4.42
MEF 50	[L/s]	5.15	3.03	59.0	2.52
MEF 25	[L/s]	2.24	1.12	50.2	0.85
Datum		02.05.07			03.05.07
Zeit		09:43:26			11:23:55

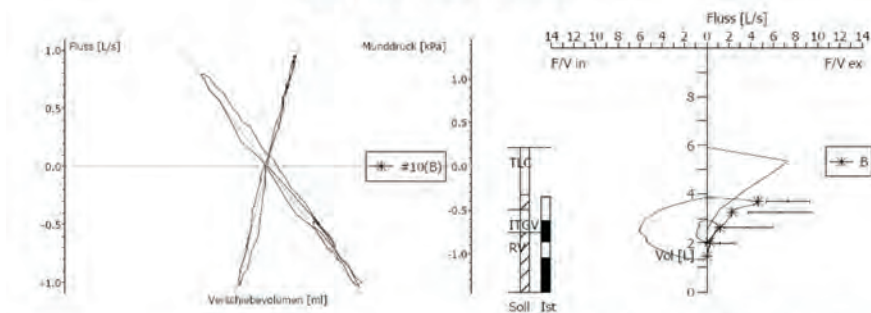
**Beispiel 5.** Beispiel für einen Auslassversuch der pharmakologischen Therapie bei einem 51-jährigen Patienten mit leichter obstruktiver Ventilationsstörung mit einem Körpergewicht von 98 kg bei einer Körpergröße von 181 cm. Am 2. Mai Normalbefund, nach Auslassung findet sich eine leichte obstruktive Ventilationsstörung mit mittelgradiger Erhöhung des spezifischen Atemwegwiderstandes und leichter Erhöhung der Atemwegwiderstände.



Deutsche Atemwegsliga e.V.

Name:	XXX	Identifikation:	XX
Vorname:	XXXX	Alter:	76 Jahre
Geburtsdatum:	18.12.1930	Größe:	165,0 cm
Geschlecht:	männlich	Gewicht:	87,5 kg
		Untersucher:	-

Bodyplethysmographie



sRaw & ITGV

Statische Volumina & Fluss-Volumen

		Soll	Best	%(Best/Soll)
SR eff	[kPa*s]	1.18	0.63	53.8
R eff	[kPa*s/L]	0.30	0.25	82.5
R tot	[kPa*s/L]	0.30	0.29	96.1
ITGV	[L]	3.39	1.98	58.5
ERV	[L]	0.94	0.10	10.7
RV	[L]	2.45	1.88	76.8
TLC	[L]	6.10	3.11	51.0
RV % TLC	[%]	40.87	60.48	148.0
VC IN	[L]	3.48	1.23	35.3
FVC	[L]	3.37	0.89	26.5
FEV 1	[L]	2.60	0.88	33.7
FEV 1 % VC MAX	[%]	74.79	71.28	95.3
PEF	[L/s]	7.31	1.17	16.0
MEF 75	[L/s]	6.54	0.88	13.4
MEF 50	[L/s]	3.76		
MEF 25	[L/s]	1.17		

**Beispiel 6.** Schwere restriktive Ventilationsstörung eines 76-jährigen Patienten mit Lungenfibrose nach Asbestexposition mit einem Körpergewicht von 87,5 kg bei einer Körpergröße von 165 cm. Während die Strömungswiderstände im Normbereich liegen, ist die VC auf 35% des Sollwertes vermindert. Während das FEV<sub>1</sub> schwergradig eingeschränkt ist, ist die relative Einsekundenkapazität mit 71% im Normbereich.