

Was ist eigentlich der Atemwegswiderstand?

Der Atemwegswiderstand im Allgemeinen besteht in der Hauptsache aus dem Strömungswiderstand in den zentralen Atemwegen. Zu seiner Bestimmung benötigt man die Angaben über die Stärke des Atemstroms und der Alveolardruckänderung, die man aufbringen muss, um einen bestimmten Atemstrom zu erzeugen. Der Atemwegswiderstand ist dann das **Verhältnis von Alveolardruck zur Strömung**, d.h., je mehr Alveolardruckänderung aufgebracht werden muss, um eine bestimmte Strömung zu erzeugen, desto größer ist der Atemwegswiderstand.

Messung des Atemwegswiderstands (Resistance)

Bei der Bodyplethysmografie werden als Erstes die „**Fluss-Verschiebevolumen-Schleifen**“ (Atemschleifen) (► Abb. 2.21) aufgezeichnet.

Für die Darstellung der Atemschleifen wird der Fluss am Mund bei der Ein- und Ausatmung (Flowsensor) gemessen. Gleichzeitig werden die minimalen Änderungen des Verschiebevolumens

(Kabinendrucks) durch die Thoraxexkursion während der Ein- und Ausatmung registriert. Die Änderungen des Verschiebevolumens stellen mit umgekehrtem Vorzeichen den Verlauf des Alveolardrucks dar. Die Atemschleifen werden häufig auch als Widerstandsschleifen bezeichnet, was nur bedingt richtig ist. In der Atemschleife bzw. dem spezifischen Atemwegswiderstand sind die beiden Komponenten **bronchialer Widerstand** und **Volumen** (FRC) enthalten.

Anlage der Tangenten zur Bestimmung der spezifischen Resistance

Je nachdem, wie die Tangente an die Atemschleife angelegt wird (► Abb. 2.22), definiert man unterschiedliche spezifische Atemwegswiderstände (sR_{tot} , sR_{eff}) [10].

Aus der Form und der Lage der Atemschleife kann man jedoch nicht differenzieren, in welcher Weise die beiden Komponenten bronchialer Widerstand und Volumen dort enthalten sind. Der spezifische Widerstand beschreibt die **Atemarbeit**, die notwendig ist, um z.B. 1 l Volumen einzuzatmen.

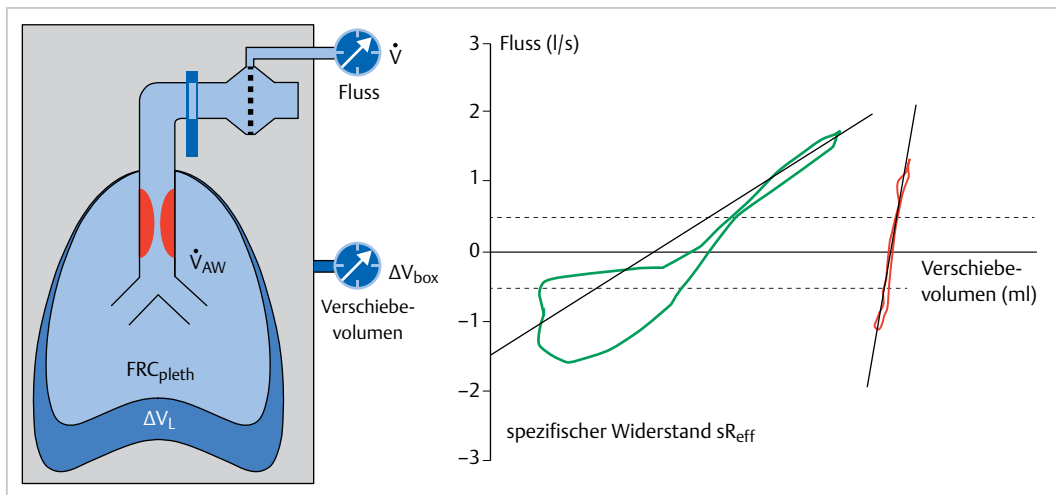


Abb. 2.21 Spezifischer Atemwegswiderstand. Aufzeichnung der Atemschleifen und Anlage der Tangenten für die Definition des spezifischen Atemwegswiderstands (sR_{tot} , sR_{eff}) für einen pathologischen Befund (links) und einen Normalbefund (rechts) (FRC_{pleth} : bodyplethysmografisch bestimmte funktionelle Residualkapazität; R_{AW} : zentraler Atemwegswiderstand; ΔV_L : Volumenänderung der Lunge).

Beispiel

Wir vergleichen die Atemarbeit von einer großen und einer kleinen Lunge mit gleichem Atemzugvolumen. Beide Lungen sollen 1 l Atemzugvolumen atmen. Um die gleiche Alveolardruckänderung zu erreichen, um 1 l einzuatmen, muss die Lungenvolumenänderung der großen Lunge höher sein als die der kleinen Lunge. Dies wiederum erfordert mehr Atemarbeit und dadurch einen höheren spezifischen Atemwegswiderstand (sR_{tot} , sR_{eff}) bei gleichem bronchialem Widerstand.

Totaler spezifischer Atemwegswiderstand

Die Tangente des sR_{tot} wird an die maximalen Kammerdruckänderungen (Verschiebevolumen der Inspiration und der Expiration) angelegt (► Abb. 2.22).

Vorteile:

- sensitiv für Komponenten der Verteilungsstörung
- Registrierung jeglicher Veränderung im Respirationsstrakt

Nachteile:

- höhere interindividuelle Variabilität im Vergleich zu sR_{eff}
- von nur 2 Punkten der Atemschleife abgeleitet (maximales Verschiebevolumen)
- deshalb erhöhte methodische Variabilität durch Artefaktanfälligkeit
- Überbewertung der Lungenperipherie bei hohen Resistance-Werten

Effektiver spezifischer Atemwegswiderstand

Die Tangente des sR_{eff} beschreibt die Flächenhalbierende und entspricht etwa der Hälfte der Fläche, die von der Atemschleife umschlossen wird (kleinste Summe der Verschiebevolumendeltas zum Quadrat).

Vorteile:

- hohe Sensitivität im Bereich der zentralen Atemwege
- geringe Variabilität, intra- und interindividuell
- abgeleitet von der gesamten Fläche der Atemschleife

Nachteil:

- Lungenperipherie ggf. unterbewertet

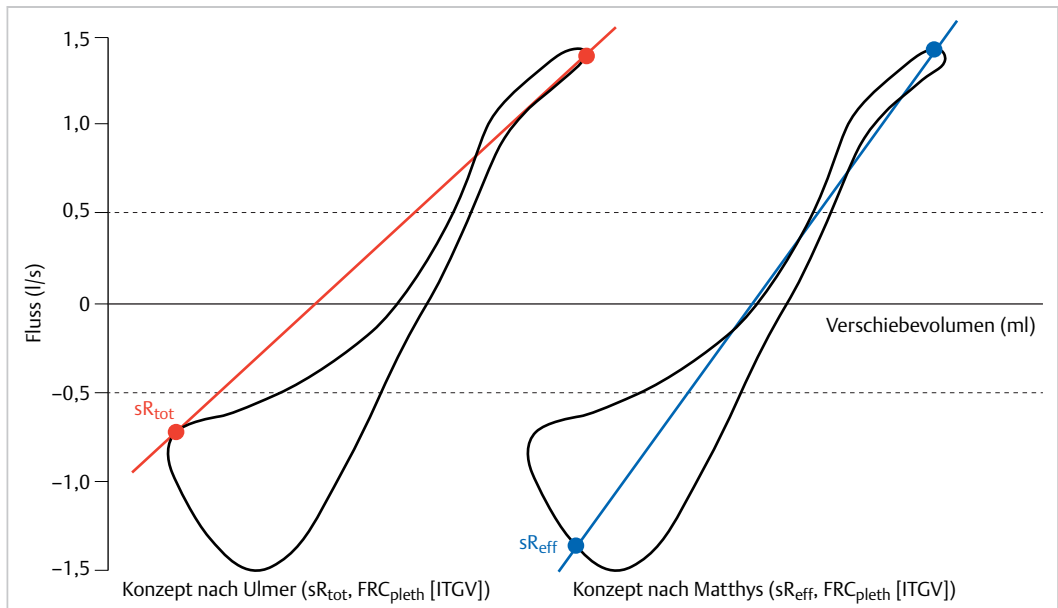


Abb. 2.22 Totaler und effektiver spezifischer Atemwegswiderstand. Die Tangente an der Atemschleife links beschreibt den totalen spezifischen Atemwegswiderstand (sR_{tot}), die Tangente an der Atemschleife rechts den effektiven spezifischen Atemwegswiderstand (sR_{eff}) (FRC_{pleth} : bodyplethysmografisch bestimmte funktionelle Residualkapazität; ITGV: intrathorakales Gasvolumen).

Merke

Bei der Anlage der Tangente des sR_{eff} ist die Computerauswertung der manuellen Auswertung überlegen, sodass manuelle Korrekturen nicht sinnvoll sind.

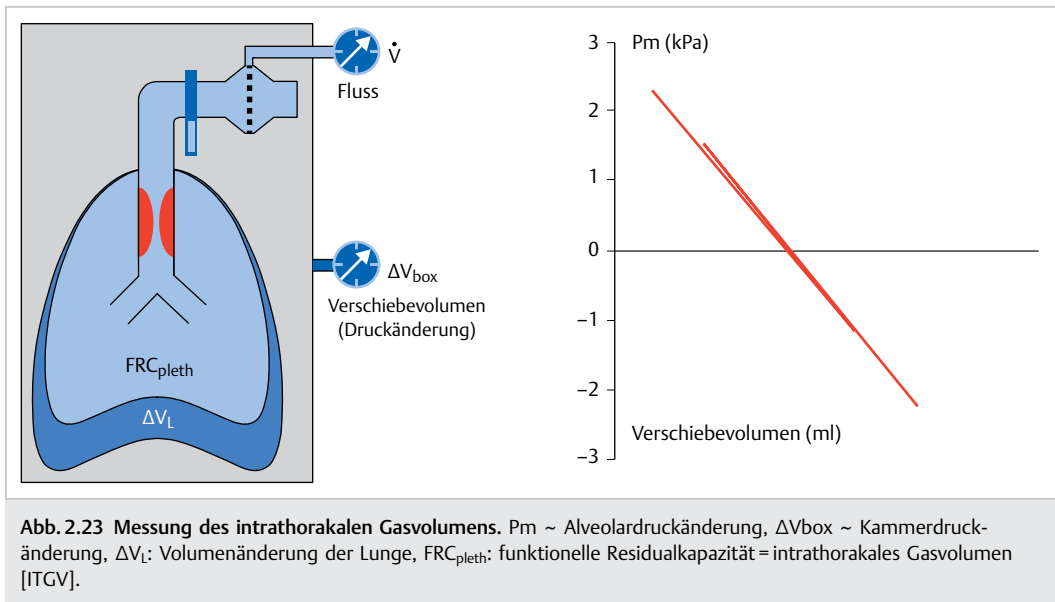
M!**Funktionelle Residualkapazität**

Die Erfassung des spezifischen Widerstands reicht nicht aus, um den zentralen Atemwegswiderstand zu bestimmen. Für die Ermittlung des Atemwegswiderstands ist zusätzlich die Kenntnis des Lungenvolumens erforderlich. Das ist jenes Volumen, das sich in der Lunge befindet, als die Atemschleifen aufgezeichnet wurden. Die Bestimmung dieses Volumens (ITGV, FRC_{pleth}) erfolgt mit einer speziellen Aktion der **Verschlussdruckmessung** (► Abb. 2.23). Bei dieser Messung wird am Ende einer normalen

Ausatmung der Atemfluss durch ein Ventil (Shutter) blockiert. Der Patient oder Proband atmet mit der gleichen Frequenz und der gleichen Kraft wie bei der normalen Atmung gegen die Blockade.

Durch den Verschluss (fehlender Atemfluss) können die Schwankungen des Alveolardrucks am Mund als Munddruckänderung gemessen werden. Druck kann man nur messen, wenn keine Strömung am Mund vorhanden ist. Gleichzeitig wird die Thoraxbewegung bei der Ein- und Ausatmung als Druckänderung in der geschlossenen Kabine als „Verschiebevolumen“ erfasst. Die beiden Signale werden gegen einander als **Verschlussdruckkurve** grafisch dargestellt.

Die Verschlussdruckkurve zeigt, welche Alveolardruckänderung welchem Verschiebevolumen (Änderung des Kabinendrucks) entspricht. Damit kann nach dem Boyle-Mariotte-Gesetz eine Aussage über das aktuell in der Lunge befindliche Volumen (ITGV, FRC_{pleth}) getroffen werden.





Spezialwissen

An den nachfolgenden Beispielen für Lungenfibrose und -überblähung lässt sich dieses Funktionsprinzip deutlich machen:

Im Beispiel **Lungenfibrose** (► Abb. 2.24) befindet sich in einem geschlossenen, mit Gas gefüllten Zylinder das Volumen $V_1 = 3\,000\text{ ml}$ bei Umgebungsdruck $P_1 = 1013\text{ hPa}$. Wir reduzieren nun das Volumen durch Kompression um 1000 ml auf 2000 ml . Durch die Reduktion des Volumens steigt der ursprüngliche Druck von 1013 hPa um 50% auf $P_2 = 1519\text{ hPa}$.

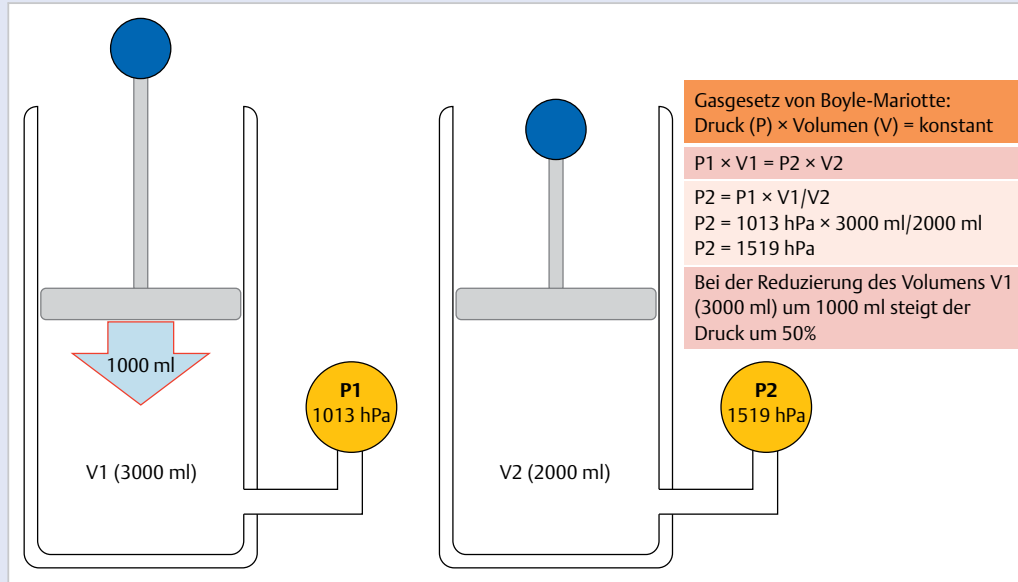


Abb. 2.24 Beispiel Lungenfibrose. Änderung des Alveolardrucks durch Kompression des Volumens. Der Zylinder (links) enthält ein Volumen von $3\,000\text{ ml}$ bei Umgebungsdruck von 1013 hPa . Verringerung des Volumens (rechts) durch Kompression um 1000 ml auf 2000 ml .

Im Beispiel **Lungenüberblähung** (► Abb. 2.25) befindet sich in einem geschlossenen, mit Gas gefüllten Zylinder das Volumen $V_1 = 5\,000\text{ ml}$ bei Umgebungsdruck $P_1 = 1013\text{ hPa}$. Wir reduzieren das Volumen wieder durch Kompression um 1000 ml auf $4\,000\text{ ml}$. Durch die Reduktion des Volumens steigt der ursprüngliche Druck von 1013 hPa nun um 25% auf lediglich $P_2 = 1266\text{ hPa}$.

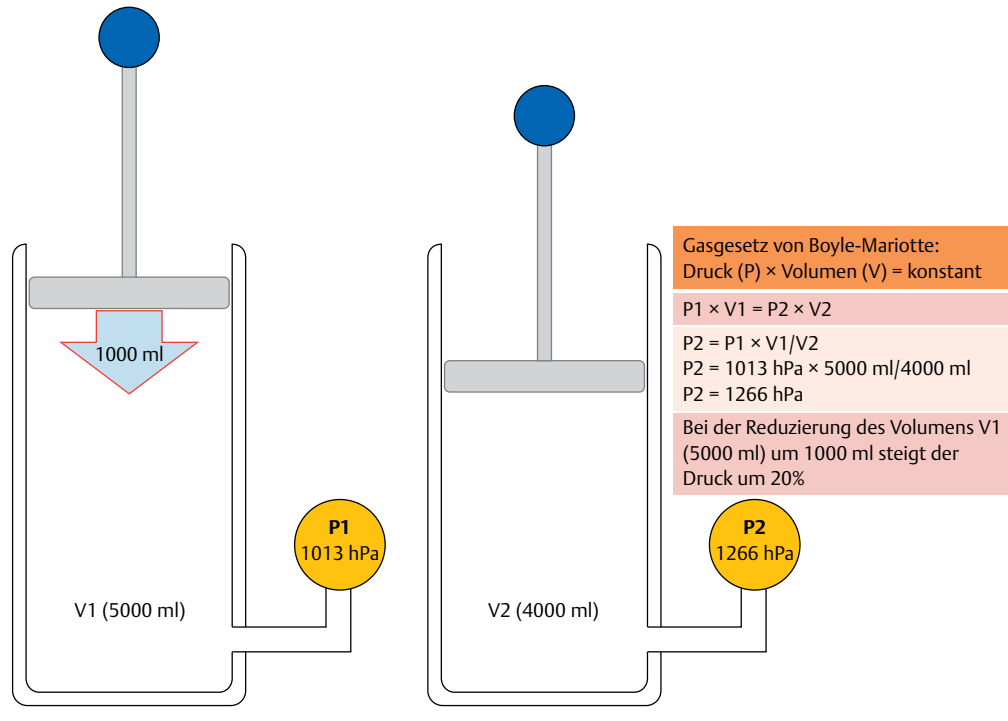


Abb. 2.25 Beispiel Lungenüberblähung. Änderung des Alveolardrucks durch Kompression des Volumens. Der Zylinder (links) enthält ein Volumen von 5 000 ml bei Umgebungsdruck von 1013 hPa. Verringerung des Volumens (rechts) durch Kompression um 1000 ml auf 4 000 ml.

Schlussfolgerung: Wenn sich in unterschiedlich großen Volumina das vorhandene Volumen durch Kompression um den gleichen Betrag ändert, ändert sich der Druck unterschiedlich. Ist das Ausgangsvolumen klein, wird die Druckänderung durch Kompression des Volumens groß ausfallen. Ist das Ausgangsvolumen jedoch groß, wird bei gleicher Volumenreduktion der Druckanstieg sehr viel geringer ausfallen. Um durch diese Messung das Volumen FRC zu bestimmen, muss man selbstverständlich die Volumen-Druck-Änderungen in der Kabine ins Verhältnis zu den Änderungen in der Lunge setzen.

Berechnung des Atemwegs-widerstands

Der sR_{eff} enthält, wie bereits ausgeführt, den bronchialen Atemwegs-widerstand und das Lungenvolumen am Ende der normalen Ausatmung („operatives Arbeitsvolumen“, $\sim FRC_{\text{pleth}}$). Um den Atemwegs-widerstand R_{eff} zu ermitteln, muss das Lungenvolumen aus dem sR_{eff} herausgerechnet werden.



Merke

Berechnung des Atemwegs-widerstands

$$R_{\text{eff}} = \frac{sR_{\text{eff}}}{FRC_{\text{pleth}}} + 1/2 VT$$

($1/2 VT$ = Hälfte des Atemzugvolumens [VT])

Die **Resistance** repräsentiert vorrangig den zentralen Atemwegswiderstand bis etwa zur 6. Generation des Bronchialsystems. Jede Änderung des Querschnitts der Atemwege (= Radius) hat eine große Änderung des Atemwegswiderstands zur Folge entsprechend:

$$\text{Widerstand} \sim \frac{1}{\text{Radius}^4}$$

Deshalb ist die Resistance ungeeignet zur Früherkennung von obstruktiven Atemwegserkrankungen, die in der Peripherie beginnen.

Merke

Ein „veratmetes“ $\text{FRC}_{\text{pleth}}$ hat einen unplausiblen Atemwegswiderstand zur Folge. Fehler in der Bestimmung von $\text{FRC}_{\text{pleth}}$ führen zu fehlerhafter Resistance-Berechnung.

Berechnung des Residualvolumens und der totalen Lungenkapazität

Für die Berechnung des RV und der TLC folgt auf die Bodyplethysmografie eine spirometrische Messung. In dieser Messung werden die notwendigen Teilvolumina ermittelt (► Abb. 2.26).

Durch Subtraktion des expiratorischen Reservevolumens (ERV) von $\text{FRC}_{\text{pleth}}$ wird das RV bestimmt. Mittels Addition von RV und VC_{in} wird die TLC errechnet.

Merke

Berechnung des Residualvolumens

$$\text{RV} = \text{FRC}_{\text{pleth}} - \text{ERV}$$

Berechnung der totalen Lungenkapazität

$$\text{TLC} = \text{RV} + \text{VC}_{\text{in}}$$

2.4.2 Vorbereitung des Messsystems

Das Messsystem wird am Netzschalter eingeschaltet. Eine Aufwärmphase von etwa 30 min sollte eingehalten werden. Zu Beginn des Programms läuft bei den meisten Systemen ein automatischer Systemcheck ab. Es ist zudem sicherzustellen, dass alle Komponenten des Messsystems in der richtigen Reihenfolge (z. B. nach der Desinfektion) wieder zusammengebaut sind (► Abb. 2.27).

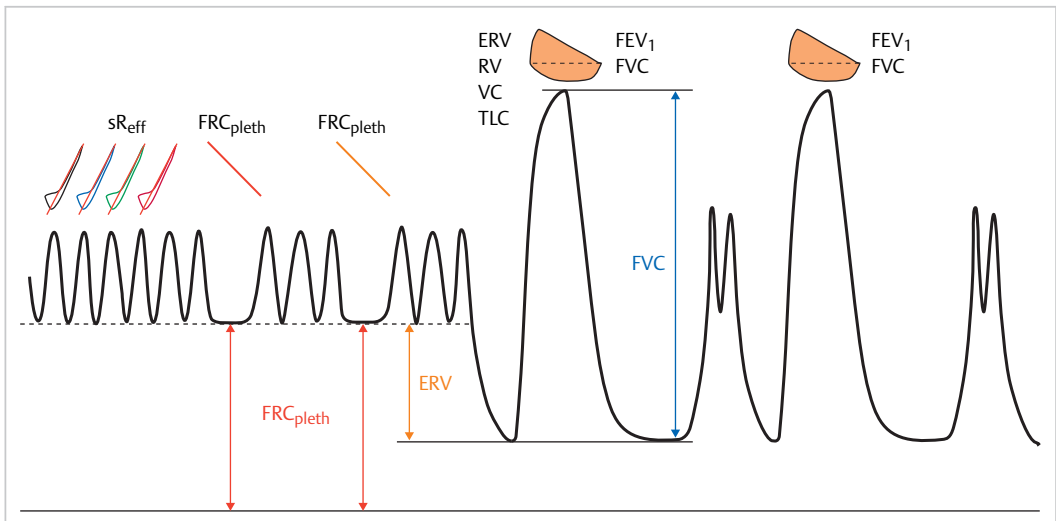


Abb. 2.26 Berechnung von Residualvolumen und totaler Lungenkapazität. Bestimmung der relevanten Volumina (ERV : expiratorisches Reservevolumen; FEV_1 : forciertes expiratorisches Volumen nach 1s; $\text{FRC}_{\text{pleth}}$: bodyplethysmografisch bestimmte funktionelle Residualkapazität; FVC : forcierte expiratorische Vitalkapazität; RV : Residualvolumen; sR_{eff} : effektiver spezifischer Atemwegswiderstand; TLC : totale Lungenkapazität; VC : Vitalkapazität).

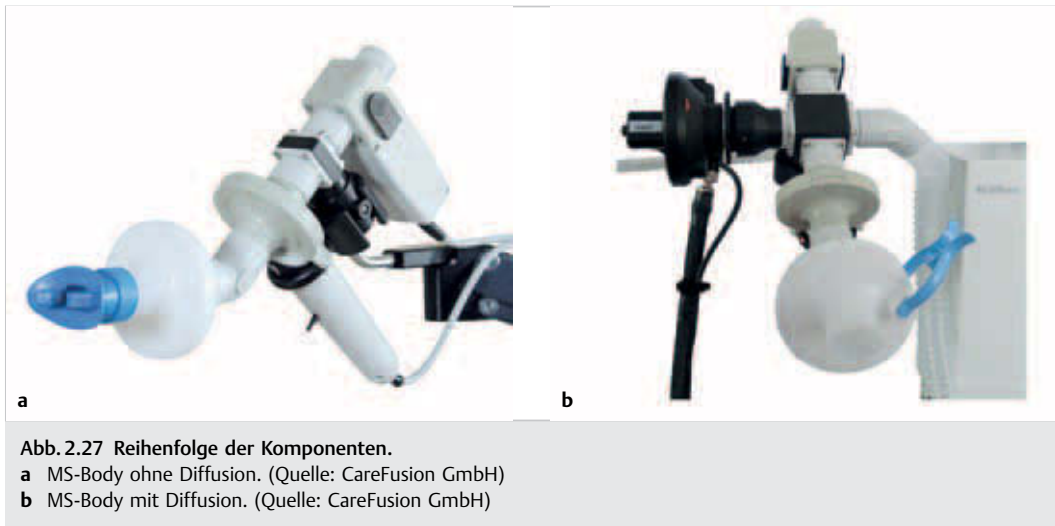


Abb. 2.27 Reihenfolge der Komponenten.

- a MS-Body ohne Diffusion. (Quelle: CareFusion GmbH)
 b MS-Body mit Diffusion. (Quelle: CareFusion GmbH)

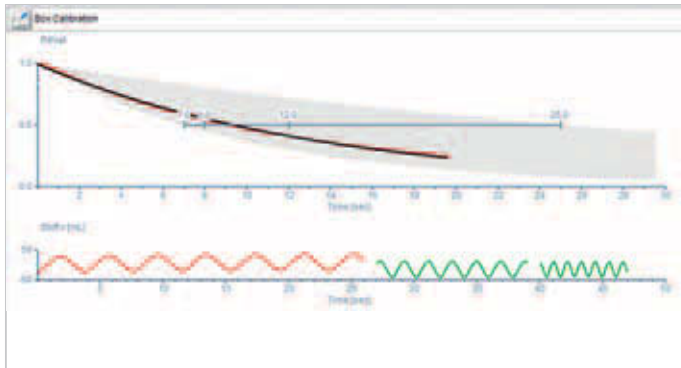


Abb. 2.28 Zeitkonstante und Verschiebevolumenkalibration. Screen-shot bei Ermittlung der Zeitkonstante und der Verschiebevolumenkalibration für die Body-Kammer (CareFusion). Oben: Abfall des Druckes über die Zeit. Die Grafik zeigt das Abfallen des Kammerdrucks auf die Hälfte in 4–10 s gegen die Zeit. Unten: Darstellung des Verschiebevolumens über die Zeit. Die rote und die grüne Kurve zeigen das Verschiebevolumen bei unterschiedlichen Frequenzen.

2.4.3 Umgebungsbedingungen und Kalibration

Es müssen die Umgebungsbedingungen aktualisiert werden. Des Weiteren sind die Volumenkalibration und die Kalibration der Body-Kammer durchzuführen. Die Volumenkalibration erfolgt wie in Kap. 2.3 beschrieben.

Mit der „Kabinenkalibrierung“ wird die Kabinensensorik (Verschiebevolumen) kalibriert und die Dichtigkeit der Kabine (Zeitkonstante) verifiziert. Die Kabinenkalibration sollte mindestens einmal am Tag vor der ersten Untersuchung durchgeführt werden. Die Reihenfolge bei der Kabinenkalibration ist vom Hersteller abhängig und für die Funktionalität unerheblich.

Als Erstes erfolgt die Ermittlung der **Zeitkonstante** (Dichtigkeit) der Body-Kabine. Die Zeitkon-

stante ergibt sich daraus, dass eine definierte Leckage in der Body-Kabine vorhanden ist. Langsame Änderungen des Kabinendrucks durch Temperaturschwankungen werden dadurch kompensiert. Gleichzeitig wird die Dichtigkeit aller Kabinenkomponenten (z.B. Dichtung der Kabinentür) überprüft. Die Dichtigkeit der Kabine wird mit einem automatisch erzeugten Pumpenvolumen (50–100 ml, abhängig vom Hersteller) durchgeführt. Dieses Volumen erhöht den Druck in der Kabine. Der Druckabfall durch die definierte Leckage auf die Hälfte des Wertes sollte in der Regel in 4–10 s erreicht sein. Der ermittelte Wert geht nicht in Parameterbestimmungen ein. Ein Beispiel für die Dichtigkeitsprüfung ist in (► Abb. 2.28 oben) dargestellt.

Anschließend erfolgt die automatische Kalibration des **Verschiebevolumens**. In der Kabine ist eine mechanische 50-ml-Sinuspumpe eingebaut (Care-

Fusion, bei anderen Herstellern kann das Volumen differieren). Mittels dieser Sinuspumpe wird ein Verschiebevolumen von 50 ml erzeugt. Der in der Kabine befindliche Kabinendrucksensor wird auf exakt dieses Volumen kalibriert (► Abb. 2.28 unten).

2.4.4 Eingabe der persönlichen Daten

Die Eingabe der persönlichen Daten entspricht denen in der Spirometrie. Im Unterschied zur Spirometrie muss das genaue Gewicht eingegeben werden, um die Volumenverdrängung aus der Body-Kammer durch den Patienten bestimmen zu können (1 kg Körpergewicht verdrängt ~ 1 l Luft).

2.4.5 Durchführung der Messung

Für die Untersuchung nimmt der Patient auf dem Stuhl in der Kabine Platz. Die **Stuhlhöhe** ist so einzustellen, dass die Füße des Patienten komplett auf dem Kammerboden aufliegen. Bei Kindern und kleinen Patienten kommt es auch bei tiefgestelltem Stuhl vor, dass die Füße den Boden nicht berühren. Mithilfe eines „Fußtritts“ kann dieses Problem beseitigt werden. Der **Flowsensor** mit dem Bakterienfilter sollte so ausgerichtet werden, dass der Patient bequem sitzen kann und er das Mundstück ohne Beugung in aufrechter Sitzposition erreicht. Ein künstliches Gebiss behindert in der Regel nicht, jedoch ist es in manchen Fällen besser, es zu entfernen.

Die Erklärung über den Ablauf der Untersuchung beinhaltet auch die Information, dass die zur Messung geschlossene Kabinentür jederzeit von innen geöffnet werden kann.

Nun erhält der Patient die Informationen zum **Mundstück** und zur **Nasenklammer**. Zur Probe bitten wir den Patienten, die Nasenklammer aufzusetzen und das Mundstück in den Mund zu nehmen. Dabei achten wir auf einen optimalen Lippenchluss am Mundstück.

Der Patient entfernt sich anschließend wieder vom Mundstück und nimmt die Nasenklammer ab. Die Tür der Kabine wird nun geschlossen.

Es sollte eine kurze Zeit verstreichen, bevor die Messung beginnt. Der Patient wird jetzt erneut aufgefordert, die Nasenklammer aufzusetzen und an das Mundstück zu gehen. In der Regel wird bei nahezu allen Herstellern ein Spirogramm auf dem Monitor dargestellt und nach einigen Atemzügen (ca. 5–10) sollte eine **stabile Atemlage** erreicht sein.

2.4.6 Messung des spezifischen Atemwegswiderstands und der funktionellen Residualkapazität

Die Messung von spezifischer Resistance und FRC_{pleth} besteht aus 3 einzelnen Messzyklen, die in ► Abb. 2.29 als Übersichtsgrafik dargestellt sind.

Als Erstes werden die **Atemschleifen** aufgezeichnet. Für diese Untersuchung atmet der Patient ruhig ein und aus (Atemfrequenz [BF] 15–20 pro Minute). Dies sollte so lange erfolgen, bis 5 gleichmäßige Atemschleifen auf dem Monitor zu sehen sind (► Abb. 2.30). Die Atemströmung (Fluss [l/s]) sollte bei In- und Expiration im Bereich von ca. 1 l/s liegen.

In einem zweiten Messabschnitt atmet der Patient ohne Übergang weiterhin in Ruhe ein und aus. Bei einer stabilen Atemlage wird durch manuelle Aktivierung am Ende einer Ruheausatmung automatisch von der Software der Verschluss ausgelöst. Nun atmet der Patient gegen den Verschluss normal weiter. Mit diesem Manöver bestimmt man das Volumen „funktionelle Residualkapazität“ (FRC_{pleth}). Dieses Niveau entspricht der Atemmittellage. Das FRC-Manöver (► Abb. 2.31) ist mindestens 3-mal durchzuführen, um eine Reproduzierbarkeit zu gewährleisten. Die maximalen Unterschiede bei der FRC-Bestimmung sollten 300 ml nicht überschreiten.

Hinweise zur Durchführung an die MTA



In dieser Phase wird vom Patienten die höchste Kooperation gefordert. Die Erfahrung hat gezeigt, dass es in vielen Fällen sinnvoll ist, den Patienten bei dieser Untersuchung mit den Kommandos „Ein – Aus – Ein – Aus – Ein – Aus“ zu führen. Mit dieser Hilfe ist es sehr wahrscheinlich, dass der Patient weiter gegen den Verschluss atmet, bevor er bemerkt, dass er keine Luft bekommt.

Wenn der letzte Verschluss sich wieder öffnet, ist die eigentliche Messung „Bodyplethysmografie“ zu Ende.

In einem dritten Messabschnitt erfolgt das **ERV-Manöver** und anschließend die Aufzeichnung der **forcierten Spirometrie** (F/V-Kurve) mit der Bestimmung der Vitalkapazität. Details zur Spirometrie sind in Kap. 2.3 beschrieben.