

2.4.10 Interpretation

Atemwegswiderstand

Der Atemwegswiderstand (► Tab. 2.10) sollte nicht isoliert betrachtet werden, sondern nur gemeinsam mit dem spezifischen Atemwegswiderstand. Bei der Beurteilung des Atemwegswiderstands existiert für R_{eff} eine Graduierung des Schweregrads [21]. Prozentangaben für R_{eff} sind aber aus Sicht der Autoren wenig hilfreich, da aufgrund der kleinen Zahlenwerte schon kleinere Abweichungen hohe prozentuale Abweichungen verursachen.

Als Referenzwerte für sR_{eff} werden die in ► Tab. 2.11 angegebenen Prozentangaben empfohlen [21].



Vorsicht

Fehlermöglichkeiten bei der Beurteilung

- Der sR_{eff} ist bei **Lungenfibrose** in der Regel normal. Durch ein vermindertes FRC_{pleth} entsteht aber ein numerisch hoher R_{eff} . Somit wird fälschlicherweise eine Obstruktion vorgetäuscht.
- Bei **adipösen Patienten** liegt die Atemmittellage in der Nähe des RV-Niveaus. Dadurch kommt es zum vorzeitigen Verschluss kleiner Atemwege bei der Ausatmung, wodurch R_{eff} erhöht ist und die Atemschleife im expiratorischen Anteil eine typische „dreieckige“ Form aufweist. Eine leichte Erhöhung der Atemmittellage in Richtung TLC führt zu einem normalen Atemwegswiderstand.
- Der sR_{eff} ist beim **Lungenemphysem** in der Regel stark erhöht. Bei hohem FRC_{pleth} (Überblähung) entsteht numerisch ein niedriger oder sogar normaler R_{eff} . Dies täuscht eine nicht vorhandene Normalität vor.

Die Form der Atemschleife kann auf spezielle Krankheitsbilder hinweisend sein. Einige Beispiele hierzu sind in ► Abb. 2.33 dargestellt:

- Funktionsbefunde einer **Lungenfibrose (UIP) mit der typischen restriktiven Funktionsstörung** (► Abb. 2.33a): Kleine Flusskurve auf der linken Seite mit der steilen Resistenzschleife und normalem spezifischem Atemwegswiderstand auf der rechten Seite. Die „Bauchbildung“ im expiratorischen Teil der Atemschleife entsteht durch das Übergewicht des Patienten. Die Mess-

Tab. 2.10 Schweregradbeurteilung für den Atemwegswiderstand (R_{eff}).

Schweregrad	R_{eff}	Maßeinheit
leicht erhöht	0,3–<0,5	kPa × s/l
mittelgradig erhöht	0,5–1,0	kPa × s/l
schwergradig erhöht	> 1,0	kPa × s/l

Tab. 2.11 Schweregradbeurteilung für den spezifischen Atemwegswiderstand (sR_{eff}).

Schweregrad	$sR_{\text{eff}}\%$ Soll
leicht erhöht	< 170 %Soll
mittelgradig erhöht	170–350 %Soll
schwergradig erhöht	> 350 %Soll

werte kennzeichnen die restriktive Funktionsstörung mit Verminderung von VC, FEV_1 und ITGV. Die sR_{eff} ist normal.

- Funktionsbefunde einer **subtotalen Hauptbronchusstenose** (► Abb. 2.33b): Die linke Grafik zeigt dabei eine leichte restriktive Funktionsstörung bei eingeschränkter Ventilation der durch die Stenose minderventilierten Lungenbereiche, die rechte Grafik das sog. „stehende Ei“, das für eine Hauptbronchusstenose typisch ist. Bei Strömung $V=0$ (horizontale Linie) findet sich ein sog. „Phasendisplacement“, dass charakteristisch für die Hauptbronchusstenose ist. Am Beginn und am Ende der Inspiration liegen unterschiedliche Druckverhältnisse (ΔP) bei Strömung $V=0$ vor. Die Wertetabelle zeigt die Einschränkung der VC und die erhöhte spezifische Resistance.
- Funktionsbefunde eines **obstruktiven Emphysems** (► Abb. 2.33c): Die F/V-Kurve links liegt oberhalb von TLC und zeigt eine ausgeprägte Einschränkung der expiratorischen Strömung („Check Valve“). Zudem ist die VC verkleinert, was aus der Überblähung (sog. „pseudorestriktive Störung“) resultiert. Im rechten Bildteil ist die deutlich erhöhte spezifische Resistance dargestellt, mit in- und auch expiratorisch deutlich erhöhtem Widerstand sR_{eff} . Angedeutet ist im expiratorischen Anteil der Resistenzschleife die „keulenartige Golfschlägerform“ des Emphysems zu erkennen.

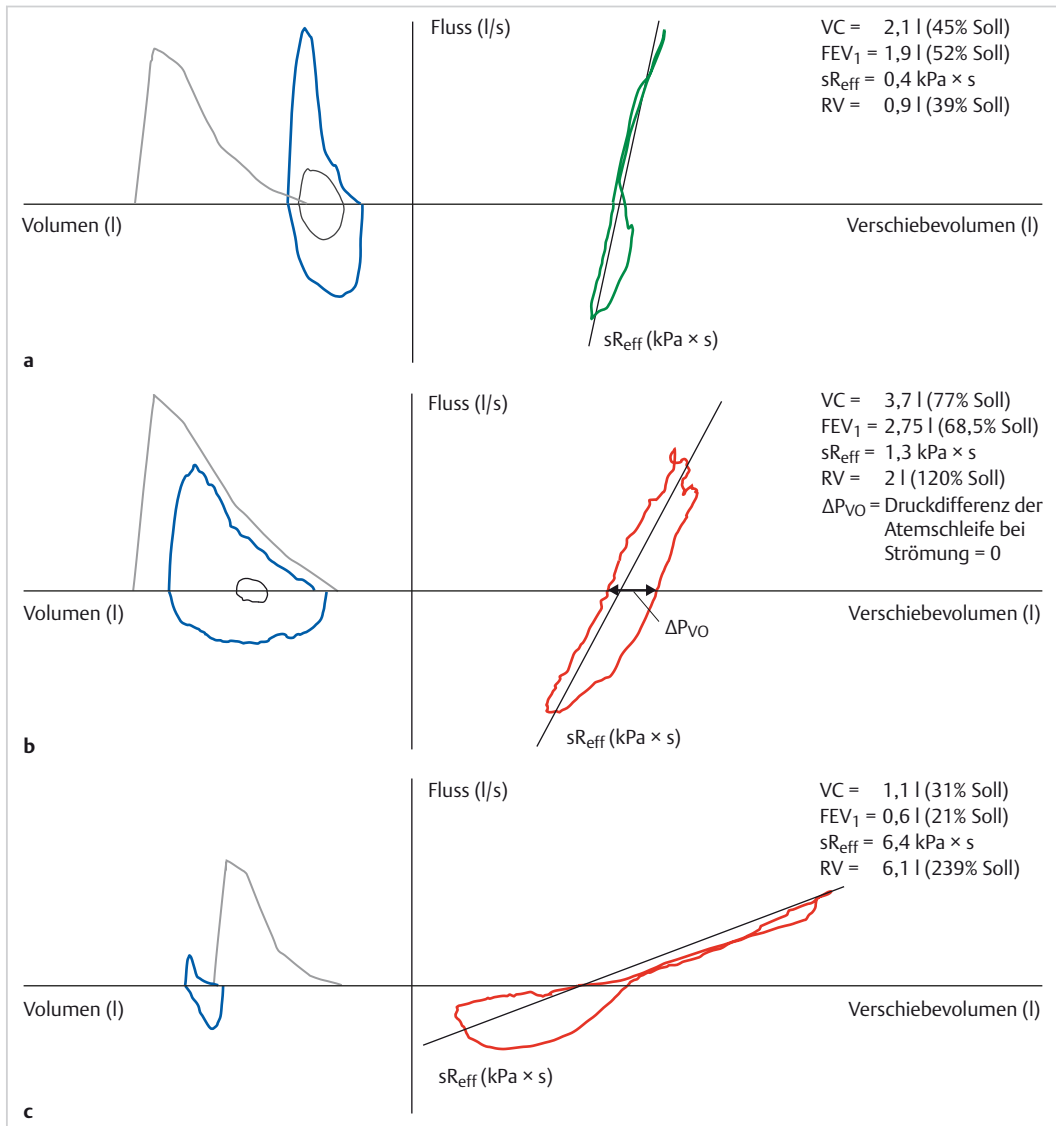


Abb. 2.33 Typische Atemschleifen und mögliche Ursachen. Die Form der Atemschleife ist vielfach auf die zugrunde liegende Erkrankung hinweisend. In den hier dargestellten Beispielen zeigt jeweils die linke Grafik die Fluss-Volumen-Kurve (expiratorischer Fluss nach oben, inspiratorischer Fluss nach unten), die rechte Grafik die Atemschleifen. Die graue Kurve in der linken Grafik stellt die expiratorische Sollwertkurve des jeweiligen Patienten zur besseren Orientierung dar. Auf der rechten Seite sind die Messwerte für beide Grafiken angegeben (VC: Vitalkapazität; FEV_1 : Atemstoß; sR_{eff} : spezifischer Atemwegswiderstand; RV: Residualvolumen).

a Idiopathische Lungenfibrose mit „Restriktion“.

b Hauptbronchusstenose links mit „stehendem Ei“ (ΔP_{VO} : Druckdifferenz der Atemschleife bei Strömung = 0).

c Schwerstes obstruktives Lungenemphysem.

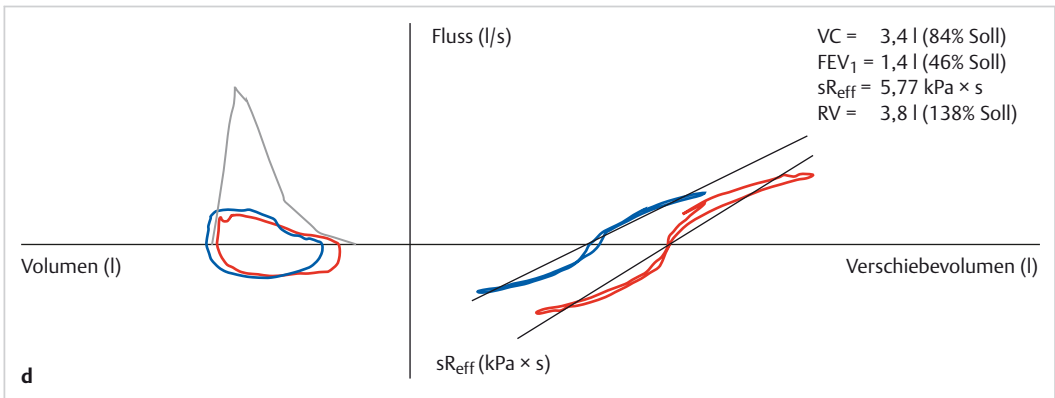


Abb. 2.33 Fortsetzung (VC: Vitalkapazität; FEV_1 : Atemstoß; sR_{eff} : spezifischer Atemwegswiderstand; RV: Residualvolumen).
d Subglottische zentrale fixierte Atemwegsstenose („Kofferkurve“).

Tab. 2.12 Beurteilung des Überblähungsgrads unter der Voraussetzung einer erhöhten totalen Lungenkapazität (TLC) für ITGV_{Soll} = FRC_{pleth} (intrathorakales Gasvolumen), RV_{Soll} (Residualvolumen), RV%TLC (Residualvolumen in % von der TLC).

Schweregrad	TLC _{Soll}	ITGV _{Soll}	RV _{Soll}	RV%TLC
leichtgradig	< 130	< 140	< 140	< 140
mittelgradig	130–150	140–170	140–170	140–170
schwergradig	> 150	> 170	> 170	> 170

- Funktionsbefunde einer **zentralen fixierten Atemwegsstenose** (► Abb. 2.33d): Auf der linken Seite ist die sog. „Kofferkurve“ dargestellt, bei der sowohl in- und expiratorische Strömungen über einen bestimmten Fluss hinaus nicht gesteigert werden können ($FEV_1 \approx PEF$). Die Resistance-Schleife rechts zeigt die Widerstandserhöhung. Charakteristisch ist dabei die S-förmige Veränderung der Resistance-Schleife: Bei Zunahme der Strömungen steigt auch der Widerstand an der Stenose überproportional an. In der Darstellung entspricht die blaue Kurve der Untersuchung vor, die rote Kurve der nach Applikation bronchodilatatorischer Medikamente: Es ist kein bronchodilatatorischer Effekt nachzuweisen, die Stenose ist fixiert.

Überblähung

Die Überblähung wird fälschlicherweise mit einem Emphysem gleichgesetzt. Sie ist jedoch Folge einer Obstruktion und kann auch bei einem Asthma bronchiale mit Obstruktion auftreten. Die Bewertung der Überblähung erfolgt anhand des Quotien-

ten **RV%TLC**. Auch bei einer Person mit hochnormalen statischen Volumina ist RV erhöht, aber RV%TLC ist normal. Das Entscheidungskriterium für eine Überblähung ist ein RV%TLC-Wert $> ULN$. Im Regelfall ist bei einer Überblähung die TLC $> 120\%$ Soll.

Die Schweregradeinteilung der Überblähung (► Tab. 2.12) erfolgt anhand von TLC, ITGV, RV und RV%TLC [4].



Vorsicht

Mit zunehmender Überblähung kommt es zu einer konsekutiven Verminderung der VC, was als „pseudorestriktive Störung“ bezeichnet wird und sehr oft fälschlich als Restriktion befundet wird. Bei Überblähung und erniedrigter (F)VC handelt sich bei normaler TLC *nicht* um eine restriktive oder eine kombinierte obstruktiv-restriktive Ventilationsstörung, sondern um eine Reduktion der ventilierbaren Volumina durch die Überblähung.

Bronchospasmolyseeffekt

Zur Beurteilung der Reversibilität dient der Grad (in %) der Abnahme von sR_{eff} und der Grad (in %) der Zunahme von FEV_1 nach Bronchodilatation. Dabei werden signifikante von nicht signifikanten Reaktionen unterschieden.

Eine signifikante Reaktion liegt nur vor, wenn sR_{eff} um $\geq 30\%$ abfällt und FEV_1 um $\geq 15\%$ oder 200 ml ansteigt (sog. 30/15-Regel). Eine **komplette Reversibilität** liegt bei Normalisierung beider Werte in den Normbereich vor.

Eine **inkomplette Reversibilität** beinhaltet zwar den signifikanten Anstieg der Werte, aber ohne Erreichen von Normwerten. Eine **partielle Reversibilität** beinhaltet den signifikanten Anstieg eines der Werte [6].

2.5 Diffusionskapazität/Transferfaktor

S. Schwarz, B. Lehnigk, W. Schwittai

2.5.1 Wozu dient die Messung und welche Aussagen sind möglich?

Hauptindikationen für die Bestimmung des Transferfaktors sind die Diagnostik und Verlaufskontrolle aller interstitiellen Lungenerkrankungen. Auch bei pulmonalen Asbestosen sowie bei der Frühdiagnostik des Lungenemphysems ist der Transferfaktor ein sensibler Parameter. In den letzten Jahren ist die Bestimmung des TLCO als Parameter für die Globalfunktion der Lunge auch Standard bei der präoperativen Beurteilung von Patienten vor Lungenresektionen geworden.

Die Messung der **Diffusionskapazität** TLCO (angloamerikanisch DLCO = Diffusion) beschreibt den Übertritt (Transfer) von O_2 aus den Lungenbläschen (Alveolen) in die Lungengefäße (pulmonales Kapillarnett). In Europa ist der Begriff „TLCO = Transferfaktor“ für Kohlenmonoxid (CO) gebräuchlich. Der Vorteil dieser Bezeichnung ist, dass mit dem Begriff Transfer alle Faktoren enthalten sind, die zu einer Störung des Sauerstoffübertritts führen. Im Folgenden werden wir daher für die Diffusionskapazität den Begriff **Transferfaktor** (TLCO) verwenden.

Bei dieser Messmethode [26], [27] wird jedoch nicht die Diffusionsfähigkeit von O_2 untersucht, da dies methodisch schwierig ist. Es wird als Ersatzgas Kohlenmonoxid (CO) verwendet. CO kommt

normalerweise im Blut und in der Atmosphäre nicht vor, verhält sich aber sehr ähnlich wie O_2 .

Die Diffusionskapazität der Lunge definiert sich aus der CO-Gasmenge, die pro Zeiteinheit und Partialdruckdifferenz zwischen Alveolarluft und dem pulmonalem Kapillarblut durch die alveolokapilläre Membran diffundiert ist. Je weniger CO in der Ausatemluft gemessen wird, desto mehr CO wurde aus den Lungenbläschen in das Kapillarnett abtransportiert und an das Hb gebunden. Je geringer also das CO in der Ausatemluft ist, desto höher ist der TLCO.

In die Messung gehen folgende **Faktoren** ein (► Abb. 2.34):

- Verteilung des Gases im Alveolarraum (ventilatorische Distribution)
- Austauschfläche und Dicke der Membran
- Lungendurchblutung (Kapillarnett)
- Hämoglobin (Hb)

Die **Höhe der „Diffusion“** hängt von folgenden Faktoren ab [25]:

- Differenz zwischen Partialdruck in der Alveolarluft und kapillärem Blut
- Dicke der Gewebsschichten
- Größe der Oberfläche, die für die Diffusion zur Verfügung steht
- spezifische Gewebeeigenschaften
- Gefäßbett

Somit wirken sich **Erkrankungen** negativ auf die „Diffusion“ aus, die eines oder mehrere der folgenden Kennzeichen aufweisen:

- verdickte Alveolarwand
- verdickte Kapillarwand
- Ödem zwischen den Membranen
- intraalveoläres Ödem
- Dilatation der Kapillaren
- Erweiterung der Alveolen (Emphysem)

Korrektur auf Hämoglobin

Für die Größenordnung der Diffusionskapazität ist selbstverständlich auch die „Menge“ an Hb mitbestimmend (entspricht der Diffusionsfläche im Blut), die in 100 ml Blut vorhanden ist (Normalwert: Frauen 13,6 g/100 ml, Männer 14,5 g/100 ml). Durch die Eingabe des individuellen Hb-Werts wird der Transferfaktor korrigiert (TLCO s_b , c = korrigiert).

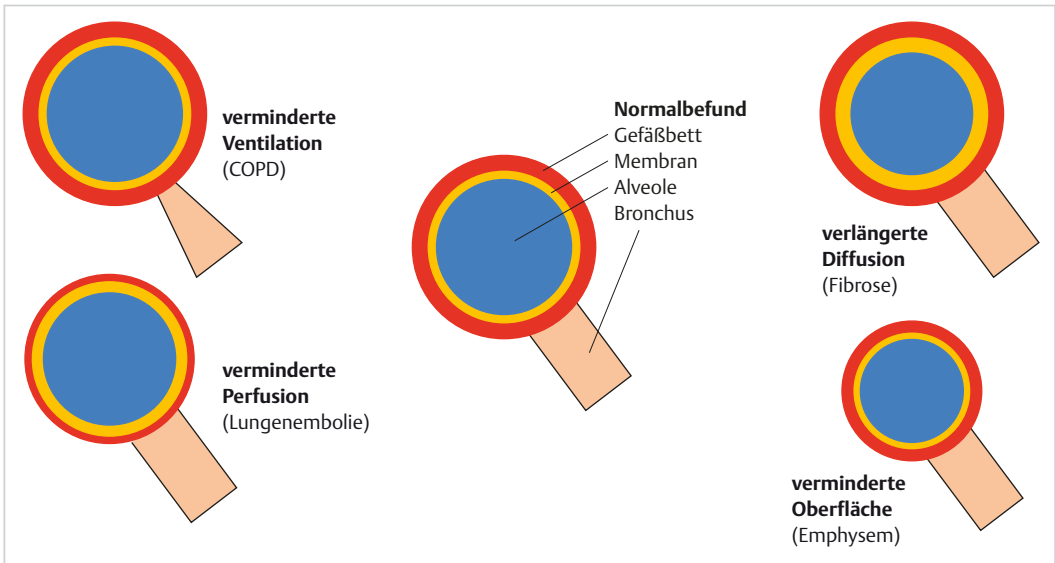


Abb. 2.34 Ursachen für eine verminderte Diffusionskapazität. Schematische Darstellung. In der Mitte der Normalbefund mit Bronchus, Alveole, Membran, Gefäßbett. Verteilungsstörung bei Lungenemphysem, Diffusionsstörung bei Fibrose durch verdickte Membran, verminderte Lungendurchblutung (z. B. Lungenembolie) und verminderte Oberfläche bei Emphysem und Fibrose (COPD: chronisch obstruktive Lungenerkrankung).

Korrektur auf Alveolarvolumen

Um den Einfluss von Volumeneffekten (z. B. bei Pneumektomie, Atelektase) auf den Transferfaktor zu korrigieren, wird dieser auf das vorhandene Alveolarvolumen ($\dot{V}_A$) bezogen ($TLCO/\dot{V}_A$ sb_c). Dieser Quotient wird auch als Krogh-Faktor (KCO) bezeichnet.

Merke

- $TLCO$: Transferfaktor
- $TLCO_c$: Korrektur des Transferfaktors auf Hb
- $TLCO/\dot{V}_A$: Korrektur des Transferfaktors auf das $\dot{V}_A$
- $TLCO_c/\dot{V}_A$: Korrektur des Transferfaktors auf das $\dot{V}_A$ und das Hb = KCO

Spezialwissen

Der **Gastransfer durch die alveolokapilläre Membran** folgt dem Fick'schen Diffusionsgesetz:

$$\frac{Q}{t} = \frac{K \times F \times \Delta P}{l}$$

Die Diffusion ist ein passiver Vorgang des Konzentrationsausgleichs durch eine semipermeable Membran. Dabei ist die transportierte Stoffmenge (Q) in einer Zeiteinheit (t) proportional der Diffusionskonstante des Gases (k), der Diffusionsfläche (F) und dem Gasdruckgefälle (ΔP) und indirekt proportional der Wegstrecke (l). K , F und l sind in der Lunge nicht bestimmbare Faktoren, von denen die Diffusion abhängt. K , F und l sind Teile der Diffusionskapazität (= $TLCO$).

Für die **Diffusion von Sauerstoff** ergibt die Gleichung nach Umstellung:

$$\dot{V}O_2 = \frac{K \times F}{l} \times \Delta P$$

Dabei ist:

$$\frac{K \times F}{l} = TLCO_2$$

Die Bestimmung des Transferfaktors für O₂ (TL_{O₂}) ist durch die Schwierigkeit bei der Bestimmung der pulmonal-kapillären O₂-Konzentration (cO₂) nicht in der Routine anwendbar. Man verwendet daher als Testgas CO, das in der Blutphase praktisch nicht vorhanden ist ([cCO] = 0). Der Kohlenmonoxid-Hämoglobin-Wert (CO-Hb) ist mit einem CO-Oxymeter leicht zu bestimmen. Dies ist insbesondere bei Rauchern wichtig, um eine Korrektur des TLCO zu ermöglichen, da die Annahme cCO = 0 nicht mehr gilt.

$$TLCO = \frac{\dot{V}_{CO}}{PA - cCO} \text{ mit } cCO = 0$$

2.5.2 Vorbereitung des Messsystems

Die auf dem Markt vertretenen Hersteller haben unterschiedliche Lösungen für Hardware und Techniken zur Messung des Gastransferfaktors entwickelt. Die Details des herstellerspezifischen Ablaufs der Messung müssen nach der jeweiligen Bedienungsanleitung erfolgen. An dieser Stelle soll lediglich das allgemeine Messprinzip dargestellt werden.

Für einen funktionierenden Messablauf ist es entscheidend, die gesamten Komponenten der Messeinheit in der richtigen Reihenfolge (► Abb. 2.35) zusammenzufügen.

2.5.3 Volumen- und Gaskalibration

Der **Flussmesser** (Pneumotachograf) ist nach Anweisung (Kap. 2.3) zu kalibrieren. Wird ein Bakterienfilter benutzt, ist eine Volumenkalibration mit dem Bakterienfilter notwendig.

Die **Gaskalibration** für die Diffusionsmessung sollte *unmittelbar* vor der ersten Untersuchung durchgeführt werden. Vor jeder Kalibration müssen die Umgebungsbedingungen aktualisiert werden. Grundsätzlich sollte im Abstand von 3 h eine erneute Gaskalibration durchgeführt werden, um einem möglichen Drift der Gasanalysatoren entgegenzuwirken.

Nach jedem **Gasflaschenwechsel** des Kalibrations- und Testgases ist es sehr wichtig, die aktuellen Gaskonzentrationen der neuen Gasflasche in die Software einzugeben. Die Durchführung der Gaskalibration ist von Hersteller zu Hersteller unterschiedlich. Es wird daher empfohlen, nach der Bedienungsanleitung vorzugehen.

Die **Höhenkorrektur** muss erfolgen, um falschhohe TLCO-Werte zu vermeiden.

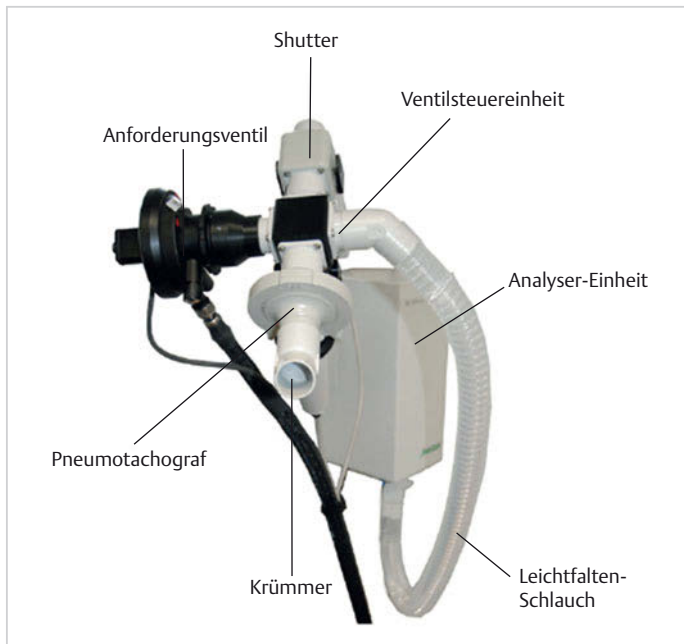


Abb. 2.35 Messeinheit MS Body/Diffusion. (Quelle: CareFusion GmbH)

2.5.4 Eingabe der persönlichen Daten

Die Eingabe der persönlichen Daten entspricht jenen in der Spirometrie (Kap. 2.3). Zusätzlich muss der Wert für Hämoglobin aus der oxymetrischen Bestimmung oder aus dem Blutbild eingegeben werden.

2.5.5 Grundprinzip der Messung

Das Grundprinzip der Untersuchungsmethode bei der Standarddiffusion (CO, Helium [He]) besteht darin, dass nach einer maximalen Ausatmung ein Testgasgemisch bis zur TLC eingeatmet wird (V_{in} : inspiriertes Volumen). Es folgt eine Atemanhaltezeit von optimal 10 s nach zügiger Einatmung. In dieser Zeit erfolgt der Übertritt von CO aus der Alveole in die Kapillare. Anschließend erfolgt eine zügige Ausatmung und die Ausatmungskonzentration der Alveolarluft wird gemessen.

Das CO wird bei der Einatmung mit dem RV vermischt. Wir kennen die Konzentration vor Einatmung, jedoch nicht die Verdünnung durch das RV. Um diesen Verdünnungsgrad zu bestimmen, benötigen wir ein Gas, das nicht diffundiert, sondern sich nur verdünnt: Helium (He), Azetylen (C_2H_2) oder Methan (CH_4).

Über den so bestimmten **Verdünnungsfaktor** von He kann die Konzentration von CO im Alveolarraum bestimmt werden. Jetzt kennen wir die Ausgangskonzentration von CO im Alveolarraum vor der Diffusion. Nach der Atemanhaltezeit bestimmen wir die Konzentration von He und CO in

der Alveolarluft bei der Ausatmung. Mittels des dann bekannten Verdünnungsgrads von He und damit auch von CO kann die Menge des diffundierten CO bestimmt werden. Zusätzlich lässt sich über den Verdünnungsgrad des Testgases He das **Residualvolumen (RV-He)** bestimmen.

Die Bestimmung des Transferfaktors kann mit unterschiedlichen Messmethoden erfolgen. Per **Einatemzugmethode Single Breath (sb)**:

- Diffusionskapazität sb mit CO-He
- Diffusionskapazität sb (Realtime) mit CO und z. B. Methan
- Diffusionskapazität Intrabreath ohne Atemanhaltenanöver

2.5.6 Durchführung der Messung

Diffusionskapazität Single Breath (CO/He)

Für die Untersuchung (► Abb. 2.36) ist es notwendig, dass der Patient ein aus CO, He und Raumluft bestehendes Gasgemisch einatmet. Ausgehend von normaler Ruheatmung wird der eigentliche Messvorgang durch eine maximale Ausatmung bis zum RV eingeleitet, worauf eine maximale Einatmung erfolgt. Das Atemmanöver gleicht im Prinzip der Spirometrie.

Während der **Einatmung** gelangt das vorgefertigte Gasgemisch in die Lunge des Patienten. Der Patient hält jetzt für 10 s die Luft an. Da bereits ein Teil der Einatemzeit zur Verschlusszeit von 10 s angerechnet wird, sollte die Einatmung zügig erfolgen. Bei 30 % der eingeatmeten Vitalkapazität

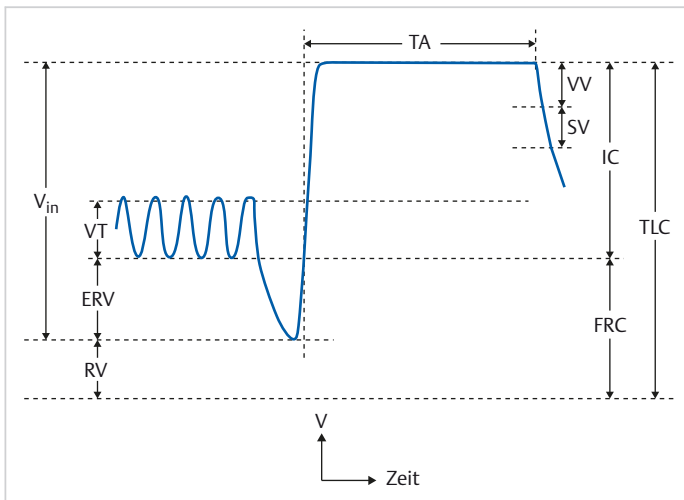


Abb. 2.36 Messablauf der Diffusion Single Breath (sb). (ERV: expiratorisches Reservevolumen; FRC: funktionelle Residualkapazität; IC: inspiratorische Kapazität; RV: Residualvolumen; SV: Sammelveolumen; TA: Apnoezeit; TLC: totale Lungenkapazität; V: Volumen; V_{in} : inspiriertes Volumen; VT: Atemzugvolumen; VV: Verwerfvolume).

beginnt die Messzeit (Anhaltezeit), weil sich zu diesem Zeitpunkt bereits Testgas in den Alveolen befindet und die Diffusion bereits beginnt. Gleiches gilt für die Ausatemzeit.

Valide Ergebnisse kann man nur erzielen, wenn **mindestens 90 % der VC** eingeatmet wird. Dazu ist eine vorhergehende Spirometrie notwendig, um die IVC zu bestimmen. Einige Hersteller bieten hierfür einen optischen Vergleich zwischen VC (aus vorangegangener Spirometrie) und aktueller V_{in_SB} auf dem Bildschirm an.

Nach einer **Atemanhaltezeit** von 10 s muss wieder zügig ausgeatmet werden. In der Regel werden die ersten 750 ml der ausgeatmeten Luft verworfen, da sie nur bedingt am Gasaustausch teilgenommen haben. Weitere 750 ml werden auf ihre Konzentrationen für He und CO analysiert und die Zielparameter werden automatisch berechnet.

Hinweise zur Durchführung an die MTA

Patientenanleitung im Funktionslabor zur Durchführung der Diffusion (sb)

- „Ruhig ein- und ausatmen ...“
- „Jetzt ganz tief ausatmen ...“
- „Maximal tief einatmen, bis zur Linie auf dem Monitor ...“ (entspricht VC)
- „Anhalten, anhalten ...“ (am besten zählen: 10, 9, 8, ... 1 ... 0)
- „Jetzt schnell ausatmen.“

Merke

Der Patient muss 10 s die Luft anhalten können und eine minimale VC von 1,5 l haben.

Messgaskonzentrationen bei sb-Standard:

- CO < 0,3 %
- He ca. 10 %

Diffusionskapazität Single Breath (Realtime)

Der Messvorgang entspricht der vorbeschriebenen sb-Messung (CO/He).

Nach der Atemanhaltezeit von 10 s wird wieder zügig ausgeatmet. Das ausgeatmete Gas wird im

Echtzeitverfahren (Realtime) analysiert (► Abb. 2.37) und die Zielparameter werden automatisch berechnet. Durch das Echtzeitverfahren wird sichergestellt, dass das Totraumvolumen verworfen und nur das Alveolargas analysiert wird. Bei Patienten mit sehr kleiner VC (Herstellerangaben beachten) werden sowohl „Verwerfvolumen“ als auch das alveolare „Sammelvolumen“ automatisch angepasst.

Diffusionskapazität Intrabreath

Bis zur maximalen Einatmung ist der Messablauf mit beiden vorher beschriebenen Methoden vergleichbar. Es erfolgt aber kein Atemanhalten (Apnoezeit).

Nach der maximalen Einatmung (► Abb. 2.38) muss der Patient *langsam* und – ganz wichtig – *gleichmäßig* maximal ausatmen. Das ausgeatmete Gas wird im Echtzeitverfahren (Realtime) analysiert und die Zielparameter werden automatisch berechnet. Durch das Echtzeitverfahren wird sichergestellt, dass das Totraumvolumen verworfen und nur das Alveolargas analysiert wird. Mit dieser Methode ist es möglich, durch die Zugabe von Acetylen (C_2H_2) das Herzzeitvolumen (Q_t) zu bestimmen (► Abb. 2.38 rechter Teil).

Funktionelle Residualkapazität

Die Bestimmung des RV-He (oder RV-Methan) erfolgt als Fremdgasverdünnungsmethode. Das FRC aus dieser Messung wird dann durch Addition von ERV berechnet.

Ein deutlich kleineres RV aus der Diffusion als das RV aus der Bodyplethysmografie weist auf gefesselte Luft (Trapped Air) hin.

Merke

Für ein valides Messergebnis ist es erforderlich, dass bei Bodyplethysmografie und Diffusionskapazität ein maximales ERV bestimmt wird (Plateau am Ende der Ausatmung). Im Idealfall sind beide Residualvolumina wie natürlich auch die Sollwerte gleich. Im „Normalfall“ ist das Residualvolumen (RV_{SB}) jedoch kleiner als das Residualvolumen (RV) aus der Bodyplethysmografie.

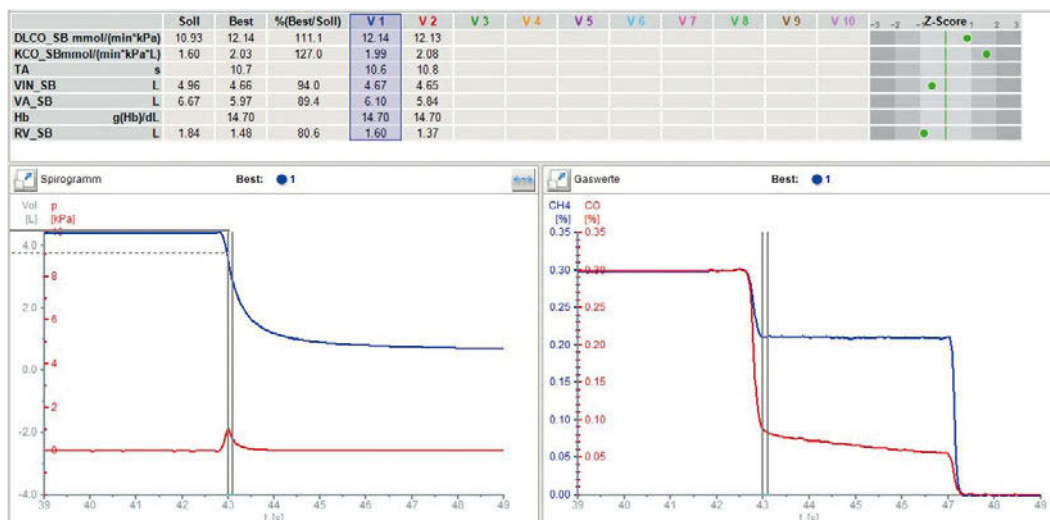


Abb. 2.37 Messgasanalyse. Diffusion Realtime (CareFusion). Bereits während der Ausatmung werden die Messgase (rechts) analysiert (DLCO_SB: TLCO_{SB} = Diffusionskapazität Single Breath; Hb: Hämoglobin; KCO_SB: Krogh-Faktor; RV_SB: Residualvolumen [RV]; TA: Atemanhaltezeit; VIN_SB: eingeatmetes Volumen; VA_SB: Alveolarvolumen).



Abb. 2.38 Messablauf der Diffusion Intrabreath (sb). Bei dieser Messmethode muss der Patient nicht über 10 s die Luft aufhalten. Nach der maximalen Einatmung wird der Patient aufgefordert, ganz langsam und kontinuierlich mit gleichbleibendem Fluss auszusatmen (DLCOIB: Diffusionskapazität Intrabreath; HR: Herzfrequenz; KCOIB: Krogh-Faktor; Qt: Lungenperfusion; Sv: Schlagvolumen; VA max: Alveolarvolumen; VIN-IB: eingeatmetes Volumen).