

# Technik und Aussagemöglichkeiten von Atmungsmodellen

## Der Hagener Lungensimulator

### Technique and Clinical Importance of Breathing Wave Generators The Hagen Lung Simulator

#### Autoren

K. H. Rühle<sup>1</sup>, D. Karweina<sup>2</sup>, U. Domanski<sup>1</sup>, G. Nilius<sup>1</sup>

#### Institute

<sup>1</sup> Klinik für Pneumologie, HELIOS-Klinik Ambrock Hagen, Universität Witten-Herdecke

<sup>2</sup> Fachbereich Elektrotechnik und Informationstechnik, Fachhochschule Südwestfalen, Hagen

eingereicht 1. 8. 2012  
akzeptiert nach Revision  
17. 8. 2012

#### Bibliografie

DOI <http://dx.doi.org/10.1055/s-0032-1325665>  
Online-Publikation: 17.9.2012  
Pneumologie 2012; 66: 579–583  
© Georg Thieme Verlag KG  
Stuttgart · New York  
ISSN 0934-8387

#### Korrespondenzadresse

**Prof. Dr. med. Karl-Heinz Rühle**  
HELIOS-Klinik Ambrock  
Klinik für Pneumologie  
Ambrockerweg 60  
58091 Hagen  
Klinik-Ambrock.Pneumo@t-online.de

#### Zusammenfassung



In den letzten Jahren wurden verschiedene Vergleiche von Beatmungsgeräten zur invasiven und nicht invasiven Beatmung bzw. automatischen kontinuierlichen Überdrucktherapie (APAP) vorgestellt. Zum Einsatz kamen Simulationen mit unterschiedlichsten Prüfabläufen. Simulationen sind immer dann besonders hilfreich, wenn identische Atmungsmuster mehrfach abgerufen werden sollen. Im Folgenden wird nach einer Übersicht über die bisherigen Entwicklungen von Fluss- bzw. Lungensimulatoren anderer Arbeitsgruppen sowie über die eigenen Arbeiten bzw. Erfahrungen in Hagen berichtet. Zur Untersuchung von automatischen CPAP-Geräten wurde ein in Eigenentwicklung gebauter Simulator verwendet, mit dem die Atemmechanik sowie die Obstruktion der oberen Luftwege modelliert und somit jedes beliebige Flussmuster reproduziert werden kann. Aus dem unterschiedlichen Verhalten der automatisch reagierenden CPAP-Geräte bzgl. Druckdynamik können wichtige Rückschlüsse auf die reale klinische Situation gezogen werden.

#### Einleitung



Die Simulation von realen Vorgängen ist aus verschiedenem Grund sinnvoll. Oftmals werden Situationen simuliert, die unter realen Bedingungen gefährliche oder tödliche Folgen haben könnten wie Fahrsimulationen oder Crash-Tests. Einer der großen Vorteile von Simulatoren besteht darin, den simulierten Vorgang (Prozess) unbegrenzt wiederholen zu können. Dies ist bei Vergleichsuntersuchungen von z. B. Geräten zur invasiven und nicht invasiven Beatmung besonders hilfreich [1,2,3].

Um entsprechende Simulatoren konstruieren zu können, muss zuerst eine Vorstellung des zu simulierenden Prozesses entwickelt werden. Danach wird der Prozess in einem Modell realisiert.

#### Summary



In recent years, several comparisons of ventilators for invasive and noninvasive mechanical ventilation or automatic continuous pressure therapy (APAP) were published. Simulations were used with different test sequences. Simulations are particularly helpful when identical breathing patterns should be reproduced several times. In the following we report on recent developments of flow- and lung simulators from other groups and present our own experiences in Hagen. To study automatic CPAP devices we applied a custom-made simulator which reproduces the obstruction of the upper airway and any breathing waveform. From the different behavior of automatic CPAP devices concerning pressure dynamics important conclusions can be drawn about the real clinical situation.

Meistens erfolgt heute die Steuerung des Simulators mittels Computerprogrammen. In der VDI-Richtlinie 3633 wird Simulation folgendermaßen definiert: "Simulation ist das Nachbilden eines dynamischen Prozesses in einem System mit Hilfe eines experimentierfähigen Modells, um zu Erkenntnissen zu gelangen, die auf die Wirklichkeit übertragbar sind."

In den letzten Jahren wurde eine Vielzahl von intelligenten Beatmungsgeräten entwickelt, die mit unterschiedlicher Software gesteuert werden. Der Nutzer ist häufig nicht in der Lage, die Reaktion der Geräte zu beurteilen [4]. Eine Überprüfung der Algorithmen beim Patienten ist praktisch nicht möglich, da diese unterschiedlichste, nicht reproduzierbare Atmungsstörungen entwickeln. Um eindeutige Aussagen treffen zu können,

**Tab. 1** Vor- und Nachteile von Lungen- bzw. Flowsimulatoren.

Vorteile
Unabhängigkeit von biologischer Variabilität
gute Reproduzierbarkeit des Prozesses
Messtechnik optimal verwendbar
Möglichkeit des Zusammenfügens verschiedener Atmungsmuster
Nachteile
hoher technischer Aufwand
Simulation der Pathophysiologie nicht in allen Einzelheiten reproduzierbar
klinische Übertragbarkeit der Ergebnisse nur eingeschränkt möglich
klinische Wertigkeit nur schwer prüfbar

sind aber identische, wiederholbare Ereignisse erforderlich (• **Tab. 1**).

Das gilt insbesondere für die Untersuchung der Funktionsweise automatischer CPAP-Geräte, die im Rahmen von klinischen Untersuchungen wegen der hohen Variabilität der schlafbezogenen Atmungsstörung nur schlecht zu vergleichen sind. Mit einem computergestützten Simulator sollte es möglich sein, verschiedene Atemmuster zu reproduzieren, sodass das Druckverhalten von APAP-Geräten beurteilt werden kann.

## Die verschiedenen Atmungssimulatoren

In der Literatur sind verschiedene Modelle zur Erzeugung von in der Schlafphase auftretenden Atmungsmustern beschrieben.

### Atmungsmustergenerator (open loop)

Als einer der ersten entwickelten Farré et al. einen „Atmungsmustergenerator“ mit einer servokontrollierten Pumpe, der beliebige Muster von Atmungsflüssen reproduzierte [5]. Zusätzlich konnte den Atmungskurven mit einem Lautsprecher höherfrequentes Schnarchen aufmoduliert werden. Die bei der Applikation von Nasenmasken häufig entstehende Leckage durch Mundöffnung und Verrutschen oder schlechtem Sitz wurde durch eine Öffnung mit einem 6 mm großen Durchmesser dargestellt. Fluss- und Drucksignale verschiedener APAP-Geräte wurden mittels Pneumotachograph und Drucktransducer registriert und für weitere Analysen im Rechner gespeichert.

Der in dieser Studie simulierte Prozess einer APAP-Therapie entspricht nur teilweise der Realität. Wird bei einem Patienten der Beatmungsdruck erhöht, erweitern sich die oberen Atemwege und die Apnoen und Hypopnoen werden eliminiert. Bei der Untersuchung von Farré handelte es sich um einen nicht rückgekoppelten Prozess, d. h. der Simulator reagierte nicht auf die Druckerhöhung und produzierte weiterhin die Atmungsstörungen (Open loop). Es konnte demnach nicht getestet werden, wie vom APAP-Gerät auf die sekundäre Antwort reagiert wurde.

### Schnarchdetektion

In einer weiteren Vergleichsstudie wurde speziell die Schnarchdetektion der APAP-Geräte überprüft [6]. Der „atmende Patient“ wurde mit einem Beatmungsgerät und einer Zwei-Kammer-Testlunge (Michigan) simuliert. Mit einem Lautsprecher wurden während jeder Inspirationsphase Druckoszillationen von einer Sekunde Dauer erzeugt. Die Frequenz des Schnarchgeräusches variierte zwischen 30, 60, 90 und 120 Hz. Durch Absenken der Druckamplitude konnte die Schwelle identifiziert werden, bei der das Schnarchen gerade noch detektiert werden kann.

### Closed Loop Simulation mit Starling Resistor

Die Reaktion eines APAP-Gerätes auf die Abnahme des Widerstandes der oberen Atemwege bei Druckerhöhung kann in einem closed loop-Experiment überprüft werden. In der Versuchsanordnung wurden die oberen Atemwege mittels eines Starling-Resistors abgebildet [7]. Dieser bestand aus einem kollabilen Schlauch, der luftdicht in einer zylindrischen Kammer (22 × 9 cm) befestigt wurde. Die eine Seite (Tracheaseite) wurde mit einer Pumpe verbunden, die sinusoidale Flussmuster erzeugte. Die andere Seite (Nasenseite) wurde mit dem APAP-Gerät verbunden. Der Druck in der zylindrischen Kammer wurde mit einem Gebläse, das einen Überdruck bzw. einen Unterdruck erzeugte, verändert, sodass damit der Umgebungsdruck im Oropharynx simuliert wurde. Die Eigenschaft des verwendeten Schlauchs (als Ersatz für den Oropharynx) konnte durch Messung des closing pressure charakterisiert werden. Dabei wurde der Umgebungsdruck in der Kammer auf 0 gesetzt und auf der Nasenseite ein zunehmend negativer Druck appliziert. Der Unterdruck im Schlauch (closing pressure), der zu einem kompletten Kollaps des Schlauches führte, lag bei -2,2 cm H<sub>2</sub>O.

### Simulation von Flusskonturen

Die APAP-Geräte sollten nicht nur auf die Verminderung der Flussamplitude, sondern auch auf eine Veränderung der Flusskontur mit einer Druckerhöhung reagieren [8]. Bei freien Atemwegen beobachtet man eine gerundete Fluss-Zeit-Kurve, eine Abflachung findet man als diskretes Zeichen einer leichten Obstruktion oder bei Schnarchen und Hypopnoen. Mit einem servogesteuerten Ventil und einer Michigan-Zweikammer-Testlunge wurden verschiedene Flussformen generiert, u. a. Flussformen wie beim „upper airway resistance syndrome“ (UARS).

### Simulation von Obstruktion der oberen Luftwege

Manche APAP-Geräte differenzieren mit der sogenannten forcierten Oszillationstechnik (FOT) zwischen geschlossenen und offenen Apnoen [9]. In dem von Rigau et al. entwickelten Lungen-simulator wurde eine Blende eingebaut, die simultan mit der Atmung die Öffnung und damit den Widerstand des obstruierenden Ventils veränderte [10]. Gegenüber dem Einsatz eines Starling-Resistors hat diese Methode den Vorteil, dass genau diejenigen Flusskurven simuliert werden können, die bei Patienten gemessen wurden. Die mit dem Starling Resistor erzeugten Kurven sind dagegen von verschiedenen Einflussfaktoren, u. a. von den elastischen Eigenschaften des kollabilen Schlauchs abhängig. Allerdings wird auch hier der Verlauf der Flusskurven durch den Flussgenerator bestimmt. Die Blende dient lediglich dazu, einen Widerstand zu simulieren, der in etwa dem mittleren Widerstand beim Patienten während der Atmungsstörung entspricht. Durch die Reaktion des Simulators auf eine Druckerhöhung mit verändertem Flussmuster besteht die Möglichkeit, die APAP-Geräte rückgekoppelt im closed loop Modus zu analysieren.

### Aktiver Lungen- und Obstruktions-Simulator ALOSI

Ein weiterer Simulator (ALOSI) enthält einen beweglich gelagerten Gummischiebenbalg in einem luftdicht verschlossenen Gehäuse, der durch Über- bzw. Unterdruck bewegt werden kann, sodass in- und expiratorische Flüsse entstehen [11]. Der Oropharynx wird durch einen Silikon-schlauch gebildet, der durch Überdruck bis zum vollständigen Verschluss komprimiert werden kann. Leichte, mittlere und schwergradige Obstruktionen werden durch Querschnittsverengungen von 30, 60 und 90 % dargestellt. Durch eine entsprechende Computersteuerung werden

die Atemfrequenz und das Verhältnis von In- zu Expiration frei eingestellt. Anhand verschiedener Kennzahlen wurde ein standardisiertes Testverfahren zur Evaluation der Leistungsfähigkeit von APAP-Geräten entwickelt. Für die Testung der einzelnen Geräte werden verschiedene physikalische Messgrößen vorgeschlagen, die in Relation zu vorgegebenen Sollwerten gesetzt werden. Für das stationäre Verhalten werden 2 Kenngrößen G und K beschrieben. Die Genauigkeit G des am Gerät eingestellten Drucks wird mit dem tatsächlich gemessenen Druck überprüft. Für die Beurteilung der Güte der Druckkonstanz K über einen Atemzug wurde eine mittlere kleinste Druckschwankung von 0,3 mbar ermittelt und als Sollwert festgelegt. Jede größere Druckschwankung mit Abweichung vom Sollwert verschlechtert das Ergebnis. Das dynamische Druckverhalten wird mittels weiterer 3 Kenngrößen beschrieben. Die Dynamik der Druckregelung D wird mit der Zeit bis zum Druckanstieg um 1 mbar bei einem vorgegebenen obstruktiven Ereignis im Vergleich zu einem Sollwert charakterisiert. Ähnliches gilt für die Druckabsenkung nach Elimination bzw. Verschwinden der Atmungsstörung, die mit anderen Sollwerten getrennt ermittelt werden sollte. Die Kennzahl F beschreibt den Maximalwert des Inspirationsflusses bei obstruktiven Ereignissen und die Kennzahl T die Zeit bis zur Reaktion mit Druckerhöhung des Gerätes auf die eingetretene Obstruktion. In einem Modellversuch wurden insgesamt 8 APAP-Geräte verglichen und im Testprofil z.T. erhebliche Abweichungen von den Sollwerten ermittelt. Die Problematik bei diesen Vergleichen besteht darin, dass Sollwerte für das ideale Regelverhalten nicht bekannt sind. Zusammenfassend handelt es sich bei diesem Vorgehen um einen wichtigen Schritt, um allgemeingültige Bewertungsrichtlinien für APAP-Geräte zu schaffen.

### Hagener Lungensimulator

Eigenentwicklungen besitzen den Vorteil, dass eigene Konzepte und während des Entwicklungsprozesses neugewonnene Erkenntnisse in das Projekt eingebaut werden können. Medizinische Geräte, deren Wirkungsweise häufig als Black Box erscheint, können bzgl. der Funktion ihrer Algorithmen analysiert werden. Wir entwickelten deshalb einen Simulator, der die Flüsse sowie die Atemwegswiderstände von verschiedenen Atmungsstörungen generieren kann. Damit ist es möglich, die Reaktion z.B. der marktgängigen APAP-Geräte, aber auch Geräte zur nicht-invasiven Beatmung zu vergleichen und für die klinische Realität Schlüsse zu ziehen.

### Graphische Benutzeroberfläche

Eines unserer Ziele ist die Zusammenstellung von Atmungskurven „klassischer Patienten“. Um Flusskurven, die für eine Simulation benötigt werden, aus einer Originalaufzeichnung auswählen zu können, ist eine graphische Benutzeroberfläche hilfreich. Aktuell steht uns ein Programm zur Verfügung, das ein einfaches Datenhandling mit Auswahl verschiedener Zeitmaßstäbe und Skalierungen der Kurven erlaubt.

Bei längeren polysomnographischen Aufzeichnungen über mehrere Stunden treten immer wieder Fluss-Artefakte auf, die eine Simulation unmöglich machen, da es zu erheblichen Verschiebungen der Atemmittellage kommt. Würden diese Fluss-Kurven ohne Bearbeitung auf den Simulator übertragen, würde die Kapazität der Pumpe überschritten und der Stempel am Ende des Zylinders anstoßen. Diese Kurvenabschnitte müssen deshalb aus der zu übertragenden Aufzeichnung entfernt werden. Dies er-

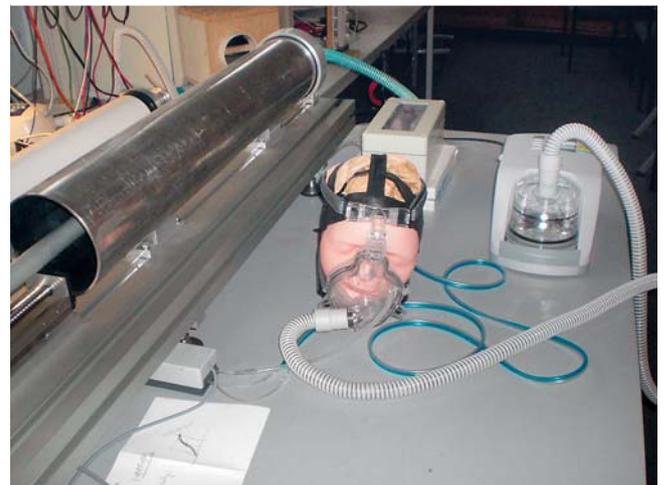
reicht man am besten dadurch, dass man eine neue Datei generiert, die diese Artefaktabschnitte nicht enthält. Hierfür steht uns ein speziell für diese Aufgabe entwickeltes Programmwerkzeug zur Verfügung, mit dem man die interessierenden Kurven in der Originalaufzeichnung markiert, kopiert und in ein neues File einfügt. Hat man mehrere Kurvenabschnitte zur Verfügung, muss das Kurvenende des ersten Kurvenabschnitts und der Anfang des zweiten Kurvenabschnitts zusammengefügt werden. Durch Festlegen von Kontrollpunkten und Tangentialpunkten kann ein geglätteter Übergangsbereich (Bézier-Kurve) zwischen beiden Abschnitten berechnet werden.

### Technisches Design

Im Gegensatz zu anderen Simulatoren wählten wir eine Kolbenpumpe, mit der das individuelle Lungenvolumen des Patienten eingestellt werden kann. Neben dem großen Volumen hat sie den Vorteil, dass die Volumenänderung linear mit der Kolbenveränderung verläuft und eine laminare Strömung entwickelt [12]. Mittlerweile besteht der Zylinder aus Edelstahl. Der Kolben wird durch einen Kugelgewindeantrieb bewegt. Wird die Kugelgewindespindel, angetrieben durch einen geregelten Gleichstrommotor, gedreht, führt ein Schlitten eine axiale Bewegung durch und bewegt damit den Pneumatikkolben vor oder zurück. Mit einer Positionierzeit von 100 ms und einer Auflösung von 5 wird eine hohe Genauigkeit erzielt. Mit Hilfe des eingebauten Mikroprozessors ist es möglich, jedes beliebige Atemverhalten nachzubilden. Hierzu werden beispielsweise die beim Patienten registrierten Flussprofile in Steuersignale für den Mikroprozessor umgewandelt und an diesen übertragen.

Der Widerstand der oberen Atemwege wird durch einen kollablen Schlauch in einem Zylinder dargestellt, der mit Druckluft gefüllt werden kann, sodass schnelle Querschnittsveränderungen möglich sind.

Bei der Durchführung des Experiments wird das Flusssignal des Simulators über einen Schlauch zu einem Modellkopf geführt und dieser wiederum über eine Mund-Nasenmaske mit dem APAP-Gerät verbunden (Abb.1). Druck und Fluss werden di-



**Abb. 1** Lungensimulator: Die Kolbenpumpe (Metallzylinder) ist über einen Schlauch mit einem Kunststoffkopf verbunden. Der Schlauch vom APAP-Gerät führt zu einer am Kopf befestigten Mund-Nasenmaske. Zwischen Kolbenpumpe und Kopf befindet sich ein Element zur Erzeugung einer variablen Obstruktion.

	Auslöser des Druckanstiegs	Höhe des Druckanstiegschrittes	Obergrenze	Detektion von geschlossenen/offenen Apnoen
APAP-Gerät A	1 Apnoe	4,0 mbar, 2,0 mbar, 0,5 mbar	10 mbar	–
APAP-Gerät B	3 Apnoen	jeweils 1 mbar	einstellbar	–
APAP-Gerät C	6 Apnoen	jeweils 1 mbar	einstellbar	+

**Tab. 2** Vergleich der Charakteristika von 3 verschiedenen automatischen CPAP-Geräten mittels Lungensimulator [12].

rekt vor der Maske mittels Pneumotachograph und Drucksensoren abgegriffen und nach Analog-Digitalwandlung in einem Computer gespeichert.

### Detektion von Atmungsstörungen und Algorithmus der Druckerhöhung

Mit unserem Simulator können verschiedenste Atmungsmuster erzeugt und, wie beschrieben, zusammengesetzt werden. Eine klassische Konstellation stellt die Einspeisung repetitiver Apnoen mit 15–20 Sekunden Dauer mit jeweils nachfolgend 20 Sekunden normaler Atmung dar. Damit konnten wir den Algorithmus verschiedener APAP-Geräte untersuchen.

### Vergleich verschiedener APAP-Geräte

Wie die anderen Autoren [5,6,7,8,10,11] fanden wir infolge unterschiedlicher Algorithmen der APAP-Geräte verschiedene Druckanstiegsgeschwindigkeiten. Eigene systematische Untersuchungen sind in **Tab. 2** dargestellt.

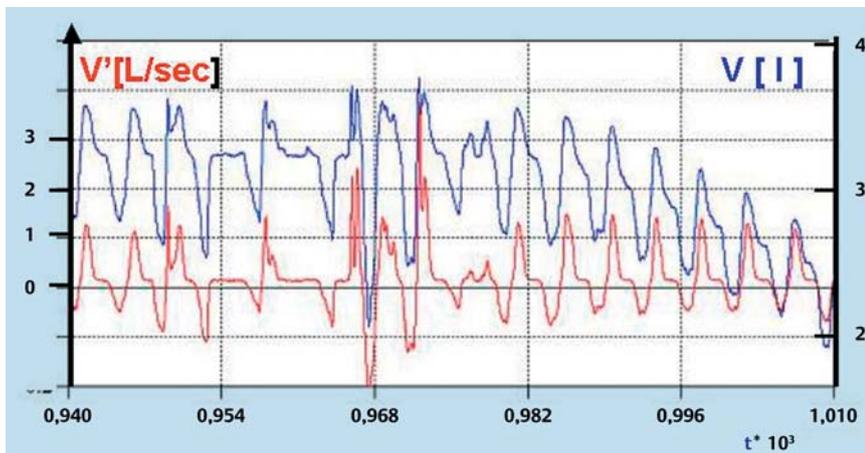
Im sogenannten closed loop Modus kann das Computerprogramm den üblichen Verlauf einer APAP-Therapie simulieren. Durch kontinuierliche Druckerhöhung werden sukzessive Apnoen, Hypopnoen, Schnarchen und abgeflachte Fluss-Zeit-Kurven (Flattening) eliminiert. Nach Normalisierung der Atmung wird der Druck abhängig vom Gerätealgorithmus mehr oder weniger schnell erniedrigt, bis erneut Atmungsstörungen entstehen und die Regelung des APAP-Gerätes erneut den Druck anhebt. Hier konnten wir ein sehr komplexes Regelverhalten bei den einzelnen Geräten identifizieren. Es bestand die Tendenz, dass nach Erreichen von höheren Drucken (z. B. > 10 mbar) bei Simulation von Hypopnoen kein weiterer Druckanstieg erfolgte. Die Geräte scheinen derart programmiert zu sein, dass ein höherer Druckanstieg auch unter Inkaufnahme von (wenigen) Atmungsstörungen möglichst vermieden wird.

### Wachphasendetektion

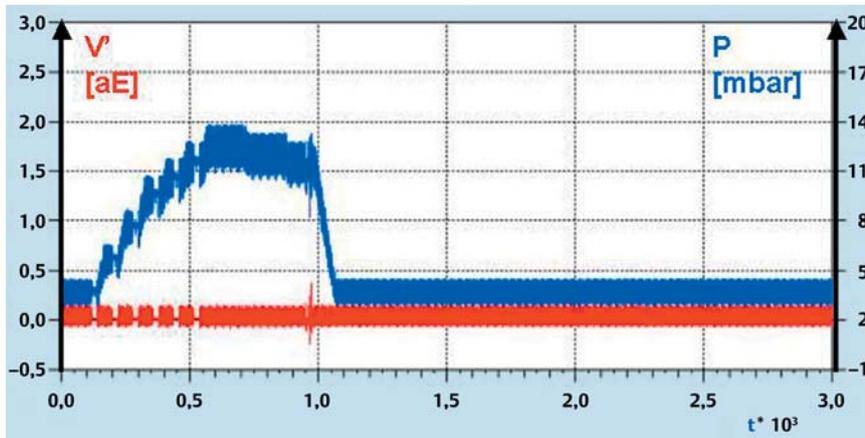
Eine neuerdings zur Verfügung stehende Methode zur Druckabsenkung kann mit unserem Simulator ebenfalls untersucht werden [13]. Da der Druck im Wachzustand als unangenehm empfunden wird, ist es sinnvoll, den Druck schnell auf einen erträglicheren Bereich abzusenken [14]. Mit dem APAP-Gerät (SleepStyle 200, Icon, Fisher & Paykel) besteht die Möglichkeit, anhand der Fluss-Charakteristik Wachphasen zu detektieren. Die Genauigkeit des Detektionsalgorithmus kann mit einem Simulator, der Flüsse von Wachphasen generiert, überprüft werden. Dazu wurden aus einer PSG-Aufzeichnung diejenigen Abschnitte mit Flussaufzeichnung ausgewählt, die im Hypnogramm (EEG, EOG, EMG) als sichere Wachphasen identifiziert wurden (**Abb. 2**). Diese wurden nun in ein entsprechendes Flussmuster eingefügt, um im Simulator ausgeführt zu werden. An der Reaktion des APAP-Gerätes konnte abgelesen werden, ob diese Wachphase erkannt wird (**Abb. 3**). Der Erfolg dieses Algorithmus hängt entscheidend von einer hohen Spezifität zur Wacherkennung ab. Unregelmäßige Atmung im REM-Schlaf weist Unterschiede zur Atmung im Wachzustand auf und sollte deshalb nicht zur schnellen Druckabsenkung führen. Untersuchungen zur Überprüfung sind zur Zeit im Gange. Insbesondere wird die Frage zu klären sein, ob in der Langzeitanwendung eine Verbesserung der Schlafarchitektur erzielt wird [15].

### Ausblick

Über das Langzeitverhalten von APAP-Geräten über eine Therapiezeit von 6–8 Stunden sind unseres Wissens nach bis jetzt keine Untersuchungen durchgeführt worden. Damit könnten die integrale Drucksenkung im Vergleich zu CPAP objektiviert und die Algorithmen der Geräte mit noch mehr Realitätsbezug verglichen werden. Auch wäre denkbar, dass Patiententypen mit unterschiedlichem Schweregrad der schlafbezogenen Atmungsstörung simuliert werden, die schneller auf Druckerhöhung mit



**Abb. 2** Irreguläre Atmung während einer Wachphase. Rote Kurve: Aufzeichnung einer Originalflusskurve. Blaue Kurve: Volumen-Zeit Kurve des Simulators. x-Achse: Zeit in Sekunden  $\times 10^3$ . Linke y-Achse: Flow [l/sec], Rechte y-Achse: Volumen [l].



**Abb. 3** Test zur Überprüfung der Wachphasendetektion eines APAP-Gerätes: Simulation von repetitiven Apnoen für etwa 600 Sekunden. Anstieg des Druckes auf im Mittel 12 mbar. Simulation von Normalatmung für etwa 300 Sekunden. Das APAP-Gerät senkt den Druck langsam ab. 950 Sekunden nach Beginn des Tests wird irreguläre Atmung während einer Wachphase (siehe [Abb. 2](#)) simuliert mit dem Resultat einer sehr schnellen Druckabsenkung auf etwa 4 mbar. Damit wurde die Wachphase korrekt erkannt. Blaue Kurve: Druckverlauf von APAP [rechte Ordinate in mbar]. Rote Kurve: Simulierte Flusskurve (linke Ordinate in arbiträren Einheiten). x-Achse: Zeit in Sekunden  $\times 10^3$ .

einer Weitung des Oropharynx reagieren. Interessant sind in diesem Zusammenhang Modelle mit lediglich Lage- oder REM-Abhängigkeit der Obstruktion. Speziell für diese Patienten könnten aufgrund der Ergebnisse geeigneterer Regelstrategien der APAP-Geräte entwickelt werden. Vergleichende Untersuchungen verschiedener Geräte zur nicht-invasiven Beatmung (NIV) hinsichtlich Überprüfung auf Triggereigenschaften und Reaktion auf Leckagen stellen weitere Einsatzmöglichkeiten unseres Lungensimulators dar.

#### Fazit

Bei der Interpretation der Ergebnisse von Experimenten mit Simulatoren ist große Vorsicht geboten. Oftmals entspricht die technische Realisation nicht genau der zu simulierenden Funktion. Bei den hier vorgestellten Simulatoren wird z. B. die Funktion des Zentralnervensystems nicht berücksichtigt. Bei der Entwicklung der Simulatoren ergeben sich häufig Fragen, die sonst nie gestellt worden wären und die erst wieder durch Untersuchungen am Patienten geklärt werden sollten. Trotz dieser Einschränkungen können aus den Resultaten wichtige Hinweise für das reale Verhalten während einer APAP- oder NIV-Therapie gewonnen werden.

#### Interessenkonflikt

K. H. Rühle und G. Nilius erhielten finanzielle Unterstützung wissenschaftlicher Projekte der Fa. Weinmann, Fisher & Paykel Healthcare, Heinen und Löwenstein, ResMed und TNI. Der Artikel wurde finanziell nicht unterstützt.

D. Karweina und U. Domanski geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

#### Literatur

- 1 Highcock MP, Shneerson JM, Smith IE. Functional differences in bi-level pressure preset ventilators. *Eur Respir J* 2001; 17: 268–273
- 2 Ferreira JC, Chipman DW, Hill NS et al. Bilevel vs ICU ventilators providing noninvasive ventilation: effect of system leaks: a COPD lung model comparison. *Chest* 2009; 136: 448–456
- 3 Contal O, Vignaux L, Combescure C et al. Monitoring of noninvasive ventilation by built-in software of home bilevel ventilators: a bench study. *Chest* 2012; 141: 469–476
- 4 Brown LK. Autotitrating CPAP: how shall we judge safety and efficacy of a "black box"? *Chest* 2006; 130: 312–314
- 5 Farré R, Montserrat JM, Rigau J et al. Response of automatic continuous positive airway pressure devices to different sleep breathing patterns: a bench study. *Am J Respir Crit Care Med* 2002; 166: 469–473
- 6 Lofaso F, Leroux K, Quera-Salva MA et al. Snoring detection during auto-nasal continuous positive airway pressure. *Eur Respir J* 2002; 19: 108–112
- 7 Abdenbi F, Chambille B, Escourrou P. Bench testing of auto-adjusting positive airway pressure devices. *Eur Respir J* 2004; 24: 649–658
- 8 Lofaso F, Desmarais G, Leroux K et al. Bench evaluation of flow limitation detection by automated continuous positive airway pressure devices. *Chest* 2006; 130: 343–349
- 9 Randerath WJ, Schraeder O, Galetke W et al. Autoadjusting CPAP therapy based on impedance, efficacy, compliance and acceptance. *Am J Respir Crit Care Med* 2001; 163: 652–657
- 10 Rigau J, Montserrat JM, Wöhrle H et al. Bench model to simulate upper airway obstruction for analyzing automatic CPAP devices. *Chest* 2006; 130: 350–361
- 11 Netzel T, Birkenseer M, Lunderstädt R et al. Simulation der Atmung mit Apnoen. Ein Verfahren zur Bewertung von Beatmungsgeräten für obstruktive Schlafapnoe. *Somnologie* 2009; 13: 97–105
- 12 Rühle KH, Karweina D, Domanski U et al. Characteristics of auto-CPAP devices during the simulation of sleep-related breathing flow patterns. *Pneumologie* 2009; 63: 390–398
- 13 Rühle KH, Karweina D, Domanski U et al. Clinical Views on biosignal processing of ventilation in sleep medicine. *Pneumologie* 2011; 65: 89–93
- 14 Ayappa I, Norman RG, Whiting D et al. Irregular respiration as a marker of wakefulness during titration of CPAP. *Sleep* 2009; 32: 99–104
- 15 Dungan GC2nd, Marshall NS, Hoyos CM et al. A randomized crossover trial of the effect of a novel method of pressure control (SensAwake) in automatic continuous positive airway pressure therapy to treat sleep disordered breathing. *J Clin Sleep Med* 2011; 7: 261–267