



AMT FÜR ERFINDUNGS- UND PATENTWESEN

In der vom Anmelder eingereichten Fassung veröffentlicht

(21) WP A 61 B / 299 827 6 (22) 11.02.87 (44) 22.06.88

(71) Forschungsinstitut für Lungenkrankheiten und Tuberkulose, Karowerstraße 11, Berlin, 1115, DD
 (72) Müller, Eberhard, Dr.-Ing., DD

(54) Vorrichtung zur Bestimmung des mechanischen Widerstandes des Atmungssystems

(55) Atmungssystem, atemmechanische Funktionsdiagnostik, mechanischer Widerstand, Oszillationsmethode, atemmechanische Parameter, Resistance, Reactance, Oszillationsfrequenz, Atemvolumen, effektiver Oszillationsfluß, Korrelationsverfahren, Analogrechner

(57) Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Bestimmung des mechanischen Widerstandes des Atmungssystems aus den bei der Oszillationsmethode gemessenen analogen Signalen Oszillationsdruck und Oszillationsfluß. Das Gebiet, auf das sich die Erfindung bezieht, ist die atemmechanische Funktionsdiagnostik bei Menschen und Tieren. Ziel der Erfindung ist eine automatische und kontinuierliche Berechnung der atemmechanischen Parameter Resistance und Reactance während der Untersuchung des Probanden, wobei die gesamte Information der Meßsignale ausgenutzt wird und Störsignale mit Hilfe eines analogen Korrelationsverfahrens ohne die Verwendung mechanischer Filter unterdrückt werden. Außerdem ermöglicht das Verfahren die fortlaufende und simultane Berechnung der Funktionsparameter Atemvolumen, Oszillationsfrequenz und effektiver Oszillationsfluß bzw. -druck, die zur diagnostischen Bewertung sowie zur Erkennung von Artefakten während der Untersuchung des Probanden dienen. Die erfindungsgemäße Vorrichtung wird als Analogrechner realisiert, dessen Ausführungsbeispiel in der Abbildung dargestellt ist.

Patentansprüche:

1. Vorrichtung zur Bestimmung des mechanischen Widerstandes des Atmungssystems (Lunge, Thorax und Atemwege) aus den analogen Meßsignalen der Oszillationsmethode, dadurch gekennzeichnet, daß die atemmechanischen Parameter bei beliebig vielen wählbaren Oszillationsfrequenzen bestimmt werden können, der gesamte Signalverlauf in eine Störsignalunterdrückung einbezogen wird und die Parameter simultan und fortlaufend während der Untersuchung berechnet und angezeigt werden.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zur Störsignalunterdrückung ein analoger Korrelator eingesetzt wird, der die gemessenen Druck- und Flußsignale verarbeitet und somit zusätzliche mechanische Filter überflüssig macht.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die atemmechanischen Parameter Resistance und Reactance zusammen mit den anderen aus den Meßsignalen berechneten Funktionsparametern gleichzeitig dargestellt werden können und Artefakte erkannt werden.

Hierzu 1 Seite Zeichnung

Anwendungsgebiet der Erfindung

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur automatischen Bestimmung von Real- und Imaginärteil des mechanischen Widerstandes (Impedanz) von Lunge, Thorax und Atemwegen bei Menschen und Tieren aus den beim Untersuchungsverfahren der Oszillationsmethode gemessenen Druck- und Flußoszillationen. Anwendungsgebiete sind die Human- und Veterinärmedizin.

Charakteristik des bekannten Standes der Technik

Bei der erstmals von DuBois u. a. (J. appl. Physiol. **8**, 1956, S. 567) angegebenen Oszillationsmethode werden die mechanischen Eigenschaften des respiratorischen Systems (Lunge, Thorax und Atemwege) dadurch untersucht, daß am Mund oder am Thorax des Probanden sinusförmige Druckoszillationen appliziert werden. Es ist bekannt, daß zur Berechnung der atemmechanischen Impedanz Z und ihrer Komponenten Resistance R und Reactance X aus den bei Anwendung der Oszillationsmethode gemessenen Signalen Oszillationsdruck P und Oszillationsfluß V zwei Verfahren benutzt werden:

1. Einfache graphische oder analoge Rechenverfahren, bei denen die Meßsignale P und V an zwei charakteristischen Punkten innerhalb einer Sinusschwingung bewertet werden. Dabei wird meist nur der Parameter R bei einer oder zwei Oszillationsfrequenzen bestimmt (Fischer, A. B. u. a.: J. clin. Invest. **47**, 1968, S. 2045; Hyatt, R. E. u. a.: J. appl. Physiol. **28**, 1970, S. 675; Franetzki, M. u. a.: J. appl. Physiol. **46**, 1970, S. 675; Franetzki, M. u. a.: J. appl. Physiol. **46**, 1979, S. 656).
2. Auswertungsverfahren unter Einsatz von Digitalrechnern, mit denen über eine Fouriertransformation der beiden Signale P und V die Parameter R und X für mehrere Oszillationsfrequenzen berechnet werden (Michaelson, E. u. a.: J. clin. Invest. **56**, 1975, S. 1210; Landser, F. J. u. a.: J. appl. Physiol. **41**, 1976, S. 101; Miller, T. K. u. Pimmel, R. L.: J. appl. Physiol. **52**, 1982, S. 1530).

Die unter Punkt 1 genannten Verfahren bewerten die Meßsignale nur an zwei ausgewählten Meßpunkten, sie sind daher sehr anfällig gegen Störsignale, die von der Spontanatmung des Probanden verursacht werden. Deshalb wird meist nur der Parameter R oder Z bei nur einer Frequenz (in der Nähe der sogenannten Resonanzfrequenz) gemessen und es muß zur Störunterdrückung ein mechanisches Filter in Form eines Atemschlauches benutzt werden. Dadurch entstehen zusätzliche Meßfehler und das Meßergebnis ist nicht sofort ablesbar, da der Einfluß des Atemschlauches nachträglich korrigiert werden muß.

Bei den unter Punkt 2 genannten Verfahren erfolgt eine Störsignalunterdrückung durch eine Mittelwertbildung über mehrere im Rechner gespeicherte Meßzyklen von P und V, wodurch die Rechenergebnisse erst im Anschluß an die Untersuchung des Probanden zur Verfügung stehen. Unbefriedigend ist bei diesen Verfahren auch der große technische Aufwand (Digitalrechner, Analog-Digital-Wandler, Drucker). Ein großer Nachteil dieser Verfahren liegt in der Tatsache, daß Artefakte während der Untersuchung nicht erkannt werden können, da die Meßgrößen P und V sowie die Rechengrößen R und X nicht simultan erfaßt werden.

Unbefriedigend ist vor allem die beiden Verfahren gemeinsame Tatsache, daß wichtige Parameter für die Einschätzung des Ablaufs der Untersuchung (z. B. die Effektivwerte der applizierten Druck- und Flußoszillationen und das Atemvolumen der Versuchsperson) nicht berechnet und angezeigt werden.

Ziel der Erfindung

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung zur automatischen on-line-Berechnung der atemmechanischen Parameter Resistance R und Reactance X für beliebig viele wählbare Oszillationsfrequenzen f anzugeben, die eine sofortige Anzeige des Rechenergebnisses während der Untersuchung des Probanden erlaubt.

Dabei soll der gesamte Signalverlauf von Oszillationsdruck P und Oszillationsfluß V zur Parameterberechnung und zur Ausfilterung von Störsignalen benutzt und die Verwendung eines mechanischen Filters in Form eines Atemschlauches auch ohne den Einsatz des kosten- und platzaufwendigen Digitalrechner-Verfahrens vermieden werden.

Neben den atemmechanischen Parametern R und X sollen auch andere wichtige Parameter (effektiver Oszillationsfluß, Oszillationsfrequenz, Atemvolumen) zur Artefakterkennung und Verbesserung der diagnostischen Aussagen simultan und fortlaufend während der Untersuchung berechnet und angezeigt werden.

Darlegung des Wesens der Erfindung

Erfindungsgemäß kann die Aufgabe dadurch gelöst werden, daß die Berechnungen von R und X aus den als analoge Meßsignale vorliegenden Größen P und \hat{V} direkt im analogen Signalbereich erfolgen und der gesamte Informationsgehalt der elektronisch gefilterten Meßgrößen in die Bewertung einbezogen wird.

Dazu enthält die Vorrichtung entsprechend der Erfindung eine Schaltung nach dem Prinzip eines analogen Korrelationsverfahrens, mit welcher jeweils ein Meßsignal (z.B. P) mit einem aus der Vorzeichenumkehr des Signals \hat{V} gebildeten Referenzsignal multipliziert und ein Mittelwert innerhalb einer gewählten Integrationszeit gebildet wird. Damit werden Störsignale im P-Verlauf, die nicht die gleiche Frequenz wie das Referenzsignal haben, weitgehend unterdrückt.

Ferner sieht die Erfindung durch Vertauschen der Eingangssignale P und \hat{V} am Korrelator eine Kontrollmöglichkeit für das Rechenergebnis und die Güte der Störsignalunterdrückung vor, welche die Beziehung zwischen Referenz- und Meßsignal testet und jeweils den Kehrwert der atemmechanischen Parameter berechnet.

Nach der Erfindung enthält die Vorrichtung auch geeignete elektronische Schaltungen, um aus den Meßsignalen P und \hat{V} sofort andere wichtige Parameter zu berechnen, die dann kontinuierlich und simultan mit den Rechengrößen R und X während der Untersuchung des Probanden verfolgt werden können.

Das Signal \hat{V} liefert nach Spitzenwertgleichrichtung und Mittelwertbildung ein Maß für den Effektivwert des während der Untersuchung erzeugten Oszillationsflusses, während durch eine Tiefpaßfilterung und anschließende Integration von \hat{V} das Atemvolumen V des Probanden fortlaufend berechnet wird.

Weiterhin sieht die Erfindung vor, aus dem elektronisch gefilterten P-Signal durch einen Frequenz-Spannungs-Umsetzer ein analoges Meßsignal zu gewinnen, das der Größe der gewählten Oszillationsfrequenz f proportional ist.

Die Erfindung realisiert einen elektronischen Analogrechner, der wesentlich billiger und kleiner als ein entsprechender Digitalrechner ist, vor allem kann der Aufwand für eine Analog-Digital- bzw. Digital-Analog-Wandlung der Meß- und Rechengrößen entfallen. Anzeige und Registrierung der Rechenergebnisse können mit einfachen analogen Meß- und Registriergeräten erfolgen, auf einem xy-Schreiber kann auch die gegenseitige Abhängigkeit der Rechengrößen in den Formen R(f), X(f), R(V), X(V) oder als sogenannte Ortskurve (R-X-Beziehung mit f als Parameter) schnell und fortlaufend dargestellt werden.

Ausführungsbeispiel

Die Vorrichtung soll nachstehend anhand einer Zeichnung erläutert werden:

Die bei der Oszillationsmethode von einem Gasflußmeßgerät (Pneumotachograf) und einem elektronischen Druckmeßverstärker gemessenen Signale Oszillationsfluß \hat{V} und Oszillationsdruck P werden den Vorstärkern 1 und 2 zugeführt und in den elektronischen Bandpaßfiltern 3, 4 und 5 gefiltert. Dabei werden die Signalkomponenten P~ und \hat{V} ~, die nicht der Frequenz $\omega = 2 \cdot \pi \cdot f$ der applizierten Druckoszillation $\hat{P} \cdot \sin \omega t$ und der dadurch erzeugten Flußoszillationen $\hat{V} \cdot \sin(\omega t + \phi)$ entsprechen, weitgehend unterdrückt.

Das gefilterte Signal $\hat{P} \cdot \sin \omega t$ — bzw. bei Vertauschung der Eingangssignale P und \hat{V} entsprechend das Signal $\hat{V} \cdot \sin(\omega t + \phi)$ — wird in zwei phasenempfindlichen Gleichrichtern 6 und 8 mit dem Vorzeichen ± 1 einer Rechteckfunktion multipliziert, die den Nulldurchgängen eines Signals $\sin \omega t$ entspricht. Durch einen Phasenschieber 9 wird die Polarität dieser Rechteckschwingung um $\pm 90^\circ$ gedreht, so daß den Tiefpaßfiltern 10 und 12 jeweils die Signale $\hat{P} \cdot \cos \phi$ und $\hat{P} \cdot \sin \phi$ zugeführt werden, welche über eine ganze Periode der Grundschwingung der Referenzsignale $\sin \omega t$ und $\cos \omega t$ gebildet werden. Die Mittelwertbildung in den Tiefpaßfiltern 10 und 12 unterdrückt verbleibende Störamplituden, da nur Signale mit einer Kreisfrequenz ω einen Anteil zum Mittelungsergebnis liefern.

Aus dem gefilterten \hat{V} -Signal wird in einem Spitzenwertgleichrichter 7 der Spitzenwert \hat{V} der Flußoszillationen gebildet und in einem weiteren Tiefpaßfilter 11 dieses Signal über mehrere Oszillationsschwingungen gemittelt. Über die Anpassungsverstärker 13, 14 und 15 erhält man schließlich mit Hilfe der Dividierer 16 und 17 aus den Signalen $\hat{P} \cdot \cos \phi$, $\hat{P} \cdot \sin \phi$ und \hat{V} die gewünschten Rechengrößen Resistance R und Reactance X, die zusammen mit \hat{V} als analoge Gleichspannungssignale fortlaufend und simultan angezeigt und registriert werden können.

Aus dem gefilterten P-Signal erhält man über den Impulsformer 18 (Schmitt-Trigger) und den Frequenz-Spannungs-Wandler 19 hinter dem Anpassungsverstärker 20 ein Gleichspannungssignal U, das der Kreisfrequenz ω bzw. der Frequenz f der applizierten Druckoszillationen proportional ist. Außerdem wird aus dem ungefilterten \hat{V} -Signal mit Hilfe des Tiefpaßfilters 21 und des Integrators 22 sowie des Anpassungsverstärkers 23 ein Signal V~ gewonnen, das dem Atemvolumen des untersuchten Probanden entspricht.

Damit können die atemmechanischen Parameter Resistance R und Reactance X wahlweise

1. in Beziehung zur Versuchszeit t
 2. in Beziehung zur Oszillationsfrequenz f
 3. als sogenannte Ortskurven in der gegenseitigen R-X-Darstellung
 4. in Beziehung zum Oszillationsfluß \hat{V}
 5. in Beziehung zum Atemvolumen V~
- mit analogen Meß- und Registriergeräten fortlaufend und simultan während der Untersuchung des Patienten dargestellt werden.

