(19) **Bundesrepublik Deutschland**
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 694 34 859 T2** 2007.03.08

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 687 161 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **694 34 859.7**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US94/02215**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **94 910 798.1**
(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 1994/020018**
(86) PCT-Anmeldetag: **01.03.1994**
(87) Veröffentlichungstag der PCT-Anmeldung: **15.09.1994**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **20.12.1995**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **04.10.2006**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **08.03.2007**

(51) Int Cl.[8]: ***A61B 5/087*** (2006.01)
G01F 1/40 (2006.01)
G01F 1/46 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
25045 **01.03.1993** **US**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LI, LU, NL, PT, SE

(73) Patentinhaber:
Puritan-Bennet Corp., Lenexa, Kan., US

(72) Erfinder:
HOLSCHER, L., Russell, Olathe, KS 66062, US

(74) Vertreter:
Weickmann & Weickmann, 81679 München

(54) Bezeichnung: **DURCHFLUSS-MESSGERÄT**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

Bereich der Erfindung

[0001] Diese Erfindung betrifft allgemein Verbesserungen einer Vorrichtung zur Messung des Flüssigkeitsflusses und insbesondere eine neue und verbesserte Vorrichtung zum Messen des Gasflusses in einem Atemtherapiesystem zur Behandlung der Schlafapnoe und anderer Atemstörungen.

Beschreibung des Stands der Technik

[0002] Es gibt zahlreiche Anwendungen in der modernen Technik, welche die Messung des Flüssigkeitsflusses erfordern. Im Laufe der Zeit sind Rohre verschiedener Größe und Form zu diesem Zweck entworfen und konstruiert worden.

[0003] Die erste Beschreibung eines Rohrs, das verwendet wurde, um Flüssigkeitsdruckwerte zur Geschwindigkeitsbestimmung zu messen, wird Henri Pitot zugeschrieben, und Rohre mit diesem Zweck sind häufig nach ihm benannt worden. Heute gibt es viele verschiedene Anordnungen und geometrische Formen von Pitotrohren, die für eine große Vielzahl von Anwendungen ausgelegt sind.

[0004] Eine typische Pitotrohr-Anordnung besteht aus einem zylindrischen Rohr mit einem offenen Ende, welches in dem Flüssigkeitsstrom angeordnet ist und stromaufwärts zeigt, um eine Stagnation oder einen Staudruck zu messen (wo die Strömung auf eine Geschwindigkeit von null gebremst ist), sowie aus einer oder mehreren Seitenwandöffnungen in der Flussleitung zum Messen des örtlichen statischen Drucks in der Strömung. Die Differenz zwischen dem Staudruck und dem statischen Druck ist eine Funktion der Strömungsgeschwindigkeit.

[0005] Stromaufwärtige Störungen in der Flüssigkeitsströmung neigen dazu, zu großen Fehlern in der Durchflussmessung zu führen, teilweise aufgrund der erzeugten Turbulenz und ihrer Wirkung auf die Messung des statischen Drucks. Ein Beruhigungsabschnitt von wenigstens einigen Rohrdurchmessern oder mehr wird häufig verwendet, um genaue Messungen zu erzielen. Ein pulsierender Fluss kann ebenfalls einen negativen Effekt auf die Genauigkeit der Durchflussmessung haben; dies kann soweit gehen, dass manchmal Dämpfmechanismen verwendet werden, um signifikante Messfehler zu vermeiden.

[0006] Durchflussmessgeräte werden im Allgemeinen in einer großen Vielzahl moderner medizinischer Systeme verwendet. Ein Typ eines solchen Systems ist ein Beatmungsgerät, das für die Behandlung der obstruktiven Schlafapnoe eingesetzt wird.

[0007] Die obstruktive Schlafapnoe ist eine Schlafstörung, welche durch die Erschlaffung der Atemwege einschließlich des Rachenmuskels Genioglossus während des Schlafs gekennzeichnet ist. Wenn dies geschieht, kann der erschlaffte Muskel die Atemwege des Patienten teilweise oder vollständig blockieren. Eine partielle Blockade kann zu Schnarchen oder Hypopnea führen. Eine vollständige Blockade führt zur obstruktiven Schlafapnoe.

[0008] Tritt eine vollständige Blockade auf, so führen die Inhalationsversuche des Patienten nicht zur Aufnahme von Luft und der Patient erleidet einen Sauerstoffmangel. Als Reaktion beginnt der Patient aufzuwachen. Beim Erreichen eines nahezu wachen Zustands erreicht der Genioglossus-Muskel eine nahezu normale Spannung, was die Atemwege befreit und ein Einatmen ermöglicht. Der Patient fällt dann in einen tieferen Schlaf, woraufhin der Genioglossus-Muskel erneut erschlafft und sich der Apnoe-Zyklus wiederholt. Folglich erlebt der Patient keinen vollständig entspannten tiefen Schlaf, da es wiederholt fast zum Aufwachen kommt. Menschen mit obstruktiver Schlafapnoe sind ständig müde, selbst nach einer anscheinend normal durchgeschlafenen Nacht.

[0009] Zur Behandlung der obstruktiven Schlafapnoe ist ein System kontinuierlich Atemwegüberdrucks (CPAP) entwickelt worden, bei welchem auf die Atemwege des Patienten ein vorgeschriebenes Niveau Atemwegüberdrucks kontinuierlich ausgeübt wird. Das Vorhandensein eines solchen Überdrucks sorgt für eine Druckweitung des Atemwegs, um den Einatmungsunterdruck auszugleichen, welcher das erschlaffte Atemwegsgewebe in einen Okklusivzustand bringen kann.

[0010] Die am stärksten erwünschte Vorrichtung zum Erreichen einer Atemwegsüberdruckverbindung ist die Verwendung eines Nasenkissens, wie dem in dem US-Patent Nr. 4,782,832 beschriebenen, welches hier als Referenz erwähnt wird. Das Nasenkissen schließt mit den Nasenlöchern des Patienten ab und übt den Atemwegüberdruck über die Nasenwege aus. Das Nasenkissen umfasst auch ein kleines Ventil zum kontinuierlichen Abgeben einer kleinen Menge Luft zum Verhindern einer Anhäufung von Kohlendioxid und Feuchtigkeit.

[0011] In dem CPAP-System muss der Patient gegen den vorgeschriebenen Überdruck ausatmen. Dies kann dazu führen, dass sich der Patient unwohl fühlt, insbesondere bei höheren Druckwerten. Aus diesem Grund wurde das so genannte Bi-Level-Atemwegsüberdruck (BiPAP)-System entwickelt, bei welchem der Druck während der Ausatmungsphase des Atmungszyklus verringert wird.

[0012] Bei einem BiPAP-System wird der Luftstrom zum Patienten mittels eines pneumatisch an das Nasenkissen gekoppelten Durchflussmessgeräts gemessen. Das Messgerät ist mit einem Durchflusssensor mit einem Wandler verbunden, um ein elektrisches Signal zu erzeugen, welches für den dem Patienten gelieferten Luftstrom repräsentativ ist. Das Signal wird von einem Elektroschaltkreis verwendet, um den Druck des dem Patienten gelieferten Atemgases zu steuern. Ein Drucksensor wird ebenfalls verendet, um den Schaltkreis mit einem Signal zu versorgen, welches für den dem Patienten gelieferten Druck repräsentativ ist.

[0013] Diese Typen von Beatmungssystemen können einen turbulenten und pulsierenden Fluss in dem gelieferten Zustrom des Atemgases aufweisen. Turbulenz resultiert häufig aus Biegungen im Durchflussweg und unzureichendem Raum für Beruhigungsabschnitte, die die Rückkehr zu einer laminaren Strömung ermöglichen. Zusätzlich kann sich die Fließrichtung unter bestimmten Bedingungen umkehren, was zu Problemen bei unidirektionalen Durchflusssensoren führt.

[0014] Es ist ersichtlich, dass die genaue Messung des dem Patienten zugeführten Luftstroms ein wichtiges Merkmal bei einem Beatmungssystem ist. Idealerweise sollte die Messung die Dynamik in einem bi-direktionalen Durchflusssystem genau wiedergeben und sollte derart erfolgen, dass sowohl bei turbulenten als auch bei laminaren Strömungsbedingungen ein hohes Signal-Rausch-Verhältnis erzielt wird. Die Durchflussmessung sollte auch lineare Eigenschaften mit Proportionalität zum Gesamtfluss im System aufweisen.

[0015] Konstruktionszwänge machen es manchmal erforderlich, dass die Durchflussmessung in einem begrenzten Raum erfolgt, mit einem resultierenden, vernachlässigbarem Druckabfall. Es ist ferner manchmal wünschenswert, dass das Durchflussmessgerät in anderen Teilen des Systems integriert ist, um die Gesamtanzahl der Teile zu verringern. Dies sollte in einer Weise erfolgen, welche die Herstellung mit geringen Kosten fördert.

[0016] Das bei vorhergehenden Beatmungsgerätkonstruktionen verwendete traditionelle Pitotrohr verwendete ein rechtwinkliges Rohr mit einer zu dem Eingangsstrom gerichteten Öffnung und ein zweites rechtwinkliges Rohr mit einer von der Strömung abgekehrten Öffnung. Ein Seitenfluss wurde erzeugt, wenn diese zwei Rohre in eine Leitung getaucht wurden, welche die Luftströmung enthielt. Dieser Seitenfluss wurde zu einem Sensor/Wandler geleitet. Der Sensor entwickelte ein Signal, welches wiederum derart verarbeitet wurde, dass es die gesamte Durchflussmenge des Systems genau wiedergab.

[0017] EP 0,049,756 offenbart ein Messgerät mit zwei identischen Messfühlern, welche in eine Vorlaufleitung hineinragen. Beide Vorlaufleitungen weisen einen polygonalen Querschnitt mit wenigstens sechs Seiten auf. Jeder Messfühler umfasst eine Öffnung, welche über einen inneren Hohlraum an ein externes Messgerät gekoppelt ist.

[0018] In einem Artikel von Brakenberry mit dem Titel „Non-steady airflow measurement using pressure differential techniques", veröffentlicht in Medical and Biological Engineering, 10. Ausgabe, Nr. 2, 1972, Seiten 241-252, XP002074737, erschienen bei Pergamon Press, GB, wird eine Methode zur direkten Messung schwacher Luftströmungen in besonderen physiologischen Situationen vorgestellt. Bei dieser Methode wird das Peto-Prinzip flussinduzierter Druckdifferentiale in eine nicht-lineare Vorrichtung integriert. Dieser Artikel diskutiert die Identifizierung, Erläuterung und praktische Reduzierung von Artefakten und ihrem Einfluss auf die Aufzeichnung von Niedrigdruckdifferentialen mittels Luftübertragungskanülen-Monometer Anordnungen mit einer relativ hohen Zeitkonstante des Ansprechverhaltens.

[0019] US 3,312,106 betrifft eine Methode zum Messen der Durchflussrate einer Flüssigkeit durch Pumpen der Flüssigkeit in einen Durchfluss durch zwei Öffnungen, wobei der Differentialfluss der Flüssigkeit aus den zwei Öffnungen ein Maß der Durchflussrate der Flüssigkeit des Behälters ist. Der Differentialfluss wird durch die Verwendung eines miniaturisierten Rotormeters in dem Rohr, welches zu einer der Öffnungen führt, erzielt.

[0020] US 4,047,521 offenbart einen Durchflussmesser, welcher ein Durchflussrohr umfasst, das an diametral entgegen gesetzten Seiten einen durch Druckmessbohrungen vorgesehenen Messstift und einen Verlagerungskörper gegenüber dem Stift aufweist.

[0021] SU 888937 offenbart eine mit einem pneumatischen Konvektor ausgestattete Vorrichtung, an welcher elektrische Verbindungssätze angebracht sind, welche die Durchflussrate in einem Rohr in einen Druck konvertieren.

[0022] In einer Veröffentlichung von Puritan Bennett, Companion 318 Nasal CPAP System, Service Manual Rev B (1/93), Service Manual Part No. 799725 wird ein Durchfluss- und Druckwandler in einem Instrumentierungsmuster beschrieben, welcher den Durchfluss in ein analoges Signal konvertiert, insbesondere zum Messen des Nasaldrucks bei der Verwendung einer CPAP-Einheit.

[0023] Diese existierenden Durchflussmessvorrichtungen haben ihren Zweck erfüllt; es sind jedoch weiterhin weitere Verbesserungen erforderlich. Insbe-

sondere besteht die Notwendigkeit einer verbesserten Durchflussmessvorrichtung, welche genauere und zuverlässigere Messungen in turbulentem oder pulsierendem Fluss mit hohem Signal-Rausch-Verhältnis ermöglicht und welche bei einem Fluss in beide Richtungen gut funktioniert. Die vorliegende Erfindung erfüllt all diese Erfordernisse.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0024] Im Wesentlichen und allgemein gesprochen sieht die vorliegende Erfindung ein neues und verbessertes Durchflussmessgerät zum genauen und zuverlässigen Messen der Flüssigkeitsströmung, insbesondere unter turbulenten oder pulsierenden Strömungsbedingungen vor und stellt einen deutlichen Fortschritt bezüglich des oben beschriebenen Stands der Technik dar. Insbesondere misst das Gerät zuverlässig die Flüssigkeitsströmung mit einem hohen Signal-Rausch-Verhältnis unter Verwendung einer symmetrischen Konstruktion, welche bei einem Durchfluss in jeder Richtung funktioniert.

[0025] Gemäß der vorliegenden Erfindung ist ein Durchflussmessgerät nach Anspruch 1 vorgesehen.

[0026] Die vorliegende Erfindung sieht ein Durchflussmessgerät vor, welches besonders gut zum Messen eines Luftstroms in einem Bi-Level-Beatmungssystem geeignet ist. In dieser Anmeldung sieht die Erfindung ein Durchflussmessgerät vor, welches die Auswirkungen von Turbulenzen und eines pulsierenden Flusses auf die Genauigkeit der Durchflussmessung wesentlich verringert und welches das effektive Signal-Rausch-Verhältnis signifikant vergrößert.

[0027] Insbesondere und in einer derzeit bevorzugten Ausführungsform umfasst das Durchflussmessgerät mit verschiedenen Merkmalen der vorliegenden Erfindung beispielhaft und nicht notwendigerweise einschränkend eine Durchflussleitung, ein in die Durchflussleitung ragendes Fühlerrohr in stromaufwärtiger Richtung mit einer zur Fließströmung hin zeigenden halbzylindrisch geformten Kerbenöffnung, ein in die Durchflussleitung ragendes Fühlerrohr in stromabwärtiger Richtung mit einer von der Fließströmung weg zeigenden halbzylindrisch geformten Kerbenöffnung und einen in Verbindungsleitungen zwischen den Rohren in stromaufwärtiger und stromabwärtiger Richtung angeordneten Durchfluss-Sensor/Wandler zum Erzeugen eines elektrischen Signals, welches für den hindurch erfolgenden Seitenfluss und dadurch für den Gesamtgasfluss in der Durchflussleitung repräsentativ ist.

[0028] Bei einer alternativen Ausführungsform ist anstelle des Durchflusssensors ein Differentialdruck-Sensor/Wandler in den Verbindungsleitungen zwischen den stromaufwärts und den stromabwärts ausgerichteten Rohren zum Messen eines Druckabfalls zwischen den Richtungsrohren proportional zu der Fließgeschwindigkeit und somit zu dem Gesamtfluss der durch die Durchflussleitung gelieferten Luft vorgesehen.

[0029] Andere Merkmale und Vorteile der Erfindung werden aus der folgenden detaillierten Beschreibung zusammen mit den beiliegenden Zeichnungen deutlich, welche beispielhaft die Merkmale der Erfindung zeigen.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0030] Fig. 1 ist eine schematische Darstellung eines Einzel- oder Bi-Level-Beatmungssystems zum Erleichtern der Atmung eines Patienten;

[0031] Fig. 2 ist eine schematische Darstellung eines Durchflussmesssystems, welches einige der neuartigen Merkmale der vorliegenden Erfindung verkörpert;

[0032] Fig. 3 ist eine teilweise weg geschnittene perspektivische Ansicht der Durchflussleitung und der stromaufwärts und stromabwärts ausgerichteten Fühlerrohre aus Fig. 2, wobei die Verbindungsrohre und der Durchflusssensor zur besseren Darstellung entfernt sind;

[0033] Fig. 4 ist ein Seitenriss der Vorrichtung aus Fig. 3;

[0034] Fig. 5 ist eine Endansicht des Gerätes aus Fig. 4;

[0035] Fig. 6 ist eine vergrößerte perspektivische Ansicht eines der Fühlerrohre aus Fig. 3, welches zu Illustrationszwecken aus der Durchflussleitung entfernt ist;

[0036] Fig. 7 ist eine vergrößerte Vorderrissansicht des Fühlerrohrs aus Fig. 6;

[0037] Fig. 8 ist eine Seitenrissansicht des Fühlerrohrs aus Fig. 7;

[0038] Fig. 9 ist eine Endansicht des Fühlerrohrs aus Fig. 7;

[0039] Fig. 10 ist eine Draufsicht einer weiteren Ausführungsform der Erfindung in Form eines Durchflussmessgerätes, welches eine winkelförmige Durchflussleitung verwendet; und

[0040] Fig. 11 ist eine Endansicht des Gerätes aus Fig. 10, von der Oberseite in Fig. 10 abwärts gesehen.

BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0041] Mit Bezug zu den Zeichnungen und insbesondere zu Fig. 1 wird die bevorzugte Ausführungsform der Erfindung vorzugsweise in einem Patientenbeatmungssystem **10** des Typs verwendet, welcher eine Gasquelle **12**, ein Steuerungsventil **14**, einen Drucksensor **16** und einen Durchflusssensor **18** umfasst, welcher an einen bei der Puritan-Bennett Corporation Lenexa, Kansas, erhältlichen, sogenannten ADAM-Kreislauf gekoppelt ist, umfassend einen Druckluftschlauch **20** und ein Nasenkissen **22**. Das System **10** umfasst ferner einen Phasenerkennungsschaltkreis **24** und eine Drucksteuerung **26**. Bei der bevorzugten Ausführungsform sind die Komponenten **12**–**18** und **24**–**26** in einem einzigen Gehäuse eingeschlossen, an welches der ADAM-Kreislauf gekoppelt ist.

[0042] Die Gasquelle **12** umfasst typischerweise ein Gebläse mit variabler Geschwindigkeit, welches betreibbar ist, um ein Zufuhratemgas in der Größenordnung von 120 Litern pro Minute bei 30 cm Wasserdruck zu erzeugen. Der bevorzugte Drucksensor **16** ist bei Sensym Company als Modell SCX01 erhältlich. Der bevorzugte Durchflusssensor **18** ist das bei Microswitch Corp. erhältliche Modell AWM2300V und umfasst einen Wandler, welcher betreibbar ist, um ein elektrisches Signal auf der Leitung **30** zu erzeugen, welches für den Luftfluss durch den Sensor repräsentativ ist und somit für den Luftfluss in dem mit dem Patienten verbundenen Druckluftkreislauf repräsentativ ist.

[0043] Der Phasenerkennungsschaltkreis **24** erzeugt eine logisch hohe Ausgabe während des Ausatmens und eine logisch niedrige Ausgabe während des Einatmens. Die Steuerung **26** empfängt die Ausgangssignale von dem Phasenerkennungsschaltkreis **24** und ebenfalls die Ausgabe des Drucksensors **16** und betreibt als Reaktion das Ventil **14**, um die dem Patienten von der Gasquelle **12** zugeführten Einatmungs- und Ausatmungsdrücke zu erhalten.

[0044] Eine genauere Beschreibung des Atemsystems und seiner zugehörigen Leitungen ist in der ordnungsgemäß erteilten Patentanmeldung mit dem Titel „Inhalation/Exhalation Respiratory Phase Detection Circuit" von Stephen L. Phillips, Seriennummer 08/003,129, eingereicht am 12. Januar 1993, enthalten.

[0045] Gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wirkt der Durchflusssensor **18** aus Fig. 1 mit dem Durchflussmessgerät **32** aus Fig. 2 zusammen, um den Gesamtgasfluss von der Gasquelle **12** durch das Ventil **14** zu dem Patienten und umgekehrt zu erfassen und zu messen.

[0046] Das Durchflussmessgerät **32** umfasst eine gerade, zylindrische Durchflussleitung **34**, welche in der Strömungsbahn zwischen dem Ausgang des Steuerungsventils **14** und dem Eingang der Druckluftleitung **20** angeordnet ist. Die Durchflussleitung **34** kann in Form einer Leitung oder eines Rohrs vorliegen, wie in den Fig. 3–Fig. 5 dargestellt ist.

[0047] Ein stromaufwärtiges Fühlerrohr **36** ragt durch eine erste Seitenwandöffnung in der Durchflussleitung **34** in die Fließströmung hinein. Eine Presspassung sichert das Rohr **36** vor Ort. Das innere Ende des Rohrs **36** weist eine darin gebildete viereckige, halbzylindrische Kerbenöffnung **38** auf, welche sich ungefähr in der Mitte der Fließströmung befindet und direkt zu dem Strom hin gerichtet ist. Das externe Ende des Fühlerrohrs **36**, welches sich außerhalb der Fließströmung **34** erstreckt, weist eine ähnlich konstruierte Endgeometrie auf. Ein identisches stromabwärtiges Fühlerrohr **40** ragt durch eine zweite Seitenwandöffnung in der Durchflussleitung **34** stromabwärts der ersten Seitenwandöffnung in die Fließströmung hinein und wird durch eine Presspassung vor Ort gehalten. Das stromabwärtige Rohr **40** weist eine ähnliche Kerbenöffnung **42** am internen Ende auf, welche ungefähr in der Mitte der Fließströmung angeordnet ist, aber direkt von der Flussrichtung durch die Leitung **34** weg weist. Das externe Ende des stromabwärtigen Fühlerrohrs **40** weist eine ähnliche Endgeometrie auf. Die Kerbenöffnungen in den externen Enden der stromaufwärtigen und stromabwärtigen Fühlerrohre **36**, **40** weisen stromaufwärts bzw. stromabwärts. Diese Merkmale sind am besten in den Fig. 2–Fig. 5 gezeigt.

[0048] Erneut mit Bezug zu Fig. 2 ist das externe Ende des stromaufwärtigen Fühlerrohrs **36** durch ein Verbindungsrohr **46** mit der Eingangs- oder Hochdruckseite eines Durchfluss-Sensors/Wandlers **44** verbunden. Die Ausgangs- oder Niedrigdruckseite des Durchfluss-Sensors/Wandlers **44** ist durch ein weiteres Verbindungsrohr **48** mit dem externen Ende des stromabwärtigen Fühlerrohrs **40** verbunden. Beide Verbindungsrohre sind vorzugsweise aus Silikon gebildet. Diese Anordnung erzeugt einen Seitenfluss des Beatmungsgases durch den Sensor **44** und die Verbindungsrohre **46**, **48**. Bei der bevorzugten Ausführungsform ist der Durchflusssensor **44** der zuvor erwähnte, von Microswitch Corp. hergestellte Wandler, Modell AWM2300V. Der Seitenfluss ist proportional zum Gesamtfluss durch die Leitung **34**. Der Sensor **44** erzeugt ein elektrisches Signal, welches für diesen Gesamtfluss repräsentativ ist.

[0049] Bei einer alternativen Ausführungsform (nicht gezeigt) ist der Durchflusssensor **44** durch einen Differentialdrucksensor, wie beispielsweise den Microswitch Corp. Modell 24EFA1D Differentialdrucksensor, ersetzt. Der Differentialdrucksensor misst einen Druckabfall, welcher proportional zur

Strömungsgeschwindigkeit und somit zum Gesamtgasfluss durch die Durchflussleitung **34** ist. Bei dieser Anordnung findet kein Seitenfluss durch die Verbindungsrohre **46**, **48** statt.

[0050] Beide Fühlerrohre **36**, **40** sind identisch konstruiert. Die Konstruktion des stromaufwärtigen Fühlerrohrs **36** ist detailliert in den Fig. 6–Fig. 9 gezeigt.

[0051] Bei der bevorzugten Ausführungsform, wie in den Fig. 6–Fig. 9 gezeigt, ist das Fühlerrohr **36** ein maschinell hergestelltes, vorzugsweise aus Edelstahlmaterial gefertigtes Rohr mit einem Außendurchmesser von 2,362 mm (0,093") und einer Wanddicke von 0,254 mm (0,010"). Ein passiviertes Finish wird angebracht.

[0052] Eine viereckige, halbzylindrische Kerbenöffnung **38** ist an beiden Enden des Rohrs **36** gebildet. Vorzugsweise weisen beide Kerben eine identische Größe und Form auf und zeigen in dieselbe Richtung. Bei einer bevorzugten Ausführungsform weist das Rohr **36** eine Gesamtlänge von ungefähr 29,464 mm (1,160") und jede Kerbe eine Länge von ungefähr 3,81 mm (0,150") auf, womit ungefähr 21,844 mm (0,860") Rohr zwischen den zwei Kerben verbleiben. Die Tiefe jeder Kerbe **36** ist geringfügig kleiner als der halbe Durchmesser des Rohrs **36** oder ungefähr 1,168 mm (0,046") in der bevorzugten Ausführungsform.

[0053] Die speziellen Endgeometrien wurden gewählt, um beim Eintauchen in eine turbulente Strömung hohe Strömungswiderstandskoeffizientenwerte zu erzielen, was zu einem größeren Druckdifferential zwischen den zwei Fühlerrohren **36**, **40** und einem größeren Seitenfluss durch den Fühler **44** führt.

[0054] Im Falle der in den Fluss hinein gerichteten, stromaufwärtigen Kerbenöffnung **38** erzeugt ein hoher Strömungswiderstandskoeffizient einen Hochdruckbereich, in welchem der Fluss das Rohr **36** beeinträchtigt. Das stromaufwärtige Fühlerrohr **36** öffnet sich in diesen Bereich des Flusses und überträgt den höheren Druck auf die Eingangsseite des Sensors **44**. Falls die Kerbenöffnung **42** von der Strömung weg gerichtet ist, kommt es zu einer maximalen Strömungstrennung auf der stromabwärtigen Seite der Kerbe **42**. Diese Strömungstrennung erzeugt einen Niedrigdruckbereich. Das stromabwärtige Fühlerrohr **40** öffnet sich in diesen Bereich und überträgt den niedrigeren Druck auf die Ausgangsseite des Sensors **44**. Die Kombination aus Hochdruck am Sensoreingang und Niedrigdruck am Sensorausgang erzeugt einen starken Seitenfluss, was zu einem hohen Durchflusssignal durch den Sensor **44** führt.

[0055] Es ist bekannt, dass eine halbzylindrische Form eine große Differenz beim Strömungswiderstandskoeffizienten führt, abhängig davon, ob sie stromaufwärts oder stromabwärts ausgerichtet ist. So sieht die viereckige Kerbe in den Rohren **36**, **40**, wie in den Fig. 6–Fig. 9 gezeigt, ein wesentliches Druckdifferential vor, was zu einem optimierten Durchflusssignal am Sensor **44** führt.

[0056] Die Dimensionsmerkmale des Rohrs mit viereckiger Kerbe verleihen dem durch den Leitungsfluss entwickelten Differentialdruck Stabilität, was zu einem niedrigen Geräuschsignal in einem Umfeld mit turbulentem Fluss führt. Das Sensorsignal (d.h. der Seitenfluss) könnte verändert werden, indem die Größe und möglicherweise das Höhe-zu-Breite-Verhältnis der Kerben verändert werden, aber die hierin beschriebene besondere Größe sieht eine optimale Empfindlichkeit und einen optimalen Bereich für die besondere Beatmungsvorrichtung des Anmelders vor, wie nachfolgend beschrieben.

[0057] Das Rohr mit viereckiger Kerbe ist ferner relativ leicht herzustellen. Die Möglichkeit, dieselbe Rohrkonfiguration für das stromaufwärtige und das stromabwärtige Fühlerrohr **36**, **40** zu verwenden, ermöglicht ökonomische Einkaufsmengen und minimiert potenzielle Montagefehler. Die Rohre weisen an beiden Enden Kerben auf, um den Herstellungsprozess zu erleichtern und ferner eine gute Sichtbarkeit der Kerbenposition und Kerbenausrichtung während der Montage zu bieten. Falls gewünscht, könnte die Kerbe am externen Ende des Fühlerrohrs wegfallen.

[0058] Die Entfernung zwischen dem stromaufwärtigen Fühlerrohr **36** und dem stromabwärtigen Fühlerrohr **40** in der Durchflussleitung **34** ist nicht kritisch. Jedoch sollten die Rohre **36**, **40** ausreichend getrennt sein, um die Entwicklung einer Strömung um das stromabwärtige Rohr herum zu ermöglichen, wodurch Strömungstrennungswirkungen und die resultierende Druckdifferenz zwischen den zwei Rohren **36**, **40** erzeugt werden.

[0059] Das Durchflussmessgerät **32** ist aufgrund der Anordnung in der Mitte der Fließströmung und aufgrund der Mittelungswirkungen der Kerbenöffnungen **38**, **42** am Rohr besonders gut für die Durchführung genauer Messungen in turbulentem Fluss geeignet.

[0060] Mit Bezug zu den Fig. 10 und Fig. 11 ist eine zweite Ausführungsform des Durchflussmessgerätes **50** gezeigt. Es ähnelt dem Durchflussmessgerät **32** der Fig. 2–Fig. 4 und funktioniert auf ähnliche Weise. Die Vorrichtung **50** in den Fig. 10 und Fig. 11 ist speziell für die Verwendung mit dem Companion 320I/E Bi-Level Beatmungssystem von Puritan-Bennett konstruiert.

[0061] Wie in den Fig. 10 und Fig. 11 gezeigt, umfasst das Durchflussmessgerät **50** eine winklige

Durchflussleitung **52** mit einem ersten zylindrischen Abschnitt **54** und einem zweiten zylindrischen Abschnitt **56**, welcher bezüglich des ersten Abschnitts **54** winklig ausgerichtet ist. Bei der bevorzugten Ausführungsform liegt der Winkel bei 14,5 Grad. Zweck des Winkels ist es, dass die Vorrichtung **50** in die gewünschte Umhüllung passt.

[0062] Das Durchflussmessgerät **50** verwendet stromaufwärtige **58** und stromabwärtige **60** Fühlerrohre, welche genauso konstruiert sind wie das in den Fig. 6–Fig. 9 gezeigte und beschriebene Fühlerrohr **36**. Das stromaufwärtige Fühlerrohr **58** erstreckt sich durch eine erste Seitenwandöffnung an der Verbindung zwischen dem ersten **54** und dem zweiten **56** zylindrischen Abschnitt. Das stromabwärtige Fühlerrohr **60** ist durch eine zweite Seitenwandöffnung in dem ersten zylindrischen Abschnitt **54** aufgenommen. Die inneren Enden beider Fühlerrohre **58**, **60** ragen durch die Leitung **52** in die Fließströmung hinein. Die Kerbenöffnungen an den inneren Enden der Fühlerrohre **58**, **60** sind ungefähr in der Mitte der Fließströmung angeordnet, wobei das stromabwärtige Fühlerrohr **60** derart ausgerichtet ist, dass seine Kerbenöffnung in dem ersten zylindrischen Abschnitt **54** direkt stromabwärts zeigt und wobei das stromaufwärtige Fühlerrohr **58** derart ausgerichtet ist, dass seine Kerbenöffnung in dem zweiten zylindrischen Abschnitt **56** direkt stromaufwärts zeigt. Die Entfernung zwischen den zwei Fühlerrohren **58**, **60** ist nicht kritisch solange zwischen ihnen ein ausreichender Abstand vorliegt, um Strömungstrennungswirkungen und die resultierende Druckdifferenz zwischen den zwei Rohren **36**, **40** zu erzeugen. Die externen Enden beider Fühlerrohre **58**, **60** sind durch Verbindungsrohre (nicht gezeigt) mit einem Durchflusssensor (nicht gezeigt) auf identische Weise wie in Fig. 2 gezeigt verbunden.

[0063] Bei der bevorzugten Anwendung dient der erste zylindrische Abschnitt **54** als ein Ausgangsverbindungselement für den Druckluftschlauch **20** aus Fig. 1. Der zweite zylindrische Abschnitt **56** dient als ein Verbindungselement zu der Ausgangsöffnung der Ventilanordnung **14**.

[0064] Wie in Fig. 11 gezeigt, ist der erste zylindrische Abschnitt **54** ferner mit einer Seitenwandöffnung **62** gegenüber des stromabwärtigen Fühlerrohrs **60** versehen. Ein Nippelverbindungselement **64** ist an der Außenfläche des Abschnitts **54** um die Öffnung **62** herum für eine Verbindung mit einem PVC-Verbindungsrohr (nicht gezeigt) gebildet. Bei der bevorzugten Ausführungsform ist das Verbindungsrohr mit einem Druckrohr verbunden, welches mit der Einlassseite des Drucksensors **16** in Verbindung steht. Unter Verwendung dieser Konfiguration sieht das Durchflussmessgerät **50** einen Eingang sowohl zu dem Drucksensor **16** als auch zu dem Durchflusssensor **18** in dem Beatmungssystem aus Fig. 1 vor.

[0065] Aus dem Vorangehenden wird deutlich, dass das Durchflussmessgerät der vorliegenden Erfindung genaue Messungen des Gesamtflusses in einem turbulenten oder pulsierenden Umfeld, wie beispielsweise einem Beatmungssystem, vorsieht und dies mit einem hohen Signal-Rausch-Verhältnis. Ferner sieht das Durchflussmessgerät ein symmetrisches Design vor, welches in der Lage ist, mit einem Fluss in beiden Richtungen zu funktionieren.

[0066] Während mehrere besondere Formen der Erfindung erläutert und beschrieben worden sind, wird deutlich, dass verschiedene Modifikationen erfolgen können, ohne vom Rahmen der Erfindung abzuweichen. Entsprechend ist nicht beabsichtigt, dass die Erfindung außer durch die beigefügten Ansprüche eingeschränkt wird.

Patentansprüche

1. Durchflussmessgerät (**32**, **50**), umfassend:
eine Durchflussleitung (**34**, **52**);
ein Fühlerrohr mit einer in der Durchflussleitung in einem Durchflussstrom angeordneten, halbzylindrisch geformten Kerbenöffnung (**38**); und
einen Wandler, welcher betriebsmäßig mit dem Fühlerrohr verbunden ist, um von diesem ein Signal zu empfangen.

2. Durchflussmessgerät nach Anspruch 1, umfassend:
ein stromaufwärtiges Fühlerrohr (**36**, **58**) mit einer halbzylindrisch geformten Kerbenöffnung, welche dazu angeordnet ist, zu dem Durchflussstrom hin zu zeigen, und ein stromabwärtiges Fühlerrohr (**40**, **60**) mit einer halbzylindrisch geformten Kerbenöffnung, welche dazu angeordnet ist, von dem Durchflussstrom weg zu zeigen; und wobei
der Wandler betriebsmäßig mit dem stromaufwärtigen und dem stromabwärtigen Fühlerrohr verbunden ist.

3. Gerät nach Anspruch 2, wobei der Wandler einen Durchflussfühler (**44**) umfasst.

4. Gerät nach Anspruch 2, wobei der Wandler einen Differenzdruckfühler umfasst.

5. Gerät nach Anspruch 2, wobei die Durchflussleitung (**34**) eine gerade Leitung ist.

6. Gerät nach Anspruch 2, wobei die Durchflussleitung (**52**) eine winkelförmige Leitung ist.

7. Gerät nach einem der Ansprüche 2 bis 6, wobei die Kerbenöffnungen (**38**) eine Länge in Längsrichtung von ungefähr 3,81 mm aufweisen, die jeweiligen Fühlerrohre einen Durchmesser von ungefähr

2,362 mm aufweisen und die Kerbenöffnungen (**38**) eine Tiefe von ungefähr 1,168 mm (0,046") aufweisen.

8. Gerät nach einem der Ansprüche 2 bis 7, wobei das stromaufwärtige und das stromabwärtige Fühlerrohr (**36**, **58**, **40**, **60**) an beiden Enden Kerbenöffnungen (**38**) aufweisen.

9. Gerät nach Anspruch 8, wobei Kerbenöffnungen (**38**) identischer Größe und Form an beiden Enden des stromaufwärtigen und des stromabwärtigen Fühlerrohrs vorgesehen sind.

10. Gerät nach einem der Ansprüche 2 bis 9, wobei jedes der stromaufwärtigen und der stromabwärtigen Fühlerrohre einen inneren Abschnitt umfasst, welcher in der Durchflussleitung angeordnet ist, und einen äußeren Abschnitt umfasst, welcher außerhalb der Durchflussleitung angeordnet ist, wobei jeder der inneren und der äußeren Abschnitte eine in einem Ende desselben gebildete Kerbenöffnung (**38**) aufweist.

11. Gerät nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die Kerbenöffnungen (**38**) ungefähr in einer Mitte des Durchflussstroms in der Durchflussleitung angeordnet sind.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

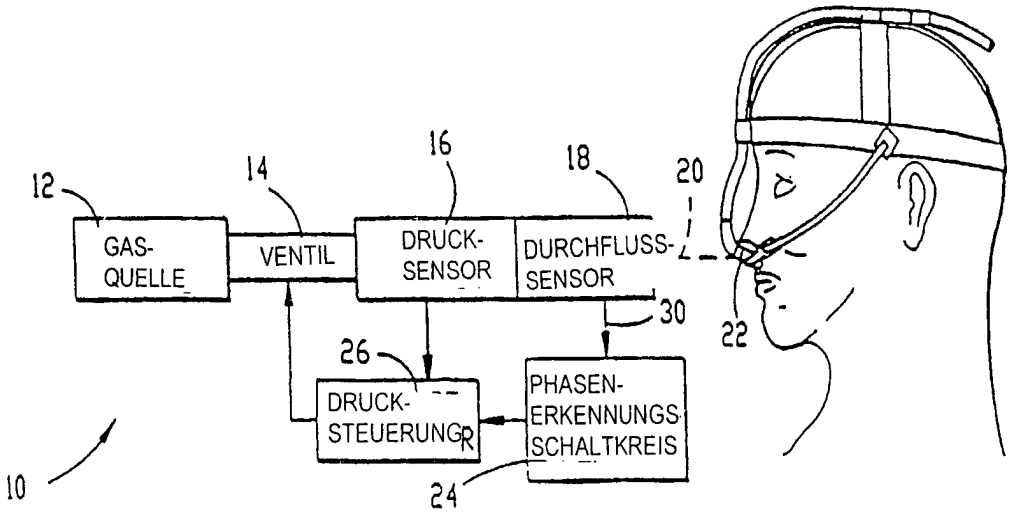


FIG. 1

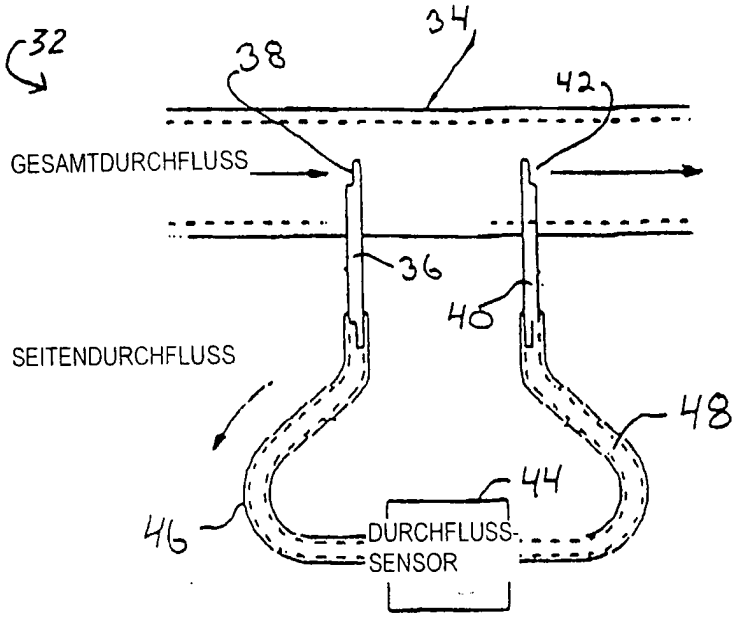


FIG. 2

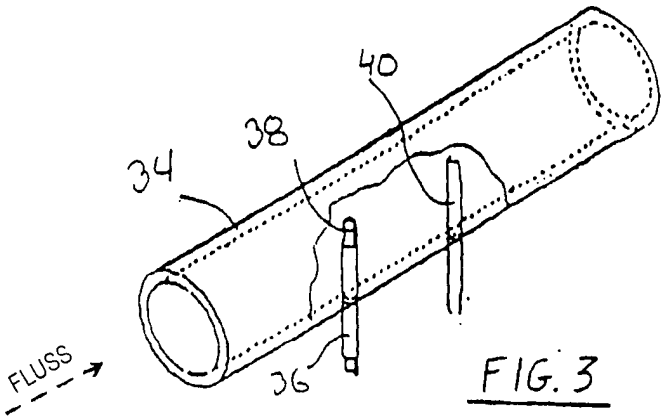


FIG. 3

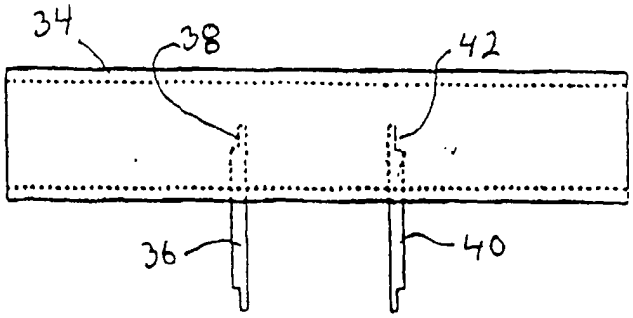


FIG. 4

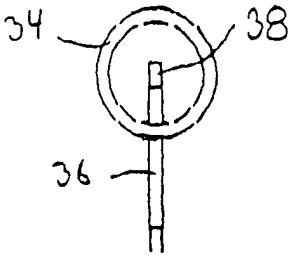


FIG. 5

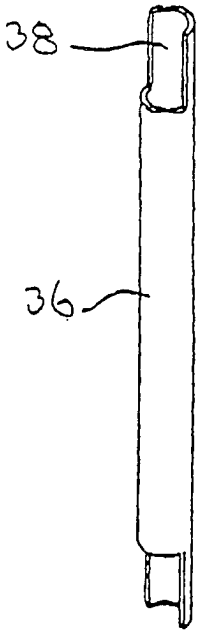


FIG. 6

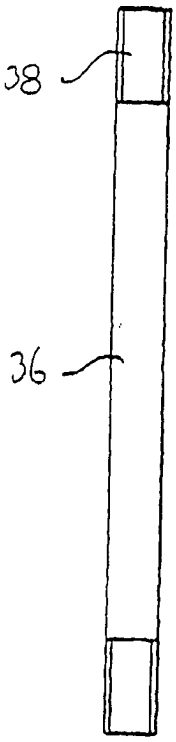


FIG. 7

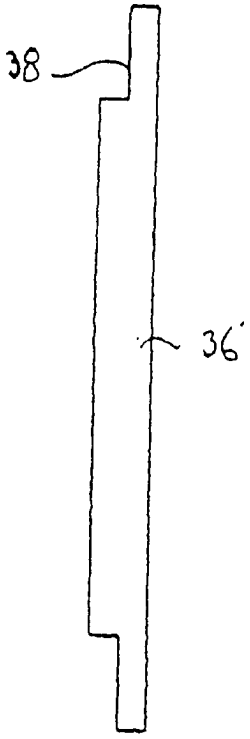


FIG. 8

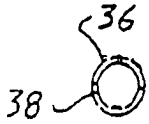


FIG. 9

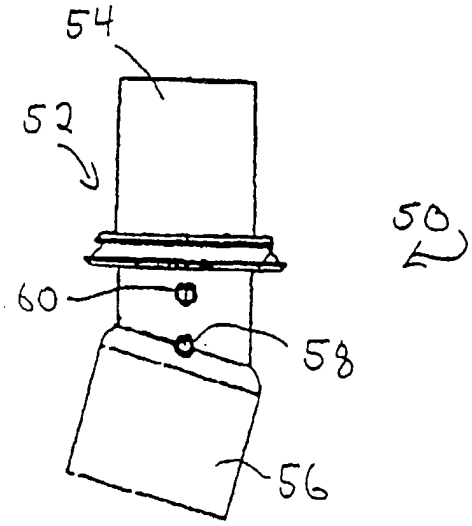


FIG. 10

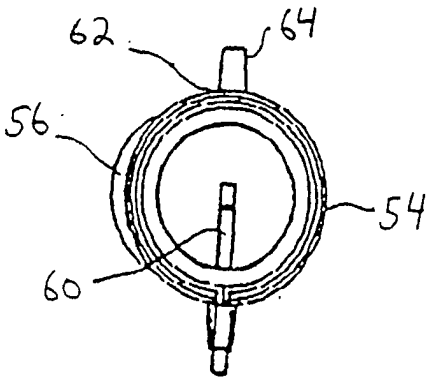


FIG. 11