(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
19. Juni 2014 (19.06.2014)

WIPO | PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2014/090680 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61M 16/04 (2006.01) *A61M 25/10* (2013.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2013/075659

(22) Internationales Anmeldedatum:
5. Dezember 2013 (05.12.2013)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2012 112 097.8
11. Dezember 2012 (11.12.2012) DE

(71) Anmelder: **TRACOE MEDICAL GMBH** [DE/DE]; Reichsforststraße 32, 60528 Frankfurt/Main (DE).

(72) Erfinder: **SCHNELL, Ralf**; Kaiser-Karl-Straße 19, 63500 Seligenstadt (DE). **HAHN, Andreas**; Scheurebenweg 20, 55129 Mainz-Hechtsheim (DE).

(74) Anwälte: **LIEKE, Winfried** et al.; WSL Patentanwälte Partnerschaft mbB, Postfach 61 45, Kaiser-Friedrich-Ring 98, 65051 Wiesbaden (DE).

(81) Bestimmungsstaaten *(soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart)*: AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten *(soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart)*: ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— *mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)*

(54) Title: PRESSURE EQUALISING DEVICE

(54) Bezeichnung : DRUCKAUSGLEICHSVORRICHTUNG

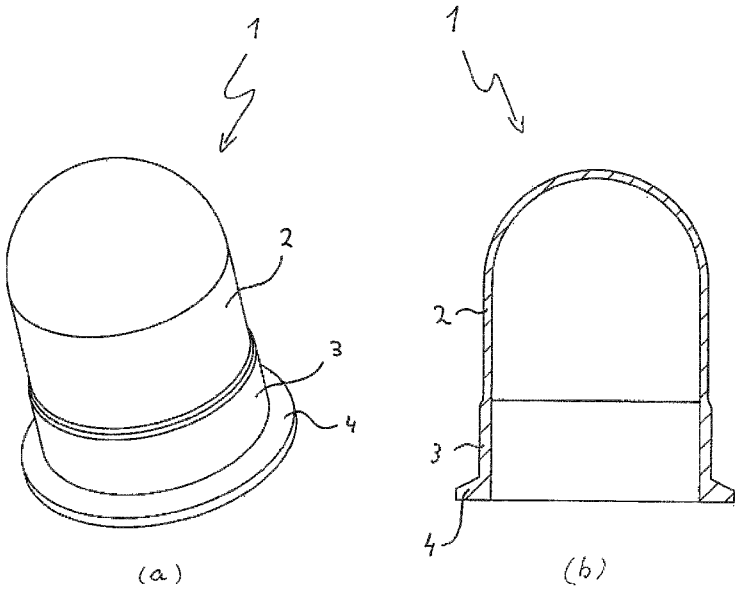

Fig. 1

(57) Abstract: The present invention relates to a pressure equalising device with a pressure equalising balloon, the volume of which is connected to a further volume, the pressure of which is intended to be kept at as constant a value as possible even in the event of an enforced change in volume. In order therefore to keep the cuff pressure within the pressure range that is generally considered to be useful and optimal of between approximately 20 mbar and 30 mbar, but also make possible, if required, to increase the pressure in a controlled manner, according to the invention the equalising balloon keeping the pressure generally constant is accommodated in a protective sleeve which has radial bulges deviating from a uniformly concave form matched to the outer contour of the balloon, which bulges are designed such that the equalising balloon first abuts against the wall areas of the protective sleeve matched to the contour of the balloon and then, when pressure is increased, extends only into the bulges, whereby the pressure in the equalising balloon gradually increases as the volume in the bulges increases.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2014/090680 A1

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Druckausgleichsvorrichtung mit einem Druckausgleichsballon, dessen Volumen mit einem weiteren Volumen in Verbindung steht, dessen Druck auch bei einer aufgezwungenen Volumenänderung einen möglichst konstanten Wert behalten soll. Um den Cuff-Druck daher auf dem im Allgemeinen als sinnvoll und optimal angesehen Druckbereich zwischen etwa 20 mbar und 30 mbar zu halten, es jedoch auch ermöglicht, den Druck bei Bedarf kontrolliert zu erhöhen, wird erfindungsgemäß vorgeschlagen, dass der den Druck im Allgemeinen konstant haltende Ausgleichsballon in einer Schutzhülle aufgenommen ist, die abweichend von einer gleichmäßig konkaven, der äußeren Ballonkontur angepassten Form radiale Ausbuchtungen aufweist, die so gestaltet sind, dass der Ausgleichsballon sich zunächst an der Kontur des Ballons angepasste Wandbereiche der Schutzhülle anlegt und anschließend bei Druckerhöhung nur in die Ausbuchtungen hinein ausdehnt, wodurch der Druck in dem Ausgleichsballon mit der Volumenzunahme in die Ausbuchtungen hinein allmählich ansteigt.

Druckausgleichsvorichtung

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Druckausgleichsvorrichtung mit einem Druckausgleichsballon, wobei das Volumen des Druckausgleichsballons mit einem weiteren Volumen in Verbindung steht, dessen Druck auch bei einer aufgezwungenen Volumenänderung zumindest innerhalb eines vorgegebenen Volumenbereichs des Druckausgleichsballons einen weitgehend konstanten Wert behalten soll.

Ein solches Volumen, dessen Druck auch bei einer von außen aufgezogenen Volumenänderung zumindest innerhalb eines vorgegebenen Volumenbereichs des Druckausgleichsballons einen möglichst konstanten Wert behalten soll, ist beispielsweise das Volumen der Manschette einer Beamtungskanüle. Die Manschette, in der medizinischen Fachsprache und im Folgenden auch „Cuff" genannt, umgibt dabei eine in die Trachea (Luftröhre) eines Patienten eingeführte Kanüle und wird nach dem Einführen der Kanüle auf einen geringen Druck in der Größenordnung von 20 bis 30 mbar aufgeblasen, damit sie sich dichtend an die Wand der Trachea anlegt, die Kanüle auf diese Weise fixiert und außerdem verhindert, das Sekret, welches sich oberhalb des Cuffs in der Umgebung der Beatmungskanüle ansammelt, in die Bronchien bzw. in die Lunge des Patienten gelangt. Ansonsten könnte derartiges Sekret, in welchem sich Krankheitskeime sehr schnell vermehren und welches dann in die tieferen Atemwege oder die Lunge gelangt, zu schweren Komplikationen wie z. B. einer Lungenentzündung führen.

Eine gute Abdichtung durch einen solchen Cuff ist insbesondere bei langzeitbeatmeten Patienten von großer Bedeutung. Die Kanüle kann dabei entweder ein Endotrachealtubus sein, der durch Mund und Rachen eines Patienten eingeführt wird, kann aber ebenso gut auch eine Tracheostomiekanüle sein, die durch eine chirurgisch erzeugte Öffnung (ein Tracheostoma) im Hals eines Patienten hindurchgeführt ist und damit unter Umgehung des Mund- und Rachenraums die Trachea mit der Umgebungsluft oder einem Beatmungsgerät verbindet.

Insbesondere bei langzeitbeatmeten Patienten ist dabei auch der eingestellte Cuff-Druck von größter Bedeutung, da dieser Druck auf Dauer einen Wert von 30 mbar nicht übersteigen darf, weil der auf die sehr empfindliche Wand der Trachea wirkende Druck zu einer Behinderung der

Durchblutung und im Ergebnis zu Beschädigungen bzw. Wunden bis hin zu Nekrosen führen kann.

Andererseits darf der Cuff-Druck auch nicht zu gering sein, um den Vorbeitritt des oben erwähnten Sekretes an dem Cuff vorbei zu verhindern. Außerdem könnte unkontrolliert an dem Cuff vorbeiströmende Luft auch einen Fehlalarm an einem Beatmungsgerät auslösen, da die Beatmung bei Verwendung entsprechender Kanülen grundsätzlich über das Lumen der Kanüle erfolgen soll und anhand des Luftstroms durch die Kanüle kontrolliert wird.

Um den Cuff-Druck daher auf dem im Allgemeinen als sinnvoll und optimal angesehen Druckbereich zwischen etwa 20 mbar und 30 mbar zu halten, sind bereits zahlreiche Einrichtungen verwendet und beschrieben worden, die den Druck in dem Cuff konstant halten sollen. Dabei ist zu berücksichtigen, dass z. B. durch Verschieben, Verdrehen oder Neigen des Kopfes eines Patienten auch der Tracheaquerschnitt sich ändern kann und damit in unterschiedlicher Weise auf den Cuff drückt und dessen Volumen verändert. Der Cuff muss daher über einen entsprechenden Schlauch, der im Allgemeinen an der Kanüle entlang geführt oder in die Wand der Kanüle integriert ist, mit einem entsprechenden Druckreservoir verbunden sein, welches je nach Volumenänderung des Cuffs Luft bzw. generell Füllgas wie z. B. Stickstoff, aus dem Cuff aufnehmen kann und auch wieder in den Cuff zurückführt, um den Cuff-Druck unabhängig von einem möglicherweise variierenden Cuffvolumen auf einem konstanten Wert zu halten.

Hierzu sind beispielsweise elektronische Druckregler bekannt ebenso wie auch einfache Ausgleichsvolumina, insbesondere Ballons, wobei in aller Regel der Druck eines Cuffs von medizinischem Fachpersonal in gewissen zeitlichen Abständen, oftmals jedoch nur einmal pro Schicht, kontrolliert und nachjustiert wird.

Des Weiteren ist auch bereits ein System bekannt, welches mit einem Latexballon als Ausgleichsvolumen arbeitet, wobei der Latexballon die Eigenschaft hat, zumindest innerhalb eines gewissen Volumenbereichs einen konstanten Druck aufrecht zu erhalten. Das heißt, bereits eine geringfügige Erhöhung des Drucks führt zu einer entsprechenden Volumenzunahme des Latexballons, während eine geringe Druckabnahme wieder zu einer Volumenverringerung des Latexballons führt, so dass im Ergebnis der Druck in einem Cuff, der mit einem entsprechenden Latexballon verbunden ist, auf demselben in etwa konstanten Wert bleibt. Um den sehr dünnen und empfindlichen Latexballon zu schützen, der die gewünschten Eigenschaften hat, ist er in einer äußeren Schutzhülle angeordnet, die vorzugsweise durchsichtig ist, im Wesentlichen Kugelform hat und stabil genug ist, um den in der Schutzhülle aufgenommenen Ballon gegenüber Stößen, Beschädigungen oder von außen ausgeübtem Druck zu schützen und es versteht sich, dass die

Schutzhülle luftdurchlässig sein muss, um die Ausdehnung oder ein Zusammenziehen des Ausgleichsballons innerhalb der Schutzhülle nicht zu beeinflussen.

Verschiedene Vorrichtungen zur Konstanthaltung oder Überwachung des Drucks entsprechender Cuffs oder Manschetten im medizinischen Bereich sind bekannt aus den US-Patenten 3,642,005, 4,501,273, der US-Patentanmeldung 2012/0090619 A1, der EP 1 252 909 A2 und dem britischen Patent GB 1 423 789.

Elektronische Druckregelsysteme sind sehr aufwendig und teuer. Ballonsysteme mit sehr voluminösen Ausgleichsballons sind unhandlich und unterliegen der Gefahr von Beschädigungen eines solchen Ballons. Das bekannte System mit einem Ausgleichsballon aus Latex, der sich innerhalb einer stabilen, durchsichtigen Schutzhülle befindet, funktioniert im Prinzip relativ gut, hat aber den Nachteil, dass das Latex u. a. aufgrund seines allergenen Potentials in vielen Bereichen der medizinischen Behandlung unerwünscht oder gar unzulässig ist.

Die EP 1 252 909 A2 beschreibt bereits ein System aus einem Hauptballon (entsprechend dem Cuff) und einem Pilotballon, wobei Hauptballon und Pilotballon dieselbe Elastizität aufweisen sollen, so dass der Zustand oder auch insbesondere der Druck des Hauptballons (Cuff) anhand des Zustandes des sichtbaren Pilotballons ablesbar ist. Die EP 1 252 909 beschreibt dabei sowohl für den Hauptballon als auch für den Pilotballon ein Material aus thermoplastischen Elastomeren auf Styrolbasis.

Auch wenn der Druck in dem Cuff einer Beatmungskanüle in der Regel konstant gehalten werden soll, gibt es Situationen im medizinischen Alltag, in welchen bewusst und im Allgemeinen nur für kurze Zeit ein solcher Cuff mit einem höheren Druck beaufschlagt werden soll, der beispielsweise zwischen 30 und 50 mbar liegt. Dies ist mit den vorgenannten Druckausgleichsballons, die sich bei nur geringfügig zunehmendem Druck immer weiter ausdehnen, praktisch kaum zu realisieren. Zwar ist es bekannt, einen solchen Ballon mit einer festen Schutzhülle zu versehen, die ein weiteres Dehnen übder das Volumen der Schutzhülle hinaus verhindert. Jedoch bedeutet dies, dass der Druck plötzlich sehr stark ansteigt, sobald sich der Ausgleichsballon an die Innenwand der Schutzhülle angelegt hat. Eine gut kontrollierte Erhöhung auf einen nur leicht erhöhten Druck von z. B. etwa 30 bis 50 mbar ist dabei kaum möglich.

Gegenüber diesem Stand der Technik liegt der vorliegenden Erfindung die Aufgabe zugrunde, eine Druckausgleichsvorrichtung bereitzustellen, welche einerseits einen vorgegebenen Druck in einem anderen, an den Ausgleichsballon angeschlossenen Volumen, wie zum Beispiel einem Cuff bzw. einer Manschette, im Wesentlichen konstant hält, es jedoch auch ermöglicht, den Druck bei Bedarf kontrolliert zu erhöhen.

Diese Aufgabe wird dadurch gelöst, dass der den Druck im Allgemeinen konstant haltende Ausgleichsballon in einer Schutzhülle aufgenommen ist, die abweichend von einer gleichmäßig konkaven, der äußeren Ballonkontur angepassten Form radiale Ausbuchtungen aufweist, die so gestaltet sind, dass der Ausgleichsballon sich zunächst an die der Kontur des Ballons angepassten Wandbereiche der Schutzhülle anlegt und anschließend bei Druckerhöhung nur in die Ausbuchtungen hinein ausdehnt, wodurch der Druck in dem Ausgleichsballon mit der Volumenzunahme in die Ausbuchtungen hinein allmählich ansteigt.

Zweckmäßig ist es dabei, wenn in dem Volumenbereich des Ausgleichsballons zwischen dem Volumen bei Anlage an den der Kontur des freien Ballons angepassten Bereichen und dem Volumen bei vollständigem Ausfüllen aller Ausbuchtungen allmählich ansteigt und zwar vorzugsweise in etwa um den Faktor zwei.

Die Volumendifferenz zwischen dem Volumen bei Anlage an den der Kontur des freien Ballons angepassten Bereichen und dem Volumen bei vollständigem Ausfüllen aller Ausbuchtungen sollte etwa bei mindestens 5 % des erstgenannten Volumens liegen. Der relative Flächenanteil der konkaven Ausbuchtungen 6 zu den konvexen Abschnitten 5a kann zum Beispiel zwischen 20 % und 70 % liegen.

IN einer bevorzugte Ausführungsform ist der Ausgleichsballon aus einem thermoplastischen Polymer hergestellt und wurde vor dem ersten Gebrauch über das maximal vorgesehene Regelvolumen hinaus überdehnt und anschließend bis auf den Bereich des Regelvolumens relaxiert, wie dies in der gleichzeitig eingereichten Patentanmeldung desselben Anmelders mit dem Titel „Druckausgleichsballon und Verfahren zu dessen Herstellung“ beschrieben wird. 00

Zweckmäßigerweise wird ein entsprechender Ausgleichsballon für die Verwendung an Beatmungskanülen mit einem Anfangsvolumen (vor dem Überdehnen) von etwa 3 bis 8 cm^3 hergestellt, welches sich nach dem erstmaligen Überdehnen, z. B. auf ein Volumen von etwa 200 cm^3 (oder auch mehr), um etwa 20 bis 50% vergrößert hat. Das Regelvolumen könnte dann im Bereich von z. B. 10 oder 20 bis 100 cm^3 liegen, vorzugsweise im Bereich von 30 bis 70 cm^3.

Die vorliegende Erfindung ist aber nicht auf einen solchen Ballon aus thermoplastischen Polymeren beschränkt sondern auf alle Arten von Ballonen anwendbar, die eine entsprechende Druckcharakteristik haben, die zunächst keinen oder fast keinen Druckanstieg mit zunehmendem Volumen zeigt, deren Druck aber ab einem bestimmten Volumen deutlicher zunehmen soll.

Der Ausgleichsballon ist von einer Schutzhülle umgeben, die den relativ empfindlichen Ausgleichsballon vor äußeren mechanischen Einwirkungen schützt. Eine solche Schutzhülle, z. B. aus stabilem, durchsichtigem Kunststoffmaterial hat eine kugelförmige Grundform mit Ausbuchtungen bzw. Ausstülpungen nach außen. Die Schutzhülle kann zum Beispiel einen Durchmesser in der Größenordnung von 50 bis 60 mm haben.

Wie bereits erwähnt, könnte eine entsprechende kugelförmige Schutzhülle aus Plexiglas oder irgendeinem anderen geeigneten, stabilen Kunststoffmaterial einen Durchmesser in der Größenordnung von 50 bis 60 mm und damit ein Volumen in der Größenordnung von 70 bis 100 cm^3 haben. Die Schutzhülle kann eventuell auch kleiner gehalten werden und einen Durchmesser von 40 mm und bis herab zu 30 mm oder weniger aufweisen. Es versteht sich, dass die entsprechende Schutzhülle mindestens eine Öffnung aufweist, die das Innere der Schutzhülle mit der Umgebung verbindet, um außerhalb des Ausgleichsballons immer den konstanten Umgebungsdruck aufrecht zu erhalten, so dass der Ausgleichsballon sich innerhalb des Volumens der Schutzhülle ungehindert ausdehnen und zusammenziehen kann.

Dabei ist jedoch vorgesehen, dass die Schutzhülle, ausgehend von Ihrer kugelförmigen Grundform, einige, vorzugsweise streifenartig angeordnete, Ausbuchtungen aufweist. Dies führt beispielsweise dazu, dass der Ausgleichsballon sich bei einem geringfügigen Druckanstieg zunächst ausdehnt, bis er an Teilen der Innenwand der Schutzhülle anliegt, während danach eine weitere Dehnung des Ausgleichsballons nur noch im Bereich der Ausbuchtungen möglich ist. Dies bewirkt einen geringen aber deutlich spürbaren und sichtbaren Druckanstieg, bis auch die Ausbuchtungen mit dem Ballon ausgefüllt sind, woraufhin der Druck bei weiterer Gaszufuhr steil ansteigt. In dem Übergangsbereich, in welchem der Ballon sich in die Ausbuchtungen hinein ausdehnt, ist jedoch ein verhältnismäßig leichter, kontinuierlicher Druckanstieg festzustellen, der es ermöglicht, gezielt und kontrolliert einen zeitweise gewünschten, höheren Cuff-Druck einzustellen. Dies ist beispielsweise in manchen Notsituationen erforderlich, wenn z. B. Blutungen in der Trachea bzw. im Hals- und Rachenraum auftreten und gestillt werden müssen, ohne dass die dichte Anlage des Cuffs an der Tracheawand aufgegeben wird, sondern ggf. sogar verstärkt werden muss

Ein besonderer Vorteil der Verwendung von thermoplastischen Polymeren liegt darin, dass ein entsprechender Ballon im Spritzgussverfahren hergestellt werden kann, was eine sehr gut kontrollierbare, gleichmäßige Wandstärke ermöglicht, wobei die Wandstärke wiederum einer der Parameter ist, durch welche der konkrete Regeldruck eingestellt werden kann. Ein zweiter Parameter für die Einstellung eines Regeldrucks liegt in dem Ausmaß der Überdehnung.

Als besonders geeignet haben sich styrolbasierte thermoplastische Polymere erwiesen, wie z. B. SBS (Styrol-Butadien-Styrol), SIS (Styrol-Isopren-Styrol) und SEPS (Styrol-Ethylen-Propylen-

Styrol). Besonders bevorzugt ist für die vorliegende Erfindung das Material SEBS (Styrol-Ethylen-Butylen-Styrol).

Das thermoplastische Material kann auch Füllstoffe, wie zum Beispiel Mineralöle und insbesondere medizinische Weißöle aufweisen.

Zweckmäßigerweise wird das thermoplastische Material so ausgewählt bzw. eingestellt, dass es eine Shore 00 Härte (nach ISO 868) von 30 – 70, vorzugsweise 50 Shore 00 hat. Der Zugmodul bei 100 % Dehnung liegt typischerweise im Bereich zwischen 40-150 kPa (nach ISO 37).

Die Wandstärke des drucklosen Ballons vor dem erstmaligen Überdehnen, d. h. nach dem Spritzgießen, kann z. B. im Bereich zwischen 0,4 und 1,5 mm liegen. Beim Dehnen eines solchen Ballons und insbesondere zum Überdehnen wird typischerweise ein Druck in der Größenordnung von 40 bis 60 mbar benötigt. Lässt man jedoch den Ballon nach einem hinreichenden Überdehnen wieder relaxieren und zurück in den drucklosen Zustand gelangen, so hat er in diesem Zustand zum einen ein im Allgemeinen etwas größeres Volumen als nach dem Spritzgießen, vor allem aber ein anderes Dehnungsverhalten, d. h. der Druck, der zum Aufblähen des Ballons innerhalb des Regelvolumenbereichs (typischerweise weniger als ein Viertel des Überdehnungsvolumens) benötigt wird, liegt jedoch nur noch bei etwa der Hälfte des Druckes, der für das erstmalige Dehnen und Überdehnen des Ballons erforderlich ist und er bleibt über einen größeren Volumenbereich des Ballons hinweg weitgehend konstant. Wie gesagt kann der genaue Wert durch gezielte Wahl der Wandstärke und durch das kontrollierte Ausmaß der Überdehnung relativ genau eingestellt werden.

Zwar zeigt das Material gelegentlich einen gewissen „Erholungseffekt“, wenn es längere Zeit im drucklosen Zustand gehalten wurde, was dazu führt, dass beim erstmaligen Wiederaufblähen der Regeldruckwert etwas überschritten werden muss; wird jedoch das zur Verfügung stehende Regelvolumen (welches beispielsweise durch die Schutzhülle begrenzt wird) vor der in Betriebnahme noch einmal vollständig ausgenutzt, so stellt sich das gewünschte Dehnungsverhalten bei dem Regeldruck sehr schnell wieder ein.

Ein weiterer Vorteil der Herstellung mittels Spritzgussverfahren ist es, dass der Ausgleichsballon an verschiedenen Stellen wahlweise mit unterschiedlichen Wandstärken hergestellt werden kann. Insbesondere ist in einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung vorgesehen, dass der Ausgleichsballon eine Ballonöffnung umgebenden verstärkten Öffnungsring aufweist, dessen Wandstärke mindestens 50% größer ist als die Wandstärke des Ballons im übrigen und der dementsprechend an der Dehnung beim Druckausgleich nicht teilnimmt. Ein solcher Öffnungsring kann mit einer genau definierten Geometrie und Wandstärke hergestellt werden, so dass er bei-

spielsweise unmittelbar auf einen entsprechenden Standardanschluss (z. B. Luer-Connector) in dichtem Eingriff aufgesetzt werden kann.

Der Öffnungsring kann insbesondere auch einen umlaufenden Dichtungsflansch aufweisen, der an einem entsprechenden Anschlussstutzen der Verbindungsleitung zu einem Cuff leicht fixiert werden kann.

Entsprechende Standardanschlüsse haben typischerweise einen Durchmesser im Bereich von 12 bis 25 mm.

Der Ballon sollte zweckmäßigerweise so hergestellt werden, dass das nutzbare Regelvolumen den Bereich von 10 bis 100 cm^3, zweckmäßigerweise den Bereich von 20 bis 80 cm^3 umfasst. Das maximale Regelvolumen wird zweckmäßigerweise begrenzt durch eine stabile, durchsichtige äußere Schutzhülle. Dadurch ist der Ballon im Inneren der durchsichtigen Hülle sichtbar und das Fachpersonal, welches die entsprechenden Beatmungsvorrichtungen bedient, kann anhand des Zustandes des Ballons unmittelbar erkennen, ob der Druck der Manschette bzw. des Cuffs im gewünschten Bereich liegt.

Weitere Vorteile, Merkmale und Anwendungsmöglichkeiten der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus der folgenden Beschreibung einer bevorzugten Ausführungsform und der dazugehörigen Figuren.

Es zeigen:

Figur 1 im linken Teilbild eine perspektivische Ansicht und im rechten Teilbild eine vertikale Schnittansicht durch einen erfindungsgemäßen Ausgleichsballon im drucklosen Zustand, wie er zum Beispiel unmittelbar nach der Herstellung im Spritzgussverfahren vorliegt,

Figur 2 einen Druckausgleichsballon im aufgeblähten Zustand wie er während der Druckregelung vorliegt, wobei die Kontur des drucklosen Ballons ebenfalls wiedergegebene ist, und

Figur 3 einen Querschnitt durch den Ballon gemäß Figur 2 entsprechend der Linie III-III mit einer zusätzlich um den Ballon angeordneten Schutzhülle.

Figur 4 eine schematische Ansicht auf eine weitere Ausführungsform der vorliegenden Erfindung,

Figur 5: eine Schnittansicht der Ausführungsform nach Figur 4 entsprechend der Schnittlinie V-V in Figur 4 und

Figur 6: eine Schnittansicht ähnlich der Figur 5 einer noch weiter abgewandelten Ausführungsform.

In Figur 1 erkennt man einen Druckausgleichsballon 1, der aus einem kuppelförmigen Dehnungsabschnitt 2, einem zylindrischen Abschnitt 3 mit etwas größerer Wandstärke und schließlich einem Flanschabschnitt 4 besteht, wobei die Abschnitte 3 und 4 einen Öffnungs- und Anschluss-Abschnitt des Druckausgleichsballons 1 bilden. Beispielsweise können die Abschnitte 3 und 4 auf einen im medizinischen Bereich typischen Luuer-Konnektor, d.h. einen Rohrstutzen mit dem passenden Durchmesser, aufgesteckt werden, wobei der freie Innendurchmesser der Abschnitte 3 und 4 vorzugsweise etwas kleiner ist als der Außendurchmesser des Rohrstutzens, auf welchen dieser Anschlussabschnitt aufgesteckt wird, damit er unter leichter elastischer Spannung dicht an der Außenseite des Rohrstutzens anliegt. Darüber kann auch noch ein Spannring oder Spannband angeordnet werden, der den Ballon sicher an dem Rohrstutzen festhält, wobei der Flanschabschnitt 4 als Sicherung dient.

Figur 2 zeigt den Dehnungsabschnitt 2 in einem gedehnten Zustand, wobei der Dehnungsabschnitt im gedehnten Zustand mit 2' bezeichnet ist. Gleichzeitig ist auch die Kontur des ungedehnten Abschnittes 2 eingezeichnet. Die Größenverhältnisse zwischen dem Dehnungsabschnitt 2' im gedehnten und im drucklosen Zustand 2 gibt in etwa realistisch das Größenverhältnis in einem typischen Regelbereich wieder, in welchem der Druck im Inneren des Ausgleichsballons 2 unabhängig vom Volumen im Wesentlichen konstant bleibt. Mit anderen Worten, eine sehr geringfügige Erhöhung des Drucks führt sofort zu einer entsprechenden Dehnung des Abschnittes 2', die den Druck wieder auf den Regelwert absenkt. Umgekehrt führt eine geringfügige Drucksenkung bereits zu einer Reduzierung des Volumens des Abschnittes 2', sodass auch dann wieder der Regeldruck erreicht wird.

Figur 3 zeigt eine besondere Ausführungsform der vorliegenden Erfindung mit einer Schutzhülle 5, die aus einem relativ festen und im Vergleich zu dem Druckausgleichsballon 1 praktisch nicht dehnbaren Material besteht, welches vorzugsweise durchsichtig ist, sodass man den konkreten Zustand des Druckausgleichsballons 1 durch die Schutzhülle 5 hindurch sehen kann.

Im Allgemeinen könnte die Schutzhülle 5 kugelförmig sein mit einem Öffnungsabschnitt, welcher dem Anschlussabschnitt 3, 4 des Druckausgleichsballons 1 entspricht, sodass sich der Dehnungsabschnitt 2' bei Erreichen eines Radius, welcher dem Innenradius der Schutzhülle ent-

spricht, vollflächig an die Innenwand der Schutzhülle anlegen würde, sodass im Falle einer weiteren Gaszufuhr in das Innere des Ballons der Druck sofort und im Wesentlichen proportional zur Zunahme der Gasmenge ansteigen würde.

Die Schutzhülle 5 gemäß Figur 3 weicht jedoch von einer Kugelform dadurch ab, dass sie von dem unteren Öffnungsbereich ausgehende, streifenförmige Ausbuchtungen 6 aufweist, wie man im Schnittbild der Figur 3 sehr deutlich erkennen kann, wohingegen ein Schnitt senkrecht zur Ebene der Figur 3 noch im Wesentlichen eine Kugelform bzw. von der Innenseite her rein konkave Form der Schutzhülle 5 wiedergeben würde. Diese Ausgestaltung führt dazu, dass der Dehnungsabschnitt 2' nach Erreichen eines Radius, welcher dem Radius der konvexen Abschnitte der Schutzhülle 5 entspricht, sich an die Innenwand 5a dieser konvexen Abschnitte anlegt, die in diesem Bereich eine weitere Dehnung des Abschnittes 2' nicht mehr zulassen. Bei weiterer Gaszufuhr bzw. Erhöhung des Druckes muss sich der Dehnungsabschnitt daher in die Ausbuchtungen 6 hinein ausdehnen. Diese Einschränkung der Dehnung des Abschnittes 2' entlang der Wände 5a der konvexen Bereiche der Schutzhülle führt zu einer veränderten Dehnungs-/Druckcharakteristik des Druckausgleichsballons 1, sodass, nachdem der Ballon ein Volumen erreicht hat, bei welchem der Dehnungsabschnitt an den Wandabschnitten 5a anliegt, der Druck bei weiterer Gaszufuhr nicht mehr konstant bleibt, sondern leicht linear ansteigt. Auf diese Weise ist es möglich, in relativ kontrollierter Weise den Druck von dem normalen Regeldruck ausgehend, allmählich und kontinuierlich auf einen Druck zu erhöhen, wie er nach dem Ausfüllen der Ausbuchtungen 6 durch die sich darin ausdehnenden Teile des Dehnungsabschnittes 2' ausgefüllt sind. Dies ermöglicht eine deutlich erleichterte Einstellung eines bestimmten Druckwertes zwischen dem Regeldruck und dem erwähnten Enddruck, der beispielsweise in etwa das Doppelte des Regeldruckes betragen kann. Wenn also der Regeldruck im Bereich von 20 bis 25 mbar liegt, könnte der Enddruck zwischen 40 und 50 mbar liegen, wobei sich dieser Enddruck durch entsprechende Formgebung der Ausbuchtungen 6 und der dazwischen liegenden konvexen Abschnitte in größeren Bereichen variieren lässt.

Ein entsprechend höherer Druck des Coughs einer Beatmungskanüle ist beispielsweise erforderlich, um Blutungen zu stillen oder wenn bestimmte Behandlungen oder technische Maßnahmen am Patienten oder einer Beatmungskanüle zu treffen sind, die unvermeidlich mit stärkeren Bewegungen der Beatmungskanüle verbunden sind, wobei aber die Dichtigkeit des Coughs in der Trachea nicht beeinträchtigt werden soll.

Figur 4 zeigt schematisch ein komplettes Beatmungssystem bestehend aus einer Beatmungskanüle 7 mit einem Cuff 6 und einem in einer kugelförmigen Schutzhülle 5' aufgenommenen Druckausgleichsballon. Die Details dieser Ausführungsform sind noch besser in der Schnittansicht gemäß Figur 5 zu erkennen. Figur 5 zeigt schematisch die Beatmungskanüle 7, den die Beat-

mungskanüle 7 umgebenden Cuff 6, der der Abdichtung des Zwischenraums zwischen der Wand der Trachea und der Außenseite der Kanüle 7 dient, mit einem Füllschlauch 9, der das Innere des Cuffs 6 mit einem Druckausgleichsballon 2' verbindet, wobei in diesem Fall zusätzlich noch ein Dämpfungsventil 10 in dem Füllschlauch 9 bzw. dessen Verbindung zu dem Druckausgleichsballon 2' vorgesehen ist, das dazu dient, den etwaigen Luft- bzw. Gasstrom aus dem Cuff 6 in den Ausgleichsballon 2' zu dämpfen. Bei der Beatmung und auch bei der Spontanatmung variiert der Druck in der Lunge und der Trachea des Patienten, wodurch wiederum von außen Druck auf den Cuff 6 ausgeübt wird, der dadurch Luft über den Füllschlauch 9 in den Ausgleichsballon 2' drückt. Dabei besteht die Gefahr, dass der Cuff 6 nicht mehr dicht an der Wand der Trachea anliegt.

Stattdessen sollte die Luft bzw. das Füllgas in dem Cuff 6 etwas länger verbleiben, wobei auch eine kurzzeitige Druckerhöhung in Kauf genommen wird, damit während einer Atemdruckspitze die Dichtigkeit der Anlage des Cuffs 6 an der Wand der Trachea gewährleistet bleibt. Das Dämpfungsventil 10 sorgt dafür, dass der Druck in dem Cuff 6 zumindest kurzzeitig, d.h. während entsprechender Atemdruckspitzen, höher sein kann als der Druck im Ausgleichsballon. In umgekehrter Richtung ist das Dämpfungsventil 10 jedoch durchlässig, sodass ein Nachlassen des Drucks im Cuff 6 unmittelbar ausgeglichen wird. Das Ventil 11 dient zur Befüllung des Cuffs und des Ausgleichsballons mit einer vorgegebenen Menge an Füllgas (zum Beispiel Luft oder Stickstoff).

Eine Alternative oder Ergänzung zu dem Dämpfungsventil 10 liegt bei dem erfindungsgemäßen Beatmungssystem in einem Verbindungsschlauch 8 zwischen der Beatmungskanüle 7 und der Schutzhülle 5', die bei dieser Ausführungsform auch kugelförmig ist bzw. sein kann.

Atemdruckspitzen, wie sie sowohl bei der künstlichen Beatmung als auch bei der Spontanatmung auftreten und die von außen auf den Cuff 6 wirken, liegen primär im Inneren der Beatmungskanüle 7 vor, sodass die entsprechenden Druckspitzen auch über den Verbindungsschlauch 8 in das Innere der Schutzhülle 5' übertragen werden und damit auch von außen auf den Ausgleichsballon 2' wirken. Durch die gleichzeitige Druckbeaufschlagung sowohl des Ausgleichsballons 2' als auch des Cuffs 6 von außen bleibt das System insgesamt besser im Gleichgewicht.

Allerdings bedeutet dies, dass der Innendruck in dem Cuff zusätzlich um den vollen Druck einer Atemluftspitze ansteigt. Falls also der Atemdruck 20 mbar beträgt und auch der Cuffdruck 20 mbar und der Atemdruck über den Verbindungsschlauch 8 in die Schutzhülle 5' übertragen wird, steigt der Druck im Druckausgleichsballon 2' ebenso wie in dem Cuff 6 um 20 mbar an, sodass der Cuffdruck insgesamt bereits 40 mbar beträgt, was auf Dauer unerwünscht sein könnte.

Um diesen Effekt etwas zu dämpfen, sieht die in Figur 6 dargestellte Ausführungsform noch eine Abwandlung dahingehend vor, dass nicht das gesamte Volumen der Schutzhülle 5' mit dem Atemdruck aus der Kanüle 7 beaufschlagt wird, sondern nur ein weiterer Übertragungsballon 12, der nur mit einem Teil der Oberfläche des Druckausgleichsballons 2' in Kontakt tritt, sodass der Druck im Inneren des Ausgleichsballons 2' nicht um den vollen Wert des Atemdrucks ansteigt.

Für Zwecke der ursprünglichen Offenbarung wird darauf hingewiesen, dass sämtliche Merkmale, wie sie sich aus der vorliegenden Beschreibung, den Zeichnungen und den abhängigen Ansprüchen für einen Fachmann erschließen, auch wenn sie konkret nur im Zusammenhang mit bestimmten weiteren Merkmalen beschrieben wurden, sowohl einzeln als auch in beliebigen Zusammenstellungen mit anderen der hier offenbarten Merkmale oder Merkmalsgruppen kombinierbar sind, soweit dies nicht ausdrücklich ausgeschlossen wurde oder technische Gegebenheiten derartige Kombinationen unmöglich oder sinnlos machen. Auf die umfassende, explizite Darstellung sämtlicher denkbarer Merkmalskombinationen und die Betonung der Unabhängigkeit der einzelnen Merkmale voneinander wird hier nur der Kürze und der Lesbarkeit der Beschreibung wegen verzichtet.

Patentansprüche

1. Druckausgleichsvorrichtung mit einem Druckausgleichsballon, dessen Volumen mit einem weiteren Volumen in Verbindung steht, dessen Druck auch bei einer aufgezwungenen Volumenänderung einen möglichst konstanten Wert behalten soll, **dadurch gekennzeichnet, dass** der den Druck im Allgemeinen konstant haltende Ausgleichsballon in einer Schutzhülle aufgenommen ist, die abweichend von einer gleichmäßig konkaven, der äußeren Ballonkontur angepassten Form radiale Ausbuchtungen aufweist, die so gestaltet sind, dass der Ausgleichsballon sich zunächst an der Kontur des Ballons angepasste Wandbereiche der Schutzhülle anlegt und anschließend bei Druckerhöhung nur in die Ausbuchtungen hinein ausdehnt, wodurch der Druck in dem Ausgleichsballon mit der Volumenzunahme in die Ausbuchtungen hinein allmählich ansteigt.

2. Druckausgleichsvorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Schutzhülle eine kugelförmige Grundform mit vorzugsweise streifenförmigen Ausbuchtungen aufweist.

3. Druckausgleichsvorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die das Volumen der Ausbuchtungen der Schutzhülle mindestens 5 % des Volumens der Schutzhülle ohne die Ausbuchtungen beträgt.

4. Druckausgleichsvorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Druckausgleichsballon aus einem styrolbasierten TPE, wie z. B. SBS (Styrol-Butadien-Styrol), SIS (Styrol-Isopren-Styrol), SEPS (Styrol-Ethylen-Propylen-Styrol) und insbesondere aus SEBS (Styrol-Ethylen-Butylen-Styrol) besteht.

5. Druckausgleichsvorrichtung nach, dadurch gekennzeichnet, dass der Druckausgleichsballon durch Spritzgießen hergestellt ist

6. Druckausgleichsvorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Wandstärke des drucklosen Ballons vor dem erstmaligen Überdehnen zwischen 0,4 und 1,5 mm liegt

7. Druckausgleichsvorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Ballon einen eine Ballonöffnung umgebenden verstärkten Öffnungsring

aufweist, dessen Wandstärke mindestens 50% größer ist als die Wandstärke des Ballons im Übrigen

8. Druckausgleichsvorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Maße des Öffnungsrings an einen Standardanschluss mit einem Durchmesser zwischen 12 und 25 mm angepasst sind.

9. Druckausgleichsvorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Regelvolumen den Bereich von 10 bis 100 cm^3 umfasst.

10. Druckausgleichsvorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Regelvolumen den Bereich von 20 bis 80 cm^3 umfasst.

11. Druckausgleichsvorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Ballon vor dem ersten Gebrauch einer Überdehnung auf ein Volumen ausgesetzt wurde, das mindestens das Vierfache des maximalen Regelvolumens beträgt.

12. Druckausgleichsvorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Ballon auf einen Regelwert (Solldruckbereich) zwischen 20 und 30 mbar eingestellt ist.

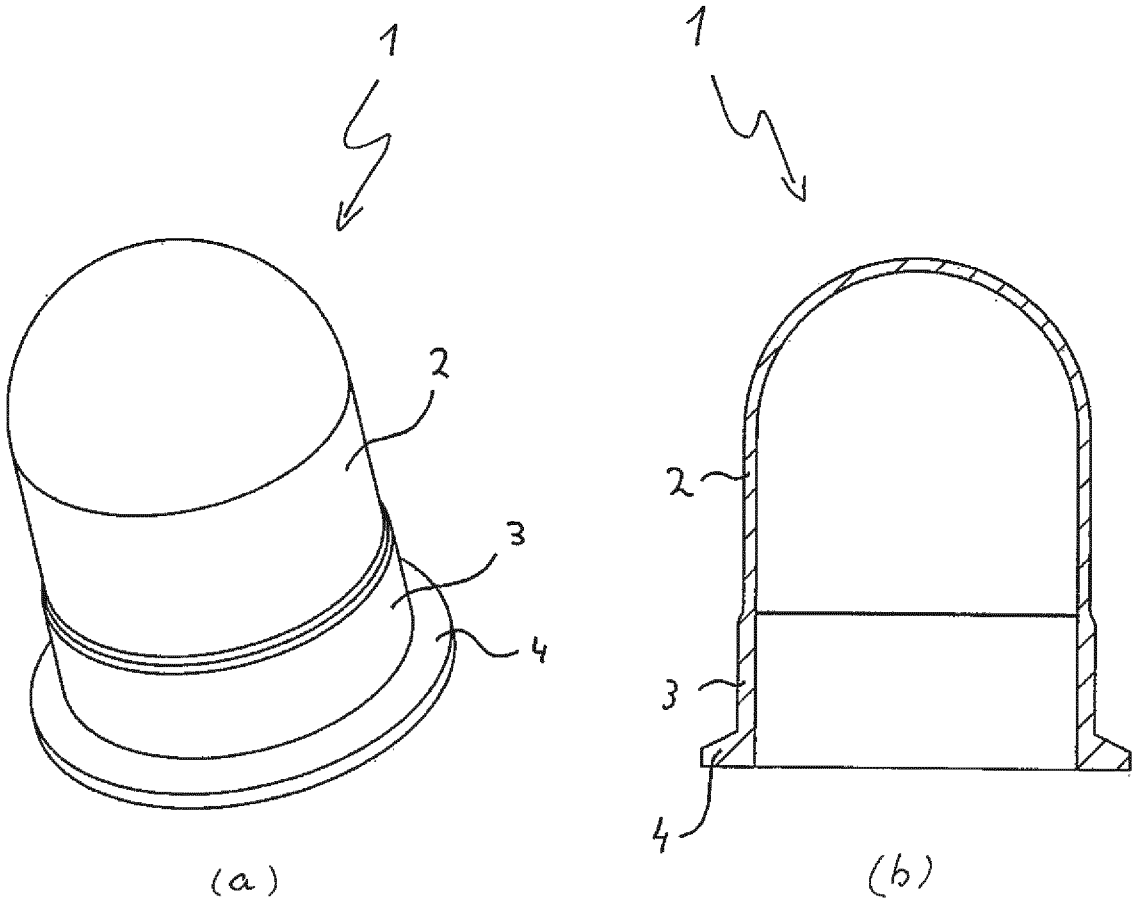

Fig. 1

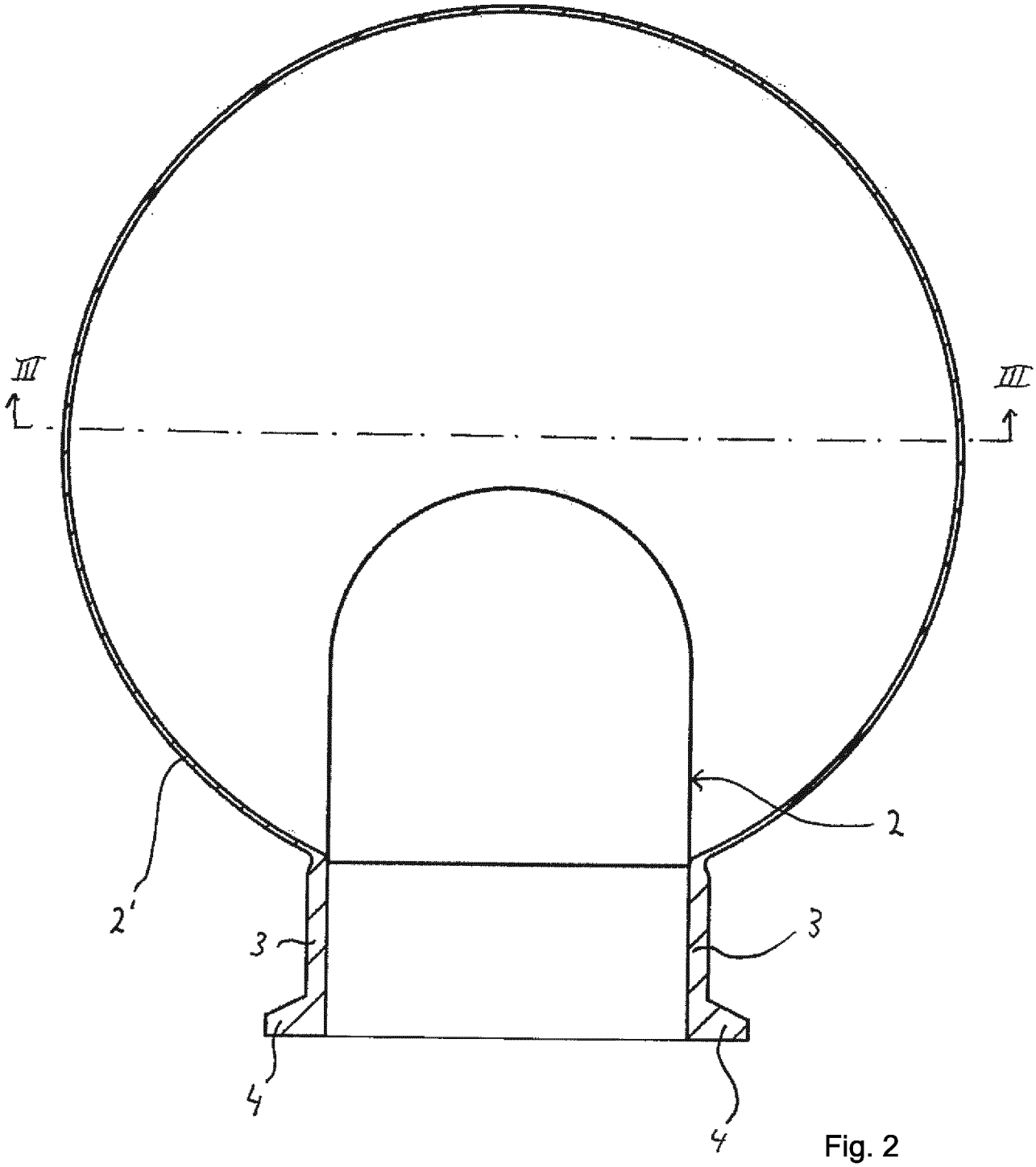

Fig. 2

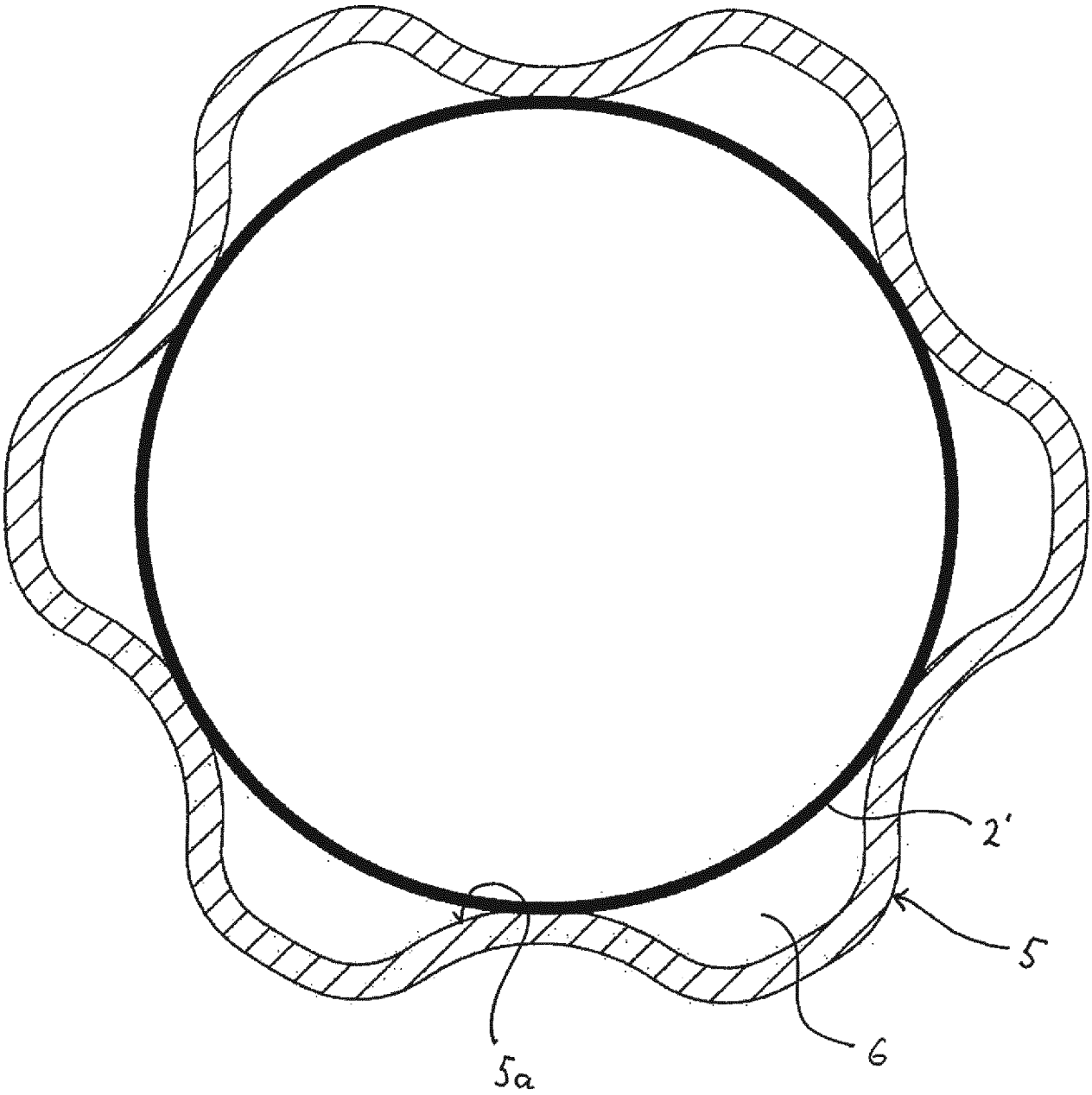

Fig. 3

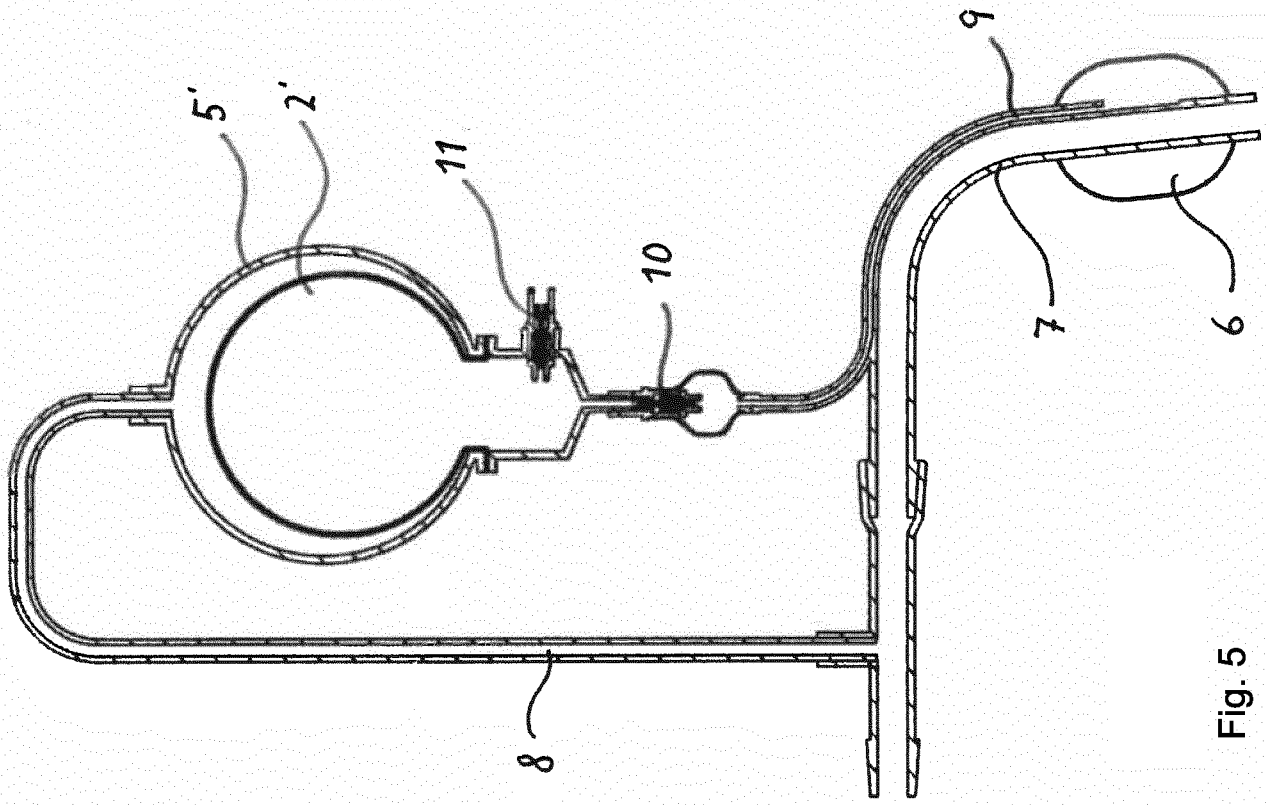

Fig. 5

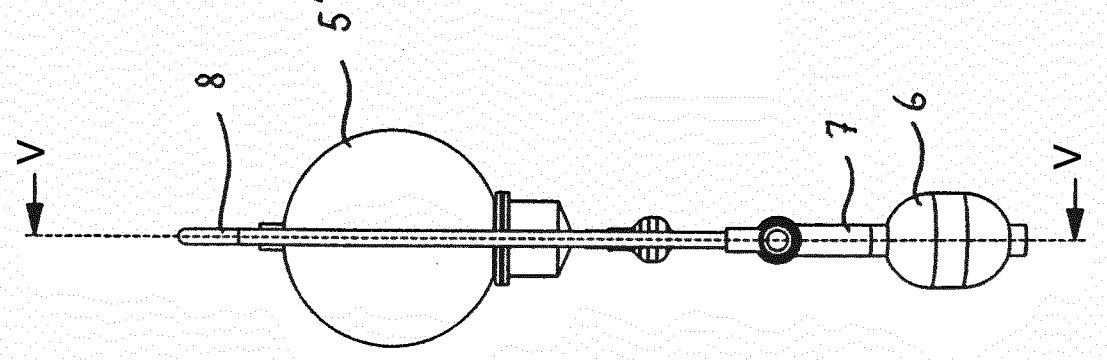

Fig. 4

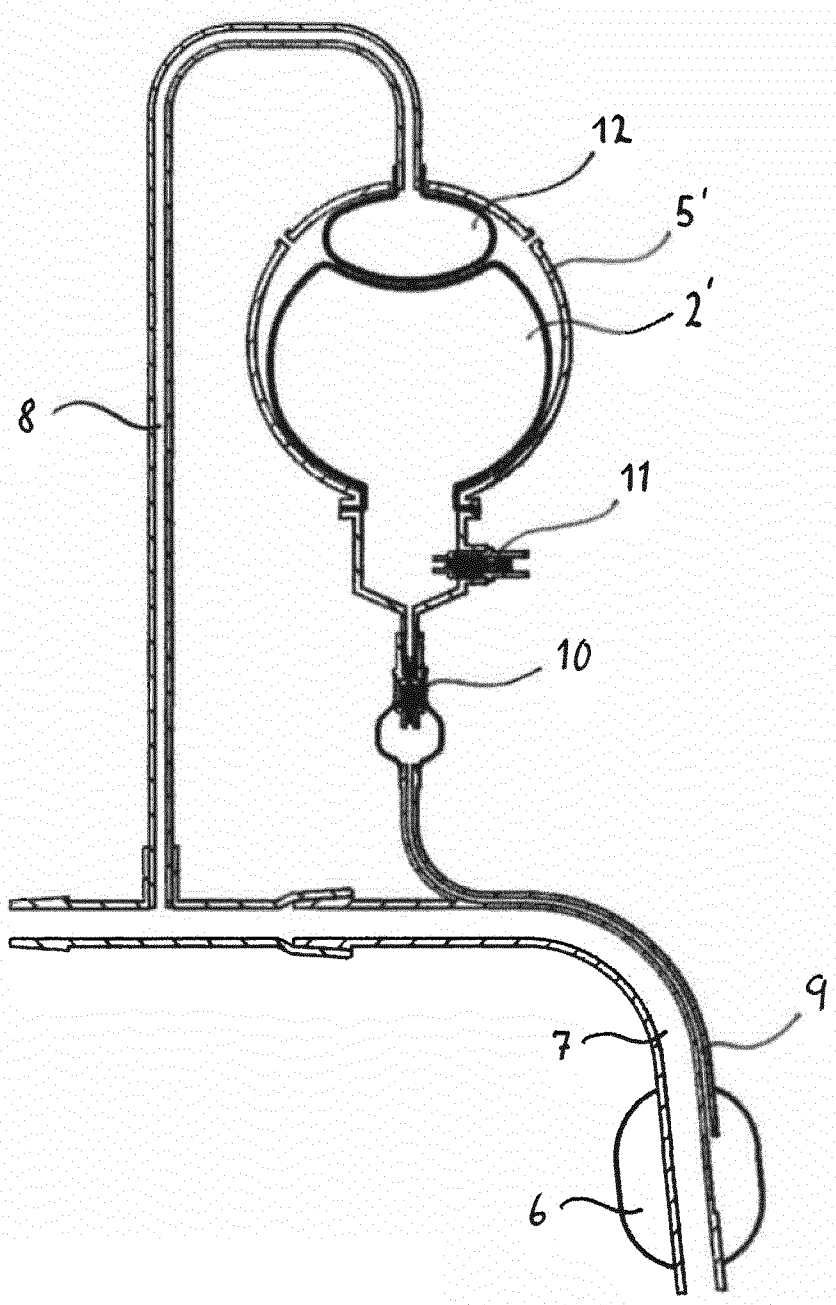

Fig. 6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2013/075659

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61M16/04 A61M25/10
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61M

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 91/10465 A1 (LOMHOLT VAGN NIELS FINSEN [DK]) 25 July 1991 (1991-07-25) abstract; figures 1,2 page 2, lines 9-13 page 3, lines 2-32 page 1, lines 24-36	1-12

X	US 4 119 101 A (IGICH VICTOR) 10 October 1978 (1978-10-10)	1,3-12
A	abstract; figure 1 column 1, lines 43-48 column 1, line 62 - column 2, line 8	2

A	DE 34 33 785 A1 (DAHMEN MANFRED DR MED) 27 March 1986 (1986-03-27) the whole document	1-12

	-/--	

[X] Further documents are listed in the continuation of Box C.

[X] See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
13 February 2014	21/02/2014

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Moraru, Liviu

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2013/075659

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	DE 33 21 155 A1 (INTHORN DIETRICH; RAPP NORBERT JOSEF) 13 December 1984 (1984-12-13) the whole document -----	1-12
A	GB 1 423 789 A (LANZ MEDICAL PRODUCTS CO) 4 February 1976 (1976-02-04) cited in the application the whole document -----	1-12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/EP2013/075659

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9110465 A1	25-07-1991	DE 69104185 D1	27-10-1994
		DK 11590 A	16-07-1991
		EP 0510081 A1	28-10-1992
		US 5255670 A	26-10-1993
		WO 9110465 A1	25-07-1991
US 4119101 A	10-10-1978	NONE	
DE 3433785 A1	27-03-1986	NONE	
DE 3321155 A1	13-12-1984	NONE	
GB 1423789 A	04-02-1976	CA 971457 A1	22-07-1975
		GB 1423789 A	04-02-1976
		US 3794043 A	26-02-1974

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2013/075659

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. A61M16/04 A61M25/10
ADD.

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
A61M

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)
EPO-Internal, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 91/10465 A1 (LOMHOLT VAGN NIELS FINSEN [DK]) 25. Juli 1991 (1991-07-25) Zusammenfassung; Abbildungen 1,2 Seite 2, Zeilen 9-13 Seite 3, Zeilen 2-32 Seite 1, Zeilen 24-36	1-12

X	US 4 119 101 A (IGICH VICTOR) 10. Oktober 1978 (1978-10-10)	1,3-12
A	Zusammenfassung; Abbildung 1 Spalte 1, Zeilen 43-48 Spalte 1, Zeile 62 - Spalte 2, Zeile 8	2

A	DE 34 33 785 A1 (DAHMEN MANFRED DR MED) 27. März 1986 (1986-03-27) das ganze Dokument	1-12

	-/--	

[X] Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen [X] Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :
"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist
"E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist
"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)
"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht
"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist
"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist
"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden
"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist
"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
13. Februar 2014	21/02/2014

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde	Bevollmächtigter Bediensteter
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Moraru, Liviu

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2013/075659

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	DE 33 21 155 A1 (INTHORN DIETRICH; RAPP NORBERT JOSEF) 13. Dezember 1984 (1984-12-13) das ganze Dokument -----	1-12
A	GB 1 423 789 A (LANZ MEDICAL PRODUCTS CO) 4. Februar 1976 (1976-02-04) in der Anmeldung erwähnt das ganze Dokument -----	1-12

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2013/075659

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 9110465 A1	25-07-1991	DE 69104185 D1	27-10-1994
		DK 11590 A	16-07-1991
		EP 0510081 A1	28-10-1992
		US 5255670 A	26-10-1993
		WO 9110465 A1	25-07-1991
US 4119101 A	10-10-1978	KEINE	
DE 3433785 A1	27-03-1986	KEINE	
DE 3321155 A1	13-12-1984	KEINE	
GB 1423789 A	04-02-1976	CA 971457 A1	22-07-1975
		GB 1423789 A	04-02-1976
		US 3794043 A	26-02-1974