

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公表特許公報(A)

(11)公表番号
特表2025-519023
(P2025-519023A)

(43)公表日 令和7年6月24日(2025.6.24)

(51)国際特許分類

F I

テーマコード (参考)

A 6 1 B 5/087(2006.01) A 6 1 B 5/087 4 C 0 3 8

A 6 1 M 16/00 (2006.01) A 6 1 M 16/00 3 4 5

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全19頁)

(21)出願番号	特願2024-565116(P2024-565116)	(71)出願人	590000248
(86)(22)出願日	令和5年5月23日(2023.5.23)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(85)翻訳文提出日	令和6年11月5日(2024.11.5)		ヴェ
(86)国際出願番号	PCT/EP2023/063788		Koninklijke Philips
(87)国際公開番号	WO2023/227602		N.V.
(87)国際公開日	令和5年11月30日(2023.11.30)		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(31)優先権主張番号	63/346,341		ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(32)優先日	令和4年5月27日(2022.5.27)		High Tech Campus 52 ,
(33)優先権主張国・地域又は機関			5 6 5 6 AG Eindhoven , N
	米国(US)		etherlands
(81)指定国・地域	AP(BW,CV,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ	(74)代理人	100122769
	,NA,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),		弁理士 笛田 秀仙
	EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(	(74)代理人	100163809
	AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,		弁理士 五十嵐 貴裕
	FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV	(74)代理人	100145654
	最終頁に続く		最終頁に続く

(54)【発明の名称】 局所換気のための気管支内の流量測定及び流量制御

(57)【要約】

関連する患者を治療するための医療デバイスは、関連する患者の気管支内の流体圧力を測定するように構成される気管支内センサデバイス、及び気管支内センサデバイスから流体圧力のデータを受信し、測定された流体圧力に基づいて気管支を通る流体流量の測定値を計算するように構成される電子コントローラを含む。

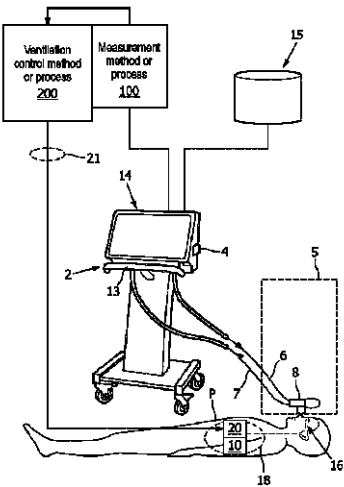


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

関連する患者を治療するための医療デバイスであって、前記医療デバイスは、
前記関連する患者の気管支内の流体圧力を測定するように構成される気管支内センサデ
バイス、及び

電子コントローラ

を有し、前記電子コントローラは、

前記気管支内センサデバイスから前記流体圧力のデータを受信する、及び

前記測定された流体圧力に基づいて、気管支を通る流体流量の測定値を計算する
ように構成される、医療デバイス。

10

【請求項 2】

前記気管支内センサデバイスは、ステントを有し、前記ステントは、その両端に近接して
配される圧力センサを備え、

前記電子コントローラは、前記ステントの直径と、各々の前記圧力センサによって測定
される圧力データとに基づいて、前記流体流量の測定値を計算するように構成される、
請求項 1 に記載の医療デバイス。

【請求項 3】

各々の前記圧力センサは、磁気機械式振動子デバイスを有する、請求項 2 に記載の医療
デバイス。

【請求項 4】

前記ステントの一方の端部から前記ステント内の狭窄部まで延在するチューブをさらに
有し、

前記磁気機械式振動子デバイスは、前記ステント内の前記狭窄部の両端間の圧力差を測
定するように構成される、請求項 3 に記載の医療デバイス。

20

【請求項 5】

前記医療デバイスは、

前記ステントに取り付けられ、前記気管支内の流体流量の変化に基づいて動くように構
成される偏向膜、及び

前記偏向膜上に配される磁石

をさらに有し、

各々の前記磁気機械式振動子デバイスは、前記偏向膜が動いている間、各々の前記磁気
機械式振動子デバイスと、前記磁石との間の距離に基づいて、圧力差を測定するように構
成される、請求項 3 に記載の医療デバイス。

30

【請求項 6】

前記気管支内センサデバイスは、

ベース部、

前記ベース部にヒンジ接続される膜、及び

前記膜に接続されるアクチュエータ

を有し、前記電子コントローラは、

前記アクチュエータによって測定される、前記膜と前記ベース部との間の距離に基づい
て、前記流体流量の測定値を計算するように構成される、請求項 1 に記載の医療デバイス
。

40

【請求項 7】

前記アクチュエータは磁石を有し、前記電子コントローラは、前記磁石によって生成さ
れる磁場に基づいて前記流体流量の測定値を計算するように構成される、請求項 6 に記載
の医療デバイス。

【請求項 8】

前記医療デバイスは、

気管支の対向する壁に配されるように構成される第 1 及び第 2 のストリップを有するベ
ース部、

50

前記第 1 のストリップとピボット接続する膜、及び
前記膜に接続される磁気機械式アクチュエータ
を含む気管支内バルブをさらに有し、前記磁気機械式アクチュエータは、前記膜を前記第 2 のストリップに近接して接触及び保持することによって、前記バルブを開位置に保持し、磁気作動信号に応答して前記第 2 のストリップを解放することによって前記バルブを閉じるように構成される、請求項 1 に記載の医療デバイス。

【請求項 9】

前記医療デバイスは、
前記関連する患者に機械的換気を送達するように構成される機械的換気装置をさらに有し、
前記機械的換気装置の少なくとも 1 つの設定は、
前記気管支内の前記測定された流体圧力、
前記気管支を通る前記計算された流体流量の測定値、及び
前記気管支内の流体の決定された容量
の少なくとも 1 つに基づいて制御される、請求項 1 に記載の医療デバイス。

【請求項 10】

関連する患者を治療するための医療デバイスであって、前記医療デバイスは、
前記関連する患者の気管支内に配するための気管支内センサデバイスであって、前記気管支内の流体圧力を測定するように構成される気管支内センサデバイス、及び
電子コントローラ
を有し、前記気管支内センサデバイスは、
ベース部、
前記ベース部に接続される膜、及び
前記膜に接続されるマイクロボットアクチュエータ
を有し、前記電子コントローラは、
前記気管支センサデバイスから前記流体圧力のデータを受信する、及び
前記マイクロボットアクチュエータによって測定される、前記膜と前記ベース部との間の距離に基づいて、前記気管支を通る流体流量の測定値を計算する
ように構成される、医療デバイス。

【請求項 11】

前記医療デバイスは、気管支内バルブをさらに有し、前記気管支内バルブは、
前記気管支の対向する壁に配されるように構成される第 1 及び第 2 のストリップを有するベース部、
前記第 1 のストリップにピボット接続する膜、及び
前記気管支内バルブが開位置にあるとき、前記膜を保持するように接続され、前記バルブを閉じるための磁気制御信号に応答して前記膜を解放して前記バルブを閉じるように動作可能であるマイクロボットアクチュエータ
を含む、請求項 10 に記載の医療デバイス。

【請求項 12】

前記医療デバイスは、
前記ベース部に取り付けられ、前記気管支内の流体流量の変化に基づいて動くように構成される偏向膜、及び
前記偏向膜上に配される磁石
をさらに有し、各々のマイクロボットデバイスは、前記偏向膜が動いている間、各々のマイクロボットデバイスと、前記磁石との間の距離に基づいて、圧力差を測定するように構成される、請求項 10 に記載の医療デバイス。

【請求項 13】

前記ステントの一方の端部から前記ステント内の狭窄部まで延在するチューブをさらに有し、前記磁気機械式振動子デバイスは、前記ステント内の狭窄部の両端間の圧力差を測定するように構成される、請求項 10 に記載の医療デバイス。

10

20

30

40

50

【請求項 14】

前記マイクロボットアクチュエータは、磁石を有し、前記電子コントローラは、前記磁石によって生成される磁場に基づいて、前記流体流量の測定値を計算するように構成され、前記マイクロボットアクチュエータは、
前記気管支内の前記測定された流体圧力、
前記気管支を通る前記計算された流体流量の測定値、
前記気管支内の流体の決定された容量、及び
機械的換気装置の換気パラメタ
の少なくとも 1 つに基づいて制御される、請求項 10 に記載の医療デバイス。

【請求項 15】

前記関連する患者に機械的換気を送達するように構成された機械的換気装置をさらに有し、前記機械的換気装置の少なくとも 1 つの設定は、前記気管支を通る前記流体流量の測定値に基づいて制御される、請求項 11 に記載の医療デバイス。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本特許出願は、米国特許法第 119 条の下、2022 年 5 月 27 日に出願された米国仮特許出願第 63 / 346 , 341 8 号の優先権を主張し、その内容は、参照することにより本明細書に組み込まれる。

【0002】

以下のことは、一般に、呼吸療法技術、機械的換気技術、機械的換気制御技術、気管支バルブ技術、及び関連技術に関する。

【背景技術】**【0003】**

侵襲的な機械的換気は、集中治療室の重要な要素である。幾つかの異なる換気方法が存在し、これらは、幾つかの変数が異なっている。換気は、呼吸が誘発される方法（圧力、容量、流量）によって、（容量、圧力、又は流量に対する）超えてはならない限界によって、及び吸気を終わらせる周期因子（再び、圧力、容量、流量、時間）によって区別される。容量目標型の換気モード、圧力目標型のモード、及び複合型のモードが存在する。呼吸終末陽圧（PEEP）の量も重要な因子である。したがって、集中治療専門医（インテンシヴィスト）は、個々の患者に対し最適な治療をするために、多くの換気パラメタが手元にある。

【0004】

しかしながら、これらの異なる換気モード及びパラメタの全てが、患者の身体、つまり気管への単一のインターフェース、及び気管の中にある侵襲性換気のための気管内チューブ（ETT）を介して空気、圧力、容量、及び流量を提供する。肺内に吹き込まれる空気量の分布は、呼吸器系の局所的な気道抵抗及び局所コンプライアンスに依存する。幾つかの疾患において、局所的な気道抵抗及び局所コンプライアンスの一方又は両方が不均一であるため、吹き込まれた空気量の不均一な分布をもたらす。これは、一部の地域では、PEEP 値が肺リクルートメントに対して低すぎるのに対し、他の地域では、圧力が高すぎて、肺の過膨張又は心合併症をもたらすという状況に至る可能性がある。具体例は、大葉性肺炎、肺葉性肺気腫、又は他の非対称性肺障害を持つ患者である。例えば、ARDS（急性呼吸窮迫症候群）を患う患者は、しばしば浮腫を発症し、これは、重力誘起の圧力による、下側肺領域の肺ユニットの不十分な膨張又は虚脱につながる。

【0005】

肺の不均一な膨張又は収縮は、地域間に動圧差も引き起こし、振り子空気(pendelluft)として知られる、地域間空気流をもたらす(Elliott E. Greenblatt et al. 著、'Pendelluft in the Bronchial Tree,' Journal of Applied Physiology, 117.9 (2014), 979-88 <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00466.2014> 参照)。これは、肺の換気の悪い地域内での、局所ガス交換、非可逆混合、及びエアロゾル沈着パタ

10

20

30

40

50

ーンに寄与する重要な現象である。それは、抵抗及びコンプライアンスの両方に著しい不均一性がある疾患では、より顕著である。

【 0 0 0 6 】

加えて、COPD（慢性閉塞性肺疾患）は、肺気腫に関連する進行性肺疾患である。肺気腫は、肺内の空気で満たされた空間と、肺組織への永久的な損傷とを特徴とする。肺の気腫部分は、過膨張することがある。結果として、肺の他の健康な部分は、胸部においてより少ない空間しか持たないので、ガス交換に十分に寄与することができず、息切れをもたらす。したがって、肺気腫の影響を最も受ける肺葉の外科的除去（肺容量減少手術）は、重度のCOPDにとって有効な治療である。

【 0 0 0 7 】

気管支内バルブの埋め込みは、肺容量減少手術に対する低侵襲性の代替手段であり、気管支鏡的肺容量減量術（BLVR）とも呼ばれる。1つ以上の気管支内バルブが、気管支鏡的で（すなわち、視覚制御下で）1つ以上の気管支内に配される。これらのバルブは単純な一方向弁であり、空気は吐き出されるが、吸い込まれない。埋め込んだ後、標的となる肺葉は、（肺シャント(pulmonary shunt)がなければ）急速に虚脱し、健康な肺葉に空間を与える。幾つかのバルブシステムが（例えば、Olympia Spiration、Pulmonx等から）市販されている。気管支内バルブは、気管支鏡のワーキングチャネルを通る専用のカテーテルを用いて、簡単に配置及び除去することができる。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

したがって、集中治療室において、換気される患者が、地域毎に目標とする換気量を得られることが好ましい状況が多く存在する。しかしながら、現在の換気システムでは、肺のサブユニット（例えば、肺葉又はセグメント）に到達する圧力、流量、又は容量を局所的に測定することは不可能である。また、専用のパラメタ設定（例えば、圧力、容量、又は流量）を用いて、又は専用の圧力、流量、又は容量曲線を用いて、肺の部分を標的とすることは不可能である。

【 0 0 0 9 】

以下のことは、これらの問題及び他の問題を克服するための特定の改良を開示する。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

ある態様において、関連する患者を治療するための医療デバイスは、前記関連する患者の気管支内の流体圧力を測定するように構成される気管支内センサデバイス、及び前記気管支内センサデバイスから流体圧力のデータを受信し、測定された前記流体圧力に基づいて、気管支を通る流体流量の測定値を計算するように構成される電子コントローラを含む。

【 0 0 1 1 】

別の態様において、関連する患者を治療するための医療デバイスは、前記関連する患者の気管支内に配され、前記気管支内の流体圧力を測定するように構成される気管支内センサデバイスを含む。この気管支内センサデバイスは、ベース部、前記ベース部に接続される膜、及び前記膜に接続される超小型ロボット(マイクロロボット(Micro-Bot))アクチュエータを含む。電子コントローラは、気管支センサデバイスから流体圧力のデータを受信し、マイクロロボットアクチュエータによって測定される、膜とベース部との間の距離に基づいて、気管支を通る流体流量の測定値を計算するように構成される。

【 0 0 1 2 】

1つの利点は、地域毎に目標とする換気量を、機械的換気療法を受けている患者に提供することにある。

【 0 0 1 3 】

別の利点は、肺のサブユニットに到達する圧力、流量、又は容量を局所的に測定することができる機械的換気システムを提供することにある。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 4 】

別の利点は、機械的換気療法を受けている患者のための、専用のパラメタ設定（例えば、圧力、容量、又は流量）を用いて、又は専用の圧力、流量、又は容量曲線を用いて、肺の部分を標的とすることにある。

【 0 0 1 5 】

別の利点は、患者が機械的換気療法に頼らなくするのを助けるために、機械的換気装置の設定を自動的に調整することにある。

【 0 0 1 6 】

所与の実施形態は、前述した利点の何れも提供しないか、1つ、2つ、より多く、若しくは全てを提供してもよく、及び／又は本開示を読んで理解すると当業者に明らかになる他の利点を提供してもよい。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 7 】

本開示は、様々な構成要素及びこれら構成要素の取り合わせ、並びに様々なステップ及びこれらステップを配列した形態をとってもよい。図面は、単に好ましい実施形態を例示する目的のためであり、本開示を限定するものとして解釈されるべきではない。

【 図 1 】 図 1 は、本開示による例示的な機械的換気システムを概略的に示す。

【 図 2 】 図 2 は、図 1 のシステムで使用されるセンサデバイスの例を示す。

【 図 3 】 図 3 は、図 1 のシステムで使用されるセンサデバイスの例を示す。

【 図 4 】 図 4 は、図 1 のシステムで使用されるセンサデバイスの例を示す。

【 図 5 】 図 5 は、図 1 のシステムで使用されるセンサデバイスの例を示す。

【 図 6 A 】 図 6 A は、アクチュエータ制御型の気管支内バルブの例を示す。

【 図 6 B 】 図 6 B は、アクチュエータ制御型の気管支内バルブの例を示す。

【 図 7 】 図 7 は、図 1 のシステムで使用されるアクチュエータデバイスを示す。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 8 】

明細書において、特に文脈上ははっきりと述べていない限り、複数あると述べていなくても、それらが複数あることを含む。明細書において、2つ以上の部品又は構成要素が“結合される”、“接続される”又は“係合される”と述べることは、連動している限り、これらの部品が直接的に又は間接的に、すなわち1つ以上の中間部品若しくは構成要素を介しての何れかにより接合される、動作する又は共に働くことを意味している。明細書において、方向の表現、例えば、限定ではないが、頂部、底部、左側、右側、上方、下方、前方、後方及びそれらの派生語は、図面に示される要素の方位に関連し、特に明瞭に言わない限り、請求項を制限しない。“有する”又は“含む”という用語は、明細書に記載される、及び／又は請求項に列挙される以外の要素若しくはステップの存在を排除するものではない。幾つかの手段を有するデバイスにおいて、これらの手段の幾つかが、ハードウェアの1つのアイテムによって具現化されてもよい。

【 0 0 1 9 】

機械的換気療法を受けている患者に、換気パラメタの地域測定を提供するために、1つ以上の測定デバイスが、葉気管支、区域気管支又はより小さな気管支の1つ以上において、気管支内に（すなわち、気管支鏡の助けを借りて）配される。前記測定デバイスは、気管支内に配され、固定される。それは、好ましくはマイクロボット技術に基づく1つ以上の圧力センサを含んでいる（例えば、J Rahmer, C Stehning, and B Gleich 著、‘Spatially Selective Remote Magnetic Actuation of Identical Helical Micro machines,’ Science Robotics, 2.3 (2017)）。この技術は、無線で読み出すことができ、内蔵電源を必要としない（例えば、参照することでその全体が本明細書に組み込まれる US 2021/0244305 参照）。前記測定デバイスは、ベルヌーイの定理に基づき、この測定デバイスにおける圧力センサの設定は、測定される物理量、例えば、圧力及び流量に依存する。典型的に、測定デバイスは、何らかの既知の狭窄部を持ち、この狭窄部が空気に規定の抵抗を加える。圧力センサからの圧力信号が読み出されて、コンピュータに

送信され、コンピュータは、地域曲線、例えば、時間-圧力曲線、時間-流量曲線、及び時間-容量曲線を計算する。或いは、撮像デバイスの助けを借りて、地域換気パラメタを評価することができる。

【0020】

加えて、換気装置は、全体で、気管を介して肺にのみの換気を提供することができる。したがって、換気装置は、単一の時間-圧力曲線、又は時間-容量曲線でのみ換気することができる。個々の圧力、容量、又は流量を異なる肺の地域（肺葉、セグメント、又はサブセグメント領域）に供給するために、1つ以上の制御デバイスが気管支内に配される。これらの制御デバイスは、気道の抵抗を適応させる（典型的には増大させる）ことによるか、又はバルブとして機能し、気道を完全に閉じることによって、圧力、容量、又は流量のような換気パラメタを形成することができる。

10

【0021】

制御デバイスは、好ましくはマイクロボット技術に基づく1つ以上のアクチュエータを含み、これらアクチュエータは、内蔵電源を用いることなく無線で切り替えることができる（例えば、Jurgen Rahmer, Christian Stehning, and Bernhard Gleich著、'Remote Magnetic Actuation Using a Clinical Scale System,' PLOS ONE, 13.3(2018)参照）。前記切り替え又は抵抗の変化は、コンピュータによって制御される。このコントローラは、独立して動作（換気装置の動作を感知）してもよいし、又はバルブの動作のタイミング及び強さが換気と同期するように、機械的換気装置にデジタル的に接続されてもよい。

20

【0022】

本明細書に開示されるように、好ましい実施形態において、測定デバイス及び制御デバイスは、地域換気パラメタをリアルタイムで測定及び形成することを可能にする1つのデバイスに組み合わされる。システムは、開ループ及び閉ループの態様で動作することができる、連続して又は断続的に動作することができる。測定デバイス及び制御デバイスは共に、磁気機械式振動子(magneto-mechanical oscillator)を有するマイクロボット技術に基づいて構築することができる、この振動子は、磁場を使用して、遠隔的に応答信号を発信させる（インタロゲートする）ことができる小さな（長さ1~2mm）無線マーカ及びセンサを構築することを可能にする。マイクロボットは、外部から検出することができる、圧力のような物理量が、マイクロボットの発振周波数に影響を及ぼすように構築される。マイクロボットは、電源を必要とせず、したがって、地域換気を提供する用途にとって理想的である。

30

【0023】

図1を参照すると、関連する患者Pに換気療法を提供するための機械的換気装置2が示されている。図1に示されるように、この機械的換気装置2は、患者Pに機械的換気を送達するための患者呼吸回路5と接続可能な排出口4を含む。患者呼吸回路5は、機械的換気装置の典型的な構成要素、例えば、吸入ライン6、（換気装置が単リムの患者回路を使用する場合、省略される）任意選択の排出ライン7、患者Pの気管内に挿入される気管内チューブ（ETT）16と接続する（又は、代わりに、図示されない気管切開チューブに接続する）ためのコネクタ又はポート8、及び、例えば、ガス流量計、圧力センサ及び/又は呼気終末二酸化炭素（ $e t C O_2$ ）センサなどのような、1つ以上の呼吸センサ（図示せず）を含む。機械的換気装置2は、ETTを介して患者を換気するために、プログラムされた圧力及び/又は流量で、空気、空気-酸素混合物、又は他の呼吸可能なガス（図示せず）を排出口4に送達するように設計される。機械的換気装置2は、電子コントローラ13（例えば、電子プロセッサ又はマイクロプロセッサ）、表示デバイス14、及び前記電子コントローラ13によって実行可能な命令を記憶する非一時的コンピュータ可読媒体15も含む。前記命令は、流体（例えば、液体又は気体）流量の測定方法又はプロセス100を含むことができる。

40

【0024】

図1は、ETT16を挿管した患者Pを図式的に示す（ETTの下部は患者Pの内部に

50

あるので、その下部は仮想線で示される)。コネクタ又はポート 8 は、ETT 16 と接続し、ETT 16 を介して呼吸可能な空気を患者 P に送達するために、機械的換気装置 2 と動作可能に接続する。ETT 16 を介して機械的換気装置 2 によって供給される機械的換気は、例えば、肺気腫又は肺炎のような様々な種類の肺の疾患、例えば、COVID-19 感染症又は重度のインフルエンザのような呼吸に影響を及ぼすウイルス感染症又は細菌感染症、或いは患者 P が酸素を富化した呼吸可能ガスを受け取る心血管疾患などの広範な疾患に対して治療的である。

【0025】

図 1 は、患者 P の概略的に示される肺 18 の気管支(図示せず)内に配された(図 1 に矩形として概略的に示される)気管支内センサ 10 を示す。このセンサ 10 は、患者 P の気管支内の流体圧力を測定するように構成される気管支内センサデバイス 10 を有する。気管支内センサデバイス 10 の実施形態が本明細書に説明される。図 1 は、患者 P の肺 18 の同じ気管支又は異なる気管支に配される(これも図 1 に矩形として概略的に示される)磁気機械式気管支内バルブ 20 も示す。気管支内バルブ 20 の実施形態も本明細書に説明される。

10

【0026】

機械的換気装置 2 の非一時的コンピュータ可読媒体 15 は、測定方法又はプロセス 100 を行うための、機械的換気装置 2 の電子コントローラ 13 によって実行可能な命令を記憶する。そうするために、電子コントローラ 13 によって行われる測定方法 100 は、気管支内センサデバイス 10 から流体圧力のデータを受信するステップ、及び測定された流体圧力に基づいて、気管支を通る流体流量の測定値を計算するステップを含む。一実施形態において、流体流量の測定値の示度(インジケーション)は、機械的換気装置 2 の表示デバイス 14 上に表示される。別の実施形態において、流体流量の測定値は、電子コントローラ 13 に入力され、患者 P への機械的換気療法の送達における機械的換気装置の動作を制御する。例えば、流体流量の測定値が、所定の流体流量しきい値を下回る場合、機械的換気装置 2 は、患者 P に追加の空気を供給するように制御される一方、流体流量の測定値が、所定の流体流量しきい値に等しいか又はしきい値を超える場合、機械的換気装置 2 は、より少ない量の空気を患者 P に供給するように制御される。

20

【0027】

機械的換気装置 2 の非一時的コンピュータ可読媒体 15 は、任意選択で、換気制御方法又はプロセス 200 を行うための、機械的換気装置 2 の電子コントローラ 13 によって実行可能な命令をさらに記憶する。そうするために、電子コントローラ 13 によって行われる制御方法 200 は、前記測定プロセス 100 によって計算される流体流量の測定値を受信し、その測定値に基づいて、例えば、機械的換気装置 2 の設定、ガス流センサ、圧力センサ、 $e t C O_2$ センサ、又は換気装置 2 の他のセンサによって取得される全体的な換気流量の測定値のような他の情報と共に、患者の機械的換気を制御するための制御信号 21 を生成することを含む。一例において、機械的換気装置 2 の少なくとも 1 つの設定は、方法 100 によって取得される気管支を通る流体流量の測定値に基づいて制御される。例えば、流体流量の測定値が、肺 18 の一部が受け取っているガス流量が多すぎる可能性があることを示す場合、換気装置 2 の設定は、ガス流量が目標のレベルに到達するまで、方法 100 によって測定されるガス流量を低減するように調整される。別の例において、方法 100 によって測定されるガス流量が高すぎる場合、(この例ではセンサ 10 と同じ気管支内にある)気管支内バルブ 20 は(バルブの種類に応じて、完全に又は部分的に)閉じるように作動し、それによって、その気管支を通るガス流量を低減する又は無くす。他の例において、機械的換気装置 2 の少なくとも 1 つの設定は、気管支内における前記測定される流体圧力、気管支を通る前記計算される流体流量の測定値、気管支内における決定される流体の容量、及び他の測定される又は導出されるパラメタの 1 つ以上に基づいて制御される。

30

40

【0028】

図 2 ~ 図 5 を連続して参照し、前記センサ 10 の幾つかの非限定的な例示的な実施形態

50

を説明する。

【0029】

図2は、気管支内センサデバイス10の一例を示す。図2に示されるように、気管支内センサデバイス10は、患者Pの気管支B内に配される。一例において、気管支内センサデバイス10は、気管支Bの直径よりも小さい直径を持つステント30を含む。圧力センサ32、34は、このステント30の両端に近接して配される。各圧力センサ32、34は、磁気機械式振動子デバイス（すなわち、マイクロボット）を有する。電子コントローラ13は、ステント30の直径と、各圧力センサ32、34によって測定された圧力データとに基づいて、流体流量の測定値を計算するように構成される。ステント30は、気管支Bの気道の狭窄部となる。ベルヌーイの定理に従って、流量は、既知の抵抗、この場合は既知の直径を持つステント30にわたり測定された圧力差から計算することができる。別の例において、ステント30は、このステント30が気管支B内に挿入されると、この気管支Bを広げるように、気管支Bの直径よりもわずかに大きい直径を持つ。

【0030】

図3は、気管支内センサデバイス10の別の例を示す。図3に示されるように、気管支内センサデバイス10は、患者Pの気管支B内に配される。気管支内センサデバイス10は、ステント30の一方の端部から、このステント30にある（空気流に対する）狭窄部まで延在するチューブ36を含む。（2つ以上を含むことができるが）単一の磁気機械式振動子デバイス32が示され、ステント30にある狭窄部の両端間の圧力差を測定するように構成される。磁気機械式振動子デバイス32が、ステント30における一方の狭窄していない端部から狭窄部の中心までのチューブ36に配される場合、この磁気機械式振動子デバイス32は、流量に関する、狭窄部の内側と外側との間の静圧の差を測定する。これは、気管支内センサデバイス10をベンチュリメータとする実施形態である。

【0031】

図4は、気管支内センサデバイス10の別の例を示す。図4に示されるように、気管支内センサデバイス10は、患者Pの気管支B内に配される。気管支内センサデバイス10は、ステント30に取り付けられ、気管支B内の流体流量の変化に基づいて動くように構成される偏向膜38を含む。この偏向膜38上に磁石（すなわち、永久磁石40）が配される。各磁気機械式振動子デバイス32は、気管支Bにおける流体流量に関する偏向膜38の動き中の、各磁気機械式振動子デバイス32と、磁石40との間の測定される距離に基づいて、圧力差を測定するように構成される（例えば、参照することでその全体が本明細書に組み込まれるUS2020/0400509参照）。

【0032】

さらに別の方法は、1つのマイクロボット圧力センサを使用して、よどみ点圧力（又は全圧力）を測定し、別のマイクロボット圧力センサが静圧を測定する、ピトー管に類似した構成である。ベルヌーイの方程式から、流速に依存する動圧、故に流速を計算することができる。

【0033】

図2～4は、気管支内センサデバイス10を、流量測定デバイス又は容量測定デバイスとして示している。機械的換気のために、患者B又は肺のある地域に供給される容量を測定することが重要である。流量測定デバイスの助けを借りて可能な限り連続的に、時間-流量曲線が測定される場合、この流量は、加えられた容量を得るために、経時的に積分される。

【0034】

図5は、流体流量を制御する又は変化させるように構成される気管支内センサデバイス10の実施形態を示す。図5に示されるように、気管支内センサデバイス10は、ベース部42、このベース部42にヒンジ接続される膜44、及びこの膜44に接続されるアクチュエータ46を含む。膜44及びアクチュエータ46は、可変する狭窄部、したがって可変センサを作成するように動作することができる。電子コントローラ13は、アクチュエータ46によって測定される、膜44とベース部42との間の距離に基づいて、流体流

量を計算するように構成される。幾つかの例において、アクチュエータ 46 は、磁石（すなわち、狭窄部の開口サイズを調整するために単純な歯車機構で空間的に回転する場によって作動する回転磁石）を有し、電子コントローラ 13 は、磁石 46 によって生成される磁場に基づいて流体流量を計算するように構成される。アクチュエータ 46 は、例えば、気管支内における測定される流体圧力、気管支を通る計算される流体流量の測定値、気管支内における決定される流体の容量、機械的換気装置（2）の換気パラメタ、及び他の測定又は決定されるパラメタによって制御することもできる。

【0035】

図 6 A 及び図 6 B を参照して、気管支内バルブ 20 の幾つかの例示的な実施形態を説明する。幾つかの実施形態において、気管支内バルブ 20 は、患者 P に流れる流体の一部を制御することによって、“アクティブ”な気管支内バルブを有することができる。

10

【0036】

気管支内バルブ 20 は、通常、機械的換気装置 2 によって送達される空気の一部を肺のある地域に伝える気管支内チューブを遮断することによって、その肺の地域の一部を遮断するように構成される。図 6 A 及び 6 B に示されるように、気管支内バルブ 20 は、気管支 B の対向する壁に配されるように構成される第 1 のストリップ 48 及び第 2 のストリップ 50 を有するベース部を含むことができる。膜 52 は、第 1 のストリップ 48 にピボット接続される。アクチュエータ 54（すなわち、磁気機械式振動子デバイス又は他の磁気機械式アクチュエータ）は、図 6 A に示されるように、膜 52 を第 2 のストリップ 50 に近接して接触及び保持することによって、バルブを開位置に保持するように接続され、図 6 B に示されるように、バルブを閉じるための磁気制御信号に応答して、バルブを閉じるために膜 52 を解放するように動作可能である。幾つかの例において、アクチュエータ 54 は、空気流がアクチュエータ 54 を第 2 のストリップ 50 に押す（図 6 B）まで、膜 52 を開位置（図 6 A）に保持することができる。この制御デバイスが、圧力センサ、流量センサ、又は容量センサと組み合わせられる場合、関心のある肺領域への最大圧力、最大流量、又は最大容量を制限するために使用される。適切な安全機構は、バルブがうっかり閉じてしまわないことを保証することができる。例示的なバルブ 20 は、2 位置 (two-position) バルブであり、閉位置（図 6 B）では、空気流は、（例えば、解放された膜 52 が管腔を完全に閉鎖する場合）完全に遮断される、又は（例えば、膜 52 が幾らかの空気通過することを可能にする幾つかの開口部又はスリットなどを持つ場合）部分的に遮断されるだけでもよいことに留意されたい。さらに、図 6 A 及び図 6 B の例示的な気管支内バルブ 20 は、単に非限定的な例示的な例であり、他の設計が考慮されることが理解されよう。例えば、2 つ以上の（例えば、N 個の）膜 52 が、膜毎に個別のアクチュエータを備え、異なるレベルのガス流抵抗を提示し、このようにして、N 個の膜のバルブが、様々な異なる離散的な流れ抵抗値を生成することができる。

20

30

【0037】

図 7 は、磁気機械式振動子デバイス 32 の一例を示す。図 7 に示されるように、磁気機械式振動子デバイス 32 は、固定磁石 62 と吊り下げ永久磁石 64 とを持つパッシブ型デバイスを有する共振器 60 を含み、吊り下げ永久磁石 64 は、固定磁石 62 からの磁場パルスに응答して回転振動を行う。磁気機械式振動子デバイス 32 は、最大 16 個のコイルのアレイから励起パルス（送信チャネル、Tx）及び受信信号（Rx）を生成するように構成された検出システム 66 も含む。検出システム 66 は、磁気駆動アクチュエータを制御するための磁場シーケンス（例えば、スクリューベースのアクチュエータのための回転磁場）を適用することもできる。

40

【0038】

幾つかの実施形態において、気管支内センサデバイス 10 は、膜、及び圧力調整器として作用するバルブを構成するために使用される単純な歯車機構を備える調整可能な磁気機械式振動子デバイスを含むことができる。この制御デバイスは、その開口を自動的に調整して、患者 P の肺の 1 つ以上の部分への圧力を制限する。制御デバイスと組み合わせられた測定デバイスが気管支鏡下で気管支内に配されると、これらのデバイスは、磁気機械式振

50

動子デバイスと信号をやりとりするために、トランシーバシステムの助けを借りて、リアルタイムで制御される。測定デバイスからの信号は、圧力、流量、及び容量を計算するコンピュータプログラムの助けを借りて分析される。これらの値は、個々のCTスキャン、又は人間の解剖学的構造の一般知識の何れかに基づいて、患者の肺のモデルに入力される。

【 0 0 3 9 】

デバイス 10 のオペレータは、関心のある肺領域内にある制御デバイスの各々に対し、最大圧力、最大流量、最大容量などを調整することができる。加えて、コンピュータプログラムは、気管を通じて空気圧、空気流、及び空気量を供給する機械的換気装置の設定を制御する。例えば、呼気中は、空気が流出するだけで、吸気中は、空気が流入するだけ

10

【 0 0 4 0 】

例示的な使用事例として、肺胞の過膨張は、機械的換気後、持続性の肺損傷をもたらし得る状態である。肺を保護するために、陽圧換気中、末梢気道及び肺胞に加えられるプラトー圧は制限されるべきである。気管支内センサデバイス 10 は、臨床医が、患者 P の 1 つ以上の気管支 B 内の局所的な圧力を測定することを可能にする。

【 0 0 4 1 】

局所的な圧力は、気管内チューブ 16 において機械的換気装置 2 によって加えられる圧力と必ずしも同じではないので、局所的な圧力測定値は、例えば、気管内チューブ 16 における全体的なプラトー圧が低減されるように、機械的換気装置 2 の全体的な設定を変更することによって、局所的なプラトー圧を制限するために使用することができる。この手法を用いる場合、（機械的換気装置 2 によって測定される）平均のプラトー圧だけでなく、局所的なプラトー圧も、所定のしきい値を超えない。例えば、局所的な圧力測定値の最大値は、この局所的な圧力測定値の最大値が特定の目標値を持つまで、実際の全体的な圧力を適応（増加又は減少）させることによって、最適な全体的な圧力を決定するために使用することができる。

20

【 0 0 4 2 】

局所的な圧力を測定する代わりに、気管支内センサデバイス 10 を使用して局所的な流量を測定する、及び（例えば、流量を経時的に積分することによって）局所的な 1 回換気量を測定することも可能である。したがって、対応する気管支 B 内における気管支内センサデバイス 10 を備えた肺領域の各々に対し、局所的な 1 回換気量を測定することが可能である。局所的な 1 回換気量が所定のしきい値を超える場合、機械的換気装置 2 によって加えられる全体的な 1 回換気量は、全ての測定される局所的な 1 回換気量がそれらのしきい値を下回るまで低減される。

30

【 0 0 4 3 】

肺を局所的な肺胞の過膨張から保護するために、1 つ以上の気管支内バルブ 20 は、異なる気管支 B において気管支内に配される。これらの気管支内バルブ 20 は、マイクロボットアクチュエータ 54 に加えられる外部信号によって作動する、対応する気管支 B を閉じるように構成されるマイクロボットアクチュエータ 54 を含む。加えて、気管支内バルブ 20 は、局所的な圧力及び局所的な流量を測定する 1 つ以上のマイクロボットセンサ 32、34 を含むことができる。

40

【 0 0 4 4 】

気管支内バルブ 20 によって制御される肺領域に対応する最適な局所的な 1 回換気量は、コンピュータトモグラフィ（CT）スキャン又は患者 P の肺のデジタルモデルに基づいて決定されることができる。これらの最適な局所的な 1 回換気量は、機械的換気装置 2 が気管内チューブ 16 において送達する全体的な 1 回換気量の一部（すなわち、割合）である。全体的な一回換気量が増加又は減少すると、これらの最適な局所的な一回換気量も比例して変化する。

【 0 0 4 5 】

50

吸気中、気管支内バルブ 20 の 1 つにおける容量の測定値が最適な局所的な 1 回換気量を超える場合、マイクロボットアクチュエータ 54 は、気管支内バルブ 20 を閉じるように動作する。その後、機械的換気装置 2 によって送達される全体的な 1 回換気量の残りの部分は、まだその最適な 1 回換気量に達していない他の肺領域に分配される。この手続きは、吸気の終わり（すなわち、機械的換気装置 2 によって全体的な 1 回換気量が送達されるとき）に、気管支内バルブ 20 の後ろにある全ての肺領域が、その最適な 1 回換気量を受け取るまで、気管支内バルブ 20 の残りの部分で繰り返される。

【 0 0 4 6 】

幾つかの実施形態において、アクティブ型の制御デバイスを埋め込む代わりに、パッシブ型の抵抗器又はバルブを使用することができる。例えば、パッシブ型の抵抗器は、規定の直径の狭窄部を持つ単純なステントである。これら狭窄部が固定の直径で構築されるか、適切な直径の抵抗が選択されなければならない。或いは、調整可能な狭窄部（したがって、調整可能な抵抗）を備える抵抗器を構築することができる。それらの特性は、埋め込み前に設定され、パッシブ型のデバイスであるため、摘出されるまでは固定されたままである。別の例において、パッシブ型のバルブは、パッシブ型の抵抗器に類似している。これらバルブは、固定された（又は調整可能なであり、その後固定された）圧力又は流量で開閉する。

10

【 0 0 4 7 】

幾つかの実施形態において、コンピュータプログラム（例えば、患者のデジタルツイン (Digital Twin) を有するモデル）を使用して、パッシブ型の制御デバイスの最適な選択又は設定を推定することができる。

20

【 0 0 4 8 】

幾つかの実施形態において、例えば、制御デバイスを適応させるための機能的画像化 (functional imaging) からのフィードバック、及び / 又は制御デバイスを適応させるための装着物又は患者モニタ（例えば、バイタルサイン測定デバイス）からのフィードバックのような、フィードバックを臨床医に提供することができる。

【 0 0 4 9 】

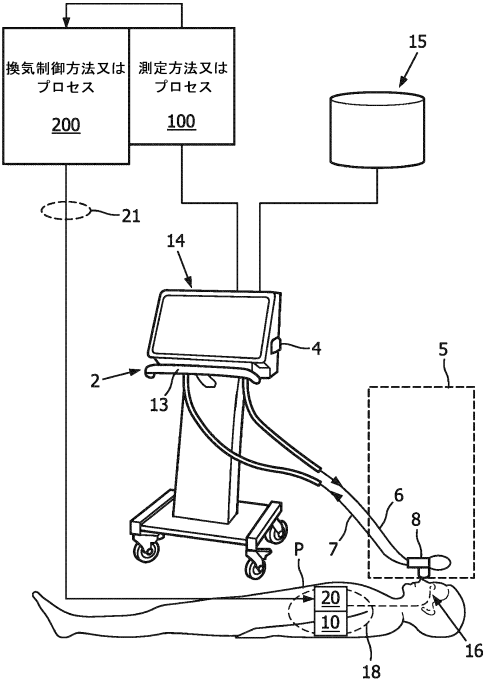
本開示は、好ましい実施形態を参照して説明された。上述した詳細な説明を読み及び理解すると、他者は修正例及び変更例を思い付くことがある。例示的な実施形態は、それら修正例及び変更例が、添付の特許請求の範囲又はその同等物の範囲内に入っている限り、そのような全ての修正例及び変更例を含むものと解釈されることが意図される。

30

40

50

【 図 面 】
【 図 1 】



【 図 2 】

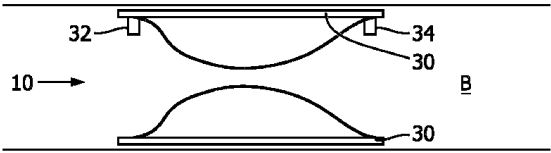


FIG. 2

【 図 3 】

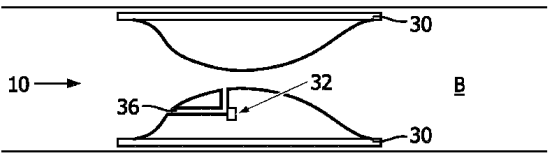


FIG. 3

【 図 4 】

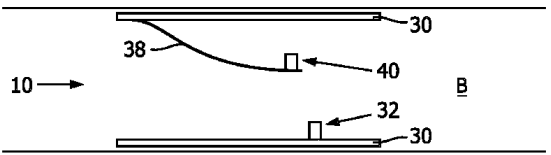


FIG. 4

10

20

30

40

50

【 図 5 】

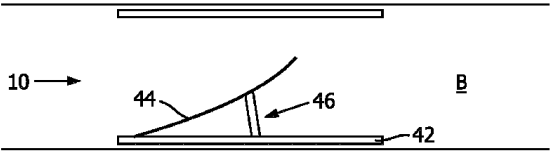


FIG. 5

【 図 6 A 】

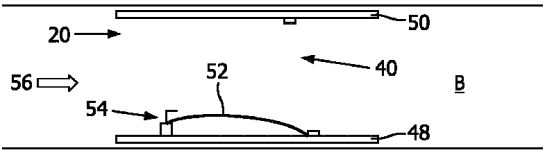


FIG. 6A

【 図 6 B 】

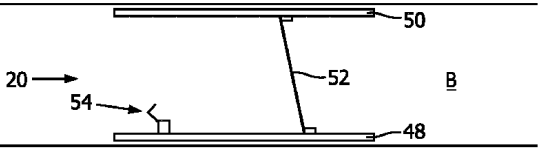
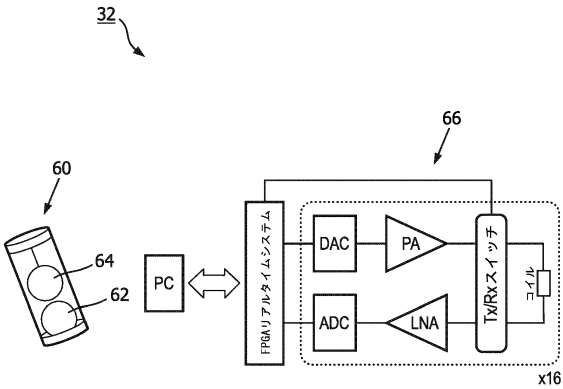


FIG. 6B

【 図 7 】



10

20

30

40

50

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2023/063788

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/091 A61B5/00 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) A61B		
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 A	WO 2010/017685 A1 (LIU CHUNJIANG [CN]; LIU WENCHANG [CN]; LIU WENJIA [CN]; WANG FENG [CN]) 18 February 2010 (2010-02-18) abstract page 4, line 10 - line 12 figures 1,3 claim 10 -----	1, 9 2-8, 10-15
X A	CN 113 941 063 A (JIANGSU XUYUAN MEDICAL TECH CO LTD) 18 January 2022 (2022-01-18) paragraph [0010] paragraph [0024] paragraph [0027] - paragraph [0028] figures ----- -/--	1, 9 2, 10-15
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ 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 1 August 2023		Date of mailing of the international search report 08/08/2023
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Van der Haegen, D

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

10

20

30

40

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2023/063788

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2014/144070 A1 (HUNTER WILLIAM L [CA]) 18 September 2014 (2014-09-18) abstract paragraph [0002] paragraph [0012] - paragraph [0015] paragraph [0043] paragraph [0078] - paragraph [0085] figures 1,8-10 -----	1-3
Y	WO 2021/239484 A1 (VENTINOVA TECH B V [NL]) 2 December 2021 (2021-12-02) page 1, line 5 - line 10 page 5, line 22 - page 11, line 21 figure 1 -----	1-3
Y	WO 2020/253977 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS NV [NL]) 24 December 2020 (2020-12-24) abstract page 1, line 8 - line 12 page 3, line 1 - line 5 page 8, line 19 - line 24 -----	3
A	Müller K.M.: In: "Pulmonary Diseases - Clinopathological correlations", 1 January 1983 (1983-01-01), Springer Verlag Berlin Heidelberg, XP093069306, ISBN: 978-3-642-69136-2 DOI: 10.1007/978-3-642-69134-8, Retrieved from the Internet: URL:https://books.google.nl/books?id=P-sFC AAQBAJ&pg=PT115&lpg=PT115&dq=%22bronchial +resistance%22&source=bl&ots=63D9bIjIdC&si g=ACfU3U38rNbMGgeLosLGLsGRhC4cFwmkYwshl=en &sa=X&ved=2ahUKEwjToLkfo7uAAxUwygIHHREmB2k Q6AF6BAQ6EAM#v=onepage&q=%22bronchial%20re sistance%22&f=false the whole document -----	1
A	NOMA HAYATO ET AL: "Development of Stent Flow Sensor Device Evaluating Breathing Property at Airway in Experimental Animal Under Free Move Condition", 2020 IEEE 33RD INTERNATIONAL CONFERENCE ON MICRO ELECTRO MECHANICAL SYSTEMS (MEMS), IEEE, 18 January 2020 (2020-01-18), pages 630-633, XP033753263, DOI: 10.1109/MEMS46641.2020.9056298 [retrieved on 2020-04-02] the whole document -----	2
A	EP 3 299 058 A1 (COVIDIEN LP [US]) 28 March 2018 (2018-03-28) paragraph [0053] paragraph [0071] -----	2, 4, 8

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2023/063788

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2010017685	A1	18-02-2010	CN 201263827 Y WO 2010017685 A1	01-07-2009 18-02-2010
CN 113941063	A	18-01-2022	NONE	
WO 2014144070	A1	18-09-2014	CA 2940514 A1 CN 105283152 A CN 110384575 A EP 2967926 A1 EP 3988061 A1 HK 1220349 A1 JP 2016520340 A JP 2020049246 A JP 2022186690 A SG 10201707624T A SG 112015072668 A US 2016038087 A1 US 2022039752 A1 WO 2014144070 A1	18-09-2014 27-01-2016 29-10-2019 20-01-2016 27-04-2022 05-05-2017 14-07-2016 02-04-2020 15-12-2022 29-11-2017 29-10-2015 11-02-2016 10-02-2022 18-09-2014
WO 2021239484	A1	02-12-2021	CN 116194167 A DE 102020114209 B3 EP 4157408 A1 US 2023201502 A1 WO 2021239484 A1	30-05-2023 29-07-2021 05-04-2023 29-06-2023 02-12-2021
WO 2020253977	A1	24-12-2020	AU 2019290959 A1 AU 2019451287 A1 AU 2019451647 A1 BR 112020025733 A2 BR 112021025765 A2 BR 112021026008 A2 CA 3104001 A1 CA 3144130 A1 CA 3144550 A1 CN 112107364 A CN 112113584 A CN 112384134 A CN 114269233 A CN 114269237 A EP 3583890 A2 EP 3583892 A1 EP 3583896 A1 EP 3809961 A1 EP 3986264 A1 EP 3986271 A1 JP 2021000419 A JP 2021001863 A JP 2021528142 A JP 2022546897 A JP 2023505402 A US 2020397320 A1 US 2020397510 A1 US 2020397530 A1 US 2020400509 A1 US 2021244305 A1 US 2023204435 A1 WO 2019243098 A1	11-02-2021 17-02-2022 17-02-2022 16-03-2021 03-03-2022 21-06-2022 26-12-2019 24-12-2020 24-12-2020 22-12-2020 22-12-2020 19-02-2021 01-04-2022 01-04-2022 25-12-2019 25-12-2019 25-12-2019 28-04-2021 27-04-2022 27-04-2022 07-01-2021 07-01-2021 21-10-2021 10-11-2022 09-02-2023 24-12-2020 24-12-2020 24-12-2020 12-08-2021 29-06-2023 26-12-2019

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (April 2005)

10

20

30

40

50

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/EP2023/063788

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
		WO 2020253977 A1	24-12-2020	
		WO 2020253978 A1	24-12-2020	

EP 3299058	A1	28-03-2018	AU 2017232030 A1	05-04-2018
			CA 2979117 A1	19-03-2018
			CN 107865693 A	03-04-2018
			EP 3299058 A1	28-03-2018
			US 2018078119 A1	22-03-2018
			US 2021000330 A1	07-01-2021

フロントページの続き

,MC,ME,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CV,CZ,DE,DJ,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IQ,IR,IS,IT,JM,JO,JP,KE,KG,KH,KN,KP,KR,KW,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,MG,MK,MN,MU,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,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,WS,ZA,ZM,ZW

弁理士 矢ヶ部 喜行

(72)発明者 サブジンスキ ヨルフ

オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5 2 フィリップス
インターナショナル ベー ヴェ インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ

(72)発明者 フリーヒ ベルンハルト

オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5 2 フィリップス
インターナショナル ベー ヴェ インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ

(72)発明者 ラメール ユエルヘン エルウィン

オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5 2 フィリップス
インターナショナル ベー ヴェ インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ

(72)発明者 コーレル トマス

オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5 2 フィリップス
インターナショナル ベー ヴェ インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ

(72)発明者 ウィムケル ラファエル

オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5 2 フィリップス
インターナショナル ベー ヴェ インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ

(72)発明者 ビュッザ ロベルト

オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5 2 フィリップス
インターナショナル ベー ヴェ インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ

(72)発明者 ヘンドリクス コルネリス ペトルス

オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5 2 フィリップス
インターナショナル ベー ヴェ インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ

(72)発明者 ハールツセン ヤープ ロヘル

オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5 2 フィリップス
インターナショナル ベー ヴェ インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ

(72)発明者 ウィベルネイト ナタリー

オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5 2 フィリップス
インターナショナル ベー ヴェ インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ

F ターム (参考) 4C038 SS04 ST09 SU06 SX01