

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6266647号
(P6266647)

(45) 発行日 平成30年1月24日(2018.1.24)

(24) 登録日 平成30年1月5日(2018.1.5)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 M 16/00 (2006.01)

A 6 1 M 16/00 3 0 5 Z

請求項の数 15 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2015-547234 (P2015-547234)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成25年12月11日(2013.12.11)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2015-536791 (P2015-536791A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成27年12月24日(2015.12.24)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2013/060803		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02014/097055		
(87) 国際公開日	平成26年6月26日(2014.6.26)	(74) 代理人	100122769
審査請求日	平成28年12月6日(2016.12.6)		弁理士 笛田 秀仙
(31) 優先権主張番号	61/738,058	(74) 代理人	100171701
(32) 優先日	平成24年12月17日(2012.12.17)		弁理士 浅村 敬一
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
早期審査対象出願			

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 圧支持療法システムのための多機能ドッキングモジュール

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者に呼吸療法を供給する圧支持システムの作動方法であって、

前記圧支持システムが、前記圧支持システムの圧力生成装置ベースユニットと前記圧支持システムの無線周辺装置との間に、近距離無線結合インタフェースを確立するステップと、

前記圧支持システムが、前記近距離無線結合インタフェースを介して、前記圧力生成装置ベースユニットから前記無線周辺装置にエネルギーを伝達し、前記無線周辺装置のエネルギーストレージ装置を充電するために、前記無線周辺装置において、前記伝達されたエネルギーを使用するステップと、

前記圧支持システムが、前記近距離無線結合インタフェースを介して、前記圧力生成装置ベースユニットと前記無線周辺装置との間のペアリング情報を伝達するステップと、
を有し、

前記圧力生成装置ベースユニット及び前記無線周辺装置は、所定の共通プロトコルに従って前記近距離無線結合インタフェースとは別個の無線通信チャネルを介して互いに無線通信するように構成され、前記所定の共通プロトコルは、前記圧力生成装置ベースユニット及び前記無線周辺装置が前記無線通信チャネルを介して継続的に互いに無線通信する前に、前記圧力生成装置ベースユニット及び前記無線周辺装置が前記所定の共通プロトコルに従って前記ペアリング情報を交換することによって互いにペアリングされることを要求する、前記圧支持システムの作動方法。

【請求項 2】

前記近距離無線結合インタフェースが、誘導結合インタフェースであり、前記圧力生成装置ベースユニットは、第 1 の結合コイルを具備するドッキングモジュールを有し、前記無線周辺装置は、第 2 の結合コイルを有し、前記確立するステップは、前記第 1 の結合コイルと前記第 2 の結合コイルとの間で前記誘導結合インタフェースを確立する態様で、前記ドッキングモジュールにおいて前記無線周辺装置を受けるステップを有する、請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記ドッキングモジュールが、前記圧力生成装置ベースユニットの筐体の一体部分である、請求項 2 記載の方法。

10

【請求項 4】

前記ドッキングモジュールが、前記圧力生成装置ベースユニットの筐体に選択的に結合可能である、請求項 2 記載の方法。

【請求項 5】

前記無線周辺装置が、前記圧支持システムの患者インタフェース装置の一部である、請求項 1 記載の方法。

【請求項 6】

前記ペアリング情報を伝達するステップの後に、前記圧支持システムが、前記所定の共通無線プロトコルに従って、前記圧力生成装置ベースユニットを前記無線周辺装置とペアリングするステップを更に有し、前記ペアリングは、前記ペアリング情報に基づいて可能になる、請求項 1 記載の方法。

20

【請求項 7】

患者に呼吸療法を供給する圧支持システムであって、
ドッキングモジュールを有する圧力生成装置ベースユニットと、
無線周辺装置と、
を有し、

前記ドッキングモジュールは、前記圧力生成装置ベースユニットと前記無線周辺装置との間に近距離無線結合インタフェースを確立する態様で、前記無線周辺装置を受けるように構成され、前記圧力生成装置ベースユニットは、前記無線周辺装置のエネルギーストレージ装置を充電するために、前記近距離無線結合インタフェースを介して、前記無線周辺装置にエネルギーを伝達するように構成され、前記圧力生成装置ベースユニット及び前記無線周辺装置は、所定の共通プロトコルに従って前記近距離無線結合インタフェースとは別個の無線通信チャネルを介して互いに無線通信するように構成され、前記所定の共通プロトコルは、前記圧力生成装置ベースユニット及び前記無線周辺装置が前記無線通信チャネルを介して継続的に互いに無線通信する前に、前記圧力生成装置ベースユニット及び前記無線周辺装置が前記所定の共通プロトコルに従ってペアリング情報を交換することによって互いにペアリングされることを要求し、前記圧力生成装置ベースユニット及び前記無線周辺装置は、前記近距離無線結合インタフェースを介して、前記ペアリング情報を伝達するように構成され、

30

前記圧力生成装置ベースユニットは、前記無線周辺装置が前記ドッキングモジュールにおいてドッキングされ、前記近距離近距離無線結合インタフェースが確立された場合に、前記近距離無線結合インタフェースを介して、前記前記ペアリング情報を伝達することによって、前記無線通信チャネルを介して前記圧力生成装置ベースユニットが前記無線周辺装置と自動的にペアリングされるため、前記圧支持システムの動作を制御するためのソフトウェアルーチンをコントローラによって実行可能な非一時的なコンピュータ読み取り可能媒体に格納する前記コントローラを含む、システム。

40

【請求項 8】

前記圧力生成装置ベースユニット及び前記無線周辺装置は、前記近距離無線結合インタフェースを介して、前記ペアリング情報を伝達するように構成される一方、前記エネルギーは、前記近距離無線結合インタフェースを介して、前記圧力生成装置ベースユニットが

50

ら前記無線周辺装置に伝達される、請求項 7 記載の圧支持システム。

【請求項 9】

前記近距離無線結合インタフェースが、誘導結合インタフェースである、請求項 7 記載の圧支持システム。

【請求項 10】

前記ドッキングモジュールは、第 1 の結合コイルを有し、前記無線周辺装置は、第 2 の結合コイルを有し、前記ドッキングモジュールは、前記第 1 の結合コイルと前記第 2 の結合コイルとの間で前記誘導結合インタフェースを確立する態様で、前記無線周辺装置を受けるように構成される、請求項 9 記載の圧支持システム。

【請求項 11】

前記ドッキングモジュールが、前記圧力生成装置ベースユニットの筐体の一体部分である、請求項 7 記載の圧支持システム。

【請求項 12】

前記ドッキングモジュールが、前記圧力生成装置ベースユニットの筐体に選択的に結合可能である、請求項 7 記載の圧支持システム。

【請求項 13】

前記無線周辺装置が、前記圧支持システムの患者インタフェース装置の一部である、請求項 7 記載の圧支持システム。

【請求項 14】

前記無線周辺装置が、センサを有する、請求項 7 記載の圧支持システム。

【請求項 15】

前記圧力生成装置ベースユニットが、前記近距離無線結合インタフェースを介して伝達される関連付けられたペアリング情報のみに応じて、周辺装置とのペアリングを許可する、請求項 7 記載の圧支持システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、陽性気道圧（PAP：Positive Airway Pressure）療法を用いて、睡眠呼吸障害などの疾患を治療するためのシステムに関し、特に、かかるシステムの無線周辺コンポーネント（例えば、無線圧力センサを有するマスク）の充電、及び、近距離結合（例えば、誘導結合）インタフェースを通じた圧支持療法システムのベースユニットとの無線ペアリングを可能とする圧支持療法システムのための多機能ドッキングモジュールに関する。

【背景技術】

【0002】

多くの人が、睡眠時の呼吸障害に苦しんでいる。睡眠時無呼吸は、全世界で数百万人の人々が患っている上記睡眠呼吸障害の一般的な例である。あるタイプの睡眠時無呼吸は、気道、一般的には、上気道又は咽頭領域の閉塞のために呼吸できなくなることにより、睡眠が繰り返し阻害される症状である、閉鎖性睡眠時無呼吸（OSA：Obstructive Sleep Apnea）である。気道の閉塞は、一般的には、少なくとも部分的には、上気道部分を安定させる筋肉の通常の弛緩のためであり、これにより、組織が気道を虚脱させると信じられている。他のタイプの睡眠時無呼吸症候群は、脳の呼吸中枢からの呼吸信号の欠如のために呼吸が停止される、中枢性無呼吸である。閉鎖性、中枢性、又は、閉鎖性と中枢性との混合のいずれの無呼吸疾患も、呼吸の完全な停止、又は、呼吸の略停止、例えば、ピーク呼吸量における 90% 以上の低下として定義される。

【0003】

睡眠時無呼吸に苦しんでいる人々は、睡眠中、潜在的に深刻な程度の酸素ヘモグロビン不飽和化を伴う、睡眠断片化、並びに、完全又は略完全な換気停止を断続的に経験する。これらの症状は、臨床的に、極度の日中の眠気、不整脈、肺動脈高血圧、鬱血性心不全、及び/又は、認知機能障害に変換され得る。睡眠時無呼吸の他の結果は、右室機能不全、

10

20

30

40

50

睡眠中のみならず覚醒状態における二酸化炭素の停滞、持続的に低減された動脈血酸素分圧を含む。睡眠時無呼吸の患者は、運転中、及び／又は、潜在的に危険な機器の操作中における事故のリスク増加とともに、これらの要素に起因する高い死亡率に晒され得る。

【 0 0 0 4 】

患者が、気道の完全又は略完全な閉塞を患っていない場合であっても、気道の部分的な閉塞のみがある場合、睡眠からの覚醒などの弊害が起こり得ることが知られている。気道の部分的な閉塞は、一般的には、呼吸低下とも称される浅い呼吸（表在呼吸）につながる。呼吸低下は、一般的に、ピーク呼吸量における 5 0 % 以上の低下として定義される。他のタイプの睡眠呼吸障害は、上気道抵抗症候群（U A R S : Upper Airway Resistance Syndrome）、及び、一般的には、いびきと称される、咽頭壁の振動などの気道の振動を含むが、これらに限定されない。

10

【 0 0 0 5 】

患者の気道に対して、持続的気道陽圧法（C P A P : Continuous Positive Air Pressure）を適用することによって、睡眠呼吸障害を治療することがよく知られている。この陽圧は、効果的に、気道を「支える（splint）」ため、これにより、肺への通り道を保つ。また、患者の快適さを向上させるために、患者に与えられる気体の圧力を患者の呼吸サイクルによって変える、又は、患者の呼吸努力によって変える陽圧療法を供給することも知られている。この圧支持技術は、患者に与えられる吸気時の陽気道圧（I P A P : Inspiratory Positive Airway Pressure）が、呼気時の陽気道圧（E P A P : Expiratory Positive Airway Pressure）よりも高い、二相性圧支持と称される。さらに、患者が、無呼吸及び／又は呼吸低下に直面しているかどうかなどの、検出された患者の症状に基づいて、圧力が自動的に調整される陽圧療法を供給することが知られている。圧支持装置が、呼吸障害を治療するのに必要なだけ高い圧力を患者に供給しようとするため、この圧支持技術は、自動滴定タイプの圧支持と称される。

20

【 0 0 0 6 】

上記の圧支持療法は、患者の顔の上に柔らかく、柔軟な密封クッションを有するマスクコンポーネントを含む患者インタフェース装置の配置を含む。マスクコンポーネントは、患者の鼻を覆う鼻マスク、患者の鼻及び口を覆う鼻／口マスク、又は、患者の顔を覆うフルフェイスマスクであってもよいが、これらに限定されない。かかる患者インタフェース装置は、額支持部、頬パッド、及び、顎パッドなどの他の患者接触コンポーネントを採用してもよい。患者インタフェース装置は、気体導管又はコンジットに接続され、また、圧支持装置を患者の気道と結合させ、この結果、呼吸ガスのフローが、圧力／フロー生成装置から患者の気道に運ばれることができる。

30

【 0 0 0 7 】

圧支持療法システムが、周辺電子装置とベース圧力生成装置との間でデータ伝達を必要とする 1 又は複数の電子無線周辺装置とともに用いられることができる。例えば、圧支持療法システムのマスクコンポーネントにおいて無線圧力センサを供給することが知られており、無線圧力センサは、Bluetooth（登録商標）プロトコルなどの近距離無線通信／データ伝送プロトコルを用いて、センサによって測定された圧力情報をベース圧力生成装置に無線伝送するように構成されているが、これらに限定されない。

40

【 0 0 0 8 】

周知のように、無線周辺電子装置は、大抵の場合、電子コンポーネントによって必要とされる搭載電力を供給するための再充電可能なバッテリーを有する。結果として、かかる無線周辺電子装置は、定期的に（例えば、毎日）、充電される必要がある。

【 0 0 0 9 】

さらに、無線通信／データ伝送プロトコルは、安価であることが望まれており、そうなっている。無線データ伝送プロトコル、特にBluetoothは、一般的に、通信を行なう 2 つの装置間でのペアリングを必要とする。周知のように、かかるペアリングは、一般的に、ユーザの介入を必要とする。

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

自動的なペアリングが技術的には実現可能であるが、例えば、ベースユニットと使用中でない周辺機器との間、又は、ベースユニットと使用中であるが他のベースユニットと使用中である周辺機器との間（例えば、複数のベースユニットを有する睡眠研究所環境又は家庭環境など）の誤ったペアリングを回避するための方法が、従来技術では、適切に対処されなかった。典型的なケースでは、発見された周辺機器のリストから、特定の周辺機器を手動で選択することが必要である。かかる環境（例えば、複数のベースユニットを有する睡眠研究所環境又は家庭環境など）1が、図1において、概略的に示されている。図1に見られるように、環境1は、2つの圧力生成装置ベースユニット2及び4を含んでおり、圧力生成装置ベースユニット2は、周辺機器（例えば、無線圧力センサ）8を有するマスク6と関連付けられており、圧力生成装置ベースユニット4は、周辺機器（例えば、無線圧力センサ）12を有するマスク10と関連付けられている。従って、環境1では、2つの圧力生成装置ベースユニット2及び4が、2つの周辺機器8及び12の近傍にあり、両方の周辺機器が、無線通信をサポートし、使用中である。周辺機器8は、圧力生成装置ベースユニット2とペアリングされるべきであり、周辺機器12は、圧力生成装置ベースユニット4とペアリングされるべきである。しかしながら、従来技術では、この使用ケースにおいて利用可能な完全自動化されたペアリングソリューションはなかった。例えば、セキュアシンプルペアリング（Secure Simple Pairing）プロトコルの「ジャストワークス（just works）」は、ベースユニットへのユーザの介入を必要とし、周辺機器のリストからの所与の周辺機器の選択、及び、周辺機器のリストからユーザ用の一意のコードを有する周辺機器を検索することを必要としている。

10

20

【課題を解決するための手段】

【0011】

ある実施形態では、患者に呼吸療法を供給するように構成された圧支持システムにおいて用いられる充電及びデータ転送方法であって、前記圧支持システムの圧力生成装置ベースユニットと前記圧支持システムの無線周辺装置との間に、近距離無線結合インタフェースを確立するステップと、前記近距離無線結合インタフェースを介して、前記圧力生成装置ベースユニットから前記無線周辺装置にエネルギーを伝達し、前記無線周辺装置のエネルギーストレージ装置を充電するために、前記無線周辺装置において、前記伝達されたエネルギーを使用するステップと、前記近距離無線結合インタフェースを介して、前記圧力生成装置ベースユニットと前記無線周辺装置との間のペアリング情報を伝達するステップとを含む方法が提供される。

30

【0012】

他の実施形態では、患者に呼吸療法を供給するように構成された圧支持システムが提供される。当該システムは、ドッキングモジュールを有する圧力生成装置ベースユニットと、無線周辺装置とを含み、前記ドッキングモジュールは、前記圧力生成装置ベースユニットと前記無線周辺装置との間に近距離無線結合インタフェースを確立する態様で、前記無線周辺装置を受けるように構成され、前記圧力生成装置ベースユニットは、前記無線周辺装置のエネルギーストレージ装置を充電するために、前記近距離無線結合インタフェースを介して、前記無線周辺装置にエネルギーを伝達するように構成され、前記圧力生成装置ベースユニット及び前記無線周辺装置は、前記近距離無線結合インタフェースを介して、ペアリング情報を伝達するように構成される。

40

【0013】

構成に関係のある要素の機能及び動作の方法、製造の経済性及び部品の組み合わせだけでなく、本発明のこれら及び他の目的、特徴及び特性が、添付の図面を参照して、以下の説明及び添付の特許請求の範囲を考慮して、より明らかになるだろう。これら全ては、この明細書の一部を形成し、類似の参照符号は様々な図における対応する部品を示す。しかしながら、図面は例示目的であって、本発明の限定ではないことが、明確に理解されるべきである。

50

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】図1は、複数の圧力生成装置ベースユニットと複数の患者インタフェース周辺装置とを有する従来技術の環境の概略図である。

【図2】図2は、本発明の例示的な実施形態に従った、患者に呼吸療法を供給するように構成されたシステムの概略図である。

【図3】図3は、一例であって、非限定的な実施形態に従った図2のシステムの一部を形成する圧力生成装置ベースユニットの概略図である。

【図4】図4は、一例であって、非限定的な実施形態に従った図2のシステムの一部を形成する患者インタフェース装置の概略的な側面図である。

10

【図5】図5は、一例であって、非限定的な実施形態に従った図2の圧力生成装置ベースユニットと結合された図4の患者インタフェース装置を示している概略的な側面図である。

【図6】図6は、一例であって、非限定的な実施形態に従った図2の圧力生成装置ベースユニットのドッキングモジュールの選択されたコンポーネントを示している概略的な側面図である。

【図7】図7は、一例であって、非限定的な実施形態に従った図2のシステムの一部を形成する無線周辺装置の選択されたコンポーネントを示している概略的な側面図である。

【図8】図8は、本発明の代替的な実施形態の一例に従った、患者に呼吸療法を供給するように構成されたシステムの概略図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0015】

本稿での用法では、単数形は、文脈がそうでないことを明確に指示するのでない限り、複数の言及を含む。本稿での用法では、二つ以上の部分または構成要素が「結合される」という陳述は、それらの部分が直接的または間接的に、すなわち一つもしくは複数の中間部分もしくは構成要素を通じて、結び合わされるまたは協働することを意味する。リンクが生じさえすればよい。本稿での用法では、「直接結合される」は二つの要素が直接互いと接触することを意味する。本稿での用法では、「固定的に結合される」または「固定される」は二つの構成要素が、互いに対する相対的な配向を一定に維持しつつ、一体として動くよう結合されることを意味する。

30

【0016】

本稿での用法では、「一体型(unitary)」の語は、あるコンポーネントが単一片またはユニットとして作成されることを意味する。すなわち、別個に作成され、その後一緒にユニットとして結合された複数の部分を含むコンポーネントは「一体型」コンポーネントまたはボディではない。本稿での用法では、二つ以上の部分または構成要素が互いに「係合する」という陳述は、それらの部分が、直接または一つまたは複数の中間部分もしくは構成要素を通じて、互いに対して力をはたらかせることを意味する。本稿での用法では、「数」という用語は一または一より大きい整数(すなわち複数)を意味する。

【0017】

本稿での用法では、「周辺機器」及び「周辺装置」なる用語は、幾つかの態様でベース/ホストコンピュータ装置と接続及び機能する任意の予備的な電子装置を意味する。

40

【0018】

本稿での用法では、「ペア」、「ペアリング」、又は、「ペアリングされた」なる用語は、無線通信可能な2つの電子装置が、所定の一般的なプロトコル、例えばBluetoothプロトコルを用いて、所定の一般的なプロトコル下で、互いと通信可能及び無線的にリンクされた状態を指す。

【0019】

本稿での用法では、「ペアリング情報」なる用語は、一般的なプロトコルに従って、互いの現状のペアリング関係を実行するために、2つの電子装置によって交換されなければならない情報を意味する。

50

【 0 0 2 0 】

本稿での用法では、「近接場 (near-field)」なる用語は、電場及び磁場が、平面波特性を有さないが、代わりに、一点から他点に大きく変化する、アンテナ又はコイルなどの電磁放射構造の近傍にある領域を意味する。さらに、近接場は、反応 (reactive) 近接場及び放射 (radiating) 近接場として一般的に知られている 2 つの領域に分割されることができる。反応近接場は、放射構造に最も近く、蓄えられるエネルギーの殆ど全てを含む一方、放射近接場は、放射領域が反応領域に対して支配的であるが平面波特性を有さず、放射領域が構造において複雑である近接場をいう。近接場は、一般的に、電磁場が平面波特性を有する、即ち、伝搬方向と交差する平面において電場強度及び磁場強度の均一な分布を有する領域として定義される遠距離場 (far-field) とは対照的である。

10

【 0 0 2 1 】

本稿での用法では、「近接場結合」なる用語は、2 つの装置が互いに結合され、近接場の範囲内で電力及び / 又は情報を伝達する技術を意味する。近接場結合の一例は、近接場誘導結合である。

【 0 0 2 2 】

本稿で使われる方向に関する句、たとえば限定するものではないが、上、下、左、右、上部、下部、前、後およびそれらの派生語は、図面に示される要素の配向に係るのであって、請求項において明示的に記載されているのでない限り、請求項を限定するものではない。

【 0 0 2 3 】

20

図 2 は、本発明の例示的な実施形態に従った、患者に呼吸療法を与えるように構成された圧支持システム 20 の概略図である。図 2 に見られるように、圧支持システム 20 は、患者インタフェース装置 28 に結合される導管 26 を含む患者回路を通じて患者 24 に運ばれる呼吸ガスのフローを生成する圧力生成装置ベースユニット 22 を含む。例示的な実施形態では、患者インタフェース装置 28 は、(圧力センサを具備する) 無線周辺装置 32 を有するマスクコンポーネント 30 と、患者インタフェース装置 28 を患者 24 の頭に固定するためのヘッドギアコンポーネント 34 とを有する。

【 0 0 2 4 】

図 2 及び図 4 に示される例示的な実施形態では、マスクコンポーネント 30 は、取り付けられた柔軟なクッション / 密封部材 33 を有する剛体又は半剛体のシェル 31 を含む鼻マスクである。しかしながら、であることが理解されるべきである。マスクコンポーネント 30 は、鼻 / 口マスク、枕型鼻クッション、クレードル型鼻クッション、フルフェイスマスク、又は、適切な気体フロー伝達機能を供給する任意の他の患者インタフェース装置などの他の形式をとってもよい。また、例示した実施形態では、無線周辺装置 32 は、図 2 及び図 4 に概略的に示されるように、シェル 31 と動作可能に結合されているが、他の位置も可能である。図 4 に見られるように、無線周辺装置 32 は、結合インダクタ / コイル 35 (図示された実施形態では、螺旋コイル部材の形状であるが、他の形状も可能である) を備え、その目的は、以下で詳述される。

30

【 0 0 2 5 】

さらに、図 2 に見られるように、図の例示的な実施形態の圧力生成装置ベースユニット 22 は、筐体 36 と、筐体 36 の一体部分であるドッキングモジュール 38 とを含む。ドッキングモジュール 38 は、以下で詳述されるが、マスクコンポーネント 30 を受けるように構成され、(i) 無線周辺装置 32 のための充電機能、及び、(i i) (Bluetooth などの適切な無線通信プロトコルの下、ペアリング情報を交換することによって) 無線周辺装置 32 が圧力生成装置ベースユニット 22 とペアリングされることを可能とする自動無線ペアリング機能を供給する。上記の例示的な実施形態では、無線周辺装置 32 と、ここでより詳述されるドッキングモジュール 38 との間の誘導結合インタフェースを通じて、これらの機能の両方が供給される。このため、図 2 に見られるように、ドッキングモジュール 38 は、結合インダクタ 39 と無線周辺装置 32 の結合インダクタ 35 との間の誘導結合インタフェースを供給するために、結合インダクタ 39 を備える (図示された実施

40

50

形態では、螺旋形状であるが、他の形状も可能である)。

【0026】

図3は、一例であって、非限定的な圧力生成装置ベースユニット22の概略図である。圧力生成装置ベースユニット24は、を含む。圧力生成装置ベースユニット24は、例えば、酸素又は空気の加圧タンク、周囲の雰囲気、又は、それらの組み合わせなどの任意の適切なソースから、一般的に矢印Cで示される呼吸ガスを受ける、従来のCPAPにおいて用いられるブロー又は二相性圧支持装置などの気体フロー生成器40を含む。気体フロー生成器40は、比較的高い圧力及び比較的低い圧力で、即ち、一般的に、周囲の気圧以上で患者の気道に運ばれる、空気、酸素、又は、それらの混合ガスなどの呼吸ガスのフローを生成する。気体フロー生成器40からの矢印Dによって示される、呼吸ガスの加圧フローは、導管26を介して、患者インタフェース装置28に運ばれる。

10

【0027】

図2に示される圧支持システム20は、患者回路が、圧力生成装置ベースユニット22に患者24を接続している導管26のみを含むことを意味する、単一肢システムとして知られているものである。また、排気口(図示省略)が、システムから呼気ガスを排気するために、導管26において備えられる。

【0028】

しかしながら、本発明は、圧支持システム20が、患者24に接続される導管及び排気管を有する二肢システムであってもよいことを検討している。二肢システム(双肢システムとしても称される)では、排気管が、患者24から排出される気体を運び、患者24からの遠位末端において排気バルブを含む。かかる実施形態における上記排気バルブは、一般的には、システムにおいて所望のレベル又は圧力を維持するために、動的に制御され、このことは、呼吸終末陽圧(PEEP: Positive End Expiratory Pressure)として一般的に知られている。

20

【0029】

図3に戻ると、図示された実施形態では、圧力生成装置ベースユニット22が、導管26に備えられるバルブ42の形式で圧力コントローラを含んでいる。バルブ42は、患者24に運ばれる、フロー生成器40からの呼吸ガスのフローの圧力を制御する。本願では、フロー生成器40及びバルブ42は、患者24に運ばれる気体の圧力及び/又はフローを協働して制御するように作用するので、まとめて、圧力生成システムとして称されている。しかしながら、フロー生成器40の送風速度を変化するなど、患者24に運ばれる気体の圧力を生成するための他の技術が、単独で、又は、圧力制御バルブとの組み合わせで、用いられることが、本発明によって検討されていることが明らかである。従って、バルブ42は、患者24に運ばれる呼吸ガスのフローの圧力を制御するために用いられる技術に依存して、オプションである。バルブ42が省略される場合、圧力生成システムは、フロー生成器40そのものに対応し、患者回路における気体の圧力が、例えば、フロー生成器40のモータ速度を制御することによって、制御される。

30

【0030】

圧力生成装置ベースユニット22は、導管26内部の呼吸ガスのフローを測定するフローセンサ44を更に含む。図3に示される特定の実施形態では、フローセンサ44は、最も好ましくはバルブ42の下流において、導管26と一致するように挿入されているが、他の位置も可能である。フローセンサ44は、コントローラ46に供給され、Q_{PATIENT}と称される、患者24に対する気体のフローレートを決定するためにコントローラ46によって用いられるフロー信号Q_{MEASURED}を生成する。さらに、他の技術が、フローを推定するために用いられてもよいことに留意すべきである。例えば、フローは、モータパラメータ(例えば、モータ電流)を用いて推定されてもよい。また、最新の圧支持システム実装は、他のモニタリングタスク(例えば、いびきの音響信号のモニタリング)を実行するとともに、装置の出口における圧力(転じて、患者における圧力)を制御するために用いられてもよい圧力センサを含む。

40

【0031】

50

コントローラ 46 は、例えば、マイクロプロセッサ、マイクロコントローラ、又は、幾つかの他の適切な処理装置などの処理ユニットと、データ、及び、圧支持システム 20 の動作を制御するための処理ユニットによって実行可能なソフトウェアルーチンのための具体的なストレージ媒体を供給する、（処理ユニットの一部として供給される、又は、処理ユニットと動作可能に結合される）メモリを含む（ここでは、例えば、ドッキングモジュール 38 の充電 / 自動ペアリング機能の双方を供給するように説明される）。

（ディスプレイ及び複数のボタン部材として、図 2 に概略的に示されている）入力 / 出力装置 48 が、臨床医又は介護人などのユーザに対して情報及びデータを表示及び出力するとともに、圧支持システム 20 によって用いられる様々なパラメータを設定するために用いられる。

【0032】

図 3 に見られるように、例示的な実施形態における圧力生成装置ベースユニット 22 は、コントローラ 46 に動作可能に結合される近距離無線通信モジュール 50 も含む。この例示的な実施形態では、近距離無線通信モジュール 50 は、圧力生成装置ベースユニット 22 が、近距離無線ネットワークを通じて、他の同様に設置された電子装置（例えば、上述のように、マスクコンポーネント 30 に結合された無線周辺装置 32）と通信可能とするように構成及び設定されたモジュールである。上記例示的な実施形態では、近距離無線通信モジュール 50 は、圧力生成装置ベースユニット 22 が、アドホック Bluetooth ネットワークを通じて、他の装置と通信できるようにするために構成及び設定された Bluetooth モジュールである。さらに、近距離無線通信モジュール 50 は、圧力生成装置ベースユ

【0033】

最後に、上述のように、圧力生成装置ベースユニット 22 は、（i）無線周辺装置 32 のための充電機能、及び、（ii）無線周辺装置 32 が圧力生成装置ベースユニット 22 とペアリングされることを可能とする自動無線ペアリング機能の両方を供給するように構成されたドッキングモジュール 38 を含む。図 2 及び図 5 に示される例示的な実施形態では、ドッキングモジュール 38 は、圧力生成装置ベースユニット 22 の筐体 36 の一部分として供給され、結合インダクタ 35 が結合インダクタ 39 の近接場の範囲内にあるように、無線周辺装置 32 の結合インダクタ 35 が、ドッキングモジュール 38 の結合インダクタ 39 の近傍に位置する態様で（ある実装例では、圧力センサモジュールがドック内に備えられる）、マスクコンポーネント 30（特に、シェル 31）を受けるとともに保持する形状を有する筐体 52 を含む。ここで詳述されるように、このことは、無線周辺装置 32 が、圧力生成装置ベースユニット 22 によって充電されること、及び、結合インダクタ 35 と結合インダクタ 39 との間に作成される誘導結合インタフェースを通じて圧力生成装置ベースユニット 22 とペアリング情報を交換することを可能とする。ある特定の実施例では、筐体 52 は、トレイ形状、吊り下げ機構、磁力機構、クリップ、ストラップ、及び / 又は、ドッキングモジュール 38 上に無線周辺装置 32 をしっかりと配置するのを促進するために、マスクコンポーネント 30 の一部又は全てを受け他の機構（又は、無線周辺装置 32 が取り付けられる任意の他の構造）のうちの 1 又は複数を有していてもよい。

【0034】

図 6 は、一例であって、非限定的な実施形態に従ったドッキングモジュール 38 の選択されたコンポーネントを示す概略図である。図 6 に見られるように、ドッキングモジュール 38 は、（例えば、圧力生成装置ベースユニット 22 が結合される AC 出力から供給される）圧力生成装置ベースユニット 22 内の電源 54 とコントローラ 46 とに動作可能に結合されている。ドッキングモジュール 38 は、電源 54 の出力に結合される発振回路 58 を含む。発振回路 58 の出力は、結合インダクタ 39 に結合される。加えて、ドッキングモジュール 38 は、電力及びデータの両方を制御できるようにするため、発振回路 58

に結合されているコントローラ 46 を更にも含む。結合インダクタ 39 は、フィルタリング整流回路 62 の入力にも結合されており、フィルタリング整流回路 62 の出力は、コントローラ 46 に結合されている。

【0035】

図 7 は、例示的であって、非限定的な実施形態に従った、無線周辺装置 32 の選択されたコンポーネントを示す概略図である。図 7 に見られるように、無線周辺装置 32 は、充電 / 給電回路 64 及びデータ回路 66 を含み、これらの両方が、結合インダクタ 35 に動作可能に結合されている。充電 / 給電回路 64 は、フィルタリング整流回路 68 と、モニタリング保護回路 70 と、エネルギーストレージ装置 72 (例えば、リチウムイオンバッテリーなどの再充電可能なバッテリー又はスーパーキャパシタであるが、これらに限定されない) とを含む。データ回路 66 は、発振回路 74 と、発振回路 74 に結合された制御ユニット 76 と、制御ユニット 76 に結合されたセンサ (例えば、圧力センサであるが、これに限定されない) 78 と、制御ユニット 76 に結合された近距離無線通信モジュール 80 とを含む。制御ユニット 76 は、例えば、マイクロプロセッサ、マイクロコントローラ、又は、幾つかの他の適切な処理装置などの処理ユニットと、(処理ユニットの一部として供給される、又は、処理ユニットと動作可能に結合される) データ及び無線周辺装置 32 の動作を制御する処理ユニットによって実行可能なソフトウェアルーチンのための実現可能なストレージ媒体を供給するメモリとを含む。例示的な実施形態では、近距離無線通信モジュール 80 は、Bluetooth モジュールである。

【0036】

無線周辺装置 32 と結合されるドッキングモジュール 38 のドッキング状態 (図 5 参照) における動作が、説明される。AC 源 54 は、電圧を DC 信号に整流する整流回路 56 に AC 電圧を供給する。当該 DC 信号は、電力発振回路 58 を駆動するために用いられる。これに対し、電力発振回路は、第 1 の周波数を有する AC 信号を作成する。当該 AC 信号は、結合インダクタ 39 に供給される一方、結合インダクタ 39 は、結合インダクタ 39 の近接場において AC エネルギーを放射する。ここで説明されるように、図 5 のドッキング状態において、無線周辺装置 32 の結合インダクタ 35 は、結合インダクタ 39 の近接場の範囲内にあり、結果として、AC 信号が、結合インダクタ 35 において誘起される。当該 AC 信号は、フィルタリング整流回路 68 及びモニタリング保護回路 70 に供給され、これらは、協働して、再充電可能なバッテリー 72 を充電するために、適切な DC 信号を生成し、当該 DC 信号が再充電可能なバッテリー 72 に供給されることを保証する。従って、無線周辺装置 32 が図 5 のドッキング状態にある場合、再充電可能なバッテリー 72 が、結合インダクタ 39 と結合インダクタ 35 との間の誘導結合インタフェースを通じて充電される。

【0037】

加えて、図 6 及び図 7 から分かるように、無線周辺装置 32 が図 5 のドッキング状態にある場合、圧力生成装置ベースユニット 22 のコントローラ 46 は、再充電可能なバッテリー 72 が充電されるのと同時に、結合インダクタ 39 と結合インダクタ 35 との間の誘導結合インタフェースを通じて、無線周辺装置 32 の制御ユニット 76 と電気的に通信することができる (即ち、2 つの装置間でデータが伝送可能である)。例示的な実施形態では、(充電機能と関連して説明された) 第 1 の周波数とは異なる第 2 の AC 周波数が、上記データ伝送のために用いられる。従って、本発明の構成において、1 又は複数の (特に) 以下の (i) ~ (v) のタイプのデータが、誘導結合インタフェースを介して、圧力生成装置ベースユニット 22 と無線周辺装置 32 との間で伝送される。

(i) 圧力生成装置ベースユニット 22 と無線周辺装置 32 とが適切な無線プロトコル (無線周辺装置 32 がドッキングモジュール 38 から取り外された場合に、圧力生成装置ベースユニット 22 と無線周辺装置 32 とが、近距離無線通信モジュール 50 及び 80 を用いて通信できるように、本例では Bluetooth) を用いて互いにペアリングされるためのペアリング情報

(ii) タイプ毎に (一般的には、圧支持システムのコンポーネントとして、及び / 又

10

20

30

40

50

は、より具体的には、マスクなどの、圧支持システムコンポーネントの特定のタイプとして)無線周辺装置32を識別する識別情報

(iii)マスク特徴情報(例えば、周辺において予期される圧力低下、又は、周辺において予期される圧力低下の範囲、又は、ベースユニット装置がフィッティング指示を供給できるようなストラップ設定などの、ベースユニットが知りたいマスクの任意の他の特性、ベースユニット装置が交換を通知できるように、予期される寿命、ベースユニット装置のGUIが色と整合できるような色など)

(iv)再充電可能なバッテリー72の現在の充電レベルを示す充電割合情報(例えば、入力/出力装置48上に当該情報が表示される)

(v)圧力生成装置ベースユニット22又は無線周辺装置32のいずれかの制御を修正するために用いられる情報(例えば、圧力生成装置ベースユニットは、出口圧力を制御するために特性情報を用いることができ、また、周辺装置は、送信データレートを制御することができる)

【0038】

ある特定の実施形態では、圧力生成装置ベースユニット22のコントローラ46は、ペアリング情報が、結合インダクタ39を通じた誘導結合接続を用いて、2つの装置間で伝送された場合にのみ、圧力生成装置ベースユニット22が、圧支持システムのコンポーネントであると識別された周辺装置とのペアリング関係を確立することが許可されるように、圧力生成装置ベースユニット22の動作を制御する1又は複数のソフトウェアルーチンでプログラムされている。従って、ペアリング情報が、結合インダクタ39を通じた誘導結合接続を用いて、圧支持システムコンポーネント(例えば、マスク)として識別された周辺装置と圧力生成装置ベースユニット22との間で伝送される場合にのみ、ペアリング関係が、許可/確立される。このことから、図示された実施形態では、これは、無線周辺装置32などの周辺装置が図5のドッキング状態にある場合に発生し、ペアリング情報が、結合インダクタ39と結合インダクタ35との間の誘導結合インタフェースを通じて、2つの装置間で伝送される。当該特徴は、従って、圧力生成装置ベースユニット22とドッキングされている(即ち、ドッキングモジュール38の近接場の範囲内の)周辺装置とのみペアリングが発生することを保証することによって、圧力生成装置ベースユニット22の環境において、周辺装置コンポーネントとの誤ったペアリングの問題を低減又は除去するのに役立つ。他の実装では、ペアリング(又は、通信)情報が、無線周辺装置32によって、誘導結合インタフェースを通じて、圧力生成装置ベースユニット22に渡され、通信関係/チャネルが、無線周辺装置32が充電ドック上にある間、開かれる。当該接続は、無線周辺装置32が充電ドックから取り外された時点で維持され、圧力生成装置ベースユニット22は、第1の通信が停止されない限り、他の同様の周辺装置とペアリング/通信しない。

【0039】

図8は、本発明の代替的な実施例に従って、患者に呼吸療法を与えるように構成された圧力生成システム20'の概略図である。圧力生成システム20'は、図2に示される圧力生成システムと似ており、同様のコンポーネントには、同様の参照符号が付されている。しかしながら、圧力生成システム20'は、患者インタフェース装置28に結合される導管26を含む患者回路を通じて患者24に運ばれる呼吸ガスのフローを生成するという点で圧力生成装置ベースユニット22と似ているが、組み込まれたドッキングモジュール38を有さないという点で異なる圧力生成装置ベースユニット22'を含む。代わりに、図8に見られるように、ドッキングモジュール38は、例えば、USB接続、又は、任意の他のタイプの適切な電子接続であるが、これらに限定されない有線接続82により圧力生成装置ベースユニット22'(及びその内部コンポーネント)の筐体36に選択的に結合可能であることによって、圧力生成装置ベースユニット22'の一部を形成している。なお、圧力生成システム20'の機能は、圧力生成システム20の機能と同じである。

【0040】

ここで説明される実施例は、マスクに結合される圧力センサの形式の無線周辺装置32

10

20

30

40

50

を含む。しかしながら、無線周辺装置 32 は、他のタイプの周辺装置であってもよく、及び/又は、CPAP システム (SpO2、EEG、ECG、カプノグラフ、加速度計、体位など) との使用に適した任意のセンサなどであるが、これに限定されない圧支持システム 20 の他の一部と結合されていてもよい。

【0041】

さらに、上記実施例では、充電機能とペアリング情報伝送機能との両方が、近接場誘導結合インタフェースを通じて供給される。しかしながら、本発明は、充電機能とペアリング情報伝送機能が、電力及び情報がベースユニットの近接場においてベースユニット装置と周辺装置との間で伝送される容量性結合近接場インタフェースなどの他のタイプの近接場結合インタフェースを通じて供給されてもよいことを考慮していることが理解される

10

【0042】

他の代替的な実施形態では、圧力生成装置ベースユニット 22 は、無線周辺装置 32、又は、適切な有線充電コネクタ (例えば、USB コネクタ、又は、iPhone (登録商標) m 又は、他のスマートフォンドックコネクタなどであるが、これらに限定されない) を用いるスマートフォンなどの他の周辺装置の有線充電をサポートするようにも構成されていてもよい。かかる構成では、スマートフォンは、無線周辺装置 32 を有する患者インタフェース装置 28 が使用されている間、一晩で、(適切に備えられたスマートフォンのための有線接続又は上記誘導結合インタフェースを用いて) 充電されることができる。このような場合、スマートフォンは、例えば、圧力生成装置ベースユニット 22 のソフトウェアアプリケーションのためにデータ接続性を維持するとともに、アラーム時計として機能することもできる。日中、スマートフォンが患者によって使用されている間、無線周辺装置 32 は、上述のように、ドッキングされて充電される。さらに、かかる構成において、スマートフォンは、上記の有線接続、又は、上記の誘導結合インタフェースを用いて、圧力生成装置ベースユニット 22 のコントローラ 46 と電子通信状態にあってもよい。スマートフォンの上記ドッキングは、患者の PAP 使用についての情報を供給する出願人による SleepMapper アプリケーション (ただし、これに限定されない)、又は、CPAP 装置又はその使用についての情報を供給する任意の他のアプリケーションなどの、スマートフォンにおける所望のアプリケーションの自動起動を可能とする。また、ドッキングされた場合 (又は、最近ドッキングされた場合)、スマートフォンは、圧力生成装置ベースユニット 22 のための制御機構及び/又はリアルタイムディスプレイとして機能することができる (データが、有線接続、誘導結合インタフェース、Bluetooth、又は、他の近距離無線接続を通じて供給される)。所望のディスプレイ及び制御特性が、当該技術分野における当業者に対して知られている。

20

30

【0043】

さらに、他の実施形態では、上述のような所与の周辺装置 (例えば、無線周辺装置 32 又はスマートフォン) とのドッキングは、圧力生成装置ベースユニット 22 の進化した制御及び/又は特徴をアンロックできる (例えば、BiPAP、Flex、EPR など) を可能とする)。

【0044】

請求項中の括弧内の任意の参照符号は、請求項を限定するものとして解釈されるべきではない。「有する」又は「含む」なる用語は、請求項に挙げられた要素又はステップ以外の要素又はステップの存在を除外しない。幾つかの手段を規定している装置クレームにおいて、これらの手段の幾つかは、全く同一のハードウェアによって実現されてもよい。単数形の要素は、かかる要素が複数存在することを除外しない。幾つかの手段を規定している任意の装置クレームにおいて、これらの手段の幾つかは、全く同一のハードウェア部品によって実現されてもよい。特定の要素が相互に異なる従属項において言及されているという単なる事実は、これらの要素が組み合わせられないということを示すものではない。

40

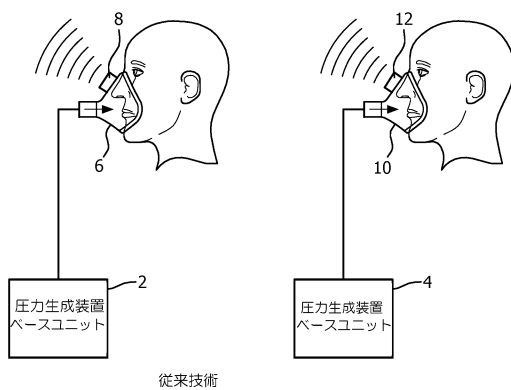
【0045】

現時点で最も実用的且つ好適と考えられる実施態様に基づき例示の目的のために本発明

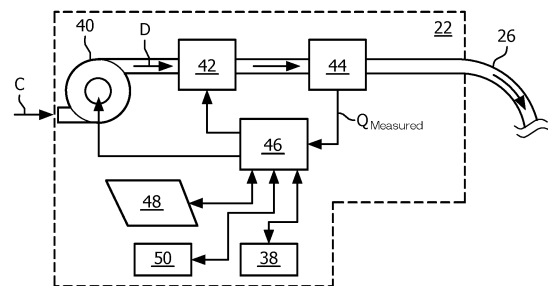
50

を詳細に記載したが、そのような詳細は専らその目的のためであること、並びに、本発明は開示の実施態様に限定されず、逆に、付属の請求項の精神及び範囲内にある変更及び均等構成を包含することが意図されていることが理解されるべきである。例えば、本発明は、可能な限り、任意の実施態様の1つ又はそれよりも多くの機能を任意の他の実施態様の1つ又はそれよりも多くの機能と組み合わせ得ることが理解されるべきである。

【図1】



【図3】



【図2】

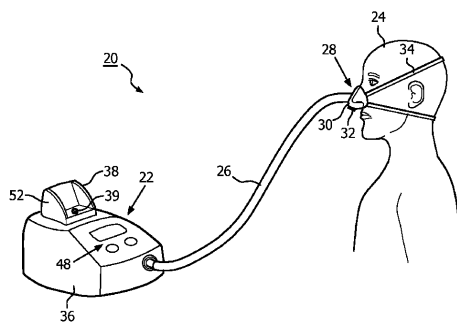


FIG. 2

【図 4】

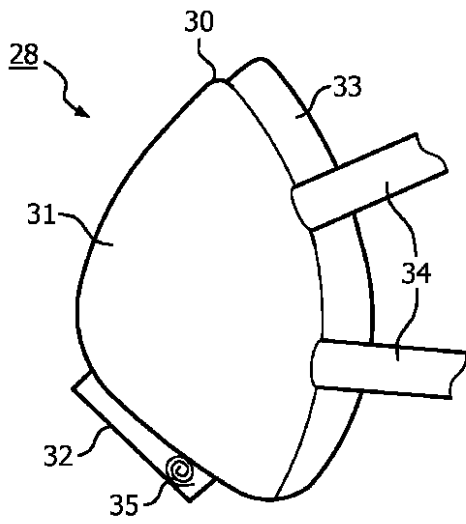


FIG. 4

【図 5】

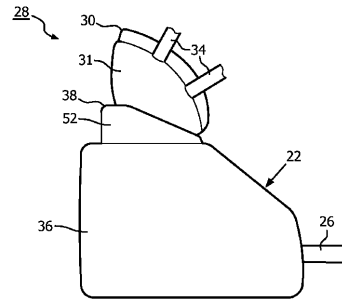
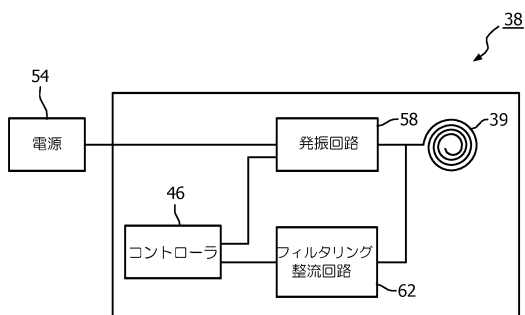
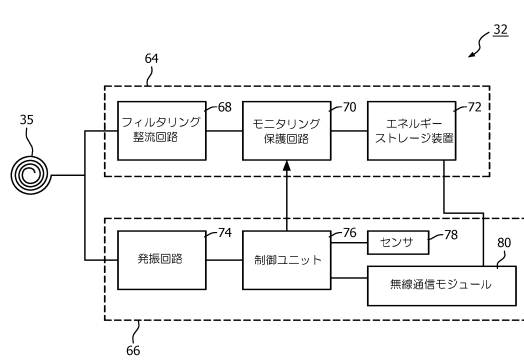


FIG. 5

【図 6】



【図 7】



【図 8】

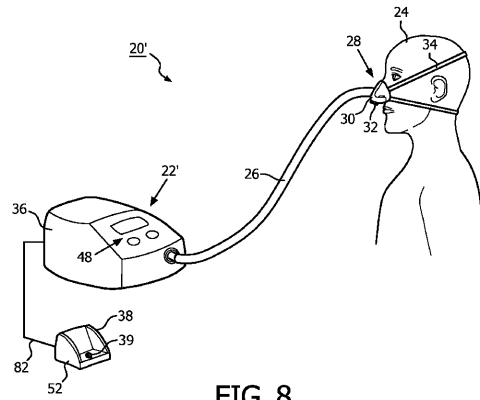


FIG. 8

フロントページの続き

- (72)発明者 シェリー ベンジャミン アーウィン
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 ストレイン ロジャー ウォレス
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

審査官 佐藤 智弥

- (56)参考文献 特表 2 0 1 1 - 5 2 6 1 9 6 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 0 / 0 2 7 2 8 2 (W O , A 2)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 M 1 6 / 0 0