(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第6181658号
(P6181658)

(45)発行日　平成29年8月16日(2017.8.16)　(24)登録日　平成29年7月28日(2017.7.28)

(51)Int.Cl.　F I
A61M 16/06 (2006.01)　Ａ６１Ｍ 16/06 Ａ

請求項の数 18 (全 40 頁)

(21)出願番号　特願2014-540272(P2014-540272)
(86)(22)出願日　平成24年11月8日(2012.11.8)
(65)公表番号　特表2014-534875(P2014-534875A)
(43)公表日　平成26年12月25日(2014.12.25)
(86)国際出願番号　PCT/AU2012/001369
(87)国際公開番号　WO2013/067582
(87)国際公開日　平成25年5月16日(2013.5.16)
審査請求日　平成27年11月6日(2015.11.6)
(31)優先権主張番号　61/557,134
(32)優先日　平成23年11月8日(2011.11.8)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　500046450
レスメド・リミテッド
Ｒｅｓ Ｍｅｄ Ｌｉｍｉｔｅｄ
オーストラリア２１５３ニュー・サウス・ウエールズ州　ベラ・ビスタ、エリザベス・マッカーサー・ドライブ１番
(74)代理人　100108453
弁理士　村山　靖彦
(74)代理人　100064908
弁理士　志賀　正武
(74)代理人　100089037
弁理士　渡邊　隆
(74)代理人　100110364
弁理士　実広　信哉

最終頁に続く

(54)【発明の名称】電気刺激呼吸補助コンポーネント

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

第１導管および第２導管を備える呼吸補助コンポーネントであって、前記第１導管および前記第２導管のそれぞれが、呼吸用気体を患者に供給するように構成されており、前記第１導管および前記第２導管のそれぞれが電気活性ポリマーを備え、前記電気活性ポリマーは、それぞれの導管が、前記電気活性ポリマーに電圧または電流が印加されていないときの第１非励起状態と、前記電気活性ポリマーに電圧または電流が印加されているときの第２励起状態との間で形状および／またはサイズが変化するようにし、

前記第１導管の電気活性ポリマーおよび前記第２導管の電気活性ポリマーは、患者に提供される呼吸補助の態様を変更または維持するように、各導管の形状およびサイズの少なくとも一方を変化させるために、選択的に励起可能であり、

前記第１導管および前記第２導管の一方における流れの減少検出に応じて、前記第１導管および前記第２導管のうちの少なくとも１つが励起される、呼吸補助コンポーネント。

【請求項２】

前記第１導管の電気活性ポリマーの第１非励起状態が、前記第１導管のつぶれた構成に対応し、かつ前記第１導管の電気活性ポリマーの第２励起状態が、前記第１導管の開いた構成に対応する、請求項１に記載の呼吸補助コンポーネント。

【請求項３】

前記第１導管の電気活性ポリマーの第２励起状態が、前記第１非励起状態と比較して、前記第１導管の長さ方向に沿った曲げ量を低減する、請求項２に記載の呼吸補助コンポー

ネント。

【請求項４】

前記第１導管および第２導管が、可撓性管状本体を含み、かつ前記第１導管および第２導管の少なくとも一方の電気活性ポリマーが、前記各可撓性管状本体に配置された、らせん形状の電気活性ポリマーストリップを含み、

各導管の可撓性管状本体が、各らせん形状電気活性ポリマーストリップの第１状態から第２状態への変化に従って、径方向および／または軸方向に膨張するように構成された、請求項３に記載の呼吸補助コンポーネント。

【請求項５】

前記導管の少なくとも１つは可撓性管状本体を含み、かつ電気活性ポリマーは、前記可撓性管状本体に配置されるとともに、前記可撓性管状本体の長さに沿って配置された、複数の電気活性ポリマーストリップを含む、請求項４に記載の呼吸補助コンポーネント。

【請求項６】

前記複数の電気活性ポリマーストリップは、前記可撓性管状本体の長さに沿って配置された電気活性ポリマーストリップ対を含み、前記電気活性ポリマーストリップ対の少なくとも１つは、前記可撓性管状本体の実質的に対向する両側に配置された２つの電気活性ポリマーストリップを含む、請求項５に記載の呼吸補助コンポーネント。

【請求項７】

前記第１導管および第２導管が、使用されるときに患者の顔のそれぞれの側面まで伸張するように構成された、請求項１から６のいずれか一項に記載の呼吸補助コンポーネント。

【請求項８】

各導管の形状および／またはサイズの変化が、各電気活性ポリマーのつぶれた構成と開いた構成との間の変化と関連付けられた、請求項１から７のいずれか一項に記載の呼吸補助コンポーネント。

【請求項９】

前記第１導管および前記第２導管の少なくとも一方を通る流れの減少を検出するように構成されたセンサをさらに備える、請求項１から８のいずれか一項に記載の呼吸補助コンポーネント。

【請求項１０】

前記第１導管および前記第２導管の一方における流れの減少検出に応じて、電荷が前記第１導管および前記第２導管の他方に印加される、請求項１から９のいずれか一項に記載の呼吸補助コンポーネント。

【請求項１１】

前記第１導管および前記第２導管の少なくとも一方が縦長形状であり、かつ少なくとも１つの導管の第２励起状態が、その長さを増大させる、請求項１から１０のいずれか一項に記載の呼吸補助コンポーネント。

【請求項１２】

前記第１導管および前記第２導管の少なくとも一方の電気活性ポリマーが、複数の選択的帯電性部分を含む、請求項１から１１のいずれか一項に記載の呼吸補助コンポーネント。

【請求項１３】

少なくとも１つの導管の電気活性ポリマーの選択的帯電性部分のアレンジメントが、複数の選択的帯電性部分の各選択的帯電性部分に印加される電荷の選択的印加に基づき曲がるように構成された請求項１２に記載の呼吸補助コンポーネント。

【請求項１４】

前記第１導管および第２導管の少なくとも一方の電気活性ポリマーは、電圧または電流の段階的印加に基づき、形状および／またはサイズが段階的に調整されるように構成された請求項１から１１のいずれか一項に記載の呼吸補助コンポーネント。

【請求項１５】

前記第１導管および前記第２導管の少なくとも一方に加えられた力を検出するように構成されたセンサをさらに備える請求項１から１１のいずれか一項に記載の呼吸補助コンポーネント。

【請求項１６】

前記電圧または電流が、所定量を超える検出力に応じて、前記第１導管または第２導管に印加される請求項１５に記載の呼吸補助コンポーネント。

【請求項１７】

前記導管の少なくとも１つの電気活性ポリマーが、前記導管の少なくとも１つの内面、前記導管の少なくとも１つの外面の一方に配置され、または、前記導管の少なくとも１つの誘電体層対間に挟まれた請求項１から１１のいずれか一項に記載の呼吸補助コンポーネント。

【請求項１８】

持続的気道陽圧（ＣＰＡＰ）システムであって、

患者の口、鼻、または口および鼻の周りに、シールを形成するように構成された患者インターフェースと、

請求項１から１７のいずれか一項に記載の呼吸補助コンポーネントと、

を備え、前記第１導管および前記第２導管の少なくとも一方が、前記患者インターフェースに呼吸用気体を供給するように構成された持続的気道陽圧（ＣＰＡＰ）システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

〔関連出願の相互参照〕

本出願は、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる、２０１１年１１月８日に提出された米国特許出願第６１／５５７，１３４号の利益を主張する。

【０００２】

本明細書における技術は、電気的に刺激することができる少なくとも１つのコンポーネントを含む呼吸関連デバイスなどに関する。より詳細には、本明細書における技術は、患者の特性または他の基準に基づいて呼吸関連デバイスのサイズ、形状、および／または他の特性を調整するシステムおよび方法に関する。

【背景技術】

【０００３】

患者のための医療処置は、一般的に１つのサイズで供給されるものではない。患者および環境変数（例えば、周囲温度、湿度など）によって、所与の手当をどのように患者に適用すべきかは、変化する可能性がある。個々の特性が医療処置に影響を与える可能性がある１つの分野は、患者に対する呼吸補助の提供である。例えば、そのような処置は、持続的気道陽圧法（ＣＰＡＰ）を介した睡眠時無呼吸または閉塞性睡眠時無呼吸（ＯＳＡ）の処置である。概して、処置は、送風機（フロージェネレータと称されることがある）から送出管（例えば、可撓性チューブ）、および、例えばフルフェイスマスクもしくは鼻マスク、または鼻プロングのような患者インターフェースを介して患者に空気または呼吸用気体の供給を提供することを含む。処置が有効であり得る間、誤って構成された場合には、処置全体の有効性を低減する可能性がある複数の変数がある。

【０００４】

ＣＰＡＰ処置に使用されるマスクは、患者の顔の特定の特性に整合すべきである。マスクは、人の頭部の一部分の周囲に（例えば、人の鼻および／または口領域の上）にシールされた空洞をもたらすように機能する。しかしながら、マスクのサイズがよく適合されていないと、結果として不完全なシールが形成されるおそれがある。シールが不完全であることによって、処置の間にマスクにおいて漏れが生じることになるおそれがある。これらの漏れによって、さらに悪影響がもたらされる可能性がある。例えば、ＣＰＡＰ処置の効率が低減し得、それによって、さらなるＯＳＡエピソードがもたらされるおそれがある。また、シールにおける漏れによって、他者の睡眠を妨げるおそれがあるピッチの高い雑音

が発生する場合がある。さらに、漏れによって、マスクの装着者に対する皮膚または目への刺激が生じるおそれがある。適切なサイズにされ適合されたマスクは、これらの問題を回避する一助となることができる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

従来より、様々な技法がそのような問題に対処しようと試み得る。例えば、患者の頭部サイズを求めるためにテンプレートが使用される場合があり、または、患者の顔の型からカスタムマスクが作成される場合がある。しかしながら、患者または環境特性の変化によって、マスクの有効性が低減するおそれがある。

【課題を解決するための手段】

【０００６】

呼吸補助システムは、ＣＰＡＰ装置、および／または、加圧呼吸用気体の患者への供給を可能にする装置を含んでもよい。

【０００７】

呼吸補助システムは、マスク部分を有する患者インターフェースを含んでもよい。マスク部分は、種々のタイプのマスク、例えば、鼻マスク、フルフェイスマスク、およびノズル（鼻ピローまたはパフと称されることがある）、鼻プロング、および鼻カニューレなどを含んでもよい。

【０００８】

呼吸補助システムの他のコンポーネントは、１）可撓性もしくは半剛性であってもよい導管（例えば、チューブ）、２）患者インターフェースを固定するように機能するストラップ（例えば、マスクのヘッドギアまたはマスクフレームの一部分）、３）呼吸用空気の流入を確保する窒息防止弁、４）患者インターフェースのためのクッション、５）マスクに対する前頭部クッション、６）導管とインターフェースする屈曲部コネクタ、７）睡眠マット、８）フロージェネレータのための雑音抑制システム、９）患者の口または喉のためのスプリント、１０）例えば、呼吸用加圧気体を患者に送出する蠕動ポンプのようなポンプ、１１）フロージェネレータおよびそれらの関連コンポーネント、ならびに／または１２）全体もしくは一部分が患者の呼吸補助の提供の補助において機能する他のコンポーネントを含んでもよい。呼吸器分野の外部からの他のタイプの医療関連コンポーネントも、本明細書に記載する形状変化材料とともに使用されてもよい。

【０００９】

一態様は、電気刺激を受けて少なくとも１つの関連付けられる寸法（dimension）において形状および／またはサイズが変化する形状変化材料から、呼吸補助システムの１つまたは複数のコンポーネントを形成することに関する。形状変化材料は、電気活性ポリマー（ＥＡＰ）またはエラストマー（例えば、本質的に弾性がある）、例えば、シリコーンベースの材料であってもよい。特定の例の実施形態は、異なるタイプのＥＡＰを使用してもよい。特定の例の実施形態について、イオン性ＥＡＰが使用されてもよい。イオン性ＥＡＰについて、アクチュエーションがポリマー内部のイオンの変異によって引き起こされ、相対的に低減した電圧で、しかし電力の供給は増大して実行され得る。イオン性ＥＡＰはまた、電気刺激に起因して適合された、変化した形状を維持するために、常に励起されている必要があり得る。

【００１０】

特定の例の実施形態について、誘電体ＥＡＰが使用され得、ポリマーを圧迫する２つの電極の間の静電気力によってアクチュエーションが引き起こされる。そのような誘電体エラストマーは、非常に強く歪曲することが可能であり得る。これらのＥＡＰはまた、増大した電圧（例えば、約１００Ｖ／ｍｍ）を必要とするが、低減した電力を必要とし得る。また、誘電体ＥＡＰは、所与の位置に留まるのに、ほとんどまたはまったく電力を必要としないものであり得る。変化した位置において、約１０％～約２００％の歪みレベルが達成され得る。特定の例の実施形態において、３Ｍ（登録商標）コーポレーションによって

製造されたアクリルエラストマーテープ（ＶＨＢ（登録商標）の商標名で市販されている）は、二軸対称拘束に対しては３００％を超える面歪み、および、一軸拘束に対しては最大２１５％の線歪みが可能であり得る。したがって、特定の例の実施形態は、誘電体ポリマーを使用してもよい。

【００１１】

特定の例の実施形態において、呼吸補助システムのコンポーネントは、第１の状態と第２の状態との間で変化する。そのような状態は、コンポーネントの異なるサイズおよび／または形状と関連付けられてもよい。特定の例の実施形態において、呼吸補助コンポーネントの第１の状態と第２の状態との間の変化は、患者に提供される呼吸補助の有効性を増大させる。例えば、患者の呼吸パターンに基づいて患者インターフェースのシールを改善または制御することができる。

【００１２】

特定の例の実施形態において、コンポーネントおよび／または患者インターフェースのサイズは、所与の患者に対する適合の改善を（患者の身体計測に基づいて）達成するように調整されてもよい。特定の例の実施形態において、コンポーネントのサイズは、患者の呼吸パターン（例えば、吸気、呼気、無呼吸の重症度など）に基づいて調整されてもよい。特定の例の実施形態において、コンポーネントは、環境要因（例えば、その夜の処置の開始、周囲大気温度、湿度など）に基づいて調整されてもよい。

【００１３】

特定の例の実施形態において、コンポーネントの形状の物理的変化（例えば、コンポーネントへの電荷の印加または印加された電荷の低減からの）は、１）窒息防止弁のための安全機構を提供し、２）患者インターフェースからのＣＯ２の排気を補助し、３）チューブの引きずりを低減するのを補助し、４）所与の患者の特性に整合するためのコンポーネント（例えば、導管、ストラップなど）を選択的に調整するために行われ、５）フロージェネレータのような外部呼吸用気体供給源から患者インターフェースまでの存続可能な空気流通路を確保するように機能し、６）使用されていないときにコンポーネントを保管するための物品の可用性を改善し、７）空気流路遮断物を除去し、８）患者が、患者インターフェースを自身の頭部に対して、より良く固定および取り外しすることができるようにし、９）患者の筋肉を（例えば、筋疲労を低減するために）マッサージし、１０）患者インターフェースまたは患者インターフェースの一部分が、患者に被着された圧力を変化させ、１１）マスクシステム内の検出された漏れを補償し、１２）特定のコンポーネント（例えば、フロージェネレータ）と関連付けられる雑音を低減し、１３）軌道虚脱を防止するか、または開いた軌道を維持し、１４）患者に送出される呼吸用気体と関連付けられる圧力を変化させるように作用し、１５）患者が自身の睡眠姿勢を改善する（例えば、寝返りを打つ）のを補助するか、またはそうさせることができる。

【００１４】

特定の例の実施形態において、コンポーネントのデフォルトの形状は帯電形状であってもよく、「調整された」形状が非帯電形状であってもよい。言い換えれば、コンポーネントから電荷を取り除くことも、患者呼吸補助の増大を可能にし得る。

【００１５】

特定の例の実施形態において、形状変化材料が、患者の顔および／または頭部に一致するように構築される。材料は、患者の頭部および／または顔に快適に固定することができる柔軟でかつ／または成形しやすい材料であってもよい。マスクおよび／またはそのコンポーネントは、個々の患者に対して快適なままでありながら、異なる頭部サイズまたは他の顔／身体特徴に一致することができる。このように、材料は２つ以上の異なる形状および／またはサイズの間で形状を変化させることができる一方で、柔軟な材料によって提供される相対的な快適性は実質的に変化しないままであることができる。

【００１６】

特定の例の実施形態において柔軟な材料は、非金属材料（例えば、ポリマーまたはエラストマー材料）であってもよい。特定の例の実施形態において、形状変化材料は、任意の

硬質部分または他の補強（例えば、展性ワイヤ、フレームなど）を含まなくてもよい。材料は、電流が印加されていないときは柔軟であることができ、電流が印加されているときも柔軟であることができる。言い換えれば、材料の相対的な柔軟性は、材料の形状／サイズが変更されている間、維持することができる。材料の柔軟性を維持するとき、患者の快適性も維持することができる（例えば、不快感を引き起こす硬質部品がないため）。

【００１７】

特定の例の実施形態において、形状変化材料における形状変化は、多次元（例えば、二次元または三次元）であり得る。例えば、材料の幅および長さを変化させることができるが、高さは同じままであることができる。

【００１８】

別の態様は、モニタリングまたは判定することができる様々な環境および／または患者関連特性に基づいて形状変化材料を制御することに関する。そのような要因は、例えば、患者の呼吸パターンもしくは状態、患者の頭部のサイズ、患者の睡眠姿勢、フロージェネレータから眠っている患者までの距離、コンポーネントが現在処置の一部分として使用されているか否か、マスク内の漏れの検出、コンポーネントの組立て、患者の睡眠状態、呼吸基準／問題の検出、ならびに／または他のモニタリングされる値、変数、および特性を含んでもよい。

【００１９】

本開示の一部分であり、例として本開示の原理を示す添付の図面とともに取り上げれば、以下の詳細な説明から他の態様、特徴、および利点が明らかとなろう。

【００２０】

添付の図面は、本開示の様々な実施形態を理解することを可能にする。

【図面の簡単な説明】

【００２１】

【図１Ａ】例示的な患者インターフェースデバイスを装着している患者を示す説明図である。

【図１Ｂ】図１Ａの例示的な患者インターフェースデバイスを装着している別の患者を示す説明図である。

【図１Ｃ】例示的なストラップまたは締め具の説明図である。

【図１Ｄ－１】特定の例の実施形態による、第１の非励起状態から、電圧が印加された後の第２の励起状態へ変化するポリマー部分の例示的な断面図である。

【図１Ｄ－２】特定の例の実施形態による、第１の非励起状態から、電圧が印加された後の第２の励起状態へ変化するポリマー部分の例示的な断面図である。

【図１Ｅ】電気的に刺激される導管を有する例示的な患者インターフェースを示す説明図である。

【図１Ｆ】電気的に刺激される導管を有する例示的な患者インターフェースを示す説明図である。

【図２Ａ】例示的な導管を示す例示的な断面図である。

【図２Ｂ】例示的な導管を示す例示的な断面図である。

【図２Ｃ】例示的な導管を示す例示的な断面図である。

【図２Ｄ】例示的な導管を示す例示的な断面図である。

【図２Ｅ－１】例示的な導管の斜視図である。

【図２Ｅ－２】例示的な導管の断面図である。

【図２Ｅ－３】例示的な導管の断面図である。

【図２Ｆ－１】刺激を受けているときの、図２Ｅ－１に示す例示的な導管の斜視図である。

【図２Ｆ－２】刺激を受けているときの、図２Ｅ－２に示す例示的な導管の断面図である。

【図２Ｆ－３】刺激を受けているときの、図２Ｅ－３に示す例示的な導管の断面図である。

【図２Ｇ－１】別の例示的な導管の斜視図である。
【図２Ｇ－２】別の例示的な導管の断面図である。
【図２Ｈ－１】刺激を受けているときの、図２Ｇ－１に示す例示的な導管の斜視図である。
【図２Ｈ－２】刺激を受けているときの、図２Ｇ－２に示す例示的な導管の断面図である。
【図３】例示的な呼吸補助コンポーネントの形状を変化させるために、検出された力に応じて電荷を印加するための例示的なプロセスを示すフローチャートである。
【図４Ａ】例示的な通気部を示す例示的な断面図である。
【図４Ｂ】例示的な通気部を示す例示的な断面図である。
【図４Ｃ】特定の例の実施形態による、非励起状態および励起状態におけるフラップの断面図である。
【図５】例示的な呼吸補助コンポーネントの形状を変化させるために、検出された圧力に応じて電荷を印加するための例示的なプロセスを示すフローチャートである。
【図６Ａ】例示的な呼吸補助コンポーネントの形状を変化させるために、検出された閉塞に応じて電荷を印加するための例示的なプロセスを示すフローチャートである。
【図６Ｂ－１】例示的な通気コンポーネントを示す例示的な断面図である。
【図６Ｂ－２】例示的な通気コンポーネントを示す例示的な断面図である。
【図６Ｃ－１】非励起状態にある例示的な通気コンポーネントの例示的な上面図である。
【図６Ｃ－２】非励起状態にある例示的な通気コンポーネントの例示的な断面図である。
【図６Ｃ－３】励起状態にある例示的な通気コンポーネントの例示的な上面図である。
【図６Ｃ－４】励起状態にある例示的な通気コンポーネントの例示的な断面図である。
【図７Ａ】調整可能な例示的な前頭部支持コンポーネントを有する例示的な患者インターフェースを示す説明図である。
【図７Ｂ】調整可能な例示的な前頭部支持コンポーネントを有する例示的な患者インターフェースを示す説明図である。
【図８Ａ】特定の例の実施形態による患者インターフェースの例示的なクッションコンポーネントの例示的な断面図である。
【図８Ｂ】特定の例の実施形態による患者インターフェースの例示的なクッションコンポーネントの例示的な断面図である。
【図８Ｃ】患者インターフェース内の例示的なクッションをモニタリングおよび調整するための例示的なプロセスを示すフローチャートである。
【図８Ｄ】特定の例の実施形態にしたがって調整された患者インターフェースの例示的なクッションコンポーネントの例示的な断面図である。
【図８Ｅ】患者インターフェースの例示的なクッションを調整する例示的なプロセスを示すフローチャートである。
【図８Ｆ－１】患者の呼吸に基づいて調整された例示的なクッションを有する例示的な患者インターフェースの例示的な断面図である。
【図８Ｆ－２】患者の呼吸に基づいて調整された例示的なクッションを有する例示的な患者インターフェースの例示的な断面図である。
【図８Ｆ－３】例示的なクッションの調整を決定するための特定の例の実施形態にしたがって使用され得る例示的なグラフである。
【図８Ｇ－１】異なる顔特徴を有する２人の異なる患者に適合された例示的なクッションを有する例示的な患者インターフェースの例示的な断面図である。
【図８Ｇ－２】異なる顔特徴を有する２人の異なる患者に適合された例示的なクッションを有する例示的な患者インターフェースの例示的な断面図である。
【図８Ｈ－１】患者インターフェースの例示的なフレームに組み込まれた例示的なクッションの例示的な断面図である。
【図８Ｈ－２】患者インターフェースの例示的なフレームに組み込まれた例示的なクッションの例示的な断面図である。

【図８Ｉ－１】例示的な屈曲部と相互作用するチューブの例示的なカフを示す例示的な断面図である。
【図８Ｉ－２】例示的な屈曲部と相互作用するチューブの例示的なカフを示す例示的な断面図である。
【図９Ａ】例示的な屈曲部の説明図である。
【図９Ｂ】例示的な屈曲部の説明図である。
【図９Ｃ】図９Ｂの例示的な断面図である。
【図１０Ａ】例示的な睡眠マット上の患者の説明図である。
【図１０Ｂ】例示的な睡眠マット上の患者の説明図である。
【図１０Ｃ】図１０Ａに示す例示的な睡眠マットの例示的な断面図である。
【図１０Ｄ】図１０Ｂに示す例示的な睡眠マットの例示的な断面図である。
【図１１Ａ】特定の例の実施形態による例示的な雑音抑制を有する例示的なフロージェネレータを示す例示的な断面図である。
【図１１Ｂ】特定の例の実施形態による例示的な雑音抑制を有する例示的なフロージェネレータを示す例示的な断面図である。
【図１２Ａ】例示的なスプリントの例示的な断面図である。
【図１２Ｂ】例示的なスプリントの例示的な断面図である。
【図１３Ａ】例示的なポンプの例示的な断面図である。
【図１３Ｂ－１】特定の例の実施形態による別の例示的なポンプの例示的な断面図である。
【図１３Ｂ－２】特定の例の実施形態による別の例示的なポンプの例示的な断面図である。
【図１３Ｂ－３】特定の例の実施形態による別の例示的なポンプの例示的な断面図である。
【図１３Ｂ－４】特定の例の実施形態による別の例示的なポンプの例示的な断面図である。
【図１４】特定の例の実施形態による例示的な電気ポリマーに電力を供給するように構成された例示的な電気回路を示す図である。
【発明を実施するための形態】
【００２２】
以下の説明は、共通の特性および／または特徴を共有することができるいくつかの実施形態に関係して提供される。実施形態のいずれかの１つまたは複数の特徴は、他の実施形態の１つまたは複数の特徴と結合可能であってもよいことは理解されたい。加えて、いずれかの実施形態における任意の単一の特徴または複数の特徴の組合せは、追加の例を構成してもよい。
【００２３】
本明細書に記載する例示的な実施形態は、呼吸用空気の加圧流を患者に提供するコンポーネントおよび方法に関係し得る。特に、実施形態は、呼吸補助システム（例えば、ＣＰＡＰシステム）と関連付けられるコンポーネントまたは物体のサイズまたは形状を調整することに関係し得る。特定の例において、変化の結果として、システムの動作の少なくとも１つのパラメータが変化し得る。コンポーネントは、患者の呼吸流量の改善の促進を補助し得る。特定の例の実施形態は、特定の患者に使用するために、患者インターフェースをサイジングすることに関係し得る。特定の例の実施形態は、検出されたまたはモニタリングされた患者基準に応じて患者インターフェースの特性を調整することに関係し得る。
【００２４】
本明細書において「備える（comprising）」という語句は、その「オープンな（open）」意味において、すなわち、「含む（including）」の意味であり、したがって、「それのみから成る（consisting only of）」の意味であるその「クローズな（closed）」意味には限定されない意味において理解されるべきである。対応する語句「comprise」、「comprised」および「comprises」が記載されている場合、対応する意味がこれらの語句に存

在する。
【００２５】
特定の例の実施形態において、呼吸補助システムの１つまたは複数のコンポーネントが、電気刺激に応じて形状またはサイズが変化する材料から形成されてもよい。一例の材料はシリコーンである。シリコーン材料は、ＣＰＡＰシステムなどに使用される特定のコンポーネントを作製または形成するのに使用されてもよい。特定の事例において、材料は形状記憶ポリマー（ＳＭＰ）であってもよい。
【００２６】
特定の例の実施形態において、ポリマー化合物は、電圧および／または電流の印加に対して、その形状を収縮および／または変化させることによって反応する。形状の変化は、ポリマー材料に印加する電圧および／または電流を変更することによって制御することができる。ポリマー材料は変形するとき、電流および／または電圧を生成することもできる。
【００２７】
特定の例の実施形態において、ポリマー化合物は、フロージェネレータまたは呼吸関連システムの他の動力付きのコンポーネント（powered component）から提供される電源を介して電気的に刺激され得る。特定の事例において、電流は、電池または他の着脱可能および／または携帯可能電源から供給されてもよい。
【００２８】
ヘッドギアおよび／または導管
患者呼吸処置の１つの分野は、導管またはチューブを通じて患者インターフェース（例えば、マスク）に呼吸用空気を送出することを含む。異なるタイプのマスクには、異なるタイプの導管が関連付けられ得る。
【００２９】
図１Ａは、例示的な患者インターフェース１０８を装着している患者１００を示す説明図である。この例において、患者インターフェース１０８は、患者の鼻とインターフェースしている（例えば、患者の鼻孔をシールし／封じ込める鼻マスクまたはインターフェース）。呼吸用気体の流れが、患者インターフェース１０８から患者の頬の上を通って患者の頭部まで伸張する導管１０４を介して患者に提供され得る。導管１０４は、本明細書に記載する形状変化材料から製造され得る。導管の全体または一部分のみが形状変化材料から形成されてもよい。患者インターフェース１０８を患者に固定することを可能にするためにストラップ１０２が設けられてもよい。導管１０４は、両頬の上に設けられ、使用中であるとき（例えば、処置の間）患者の頭部に接していてもよい。患者の頭部の各側面からの導管１０４は、コネクタ１０９に接続されてもよく、コネクタはその後、フロージェネレータに接続するチューブに取り付けられる。
【００３０】
患者の頭部は一般的にサイズが異なる。頭部サイズが異なることに対処するための一般的な技法は、ストラップ１０２を緩めるかもしくは締めること、または、頭部サイズが異なる患者に異なる長さの導管１０４を提供することを含み得る。図１Ａにおいて、導管は第１の最小サイズにおいて製造されてもよい。この例において、最小サイズの導管が患者１００の頭部に適合し得る。
【００３１】
図１Ｂは、図１Ａの例示的な患者インターフェース１０８を装着している別の患者１１０を示す説明図である。この図において、患者１１０の頭部サイズは患者１００の頭部サイズよりも大きい。さらに、マスクおよび関連付けられるヘッドギア（例えば、ストラップ１０２）ならびに導管１０４は同じ導管（または同じモデル）であってもよい。しかしながら、図１Ｂにおいて、導管１０４は電荷１０６を介して電気的に刺激され得る。この電荷によって、導管の長さが増大して、形状変化材料のサイズが変化することに起因してより大きい頭部サイズに適応することができる。このように、導管は、患者１００の第１の頭部サイズに適合する第１のサイズにおいて供給され得る。特定の例の実施形態におい

て、この第１のサイズは、最小頭部サイズに適合するサイズであってもよい。しかしながら、供給される導管のサイズは第１のサイズから第２のサイズ（例えば、患者１１０）まで調整されてもよい。加えて、サイズは第１のサイズと第２のサイズとの間で（例えば、中間または第３のサイズに）調整されてもよい。

【００３２】

特定の事例において、患者インターフェースは、患者インターフェースを患者の頭部または顔に固定するためのストラップまたは他のタイプのヘッドギアを含んでもよい。ストラップを締めることによって、より良好なまたはより有効なシールを形成することができる。例えば、図１Ａにおけるストラップ１０２は、患者インターフェース１０８を患者の鼻に保持してより有効なシールを形成するように作用することができる。このように、電荷が印加されてストラップがよりきつく締められ得るように、ストラップ１０２は形状変化材料から形成され得る。代替的に、ストラップが所定位置に配置される前にストラップに電荷が印加されてもよい。これによって、ヘッドギアを患者に対してより容易に配置することが可能になり得る。したがって、患者インターフェース、導管、ストラップなどが適切に配置されると、印加される電荷は低減または完全にオフになってもよい。このとき、電荷の低減の結果として、ストラップの全体的なサイズが低減し得、患者インターフェースが患者の顔に固定されることが可能になる。

【００３３】

特定の例の実施形態は、張力またはストラップにかかっている力をモニタリングするためのセンサを含んでもよい。これらの値に基づいて、インターフェースを介して患者に所定の力を与えるようにストラップ張力が調製されるように、電荷が自動的に制御され得る。特定の例の実施形態において、張力または力は、患者インターフェースが堅固であるが依然として快適である（例えば、きつすぎない）ことを示す値に関係する所定の力であってもよい。特定の例の実施形態において、ストラップ長が患者によって制御可能であってもよい。例えば、ダイヤルまたは他の制御部が呼吸補助システムとともに含まれてもよい（例えば、フロージェネレータ上に配置される）。特定の例の実施形態において、ストラップは患者が取り外すことを可能にするために（例えば、より多くの電荷を印加することによって）サイズを増大されてもよい。特定の例において、ストラップによって加えられた現在の力を超える力を患者が与えるときに、追加の電荷がトリガされてもよい。これは、センサによって検知されて、追加の電荷がトリガされてもよい。

【００３４】

特定の例の実施形態において、ストラップのきつさは患者の呼吸パターンまたは睡眠状態に基づいて調整されてもよい。例えば、ストラップは患者が起きている間は相対的に緩くてもよい。一方、患者が眠りにつくと、ストラップは患者インターフェースに対するより良好なシールを確保するために締められてもよい。

【００３５】

特定の例の実施形態において、患者インターフェースのストラップは、患者が息を吐いている間は緩められてもよい。例えば、ストラップ長が増大してもよく、またはストラップの幅が低減してもよい。これによって、患者インターフェースからの（例えば、$ＣＯ_2$などの）排気が可能になり得る。特定の例の実施形態において、ストラップは、患者が息を吸っている間は締められて、患者インターフェース漏れの機会が低減されてもよい。

【００３６】

図１Ｃは、例示的なストラップまたは締め具を示す説明図である。ストラップ１２０は第１の形状１２４において提供されてもよい。これは、サイズ調整材料から形成されたストラップ１２０の非帯電形状であってもよい。ストラップ１２０に電荷１２６が印加されると、ストラップ１２０は形状１２４から形状１２２へと変化し得る。したがって、ストラップのサイズまたは高さは印加される電荷に基づいて調整され得る。

【００３７】

図１Ｄ－１は、第１の非帯電ベースの形状１３０を有するストラップ１３４の例示的な断面図であり、電荷１３６がストラップ１３４に印加されると、これは第２の形状１３２

に変化する。特定の例の実施形態において、ストラップは、１つの寸法（例えば、厚さ）、２つの寸法（例えば、幅および厚さ）、および／または３つの寸法が増大してもよい。例えば、ストラップの深さのみが調製されて、一方で長さおよび／または幅は変更されないように、電荷が印加されてもよい。

【００３８】

図１Ｄ－２は、特定の例の実施形態によるストラップまたは締め具の別の例示的な断面図である。ストラップは、電気活性ポリマー層１３５および１つまたは複数の電極層１３３を含む誘電体ポリマー１３１を含んでもよい。特定の例の実施形態において、電極層（例えば、２つ以上）は、中心ポリマー層のいずれの側面にも位置付けられてもよい。特定の例の実施形態において、電極層１３３は、中心ポリマー層１３５を完全にまたは部分的に覆う。

【００３９】

電源１３７が電極層に動作可能に接続されて、誘電体ポリマー１３１’に励起することまたは励起を停止することによって誘電体ポリマーの形状またはサイズを変化させるために電圧１３９を供給してもよい。この実施形態、および本明細書に記載する他の実施形態において、提供される電荷（例えば、電圧または電流）のレベルは、コントローラによって制御され、少なくとも２つの異なる技法によって印加されてもよいことが留意され得る。電圧または電流は、ポリマー部分１３５の形状および／またはサイズを実質的に段階的に変化させるように段階的に印加されてもよい。これは、決定されるまたは所定の電圧または電流変化の単一の段階、または、複数のより細かい段階を含んでもよい。代替的に、電圧または電流は、連続的に変化するように増大（または低減）されてもよく、したがってポリマーの形状および／またはサイズに漸進的な変化を付与する。これら２つの方法の間の組合せも適用されてもよい。

【００４０】

図１Ｅおよび図１Ｆは、電気的に刺激される導管を有する例示的な患者インターフェースを示す説明図である。ここで、眠っている患者１４０が、眠りながら患者インターフェース１４１を使用している。患者インターフェース１４１は、患者インターフェースに接続し、そして患者の頭部の上を通って点１４２まで伸張する２つの導管１４４および１４６を有する。導管に呼吸用空気を提供するホースまたはチューブ１４３が、頂点１４２において２つの導管（続いて患者）に接続する。導管１４４および１４６は、いずれかの導管、両方の導管が帯電することができるように、またはいずれの導管も帯電することができないように構築され得る。

【００４１】

患者によっては、横向きに寝る者もあり得る。特定の事例において、これによって導管のうちの一方において呼吸用気体の流れが制限される場合がある。例えば、図１Ｅおよび図１Ｆにおいて、導管１４４は、気体がほとんどまたはまったくホース１４３から導管１４４を通って患者インターフェース１４１へと通過することができないように圧迫される。この導管１４４が抑圧され得るため、患者への呼吸用空気の供給を確保するために、電荷１４８が導管１４６に印加され得る。そのような電荷は、導管の直径を増大させてより多くの空気が流れることを可能にすることができる。特定の例の実施形態において、電荷は、（例えば、わずかな捩れを取り除くことによって）効率を増大させるように作用することができる。特定の例の実施形態において、電荷は、導管１４４が抑圧されている間に、導管１４６がつぶれるかまたは流れが遅らせられるのを防止する一助となるように作用することができる。このように、導管１４４を通る空気流は一定程度まで妨げられるかまたは抑圧され得るが、導管１４６に印加される電荷１４８が、空気流が連続して眠っている患者に提供されることを確実にする一助となり得る。

【００４２】

特定の例の実施形態において、すでにつぶれている導管の空気流容量の少なくとも一部分（またはすべて）を復元するために、つぶれた導管（例えば、１４４）に電荷が印加されてもよい。

【００４３】
図２Ａおよび図２Ｂは、特定の例示的な実施形態による導管を示す例示的な断面図である。特定の事例において、患者は、区別された邪魔にならない保管場所に管類、導管などを保管することを望む場合がある。しかしながら、完全に拡張したチューブを保管することは、チューブの全体の外周およびチューブが相対的に剛性であることの両方に起因して問題である場合がある。このように、特定の例の実施形態において、第１の小さいデフォルトのサイズにおいて管類２００が提供され得る。このつぶれた構成において、チューブは相対的に平坦であり、それゆえ、開いた（動作可能な）構成のチューブと比較して、相対的に容易な保管オプションを提供することができる。保管場所から取り出され、空気流送出システムの一部分として使用されるとき、電荷２０４がチューブに印加され得、それによって、空気流路２０２が形成される。このように、一般的に大きく、かつ／またはかさばる場合があるチューブが、サイズ調整材料から構築され得る。チューブは、相対的に小さく保管しやすい第１のデフォルトのサイズで提供／出荷／販売されてもよい。しかしながら、チューブが空気流送出システムに加えられると、電荷がチューブに印加され得、それによって、チューブは開いた構成になって呼吸用気体が流れることが可能になる。
【００４４】
特定のコンポーネントのサイズを調整または低減することによって、移動のための保管をより容易にすることも可能になり得る。例えば、導管、管類、ストラップなどのサイズを低減することによって、ユーザが飛行機によって移動しているときにコンポーネントをより容易に荷詰めすることが可能になり得る。
【００４５】
特定の例の実施形態は、平坦な初期位置において提供されるストラップまたは他のヘッドギアをも含んでもよい。平坦な（または容易に保管可能な）コンポーネントは、その後、サイズまたは形状を増大させるために電荷を印加され得る。例えば、相対的に２次元形状のコンポーネント（例えば、図２Ａのチューブ２００）は、より３次元的な形状の増大したサイズに変化され得る。
【００４６】
図２Ｃおよび図２Ｄは、例示的な導管を示す例示的な断面図である。導管２１０は、形状変化材料２１２から構築され得る。動作中、チューブは図２Ｃに示すようにもつれ、または捩れる場合がある。これによって、チューブ２１０を通る空気流が低減し得る。したがって、電荷２１４がチューブ２１０に印加され得る。電荷は、形状変化材料２１２を強化して、チューブ２１０を強制的により直線的な形状にして、導管を通る空気流をより良好に促進するように機能し得る。特定の例の実施形態において、電荷の量は、導管が屈曲または湾曲することができるように、導管の複数の区画の間で変化または分割されてもよい。
【００４７】
図２Ｅ－１～図２Ｅ－３は、例示的な導管の斜視図および２つの断面図を示す。らせん状に形成された電気活性ポリマーストリップ２２４が、導管２２０の可撓性管状本体を形成する膜２２２に付着され得る。特定の例の実施形態において、ポリマー部分は、縦方向に成形された本体（例えば、図２Ｅ－１に示すような）の外部に配置されたらせん形状電気活性ポリマーストリップの形態にある。特定の例の実施形態において、電気活性ポリマーストリップは、膜の内部に配置される。特定の例の実施形態において、１つまたは複数の電気活性ポリマーストリップが、膜の内部および外部に配置される。図２Ｅ－３に示すように、電気活性ポリマーストリップは、電極または誘電体層２２４－Ａの間に挟まれ、封入され、または配置されたポリマー２２４－Ｂを含んでもよい。
【００４８】
図２Ｆ－１～図２Ｆ－３は、刺激を受けているときの、図２Ｅ－１～図２Ｅ－３に示す例示的な導管の斜視図および２つの断面図を示す。励起状態において、電極層２２４－Ａ’に電圧が印加され、それによって、ポリマー層２２４－Ｂ’の形状が調製される。このように、導管２２０’は半径および／または軸方向に（例えば、直径および／または長さ

が）拡張される。

【００４９】

電圧または電流は、導管２２０の状態をつぶれた状態から開いた状態へと、実質的に段階的に変化させるように段階的に印加されてもよい。これは、提供される電圧または電流の単一の段階、または、複数のより細かい段階を含んでもよい。代替的に、電圧または電流は、実質的に連続的に変化するように増大（または低減）されてもよく、したがって電気活性ポリマーストリップ２２４の形状および／またはサイズに漸進的な変化を付与し、導管２２０の状態をつぶれた状態から開いた状態へと徐々に変化させる。

【００５０】

図２Ｇ－１および図２Ｇ－２は、別の例示的な導管の斜視図および断面図を示す。ここで、導管２４０は、導管２４０の本体を形成する膜２４２の本体に沿って対として形成される電気活性ポリマーストリップ２４４を含む。電気活性ポリマーストリップ２４４の種々のタイプの分布が、様々な例の実施形態にしたがって実装されてもよい。例えば、電気活性ポリマーストリップは、本体に沿った交互の側面にずらして配置されてもよい。図２Ｇ－１に示す例において、電気活性ポリマーストリップは対になって分散されており、ここで、１つまたは複数の対は、本体の対向する側面に配置された２つのストリップを含む。

【００５１】

図２Ｇ－２には、導管２４０’の励起構成が示されている。電気活性ポリマーストリップ２４４’に電圧が供給されており、この電圧によって電気活性ポリマーストリップは拡張し、それによって、膜２４２’および導管２４０’が伸張している。特定の例の実施形態において、軸方向における（例えば、導管の長さに沿った）膨張をもたらすために、縦方向電気活性ポリマーストリップが膜の長さに沿って設けられてもよい。

【００５２】

図３は、検出された力に応じて電荷を印加するための例示的なプロセスを示すフローチャートである。印加された電荷は、例示的な呼吸補助コンポーネントの形状を変化させるように作用してもよい。特定の例の実施形態において、チューブが第１の「弛緩した」位置（例えば、電荷が印加されていない）に設けられてもよい。過剰な力またはチューブの引きずりが発生するときを検出するためにセンサが実装されてもよい。例えば、チューブはもつれる場合がある。チューブに加えられる力の増大が検知されると（ステップ３００）、電荷が活性化されて（ステップ３０２）、チューブが電気的に刺激され、チューブのサイズ（例えば、長さのみ）が増大させられて、患者に固定された患者インターフェースが不安定になるのを（例えば、マスクをずらしてマスクをずれた位置に引っ張るチューブの引きずりを）防止する一助になり得る。

【００５３】

通気部／ＡＡＶ

図４Ａおよび図４Ｂは、特定の例示的な実施形態による例示的な窒息防止通気部を示す例示的な断面図である。特定の事例において、窒息防止通気部４００が、患者インターフェース上に、またはそれとともに設けられてもよい。第１の動作モードを図４Ｂに示す。ここで、フラップ４０８は１つまたは複数の開口４０２に対して、開口を閉じるように運動可能である。したがって、気体が４０４から（フロージェネレータから）４０６へ（患者の口または鼻へ向かって）流れることができる。フラップ４０８は、電荷を介して１つまたは複数の開口に対して運動可能であり得、それによって、これは第１の位置に向かって付勢されて、１つまたは複数の開口４０２を閉鎖する。

【００５４】

フラップ４０８は、図４Ａに示す第２の位置に変化することもできる。例えば、フロージェネレータが故障した場合、フラップ４０８に対する電荷が停止され得る（例えば、電力がもはや提供されていないため）。この位置において、１つまたは複数の開口４０２は開いており、患者側端部４０６から１つまたは複数の開口４０２を通じて外側大気へ、およびその逆に空気が流れることを可能にし得る。したがって、フラップ４０８は窒息防止

弁（ＡＡＶ）として機能することができる。
【００５５】
　図４Ｃは、特定の例の実施形態による（例えば、図４Ａおよび図４Ｂに示す窒息防止通気部によって実行されてもよい）フラップの断面図を示す。図４Ｃに示す例示的なフラップ４２０は、誘電活性ポリマーによって実装されてもよい。フラップ４２０は、電極４２２Ａおよび４２２Ｂを含み、その間にポリマー層４２６が配置される。電極は、例えば、グラファイト膜に基づく材料のような、任意のタイプの可撓性導電性材料であってもよいことは諒解されよう。この例において、１つまたは複数の次元においてポリマーの膨張を制限するために、抑制層がポリマー（例えば、電極および／またはポリマー）に配置される。抑制層は、ポリマーの形状が変形している間、概してその形状が変化しない材料（例えば、非伸縮可能織物材料のような、可撓性であるが、伸張可能ではない任意の材料）を含んでもよい。図４Ｃにおいて、ポリマーの長さ（例えば、高さ）寸法を抑制するために抑制層４２４が配置されている。結果として、電極４２２Ａ’および４２２Ｂ’に電圧が印加されると、ポリマー４２６’は膨張しようとするが、その膨張は抑制層４２４’によって制限される。したがって、フラップ４２０’は、抑制層の側である抑制されている側において捻じれ、それによって、湾曲するかまたは位置が変化する。フラップが直線構成から湾曲構成へと変化することによって、フラップが新たな位置へと効率的に移動することができる。
【００５６】
　図５は、検出された圧力に応じて電荷を印加するための例示的なプロセスを示すフローチャートである。電荷は、例示的な呼吸補助コンポーネントの形状を変化させることができる。特定の例の実施形態において、フラップは、定流フラップとして機能してもよい。フラップに提供される電荷は、フロージェネレータによって制御され得る。電荷の量は、マスクに供給されたまたはマスクにおいて検出された圧力に比例し得る（ステップ５００）。言い換えれば、定流弁のように、弁はより多くの電荷を印加することによってより高い圧力において通気孔を閉じることができる（ステップ５０２）。特定の例の実施形態において、そのような技法は、２段階ＣＰＡＰ両方によって適用されてもよい。
【００５７】
　特定の例の実施形態は、通気部内の遮断を是正するように作用することができる。図６Ａは、検出された閉塞に応じて電荷を印加するための例示的なプロセスのフローチャートである。電荷は、例示的な呼吸補助コンポーネントの形状を変化させることができる。例えば、センサまたは他のデバイスを使用して、通気部が遮断されているか否かをモニタリングまたは判定することができる（ステップ６０２）。通気部におけるまたはその中の遮断物が検出されると、形状変化材料から構築された通気部に電荷が印加され得る（ステップ６０４）。電荷の結果として、通気部は、形状を変化させ、通気部を遮断している１つまたは複数の異物を（例えば、通気孔を広くすることによって）吐出することができる。例えば、湿気を含んだ空気の結果として水が蓄積される結果として、チューブまたは患者インターフェースの通気孔が完全にまたは部分的に遮断されることになり得る。特定の例の実施形態において、孔のサイズを低減して通路から水（または他の遮断物）を除去するのを可能にしてもよい。具体的には、孔のサイズを低減することによって、孔または通路内の物体が、孔の直径が低減することによって強制的に排出され得る。
【００５８】
　図６Ｂ－１および図６Ｂ－２は、例示的な通気コンポーネントを示す例示的な断面図である。通気部６１０は、１つまたは複数の孔６１４を含むことができる。通気部は、形状変化材料６１２から形成されてもよい。第１の動作モードにおいて、電荷６１６が形状変化材料６１２に印加され得る。電荷６１６によって、材料が膨張し、孔６１４を閉じるかまたは収縮させることができる（またはその逆）。電荷６１６は低減するかまたはなくすことができる。そのような状況において、通気部６１０を含む形状変化材料６１２が収縮すると、孔６１４はサイズが増大し得る。孔６１４のサイズが増大することによって、遮断している物体がより大きい通気孔を通じてより容易に移動することができるため、通気

部から閉塞物を除去することが容易になり得る。特定の例の実施形態において、孔サイズの変化は、形状変化材料６１２に対する種々のレベルの電荷によって制御することができる。

【００５９】

特定の例の実施形態において、通気部は、通気部が遮断されていると検出された場合には、通気部に電荷が送られ得るように動作され得る。結果もたらされる通気部の形状の変化は、通気部を遮断している異物（例えば、マスク内部の湿気を含んだ空気からの水）を排出するように作用し得る。

【００６０】

図６Ｃ－１および図６Ｃ－２は、それぞれ、例示的な通気コンポーネントの例示的な上面図および断面図である。図６Ｃ－１は、電極６５４の間に配置された誘電体ポリマー層６５２を含む、非励起状態の例示的な通気部６５０を示す。通気部は、通気開口６５６を含む。通気部６５０’が励起されると、誘電体ポリマー６５２’が膨張する。結果として、図６Ｃ－３および図６Ｃ－４に示す励起状態のポリマー内の開口６５６’は、直径が低減しており、空気流の低減をもたらす。

【００６１】

前頭部支持

図７Ａおよび図７Ｂは、調整可能な例示的な前頭部支持コンポーネントを有する例示的な患者インターフェースを示す説明図である。患者インターフェース７０２が患者７００に提供される。患者７００の前頭部とインターフェースするための前頭部支持パッド７０４が構築され得る。患者の頭部との関係における前頭部支持パッド７０４の位置は、前頭部支持パッド７０４に電荷７０６を印加することによって調整することができる。印加される電荷によって、前頭部支持パッド７０４は、図７Ｂに示すようにより大きくなることができる。サイズが増大することによって、前頭部支持パッドは患者７００の頭部（例えば、前頭部）と接触することができる。リビングヒンジのようなヒンジが７０８に設けられて、前頭部支持パッド７０４の患者７００の頭部に対する回転運動を可能にすることができる。

【００６２】

患者がマスクの処置を終えると（例えば、目覚めた後）、患者インターフェース７０２を患者の頭部から取り外すことを容易にするために、患者によって電荷７０６をオフにすることができる。言い換えれば、前頭部支持パッド７０４に印加された電荷を除去することによって、前頭部支持パッド７０４は収縮することができ、もはや患者の前頭部と接しない。特定の例の実施形態において、前頭部支持パッドは１つのパッドであってもよい。しかしながら、他の例の実施形態において、前頭部支持パッドは２つ以上のパッドであってもよい。

【００６３】

クッション

患者インターフェースのクッションコンポーネントも、形状変化材料から形成され得る。図８Ａおよび図８Ｂは、特定の例の実施形態による患者インターフェースの例示的なクッションコンポーネントの例示的な断面図である。図８Ｃは、患者インターフェースの例示的なクッションをモニタリングおよび／または調整するための例示的なプロセスを示すフローチャートである。特定の例の実施形態において、クッションはいくつかの区画（８０２Ａ、８０２Ｂ、８０２Ｃ、および８０２Ｄ）に分割され得る。各々の区画は、その領域内でクッションに加えられる圧力をアクティブにモニタリングすることができる。例えば、圧力センサまたはトランスデューサが、１つまたは複数の区画内に設けられてもよい。特定の例の実施形態について、マイクロホンが利用されてもよい。いずれにせよ、検出ユニットを使用して、クッションの１つまたは複数の区画をモニタリングすることができる（ステップ８１０）。クッション内の漏れが、図８Ｂ内の８０２Ｂのような特定の領域内で検出されると、その特定の領域に電荷が印加され得る（ステップ８１２）。結果もたらされる電荷は、クッションのサイズを増大させ、クッションによって形成されるシール

の有効性を（例えば、漏れを閉じることによって）増大させるように作用することができる。

【００６４】

図８Ｄは、特定の例の実施形態にしたがって調整された患者インターフェースの例示的なクッションコンポーネントの例示的な断面図を示す。ここで、クッション８２０は、クッション８２０が電荷をクッション領域８２２Ａ、８２２Ｂ、８２２Ｃ、および８２２Ｄにわたってパルスまたは分散されることができるように設定され得る。したがって、患者の顔にはたらく力の量を、複数のクッション領域に対する電荷の印加を回転させることによって定期的に調整することができる。例えば、クッションは口領域においてパルス８２４によって開始し得、その後、右頬領域８２２Ｄにパルス８２６が印加され得る。このタイプの設定は、患者の顔の領域を休ませるように機能することができ、それによって、長時間の使用についてマスクをより快適にする。

【００６５】

図８Ｅは、患者インターフェースの例示的なクッションを調整する例示的なプロセスを示すフローチャートである。ステップ８３０において、特定の領域に電荷が印加される。ステップ８３２における所定の期間の後、新たな領域（または複数の領域）がステップ８３４において選択され、電荷を印加するプロセスが選択された領域に対して新たに行われる。特定の例の実施形態において、選択される領域は所定のパターンに基づいてもよい。特定の例の実施形態において、選択される領域は、何らかの追加の判定（例えば、図８Ｃに関連して上述したようなもの）に基づいて選択されてもよい。特定の例の実施形態において、選択される領域は、１つまたは複数の領域の間からランダムに選定され、したがって１つまたは複数の部分領域が形成されてもよい。特定の例の実施形態において、２つ以上のパルスが時間的に重なるように印加されてもよい。例えば、クッション領域８２２Ｂおよび８２２Ｄは両方とも、同時に１つの電荷を印加されてもよい。

【００６６】

特定の例の実施形態において、この循環する動作がどのように行われるかを制御するために、ユーザまたは自動制御ユニット（例えば、プロセッサまたは他のタイプの回路を含む）によって追加の基準が供給されてもよい。例えば、ユーザがこのサイクルがどれだけ迅速に行われるかを設定してもよい。特定の例の実施形態において、ユーザはサイクルのパターンを設定してもよい。例えば、８２２Ａ→８２２Ｃ→８２２Ｄ→８２２Ｂ→８２２Ａとしてもよい。特定の例の実施形態において、電荷が所与の領域に印加される時間は、すべての領域について同じであってもよく、または、領域間で変化してもよい。特定の例の実施形態において、センサおよび／または処理システムが、少なくとも１つのユーザ構成可能変数に基づき得る所定の基準（または基準のセット）に基づいて電荷の循環をモニタリングし、サイクルを調整し得る。例えば、サイクルは一定の時間量の後に減速してもよい。サイクル速度は線形的にまたは別の形状に（例えば、指数関数的に）調整されてもよい。一例において、サイクル速度は、患者が眠っていると判定されるときに調整されてもよい。この判定に基づいて、速度は、増大、低減、または同じままとすることができる。特定の例の実施形態において、循環プロセスは、ユーザの顔をマッサージするようにも動作し得る。特定の患者について、これは、睡眠の質、および、ユーザが眠りにつく能力を増大させる一助となり得る。

【００６７】

特定の事例において、患者に対する呼吸補助を促進するために適切なシールが実施され得る。しかしながら、マスクを顔または患者の顔の一部分の上にシールすることによって、一定量の圧力が顔に加えられることが必要になり得る。患者は一般的に数時間にわたって（例えば、眠っている間）マスクまたは他の患者インターフェースを装着するため、この一定の圧力は患者の顔（例えば、顔面筋）にとって疲労をもたらすものであり得る。

【００６８】

図８Ｆ－１および図８Ｆ－２は、患者の呼吸に基づいて調整された例示的なクッションを有する例示的な患者インターフェースの例示的な断面図である。患者インターフェース

８４２は、患者８４０の鼻および／または口を覆うためのシールを提供し得る。シールは、電荷８４８を、患者インターフェースの一部分である形状変化材料８４６に印加することによって実施またはサポートされ得る。例えば、電荷は、クッション８４６．２および／またはクッション側壁８４６．３の下でシーリング膜８４６．１に印加され得る。この電荷によって、シールの有効性が様々な度合いまで）増大し得る。この例において、患者がフロージェネレータまたは他の空気流デバイスに接続されたチューブ８４５を通じて吸入８４４しているとき、電荷８４８がシール（例えば、クッション８４６）に印加され得る。

【００６９】

図８Ｆ－２において、患者８４０は、チャンバ８５２を通じて、および通気孔８５０を通じて提供される空気流路８５４を介して息を吐いている。患者が息を吐くとき、図８Ｆ－１に示す電荷８４８はオフになり（または低減され）得、それによって、クッション８４６はもはや顔に接しないか、またはより低い力で顔に接する。患者の顔に加えられる力が低減することによって、顔（例えば、顔面筋）が呼気の間に「休む」ことが可能になり得る。

【００７０】

図８Ｆ－３は、呼吸補助コンポーネントの調整を決定するための特定の例の実施形態にしたがって使用され得る例示的なグラフを示す。電荷を患者インターフェースにいつ印加すべきかの決定は、患者の呼吸プロセスの間にモニタリングされる圧力および／または流れの特性に基づき得る。グラフ８５４は、圧力対時間のグラフを示している。特定の例の実施形態において、そのようなグラフを分析することが、いつ電荷が印加されるべきか、および、電荷が低減またはオフにされ得るときを決定する一助となり得る。したがって、点８５６において、患者が息を吸っているときに電荷が印加され得る。患者が息を吐くときの点８５８までグラフが進むと、電荷は低減または除去され得る。電荷の除去によって、患者が息を吐くことができるゆとりが増大し得る。特定の事例において、電荷の除去によって、患者の顔面筋が呼気の間に休むことが可能になり得る。特定の例の実施形態において、検出される圧力に対するある割合の電荷パーセンテージが実装され得る。例えば、圧力が増大すると（例えば、吸気）、印加される電荷がそれに対応して増大され得る。逆に、圧力が降下すると（例えば、呼気の間）、印加される電荷は圧力の降下に対応して（例えば、漸進的に）低減され得る。特定の例の実施形態について、他のパラメータがモニタリングされてもよい。例えば、マスクの一部分または患者を通る空気の流速が測定されてもよい。特定の例の実施形態において、圧力センサ、流量センサなどが、マスク、チューブ、または、患者に対する呼吸補助に使用される他のコンポーネント内に配置されてもよい。そのようなセンサからの読み値が使用されて、電荷が印加され得るとき、および、印加されるべき電荷のレベルを判定する一助となり得る。

【００７１】

特定の例の実施形態において、呼吸補助システムの他のコンポーネントが、検出される患者の呼気／吸気状態に基づいて調整されてもよい。例えば、呼気の間に通気孔８５０のサイズが増大されて、患者の呼気、ＣＯ$_2$の排気などが容易になり得る。特定の例の実施形態において、患者インターフェースは、ＣＰＡＰ処置の一部分として使用されてもよい。そのような事例において、患者が息を吐こうと働きかける努力の程度は（例えば、気道陽圧のために）通常よりも大きくなり得る。したがって、圧力のいくらかは、（例えば、マスクを出るより大きな流れを提供するために）通気孔８５０のサイズを増大させることによって、患者による呼気の間に「排出」され得る。これによって、そうでない場合よりも、患者による呼気を容易にすることが可能になり得る。さらに、通気孔は、患者の吸気の間により良好なシールをもたらすことを可能にするために「通常」に戻り得る。

【００７２】

図８Ｇ－１および図８Ｇ－２は、異なる顔特徴を有する２人の異なる患者に適合された例示的なクッションを有する例示的な患者インターフェースの例示的な断面図である。患者顔特徴は、人ごとに異なり得る。これらの異なる顔特徴は、時としてどのタイプのマス

クまたはどのタイプのインターフェースをその患者に使用すべきかを決定する難しさを増大させる可能性がある。特定の例の実施形態において、形状変化材料を使用して、クッション、マスクなどの患者の顔への適合を可能にする（例えば、所与の患者の身体計測により良好に適合する）ことができる。ここで、患者８６２は相対的に平坦な鼻梁８６３を有し得る。対照的に、患者８６１はより高い鼻梁８６５を有し得る。患者インターフェース８６０は形状変化材料８６４を含み得、それによって、電荷８６８を印加することによって形状変化材料８６４を、シールの提供を可能にする位置に調整することができる。患者の身体計測に基づいて電荷の量を調整することができる。したがって、図８Ｇ－１において、患者８６２の鼻梁が相対的に平坦であることに起因して、形状変化材料８６４に電荷は印加されなくてもよい。一方、図８Ｇ－２において、（例えば、患者８６１の鼻梁が高いことに起因して）材料８６６が患者８６１の鼻梁領域とより良好に接するように、電荷８６８が印加され得る。

【００７３】

特定の例の実施形態において、患者インターフェースは、クッション内に１つまたは複数のセンサを含んでもよい。センサは、クッションの患者の顔への適合を改善することを可能にするためにどの程度の電荷を患者の顔の所与の領域に印加すべきかを決定するように動作することができる。例えば、１つのセンサは、クッションが一般的に患者の鼻梁に接する位置においてクッション内／上に配置され得る。センサからの読み値に基づいて、クッションのその鼻梁領域に電荷を印加することができ、それによって、クッションは（例えば、図８Ｆ－１および図８Ｆ－２に示すように）患者の鼻梁に適切にインターフェースするように形状を変化させる。

【００７４】

特定の例の実施形態において、所与の患者に対する適切な適合を達成するためにどの程度の電荷をクッションに印加すべきかの構成は、医療専門家の助けを借りて行われてもよい。例えば、患者が最初にマスクを取得するとき、シールの形成を可能にするためにどれだけ多くのまたはどれだけ少ない電荷を患者の顔の様々な領域に印加すべきかを決定する適合セッションが行われ得る。取得情報は記憶装置（例えば、不揮発性メモリ）内に記憶され得る。この記憶場所は、マスク、フロージェネレータ、または呼吸補助システムの他のコンポーネントに位置してもよい。特定の例の実施形態において、メモリはそのようなシステムと（例えば、ストレージ情報がＵＳＢドライブ上に記憶されているユニバーサル・シリアル・バス・ポートを通じて）インターフェースすることができる。これによって、読み値の可搬性が可能になり得る。

【００７５】

図８Ｈ－１および図８Ｈ－２は、患者インターフェースの例示的なフレームに組み込まれた例示的なクッションの例示的な断面図である。ここで、患者インターフェース８７０のクッション８７２は、フレームのチャネル８７６内に設けられ得る。クッション８７２は、フレーム内に緩やかに適合され得、それによって、クッションは、たとえクッションがチャネル８７６内に緊密にシールされていなくとも、フレームに固定されたままである。これによって、例えば、患者インターフェース８７０の患者の顔に対するより容易な初期配置が可能になり得る。図８Ｈ－２において、電荷８７４がクッション８７２の形状変化材料に印加される。この電荷８７４によって、クッション８７２がフレームチャネル内へと膨張し、それによって、クッションがフレームとシールし得る。特定の例の実施形態において、そのような電荷は処置セッションが開始するときに最初に印加されてもよい。例えば、患者がＣＰＡＰ療法を受けている場合、電荷はフロージェネレータがオンになるときに開始されてもよい。

【００７６】

特定の例の実施形態において、電荷は、患者インターフェースに取り付けられたフロージェネレータがオンになるときに印加されてもよい。したがって、患者はクッションがチャネル内に緩やかに適合されている（例えば、電荷が印加されていない）ときに、患者インターフェースを所定位置に配置してもよい。患者インターフェースが適所に置かれると

、患者はフロージェネレータをオンにすることができ、クッションに電荷が印加され得る。クッションは膨張して患者インターフェースのフレームとのシールを形成し得る。同様に、患者インターフェースによる処置を終えた後、電荷をオフにすることができ、クッションが収縮して患者インターフェースを患者の頭部からより容易に取り外すことが可能になる。

【００７７】

カフ

形状変化材料は、呼吸補助システムの他のコンポーネントに適用されてもよい。例えば、チューブは患者インターフェースをフロージェネレータに接続することができる。チューブ、またはチューブの一部分が、形状変化材料から形成されてもよい。図８Ｉ－１および図８Ｉ－２は、例示的な屈曲部と相互作用するチューブの例示的なカフを示す例示的な断面図である。フローシステム８８０の一部として、チューブのカフ部分８８２は、屈曲部分８８６に係合することができる。特定の例の実施形態において、屈曲部は、フロージェネレータと患者インターフェースとを接続するホースがもつれるのを防止する一助となるために、少なくとも１つの軸を中心として自由回転するために旋回するように取り付けられ得る。図８Ｉ－１において、カフ部分８８２は、非動作状態にあり得る（例えば、カフ部分は屈曲部分８８６より小さい場合がある）。この状態において、カフ部分８８２は、カフ部分８８２を屈曲部分８８６内へ挿入するのを容易にするためにより小さくなっていることができる。図８Ｉ－２において、電荷８８４が形状変化材料によってカフ部分８８２に印加される。電荷の印加によって、カフのサイズが増大して、屈曲部分８８６の側壁とより堅固にインターフェースする（例えば、カフを適所にロックする）ことができる。これによってシールが形成されて、屈曲部分８８６およびカフ部分８８２から／への空気流効率を増大することが可能になり得る。

【００７８】

特定の例の実施形態において、カフ部分と屈曲部分との間のサイズ差は非常に小さいものであってもよく、それによって、カフの挿入に関係する摩擦力が依然として発生することができる。特定の例の実施形態において、カフ部分と屈曲部分との間のサイズ差はより大きいものであってもよく、それによって、それによってカフが挿入される摩擦力はほとんどまたはまったく加えられない。特定の例の実施形態において、電荷８８４は、フローシステム８８０のフロージェネレータがオンになるときにトリガされてもよい。

【００７９】

屈曲部

図９Ａおよび図９Ｂは、特定の例示的な実施形態による屈曲部を示す説明図である。図９Ｃは、図９Ｂの例示的な断面図である。フローシステムの屈曲部９００は回転可能とすることができる。例えば、屈曲部９００のアーム部分９０２は位置９０３Ａまたは９０３Ｂへと回転することができる。アーム部分９０２は、（例えば、フロージェネレータ上に位置する）インターフェース部分９０６に対して回転することができる。屈曲部、またはそのアーム部分のそのような回転は、特定の事例において、回転および／または位置の変化からチューブが引きずられる効果を増大する場合がある。したがって、特定の例の実施形態において、アーム部分および／またはインターフェース部分は、少なくとも部分的に、本明細書に記載する形状変化材料によって形成され得る。そのため、形状変化材料に印加される電荷９０４によって、電荷が印加される部分のサイズが増大し得る。このインターフェース部分９０６またはアーム部分９０２のサイズの増大は、これら２つの部分の間の摩擦抵抗を増大させるように作用し得る。特定の例の実施形態において、アーム部分９０２またはインターフェース部分９０６に対する電荷９０４の印加は、アーム部分９０２を特定の位置に「ロック」するように作用し得る。特定の例の実施形態について、これによってチューブの引きずりを低減することができる。特定の例の実施形態において、アーム部分９０２がロックされることによって、屈曲部のためのより安定したプラットフォームがもたらされ得る（例えば、それによってアームが常に自由に動くことがなくなる）。

【００８０】

睡眠マット
特定の患者にとって、横向きに寝るのが好ましい睡眠姿勢である場合がある。そのような姿勢は無呼吸事象を低減することもできる。図１０Ａおよび図１０Ｂは、特定の例の実施形態による睡眠マット上の患者の説明図である。図１０Ｃ～図１０Ｄは、図１０Ａおよび図１０Ｂに示す例示的な睡眠マットの例示的な断面図である。睡眠マット１００２は、形状変化材料から形成されてもよい。患者１０００はセンサまたは他の判定システムによってモニタリングされ得る。システムは、患者が仰向けまたは正面向きに寝ている（例えば、図１０Ａに示すように）か否かをモニタリングし得る。この判定に基づいて、睡眠マット１００２は電荷１００４を印加され得る。この電荷は、睡眠マット１００２の形状変化材料に作用して、特定の領域（図１０Ｂの右側に示すように）において睡眠マット１００２のサイズまたは形状を増大させることができる。このサイズの増大は、患者１０００が眠りながら横向きになるのを容易にする（または、場合によってはさらに強制的にそうさせる）ように作用することができる。

【００８１】
特定の例の実施形態において、睡眠マットは、患者が使用するシーツまたはマットレスであってもよい。特定の例の実施形態において、睡眠マットは、複数の異なる区画に分割されてもよい。例えば、睡眠マットは、左区画（例えば、患者１０００の左）、中央区画、および右区画（例えば、図１０Ａにおける患者１０００の右側）を有してもよい。異なる複数の区画は、患者が寝返りを打つのを補助するか、またはそうさせるように調整され得る。特定の例の実施形態において、患者が転がることになる方向は、患者が睡眠マット上で眠っている場所に基づいて変化してもよい。例えば、患者がベッドの左側で眠っている場合、システムは、患者が自分の左側に転がるのを補助するかまたはそうさせるために、右側（図１０Ｂに示すような）とは反対に、睡眠マットの左側の高さを増大させることができる。

【００８２】
特定の例の実施形態において、睡眠マット上で患者が眠っている場所を判定するために、１つまたは複数のセンサが睡眠マットの上または中に配置されてもよい。例えば、力センサが使用されてもよい。センサは、睡眠マット内の１つまたは複数の区画（例えば、すべての区画）をモニタリングしてもよい。

【００８３】
特定の例の実施形態において、患者が転がるのを容易にするために、睡眠マットの一方の側面が増大される代わりに低減されてもよい。例えば、マットはデフォルトのサイズにおいて供給されてもよい。睡眠マットのある位置に電荷を印加（または除去）することによって、その領域において睡眠マットのサイズ（例えば、厚さ）が低減し得る。特定の例の実施形態において、睡眠マットは、各々がサイズを増大および／または低減され得る複数の異なる部分に分割されてもよい。したがって、特定の例の実施形態において、睡眠マットは、睡眠マットの厚さが変化する結果として異なる断面が形成され得るように調整され得る。例えば、睡眠マットの１つまたは複数の部分に電荷を印加すること、および／または睡眠マットの１つまたは複数の部分から電荷を低減もしくは除去することによって、図１０Ｅ、図１０Ｆ、および図１０Ｇに示すような断面が形成され得る。

【００８４】
特定の例の実施形態において、睡眠マットの上部（または下部）は（例えば、図１０Ｄに示すように）直線的であってもよい。特定の例の実施形態について、上部（または下部）は非直線的であってもよい。例えば、断面は半楕円（または円）形であってもよい。特定の例において、楕円（または他の形状）は凹面状または凸面状になっていてもよい。

【００８５】
特定の例において、睡眠マットは、（例えば、患者が睡眠マットの中央にいる場合）患者が睡眠マットの外側端部に向かって転がるようにするように機能してもよい。特定の例において、睡眠マットは、（例えば、患者が睡眠マットの端にいる場合）患者が睡眠マット上のより内向きの位置に向かって転がるようにするように機能してもよい。

【００８６】

フロージェネレータ

図１１Ａおよび図１１Ｂは、電気活性ポリマーから作成される例示的な雑音抑制シェルを有する例示的なフロージェネレータを示す例示的な断面図である。特定の事例において、フロージェネレータ１１００がより速いＲＰＭにおいて動作するとき、フロージェネレータによって発生する雑音が増大する可能性がある。したがって、特定の例の実施形態は、少なくとも部分的に形状変化材料から形成されるハウジング１１０２を含み得る。ハウジングは、フロージェネレータおよび／またはそのコンポーネントを覆うことができる。フロージェネレータがＲＰＭを増大させると、電荷１１０４がハウジングに送られて、ハウジング１１０２のサイズを増大させ得る。特定の例の実施形態において、電荷を送るためのトリガは、（例えば、マイクロホンまたは他のセンサから）検出される音響レベルに基づいてもよい。特定の例の実施形態において、電荷の印加は、フロージェネレータの上述のＲＰＭに関係し得る。特定の例の実施形態において、ハウジングに提供される電荷の質は、検出されるパラメータに応じて変化し得る。例えば、５の音響レベルが５の電荷に対応してもよい。同様に、１０の音響レベルが１０の電荷に対応してもよい。このように、音響吸収能力は変化してもよい。特定の例の実施形態において、２つの電荷状態、オンおよびオフがあり得る。

【００８７】

スプリント

図１２Ａおよび図１２Ｂは、例示的なスプリントの例示的な断面図である。スプリント１２００は、喉スプリントとして使用されてもよく、形状変化材料から形成されてもよい。特定の例の実施形態において、電荷１２０２がスプリント１２００に印加され得、それによって、スプリントは膨張して、患者の気道を強制的に開き、かつ／または気道がつぶれるのを防止する。患者の気道がつぶれるのを防止するために電荷が印加され得るときを判定するためのセンサが設けられてもよい。

【００８８】

蠕動ポンプ

形状変化材料は、蠕動ポンプを形成するのにも適用されてもよい。図１３Ａは、特定の例の実施形態による例示的なポンプの例示的な断面図である。ポンプ１３００は、ゲート１３０４、１３０６、および１３０８を開閉することによって圧送作用を形成するように作用し得る一連の領域１３０２Ａ、１３０２Ｂ、および１３０２Ｃを含む。具体的には、ゲートは、形状変化材料によって形成されてもよく、それによって、ゲートのうちの１つに電荷が印加されると、帯電しているゲートが開いて、１つの領域から別の領域への空気流１３０３が可能になる。特定の例の実施形態において、ポンプは、例えば、フロージェネレータを患者インターフェースに接続するチューブシステムの一部分であってもよい。特定の例の実施形態において、ポンプは、チューブまたは呼吸補助システムの別のコンポーネントを補完するかまたはそれに付着する異なる部分であってもよい。

【００８９】

特定の例の実施形態において、ポンプは、形状変化材料から形成されるバルーンを含んでもよく、一連の弁を含むチューブに取り付けられてもよい。バルーンは、圧送作用を生成するために定期的に帯電され得る。バルーンから送られる気体は、その後、定期的に帯電されることによって開閉させられている弁によってチューブに送られ得る。特定の例の実施形態において、弁の開閉を使用して、患者に送出されている圧力を調節することができる。

【００９０】

図１３Ｂ－１～図１３Ｂ－４は、特定の例の実施形態による別の例示的なポンプの例示的な断面図である。ポンプ１３２０は、形状変化材料から形成される複数のフィンガ１３２２を含んでもよい。フィンガは、可撓性材料１３３０Ａに接触して配置され得る。フィンガ１３２２および可撓性材料１３３０Ａの反対には、別の可撓性材料１３３０Ｂに接触して配置された固体ベース部分１３３２があり得る。動作時、電荷がフィンガ１３２２に

印加され得、それによって、フィンガの各々は対応する電荷によって高さが変化し得る。高さが変化することによって、２つの可撓性材料１３３０Ａと１３３０Ｂとの間にポケット１３２４が生成され得る。フィンガに印加される電荷は、ポケット１３２４が空気流送出端部１３２６（例えば、フロージェネレータ端部）から、図１３Ｂ－４における空気流受容端部１３２８へと「移動する」ように調整され得る。したがって、加圧呼吸用気体に対する圧送作用が実行され得る。

【００９１】

図１４は、特定の例の実施形態による例示的な電気ポリマーに電力を供給するように構成された例示的な電気回路を示す。電気回路１４００は、図１Ｄまたは図４Ｃのポリマーアクチュエータのような、誘電体電気活性ポリマーアクチュエータ１４０２を制御するために設けられる。アクチュエータの概念図を１４０２に示す。アクチュエータは、２つの電極１４０４Ａと１４０４Ｂとの間に挟まれたポリマー層１４０６を含んでもよい。電極は、関連するキャパシタンスＣおよびインピーダンスＺとともに示されている。ポリマー層１４０６は、関連する抵抗Ｒｓを有して示されている。他の実施形態は異なる数の層（例えば、１、２、または３）を含んでもよいことは諒解されよう。

【００９２】

この例の電気回路１４００において、ＤＣ電圧Ｖ１４１０が、フロージェネレータまたは外部電源のいずれかから供給される。特定の例の実施形態において、供給される電圧は１２ボルトまたは２４ボルト程度になる。しかしながら、他の電圧値（例えば、より小さい、より大きい、または中間）が使用されてもよいことは諒解されよう。増大した電圧をポリマーに供給するための昇圧モジュール１４１２が設けられてもよい。例えば、特定の事例において、電圧は１キロボルト以上に昇圧され得る。この電圧は、この電圧は、アクチュエータが内部に実装される特定のシステムに応じて変化してもよいことは諒解されよう。電源１４１０は、継電器１４１６を制御するように機能する制御ユニット１４１４にも電力を提供する。継電器１４１６を使用することによって、ポリマーに提供される高電圧を、制御ユニット１４１４から低電圧制御信号を用いてオンおよびオフに切り替えることが可能になる。

【００９３】

電気コントローラは、電荷レベル（提供される電圧または電流）を段階的に制御し、したがって、ポリマー部分の形状および／またはサイズが実質的に段階的に変化するようにするように構成されてもよい。これは、単一の段階、または、複数のより細かい段階を含んでもよい。代替的に、電圧または電流は、連続的に増大（または低減）されてもよく、したがって制御されるポリマーの形状および／またはサイズに漸進的な変化を付与する。これら２つの方法の間の組合せも適用されてもよい。

【００９４】

ポリマーに作用する力によって、ポリマーがたわみ、ポリマーアクチュエータと関連付けられる電気インピーダンスが変化し得る。特定の事例において、これによって、特定の実施形態においてポリマーアクチュエータが、そのようなたわみまたは電気インピーダンスに基づく患者への呼吸補助の提供と関連付けられる少なくとも１つのパラメータを検知するのに使用されることが可能になる。この構成において、フラップのポリマーの少なくとも１つの電気的特性の測定された変化が、少なくとも１つのパラメータの関連付けられる変化の指示を提供する。特定の例の実施形態において、インピーダンスの変化の測定値を使用して、フラップ、または、ポリマーを使用する他の呼吸コンポーネントに加えられる圧力の情報を得ることができる。これによって、空気流（例えば、窒息防止通気部４００内の）または患者の呼吸の情報がもたらされる。特定の例の実施形態において、電気インピーダンスはフラップ（または他の構造）の位置をも示し得る。例えば、フラップは、それが採用されている位置に応じて異なる圧力下にあり得る。したがって、特定の例の実施形態において、オプションのフィードバックライン「Ｆ」１４２０がアクチュエータからの信号を制御ユニットに提供するために含まれてもよい。抵抗器「ＲＦ」１４１８も、高電圧を制御ユニットにとって許容可能なレベルまで降圧し戻すために使用されてもよい

。

【００９５】

　特定の例の実施形態において、ポリマーが湾曲してフラップが（例えば、図４Ｃに示すような）閉位置にあるとき、フィードバックラインＦは電気回路１４００において、フロージェネレータ回路の患者端部における治療圧力を検知するのに使用されてもよい。言い換えれば、ポリマーアクチュエータの総電気インピーダンスの増大によって、抵抗器１４１８庭たる電圧および電流が変化する。抵抗器１４１８にわたるこの電流または電圧の変化を検知すること、および、そのような変化と治療圧力の対応する変化との間の所定の関係を使用することによって、治療圧力を推定することができる。そのような実施態様は、ポリマーが図４Ａの開位置にあるときに、ユーザ呼吸に起因する圧力の変化を検出するのにも使用されてもよい。

【００９６】

　特定の例の実施形態において、抵抗器１４１８は、加熱空気をチューブに（例えば、患者の快適性を増大させるために）提供するように構成されてもよい。特定の例の実施形態において、補助コントローラＳＣ（図示せず）が主ポリマー制御ユニット１４１４への入力を提供することができる。補助コントローラは、圧力信号またはフロー信号または温度信号または他の信号のような、フロージェネレータ（図示せず）からの入力をとって、この情報を使用してポリマーを（例えば、図４Ｃに示すそれぞれの部分から）いつ起動すべきかを判定することができる。例えば、治療圧力が低すぎて通気式システムにおいて十分な通気流を提供することができないと補助コントローラが判定した場合、ポリマーは、電気刺激を介して、ユーザが増大した（例えば、十分な）通気を可能にするための様々な位置（例えば、図４Ｃに示すような）に調整され得る。代替的に、補助コントローラは、ポリマーの位置またはポリマーの形状の連続的な制御を可能にするように、昇圧回路に対する入力電圧を制御するのに使用されてもよい。図１４に示す回路は、本明細書に論じる様々な他の実施形態とともに動作するように構成されてもよいことは理解されよう。

【００９７】

　特定の例の実施形態において、呼吸補助システムのコンポーネント内の形状変化材料は、１）長さ、２）幅、または３）深さ／高さにおいて形状が変化してもよい。言い換えれば、形状の変化は、特定の用途に応じて、一次元、二次元、または三次元であってもよい。特定の事例において、材料の断面積は、面積が増大または低減してもよい。

【００９８】

　開示された技術は、現在最も実用的で好ましい実施形態であると考えられるものに関連して説明されているが、本技術は、開示された実施形態に限定されるべきではなく、逆に、本技術の精神および範囲内に含まれる様々な変更および均等な構成をカバーするように意図されていることは理解されたい。さらに、本技術はＯＳＡを患っている患者に対する特定の用途を有するが、他の疾患（例えば、鬱血性心不全、糖尿病、病的肥満、脳卒中、肥満手術など）を患っている患者が、上記の教示から利益を導き出すことができることは諒解されたい。さらに、上記の教示は、非医療用途において、患者および非患者との同様の適用可能性を有する。

【符号の説明】

【００９９】

　１０２　ストラップ
　１０４　導管
　１０６　電荷
　１０８　患者インターフェース
　１０９　コネクタ
　１２０　ストラップ
　１２２　形状
　１２４　形状
　１２６　電荷

１３０　形状
１３１　誘電体ポリマー
１３１’　誘電体ポリマー
１３２　形状
１３３　電極層
１３４　ストラップ
１３５　電気活性ポリマー層、中心ポリマー層、ポリマー部分
１３６　電荷
１３７　電源
１３９　電圧
１４１　患者インターフェース
１４２　頂点
１４３　ホース（チューブ）
１４４　導管
１４６　導管
１４８　電荷
２００　チューブ、管類
２０２　空気流路
２０４　電荷
２１０　導管、チューブ
２１２　形状変化材料
２１４　電荷
２２０　導管
２２０’　導管
２２２　膜
２２４　電気活性ポリマーストリップ
２２４－Ａ　誘電体層
２２４－Ａ’　電極層
２２４－Ｂ　ポリマー
２２４－Ｂ’　ポリマー層
２４０　導管
２４０’　導管
２４２　膜
２４２’　膜
２４４　電気活性ポリマーストリップ
２４４’　電気活性ポリマーストリップ
４００　窒息防止通気部（通気部）
４０２　開口
４０６　患者側端部
４０８　フラップ
４２０　フラップ
４２０’　フラップ
４２２　電極
４２２Ａ’　電極
４２２Ｂ’　電極
４２４　抑制層
４２４’　抑制層
４２６　ポリマー層
４２６’　ポリマー
６１０　通気部

６１２　形状変化材料
６１４　孔
６１６　電荷
６５０　通気部
６５０’　通気部
６５２　誘電体ポリマー層
６５２’　誘電体ポリマー
６５４　電極
６５６　通気開口
６５６’　通気開口
７０２　患者インターフェース
７０４　前頭部支持パッド
７０６　電荷
８２０　クッション
８２２Ａ　クッション領域
８２２Ｂ　クッション領域
８２２Ｃ　クッション領域
８２２Ｄ　クッション領域（右頬領域）
８２４　パルス
８２６　パルス
８４２　患者インターフェース
８４４　吸入
８４５　チューブ
８４６　クッション、形状変化材料
８４８　電荷
８５０　通気孔
８５２　チャンバ
８５４　空気流路、グラフ
８６０　患者インターフェース
８６３　鼻梁
８６４　形状変化材料
８６５　鼻梁
８６６　材料
８６８　電荷
８７０　患者インターフェース
８７２　クッション
８７４　電荷
８７６　チャネル
８８０　フローシステム
８８２　カフ部分
８８４　電荷
８８６　屈曲部分
９００　屈曲部
９０２　アーム部分
９０３Ａ　位置
９０３Ｂ　位置
９０４　電荷
９０６　インターフェース部分
１００２　睡眠マット
１００４　電荷

１１００　フロージェネレータ
１１０２　ハウジング
１１０４　電荷
１２００　スプリント
１２０２　電荷
１３００　ポンプ
１３０２Ａ　領域
１３０２Ｂ　領域
１３０３　空気流
１３０４　ゲート
１３０６　ゲート
１３２０　ポンプ
１３２２　フィンガ
１３２４　ポケット
１３２６　空気流送出端部
１３２８　空気流受容端部
１３３０Ａ　可撓性材料
１３３０Ｂ　可撓性材料
１３３２　固体ベース部分
１４００　電気回路
１４０２　誘電体電気活性ポリマーアクチュエータ
１４０４Ａ　電極
１４０４Ｂ　電極
１４０６　ポリマー層
１４１０　電源
１４１２　昇圧モジュール
１４１４　制御ユニット
１４１６　継電器
１４１８　抵抗器

【図１Ａ】

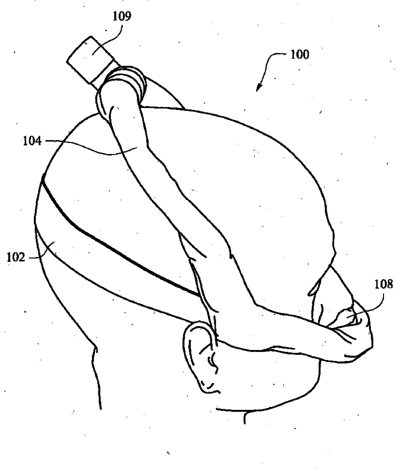

Fig. 1A

【図１Ｂ】

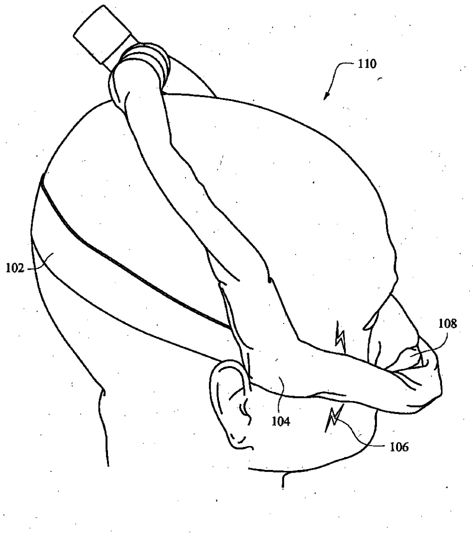

Fig. 1B

【図１Ｃ】

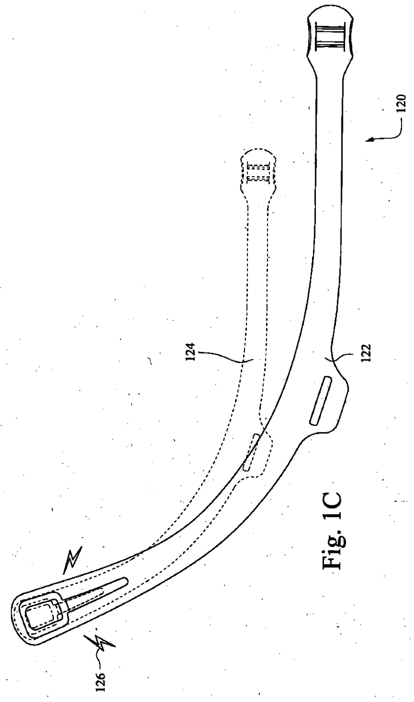

Fig. 1C

【図１Ｄ－１】

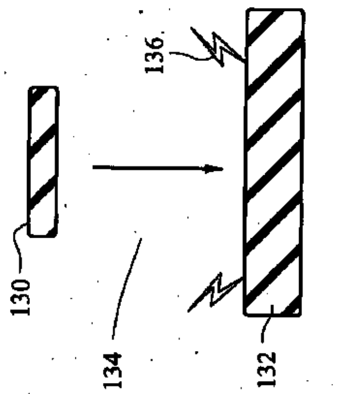

Fig. 1D-1

【図１Ｄ－２】

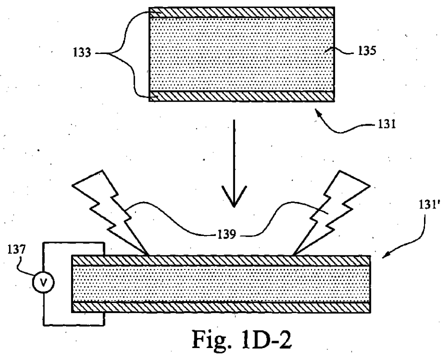

Fig. 1D-2

【図１Ｅ】

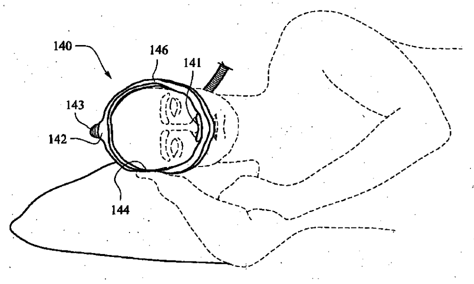

Fig. 1E

【図１Ｆ】

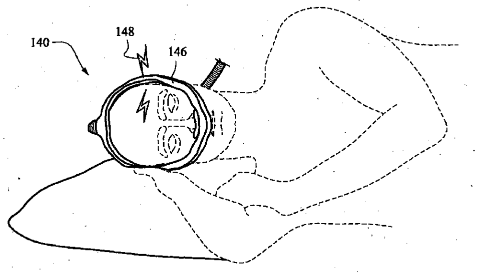

Fig. 1F

【図２Ａ】

Fig. 2A

【図２Ｂ】

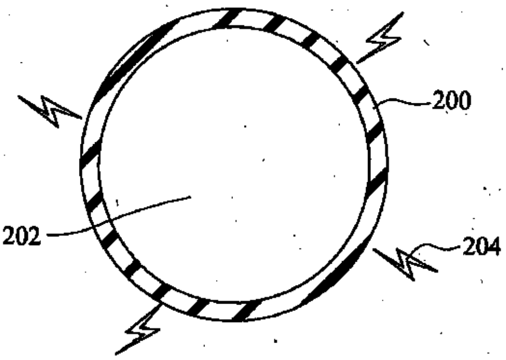

Fig. 2B

【図２Ｃ】

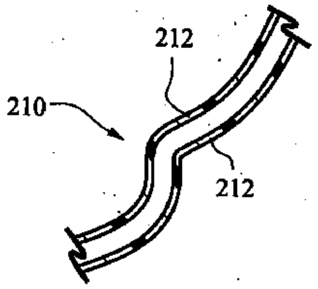

Fig. 2C

【図２Ｄ】

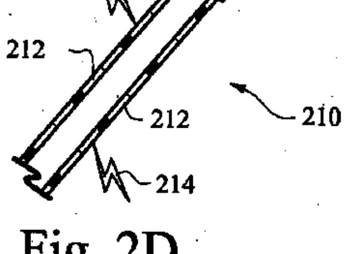

Fig. 2D

【図２Ｅ－１】

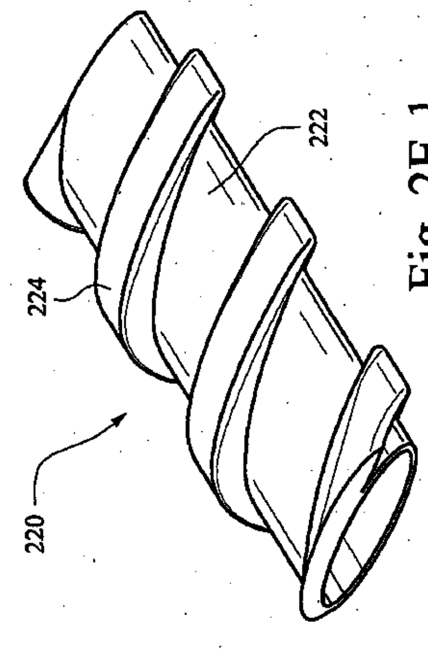

Fig. 2E-1

【図２Ｅ－２】

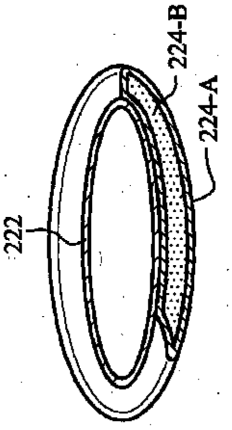

Fig. 2E-2

【図２Ｅ－３】

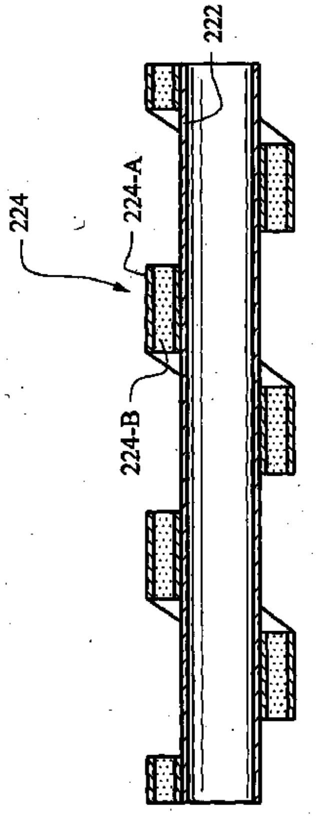

Fig. 2E-3

【図２Ｆ－１】

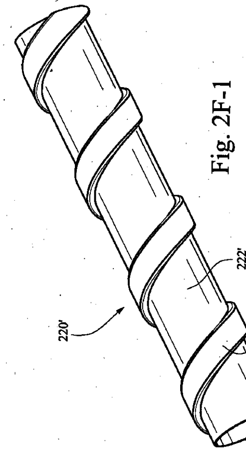

Fig. 2F-1

【図２Ｆ－３】

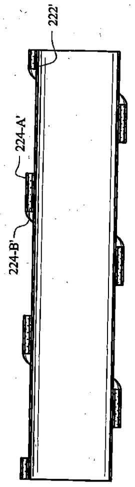

Fig. 2F-3

【図２Ｆ－２】

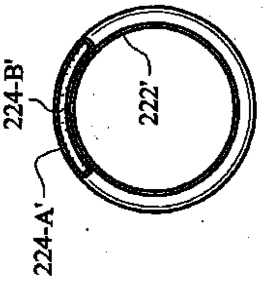

Fig. 2F-2

【図２Ｇ－１】

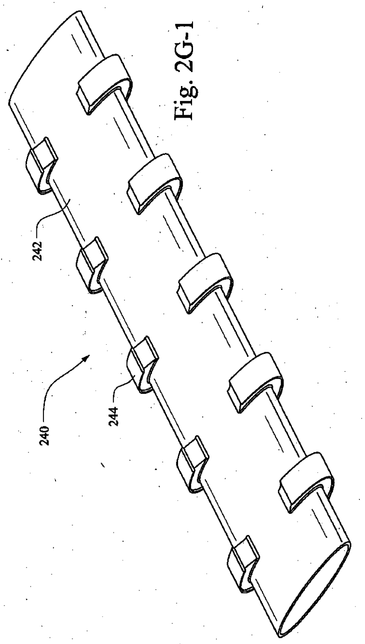

Fig. 2G-1

【図２Ｇ－２】

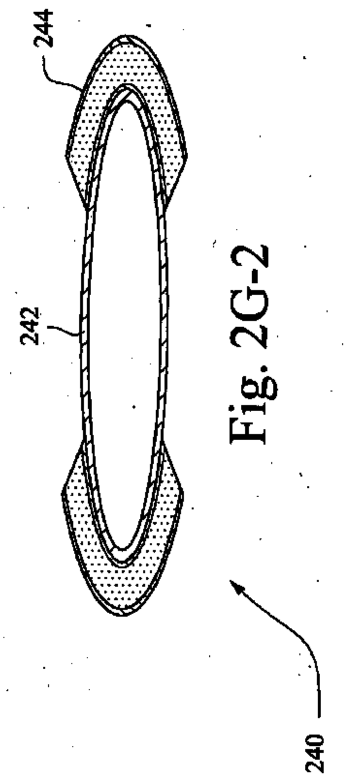

Fig. 2G-2

【図２Ｈ－１】

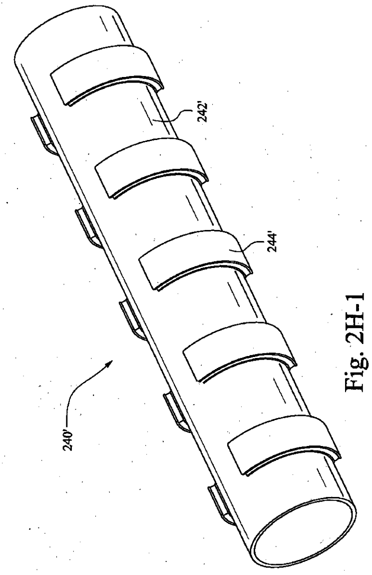

Fig. 2H-1

【図２Ｈ－２】

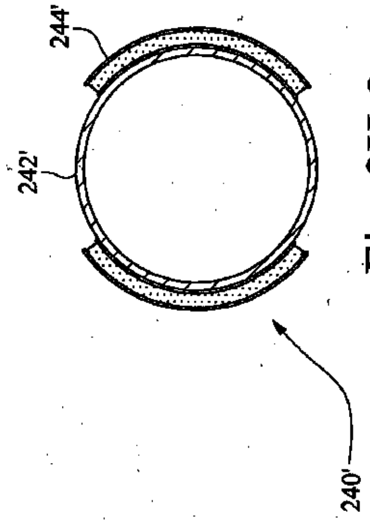

Fig. 2H-2

【図３】

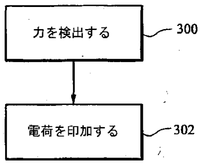

Fig. 3

【図４Ａ】

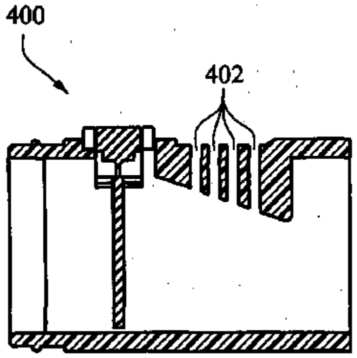

Fig. 4A

【図４Ｂ】

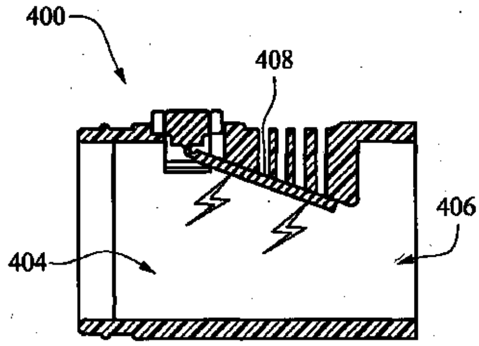

Fig. 4B

【図４Ｃ】

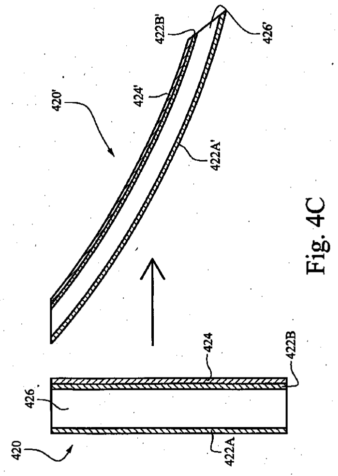

Fig. 4C

【図５】

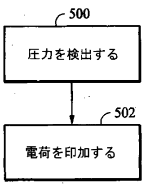

Fig. 5

【図６Ａ】

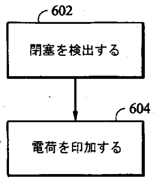

Fig. 6A

【図６Ｂ－１】

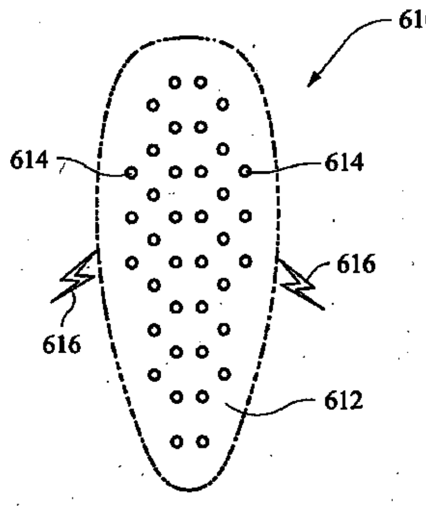

Fig. 6B-1

【図６Ｂ－２】

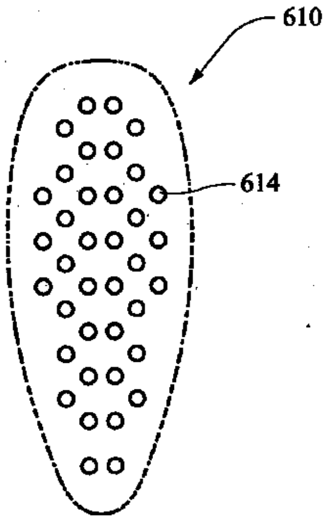

Fig. 6B-2

【図６Ｃ－１】

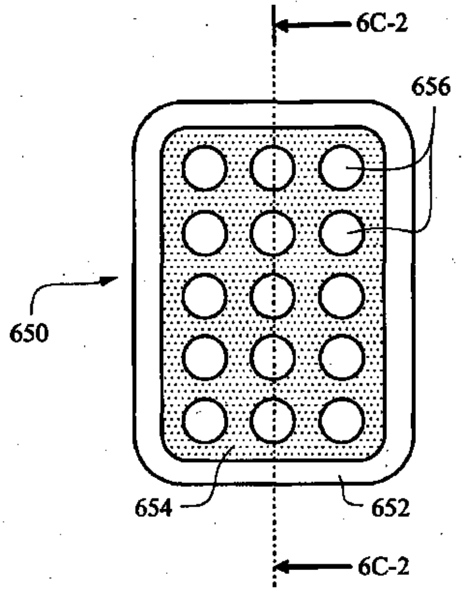

Fig. 6C-1

【図６Ｃ－２】

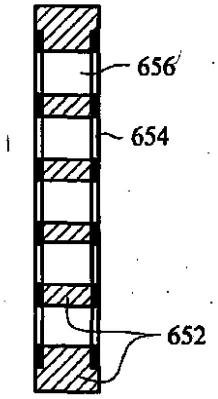

Fig. 6C-2

【図６Ｃ－３】

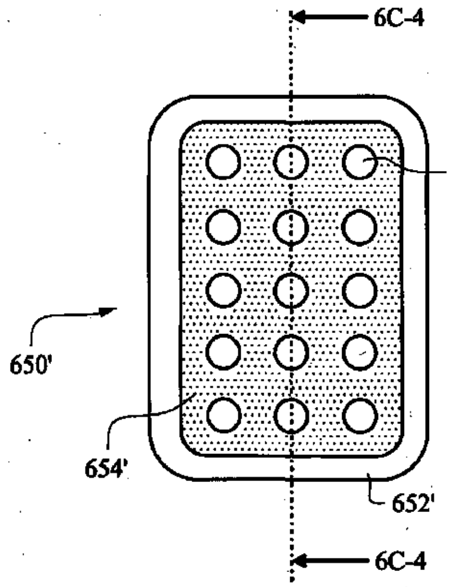

Fig. 6C-3

【図６Ｃ－４】

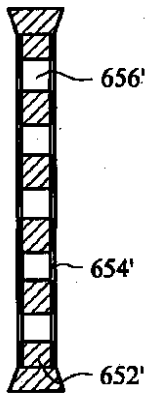

Fig. 6C-4

【図７Ａ】

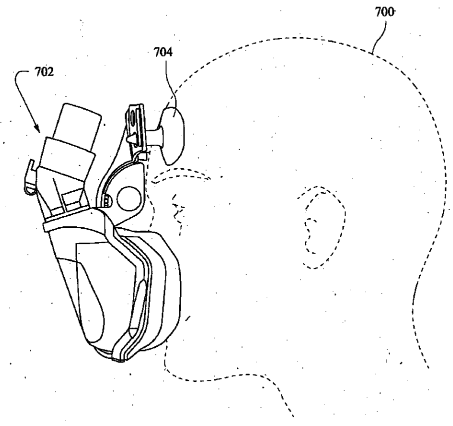

Fig. 7A

【図７Ｂ】

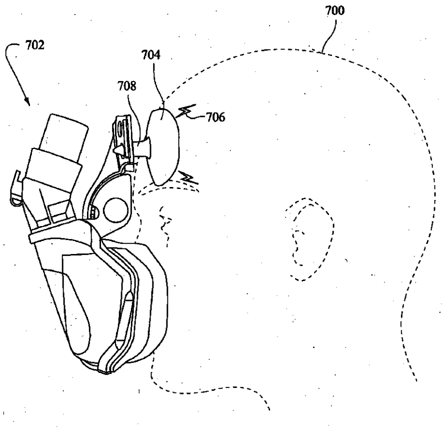

Fig. 7B

【図８Ａ】

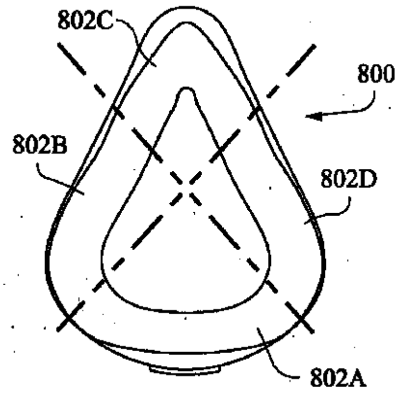

Fig. 8A

【図８Ｂ】

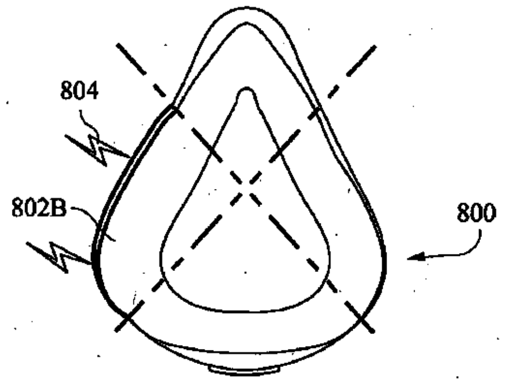

Fig. 8B

【図８Ｃ】

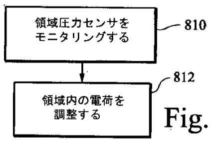

Fig. 8C

【図８Ｄ】

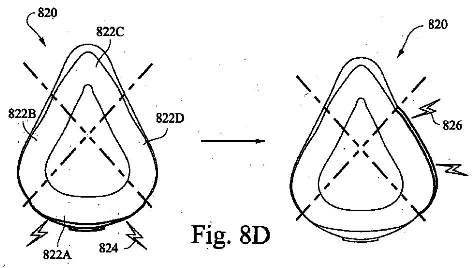

Fig. 8D

【図８Ｅ】

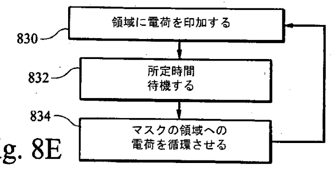

Fig. 8E

【図８Ｆ－１】

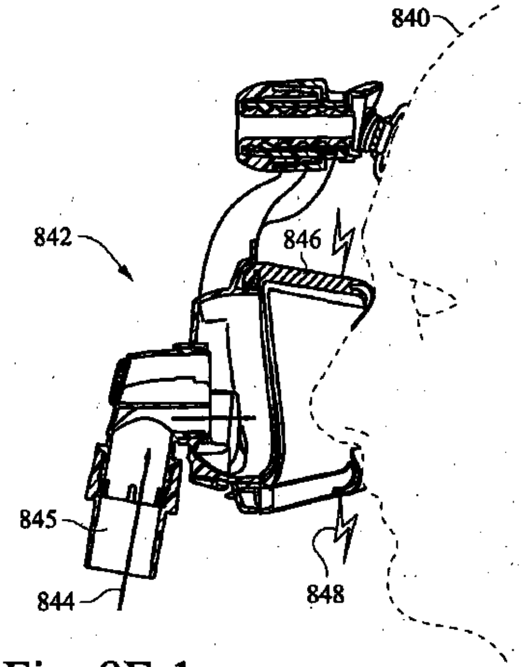

Fig. 8F-1

【図８Ｆ－２】

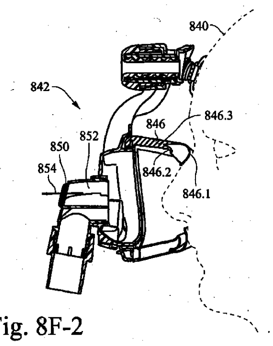

Fig. 8F-2

【図８Ｆ－３】

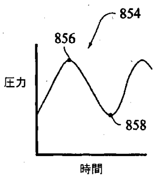

Fig. 8F-3

【図８Ｇ－１】

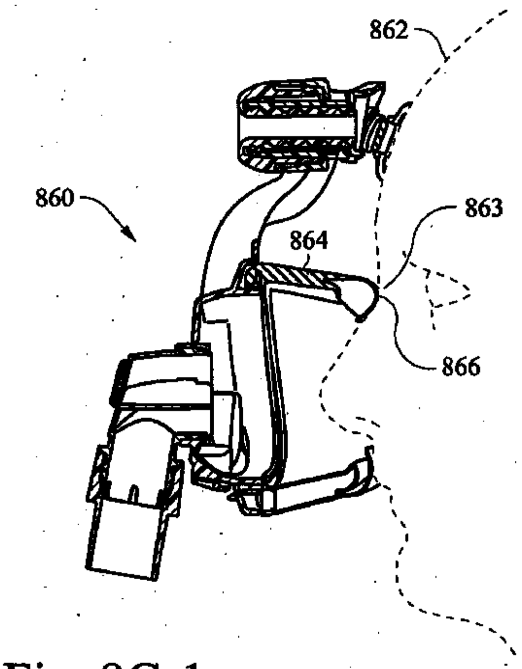

Fig. 8G-1

【図８Ｇ－２】

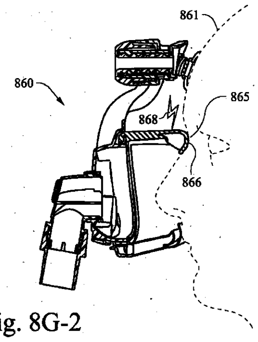

Fig. 8G-2

【図８Ｈ－１】

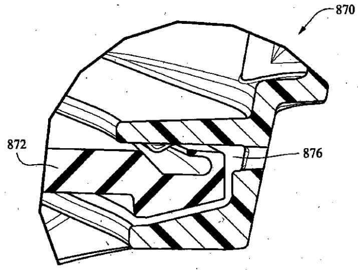

Fig. 8H-1

【図８Ｈ－２】

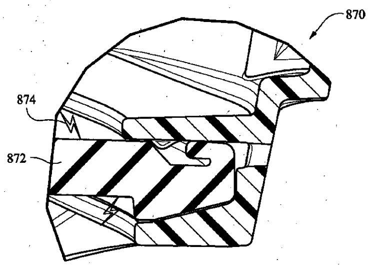

Fig. 8H-2

【図８Ｉ－１】

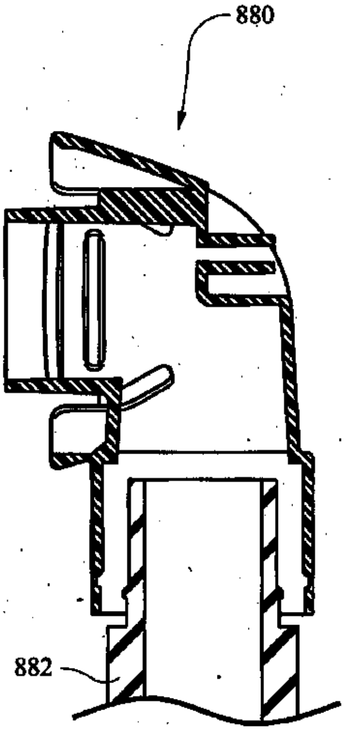

Fig. 8I-1

【図８Ｉ－２】

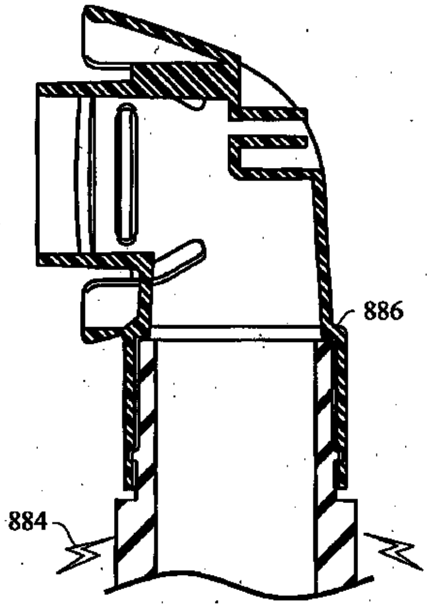

Fig. 8I-2

【図９Ａ】

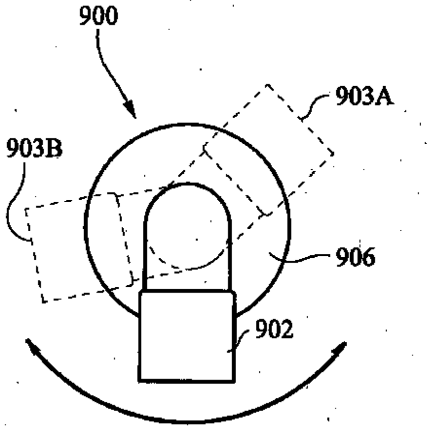

Fig. 9A

【図９Ｂ】

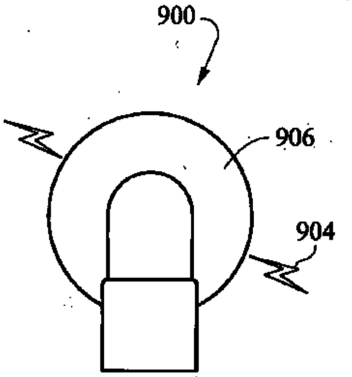

Fig. 9B

【図９Ｃ】

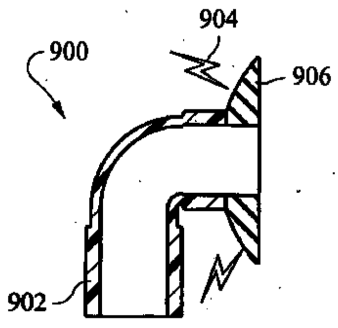

Fig. 9C

【図１０Ａ】

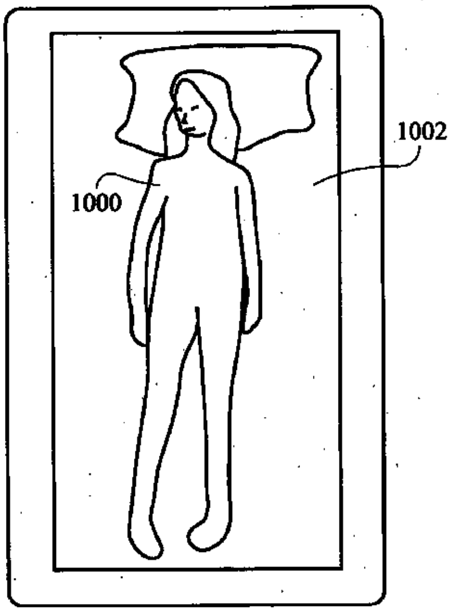

Fig. 10A

【図１０Ｂ】

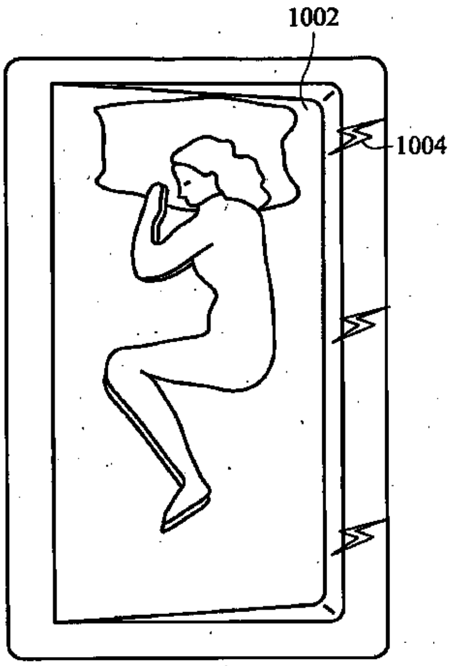

Fig. 10B

【図１０Ｃ－１０Ｄ】

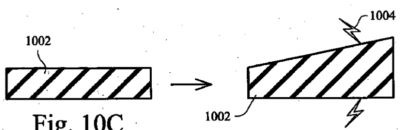

Fig. 10C

Fig. 10D

【図１０Ｅ】

Fig. 10E

【図１０Ｆ】

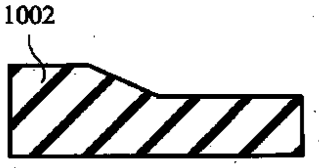

Fig. 10F

【図１０Ｇ】

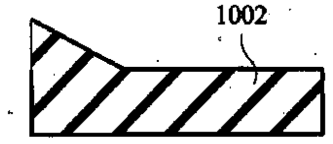

Fig. 10G

【図１１Ａ】

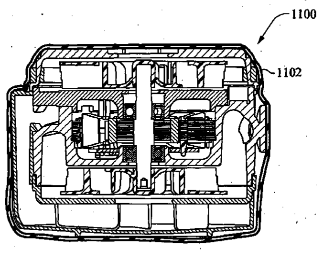

Fig. 11A

【図１２Ｂ】

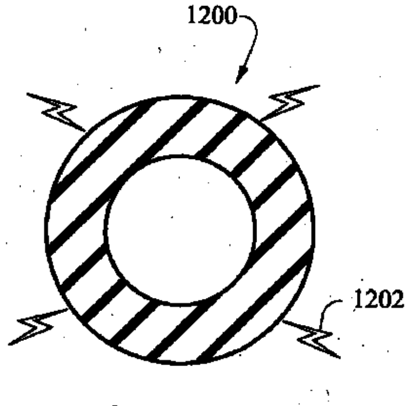

Fig. 12B

【図１３Ａ】

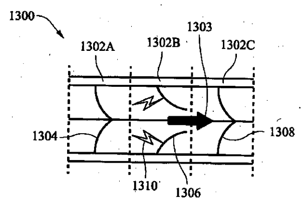

Fig. 13A

【図１１Ｂ】

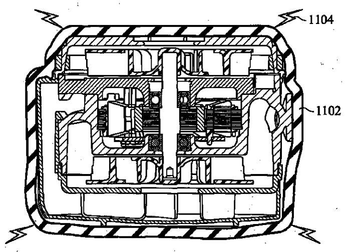

Fig. 11B

【図１２Ａ】

Fig. 12A

【図１３Ｂ－１】

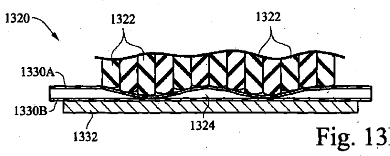

Fig. 13B-1

【図１３Ｂ－２】

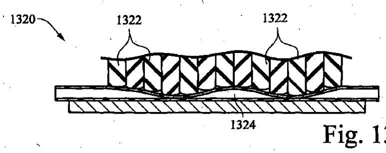

Fig. 13B-2

【図１３Ｂ－３】

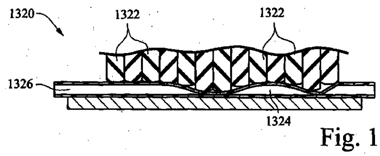

Fig. 13B-3

【図１３Ｂ－４】

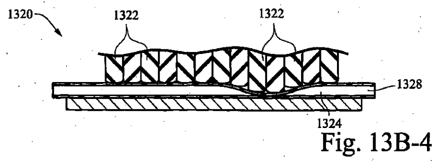

Fig. 13B-4

【図１４】

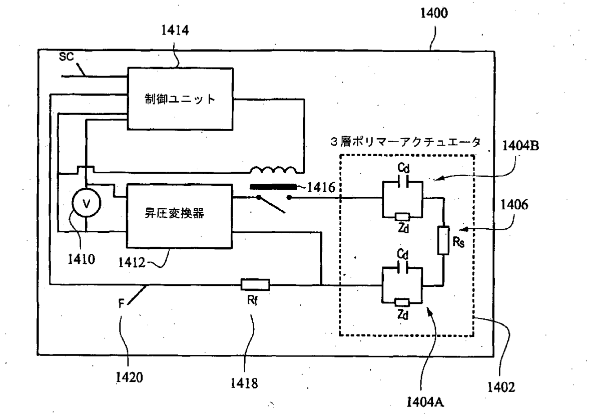
1400
1414
SC
制御ユニット
３層ポリマーアクチュエータ
1404B
Cd
Zd
1416
1406
Rs
V
昇圧変換器
Cd
Zd
1410
1412
F
Rf
1420
1418
1404A
1402

Fig. 14

フロントページの続き

(72)発明者　カイ・シュテュービガー
オーストラリア・ニュー・サウス・ウェールズ・２１５３・ベラ・ヴィスタ・エリザベス・マッカーサー・ドライヴ・１・レスメド・リミテッド内
(72)発明者　ジャスティン・ジョン・フォーミカ
オーストラリア・ニュー・サウス・ウェールズ・２１５３・ベラ・ヴィスタ・エリザベス・マッカーサー・ドライヴ・１・レスメド・リミテッド内
(72)発明者　アーロン・サミュエル・デイヴィッドソン
オーストラリア・ニュー・サウス・ウェールズ・２１５３・ベラ・ヴィスタ・エリザベス・マッカーサー・ドライヴ・１・レスメド・リミテッド内
(72)発明者　ジェラルド・マイケル・ラマリー
オーストラリア・ニュー・サウス・ウェールズ・２１５３・ベラ・ヴィスタ・エリザベス・マッカーサー・ドライヴ・１・レスメド・リミテッド内
(72)発明者　クランシー・ジョン・デニス
オーストラリア・ニュー・サウス・ウェールズ・２１５３・ベラ・ヴィスタ・エリザベス・マッカーサー・ドライヴ・１・レスメド・リミテッド内
(72)発明者　リアム・ホリー
オーストラリア・ニュー・サウス・ウェールズ・２１５３・ベラ・ヴィスタ・エリザベス・マッカーサー・ドライヴ・１・レスメド・リミテッド内

審査官　佐藤　智弥

(56)参考文献　特開２００６－１０２４９８（ＪＰ，Ａ）
特開２００７－４４５０３（ＪＰ，Ａ）
特表２００５－５０３８６９（ＪＰ，Ａ）
米国特許出願公開第２００９／０１０１１５３（ＵＳ，Ａ１）
米国特許第５５３８０００（ＵＳ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｍ　　１６／０６