

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4896982号  
(P4896982)

(45) 発行日 平成24年3月14日 (2012.3.14)

(24) 登録日 平成24年1月6日 (2012.1.6)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 F 5/01 (2006.01)

A 6 1 F 5/01

Z

請求項の数 11 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2008-537795 (P2008-537795)  
 (86) (22) 出願日 平成18年10月18日 (2006.10.18)  
 (65) 公表番号 特表2009-513252 (P2009-513252A)  
 (43) 公表日 平成21年4月2日 (2009.4.2)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2006/040881  
 (87) 国際公開番号 W02007/050424  
 (87) 国際公開日 平成19年5月3日 (2007.5.3)  
 審査請求日 平成21年10月15日 (2009.10.15)  
 (31) 優先権主張番号 60/730,723  
 (32) 優先日 平成17年10月27日 (2005.10.27)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 591135163  
 テンプル・ユニバーシティ・オブ・ザ・コ  
 モンウェルス・システム・オブ・ハイアー  
 ・エデュケーション  
 TEMPLE UNIVERSITY-O  
 F THE COMMONWEALTH  
 SYSTEM OF HIGHER ED  
 UCATION  
 アメリカ合衆国19126ペンシルベニア  
 州フィラデルフィア、ブロード・ストリー  
 ト・アンド・モントゴメリ・アベニュー  
 (番地なし)  
 (74) 代理人 110000523  
 アクシス国際特許業務法人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 胸郭スタビライザ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

胸壁虚脱抑制用の胸郭スタビライザであって、  
 プラットフォームにして、患者が該プラットフォームに力を付加するようにして患者の  
 少なくとも一部を支えるようになっているプラットフォームと、  
患者の前胸壁の虚脱を測定するようになっているリトラクトメーターと、  
 患者の胸壁の各側と接触して配置され、前胸壁の虚脱を抑制する力を胸壁に付加する一  
 対の横断方向支持体とを含み、  
 前記横断方向支持体が胸壁に付加する力が、部分的には、患者がプラットフォームに付  
加する力によって変化する胸郭スタビライザ。

【請求項 2】

横断方向支持体が胸壁に付加する力の大きさが、部分的には、リトラクトメーターによ  
る胸壁虚脱測定度合いに応じたものである請求項 1 の胸郭スタビライザ。

【請求項 3】

横断方向支持体が胸壁に付加する力の大きさを制御するコントローラーを更に含む請求  
 項 2 の胸郭スタビライザ。

【請求項 4】

コントローラーが、横断方向支持体が胸壁に付加する力をリトラクトメーターによる胸  
 壁虚脱測定に基づいて閉ループ様式下に変化させる請求項 3 の胸郭スタビライザ。

【請求項 5】

10

20

横断方向支持体をプラットフォームに関して移動させる、横断方向支持体に連結したモーターを更に含む請求項 1 の胸郭スタビライザ。

【請求項 6】

プラットフォームに連結したカトランスデューサーにして、患者がプラットフォームに加えた力を表す信号をコントローラーに伝達するようになっており、コントローラーが、カトランスデューサーからの信号と、リトラクトメーターによる胸郭虚脱測定とに基づいて、横断方向支持体が付加する力を設定するようになっている請求項 3 の胸郭スタビライザ。

【請求項 7】

コントローラーがマイクロプロセッサを含み、横断方向支持体が胸壁に付加する力がマイクロプロセッサのアルゴリズムに従い制御される請求項 6 の胸郭スタビライザ。

10

【請求項 8】

横断方向支持体が胸壁に付加した力を表す信号をコントローラーに伝達する、横断方向支持体に連結した力センサを更に含む請求項 3 の胸郭スタビライザ。

【請求項 9】

モーターと横断方向支持体との間に連結した伝達機構を更に含む請求項 5 の胸郭スタビライザ。

【請求項 10】

流体圧システムを更に含み、横断方向支持体が、該流体圧システムに連結され且つ膨張して胸壁に力を付加するようになっている膨張自在の流体充填型部材を含む請求項 1 の胸郭スタビライザ。

20

【請求項 11】

流体圧システムがピストンと、プラットフォームと横断方向支持体との間に連結した流体充填型のシリンダとを含み、ピストンが、患者がプラットフォームに力を付加するのに応答して流体充填型のシリンダを圧縮して横断方向支持体の膨張自在の流体充填部材を膨張させるようになっている請求項 10 の胸郭スタビライザ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、前胸壁虚脱抑制用の胸郭スタビライザに関する。

30

【背景技術】

【0002】

胸壁が不安定化する原因は年齢層によってさまざまであるが、小児集団であれ成人集団であれ、前胸壁の安定化が必要となる。

小児集団の場合、胸壁に関する肺コンプライアンスの著しい低下は、特に未熟児の場合は肺動脈弁閉鎖不全症の発症原因となる。肺の、胸壁外方に関する内方戻りが大きくなって胸壁を横断する力のバランスが崩れると静止状態の肺気量が低下する。更には、新生児の場合は胸郭が完全には骨化しておらず呼吸筋も未発達なので胸壁は吸気時に内方に変形しやすい。呼吸努力は一回換気量の有効交換よりはむしろ胸壁変形に費やされる。呼吸時胸壁変形の特徴は、剣状突起 - 胸骨交叉部位置での前方 - 後方移動（前方虚脱）、肋間又は肋間内での内方移動（肋間虚脱）、胸郭下部の下方での内方移動（肋骨下虚脱）、胸壁及び腹腔間での非同時/異常動作、が様々な度合いで生じることである。

40

【0003】

小児集団に対しては、前胸壁虚脱を緩和させ、肺容積を増大させて有効呼吸を促進させる外科治療や呼吸治療が行われてきている。呼吸窮迫症候群を持つ新生児の場合、“剣状突起フック”法、胸郭外圧力（CNP）法、経鼻的持続陽圧呼吸療法（CPAP）によって前胸壁虚脱が緩和され、呼吸指数が改善することが示されたが、外科的手法には組織の易損性に関わる問題があり、CNP換気法は代表的には複雑な換気ユニット、気密シールを必要とし、しかも悪影響（例えば、胃や腸の膨張）を伴うという難点がある。鼻カニューレ又は鼻プロング（NCPPAP）を用いるCPAP法は新生児の自発呼吸時の圧力を維

50

持して肺容積や酸素化を改善し、胸壁変形を低減させる最も一般的な手法であるが、NCPAP法は、口開け又は鼻プロングのフィット不良、鼻外傷のみならず腹部膨張によって陽圧呼吸が乱れたり消失するといった合併症を伴うという主な理由から完璧に良性のものではない。終末呼気陽圧（PEEP）法では機械的換気中の肺容積及び比較的弛緩した胸壁を支持するが、高いPEEPは心拍出量を減衰させ、換気・血流比のミスマッチや人工呼吸起因性肺障害を生じる一因となる。

#### 【0004】

成人集団の場合、肺合併症を伴う前胸壁不安定化を引き起こす神経筋系障害や筋骨格系障害のような臨床症状が数多く存在する。例えば、急性の胸壁動揺、多発肋骨骨折（flail chest）は、肺の急性原疾患に関連する障害を伴う重篤な胸部外傷の最も一般的なものの一つであるが、胸壁動揺、多発肋骨骨折は、これまでは3本又はそれ以上の肋骨が夫々2カ所又はそれ以上の部分で前側や後側に分節骨折することで生じる胸壁セグメントの奇異動作であり、この動作で肺が膨張することは無いと説明されてきた。1950年代末期以降の急性介入法には、患部を“きつく縛”って動揺性の動きを拘束し、動揺区画を下側にして患者を寝かせ、呼気時に患部が外側に奇異移動するのを防止すること、タオル鉗子を肋骨区画の周囲に牽引配置して胸郭を安定させること、挿管による陽圧換気を実施して胸郭を拡張させること、治療の最有効化を図る上で、分節骨折した肋骨の両端を安定化させなければならない外科的アプローチを実施すること、が含まれる。しかしながら、胸壁動揺、多発肋骨骨折を煩う患者の長期傷病率は22%と高く、その63%以上が胸郭の断続的な痛み、胸郭変形、運動時呼吸困難、を含む長期傷害保持者である。

#### 【発明の開示】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0005】

前胸壁虚脱を抑制するための胸郭スタビライザを提供することである。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0006】

本発明の1様相によれば、プラットフォームと、一对の横断方向支持体とを含む、前胸壁虚脱抑制用の胸郭スタビライザが提供される。プラットフォームは、患者がプラットフォームに力を加えられるように患者の少なくとも一部を支持するようになっており、横断方向支持体は、患者の胸壁の各側に接触して配置され、胸壁の前部虚脱を抑制する力を胸壁に加える。横断方向支持体が胸壁に付加する力は患者がプラットフォームに加える力に応じて変化する。

一実施例では胸郭スタビライザは、胸壁虚脱を測定するようにした虚脱測定器又はリトラクトメーター（retractometer）を含む。横断方向支持体が胸壁に付加する力の大きさは、胸壁虚脱度合いのみならず患者がプラットフォームに加える力に応じて、ある実施例では、胸郭スタビライザはリトラクトメーターの胸壁虚脱測定値に基づいて胸壁に付加する力を閉ループ様式下に変化させるコントローラを含む。

#### 【0007】

ある実施例では胸郭スタビライザは、横断方向支持体をプラットフォームに関して移動させるための、横断方向支持体に連結したモーターを含み、他の実施例では胸郭スタビライザが流体圧システムを含み、この流体圧システムに横断方向支持体が連結され、拡開すると胸壁に力を加える構成の拡開自在の流体充填部材を含む。

本発明のある様相では胸郭スタビライザは、プラットフォームと、左右の各横断方向支持体と、リトラクトメーターと、プラットフォーム及び各横断方向支持体に関連する各コントローラ及び各センサと、を含む。プラットフォームに関連するセンサが、患者がプラットフォームに加える力を表す信号を発生し、横断方向支持体に関連するセンサが、横断方向支持体が胸壁に加える力を表す信号を発生し、そしてリトラクトメーターが胸壁の虚脱度合いを表す信号を発生する。これらの信号を受けたコントローラは、患者がプラットフォームに加える力と胸壁虚脱度合いとに応じて、横断方向支持体が胸壁に付加する力をそのアルゴリズムに基づいて設定する。

## 【発明の効果】

## 【0008】

前胸壁虚脱を抑制するための胸郭スタビライザが提供される。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0009】

同じ参照番号は同じ構成要素を表す図面を参照するに、図1には胸壁が、フープ様式下に連続する全体に円形の構造として概略例示されている。以下に詳しく説明するように、本発明によれば、患者の体重（図で矢印 $F_w$ ）を支え且つ胸壁の各側に横断方向力（矢印 $F_L$ ）を付加する装置が提供される。患者に横断方向力 $F_L$ が加わると、胸壁の周囲に連続させたフープ構成を介して前胸壁に垂直方向の力（矢印 $F_v$ ）が付加され、胸壁に付加された垂直方向力（矢印 $F_v$ ）が呼気中の胸壁虚脱（矢印 $F_R$ ）動作を打ち消す。本発明によれば、胸壁との接触状態を維持するための特別のフィッティング又は接着材が不要で、携帯性及び自己適応性を有し、簡単に扱えてしかも安価な矯正器具によって胸郭が安定化される。

10

## 【0010】

前胸壁を安定させる横断方向力を胸壁に加えるようになっている多数の装置実施例があり、各装置は、機械式、流体圧式、流体又は電動式の各構成部品を含み得る。ある構成部品、例えば横断方向支持体は各実施例で共通とし得、パッド、クッション、弾性バンド、ゲル、粘弾性フォーム材、水充填壁、等を含み得る。虚脱の重篤度を監視する前胸壁センサ（リトラクトメーター）は本来、機械式、電動式、流体圧式、又は空気圧式とし得、ギヤシャフト/バネ負荷式ギヤアセンブリに装着したソフトパッド材を含み得る。バネ負荷式ギヤアセンブリから、胸壁変形に应答して機械的又は電氣的信号を発生させ得る。例えば、胸壁が下方に虚脱するとギヤシャフトが下方に伸びてギヤアセンブリが旋回するようにし得、他の実施例ではリトラクトメーターが、剣状突起と胸骨との交叉部に配置した側方ポートでチューブ内圧力を測定するように胸壁の周囲に巻き付けたガス充填チューブを含み得る。あるいはリトラクトメーターが剣状突起と胸骨との交叉部位置に位置決めしたノズルを含み得、その場合は胸壁が内側に引き込まれるに従いチューブ又はノズル内圧力が低下する。リトラクトメーターからの出力は機械的、空気圧的、又は電氣的なものであり得る。

20

## 【0011】

30

以下に説明するように各実施例では、部分的には患者の体重に、そして部分的には、リトラクトメーターで測定したような前胸壁の虚脱度合いに基づくアルゴリズムに従って患者の胸壁に横断方向力を付加し、虚脱度合いを好ましくはほぼゼロに低減させる。リトラクトメーターからのフィードバック信号は各実施例によって機械的、流体圧的、空気圧又は電氣的なものであり得る。胸郭スタビライザで使用するアルゴリズムはリトラクトメーターからのフィードバック信号に基づいて $F_L$ を比例、積分又は微分算出する。

図2を参照するに、本発明の第1実施例に従う胸郭スタビライザが示される。胸壁1を有する患者が円で略示され、その体重 $F_w$ がプラットフォーム上に支持されている。胸郭スタビライザはプラットフォーム内に位置付けたカトランスデューサー2と、マイクロプロセッサ（例えばCPU）3と、患者の前胸壁の虚脱度合いを測定するリトラクトメーター4とを含み、更には、横断方向支持体6をプラットフォームに関する内方に移動させて胸壁1に横断方向力を付加するようにしたサーボモーター5をも含む。カトランスデューサー2は患者の体重 $F_w$ が加わると信号を発生し、発生した信号はマイクロプロセッサ3に送られる。

40

## 【0012】

図3の流れダイアグラムには図2の胸郭スタビライザの作動状況が示される。マイクロプロセッサ3がカトランスデューサー2からの体重情報を比較処理し、部分的には患者の体重（例えば $k F_w$ ）に、また部分的にはリトラクトメーターによる胸壁虚脱測定値に基づくアルゴリズムに従い、患者の胸壁に付加するべき横断方向力 $F_L$ の設定値を決定する。

50

マイクロプロセッサ 3 からの出力によりサーボモーター 5 が横断方向支持体 6 を内方に移動させ、横断方向力  $F_L$  を胸壁の側部に付加する。横断方向支持体 6 の付加する横断方向力  $F_L$  が力センサ 7 によって監視され、力センサからマイクロプロセッサ 3 にフィードバック信号が送られる。リトラクトメーター 4 及び力センサ 7 からの各フィードバック信号に応答してマイクロプロセッサのアルゴリズムが閉ループ様式下に横断方向力  $F_L$  を変調し、リトラクトメーター 4 の胸壁虚脱測定値をほぼゼロに低減させる。マイクロプロセッサ 3 で使用するアルゴリズムは、胸壁の各側に付加される横断方向力 ( $F_L$ ) が、寝た姿勢の患者の体重から横断方向の各胸壁に付加される力よりも大きくならないように抑制することが好ましい。

#### 【 0 0 1 3 】

図 2 に示す実施例は、横断方向支持体を駆動するサーボモーターに電気信号を送る構成を有し、電気式実施例として参照される。図 4 を参照するに、本来機械式の、本発明の別態様の実施例としての胸郭スタビライザが例示される。この機械式実施例では、患者の体重 ( $F_W$ ) から胸郭スタビライザのプラットフォーム 1 0 1 に付加される下向きの力が垂直軸 1 0 2 を介してギヤ駆動システム 1 0 3 に送られる。ギヤ駆動システム 1 0 3 は、各ギヤ歯が相互に歯合して、その 1 つのみを図示する横断方向支持体 1 0 4 の各々に横断方向力 ( $F_L$ ) を加えるように回転する。図では右側の胸壁支持体がギヤ駆動システム 1 0 3 に取り付けられ、この胸壁支持体が  $F_W$  の関数として (即ち、付加される力はギヤ直径やギヤ歯数のようなギヤシステムの特徴と関連する) 横断方向支持体を内方に引き寄せる。

#### 【 0 0 1 4 】

図 4 の胸郭スタビライザは前胸壁虚脱度合いを測定するリトラクトメーター 1 0 9 を含み、更には、伝達機構 (例えば一連のギヤ) 1 0 7 と、ギヤ駆動システム 1 0 3 とリトラクトメーター 1 0 9 との間に連結したマイクロプロセッサ 1 0 8 とを含む。マイクロプロセッサ 1 0 8 は、リトラクトメーター 1 0 9 からの信号に応答して、伝達機構 1 0 7 及びギヤ駆動システム 1 0 3 を介して  $F_L$  値を患者の体重や虚脱度合いとに関連して調節 (比例、積分又は微分により) するアルゴリズムを使用する。リトラクトメーター 1 0 9 は先に説明したようなギヤシャフト/ギヤアセンブリを含み得る。本実施例ではリトラクトメーターからのフィードバック信号は、虚脱測定値が好ましくはほぼゼロに低減する際のリトラクトメーターのギヤシャフト動作に基づく機械的力又は機械的変位の大きさを表す。先に説明した電気式実施例の場合と同様に、機械式胸郭スタビライザは  $F_W$  に付加される可能性のある  $F_L$  (即ち、寝た姿勢の患者の体重から横断方向の胸壁に付加される力) を抑制するようになっていることが好ましい。

#### 【 0 0 1 5 】

図 5 には本発明に従う別態様の、本来流体圧式の胸郭スタビライザが例示される。この流体圧式実施例では患者の体重 ( $F_W$ ) による下向きの力がプラットフォームに埋設したピストン 2 0 2 を介して伝達される。ピストンが流体充填型シリンダ 2 0 3 を圧縮し、この流体充填型シリンダが、チャンネル 2 0 4 を介して、膨張収縮自在の弾性壁で形成した流体充填型の横断方向支持体 2 0 5 内に流体を送る。横断方向支持体は摺動側壁 2 0 6 に装着され、この摺動側壁が、収縮状態の横断方向支持体が患者の胸壁と接触するように予め好ましく設定される。流体圧式の、ピストン及び流体充填型シリンダは、流体の排斥量によって胸壁に横断方向力が付加されるような構成とされる。横断方向力  $F_L$  の大きさは、部分的にはリトラクトメーター 2 0 7 (例えば、胸部動作センサ) による前胸壁虚脱測定値に基づいて、また部分的には患者の体重  $F_W$  に基づいて決定する。流体充填型シリンダ 2 0 3 及び横断方向支持体 2 0 5 に夫々埋設した流体センサ 2 0 8、2 0 9 は、これらの各構成部品内の圧力を変換するようになっている。各流体センサは本来、電子的、流体圧又は流体回路的な信号を変換し得る。マイクロプロセッサ 2 1 0 は、付加する  $F_L$  を、リトラクトメーター 2 0 7 及び流体センサ 2 0 8、2 0 9 からのフィードバック信号に基づいて決定 (比例積分又は微分により) するアルゴリズムを使用する。ある実施例ではフィードバック信号を、システム内の流体を、例えば  $F_L = (A_2 / A_1) F_W$  のように患者の

10

20

30

40

50

体重と前胸壁虚脱度合いとに比例させることで、また各側に付加される横断方向力が  $F_w$  を越えないようにして排斥させることで横断方向力を調整し、それにより、寝た姿勢の患者の横断方向の胸壁に付加される正味の力を抑制するために使用する。

以上、本発明を実施例を参照して説明したが、本発明の中で種々の変更をなし得ることを理解されたい。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明に従い胸壁虚脱を抑制する力を胸壁に加える状況を例示する胸壁の概略断面図である。

【図2】本発明の第1実施例に従う胸郭スタビライザの正面図である。

10

【図3】図2の胸郭スタビライザの操作上の流れダイアグラム図である。

【図4】本発明の第2実施例に従う胸郭スタビライザの正面図である。

【図5】本発明の第3実施例に従う胸郭スタビライザの正面図である。

【符号の説明】

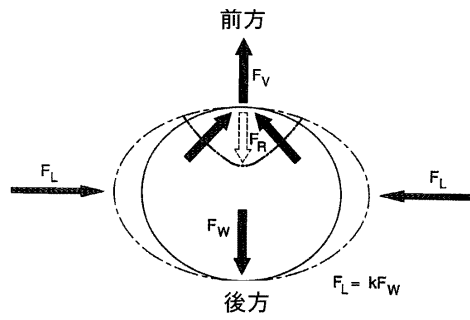
【0017】

- 1 胸壁
- 2 カトランスデューサー
- 3 マイクロプロセッサ
- 4 リトラクトメーター
- 5 サーボモーター
- 6 横断方向支持体
- 7 カセンサ
- 101 プラットフォーム
- 102 垂直軸
- 103 ギヤ駆動システム
- 104 横断方向支持体
- 107 伝達機構
- 108 マイクロプロセッサ
- 109 リトラクトメーター
- 202 ピストン
- 203 流体充填型シリンダ
- 204 チャンネル
- 205 横断方向支持体
- 206 摺動側壁
- 207 リトラクトメーター
- 208、209 流体センサ
- 210 マイクロプロセッサ

20

30

【図 1】



【図 2】

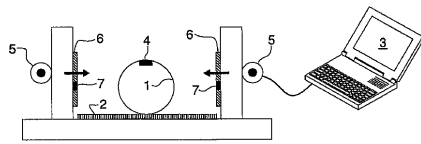
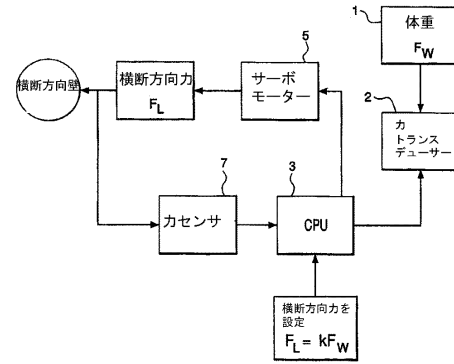


FIG. 2

【図 3】



【図 4】

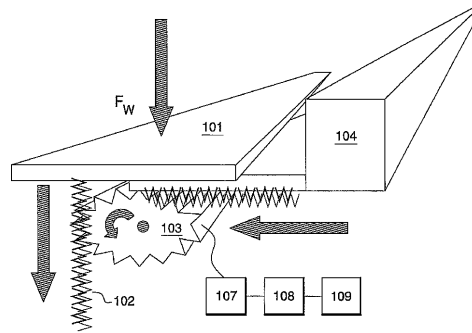


FIG. 4

【図 5】

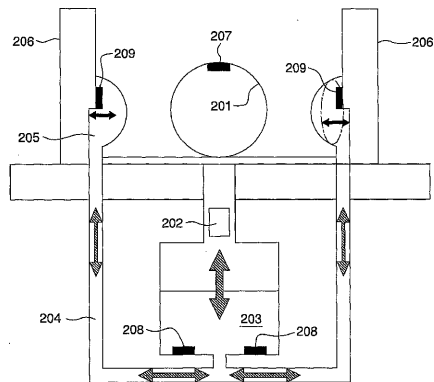


FIG. 5

---

フロントページの続き

(72)発明者 トーマス エイチ・シェイファ

アメリカ合衆国 1 9 3 1 7 ペンシルベニア、チャッツ フォード、ピー・オー・ボックス 3  
3 7

(72)発明者 マーラ アール・ウルフサン

アメリカ合衆国 1 9 0 3 8 ペンシルベニア、ウィンドモア、イースト グレイバーズ レイン  
8 0 6

審査官 土田 嘉一

(56)参考文献 米国特許第 0 5 5 7 5 0 2 7 ( U S , A )

米国特許出願公開第 2 0 0 4 / 0 1 6 2 5 8 7 ( U S , A 1 )

米国特許出願公開第 2 0 0 4 / 0 1 1 6 8 4 0 ( U S , A 1 )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61F 5/01