

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6290253号  
(P6290253)

(45) 発行日 平成30年3月7日(2018.3.7)

(24) 登録日 平成30年2月16日(2018.2.16)

(51) Int.CI.

A 61 H 31/00 (2006.01)

F 1

A 61 H 31/00

請求項の数 15 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2015-550191 (P2015-550191)  
 (86) (22) 出願日 平成25年12月26日 (2013.12.26)  
 (65) 公表番号 特表2016-501664 (P2016-501664A)  
 (43) 公表日 平成28年1月21日 (2016.1.21)  
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2013/061333  
 (87) 國際公開番号 WO2014/102725  
 (87) 國際公開日 平成26年7月3日 (2014.7.3)  
 審査請求日 平成28年12月22日 (2016.12.22)  
 (31) 優先権主張番号 61/746,652  
 (32) 優先日 平成24年12月28日 (2012.12.28)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ  
 ヴェ  
 KONINKLIJKE PHILIPS  
 N. V.  
 オランダ国 5656 アーネー アイン  
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5  
 High Tech Campus 5,  
 NL-5656 AE Eindhoven  
 (74) 代理人 110001690  
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】軽量の電気機械式胸部圧迫装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

患者の胸部に心肺圧迫を付与するための電気機械式CPR装置であって、前記電気機械式CPR装置は、

部品として筐体内に取り付けられる電気モータ、機械式トランスマッショナ、線形アクチュエータ、及びプランジャを含み、患者の胸部の上に自己支持され得る胸部圧迫器であって、前記線形アクチュエータは、患者の胸部に周期的圧迫力を付与するため、前記電気モータ及び前記機械式トランスマッショナによって生成される回転運動を前記プランジャの直線運動に変換する、当該胸部圧迫器と、

少なくとも部分的に患者を巻き、前記胸部圧迫器に結合される少なくとも1つのストラップであって、前記電気機械式CPR装置の動作中、前記プランジャの下向きの力によつて与えられる前記筐体への上向き反力を打ち消す、当該少なくとも1つのストラップと、を有する、電気機械式CPR装置において、

患者の胸部及び前記胸部圧迫器から離間した位置で用いられ、前記胸部圧迫器に電力を供給し、前記電気モータに付与される制御信号を介して前記周期的圧迫力の1つ又は複数のパラメータを制御するように動作可能に構成された圧迫コントローラであって、前記1つ又は複数のパラメータは、前記周期的圧迫力の大きさのプロファイル及び前記周期的圧迫力の深さを含み、前記圧迫コントローラは、前記プランジャが患者の胸部へ圧迫されると、前記電気モータのトルクを増加させる、当該圧迫コントローラと、

前記胸部圧迫器を前記圧迫コントローラに接続し、前記電力及び前記制御信号を前記圧

10

20

迫コントローラから前記胸部圧迫器に供給する、電力／制御ケーブルとをさらに有することを特徴とする、電気機械式CPR装置。

【請求項2】

前記電気モータは、ブラシレス直流電気モータである、請求項1に記載の電気機械式CPR装置。

【請求項3】

前記機械式トランスマッショーンは、ギア機構及びブーリ／ロープシステムの少なくとも1つを含む、請求項1又は2に記載の電気機械式CPR装置。

【請求項4】

前記線形アクチュエータは、モータ駆動ボールねじを含む、請求項1乃至3の何れか一項に記載の電気機械式CPR装置。 10

【請求項5】

前記線形アクチュエータは、カム機構を含む、請求項1乃至3の何れか一項に記載の電気機械式CPR装置。

【請求項6】

前記線形アクチュエータは、ラック及びピン機構を含む、請求項1乃至3の何れか一項に記載の電気機械式CPR装置。

【請求項7】

前記線形アクチュエータは、往復ラック及びピン機構を含む、請求項1乃至3の何れか一項に記載の電気機械式CPR装置。 20

【請求項8】

前記線形アクチュエータは、V字型駆動機構を含む、請求項1乃至3の何れか一項に記載の電気機械式CPR装置。

【請求項9】

前記少なくとも1つのストラップは、前記胸部圧迫器に結合される2つの端部を有するストラップを含む、請求項1乃至8の何れか一項に記載の電気機械式CPR装置。

【請求項10】

前記患者の背部を支持するバックボードをさらに有し、

前記少なくとも1つのストラップは、前記胸部圧迫器及び前記バックボードに結合される1組のストラップを含む、 30

請求項1乃至8の何れか一項に記載の電気機械式CPR装置。

【請求項11】

前記胸部圧迫器は、前記プランジャのベースライン位置に対する前記プランジャの現在の位置を示すために、前記圧迫コントローラと通信する位置センサをさらに含む、請求項1乃至10の何れか一項に記載の電気機械式CPR装置。

【請求項12】

前記胸部圧迫器は、前記周期的圧迫力の大きさを示すために、前記圧迫コントローラと通信する力センサをさらに含む、請求項1乃至11の何れか一項に記載の電気機械式CPR装置。

【請求項13】

前記圧迫コントローラは、前記プランジャの前記周期的圧迫力の閉ループサーべ制御を実行する、請求項1乃至12の何れか一項に記載の電気機械式CPR装置。 40

【請求項14】

前記閉ループサーべ制御は、前記プランジャのベースライン位置に対する前記プランジャの現在の位置及び前記周期的圧迫力の大きさの少なくとも1つを示すフィードバックを含む、請求項13に記載の電気機械式CPR装置。

【請求項15】

前記プランジャは、ベースライン位置に後退し、これにより前記プランジャの圧迫面は、前記筐体の底面の開口部と同一平面にあるか又は前記開口部を通って延び、前記プランジャの前記圧迫面は、患者の胸部の胸骨エリアの上にわずかな予圧を付与しながら、患者 50

の胸部の胸骨エリアの上の前記胸部圧迫器を支持する、請求項 1 乃至 14 の何れか一項に記載の電気機械式 C P R 装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、概して、電気機械式心肺圧迫（“C P R”）装置に関する。本発明は、具体的には、患者の胸部の上に自立（自己支持）して設置され得るほど軽量な胸部圧迫器と、患者に対して質の高い胸部圧迫を提供するように胸部圧迫器を動作させるための圧迫コントローラとを含む電気機械式 C P R 装置に関する。

【背景技術】

10

【0002】

胸部圧迫周期は、圧迫フェーズ及び解放フェーズから成る。具体的には、圧迫フェーズは、心室を強く押す胸骨エリアの胸部の圧迫を必要とし、これによって酸素が豊富に含んだ血液が重要な臓器へ流れ、解放フェーズは、胸部の拡張を必要とし、これによって心室は血液で満たされる。質の高い胸部圧迫のためには、十分な量の血液が解放フェーズの間に心室に戻ることが重要である。しかしながら、重い胸部圧迫器が患者の胸部の上に存在すると、胸部の拡張が制限され、これによって心室に戻る血液の量が減少するために、灌流が悪くなる。

【0003】

20

電気機械式 C P R 装置は、一般に、20 ポンド以上の重さがある。この重さのために、C P R 装置が患者の胸部の上に直接置かれると、C P R 装置は C P R 圧迫の効果を妨げる予圧（pre-load）をもたらす。胸部の予圧を回避するために、ピストンタイプの電気機械式 C P R 装置は、一般に、剛性バックボードに取り付けられる剛性脚部を備える部品を用いて圧迫ユニットを患者の胸部の上に持ち上げる。考えられる患者のサイズの範囲に適応するために、この剛性支持機構は、プランジャを患者の胸部の上に位置付けるために高さ調節を提供しなければならない。圧迫力が患者の胸部を押すと、等しく逆向きの反力が、脚部及びバックボーン構造を圧迫力とは反対の方向に引っ張る。脚部、バックボーン、及び高さの調節機構のニーズが、システム全体の重量及びサイズを増加させ、システムをセットアップする及び圧迫を開始するのに必要な時間を増加させる。

【発明の概要】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明は、胸部圧迫器からコントローラを分離し、これによって胸部圧迫器の重さは、剛性支持構造を必要とすることなく患者の胸部に直接置くことができるほど大幅に軽量に減少される。従って、胸部圧迫器は、シンプルな巻きストラップを用いて患者に固定される。動作中、胸部圧迫器のプランジャの下向きの力は、患者の胸部を効果的に圧迫するためのストラップによって打ち消される。

【課題を解決するための手段】

【0005】

40

本発明の一つの形式は、胸部圧迫器と、電力 / 制御ケーブルを介して胸部圧迫器に接続される圧迫コントローラと、患者に巻かれ、且つ、胸部圧迫器に結合される 1 つ又は複数のストラップとを用いる C P R 装置である。胸部圧迫器は、筐体内に取り付けられる電気モータ、機械式トランスミッショ、線形アクチュエータ、及びプランジャの組立体を含み、さらに、位置センサ及び / 又は力センサを含む。動作中、胸部圧迫器は、患者の胸部の上に自立し、圧迫コントローラは、患者の胸部に制御された圧迫力を付与するためプランジャを直線運動に起動させるために、電力及び制御信号を電気モータに供給する。

【0006】

本発明の前述の形式及び他の形式だけでなく、本発明のさまざまな特徴及び有利な点は、添付の図面とともに読まれる本発明のさまざまな実施形態の以下の詳細な説明からさらに明らかになるだろう。詳細な説明及び図面は、単に、本発明の制限というよりも例示で

50

あり、本発明の範囲は、添付の特許請求の範囲及びその均等物によって規定される。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1A】図1Aは、本発明によるCPR装置の第1の例示的な実施形態を示す。

【図1B】図1Bは、本発明によるCPR装置の第2の例示的な実施形態を示す。

【図2A】図2Aは、本発明による胸部圧迫器の例示的な実施形態の一つを示す。

【図2B】図2Bは、本発明による胸部圧迫器の例示的な実施形態の一つを示す。

【図3A】図3Aは、本発明による線形アクチュエータの第1の例示的な実施形態の一つを示す。

【図3B】図3Bは、本発明による線形アクチュエータの第1の例示的な実施形態の一つを示す。 10

【図4A】図4Aは、本発明による線形アクチュエータの第2の例示的な実施形態の一つを示す。

【図4B】図4Bは、本発明による線形アクチュエータの第2の例示的な実施形態の一つを示す。

【図5A】図5Aは、本発明による線形アクチュエータの第3の例示的な実施形態の一つを示す。

【図5B】図5Bは、本発明による線形アクチュエータの第3の例示的な実施形態の一つを示す。

【図6A】図6Aは、本発明による線形アクチュエータの第4の例示的な実施形態の一つを示す。

20

【図6B】図6Bは、本発明による線形アクチュエータの第4の例示的な実施形態の一つを示す。

【図7A】図7Aは、本発明による線形アクチュエータの第5の例示的な実施形態の一つを示す。

【図7B】図7Bは、本発明による線形アクチュエータの第5の例示的な実施形態の一つを示す。

【図8】図8は、本発明による圧迫コントローラの例示的な実施形態を示す。

【発明を実施するための形態】

【0008】

30

図1Aを参照すると、本発明の電気機械式CPR装置10は、断面図で示される患者Pの胸部への質の高い圧迫を提供する。この目的を達成するために、CPR装置10は、胸部圧迫器20と、圧迫コントローラ30と、ストラップ40とを用いる。動作中、胸部圧迫器20は、患者Pに巻かれ、且つ、胸部圧迫器20の側面に結合されるストラップ40で患者Pの胸部の胸骨エリアの上に自立する。圧迫コントローラ30は、周期的圧迫力21を患者Pの胸部に付与するために、電力/制御ケーブル12を介して、電力及び制御信号を胸部圧迫器20に供給する。胸部圧迫器20の軽さは、患者Pの心室Hを強く押すために胸骨エリアの胸部の圧迫を必要とする質の高い患者Pへの胸部圧迫を容易にし、これによって酸素を豊富に含んだ血液が重要な臓器へ流れ、また、胸部圧迫器20の重さによって抑制されることなく、患者Pの胸部の無制限の拡張を容易にし、これによって血液が心室Hを満たす。より具体的には、胸部圧迫器20の軽量の重みは、圧迫力21内に矢印によって示されるCPR圧迫の効果を妨げないわずかな予圧を有する。 40

【0009】

図1Bは、ストラップ40の代替に、一組のストラップ41及び42を介して胸部圧迫器20に結合されるバックボード43を用いる本発明の電気機械式CPR装置11を示す。胸部圧迫器20及び圧迫コントローラ30を用いることで、CPR装置11は、CPR装置10と同じく質の高い患者Pへの胸部圧迫を提供する。

【0010】

図2乃至図7は、胸部圧迫器20の自立及び軽さの特徴の理解を容易にするために、ここで説明される。

50

## 【0011】

図2Aを参照すると、胸部圧迫器20は、筐体100内に取り付けられる電気モータ50、機械式トランスミッション60、線形アクチュエータ70、及びプランジャ80の組立体を含む。

## 【0012】

胸部圧迫を目的として、電気モータ50は、回転運動を生成するように構造的に構成される任意の電気モータとしてここで広義に規定され、機械式トランスミッション60は、回転運動を低減させ、電気モータ50から線形アクチュエータ70へ回転運動を伝達するように構造的に構成される任意のトランスミッションとしてここで広義に規定される。胸部圧迫器20に適した電気モータ50の例は、ブラシレス直流電気モータを含むが、これに限定されない。胸部圧迫器20に適した機械式トランスミッション60の例は、ギア機構/ボックス及びブーリ/ベルトシステムを含むが、これらに限定されない。

10

## 【0013】

同じく胸部圧迫を目的として、線形アクチュエータ70は、回転運動を直線運動に変換するように構造的に構成される任意のアクチュエータとしてここで広義に規定され、プランジャ80は、周期的圧迫力を、特定の分配様式（例えば患者Pと物理的に接触するプランジャ80の圧迫面に沿った力の実質的に等しい分配）で患者Pの胸部に付与するための往復直線運動に反応するように構造的に構成される任意の部品としてここで広義に規定される。

## 【0014】

20

胸部圧迫器20は、さらに、ベースライン位置に対するプランジャ80の位置を決定するための位置センサ90と、患者Pの胸部に付与される圧迫力の大きさを決定するための力センサ91とを含んでもよい。

## 【0015】

実際には、部品50乃至部品80並びに任意選択で部品90及び部品91は、組み立てられ、患者の胸部にわずかな予圧を付与する任意の構成の筐体100内に取り付けられてもよい。図2Aに示される一実施形態では、CPR装置20の停止状態は、ベースライン位置に後退したプランジャ80を必要とし、これによってプランジャ80の圧迫面（不図示）は、筐体100の底面の開口部（不図示）と同一平面にあるか又は該開口部を通って延びる。この実施形態の場合には、プランジャ80の圧迫面は、患者Pの胸部の胸骨エリアの上にわずかな予圧を付与しながら、患者Pの胸部の胸骨エリアの上の胸部圧迫器20を支持する。代替的な実施形態では、CPR装置20の停止状態は、ベースライン位置に後退したプランジャ80を必要とし、これによってプランジャ80の圧迫面は筐体100内に格納される。この実施形態の場合には、筐体100の底面は、患者Pの胸部の胸骨エリアにわずかな予圧を付与しながら、患者Pの胸部の胸骨エリアの上の胸部圧迫器20を支持する。

30

## 【0016】

さらに、ストラップ40は、患者Pの胸部の胸骨エリアの上の胸部圧迫器20の予圧に大きく加わらない対抗圧迫力44を筐体100に付与するのに適した任意の手段によって筐体100の側面に結合される。より具体的には、ストラップ40は、さまざまな患者のサイズに適応するために調節可能であり、ストラップ40を胸部圧迫器20に取り付けるプロセスは、いくらかの締め付けを必要としてもよい。よって、実際には、胸部圧迫器20及びストラップ40のデザインは、締め付けが厳密な調節ではなく、ストラップ40の任意の緩みを取るのにプランジャ80の十分な移動距離が有ること、及びCPR装置20の操作者がストラップ40を締め付け過ぎないようにすることを確実にすることである。

40

## 【0017】

動作中、図2Bに示されるように、胸部圧迫器20の作動状態の圧迫フェーズは、圧迫コントローラ30（図1）を介した電気モータ50の作動を必要とし、これによってプランジャ80は、圧迫コントローラ30によって実行される圧迫アルゴリズムに基づいて、ベースライン位置から、最小圧迫位置（例えば0インチ）から最大圧迫位置（例えば大人

50

用で 2 インチ) の範囲のさまざまな圧迫位置の内の 1 つの位置へ移動される。ベースライン位置から圧迫位置へのプランジャ 8 0 の伸展は、筐体 1 0 0 の上に、ストラップ 4 0 の対抗圧迫力 4 4 によって相殺される上向き反力 2 3 を与える。

【 0 0 1 8 】

胸部圧迫器 2 0 の作動状態の解放フェーズは、図 2 A に示されるように、ベースライン位置又は圧迫コントローラ 3 0 によって実行される圧迫アルゴリズムに基づく浅い圧迫位置へのプランジャの後退を必要とする。胸部圧迫器の作動状態は、同様に圧迫コントローラ 3 0 によって実行される圧迫アルゴリズムに基づいて、圧迫フェーズ(図 2 B)と解放フェーズ(図 2 A)とを繰り返す。

【 0 0 1 9 】

図 3 乃至図 7 は、電気モータ 5 0 及び機械式トランスマッショ ン 6 0 からの回転運動をプランジャ 8 0 のための往復直線運動へと変換する線形アクチュエータ 7 0 のさまざまな実施形態の理解を容易にするために、ここで説明される。

【 0 0 2 0 】

図 3 A 及び図 3 B は、モータ駆動ボールねじの形をした線形アクチュエータ 7 0 の第 1 の実施形態を示す。一つのバージョンでは、図 3 A に示されるように、圧迫フェーズの間、ねじシャフト 7 1 は、電気モータ 5 0 及び機械式トランスマッショ ン 6 0 の圧迫前進運動による圧迫回転運動 5 1 C で回転され、これによってプランジャ 8 1 を下向き圧迫運動 2 1 C に直線的に伸展させるために、ナット 7 2 は、下向き方向に直線的に変位する。図 3 B に示されるように、解放フェーズの間、ねじシャフト 7 1 は、電気モータ 5 0 及び機械式トランスマッショ ン 6 0 の後退回転運動 5 1 R で回転され、これによってプランジャ 8 1 を上向き後退運動 2 1 R に直線的に引き込むために、ナット 7 2 は、上向き方向に直線的に変位する。実際には、プランジャ 8 1 は、ナット 7 2 に取り付けられ、ナット 7 2 が回転するのを防止するために、ナット 7 2 は、チャネル又は他のスライド通路(不図示)をスライドする。

【 0 0 2 1 】

代替的なバージョンでは、図 3 A に示されるように、圧迫フェーズの間、ナット 7 2 は、電気モータ 5 0 及び機械式トランスマッショ ン 6 0 による圧迫回転運動 5 1 C で回転され、これによってプランジャ 8 1 を下向き圧迫運動 2 1 C に直線的に伸展するために、ねじシャフト 7 1 は、下向き方向に直線的に変位する。図 3 B に示されるように、解放フェーズの間、ナット 7 2 は、電気モータ 5 0 及び機械式トランスマッショ ン 6 0 による解放回転運動 5 1 R で回転され、これによってプランジャ 8 1 を上向き後退運動 2 1 R で直線的に引き込むために、ねじシャフト 7 1 は、上向き方向に直線的に変位する。実際には、プランジャ 8 1 は、ねじシャフト 7 1 に取り付けられ、ねじシャフト 7 1 が回転するのを防止するために、ねじシャフト 7 1 は、チャネル又は他のスライド通路内(不図示)をスライドする。

【 0 0 2 2 】

図 4 A 及び図 4 B は、往復カム機構の形をした線形アクチュエータ 7 0 の第 2 の実施形態を示す。機械式トランスマッショ ン 6 0 は、カム 7 3 に取り付けられたシャフト 6 1 を有し、プランジャ 8 1 は、カプラ 8 2 を介してカム 7 3 に機械的に結合され、ホルダ 8 3 を介して一直線上にある。図 4 A に示されるように、圧迫フェーズの間、シャフト 6 1 は、電気モータ 5 0 による回転運動 5 2 で一方向(例えば時計回り)に回転され、これによってプランジャ 8 1 を下向き圧迫運動 2 1 C に直線的に伸展させるために、カム 7 3 は、下向き方向に回転変位する。図 4 B に示されるように、解放フェーズの間、プランジャ 8 1 を上向き後退運動 2 1 R に直線的に引き込むために、カム 7 3 は、上向き方向に回転変位する。

【 0 0 2 3 】

実際には、カム 7 3 の形状は、ドウェル(dwell)を提供するために一定半径セクションでデザインされてもよく、これによってシャフト 6 1 は、プランジャ 8 1 が十分に圧迫された位置又はプランジャ 8 1 が十分に後退した位置で一時停止され得る。さらに、カム

10

20

30

40

50

7 3 の形状は、非線形力プロファイルを生成するために、半径の変化率を考慮してデザインされてもよい。

【 0 0 2 4 】

図 5 A 及び図 5 B は、ラック (rack) 及びピニオン (pinion) の形をした線形アクチュエータ 7 0 の第 3 の実施形態を示す。機械式トランスミッション 6 0 は、ピニオン 7 5 に取り付けられたシャフト 6 1 を有する。図 5 A に示されるように、圧迫フェーズの間、ピニオン 7 5 は、電気モータ 5 0 及び機械式トランスミッション 6 0 の圧迫前進運動による圧迫回転運動 5 3 C で回転され、これによってプランジャ 8 1 を下向き圧迫運動 2 1 C に直線的に伸展させるために、ラック 7 4 は、下向き方向に直線的に変位する。図 5 B に示されるように、解放フェーズの間、ピニオン 7 5 は、電気モータ 5 0 及び機械式トランスミッション 6 0 の後退回転運動による解放回転運動 5 3 R で回転され、これによってプランジャ 8 1 を上向き後退運動 2 1 R に直線的に引き込むために、ラック 7 4 は、上向き方向に直線的に変位する。

【 0 0 2 5 】

図 6 A 及び図 6 B は、両側往復ラック及びピニオンの形をした線形アクチュエータ 7 0 の第 4 の実施形態を示す。機械式トランスミッション 6 0 は、ピニオン 7 7 に取り付けられたシャフト 6 1 を有する。図 6 A に示されるように、圧迫フェーズの間、ピニオン 7 7 は、電気モータ 5 0 及び機械式トランスミッション 6 0 による回転運動 5 4 C で回転され、これによってプランジャ 8 1 を下向き圧迫運動 2 1 C に直線的に伸展させるために、ラック 7 8 は、下向き方向に直線的に変位する。図 6 B に示されるように、解放フェーズの間、ピニオン 7 7 は、電気モータ 5 0 及び機械式トランスミッション 6 0 による回転運動 5 4 C で回転され、これによってプランジャ 8 1 を上向き後退運動 2 1 R に直線的に引き込むために、ラック 7 8 は、上向き方向に直線的に変位する。

【 0 0 2 6 】

図 7 A 及び図 7 B は、V 字型駆動部 7 9 の形をした線形アクチュエータ 7 0 の第 5 の実施形態を示す。機械式トランスミッション 6 0 は、電気モータ 5 0 により生成される回転運動によって動作される V 型駆動部 7 9 のピボット点 1 1 1 及びピボット点 1 1 2 に取り付けられたブーリ / ロープシステム (不図示) を有する。図 7 A に示されるように、圧迫フェーズの間、モータは、ブーリ / ロープシステムを引っ張る圧迫運動で回転し、スライドバー 1 1 0 に沿ってピボット点 1 1 1 及び 1 1 2 を互いに接近するようにスライドさせ、これによってプランジャ 8 1 を下向き圧迫運動 2 1 C に直線的に伸展させるために、V 型駆動部 7 9 のピボット点 1 1 3 は、下向き方向に直線的に変位する。図 7 B に示されるように、解放フェーズの間、モータは、ブーリ / ロープシステムを引っ張る解放運動で回転し、スライドバー 1 1 0 に沿ってピボット点 1 1 1 及び 1 1 2 を遠ざけるようにスライドさせ、これによってプランジャ 8 1 を上向き後退運動 2 1 R に直線的に引き込むために、V 型駆動部 7 9 のピボット点 1 1 3 は、上向き方向に直線的に変位する。

【 0 0 2 7 】

図 1 に戻ると、圧迫コントローラ 3 0 は、胸部圧迫器 2 0 に電力を供給し、且つ、電気モータ 5 0 に付与される制御信号を介して周期的圧迫力 2 1 の 1 つ又は複数のパラメータを制御するための、ハードウェア、ソフトウェア及び / 又はファームウェアで構造的に構成される任意のコントローラとして本明細書では広義に規定される。パラメータは、圧迫力 2 1 の周波数、圧迫力 2 1 の継続時間、圧迫力 2 1 の大きさのプロファイル、及び圧迫力 2 1 の深さを含むが、これらに限定されない。

【 0 0 2 8 】

一実施形態では、図 8 に示されるように、圧迫コントローラ 3 0 は、ユーザインタフェース 3 3 、システムコントローラ 3 1 、モータコントローラ 3 2 、及び電源 3 4 を用いる。ユーザインタフェース 3 3 は、ディスプレイ、ボタン及び / 又はタッチスクリーン制御を提供する。システムコントローラ 3 3 は、胸部圧迫器 2 0 に対するユーザコマンド及びプログラムされた力のプロファイルに従って C P R 装置の動作全体を制御するようにデザインされ、モータコントローラ 3 2 は、コマンドされた力のプロファイルに基づいて電気モ

10

20

30

40

50

ータ 20 に対する必要な制御信号を生成する。

【0029】

一つの制御の実施形態では、プランジャ 81 の力は、フィードバックループに使用される位置センサ 90 (図 2) 及び / 又は力センサ 91 (図 2) を備える閉ループサーボ機構によって制御される。より具体的には、臨床的エビデンスは、圧迫の深さが増加すると、圧迫力も増加される必要があったことを示している。よって、力のプロファイルは、プランジャ 81 が圧迫位置まで直線的に延伸すると、電気モータ 50 に供給される電流を比例的に増加させて、電気モータ 30 のトルクを増加させる。

【0030】

図 1、図 2、及び図 8 を参照すると、動作中、電力 / 制御ケーブル 12 は、胸部圧迫器 20 のケーブルコネクタ 101 及び圧迫コントローラ 30 のケーブルコネクタ 35 に接続される。この接続は、モータコントローラ 32 から電気モータ 30 への電力 / 制御信号の伝達、並びに、位置センサ 90 及び力センサ 91 からシステムコントローラ 31 への位置信号及び力信号の伝達を容易にする。

10

【0031】

実際には、圧迫コントローラ 30 は、さらに、CPR イベントを記録するための持続性メモリ (例えばフラッシュドライブ)、CPR 装置 10 を他の医療装置及び / 若しくは電子患者ケアコードシステムと一体化するための通信技術、並びに / 又は充電器を有してもよい。

【0032】

20

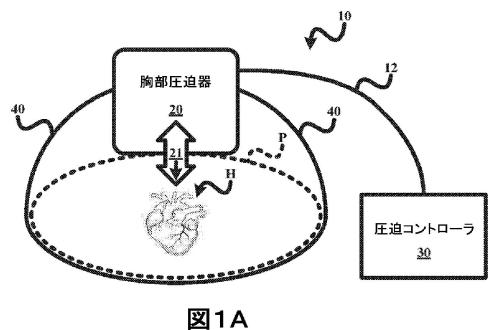
図 1 乃至図 7 を参照することで、当業者は、軽量の電気機械式 CPR 装置による質の高い胸部圧迫を含むが、これに限定されない本発明の多数の利点を理解するだろう。

【0033】

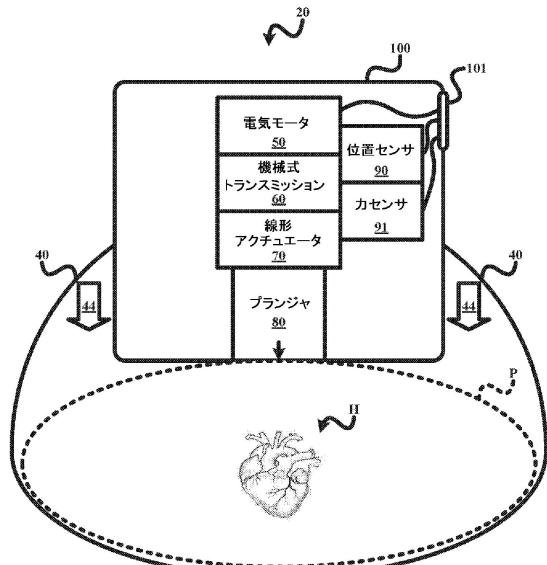
本発明のさまざまな実施形態が、例示され、説明されてきたが、本明細書に説明される本発明の実施形態は、例示であり、様々な変更及び修正がなされ得、本発明の正確な範囲から逸脱することなく、均等物は本発明の要素の代わりとなり得ることが当業者によって理解されるだろう。加えて、多くの修正が、本発明の中心の範囲から逸脱することなく、本発明の教示を適合させるためになされ得る。したがって、本発明は、本発明を実施するための企図したベストモードとして開示された特定の実施形態に限定されないが、本発明は、添付の請求項の範囲内に属する全ての実施形態を含むことが意図される。

30

【図1A】



【図2A】



【図1B】

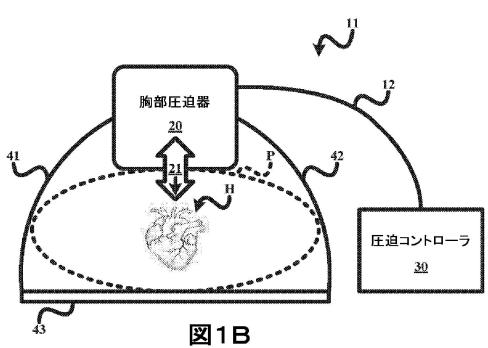
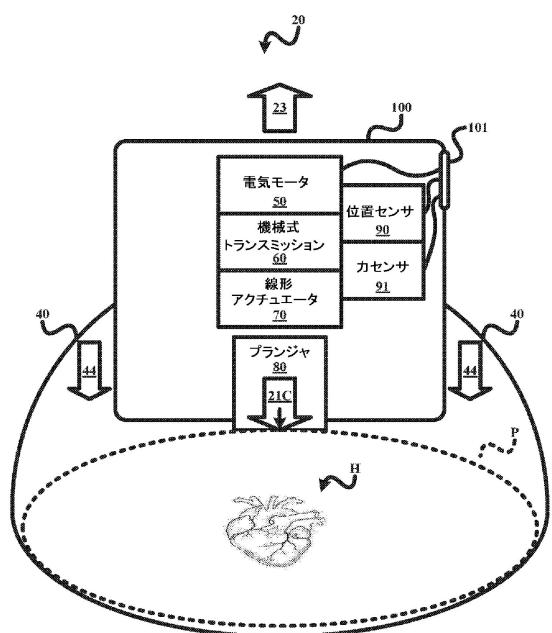


図2A

【図2B】



【図3A】

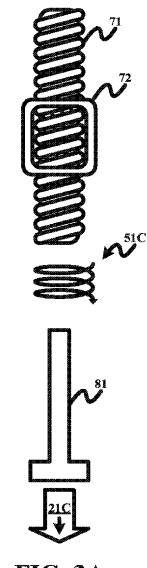


図2B

【図 3 B】

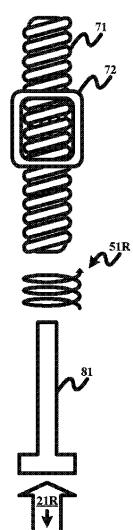


FIG. 3B

【図 4 A】

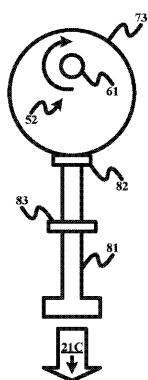


FIG. 4A

【図 4 B】

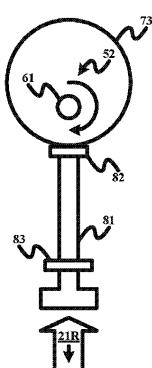


FIG. 4B

【図 5 A】

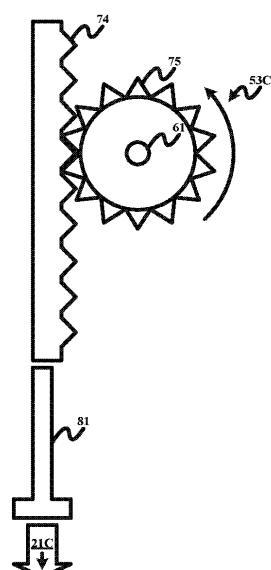


FIG. 5A

【図 5B】

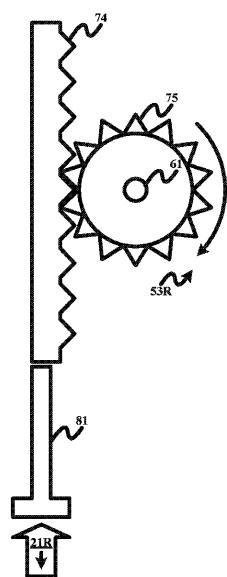


FIG. 5B

【図 6A】

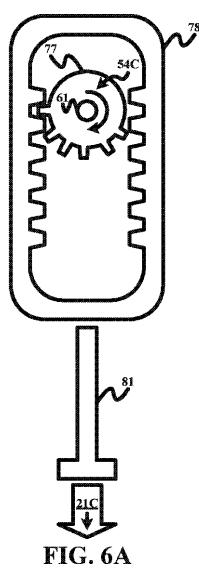


FIG. 6A

【図 6B】

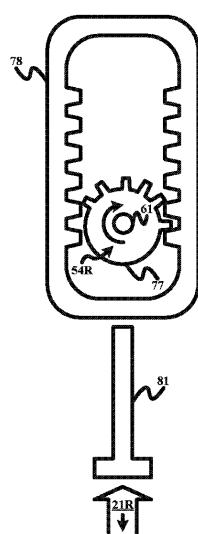


FIG. 6B

【図 7A】

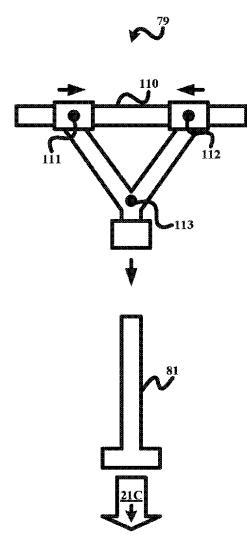
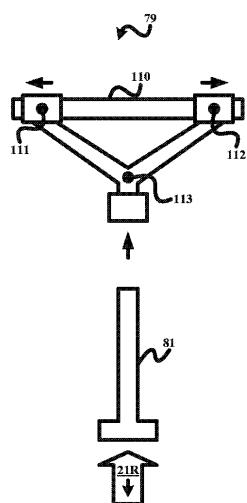


FIG. 7A

【図7B】



【図8】

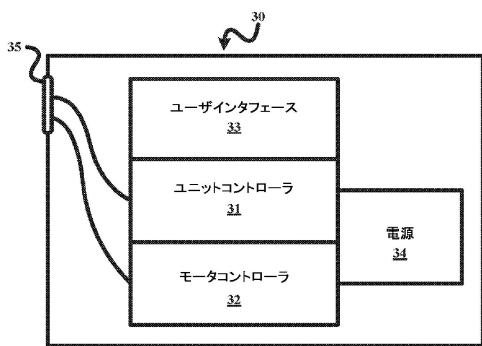


FIG. 7B

図8

---

フロントページの続き

(72)発明者 ドゥリール ノーマン マウリス  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5

(72)発明者 ウォルデン クリストファー  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5

(72)発明者 ヴュートリッヒ スコット アラン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5

(72)発明者 ジョーダン サード ダニエル ウィリアム  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5

(72)発明者 ヒグレー ヴァージニア  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5

審査官 増山 慎也

(56)参考文献 米国特許第0 5 6 3 4 8 8 6 (U S , A )  
米国特許出願公開第2 0 0 1 / 0 0 1 1 1 5 9 (U S , A 1 )  
特開2 0 0 7 - 3 0 7 3 6 7 (J P , A )  
特表2 0 1 2 - 5 0 7 3 2 6 (J P , A )  
米国特許第0 5 3 9 9 1 4 8 (U S , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 H 3 1 / 0 0