

(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.Cl.

F I

A 6 1 H 31/00 (2006.01)

A 6 1 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) 国際出願番号 PCT/IB2013/061333  
 (87) 国際公開番号 WO2014/102725  
 (87) 国際公開日 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 アーエー 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、機械式トランスミッション、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ミッション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っ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ミッションは、ギア機構及びプーリ／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、  
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。

30

【請求項１１】

前記胸部圧迫器は、前記ブランジャのベースライン位置に対する前記ブ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、前記ブランジャの前記周期的圧迫力の閉ループサーボ制御を実行する、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】

前記閉ループサーボ制御は、前記ブランジャのベースライン位置に対する前記ブ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】

前記ブランジャは、ベースライン位置に後退し、これにより前記ブ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して延び、前記ブ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 CPR 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（“CPR”）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の胸部圧迫器と、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を含む電気機械式 CPR 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まれた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】

電気機械式 CPR 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、CPR 装置が患者の胸部の上に直接置かれると、CPR 装置は CPR 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 CPR 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。

20

【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】

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 CPR 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ン、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。

40

【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】

【 0 0 0 7 】

【図 1 A】図 1 A は、本発明による C P R 装置の第 1 の例示的な実施形態を示す。

【図 1 B】図 1 B は、本発明による C P R 装置の第 2 の例示的な実施形態を示す。

【図 2 A】図 2 A 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 2 B】図 2 B 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 3 A】図 3 A 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 3 B】図 3 B 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 4 A】図 4 A 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 4 B】図 4 B 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 5 A】図 5 A 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 5 B】図 5 B 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 6 A】図 6 A 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 6 B】図 6 B 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 7 A】図 7 A 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 7 B】図 7 B 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】

【 0 0 0 8 】

30

図 1 A を参照すると、本発明の電気機械式 C P R 装置 1 0 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、C P R 装置 1 0 は、胸部圧迫器 2 0 と、圧迫コントローラ 3 0 と、ストラップ 4 0 とを用いる。動作中、胸部圧迫器 2 0 は、患者 P に巻かれ、且つ、胸部圧迫器 2 0 の側面に結合されるストラップ 4 0 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 3 0 は、周期的圧迫力 2 1 を患者 P の胸部に付与するために、電力 / 制御ケーブル 1 2 を介して、電力及び制御信号を胸部圧迫器 2 0 に供給する。胸部圧迫器 2 0 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 2 0 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 40 心室 H を満たす。より具体的には、胸部圧迫器 2 0 の軽量の重みは、圧迫力 2 1 内に矢印によって示される C P R 圧迫の効果を妨げないわずかな予圧を有する。

【 0 0 0 9 】

図 1 B は、ストラップ 4 0 の代替に、一組のストラップ 4 1 及び 4 2 を介して胸部圧迫器 2 0 に結合されるバックボード 4 3 を用いる本発明の電気機械式 C P R 装置 1 1 を示す。胸部圧迫器 2 0 及び圧迫コントローラ 3 0 を用いることで、C P R 装置 1 1 は、C P R 装置 1 0 と同じく質の高い患者 P への胸部圧迫を提供する。

【 0 0 1 0 】

図 2 乃至図 7 は、胸部圧迫器 2 0 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

## 【 0 0 1 1 】

図 2 A を参照すると、胸部圧迫器 2 0 は、筐体 1 0 0 内に取り付けられる電気モータ 5 0、機械式トランスミッション 6 0、線形アクチュエータ 7 0、及びプランジャ 8 0 の組立体を含む。

## 【 0 0 1 2 】

胸部圧迫を目的として、電気モータ 5 0 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 6 0 は、回転運動を低減させ、電気モータ 5 0 から線形アクチュエータ 7 0 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 2 0 に適した電気モータ 5 0 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 2 0 に適した機械式トランスミッション 6 0 の例は、ギア機構 / ボックス及びプーリ / ベルトシステムを含むが、これらに限定されない。

10

## 【 0 0 1 3 】

同じく胸部圧迫を目的として、線形アクチュエータ 7 0 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 8 0 は、周期的圧迫力を、特定の分配態様（例えば患者 P と物理的に接触するプランジャ 8 0 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。

## 【 0 0 1 4 】

胸部圧迫器 2 0 は、さらに、ベースライン位置に対するプランジャ 8 0 の位置を決定するための位置センサ 9 0 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 9 1 とを含んでもよい。

20

## 【 0 0 1 5 】

実際には、部品 5 0 乃至部品 8 0 並びに任意選択で部品 9 0 及び部品 9 1 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 1 0 0 内に取り付けられてもよい。図 2 A に示される一実施形態では、C P R 装置 2 0 の停止状態は、ベースライン位置に後退したプランジャ 8 0 を必要とし、これによってプランジャ 8 0 の圧迫面（不図示）は、筐体 1 0 0 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して延びる。この実施形態の場合には、プランジャ 8 0 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 2 0 を支持する。代替的な実施形態では、C P R 装置 2 0 の停止状態は、ベースライン位置に後退したプランジャ 8 0 を必要とし、これによってプランジャ 8 0 の圧迫面は筐体 1 0 0 内に格納される。この実施形態の場合には、筐体 1 0 0 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 2 0 を支持する。

30

## 【 0 0 1 6 】

さらに、ストラップ 4 0 は、患者 P の胸部の胸骨エリアの上の胸部圧迫器 2 0 の予圧に大きく加わらない対抗圧迫力 4 4 を筐体 1 0 0 に付与するのに適した任意の手段によって筐体 1 0 0 の側面に結合される。より具体的には、ストラップ 4 0 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 4 0 を胸部圧迫器 2 0 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 2 0 及びストラップ 4 0 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 4 0 の任意の緩みを取るのにプランジャ 8 0 の十分な移動距離が有ること、及び C P R 装置 2 0 の操作者がストラップ 4 0 を締め付け過ぎないようにすることを確実にするべきである。

40

## 【 0 0 1 7 】

動作中、図 2 B に示されるように、胸部圧迫器 2 0 の作動状態の圧迫フェーズは、圧迫コントローラ 3 0（図 1）を介した電気モータ 5 0 の作動を必要とし、これによってプランジャ 8 0 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８０の伸展は、筐体１００の上に、ストラップ４０の対抗圧迫力４４によって相殺される上向き反力２３を与える。

【００１８】

胸部圧迫器２０の作動状態の解放フェーズは、図２Ａ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３０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３０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２Ｂ）と解放フェーズ（図２Ａ）とを繰り返す。

【００１９】

図３乃至図７は、電気モータ５０及び機械式トランスミッション６０からの回転運動をプランジャ８０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７０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。

【００２０】

図３Ａ及び図３Ｂ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７０の第１の実施形態を示す。一つのバージョンでは、図３Ａに示されるように、圧迫フェーズの間、ねじシャフト７１は、電気モータ５０及び機械式トランスミッション６０の圧迫前進運動による圧迫回転運動５１Ｃで回転され、これによってプランジャ８１を下向き圧迫運動２１Ｃに直線的に伸展させるために、ナット７２は、下向き方向に直線的に変位する。図３Ｂに示されるように、解放フェーズの間、ねじシャフト７１は、電気モータ５０及び機械式トランスミッション６０の後退回転運動５１Ｒで回転され、これによってプランジャ８１を上向き後退運動２１Ｒに直線的に引き込むために、ナット７２は、上向き方向に直線的に変位する。実際には、プランジャ８１は、ナット７２に取り付けられ、ナット７２が回転するのを防止するために、ナット７２は、チャンネル又は他のスライド通路（不図示）をスライドする。

【００２１】

代替的なバージョンでは、図３Ａに示されるように、圧迫フェーズの間、ナット７２は、電気モータ５０及び機械式トランスミッション６０による圧迫回転運動５１Ｃで回転され、これによってプランジャ８１を下向き圧迫運動２１Ｃに直線的に伸展するために、ねじシャフト７１は、下向き方向に直線的に変位する。図３Ｂに示されるように、解放フェーズの間、ナット７２は、電気モータ５０及び機械式トランスミッション６０による解放回転運動５１Ｒで回転され、これによってプランジャ８１を上向き後退運動２１Ｒで直線的に引き込むために、ねじシャフト７１は、上向き方向に直線的に変位する。実際には、プランジャ８１は、ねじシャフト７１に取り付けられ、ねじシャフト７１が回転するのを防止するために、ねじシャフト７１は、チャンネル又は他のスライド通路内（不図示）をスライドする。

【００２２】

図４Ａ及び図４Ｂは、往復カム機構の形をした線形アクチュエータ７０の第２の実施形態を示す。機械式トランスミッション６０は、カム７３に取り付けられたシャフト６１を有し、プランジャ８１は、カブラ８２を介してカム７３に機械的に結合され、ホルダ８３を介して一直線上にある。図４Ａに示されるように、圧迫フェーズの間、シャフト６１は、電気モータ５０による回転運動５２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８１を下向き圧迫運動２１Ｃに直線的に伸展させるために、カム７３は、下向き方向に回転変位する。図４Ｂに示されるように、解放フェーズの間、プランジャ８１を上向き後退運動２１Ｒに直線的に引き込むために、カム７３は、上向き方向に回転変位する。

【００２３】

実際には、カム７３の形状は、ドウエル（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６１は、プランジャ８１が十分に圧迫された位置又はプランジャ８１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

73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。

【0024】

図5A及び図5B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70の第3の実施形態を示す。機械式トランスミッション60は、ピニオン75に取り付けられたシャフト61を有する。図5Aに示されるように、圧迫フェーズの間、ピニオン75は、電気モータ50及び機械式トランスミッション60の圧迫前進運動による圧迫回転運動53Cで回転され、これによってプランジャ81を下向き圧迫運動21Cに直線的に伸展させるために、ラック74は、下向き方向に直線的に変位する。図5Bに示されるように、解放フェーズの間、ピニオン75は、電気モータ50及び機械式トランスミッション60の後退回転運動による解放回転運動53Rで回転され、これによってプランジャ81を上向き後退運動21Rに直線的に引き込むために、ラック74は、上向き方向に直線的に変位する。

10

【0025】

図6A及び図6B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70の第4の実施形態を示す。機械式トランスミッション60は、ピニオン77に取り付けられたシャフト61を有する。図6Aに示されるように、圧迫フェーズの間、ピニオン77は、電気モータ50及び機械式トランスミッション60による回転運動54Cで回転され、これによってプランジャ81を下向き圧迫運動21Cに直線的に伸展させるために、ラック78は、下向き方向に直線的に変位する。図6Bに示されるように、解放フェーズの間、ピニオン77は、電気モータ50及び機械式トランスミッション60による回転運動54Cで回転され、これによってプランジャ81を上向き後退運動21Rに直線的に引き込むために、ラック78は、上向き方向に直線的に変位する。

20

【0026】

図7A及び図7Bは、V字型駆動部79の形をした線形アクチュエータ70の第5の実施形態を示す。機械式トランスミッション60は、電気モータ50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79のピボット点111及びピボット点112に取り付けられたプーリ/ロープシステム(不図示)を有する。図7Aに示されるように、圧迫フェーズの間、モータは、プーリ/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110に沿ってピボット点111及び112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81を下向き圧迫運動21Cに直線的に伸展させるために、V型駆動部79のピボット点113は、下向き方向に直線的に変位する。図7Bに示されるように、解放フェーズの間、モータは、プーリ/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110に沿ってピボット点111及び112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81を上向き後退運動21Rに直線的に引き込むために、V型駆動部79のピボット点113は、上向き方向に直線的に変位する。

30

【0027】

図1に戻ると、圧迫コントローラ30は、胸部圧迫器20に電力を供給し、且つ、電気モータ50に付与される制御信号を介して周期的圧迫力21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21の周波数、圧迫力21の継続時間、圧迫力21の大きさのプロファイル、及び圧迫力21の深さを含むが、これらに限定されない。

40

【0028】

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30は、ユーザインタフェース33、システムコントローラ31、モータコントローラ32、及び電源34を用いる。ユーザインタフェース33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33は、胸部圧迫器20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CPR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32は、コマンドされた力のプロファイルに基づいて電気モ

50

ータ 20 に対する必要な制御信号を生成する。

【 0 0 2 9 】

一つの制御の実施形態では、プランジャ 8 1 の力は、フィードバックループに使用される位置センサ 9 0 ( 図 2 ) 及び / 又は力センサ 9 1 ( 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 8 1 が圧迫位置まで直線的に延伸すると、電気モータ 5 0 に供給される電流を比例的に増加させて、電気モータ 3 0 のトルクを増加させる。

【 0 0 3 0 】

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 1 2 は、胸部圧迫器 2 0 のケーブルコネクタ 1 0 1 及び圧迫コントローラ 3 0 のケーブルコネクタ 3 5 に接続される。この接続は、モータコントローラ 3 2 から電気モータ 3 0 への電力 / 制御信号の伝達、並びに、位置センサ 9 0 及び力センサ 9 1 からシステムコントローラ 3 1 への位置信号及び力信号の伝達を容易にする。

10

【 0 0 3 1 】

実際には、圧迫コントローラ 3 0 は、さらに、C P R 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バ )、C P R 装置 1 0 を他の医療装置及び / 若しくは電子患者ケアレ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。

【 0 0 3 2 】

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 C P R 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。

20

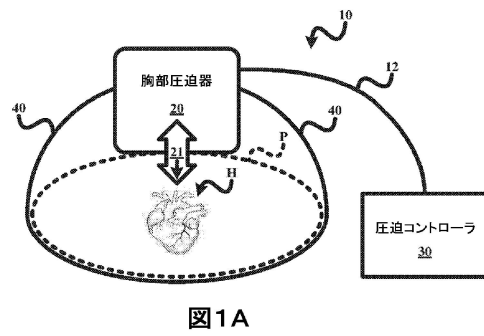
【 0 0 3 3 】

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。

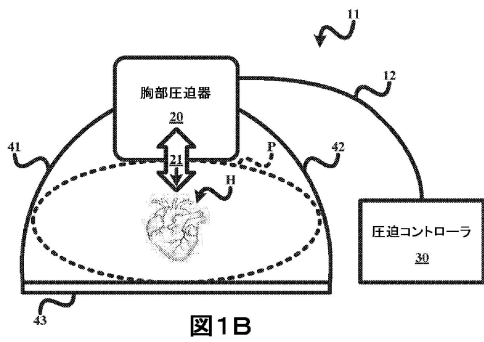
30



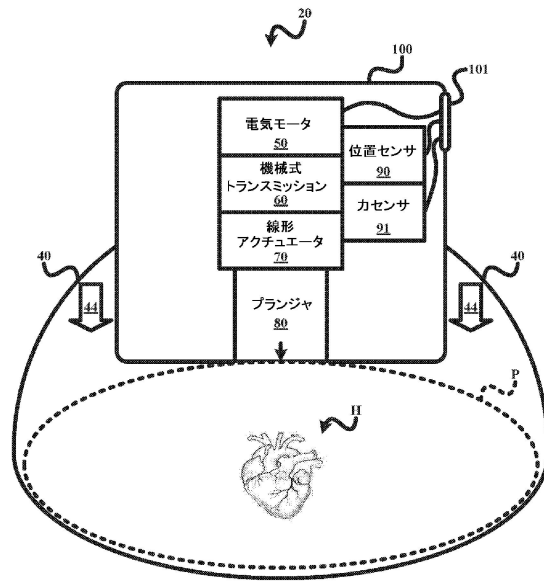
【図 1 A】



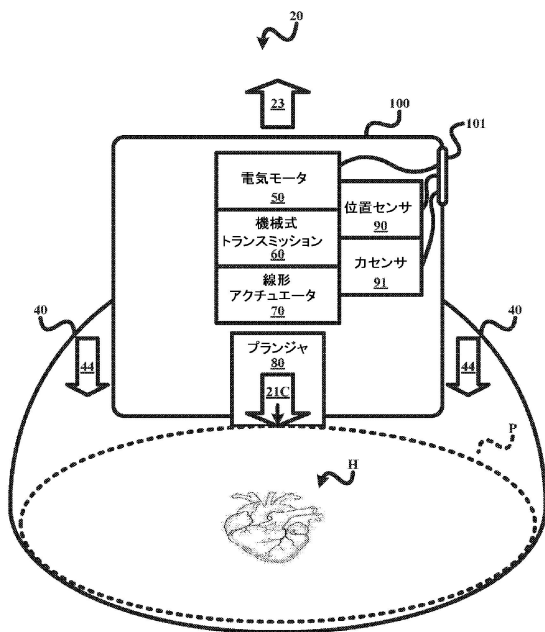
【図 1 B】



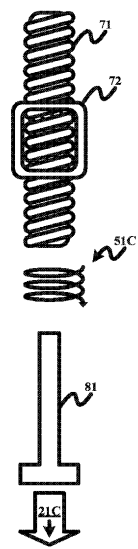
【図 2 A】



【図 2 B】



【図 3 A】



【図 3 B】

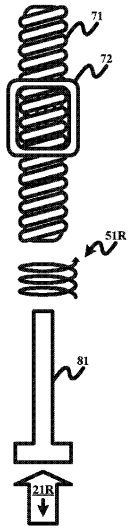


FIG. 3B

【図 4 A】

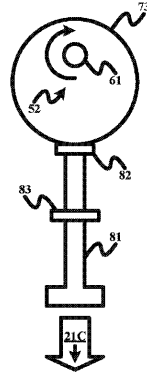


FIG. 4A

【図 4 B】

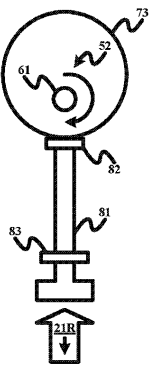


FIG. 4B

【図 5 A】

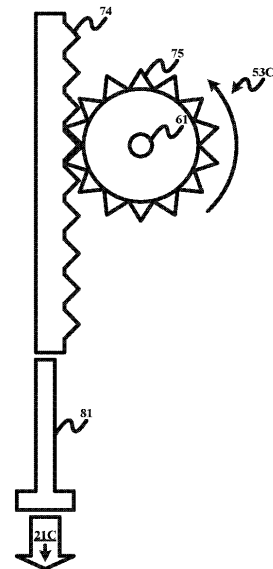


FIG. 5A

【図 5 B】

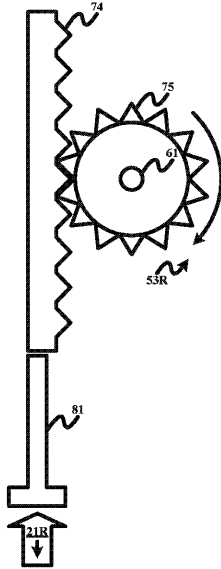


FIG. 5B

【図 6 A】

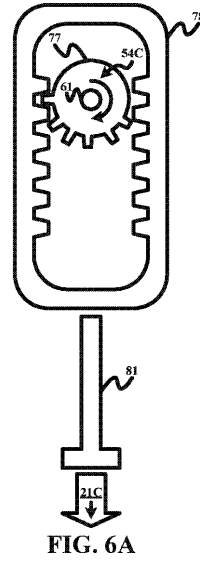


FIG. 6A

【図 6 B】

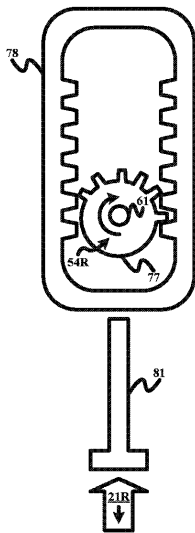


FIG. 6B

【図 7 A】

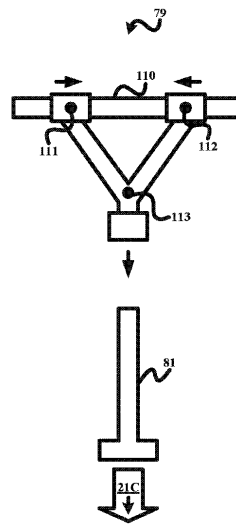


FIG. 7A

【図 7 B】

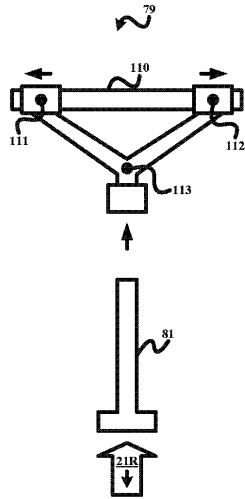


FIG. 7B

【図 8】

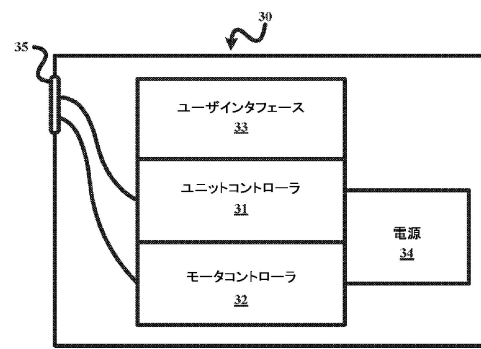


図8

## 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 アインドーフエン 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 アインドーフエン 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 アインドーフエン 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 アインドーフエン 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 アインドーフエン 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05634886(US, A)  
米国特許出願公開第2001/0011159(US, A1)  
特開2007-307367(JP, A)  
特表2012-507326(JP, A)  
米国特許第05399148(US, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61H 31/00