

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6336754号  
(P6336754)

(45) 発行日 平成30年6月6日(2018.6.6)

(24) 登録日 平成30年5月11日(2018.5.11)

(51) Int.CI.

A 61 H 31/00 (2006.01)

F 1

A 61 H 31/00

請求項の数 10 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2013-538303 (P2013-538303)  
 (86) (22) 出願日 平成23年11月2日 (2011.11.2)  
 (65) 公表番号 特表2013-545541 (P2013-545541A)  
 (43) 公表日 平成25年12月26日 (2013.12.26)  
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2011/054861  
 (87) 國際公開番号 WO2012/063163  
 (87) 國際公開日 平成24年5月18日 (2012.5.18)  
 審査請求日 平成26年10月31日 (2014.10.31)  
 審判番号 不服2017-254 (P2017-254/J1)  
 審判請求日 平成29年1月10日 (2017.1.10)  
 (31) 優先権主張番号 10190850.7  
 (32) 優先日 平成22年11月11日 (2010.11.11)  
 (33) 優先権主張国 歐州特許庁 (EP)

(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 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙  
 (74) 代理人 100163809  
 弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】自動CPR装置のための胸部追跡アルゴリズム

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

制御素子と患者の胸部に圧迫力を加える圧迫素子とを有する自動CPR装置の作動方法であって、

前記制御素子が、前記圧迫素子の運動中に前記圧迫素子の位置を前記胸部に接触する開始位置から第1の圧迫深度に対応する位置へ、及び前記第1の圧迫深度に対応する位置から前記開始位置へ戻るように制御するステップと、

前記制御素子が、前記開始位置に戻った後次の圧迫が開始するまでの間、換気が実行される場合に換気によって前記胸部が上昇することを妨げない力が前記圧迫素子にかかるよう、前記圧迫素子を制御し、かつ前記胸部との間に間隙が生じる場合前記胸部と再接触する位置となるよう、前記圧迫素子を制御するステップを有する、作動方法。

## 【請求項2】

前記圧迫素子がモータによって駆動され、前記開始位置に戻った後次の圧迫が開始するまでの間圧迫素子を制御するステップが前記モータのパワーを制限するステップを有する、請求項1に記載の作動方法。

## 【請求項3】

前記モータの電流を制限するステップを有する、請求項2に記載の作動方法。

## 【請求項4】

前記開始位置へ戻るよう制御するステップ及び/又は前記開始位置に戻った後次の圧迫が開始するまでの間制御するステップが固定有効時間において有効にされる、請求項1に

記載の作動方法。

【請求項 5】

前記開始位置へ戻るよう制御するステップ及び／又は前記開始位置に戻った後次の圧迫が開始するまでの間制御するステップが固定無効時間において無効にされる、請求項 1 に記載の作動方法。

【請求項 6】

前記開始位置へ戻るよう制御するステップと前記開始位置に戻った後次の圧迫が開始するまでの間制御するステップとの間に移行期間を有する、請求項 1 に記載の作動方法。

【請求項 7】

前記開始位置に戻った後次の圧迫が開始するまでの間制御するステップが約 0.2 秒及び約 0.6 秒の間に含まれる時間窓にわたって実行される、請求項 1 に記載の作動方法。 10

【請求項 8】

請求項 1 に記載の自動 C P R 装置の制御素子の作動方法をコンピュータに実行させるための命令を中に格納した非一時的コンピュータ使用可能媒体。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の自動 C P R 装置の制御素子の作動方法をコンピュータに実行させるための命令を有するコンピュータプログラム。

【請求項 10】

自動 C P R のための装置であって、

患者の胸部に圧迫力を加える圧迫素子を有する C P R 素子と、 20

前記圧迫素子の運動中に前記圧迫素子の位置を前記胸部に接触する開始位置から第 1 の圧迫深度に対応する位置へ、及び前記第 1 の圧迫深度に対応する位置から前記開始位置へ戻るよう制御し、前記開始位置に戻った後次の圧迫が開始するまでの間、前記圧迫素子が、換気が実行される場合に換気によって前記胸部が上昇することを妨げない力で前記胸部を押すよう、かつ前記胸部との間に隙間が生じる場合前記胸部と再接触するように制御する、制御素子とを有する装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の分野は自動心肺蘇生 ( C P R ) のための方法と装置、及び送受信機に自動 C P R のための方法を実行させるための制御論理を中に格納した非一時的コンピュータ使用可能媒体を有するコンピュータプログラム製品にも関する。 30

【背景技術】

【0002】

突然心停止 ( S C A ) は依然として西欧諸国における主要な死因の一つである。 S C A 後に結果として生じる全身虚血は広範な細胞作用を阻害し、救急医療が得られない限り重篤な細胞損傷と死につながる。突然心停止後の生存率は停止時間 1 分ごとに 7 - 10 % で直線的に減少することが報告されている。

【0003】

心肺蘇生 ( C P R ) 法は患者が突然心停止を起こすとすぐに実行され得る。手順は毎分 100 圧迫の割合で患者の胸骨へ規則的で律動的な胸部圧迫を実行することにある。成功する C P R は高い力が胸部に加わることを要し、一貫した高品質の手動胸部圧迫を実行することは非常に困難であり得る。 C P R は生存の鍵であるため、信頼性が低く、頻繁に中断され、制御が難しく、持続時間が長期にわたることがある手動 C P R に取って代わる機械的自動装置 ( A C P R ) が開発されている。 40

【0004】

異なる自動 C P R 装置が市場に導入されている。第 1 のタイプの C P R 装置は空気圧などの技術を用いて患者の胸部の上に圧迫パッドを駆動する。別のタイプの自動 C P R は電動で、胸部圧迫を供給するためにリズムで収縮する患者の胸部周りの大きなバンドを使用する。圧迫頻度は固定され、制御され、高品質の胸部圧迫が得られる。 50

## 【0005】

自動システムは肋骨骨折、皮膚損傷、及びあらゆる種類の外傷などの外傷を誘導することが多い。CPR装置における重要な問題は長いセットアップ時間、装置の動作中の低安定性、及び最適性能にとって不十分な力が加えられているという提案と臨床的証拠を含む。

## 【0006】

CPR中、胸部は圧迫が開始したのと全く同じ位置へ跳ね返らない可能性があり、胸部の反跳点は蘇生の間に数センチメートル漂い得る。これは連続する大きな圧迫力に起因し得る。これはモールディング効果と呼ばれる。

## 【0007】

最適胸部圧迫は圧迫パッド／アクチュエータが圧迫の開始時に胸部と接触するときにしか与えられることができない。しかしながら、CPR中に被害者の胸郭直径は連続する大きな圧迫力による肋骨骨折若しくはモールディングのために減少し得る。圧迫アクチュエータが常に固定位置へ戻るとき、アクチュエータと胸郭の間に隙間が生じるかもしれない。

## 【0008】

患者はCPR中に換気されなければならないことも一般的である。患者が換気されると、その胸部はこの換気のために約1センチメートル程度上昇する。圧迫アクチュエータが胸部圧迫の間にそのゼロ位置に固定されるとき、換気による胸郭可動域は固定アクチュエータのために制限され、換気の効果を損なう。

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0009】

従って、最適胸部圧迫を可能にする自動CPRを実行するための改良された自動CPR装置及び方法が必要である。

## 【0010】

本開示の別の目的は蘇生の間に最適換気を可能にする自動CPRを実行するための改良された自動CPR装置及び方法を提供することである。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0011】

本開示は以下を有する自動CPRのための方法を教示する：圧迫素子の運動中に圧迫素子の位置を第1の圧迫周期の第1の開始位置から第1の圧迫深度に対応する第1の圧迫位置へ、及び圧迫素子の静止位置へ戻るように制御するステップ、並びに、静止位置に達した後、第2の圧迫周期が開始するまで圧迫素子にかかる力を制御するステップ。

## 【0012】

本開示の第1の態様において、圧迫素子にかかる力を制御するステップは反作用力をかけるステップを有する。

## 【0013】

本開示のさらに別の態様において、圧迫素子はモータによって駆動され、圧迫素子にかかる力の制御はモータのパワーを制限することを有する。パワーはモータに制限電流を印加することによって制限され得る。

## 【0014】

本開示の一態様における方法は第2の圧迫周期の第2の圧迫深度を計算するステップをさらに有し、第1の圧迫周期の最終位置は第2の圧迫周期の圧迫素子の第2の開始位置である。

## 【0015】

本開示のさらに別の態様において、自動CPRのための方法は第1の圧迫深度と第2の圧迫深度の差を最大深度偏差に制限するステップを有し得る。

## 【0016】

最大深度偏差は1乃至3センチメートルの範囲に含まれ得る。

10

20

30

40

50

## 【0017】

本開示の別の態様において、位置の制御及び／又は力の制御は固定有効時間に有効にされる。

## 【0018】

位置の制御及び／又は力の制御はまた固定無効時間に無効にされ得る。

## 【0019】

圧迫素子の位置の制御と圧迫素子にかかる力の制御の間に移行期間が設けられ得る。

## 【0020】

本開示のさらなる態様において、力の制御は約0.2秒及び約0.6秒の間に含まれる時間窓にわたって実行される。

10

## 【0021】

本開示のなおさらなる態様において、自動CPRのための方法は圧迫素子にかかる力の制御中に圧迫素子の位置を解析するステップを有する。

## 【0022】

本開示は、本開示にかかる自動CPRのための方法を送受信機に実行させるための制御論理を中に格納した非一時的コンピュータ使用可能媒体を有するコンピュータプログラム製品も教示する。

20

## 【0023】

本開示によれば、自動CPRのための装置は本開示にかかる自動CPRのための方法を送受信機に実行させるための制御論理を中に格納した非一時的コンピュータ使用可能媒体を有するコンピュータプログラム製品を有する。

## 【0024】

本開示は自動CPRのための装置も教示する。自動CPRのための装置は患者の胸部に圧迫力を加えるように構成される圧迫素子と、圧迫素子の運動中に圧迫素子の位置を第1の圧迫周期の第1の開始位置から第1の圧迫深度に対応する第1の圧迫位置へ、及び圧迫素子の静止位置へ戻るように制御し、静止位置に達した後、第2の圧迫周期が開始するまで圧迫素子にかかる力を制御するように構成される制御素子とを有する、CPR素子を有する。

## 【0025】

従って、本開示によれば、力制御は圧迫中の位置制御の間に置かれる。これは圧迫素子が圧迫周期中常に胸部と接触し続けることを可能にしながら、換気が実行される場合に換気中の胸部の最大運動を可能にする。

30

## 【0026】

本発明のこれらの及び他の態様は以下に記載の実施形態から明らかとなり、それを参照して説明される。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0027】

【図1】本開示の一態様にかかる自動CPRのための装置を示す。

【図2】本明細書に開示の教示によって提案される開示の一態様における方法のフローチャートを示す。

40

【図3】本開示の一態様にかかる図2の方法における二つの圧迫周期にわたる経時的な圧迫素子の位置を示す。

【図4】本明細書に開示の教示にかかる図2の方法における七つの圧迫周期にわたる経時的な圧迫素子の位置を示す。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0028】

教示されるもの及びその利点の完全な理解のために、図面と併せて以下の詳細な説明が参照される。

## 【0029】

本発明が図面に基づいて記載される。本明細書に記載の本発明の実施形態と態様は例に

50

過ぎず、決して請求項の保護範囲を限定しないことが理解される。本発明は請求項とその均等物によって定義される。一態様の特徴は異なる一つ若しくは複数の態様の特徴と組み合わされることもまた理解される。

【0030】

図1は本開示の一態様にかかる自動CPRのための装置1を示す。

【0031】

装置1は周期的な方法で対象の胸部を圧迫及び減圧するように構成される。装置1は対象の胸部に対し圧迫/減圧を実行するように構成されるCPR素子10と、周期的な圧迫供給のためにCPR素子10を制御するように構成される制御素子20を有する。圧迫周期は胸部が圧迫される圧迫フェーズと、圧迫深度が最大深度にとどまるホールド時間と、胸部が元に戻る戻りフェーズと、胸郭が自然ゼロレベルにとどまる待機時間と有する。

10

【0032】

図1の装置1のCPR素子10は前部構造に沿って前後に動くように構成される可動ユニット若しくはアーム11、患者の背中の後ろに置くための背部サポート12、アーム11に結合し患者の胸部に圧迫力を伝えるように構成される胸部パッド13、及び作動中に胸部パッド13が周期的に患者の胸部を圧迫するように可動ユニット11を前後に駆動するように構成される駆動手段14を有する。

【0033】

駆動手段14は電磁、空気、若しくは油圧モータからなる群から選択され、これは回転力若しくは直線力のいずれかを供給し、それを胸部の方向に胸部パッド13の並進若しくは直線運動に変換する。本開示の好適な態様において、駆動手段14は電気モータの形である。圧迫深度はモータ14からホールセンサを用いることによって決定され、各カウントが所定量の深度をあらわす。

20

【0034】

図1のCPR素子10の他の実施形態が考慮され得ることが理解される。例えば、CPR素子10は対象の胸部を機械的に圧迫/減圧するように胸部パッド13を相互に駆動する空気圧駆動圧迫装置を含み得る。対象はCPR実行中に仰臥位に置かれる。圧迫装置は接触パッドが対象の胸部と胸骨周辺で機械的に接触するように対象の胸部の上に垂直に機械的に支持される。

30

【0035】

図1に戻ると、自動CPRのための装置1はCPRが実行されていることをあらわす情報若しくは信号を出力するための出力素子15も有し得る。出力素子15はディスプレイ、スピーカなど、オペレータに情報を出力する装置を含み得る。

【0036】

装置1はメモリ31、バス32及び通信インターフェース33などの他の構成要素、並びにデータを受信、送信、及び/又は処理するのに役立つ他の構成要素(不図示)を含み得ることが理解される。さらに、他の構成が可能であることが理解される。

【0037】

メモリ31は制御素子10による実行のための情報と命令を記憶するランダムアクセスメモリ(RAM)若しくは別のタイプの動的記憶装置、制御素子10のための静的情報及び命令を記憶するリードオンリーメモリ(ROM)若しくは別のタイプの静的記憶装置、及び/又は情報及び/又は命令を記憶するための何らかの他のタイプの磁気若しくは光学記録媒体及びその対応ドライブを含み得る。

40

【0038】

バス32は装置1の構成要素間の通信を可能にし得る。

【0039】

通信インターフェース33は装置1が他の装置及び/又はシステムと通信することを可能にする任意の送受信機のような機構を含み得る。例えば、通信インターフェース33はECGモニタリング装置などの他のモニタリング装置と通信するための機構を含み得る。

【0040】

50

図2 4を参照して下記で詳述する通り、装置1は患者に対する圧迫の供給と関連する制御を実行するように構成される。装置1はこれらの及び他の機能を、制御素子20がメモリなどのコンピュータ可読媒体に含まれるソフトウェア命令を実行するのに応じて実行し得る。

【0041】

コンピュータ可読媒体は一つ以上の記憶装置及び／又は搬送波として定義され得る。ソフトウェア命令は別のコンピュータ可読媒体から若しくは通信インターフェース33を介して別の装置からメモリ31に読み込まれ得る。メモリ31に含まれるソフトウェア命令は装置1の制御素子20に図2乃至4を参照して後述される処理を実行させ得る。代替的に、本発明の原理と一致する処理を実施するようにソフトウェア命令の代わりに若しくは組み合わせて配線回路が使用され得る。従って、本発明の原理と一致するシステム及び方法はハードウェア回路及びソフトウェアのいかなる特定の組み合わせにも限定されない。10

【0042】

制御素子20はCPR素子10を制御するように構成される。制御素子20は命令を解釈し実行する任意のタイプのプロセッサ若しくはマイクロプロセッサを含み得る。他の実施例において、制御素子20は特定用途向け集積回路(ASIC)、フィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)若しくは同様のものとして実現され得るか若しくはそれらを含み得る。

【0043】

図2は本開示の一態様における自動CPRのための方法のフローチャートを示す。自動CPRのための方法は図3及び図4を参照して記載される。図3は二つの圧迫周期にわたる経時的な圧迫素子の位置を示し、図4は本開示の一態様における異なる圧迫周期にわたる経時的な圧迫素子の位置を示す。20

【0044】

本開示のこの態様における方法は、患者の胸部を周期的に圧迫／減圧する可動アーム11に結合する胸部パッド13の形で圧迫素子を有し、可動アーム11を駆動する電気モータ14を伴う、自動CPRのための装置1について記載される。これは本発明を限定せず、本明細書に開示の教示は圧迫素子を駆動するための電気モータ14を持つ自動CPRに適した装置の他の構成にも適用され得る。

【0045】

第1のステップS1において、圧迫の開始時T0に、胸部パッド13は好適には患者の胸部と第1の初期位置P0において接触している。制御素子20は圧迫素子の、すなわち可動アーム11に結合した胸部パッド13の位置を制御するために位置制御を駆動する。位置制御は第1の圧迫深度D1に対応する第1の位置P1へ可動アーム11を駆動するための圧迫パルスが最適に従われることを確実にすることを目的とする。初期ゼロ位置とも呼ばれる胸部パッドの初期位置P0が記憶される。30

【0046】

第2のステップS2において、制御素子20は患者の胸部を圧迫若しくは減圧するよう可動アーム11と胸部パッド13を駆動するように構成される駆動手段14へ圧迫パルスを送る。結果として、胸部パッド13は胸部を圧迫するために上記第1の圧迫深度D1に対応する第1の位置P1へ移動し、圧迫後に胸部が元に戻る間は静止位置(好適には第1の初期位置P0)に戻る。40

【0047】

圧迫深度は特定患者とその身体若しくは胸郭特性に依存し得ることが理解される。典型的には、圧迫深度は約4乃至6cm程度である。

【0048】

本開示の好適な態様において、駆動手段14は電気モータの形である。圧迫中に可動アーム11若しくは胸部パッド13によってカバーされる距離は電気モータ14からホールセンサを用いることによって決定され、各カウントが所定量の深度をあらわす。可動アーム若しくは胸部パッド13が第1の圧迫深度D1に対応する有効距離をカバーすると、可50

動アーム 11 若しくは胸部パッド 13 は所定時間そのまま保持され、その間圧迫深度は最大深度にとどまり、その後元に戻ることによって胸部の戻りを可能にする。しかしながら、これは限定ではなく、可動アーム 11 と胸部パッド 13 によってカバーされる距離を感知し制御するための他の感知及び制御法が考慮され得る。

【 0049 】

ステップ S3 において、胸部パッド 13 が静止位置に戻ると、制御素子 20 は位置制御を無効にし（図 3 の瞬間 T1）、ステップ S4 において力制御を有効にする（図 3 の瞬間 T2）。力制御は次の圧迫周期が開始するまで胸部パッド 13 にかかる力を制御するよう構成される。

【 0050 】

力制御は換気が実行される場合に換気によって胸部が動くことを可能にしながら、胸部パッド 13 が胸部と接触し続ける若しくは再接触することを確実にするために、胸部に反作用力を加えるように構成される。胸部自体がモールディング効果のために完全に反跳しなかった場合、再接触は胸部パッド 13 がその元の位置に引き戻されているときに起こる。力制御は換気が実行されるか否かにかかわらず各圧迫周期後に有効にされることが理解されるべきである。実際、典型的な CPR 法において、患者は 30 圧迫周期ごとに換気される。

10

【 0051 】

反作用力は制限電流をモータ 14 に印加することによって設定され、するとモータ 14 は圧迫パッド 13 に制限力を加える。これはモータ 14 の電流を制限し、それによってモータの力若しくはパワーを制御することによってなされることができる。例えば、反作用力はモータ 14 のモータ巻線を通る固定電流を送ることによって設定され得る。代替的に、反作用力は力センサの出力に固定電流を適用することによって設定され得る。これらの例は本開示を限定しない。

20

【 0052 】

反作用力は比較的小さく、反作用力の振幅は約 1 ニュートン乃至 50 ニュートン、好適にはおよそ 20 ニュートンであるべきことが理解される。反作用力は換気による胸部の運動中に胸部パッドが接触し続けることを可能にしながら、胸部パッド 13 が換気中に上昇する胸部の運動を妨げないことを確実にすることを目的とする。

【 0053 】

30

本開示の一態様において、位置及び力制御は CPR 中の固定時間において有効にされる。好適には、反作用力は典型的には 0.2 秒と 0.6 秒の間に含まれる時間窓にわたって加えられる。

【 0054 】

力制御は固定時間にわたって加えられる。この固定時間後、及び場合により換気後の胸部の反跳の位置は次の圧迫周期の胸部パッド 13 の新たな開始位置 P2 である。

【 0055 】

ステップ S5 において、次の圧迫周期にわたって力制御が無効にされ位置制御が有効にされる。制御素子 20 は胸部パッド 13 の新たな開始位置 P2 を考慮して次の圧迫深度 D2 を決定する。可動アーム 11 を第 2 の圧迫深度 D2 へ駆動するための圧迫パルスが計算され、次の圧迫周期が開始する（図 3 の瞬間 T3）。

40

【 0056 】

図 4 に図示の通り各圧迫の開始点は胸部の反跳の量によって決定されることが理解される。図 4 は第 1 の圧迫周期の第 1 の初期位置 P0、及び異なる圧迫周期に沿って現在のゼロ位置 Pc を示す。七つの周期が図 4 に示される。

【 0057 】

各圧迫は各々の前の圧迫の最終位置で開始し、すなわち、言い換えれば、次の圧迫の開始時の胸部パッド 13 の位置が新たな現在のゼロ位置 Pc である。圧迫深度は新たな現在のゼロ位置 Pc から計算される。

【 0058 】

50

有利なことに、胸部のモールディング効果が考慮される。実際、胸部の反跳点は蘇生の間に数センチメートル漂う可能性がある。胸部パッド 13 の現在のゼロ位置から圧迫深度を計算することは、胸部がモールドされた深度の量によって有効圧迫深度が減少されないことを確実にする。有効圧迫深度は有効 C P R のための所要範囲にとどまる。

【 0 0 5 9 】

加えて、目下のゼロ位置  $P_c$  は胸部の反跳点に対応するので、胸部パッドが胸郭より数  $c\text{m}$  上の高さにおいて開始し、比較的高い速度で胸郭と接触するときにあらわれる外傷が回避される。

【 0 0 6 0 】

図 4 に図示の通り、換気  $V$  は図 4 の第 1 の圧迫周期の後に実行される。胸部パッド 13 10 は換気中に胸部の運動に厳密に従うことができる。これは胸部の運動を妨げない力制御を通じて実現されるが、一方従来技術のシステムは圧迫が起こった後に固定位置において胸部パッドを単純にブロックするだけである。

【 0 0 6 1 】

本開示の一態様において、深度偏差は患者への危害が最小限になるように制限される。実際、現在のゼロ位置  $P_c$  が初期ゼロ位置  $P_0$  に対して過度に変化するとき、患者の胸骨と脊椎の間の距離はますます小さくなる。この場合、胸部との接触が決して失われないように、有効圧迫深度 ( $D_1, D_2, \dots, D_c$ ) は余分な深度偏差の量によって減少される。好適には深度偏差は 1 乃至 3  $\text{cm}$  の範囲に制限される。

【 0 0 6 2 】

当業者は本開示が、圧迫周期にわたって力制御が有効にされるときに胸部パッドの位置の解析を可能にすることも理解する。胸部パッドの位置の解析は胸部パッド 13 の絶対位置の解析を有し得る。胸部パッドの位置の解析は前の圧迫周期に対する胸部パッド 13 の相対位置の解析も有し得る。

【 0 0 6 3 】

有利なことに、力制御が有効にされるときの胸部パッドの位置の解析は換気とモールディング効果についての情報を提供し得る。特に、胸部パッド 13 が単一圧迫で所定量よりも多く動かされる場合、この効果は遅い過程である胸部モールディングに起因するはずがなく、換気によって引き起こされるはずである。

【 0 0 6 4 】

本開示によれば、力制御は圧迫中に位置制御の間に置かれる。好適には、力制御と位置制御は圧迫周期中固定時間において有効及び無効にされる。これはパッドが圧迫周期中常に胸部と接触し続けることを可能にしながら、換気が実行される場合換気中の胸部の最大運動を可能にする。

【 0 0 6 5 】

開示の実施形態への他の変更は図面、開示、及び添付の請求項の考察から、請求される本発明を実践する上で当業者によって理解されもたらされることができる。請求項において、"有する"という語は他の要素若しくはステップを除外せず、不定冠詞 "a" 若しくは "a n" は複数を除外しない。単一のユニットが請求項に列挙される複数の項目の機能を実行してもよく、その逆も同様である。特定の手段が相互に異なる従属請求項に列挙されるという単なる事実はこれらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示すものではない。請求項に見られる任意の参照符号は範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

【 0 0 6 6 】

本発明の様々な実施形態が上記されているが、これらは例として提示されており限定ではないことが理解されるべきである。本発明の範囲から逸脱することなく形式及び詳細における様々な変更がなされ得ることが当業者に明らかである。ハードウェア ( 例えば中央処理ユニット ("C P U") 、マイクロプロセッサ、マイクロコントローラ、デジタル信号プロセッサ、プロセッサコア、システムオンチップ ("S O C") 若しくは任意の他の装置 ) を用いることに加えて、実施例は例えばソフトウェアを格納するように構成される非一

10

20

30

40

50

時的コンピュータ使用可能（例えば可読）媒体に配置されるソフトウェア（例えばコンピュータ可読コード、プログラムコード、及び／又は任意の形式で置かれる命令、例えばソース、オブジェクト若しくは機械語）でも具体化され得る。かかるソフトウェアは例えば、本明細書に記載の装置及び方法の機能、製造、モデリング、シミュレーション、記述及び／又は試験を可能にすることができる。例えば、これは汎用プログラム言語（例えばC、C++）、Verilog HDL、VHDLなどを含むハードウェア記述言語（HDL）、若しくは他の利用可能なプログラムの使用を通じて達成されることができる。かかるソフトウェアは半導体、磁気ディスク、若しくは光ディスク（例えばCD-ROM、DVD-ROMなど）などの任意の既知の非一時的コンピュータ使用可能媒体に配置することができる。ソフトウェアは非一時的コンピュータ使用可能（例えば可読）伝送媒体（例えば搬送波、若しくはデジタル、光学、アナログベース媒体を含む任意の他の媒体）で具体化されるコンピュータデータ信号としても配置されることができる。本発明の実施形態は装置を記述するソフトウェアを提供すること、及びその後インターネット及びインターネットを含む通信ネットワークを介してコンピュータデータ信号としてソフトウェアを伝送することによって本明細書に記載の装置を提供する方法を含み得る。

【 0 0 6 7 】

本明細書に記載の装置と方法は、マイクロプロセッサコア（例えばHDLに具体化される）などの半導体IPコアに含まれ、集積回路の製造においてハードウェアに変換され得ることが理解される。加えて、本明細書に記載の装置と方法はハードウェアとソフトウェアの組み合わせとして具体化され得る。従って、本発明は上記実施形態例のいずれによつても限定されるべきではなく、以下の請求項とその均等物にのみ従つて定義されるべきである。

10

( 1 )

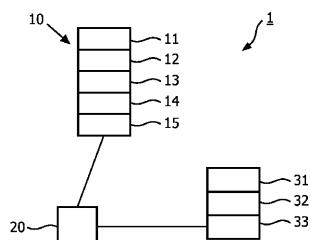


FIG. 1

【図2】

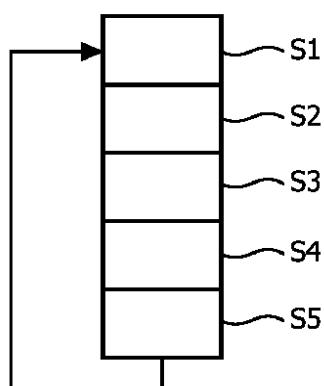


FIG. 2

〔 図 3 〕

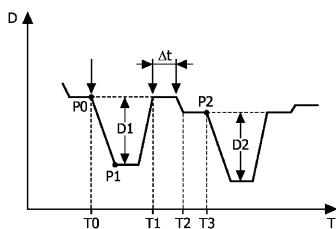


FIG. 3

【図4】

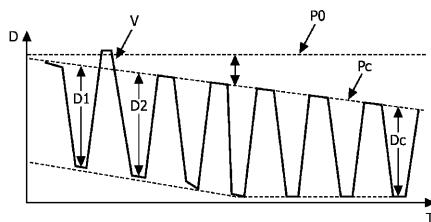


FIG. 4

---

フロントページの続き

(72)発明者 アーレン パウル  
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  
4 4

(72)発明者 ウールリー ピエール ヘルマヌス  
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  
4 4

(72)発明者 ポールッセン イゴール ウィルヘルムス フランシスクス  
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  
4 4

合議体

審判長 内藤 真徳  
審判官 根本 徳子  
審判官 高木 彰

(56)参考文献 特開2007-307367 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61H 31/00