

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4689979号  
(P4689979)

(45) 発行日 平成23年6月1日(2011.6.1)

(24) 登録日 平成23年2月25日(2011.2.25)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 H 31/00 (2006.01)** A 6 1 H 31/00  
 A 6 1 B 5/0402 (2006.01) A 6 1 B 5/04 3 1 O M

請求項の数 56 外国語出願 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2004-187682 (P2004-187682)	(73) 特許権者	504242032
(22) 出願日	平成16年6月25日 (2004.6.25)		ゾール メディカル コーポレイション
(65) 公開番号	特開2005-46609 (P2005-46609A)		ZOLL Medical Corporation
(43) 公開日	平成17年2月24日 (2005.2.24)		アメリカ合衆国 01824-4105
審査請求日	平成19年6月22日 (2007.6.22)		マサチューセッツ州 チェルムスフォード
(31) 優先権主張番号	10/609001		ミル ロード 269
(32) 優先日	平成15年6月27日 (2003.6.27)	(74) 代理人	100068755
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 恩田 博宣
(31) 優先権主張番号	10/704366	(74) 代理人	100105957
(32) 優先日	平成15年11月6日 (2003.11.6)		弁理士 恩田 誠
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	フレデリック ゲーブ
			アメリカ合衆国 01923 マサチュー
			セッツ州 ダンバーズ キャロリン ドラ
			イブ 18

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 CPR時の胸部圧迫効果向上のための方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被災者に対する CPR時に胸部圧迫を行なう際、救命員を支援するための装置であって、

救命員が胸部圧迫を行なうために力を印加する位置で又はその近くで胸部に貼付されるように構成されたパッド又は他の構造物と、

前記パッドに接続された少なくとも1つのセンサであって、胸部の動き又は胸部に印加された力を検出するように構成されたセンサと、

前記センサの出力を処理して、救命員が、胸部圧迫後、胸部を十分に解放しているかどうか判断する処理回路と、

前記処理回路に接続され、胸部圧迫後、胸部が十分に解放されているかどうかを示す可視または可聴指示を救命員に提供する少なくとも1つの指示提示用要素とを備える装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の装置であって、パッド又は他の構造物は、救命員によって力が印加されるパッドである、装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の装置であって、前記センサは、加速度計を含む、装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の装置であって、前記センサは、力センサを含む、装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の装置であって、前記センサは、速度センサを含む、装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の装置であって、前記センサは、力センサ及び加速度計又は速度センサの双方を含む、装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の装置であって、前記指示提示用要素は、救命員に可聴指示を送出するためのスピーカを含む、装置。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の装置であって、前記指示提示用要素は、救命員に可視指示を提供するための表示装置を含む、装置。

10

【請求項 9】

請求項 1 に記載の装置であって、装置は、体外式除細動器の一部である、装置。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の装置であって、前記体外式除細動器は、AEDである、装置。

【請求項 11】

請求項 1 に記載の装置であって、前記処理回路は、ソフトウェアを実行するデジタル・プロセッサを含む、装置。

【請求項 12】

請求項 1 に記載の装置であって、救命員が十分に胸部を解放しているかどうかを判断する段階は、胸部の動作を解析する段階を含む、装置。

20

【請求項 13】

請求項 12 に記載の装置であって、胸部動作を解析する段階は、胸部動作を表す波形の特徴又は形状を解析する段階を含む、装置。

【請求項 14】

請求項 1 に記載の装置であって、前記少なくとも 1 つのセンサは、胸部の動きを検出するためのセンサ及び胸部に印加される力を検出するためのセンサの双方を含み、前記処理回路は、両センサの出力を用いて胸部伸展度を表す情報を提供する、装置。

【請求項 15】

請求項 14 に記載の装置であって、胸部伸展度を表す情報を用いて、胸部の十分な解放に相当する印加圧力/力のレベルを決定する、装置。

30

【請求項 16】

請求項 5 に記載の装置であって、更に、胸部の変位を推定するために速度センサの出力を処理する処理回路を含む装置。

【請求項 17】

請求項 16 に記載の装置であって、前記処理回路は、速度センサの出力を積分する機能を有する、装置。

【請求項 18】

請求項 1 の装置であって、  
前記少なくとも 1 つのセンサは、前記パッドに接続された少なくとも 1 つの動作センサを含み、

40

前記処理回路は、前記動作センサの出力を処理して、胸部の最大圧迫速度を推定するように構成されており、

前記少なくとも 1 つの指示提示用要素は、前記最大圧迫速度を表す情報を救命員に提供するように構成されている、装置。

【請求項 19】

請求項 18 に記載の装置であって、前記動作センサは、速度センサを含む、装置。

【請求項 20】

請求項 5 又は 19 に記載の装置であって、速度センサは、体が圧迫される位置にほぼ隣接して配置されるように構成されている、装置。

【請求項 21】

50

請求項 5 又は 1 9 に記載の装置であって、速度センサは、胸部の対向面間の相対速度を検出するために配置されるように構成されている、装置。

【請求項 2 2】

請求項 5 又は 1 9 に記載の装置であって、速度センサは、導体及び磁石を含み、速度は、前記導体と磁石との間の相対運動によって前記導体に誘発される電流を検出することによって検出される、装置。

【請求項 2 3】

請求項 2 2 に記載の装置であって、前記磁石は、永久磁石及び電磁石の内の 1 つを含む、装置。

【請求項 2 4】

請求項 2 2 に記載の装置であって、前記導体及び磁石は、胸部の対向面上に配置される、装置。

【請求項 2 5】

請求項 2 2 に記載の装置であって、前記導体は、除細動電極パッドと一体のコイルを含む、装置。

【請求項 2 6】

請求項 2 2 に記載の装置であって、前記導体及び磁石の各々は、除細動電極パッドと一体のコイルを含む、装置。

【請求項 2 7】

請求項 5 又は 1 9 に記載の装置であって、磁石は、電磁石を含み、前記電磁石は、1 K Hz よりも大きい周波数で振動する磁界を生成し、更に、前記装置は、コイルが接続されたコイル検出回路を含み、コイル検出回路は、ドリフト及びノイズに対する感受性を低下させるために、検出信号の同期復調が可能である、装置。

【請求項 2 8】

請求項 5 又は 1 9 に記載の装置であって、更に、被災者から ECG 信号を取得するための回路を含み、処理回路は、速度センサの出力及び ECG 信号を処理して、速度センサ出力を用いることによって、胸部圧迫による ECG アーティファクトを減少させる機能を有する、装置。

【請求項 2 9】

請求項 1 の装置であって、  
前記少なくとも 1 つのセンサは、救命員が胸部圧迫を行なうために力を印加する位置又はその近くで患者の胸部に貼付される動作センサを含み、  
前記処理回路は、前記動作センサによって生じる動作波形の特徴の解析から胸部変位を決定するように構成されている、装置。

【請求項 3 0】

請求項 2 9 に記載の装置であって、前記動作センサは、速度センサを含む、装置。

【請求項 3 1】

請求項 2 9 に記載の装置であって、前記動作センサは、加速度計を含む、装置。

【請求項 3 2】

請求項 3 1 に記載の装置であって、前記処理回路は、救命者が患者の胸部を十分に解放したか否かを加速度波形の特徴の解析から判断するように構成されている、装置。

【請求項 3 3】

請求項 3 1 に記載の装置であって、前記処理回路は、速度及び加速度波形を提供するために前記加速度計の出力を処理するように構成されている、装置。

【請求項 3 4】

請求項 3 2 に記載の装置であって、前記処理回路は、速度及び加速度波形を提供するために加速度計の出力を処理し、救命員が、患者の胸部を十分に解放したか否か判断するために速度及び加速度波形を解析するように構成されている、装置。

【請求項 3 5】

請求項 3 3 に記載の装置であって、速度波形の解析は、最大圧迫速度を決定することを

10

20

30

40

50

含む、装置。

【請求項 3 6】

請求項 3 1 又は 3 3 に記載の装置であって、特徴の解析から胸部変位を決定することは、波形の特徴から圧迫周期の開始及び完了時間を決定することを含む、装置。

【請求項 3 7】

請求項 3 6 に記載の装置であって、胸部変位を決定することは、開始及び完了時間によって定義される時間区間に渡って加速度波形を積分することを更に含む、装置。

【請求項 3 8】

請求項 3 1 又は 3 3 に記載の装置であって、前記処理回路は、胸部が十分に解放されたかどうか判断するために波形の上昇行程部の特徴を解析するように構成されている、装置。

10

【請求項 3 9】

請求項 3 1 又は 3 3 に記載の装置であって、前記処理回路は、圧迫が圧迫深度及び圧迫解放の所望の限界内であるかどうかに基づき救命員に対して提示する指示を生成するように構成されている、装置。

【請求項 4 0】

請求項 3 9 に記載の装置であって、救命員に対する前記指示は、複数の胸部圧迫周期における圧迫動作に基づくため、救命員が CPR 適用を短時間中断することによって即座には影響されない、装置。

【請求項 4 1】

請求項 3 9 に記載の装置であって、前記処理回路は、胸部伸展度を決定し、決定された胸部伸展度を用いて、不十分な胸部解放について指示を提示されることなく圧迫行程の最後に救命員が印加し得る圧力/力のレベルを調整するように構成されている、装置。

20

【請求項 4 2】

請求項 3 3 に記載の装置であって、波形から決定される特徴は、幅、振幅、面積、質量中心、歪度、高さ/幅比、T A R、T A M P R、及び T W R のうちの 1 つ以上を含む装置。

【請求項 4 3】

請求項 4 2 に記載の装置であって、前記特徴は、被災者の胸部が十分に解放されたかどうかについて判断するために前記処理回路によって用いられる、装置。

【請求項 4 4】

請求項 4 3 に記載の装置であって、判断は、標準決定論理、ファジー論理決定方法論、又は統計的推定の何れかを用いて行なわれる、装置。

30

【請求項 4 5】

請求項 1 の装置であって、  
前記処理回路は更に、  
胸部圧迫適用時、E C G 信号を検出し、  
前記少なくとも 1 つのセンサの出力を処理して胸部圧迫の速度に関する情報を決定し、  
速度に関する情報を用いて、胸部圧迫から生じる E C G 信号における少なくとも 1 つの信号アーティファクトを減少させるように構成されている、装置。

【請求項 4 6】

請求項 4 5 に記載の装置であって、前記センサは、速度センサであり、速度に関する情報は、前記速度センサから決定される、装置。

40

【請求項 4 7】

請求項 4 5 に記載の装置であって、前記センサは、加速度計であり、速度に関する情報は、前記加速度計の出力の積分から決定される、装置。

【請求項 4 8】

請求項 4 5 に記載の装置であって、前記速度に関する情報を用いて E C G 信号における少なくとも 1 つの信号アーティファクトを減少させることは、E C G 信号を速度と時間同調させることを含む、装置。

【請求項 4 9】

50

請求項 4 5 に記載の装置であって、前記速度に関する情報を用いて E C G 信号における少なくとも 1 つの信号アーティファクトを減少させることは、胸部圧迫アーティファクトを除去するための適応フィルタを用いて減少させることを含む、装置。

【請求項 5 0】

請求項 4 5 に記載の装置であって、前記速度に関する情報を用いて E C G 信号における少なくとも 1 つの信号アーティファクトを減少させることは、フィード・フォワード能動ノイズ消去を含む、装置。

【請求項 5 1】

請求項 4 5 に記載の装置であって、前記速度に関する情報を用いて E C G 信号における少なくとも 1 つの信号アーティファクトを減少させることは、E C G 信号を胸部圧迫アーティファクトから分離するフィルタの遮断周波数を決定することを含む、装置。

10

【請求項 5 2】

請求項 1 に記載の装置であって、前記少なくとも 1 つのセンサは、前記パッドに接続された少なくとも 1 つの動作センサであって、胸部の動きを検出するように構成された動作センサを含み、当該装置は更に、

前記パッドに接続された少なくとも 1 つの力センサであって、胸部に印加される力を検出するように構成された力センサを備え、

前記処理回路は、前記動作センサ及び力センサの出力を処理して、胸部の伸展度を推定するように構成されている、装置。

【請求項 5 3】

20

請求項 5 2 に記載の装置であって、推定伸展度及び力センサの出力は、胸部の圧迫深度を決定するために用いられる、装置。

【請求項 5 4】

請求項 5 3 に記載の装置であって、前記動作センサは、加速度計であり、前記加速度計の出力は、主として胸部伸展度を推定するために用いられ、C P R 時の圧迫深度は、推定伸展度を用いて力センサの出力を推定圧迫深度に変換することによって推定される、装置。

【請求項 5 5】

請求項 5 4 に記載の装置であって、前記加速度計の出力は、限定された時間間隔中に胸部伸展度を推定するために用いられ、これらの限定時間間隔外において、胸部圧迫は、加速度計の出力を実質的に用いることなく、推定伸展度及び力センサの出力から判定される、装置。

30

【請求項 5 6】

請求項 5 2 又は 5 3 に記載の装置であって、推定伸展度及び力センサの出力は、胸部が十分に解放されたかどうか判断するために用いられる、装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、心臓蘇生を支援するための装置に関する。

(関連出願に対する相互参照)

40

本出願は、2 0 0 3 年 6 月 2 7 日に出願された米国出願第 1 0 / 6 0 9 , 0 0 1 号の一部継続出願であり、その優先権を主張するものである。

【背景技術】

【0 0 0 2】

本発明は、心臓蘇生の分野に関し、特に、心肺蘇生 ( C P R ) 時、胸部圧迫の実行に際して救命員を支援するための装置に関する。C P R 時の胸部圧迫は、心臓が再度動き出すまで血液循環及び酸素供給を維持することによって、心拍停止状態にある患者の血行を機械的に支援するために用いられる。被災者の胸部は、理想的には、医学的な指導基準、例えば、米国心臓協会 ( A H A ) 指導基準に基づく圧迫速度及び深度で救命員によって圧迫される。心臓を通過する血流を生成するための 1 つの重要なステップは、各胸部圧迫後、

50

適切に胸部を解放することである。陰圧を胸部に生成して次の胸部圧迫時に心臓の静脈充満を容易にして血流を増やすために、胸部は十分に解放されるべきである。胸部が適切に解放されない場合、静脈還流及び右心房充満を妨げる胸部陽圧が残る。他の重要なCPRパラメータは、最大圧迫速度、圧迫深度、及び平均速度である。圧迫深度及び平均速度は共に、潜在的な血流量の良い指標を提供する。最大圧迫速度は、適当な僧帽弁閉鎖及び高血流量における重要な因子である。

#### 【0003】

胸部圧迫の深度を検出するためのセンサが提案されている。(深度を推定するためにその出力が積分される)加速度計が、例えば、フリーマン(Freeman)の米国出願第09/794,320号、米国特許第6,306,107号、及び米国特許第6,390,996号において開示された。力(圧力)センサは、例えば、グレンケ(Groenke)の米国特許第6,125,299号において開示された。

10

#### 【発明の開示】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0004】

胸郭の伸展度は人によって大幅に変わるため、力センサでは、絶対的な変位を決定する方法が提供されなかった。加速度計は、胸部が解放されているか否かの指標を提供しない。これらは、二重積分によって変位を計算するが、これによって、大幅なDCオフセットが生じることがある。米国特許第6,306,107号は、圧迫の開始及び終了を示すスイッチとして力センサを組み込むことによってDCオフセット問題に対処しようとした。また従来技術において、胸部に印加される力又は圧力の量を救命員に示すための機械的圧力計も採用してきた。しかし、これら従来技術による加速度計及び/又は力センサを用いても、胸郭が十分に解放されているかどうかについて有用なフィードバックを救命員に提供する点で、良い解決策が提供されていない。個人間で胸部伸展度が異なることは、一般的に各個人が、大幅な変位を生じることなく、胸骨で異なる量の力を支え得ることを意味する。

20

#### 【0005】

できるだけ遅滞なく除細動ショックを与えるために心拍停止の被災者の処置を行なう救命員は、自動体外式除細動器(AED)を次第に用いるようになった。現在利用可能なAEDに含まれるアルゴリズムでは、心電図(ECG)解析が装置によって行われ、また、救命員が圧迫を控える“ハンド・オフ”期間を必要とする。AEDにおける現在の拍動解析アルゴリズムの精度は、胸部圧迫により誘発されるアーティファクトによって大きく低下するため、圧迫を控えなければならない。またこれらのAEDは、圧迫が行われない間、救命員が、脈拍又は血行の徴候があるかどうか確認することが必要である。20秒程度の短い時間、胸部圧迫の実行を中断すると、重要な生存尺度である自己心拍再開(ROSC)の可能性が劇的に減少することが幾つかの研究で分かっている。“ハンド・オフ”期間に必要な最小量の時間は、20秒であることも他の研究で分かっている。従って、救命員が、間断なく胸部圧迫を続ける間に拍動解析を行なうAED能力に対するニーズが存在する。

30

#### 【課題を解決するための手段】

40

#### 【0006】

第1の態様では、本発明は、被災者に対するCPR時に胸部圧迫を行なう際、救命員を支援するための装置を特徴とする。本装置は、救命員が胸部圧迫を行なうために力を印加する位置で又はその近くで胸部に貼付されるように構成されたパッド又は他の構造物と、パッドに接続された少なくとも1つのセンサであって、胸部の動き又は胸部に印加された力を検出するように構成されたセンサと、センサの出力を処理して、救命員が、胸部圧迫後、胸部を十分に解放しているかどうか判断する処理回路と、処理回路に接続され、胸部圧迫後、胸部が十分に解放されているかどうかについての情報を救命員に提供する少なくとも1つの指示提示用要素とを含む。

#### 【0007】

50

本発明におけるこの態様の好適な実施形態は、以下の1つ以上を組み込み得る。パッド又は他の構造物は、救命員によって力が印加されるパッドであってよい。センサは、加速度計を含み得る。センサは、力(又は圧力)センサを含み得る。センサは、速度センサを含み得る。センサは、力(又は圧力)センサ及び加速度計又は速度センサの双方を含み得る。指示提示用デバイスは、救命員に可聴のメッセージを送出するためのスピーカを含み得る。指示提示用デバイスは、救命員に視覚メッセージを提供するための表示装置を含み得る。装置は、体外式除細動器の一部であってよい。体外式除細動器は、A E Dであってよい。処理回路は、ソフトウェアを実行するデジタル・プロセッサを含み得る。救命員が十分に胸部を解放しているかどうかを判断する段階は、胸部の動作を解析する段階を含み得る。胸部動作を解析する段階は、胸部動作を表す波形の特徴又は形状を解析する段階を含み得る。装置は、胸部の動きを検出するためのセンサ及び胸部に印加される力を検出するためのセンサの双方を含んでよく、また、処理回路は、両センサの出力を用いて胸部伸展度を表す情報を提供し得る。胸部伸展度を表す情報を用いて、胸部の十分な解放に相当する印加圧力/力のレベルを決定し得る。

10

**【0008】**

第2の態様において、本発明は、被災者に対するC P R時に胸部圧迫を行なう際、救命員を支援するための装置を特徴とする。本装置は、救命員が胸部圧迫を行なうために力を印加する位置で又はその近くで胸部に貼付されるように構成されたパッド又は他の構造物と、パッドに接続された少なくとも1つの速度センサであって、胸部の動作速度を検出するように構成された速度センサと、を含む。

20

**【0009】**

本発明におけるこの態様の好適な実施形態は、以下の1つ以上を組み込み得る。更に、装置は、胸部の変位を推定するために速度センサの出力を処理する処理回路を含み得る。処理回路は、速度センサの出力を積分する機能を有し得る。速度センサは、体が圧迫される位置にほぼ隣接して配置されるように構成し得る。速度センサは、胸部の対向面間の相対速度を検出するために配置されるように構成し得る。速度センサは、導体及び磁石を含んでよく、また、速度は、導体と磁石との間の相対運動によって導体に誘発される電流を検出することによって検出し得る。磁石は、永久磁石及び電磁石の内の1つを含み得る。導体及び磁石は、胸部の対向面上に配置し得る。導体は、除細動電極パッドと一体のコイルを含み得る。導体及び磁石は、各々、除細動電極パッドと一体のコイルを含み得る。磁石は、電磁石を含んでもよく、電磁石は、1 K H zよりも大きい周波数で振動する磁界を生成してよく、また更に、コイルが接続されたコイル検出回路を含んでよいが、この場合、コイル検出回路は、ドリフト及びノイズに対する感受性を低下させるために、検出信号の同期復調が可能であってよい。更に装置は、被災者からE C G信号を取得するための回路を含んでよく、処理回路は、速度センサの出力及びE C G信号を処理して、速度センサ出力を用いることによって、胸部圧迫によるE C Gアーティファクトを減少させる機能を有し得る。

30

**【0010】**

第3の態様において、本発明は、被災者に対するC P R時に胸部圧迫を行なう際、救命員を支援するための装置を特徴とする。本装置は、救命員が胸部圧迫を行なうために力を印加する位置で又はその近くで胸部に貼付されるように構成されたパッド又は他の構造物と、パッドに接続された少なくとも1つの動作センサであって、胸部の動きを検出するように構成された動作センサと、動作センサの出力を処理して、胸部の最大圧迫速度を推定する処理回路と、処理回路に接続され、最大圧迫速度を表す情報を救命員に提供する少なくとも1つの指示提示用デバイスと、を含む。本発明におけるこの態様の好適な実施形態において、動作センサは、速度センサを含み得る。

40

**【0011】**

第4の態様において、本発明は、C P R時の胸部圧迫を判定する方法を特徴とする。本方法は、救命員が胸部圧迫を行なうために力を印加する位置又はその近くで患者の胸部に動作センサを貼付する段階と、動作センサによって生じる動作波形の特徴の解析から胸部

50

変位を決定する段階と、を含む。

【0012】

本発明におけるこの態様の好適な実施形態は、以下の1つ以上を組み込み得る。動作センサは、速度センサであってよい。動作センサは、加速度計であってよい。更に本方法は、救命員が、患者の胸部を十分に解放したか否か加速度波形の特徴の解析から判断する段階を含み得る。更に本方法は、速度及び加速度波形を提供するために加速度計の出力を処理する段階を含み得る。更に本方法は、速度及び加速度波形を提供するために加速度計の出力を処理する段階と、救命員が、患者の胸部を十分に解放したか否か判断するために速度及び加速度波形を解析する段階と、を含み得る。速度波形の解析は、最大圧迫速度を決定する段階を含み得る。特徴の解析から胸部変位を決定する段階は、波形の特徴から圧迫周期の開始及び完了時間を決定する段階を含み得る。更に胸部変位を決定する段階は、開始及び完了時間によって定義される時間区間に渡って加速度波形を積分する段階を含み得る。更に本方法は、胸部が十分に解放されたかどうか判断するために波形の上昇行程部の特徴を解析する段階を含み得る。更に本方法は、圧迫が圧迫深度及び圧迫解放の所望の限界内であるかどうかに基づき救命員に指示を提示する段階を含み得る。救命員に対する提示指示は、複数の周期の傾向に基づき得るため、救命員がCPR適用時に短時間中断することによって即座には影響されない。更に本方法は、胸部伸展度を決定する段階と、決定された胸部伸展度を用いて、不十分な胸部解放について指示を提示されることなく圧迫行程の最後に救命員が印加し得る圧力/力のレベルを調整する段階と、を含み得る。波形から決定される特徴は、幅、振幅、面積、質量中心、歪度、高さ/幅比、TAR、TAMPR、及びTWRのうちの1つ以上を含み得る。これらの特徴は、被災者の胸部が、十分に解放されたかどうかについて判断するために用い得る。判断は、標準決定論理、ファジー論理決定方法論、又は統計的推定の何れかを用いて行ない得る。

10

20

【0013】

第5の態様において、本発明は、CPR適用時、ECG信号を解析する方法を特徴とする。本方法は、胸部圧迫適用時、ECG信号を検出する段階と、胸部圧迫の速度に関する情報を決定し得るセンサの出力を検出する段階と、速度に関する情報を用いて、胸部圧迫から生じるECG信号における少なくとも1つの信号アーティファクトを減少させる段階と、を含む。

【0014】

本発明におけるこの態様の好適な実施形態は、以下の1つ以上を組み込み得る。センサは、速度センサであってよく、また、速度に関する情報は、速度センサから決定し得る。センサは、加速度計であってよく、また、速度に関する情報は、加速度計の出力の積分から決定し得る。速度に関する情報を用いてECG信号における少なくとも1つの信号アーティファクトを減少させる段階は、ECG信号を速度と時間同調する段階を含み得る。速度に関する情報を用いてECG信号における少なくとも1つの信号アーティファクトを減少させる段階は、胸部圧迫アーティファクトを除去するために調整される適応フィルタを含み得る。速度に関する情報を用いてECG信号における少なくとも1つの信号アーティファクトを減少させる段階は、フィード・フォワード能動ノイズ消去を含み得る。速度に関する情報を用いてECG信号における少なくとも1つの信号アーティファクトを減少させる段階は、ECG信号を胸部圧迫アーティファクトから分離するフィルタの遮断周波数を決定する段階を含み得る。

30

40

【0015】

第6の態様において、本発明は、被災者に対するCPR時に胸部圧迫を行なう際、救命員を支援するための装置を特徴とする。本装置は、救命員が胸部圧迫を行なうために力を印加する位置で又はその近くで胸部に貼付されるように構成されたパッド又は他の構造物と、パッドに接続された少なくとも1つの動作センサであって、胸部の動きを検出するように構成された動作センサと、パッドに接続された少なくとも1つの力(又は圧力)センサであって、胸部に印加される力を検出するように構成された力センサと、動作センサ及び力センサの出力を処理して、胸部の伸展度を推定する処理回路と、を含む。

50

## 【 0 0 1 6 】

本発明におけるこの態様の好適な実施形態は、以下の1つ又は複数を組み込み得る。推定伸展度及び力センサの出力は、胸部の圧迫深度を決定するために用い得る。動作センサは、加速度計であってよく、また、加速度計の出力は、主として胸部伸展度を推定するために用いてよく、また、C P R時の圧迫深度は、推定伸展度を用いて力センサの出力を推定圧迫深度に変換することによって推定し得る。加速度計の出力は、限定された時間間隔中に胸部伸展度を推定するために用いてもよく、また、これらの限定時間間隔外において、胸部圧迫は、加速度計の出力を実質的に用いることなく、推定伸展度及び力センサの出力から判定し得る。推定伸展度及び力センサの出力は、胸部が十分に解放されたかどうか判断するために用い得る。

10

## 【 0 0 1 7 】

第7の態様において、本発明は、被災者に対するC P R時に胸部圧迫を行なう際、救命員を支援するための装置を特徴とする。本装置は、救命員が胸部圧迫を行なうために力を印加する位置で又はその近くで胸部に貼付されるように構成されたパッド又は他の構造物と、押下された場合、圧迫開始時及び圧迫終了時、救命員の手に触感のフィードバックを提供する少なくとも1つの双安定機械要素と、を含む。

## 【 0 0 1 8 】

本発明におけるこの側面の好適な実施例は、以下の1つ又は複数を組み込み得る。機械要素は、圧力下でつぶれ、圧力解放時、ドーム形状に戻るドーム部を含み得る。更に、双安定機械要素は、少なくとも圧迫終了時、可聴のフィードバックを提供し得る。圧迫終了時の触感フィードバックは、概ね胸部の十分な解放に相当する印加力で生じ得るため、触感フィードバックは、胸部が十分に解放されたことを救命員にフィードバックする役割を果たす。

20

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 1 9 】

本発明は、数多くの利点を提供する。例えば、このような圧迫/減圧周期パラメータを圧迫速度及び減圧解放の完全性として解析することによって、C P R時、圧迫のより正確で詳細な尺度を提供する。また、速度及び加速度波形の特徴を解析して、C P R性能を最大化し得る。例えば、本発明によって、最大圧迫速度の解析が可能になるが、これは、適切な僧帽弁閉鎖及び高血流量の重要な因子である。

30

## 【 0 0 2 0 】

本発明は、2次情報手段、例えば、力センサが、加速度を用いて変位を正確に測定するのに必要な精度を提供する必要性を不用にし得る。本発明は、オフセット・ドリフトの減少及び変位精度の向上を可能にする加速度波形の解析のための新しい方法を含む。また、本方法は、加速度及び速度波形の形態的解析によって圧迫/減圧周期の特性に関連するパラメータを決定するための能力も提供する。複数のパラメータは、解析により決定され、そして、胸部解放又は圧迫/減圧特性の他の一般化された記述子に関する判断を行なう際に組み合わせ得る。用いられる方法は、標準決定論理(例えば、I F - T H E N - E L S E)を含むことができ、あるいは、ファジー論理決定方法論若しくはベイズ法等の統計的推定などの方法を含むことができる。

40

## 【 0 0 2 1 】

終末呼吸二酸化炭素( $E t C O_2$ )及び脈拍酸素測定等、灌流及び酸素付加の直接生理学的測定は、C P R制御アルゴリズムに付加的なフィードバックを提供し得る。

本発明のある実施形態では、胸部伸展度を決定することによって、圧迫の開始及び解放を判定するための圧力/力センサを用いることの難しさを克服する。胸郭の伸展度は、人によって変わり、従って、各個人は、一般的に、変位を生じることなく胸骨上で異なる量の力を支えることができる。本発明の幾つかの実施形態では、伸展度が、圧迫時の力(又は圧力)及び胸部動作の測定から推定される。推定伸展度を用いて、胸部伸展度が異なる患者に胸部解放力閾値を適応し得る。閾値を被災者の胸部伸展度に適応させない場合、伸展度が大きい患者にさえも十分な解放を保証するために、胸部解放力閾値は、非常に低く

50

設定しなければならない傾向がある。これによって、救命員がほぼ全ての力を胸部から解放する必要が生じたり、CPR自体の処理を妨げたり、また、関係がない妨害コマンドと思われるようなもので救命員を混乱させることがある。

【0022】

(本発明の幾つかの態様で提案した)速度センサを用いると、変位を決定するためのより正確でノイズ感受性が小さい目安を提供し得る。速度から変位を計算するには、一回だけの積分が必要であり、従ってオフセット誤差が減少し、また、加速度を計算するには一回だけの微分が必要であり、従って高周波ノイズ感受性が減少する。更に、慣性があり且つその運動が地球と相対的である加速度とは異なり、この実施形態の速度は、胸部の正面と背面の間の相対速度を測定する差分構成である。差分速度測定は、救急車又は飛行機等

10

【0023】

磁気誘導を用いて、磁石とコイルとの間の相対速度に比例する電圧を生成し得る。磁石は、永久磁石の形態を取り得るが、好適には、電磁石である。電磁石を用いると、2つの主な目的に供する。即ち、電極が患者に貼付された後、装置を校正するために電磁石を用いることができ、また、信号の同期変調/復調を行って精度を向上させ、また、ノイズ及びアーティファクトに対する感受性を最小限に抑えるためにそれらを用いることができる。

【0024】

磁気ピックアップ及び誘導コイルは、除細動パッドに組み込み得る。一方の除細動パッドを左胸部に配置し、他方の除細動パッドを被災者の背中の左肩甲領域に配置し得る。これらは、除細動にとって最適な位置であり、また、胸骨の変位に比例する磁束変化を発生する良好な位置を提供する。コイルは、各除細動電極の外端部に直接組み込み得る。他の選択肢として、所望の電極位置が前部/前部(両電極が胸部正面にある状態)である場合、患者の下に配置され、かつ受け側コイルを含む別の背板パネルを用い得る。

20

【0025】

速度センサを本発明で用いると、“ハンド・オフ”期間なしでECG解析を行なうことが可能になり、フィルタ処理及び拍動解析が改善される。

【発明を実施するための最良の形態】

30

【0026】

本発明の他の特徴及び利点は、以下の詳細な説明及び図面から、並びに請求項から明らかになる。

本明細書に述べるには多過ぎるが、本発明では非常に多くの実施形態が可能である。現時点で好適な幾つかの可能な実施形態について以下に述べる。しかしながら、これらが、本発明の実施形態の説明であり本発明の説明ではないこと、また、本発明が、この節に記述される詳細な実施形態に限定されず、請求項のより広義の用語で記述されることは、いくら強調しても強調し過ぎることがない。

【0027】

図1は、好適な実施形態の概略図を示す。この実施形態には、加速度計(及び加速度計ハウジング)と、圧力パッドに組み込まれた力センサと、加速度計及び力センサに電氣的に接続され、ユーザ・フィードバック用の表示装置及び/又はスピーカを含むAEDと、が含まれる。圧力パッドは、加速度計(及びハウジング)が支持される構造部材を提供する。加速度計及びパッドの力センサは、いずれも胸部解放を検出するのに不可欠なものではなく、従って、他のセンサを用いてもよい。力センサは、力又は圧力を測定し得る。

40

【0028】

加速度計ハウジングは、ホッケー用のパックに類似して成形され、患者の胸骨上に直接的に、又はパッド若しくは他の構造部材上に載せることができる。好適には、加速度計は、胸部圧迫用に推奨される位置で被災者の胸骨上に配置される。力センサは、加速度計ハウジングの下(図示)又は上に配置し得る。救命員は、加速度計ハウジング(又は圧力パ

50

ッド)を押して胸部圧迫を行なう。加速度計は、CPR時、胸部の動きを検出し、力センサは、印加された力又は圧力を測定する。AEDは、センサに電力を供給し、加速度計及び力センサから入力される電気信号をデジタル化する。センサの以前の校正に基づき、加速度計信号を積分してハウジング変位を決定し、また、力センサの出力を標準的な圧力又は力の単位に変換する。

#### 【0029】

図2は、図1の実施形態を用いてCPR時に記録される信号のサンプル図を示す。加速度信号を帯域通過フィルタ処理し、積分して、変位情報(例えば、変位信号)を導く。圧迫(C1 - C5)は、変位信号から検出し得る。圧迫速度は、圧迫間隔(例えば、(C2の時間 - C1の時間))から計算し、また、圧迫深度は、圧迫開始からピーク変位(例えば、(d1 - d0))までを測定する。開始及びピーク圧迫値は、各圧迫に対して保存する。圧迫開始及びオフセットにおける圧力を用いて、所定の圧迫深度に達するために用いられる力を決定する。胸部の伸展度は、圧迫変位及び関連する圧迫圧力から推定し得る。圧力“p0”は、CPR開始前の基準圧力であり、静止時の胸部変位“d0”に係る。圧力“p1”は、変位“d1”に達するために必要な圧力である。胸部伸展度は、以下の式から推定される。

#### 【0030】

$$\text{胸部伸展度} = |(d1 - d0) / (p1 - p0)|$$

ここで、d1は、圧迫ピークにおける変位であり、d0は、圧迫開始における変位であり、p1は、圧迫ピークにおける圧力であり、また、p0は、圧迫開始における圧力である。胸部伸展度は、各圧迫に対して計算でき、また、測定精度を改善するために平均することができる。

#### 【0031】

患者の具体的な胸部伸展度が分かると、それを用いて、以下の式からの瞬間的なバック圧力の尺度と組み合わせると、バックの絶対変位を推定することができる。

$$\text{変位} = \text{伸展度} \cdot (p - p0)$$

ここで、pは、ある時点においてバックから測定された圧力であり、p0は、救命員による圧迫又は処理がない時の静止バック圧力である。従って、胸部解放変位は、以下の式によって推定し得る。

#### 【0032】

$$\text{胸部解放時の変位} = \text{伸展度} \cdot (p3 - p0)$$

ここで、伸展度は、上述したように決定され、p3は、(次の圧迫の開始圧力として推定された)胸部解放圧力であり、また、p0は、静止圧力である。

#### 【0033】

他の選択肢として、胸部解放圧力は、2回の圧迫の間の最小圧力点としても測定し得る。

胸部解放変位点は、胸部が2回の圧迫の間に十分に解放されたか(即ち、心臓の静脈充満を助ける胸部の圧力を生成するために十分に解放されたか)どうかを決定するために、所定の閾値レベルと比較される。胸部解放変位点が、設定閾値以下に戻らない場合、音声指示提示と表示メッセージの組み合わせを用いて、圧迫間において胸部を更に完全に解放するように救命員に伝えることができる。胸部解放変位値は、測定精度を向上させるために平均することができる。また閾値レベルとの比較は、最新のy個の値のうちx個の値が設定閾値を越えて胸部解放フィードバックのトリガをかけるような“多数決(voting)”ロジックを介して行ない得る。救命員がCPRを行っている間、CPR胸部解放アルゴリズムは、継続的に動作し、救命員が蘇生の際に胸部を解放しない場合、即座にフィードバックを行なう。

#### 【0034】

必要ではないが、閾値レベルは、好適には、計算された胸部伸展度の関数として動的に調整される。伸展度が小さい患者については、力が大きくなっても、殆ど又は全く変位に影響がないため、閾値は、大きくすることができる。伸展度が大きい患者については、閾

10

20

30

40

50

値は、小さくする必要がある場合がある。

【 0 0 3 5 】

また胸部伸展度の計算推定値を力センサの出力と共に用いて、胸部圧迫の深度を推定し得る。従って、例えば、加速度計の出力を初期の時間間隔において力センサの出力と共に用いて、胸部伸展度の推定値を計算し得る。その後、推定胸部伸展度を用いて、力測定値を胸部圧迫の推定深度に変換し得る。

【 0 0 3 6 】

図 3 は、力センサが、機械又は電気スイッチと置き換えられた他の実施形態を示す。救命員は、スイッチ / ハウジング・アセンブリを押すことによって CPR を行なう。スイッチは、CPR 圧迫で用いられる力に基づき作動状態になり、圧迫解放時、非作動状態となる。スイッチには、押されると、圧迫開始（ドーム形状がつぶれる）時及び圧迫終了（ドーム形状が元に戻る）時、救命員の手に触感をフィードバックするドーム型スイッチ等におけるような双安定位置状態が備えられてもよい。また、2つの状態間の遷移に対応するスイッチ振動は、救命員に可聴フィードバックを提供するのにも十分な場合がある。圧迫解放振動が聞こえる及び / 又は感じられる場合、救命員は胸部が解放されたと見なし得る。

【 0 0 3 7 】

図 4 は、加速度、導出された変位、及びサンプルの CPR 時のスイッチ出力信号を示す。各圧迫は、図面の最上部（C1 - C5）で識別される。圧迫間隔、速度、及び深度は、加速度信号から測定される。スイッチ出力曲線に重なる破線は、パック・アセンブリ上の力を示し、また、力曲線がその作動閾値（実直線）を超える際のスイッチの作動を示すように描かれている。時間  $t_1$  は、スイッチの作動を示し、時間  $t_2$  は、スイッチの開放を示す。第 3 圧迫（C3）において、圧迫により時間  $t_3$  でスイッチが入るが（ON）、胸部上の力がトリガ閾値以下にならないため時間  $t_4$  でオフにならない。加速度信号は、胸部圧迫が継続していることを示すが、スイッチは、胸部が充分には解放されていないことを示す。胸部解放が起こっていない時、AED は、胸部を解放することをユーザに聴覚的及び / 又は視覚的に指示を提示し得る。

【 0 0 3 8 】

他の実施形態では、スイッチ又は力センサを用いることなく、加速度波形のみが解析される。図 5 は、1つの圧迫 / 減圧周期の加速度、速度、及び変位を示す。図 6 にブロック図で示したように、加速度センサからの入力信号は、調整されフィルタ処理されてアーティファクト及びノイズが最小限に抑えられ、A/D 変換器に入力される。次に、A/D 変換器は、マイクロプロセッサによって読み取られる。図 5 において、加速度波形に関する点は、以下の通りである。

【 0 0 3 9 】

- 1 . A 0 は、圧迫下降行程時の最大加速度の点である。
- 2 . A 2 は、救命員が圧迫下降行程の開始直前によく行なう補正的な僅かな上昇行程であり、また、圧迫下降行程の開始点を示す。

【 0 0 4 0 】

- 3 . A 1 は、圧迫下降行程の最大加速度の点である。
- 4 . A 1 は、減圧上昇行程の最大減速度の点である。
- 5 . A 2 は、最適な圧迫周期の間に救命員の手が患者の胸骨から僅かに上がる時のわずかな上方への解放である。

【 0 0 4 1 】

- 6 . A 3 及び A 3 は、信号が基準線から逸れる変曲点である。
- 7 . S A 0 及び S A 1 は、A 0 の両側における線分の加速度の勾配である。
- 8 . S V 0 及び S V 1 は、速度曲線上に示す線分の勾配（～加速度）である。

【 0 0 4 2 】

- 9 . V M a x は、圧迫下降行程時に達する最大速度である。

胸部の十分な解放の判定には、多くのアルゴリズムを用い得る。1つのアルゴリズムは

10

20

30

40

50

、以下の通りである。

【0043】

1. 基準点 A<sub>0</sub> を決定する。圧迫完了の決定は、救命員に最大の恩恵を提供するために、リアルタイムに行なうべきである。約 1 乃至 4 秒の遅延は、許容可能であり、また、実施可能な“前方検索”アルゴリズムの種類を制限する。A<sub>0</sub> は、数多くの手段によって検出され得る。1 つの方法は、加速度信号を帯域通過フィルタ処理して、実際の圧迫信号において観測されるものを最も厳密に近似する勾配を有する信号の最大出力信号振幅を生成することである。次に、帯域通過出力は、閾値検出関数に入力される。信号振幅が閾値よりも大きい場合、S A<sub>0</sub> が検出されている。閾値自体は、ノイズ及び干渉に対する感受性を最小限に抑えるために、振幅において動的に調整され得る。例えば、60 Hz の干渉等、帯域ノイズが検出される場合、閾値を大きくしてよい。また、検出の可能性が、予想される間隔で生じる信号に対して増加し、かつ検出直後に生じ得る擬似信号に対して減少するように、S A<sub>0</sub> 検出後に閾値を次第に小さくしてよい。S A<sub>0</sub> が検出されると、アルゴリズムは、ピーク振幅 A<sub>0</sub> が見つかるまで前方検索する。

10

【0044】

2. 点 A<sub>0</sub> から後方及び前方検索して、点 A<sub>3</sub>、A<sub>2</sub>、A<sub>1</sub>、A<sub>0</sub>、A<sub>1</sub>、A<sub>2</sub>、及び A<sub>3</sub> を決定する。

3. 次に、加速度信号を、これらの基準点から形成される構成三角形に分解する。三角形 A<sub>0</sub> は、A<sub>1</sub>、A<sub>0</sub>、及び A<sub>1</sub> 基準点によって形成される三角形を指す（図 5 の陰影部）。

20

【0045】

4. 次に、幅、振幅、面積、質量中心、歪度、高さ / 幅比等のような形態的特徴を用いて、三角形をパラメータ化する。

5. 次に、様々な三角形対に対して、面積比を計算する。例えば、三角形 A<sub>0</sub> と三角形 A<sub>1</sub> の面積比は、加速度三角形面積比 (0, 1) [T A R A (0, 1)] であり、

$$T A R A (0, 1) = \text{[三角形 A}_0 \text{の面積]} / \text{[三角形 A}_1 \text{の面積]}$$

となる。

【0046】

6. 次に、様々な三角形対に対して、振幅比を計算する。歪みの程度は、歪度又は質量中心の何れかを各三角形の計算に組み込むことによって振幅計算に組み込む。例えば、三角形 A<sub>0</sub> と三角形 A<sub>1</sub> の面積比は、三角形振幅比 A (0, 1) (T A M P R A (0, 1)) であり、

30

$$T A M P R A (0, 1) = \text{[三角形 A}_0 \text{の振幅]} / \text{[三角形 A}_1 \text{の振幅]}$$

となる。

【0047】

7. 同じ処理を繰り返して、三角形幅比 (T W R) を求める。

8. 減圧上昇行程時、救命員が過剰な力を下方向に加える場合、減圧が不十分になる。この下方向の力は、胸郭の自然弾性力に対抗し、その結果、図 7 に示すように、振幅が減少し、また、三角形 A<sub>1</sub> と三角形 A<sub>2</sub> が引き伸ばされる。

【0048】

40

9. 変曲点 A<sub>3</sub> から A<sub>3</sub> 直後まで加速度信号を積分して、速度を計算する。同じ解析を用いて、基準点 V<sub>2</sub>、V<sub>max</sub>、V<sub>0</sub>、及び V<sub>1</sub>、並びに速度曲線の T A R、T A M P R、及び T W R を計算する。

【0049】

10. 速度曲線線分の 2 回目の積分を行なって、変位を計算する。変位値 D<sub>3</sub>、D<sub>3</sub>、及び D<sub>max</sub> を計算する。変位差  $D = D_{3} - D_{3}$  を計算する。

11. D<sub>max</sub> に基づき、装置は、圧迫深度が充分でない場合、救命員に指示を提示することができる。

【0050】

12. V<sub>max</sub> に基づき、ユーザに指示を提示して、拍動を“鋭く”より速くして血行

50

動態を改善することができる。

13. CPR過程において、終末呼気二酸化炭素（ $E_tCO_2$ ）測定を行なう。装置からの映像及び／又は可聴の指示提示により、圧迫の速度及び深度を増加させるように救命員を促し、血行動態を改善できる。

【0051】

14. 加速度及び速度並びに D に対する、幅、振幅、面積、質量中心、歪度、高さ／幅比、TAR、TAMPR、及びTWRの算出パラメータを用いて、胸部が解放されたかどうか判断を行なう。用いる方法は、標準決定論理（IF-THEN-ELSE）でもよく、又はファジー論理決定方法論等の方法若しくはベイズ法等の統計的推定法を含んでもよい。一般的に、Dのみを用いて胸部解放を判定することはないが、にもかかわらず、信号処理方法によって、スイッチ又は力センサを用いることなく、この可能な方法でDを測定することが可能になった。

【0052】

15. 圧迫解放の最終判定は、パラメータの長期的傾向を測定するために、何回かの圧迫周期の間、控えることができる。例えば、救命員は、自分の額を拭うために暫時休止する必要があるかもしれない。

【0053】

他の選択肢として、当業者に公知の他の信号検出・分類法を用いて、図7に示したもの（十分に胸部解放するCPRを実線で示し、不十分な胸部解放は破線で示す）等、関連する形態的特徴を決定し得る。

【0054】

他の実施形態においては、速度センサを用いて、動作パラメータを決定する。速度を検出するための数多くの可能な技術の1つは、磁石とコイルの間の相対速度に比例する電圧を発生させる磁気誘導を用いることである。その構成を図8に示す。この磁石は、永久磁石の形態を取り得るが、好適には、電磁石である。図9A及び9Bに示すように、除細動パッドを左胸部上に配置し、また、もう1つの除細動パッドを被災者の背中の左肩甲骨領域に配置する。これらは、除細動に対する最適な位置であり、胸骨の変位に比例する磁束変化を発生する良好な位置を提供する。コイルは、各除細動電極の外端部に直接組み込む。他の選択肢として、所望の電極位置が前部／前部（胸部正面に両電極が配置された状態）である場合、患者の下に配置され、かつ受け側コイルを含む別の背板パネルを用い得る。電磁石を用いると、2つの主な目的に供する。即ち、電極が患者に貼付された後、装置を校正するために電磁石を用いることができ、また、信号の同期変調／復調を行って精度を向上させ、ノイズ及びアーティファクトに対する感受性を最小限に抑えるためにそれらを用いることができる。

【0055】

除細動電極は、従来の構成で構築し得る。患者に除細動電流を供給する導電シート材料は、絶縁薄膜発泡材料で裏打ちされ、僅かに粘着性のある導電ゲル結合剤により、患者の皮膚に導電シートが接着される。また発泡裏当ては、能動導電領域周囲に約0.5乃至1.0インチ（約1.27乃至2.54cm）の境界を形成する。磁気コイル要素は、図10に示すように、発泡裏当て上に付加でき、境界領域の一部になる。

【0056】

装置（例えばAED）は、電極が患者に適切に貼付けられたか否か決定するための回路を備え得る。ほとんどの除細動器の製造業者によって現在使用されている方法は、小さい振幅の高周波信号（ $\sim 2\mu A$ 、60KHz）を用いてインピーダンスを測定することである。インピーダンスが、生理的範囲内になった時、電極が貼付されたと判断される。

【0057】

装置が電極の貼付を検出した時、装置は、救命員に離れるように指示を提示できる。この時、装置は、速度センサの校正を行なう。通常、変調周波数等、幾つかの対象周波数の三角波又は正弦波である時間変化信号が、電磁石に印加され、また、この信号は、受け側コイルで測定される。これによって、CPRイベント時に用いられる利得及びオフセット

10

20

30

40

50

係数が計算される。この校正ステップによって、様々な胸部サイズの患者について、及び、磁気伝導性の面又は物体が付近に存在する場合について、精度を向上させることが可能になる。

【 0 0 5 8 】

好適には、同期検出器は、図 1 1 のブロック図に示したように、ノイズ及びアーティファクトに対する感受性を最小限に抑えるために用いられる。500 Hz 以上の正弦波搬送周波数が電磁石コイルに供給され振動磁界を発生し、この振動磁界は受け側コイルに電圧を誘起する。胸部圧迫を行なうと、受け側コイルの磁界強度が変化し、従って、搬送波の振幅変調が起こる。図 1 1 で分かるように、信号受信直後の帯域通過フィルタによって、AC 磁気干渉等、搬送周波数の範囲外における干渉が減少する。位相同期ループ (PLL) は、搬送波再生に用いられるが、送信機及び受信機が同じ装置内にあるため、復調信号の位相調整用回路が設けられている限り、送信搬送波も検出に用いることができる。マルチプレクサ S 1 は、復調信号と組み合わせられて、信号を修正し、そして、その信号は、圧迫速度波形を回復するために低域通過フィルタ処理される。他の選択肢として、同期 AM 復調器は、アナログ・マルチプレクサ段で用い得る。

10

【 0 0 5 9 】

他の実施形態においては、速度信号を用いて、ECG 信号のアーティファクトを低減し得る。このことは、当業者に公知の相関手法のような方法によって、ECG 及び速度信号を最初に時間調整することによって実現される。これによって、圧迫に対する 2 つの信号の調整が行なわれる。次に、好適には、ECG と速度との間の平均二乗誤差の最小化に関する方法等の適応フィルタ処理法を用いる。

20

【 0 0 6 0 】

更に他の実施形態において、より高度な信号処理方法を用いて、CPR 胸部圧迫によって誘発される ECG アーティファクトを最低限に抑え得る。例えば、フィード・フォワード能動ノイズ消去 (FANC) として知られている方法を用いてもよい。図 1 2 は、ウィッドロ (Widrow) とバージェス (Burgess) によって開発されたフィルタ処理 X 最小平均二乗 (FXLMS\_ANC) アルゴリズムのブロック図を示す。P(z) は、信号 x(n) がフィルタ処理される未知の設備を示す。デジタル・フィルタ W(z) が、適応調整され、誤差信号 e(n) が最小限に抑えられる。ある実施形態においては、図 1 3 に示したように、x(n) は、非フィルタ処理 ECG 信号であり、P(z) は、図から除去され、また、d(n) は、胸部圧迫速度信号 v(n) で近似される。LMS アルゴリズムにおいて、平均二乗費用関数  $J(n) = E[e^2(n)]$  と仮定すれば、適応フィルタは、最も急峻な降下アルゴリズムを用いて、瞬時二乗誤差  $J(n) = e^2(n)$  を最小限に抑え、これは、ステップ幅  $\mu$  で負の勾配方向に係数ベクトルを更新する。

30

【 0 0 6 1 】

【 数 1 】

$$w(n+1) = w(n) - \mu / 2^* \tilde{N} \xi(n)$$

40

ここで、

【 0 0 6 2 】

【 数 2 】

$$\tilde{N} \xi(n)$$

は、 $-2v(n)e(n)$  に等しい時間 n における平均二乗誤差 (MSE) 勾配の瞬時推定値である。ECG の周波数成分を除去するために可変遮断の低域通過フィルタ H(z) を付加することによる FXLMS\_ANC アルゴリズムの安定性及び精度は、胸部圧迫ア

50

ーティファクトに関係しない。一般的に、胸部圧迫アーティファクトのスペクトルエネルギーは、ECGのものよりもかなり小さい。多くの場合、約3Hzの遮断周波数が適切であるが、これは、患者毎にまた胸部圧迫を行なう様々な救命員の間で変わり得る。この問題点を克服するために、 $v(n)$ 及び低域フィルタの最適遮断周波数 $f_C$ を決定する遮断周波数推定(CFE)手順への入力に対して、FFTを行なう。好適な実施形態において、この判断は、5Hzを超えず、それ以下に波形エネルギーの80%が存在する周波数の計算に基づくが、この比率は、変化し、また、付加的な決定論理を用い得る。例えば、FFTは、 $x(n)$ に対してもCFE手順への入力に対しても計算し得る。圧迫アーティファクトの周波数スペクトル $X(z)$ 振幅ピークの振幅をまず正規化し、次に正規入力 $X'(z)$ から速度スペクトル $V(z)$ を減算することによって、差分スペクトル $X''(z) = X'(z) - V'(z)$ を計算する。次に、スペクトルエネルギーの大部分(本実施形態では97%に設定されている)が内側に収まる周波数が、 $V(z)$ 及び $X'(z)$ に対して決定され、それぞれ $f_{CV}$ 及び $f_{CX}$ と名付け、図14に示した。次に、 $f_C$ は、 $f_{CV}$ 及び $f_{CX}$ の内の小さい方に設定される。他の選択肢として、 $f_C$ は、 $f_{CV}$ と $f_{CX}$ との間の何れかの中間周波数に設定し得る。

#### 【0063】

より簡単な関連する実施形態を図15に示す。ここでは、CFE手順を用いて、高域通過フィルタの遮断周波数を計算する。上述のパラグラフで説明したものと同一方法を用いて、 $v(n)$ に対して、及び、この場合高域通過フィルタの最適遮断周波数 $f_C$ を決定する遮断周波数推定(CFE)手順への入力に対して、FFTを行なう。好適な実施形態において、この判断は、5Hzを超えず、それ以下に波形エネルギーの80%が存在する周波数の計算に基づくが、この比率は、変化し、また、追加的な決定論理を使用し得る。 $x(n)$ に対して、及び、CFE手順への入力に対して、FFTを行なってよく、また、最適高域通過遮断周波数は、上述のパラグラフで説明した方法によって決定し得る。例えば、圧迫アーティファクトのスペクトルエネルギーが、ECG信号とは別個のものである場合、この方法は、今述べたFXLMSと等価な性能を有する。しかしながら、その性能は、ECG及び圧迫アーティファクトのスペクトルが重なる場合、ある程度劣る。

#### 【0064】

上述したものの以外の本発明による他の多くの実施形態が、以下の請求項によって定義される本発明の範囲内にある。例えば、本発明が体外除細動器を含む必要はなく、CPRの提供を支援するための装置が除細動能力なしで提供されてもよい。CPR支援装置は、CPRの手動供給を支援するためのポケット型装置であってもよい。

#### 【0065】

本発明のある態様における特徴は、本発明における他の態様の実施形態において必須でない場合がある。例えば、胸部伸展度を決定すること、又は胸部の十分な解放を判定すること、又は特定の種類のセンサ(例えば、加速度計、力センサ、速度センサ)若しくはセンサの組み合わせを用いること、又は動作波形の特徴の分析をすること、又は最大速度を推定すること、又は検出されるECG信号のアーティファクトを低減することは、本発明における幾つかの実施形態には必要ではない。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0066】

【図1】AED、加速度計、並びに胸部搭載パッドに組み込まれた圧力/力センサを含む一実施形態を示す図。

【図2】図1の実施形態においてCPR時に記録されるサンプル信号を示す図。

【図3】薄膜スイッチ及び加速度計付きのAEDを含む他の実施形態を示す図。

【図4】図3の実施形態においてCPR時に記録されるサンプル信号を示す図。

【図5】1圧迫周期中の加速度、速度、及び変位を示す図。

【図6】他の実施形態のブロック図。

【図7】2圧迫周期中の加速度、速度、及び変位を示す図。

【図8】磁気誘導要素が、胸部の前部及び後部位置に配置された電極に組み込まれている

10

20

30

40

50

実施形態を示す図。

【図9A】磁気誘導要素が、胸部の前部及び後部位置に配置された電極に組み込まれている実施形態を示す図。

【図9B】磁気誘導要素が、胸部の前部及び後部位置に配置された電極に組み込まれている実施形態を示す図。

【図10】図9Aの電極パッドの構成を示す拡大図。

【図11】同期検出器の実施形態を示すブロック図。

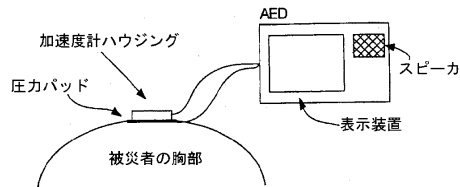
【図12】フィルタ処理によるX最小平均二乗 (FXLMS\_ANC) アルゴリズムを示すブロック図。

【図13】図12のアルゴリズムを用いた実施形態を示す図。

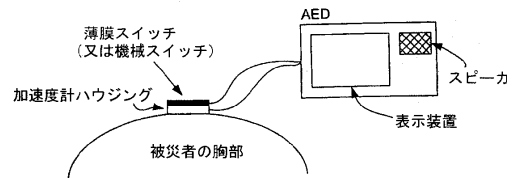
【図14】図13の実施形態に関する2つのスペクトルパワー分布を示す図。

【図15】他の実施形態を示すブロック図。

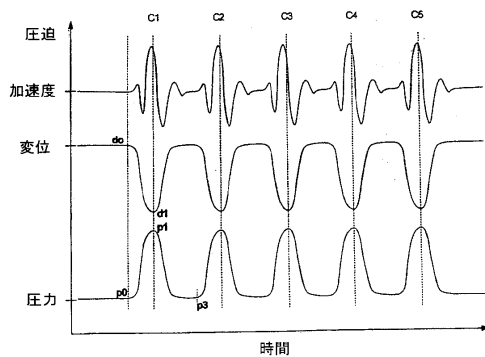
【図1】



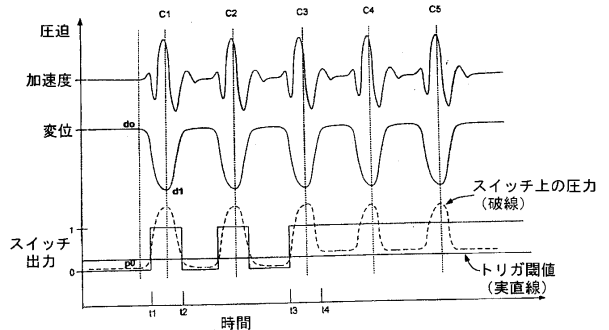
【図3】



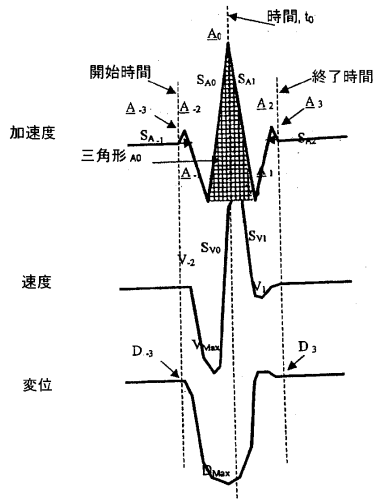
【図2】



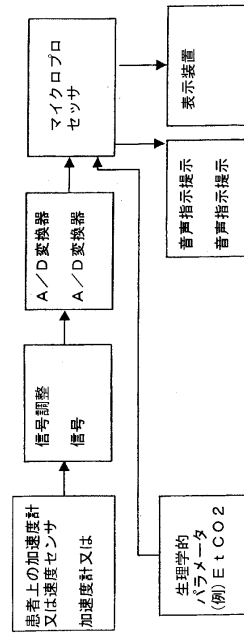
【図4】



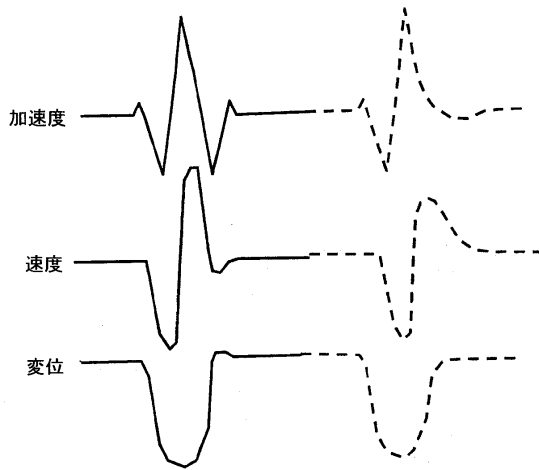
【図5】



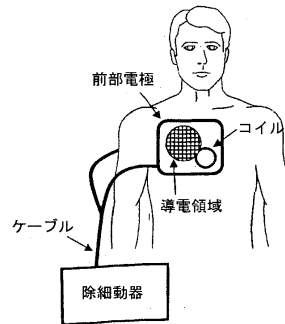
【図6】



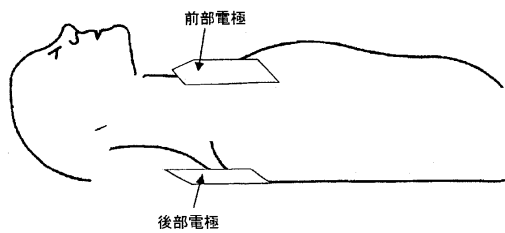
【図7】



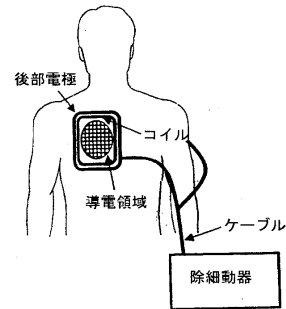
【図9A】



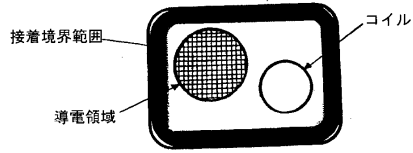
【図8】



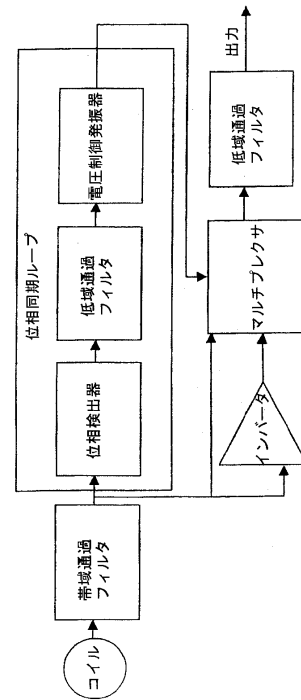
【図9B】



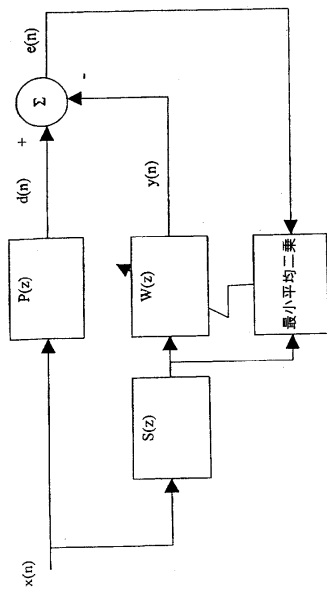
【図10】



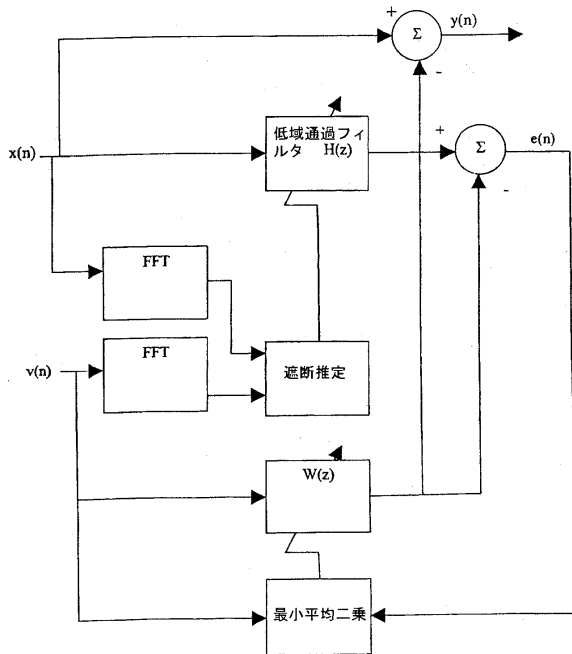
【図11】



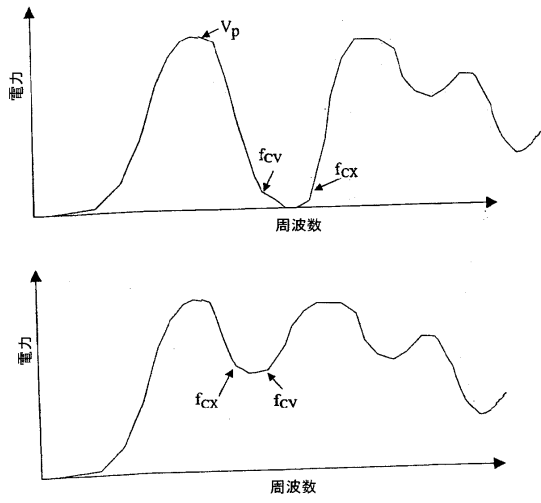
【図12】



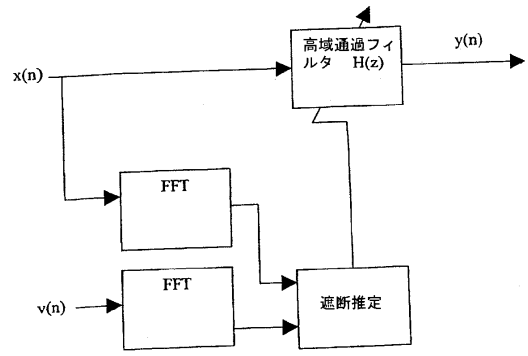
【図13】



【図14】



【図15】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ゲイリー エイ . フリーマン  
アメリカ合衆国 02159 マサチューセッツ州 ニュートン センター スターンズ ストリ  
ート 47

(72)発明者 ドナルド アール . バウチャー  
アメリカ合衆国 01810 マサチューセッツ州 アンドーバー アーギラ ロード 47

審査官 毛利 大輔

(56)参考文献 特表2002-529157(JP,A)  
特開2001-104259(JP,A)  
特開2001-037740(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61H 31/00  
A61B 5/0402

专利名称(译)	用于改善CPR期间胸部压缩效应的方法和设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4689979B2</a>	公开(公告)日	2011-06-01
申请号	JP2004187682	申请日	2004-06-25
[标]申请(专利权)人(译)	卓尔医学产品公司		
申请(专利权)人(译)	Orres医疗公司		
当前申请(专利权)人(译)	Orres医疗公司		
[标]发明人	フレデリックゲーブ ゲイリーエイフリーマン ドナルドアールパウチャー		
发明人	フレデリック ゲーブ ゲイリー エイ.フリーマン ドナルド アール.パウチャー		
IPC分类号	A61H31/00 A61B5/0402 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/0245 A61B5/11 A61B5/145 A61N1/39 A62B9/00 A62B33/00		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/0402 A61B5/11 A61B5/1102 A61B5/145 A61B5/6823 A61B5/6833 A61B5/7455 A61B2562/0219 A61B2562/0247 A61H31/005 A61H31/007 A61H2031/002 A61H2201/5007 A61H2201/5043 A61H2201/5048 A61H2201/5061 A61H2201/5071 A61H2201/5079 A61H2201/5084 A61H2230/04 A61H2230/06 A61H2230/207 A61N1/39044 A61N1/3925 G16H15/00 G16H40/63 H01H2215/004		
FI分类号	A61H31/00 A61B5/04.310.M		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/BB05 4C027/CC02 4C027/FF02 4C074/AA04 4C074/BB04 4C074/CC17 4C074/DD06 4C074/EE02 4C074/HH10 4C127/AA02 4C127/BB05 4C127/CC02 4C127/FF02		
代理人(译)	昂达诚		
审查员(译)	毛利 大輔		
优先权	10/609001 2003-06-27 US 10/704366 2003-11-06 US		
其他公开文献	JP2005046609A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：在CPR中为受害者进行胸部按压时，提供支持救援人员的装置。ŽSOLUTION：该装置具有：垫或其他部件，其布置成在救援人员施加用于胸部按压或靠近胸部按压的力的位置处卡在胸部上；至少一个传感器连接到垫上，该传感器检测胸部的运动或施加在胸部上的力；处理电路，其处理传感器的输出以判断在救援人员进行胸部按压之后胸部是否被充分释放，以及至少一个用于呈现连接到处理电路并向救援人员呈现的指令的元件。关于胸部按压后胸部释放的足够程度的信息。Ž

