

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-46609
(P2005-46609A)

(43) 公開日 平成17年2月24日(2005.2.24)

(51) Int.Cl.⁷**A61H 31/00**
// **A61B 5/0402**

F 1

A 61 H 31/00
A 61 B 5/04

3 1 OM

テーマコード(参考)

4 C 0 2 7
4 C 0 7 4

審査請求 未請求 請求項の数 61 O L 外国語出願 (全 55 頁)

(21) 出願番号	特願2004-187682 (P2004-187682)	(71) 出願人	504242032 ゾール メディカル コーポレイション Z O L L M e d i c a l C o r p o r a t i o n アメリカ合衆国 01824-4105 マサチューセッツ州 チェルムスフォード ミル ロード 269
(22) 出願日	平成16年6月25日 (2004.6.25)	(74) 代理人	100068755 弁理士 恩田 博宣
(31) 優先権主張番号	10/609001	(74) 代理人	100105957 弁理士 恩田 誠
(32) 優先日	平成15年6月27日 (2003.6.27)	(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 セツツ州 ダンバース キャロリン ドラ イブ 18
(33) 優先権主張国	米国(US)		
(31) 優先権主張番号	10/704366		
(32) 優先日	平成15年11月6日 (2003.11.6)		
(33) 優先権主張国	米国(US)		

最終頁に続く

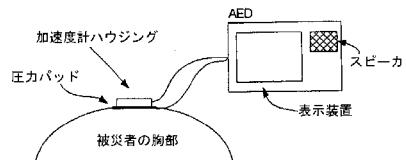
(54) 【発明の名称】 CPR時の胸部圧迫効果向上のための方法及び装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 被災者に対するCPR時に胸部圧迫を行なう際、救命員を支援する装置を提供する。

【解決手段】 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、胸部を充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、胸部が充分に解放されている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。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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、胸部を充分に解放しているかどうか
を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、胸部が充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、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む、装置。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の装置であって、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む、装置。

【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、A E D 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、救命員が充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。

【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、胸部の動き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、胸部の充分な解放
に相当する印加圧力 / 力のレベルを決定する、装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 6】

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装置。

【請求項 1 7】

請求項 1 6 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。 10

【請求項 1 8】

請求項 1 7 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 1 9】

請求項 1 6 又は 2 9 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 2 0】

請求項 1 6 又は 2 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 1】

請求項 1 6 又は 2 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。 20

【請求項 2 2】

請求項 2 1 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 3】

請求項 2 1 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 4】

請求項 2 1 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。 30

【請求項 2 5】

請求項 2 1 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 6】

請求項 1 6 又は 2 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 H z 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。 40

【請求項 2 7】

請求項 1 6 又は 2 9 に記載の装置であって、更に、被災者から E C G 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 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
有する、装置。

【請求項 2 8】

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、 50

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と、

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処理回路と、

前記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備える、装置。

【請求項 2 9】

請求項 2 8 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 0】

C P R 時の胸部圧迫を判定する方法であって、

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、10

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段階とを備える方法。

【請求項 3 1】

請求項 3 0 に記載の方法であって、前記動作センサは、速度センサである、方法。

【請求項 3 2】

請求項 3 0 に記載の方法であって、前記動作センサは、加速度計である、方法。

【請求項 3 3】

請求項 3 2 に記載の方法であって、救命者が患者の胸部を充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更に備える方法。20

【請求項 3 4】

請求項 3 2 に記載の方法であって、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段階を更に備える方法。

【請求項 3 5】

請求項 3 3 に記載の方法であって、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、患者の胸部を充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更に備える方法。

【請求項 3 6】

請求項 3 4 に記載の方法であって、速度波形の解析は、最大圧迫速度を決定する段階を備える、方法。30

【請求項 3 7】

請求項 3 2 又は 3 4 に記載の方法であって、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備える、方法。

【請求項 3 8】

請求項 3 7 に記載の方法であって、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更に備える、方法。

【請求項 3 9】

請求項 3 2 又は 3 4 に記載の方法であって、胸部が充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更に備える方法。

【請求項 4 0】

請求項 3 2 又は 3 4 に記載の方法であって、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更に備える方法。

【請求項 4 1】

請求項 4 0 に記載の方法であって、救命員に対する提示指示は、複数の周期の傾向に基づくため、救命員が C P R 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、方法。

【請求項 4 2】

請求項 4 0 に記載の方法であって、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、不充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更に備える方法。50

【請求項 4 3】

請求項 3 4 に記載の方法であって、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 つ以上を含む方法。

【請求項 4 4】

請求項 4 3 に記載の方法であって、前記特徴は、被災者の胸部が充分に解放されたかどうかについて判断するために用いられる方法。

【請求項 4 5】

請求項 4 4 に記載の方法であって、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、方法。

10

【請求項 4 6】

C P R 適用時、E C G 信号を解析する方法であって、
胸部圧迫適用時、E C G 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段階とを備える方法。

【請求項 4 7】

請求項 4 6 に記載の方法であって、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、方法。

20

【請求項 4 8】

請求項 4 6 に記載の方法であって、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、方法。

【請求項 4 9】

請求項 4 6 に記載の方法であって、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段階は、E C G 信号を速度と時間同調させる段階を備える、方法。

30

【請求項 5 0】

請求項 4 6 に記載の方法であって、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段階は、胸部圧迫アーティファクトを除去するように調整される適応フィルタを含む、方法。

【請求項 5 1】

請求項 4 6 に記載の方法であって、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段階は、フィード・フォワード能動ノイズ消去を含む、方法。

【請求項 5 2】

請求項 4 6 に記載の方法であって、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段階は、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段階を含む、方法。

30

【請求項 5 3】

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、

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と、

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処理回路とを
含む装置。

40

【請求項 5 4】

50

請求項 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、胸部の圧迫深度を決定するために用いられる、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 6】

請求項 5 5 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。

10

【請求項 5 7】

請求項 5 3 又は 5 4 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、胸部が充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。

【請求項 5 8】

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、

20

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装置。

【請求項 5 9】

請求項 5 8 に記載の装置であって、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む、装置。

【請求項 6 0】

請求項 5 8 に記載の装置であって、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する、装置。

【請求項 6 1】

請求項 5 8 に記載の装置であって、圧迫終了時の触感フィードバックは、概ね胸部の充分な解放に相当する印加力で生じ、触感フィードバックは、胸部が充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、装置。

30

【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)

本出願は、2003年6月27日に出願された米国出願第10/609,001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。

40

【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、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、胸部は充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 C P R

50

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。

【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に、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、胸郭が充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。

【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に、救命員が、脈拍又は血行の徵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（ROS C）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。

【課題を解決するための手段】

【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、胸部を充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、胸部が充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】

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つてよい。体外式除細動器は、A E D であつてよい。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。救命員が充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、胸部の充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つて、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つてよい。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つて、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

50

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、患者の胸部を充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、患者の胸部を充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、胸部が充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、不充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、充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

30

40

【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。

【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。

【0016】

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

50

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、CPR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、胸部が充分に解放されたかどうか判断するために用い得る。

【0017】

第7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、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。10

【0018】

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、概ね胸部の充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、胸部が充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】

【0019】

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、CPR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、CPR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。20

【0020】

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、IF - THEN - ELSE）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。30

【0021】

終末呼気二酸化炭素（EtCO₂）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、CPR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。40

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充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せざることがある。50

【 0 0 2 2 】

(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による患者輸送時、大幅な改善性能を提供する。実際、これらの状況においては、振動及び運動によって、ほとんどの部分の加速度が使用不可能になる場合がある。

【 0 0 2 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

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。

【 0 0 2 5 】

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 】**【 0 0 2 6 】**

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。

【 0 0 2 7 】

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気的に接続され、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。

【 0 0 2 8 】

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

10

20

30

40

50

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”に関係する。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パック圧力の尺度と組み合わせた時、パックの絶対変位を推定することができる。

$$\text{変位} = \text{伸展度}^* (p - p0)$$

ここで、pは、ある時点においてパ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パック圧力である。従って、胸部解放変位は、以下の式によって推定し得る。

【0032】

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

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回の圧迫の間に充分に解放されたか（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充分に解放されたか）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、圧迫間に於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、推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個の値のうちの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、救命員が蘇生の間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、力が大きくなってしまっても、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、閾値は、小さくする必要がある場合がある。

【0035】

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

10

20

30

40

50

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。

【0036】

図3は、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にも充分な場合がある。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。

10

【0037】

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t1は、スイッチの作動を示し、時間t2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t3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t4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。

20

【0038】

他の実施形態では、スイッチ又は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。

30

【0039】

1. A0は、圧迫下降行程時の最大加速度の点である。
2. A2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。

40

【0040】

3. A1は、圧迫下降行程の最大加速度の点である。
4. A1は、減圧上昇行程の最大減速度の点である。
5. A2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。

40

【0041】

6. A3及びA3は、信号が基準線から逸れる変曲点である。
7. SA0及びSA1は、A0の両側における線分の加速度の勾配である。
8. SV0及びSV1は、速度曲線上に示す線分の勾配（～加速度）である。

【0042】

9. VMAXは、圧迫下降行程時に達する最大速度である。
- 胸部の充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、以下の通りである。

【0043】

1. 基準点A0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

50

、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。A0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、SA0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、60Hz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、SA0検出後に閾値を次第に小さくしてよい。SA0が検出されると、アルゴリズムは、ピーク振幅A0が見つかるまで前方検索する。

10

20

40

50

【0044】

2. 点A0から後方及び前方検索して、点A3、A2、A1、A0、A1、A2、及びA3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A0は、A1、A0、及びA1基準点によって形成される三角形を指す(図5の陰影部)。

【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A0と三角形A1の面積比は、加速度三角形面積比(0,1)[TARA(0,1)]であり、

$TARA(0,1) = [\text{三角形 } A_0 \text{ の面積}] / [\text{三角形 } A_1 \text{ の面積}]$
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A0と三角形A1の面積比は、三角形振幅比A(0,1)(TAMPRA(0,1))であり、

$TAMPRA(0,1) = [\text{三角形 } A_0 \text{ の振幅}] / [\text{三角形 } A_1 \text{ の振幅}]$
となる。

【0047】

7. 同じ処理を繰り返して、三角形幅比(TWR)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、減圧が不充分になる。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A1と三角形A2が引き伸ばされる。

【0048】

9. 変曲点A3からA3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V2、VMax、V0、及びV1、並びに速度曲線のTAR、TAMPRA、及びTWR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D3、D3、及びDMaxを計算する。変位差 $D = D_3 - D_3$ を計算する。

11. DMax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. VMax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(EtCO2)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、T A R、T A M P R、及びT W R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 (I F - T H E N - E L S E) 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（充分に胸部解放するC P Rを実線で示し、不充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A E D）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（～2μA、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、C P Rイベント時に用いられる利得及びオフセット係数が計算される。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。

10

20

30

40

50

【0058】

好適には、同期検出器は、図11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。500Hz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11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S1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

【0059】

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、当業者に公知の相關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

【0060】

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12は、ウィドロウ(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13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 $E[e^2(n)] = E[e^2(n)]$ 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 $e^2(n) = e^2(n)$ を最小限に抑え、これは、ステップ幅μで負の勾配方向に係数ベクトルを更新する。

30

【0061】

【数1】

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

ここで、

【0062】

40

【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

50

ギーは、 E C G のものよりもかなり小さい。多くの場合、約 3 H z 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 (C F E) 手順への入力に対して、 F F T を行なう。好適な実施形態において、この判断は、 5 H z 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、 F F T は、 $x(n)$ に対しても C F E 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 $f_C V$ 及び $f_C X$ と名付け、図 14 に示した。次に、 F C は、 $f_C V$ 及び $f_C X$ の内の小さい方に設定される。他の選択肢として、 f C は、 $f_C V$ と $f_C X$ との間の何れかの中間周波数に設定し得る。

10

【 0063 】

より簡単な関連する実施形態を図 15 に示す。ここでは、 C F E 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じ方法を用いて、 $v(n)$ 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 (C F E) 手順への入力に対して、 F F T を行なう。好適な実施形態において、この判断は、 5 H z 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、 C F E 手順への入力に対して、 F F T 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、 E C G 信号とは別個のものである場合、この方法は、今述べた F X L M S と等価な性能を有する。しかしながら、その性能は、 E C G 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。

20

【 0064 】

上述したも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、 C P R 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。 C P R 支援装置は、 C P R 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。

30

【 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、又は胸部の充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 E C G 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 】 A E D 、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。

40

【 図 2 】 図 1 の実施形態において C P R 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 A E D 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 C P R 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実施形態を示す図。

50

【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。

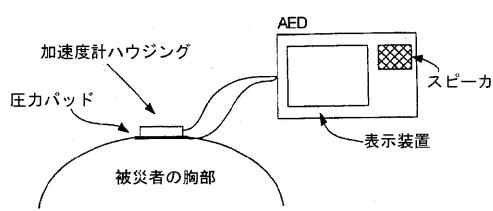
【図12】フィルタ処理によるX最小平均二乗(F X L M S _ A N C)アルゴリズムを示すブロック図。

【図13】図12のアルゴリズムを用いた実施形態を示す図。

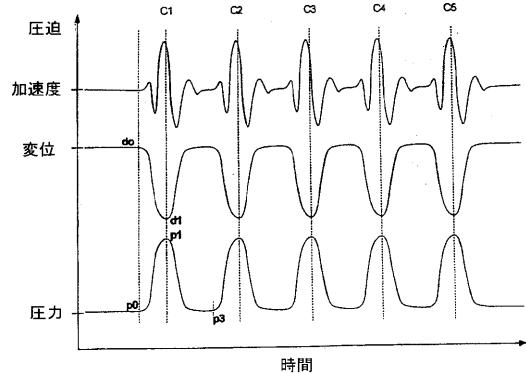
【図14】図13の実施形態に関する2つのスペクトルパワー分布を示す図。 10

【図15】他の実施形態を示すブロック図。

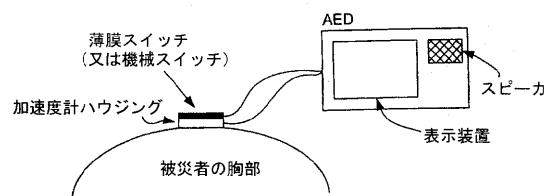
【図1】



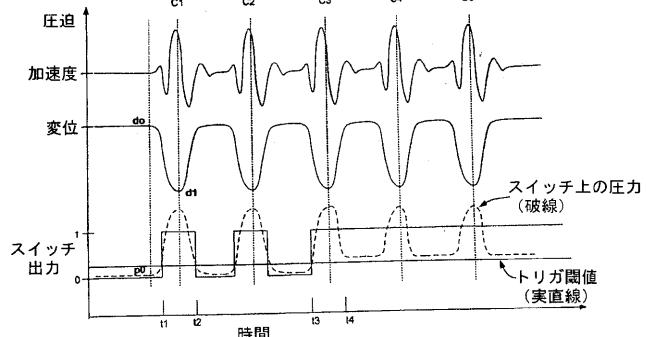
【図2】



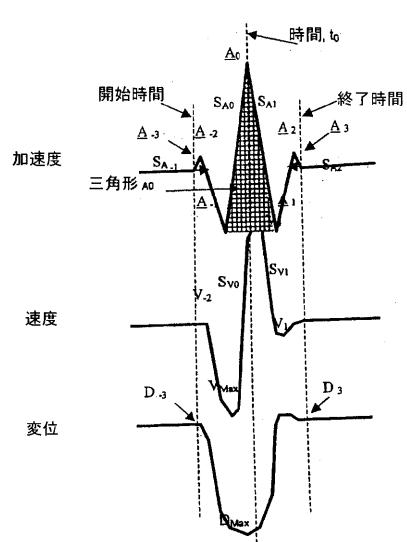
【図3】



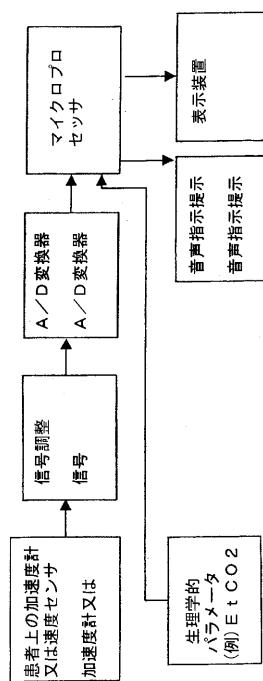
【図4】



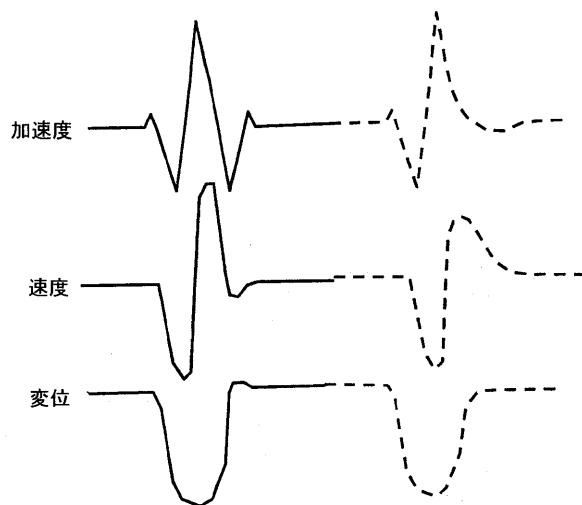
【図5】



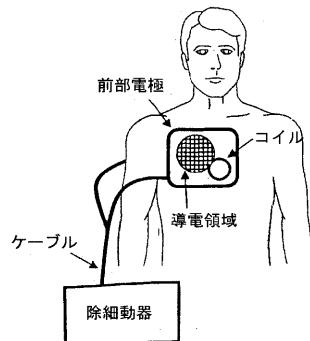
【図6】



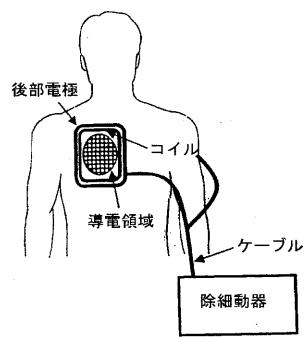
【図7】



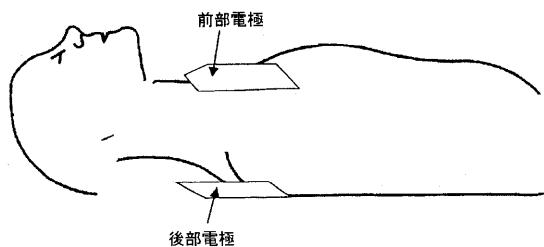
【図9 A】



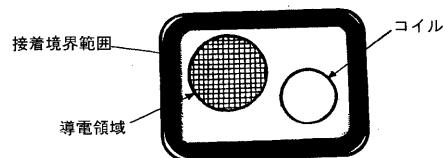
【図9 B】



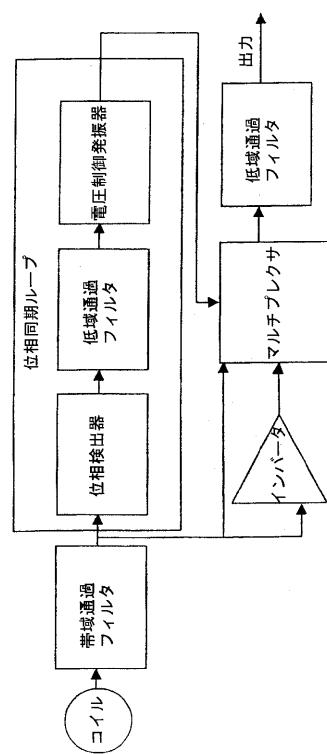
【図8】



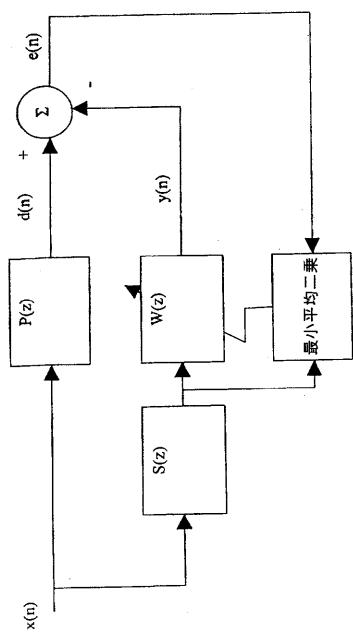
【図10】



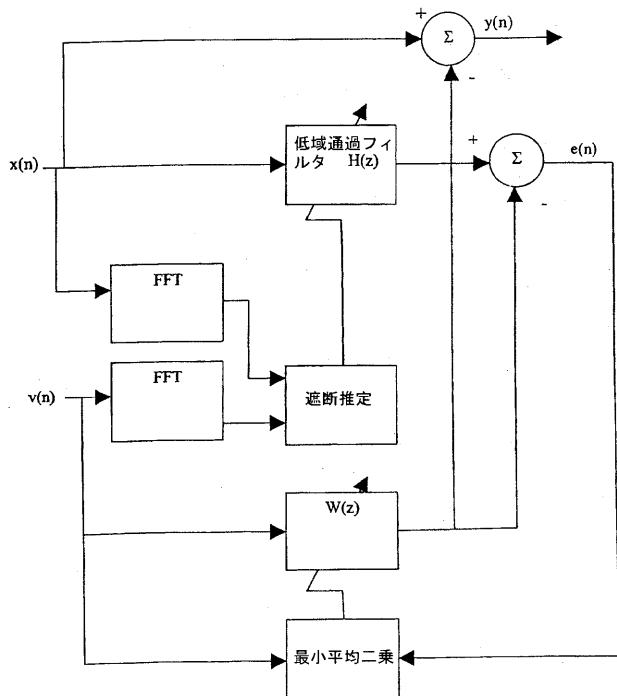
【図11】



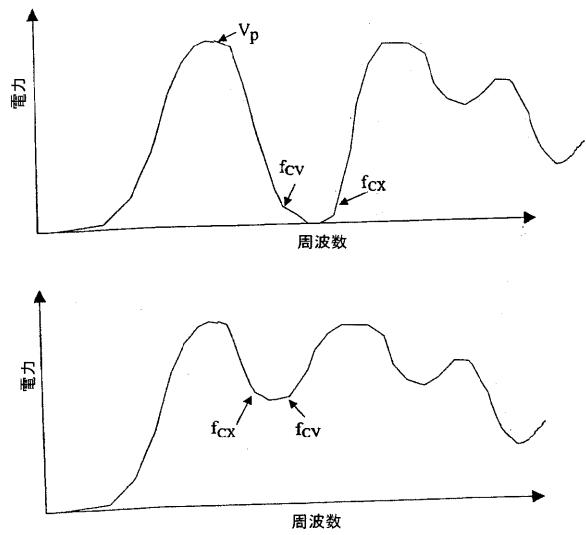
【図12】



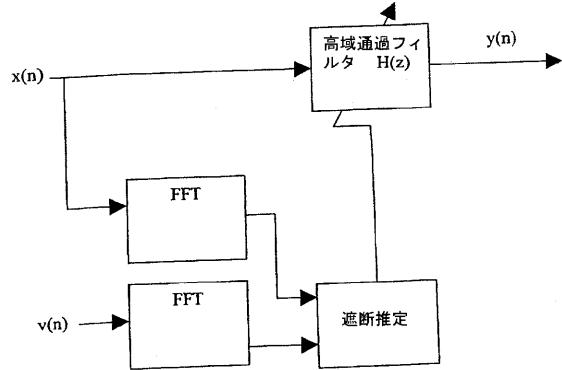
【図13】



【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 0 2 1 5 9 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 4 7

(72)発明者 ドナルド アール . パウチャー

アメリカ合衆国 0 1 8 1 0 マサチューセッツ州 アンドーバー アーギラ ロード 4 7
F ターム(参考) 4C027 AA02 BB05 CC02 FF02
4C074 AA04 BB04 CC17 DD06 EE02 HH10

【外国語明細書】

PATENT
ATTORNEY DOCKET NO. 04644-135001

METHOD AND APPARATUS FOR ENHANCEMENT OF CHEST COMPRESSIONS DURING CPR

CROSS-REFERENCE TO RELATED APPLICATIONS

This application is a continuation-in-part application of and claims priority to U.S. 5 Application Serial No. 10/609,001, filed on June 27, 2003.

TECHNICAL FIELD

This invention relates to the devices for assisting cardiac resuscitation.

BACKGROUND

This invention relates to the field of cardiac resuscitation, and in particular to devices 10 for assisting rescuers in performing chest compression during cardio-pulmonary resuscitation (CPR). Chest compression during CPR is used to mechanically support circulation in subjects with cardiac arrest, by maintaining blood circulation and oxygen delivery until the heart is restarted. The victim's chest is compressed by the rescuer, ideally at a rate and depth of compression in accordance with medical guidelines, e.g., the American Heart Association 15 (AHA) guidelines. One key step for creating blood flow through the heart is to release the chest adequately after each chest compression. The chest should be released sufficiently to create a negative pressure in the chest, to facilitate venous filling of the heart and increased blood flow upon the next chest compression. If the chest is not released adequately, a positive thoracic pressure will remain which will hinder venous return and right atrial filling. 20 Other key CPR parameters are maximal velocity of compression, compression depth, and average velocity. Compression depth and average velocity, together, provide good indication of potential blood flow volume. Maximal velocity of compression is an important factor in proper mitral valve closure and higher blood flow volume.

Sensors have been suggested for detecting the depth of chest compression. An 25 accelerometer (with its output integrated to estimate depth) was disclosed, for example, in Freeman U.S. Application No. 09/794,320, U.S. Patent No. 6,306,107 and U.S. Patent No. 6,390,996. Force (pressure) sensors were disclosed, for example, in Groenke U.S. Patent No.

6,125,299. Force sensors provided no way of determining absolute displacement, as the compliance of the thoracic cage varies considerably from person to person. Accelerometers do not provide an indication of whether or not the chest is being released. They calculate displacement by double integration, which can result in a significant DC offset. U.S. Patent 5 No. 6,306,107 attempted to address the DC offset problem by incorporating a force sensor as a switch to indicate onset and conclusion of compression. The prior art has also employed mechanical pressure gauges to indicate to the rescuer the amount of force or pressure being applied to the chest. But these prior art uses of an accelerometer and/or force sensor have not provided a good solution to providing the rescuer with useful feedback as to whether the 10 chest has been sufficiently released. Differences in compliance of the thoracic cage from one individual to another means that each individual will generally be able to support different amounts of force on the sternum without significant displacement occurring.

Increasingly, automated external defibrillators (AEDs) are used by rescuers treating victims of cardiac arrest for the delivery of defibrillatory shocks with the minimum of delay. 15 The algorithms contained in the currently-available AEDs call for ‘hands off’ periods during which electrocardiographic (ECG) analysis is performed by the device and the rescuer withdraws compressions. Compressions must be withheld because the accuracy of current rhythm analysis algorithms in AEDs is severely degraded by the artifact induced by the chest compressions. These AEDs also call for the rescuer to check for pulse or for signs of 20 circulation during which time no compressions are performed. It has been shown in several studies that interruptions in the performance of chest compressions of as short a time as 20 seconds can dramatically reduce the probability of the return of spontaneous circulation (ROSC), a key survival measure. Other studies have also shown that the minimum amount of time required for the ‘hands off’ period is 20 seconds. There is therefore a need for the 25 ability of AEDs to perform rhythm analysis while the rescuer continues with the chest compressions uninterrupted.

SUMMARY

In a first aspect, the invention features an apparatus for assisting a rescuer in performing chest compressions during CPR on a victim, the apparatus comprising a pad or 30 other structure configured to be applied to the chest near or at the location at which the

rescuer applies force to produce the chest compressions, at least one sensor connected to the pad, the sensor being configured to sense movement of the chest or force applied to the chest, processing circuitry for processing the output of the sensor to determine whether the rescuer is substantially releasing the chest following chest compressions, and at least one prompting element connected to the processing circuitry for providing the rescuer with information as to whether the chest is being substantially released following chest compressions.

Preferred implementations of this aspect of the invention may incorporate one or more of the following. The pad or other structure may be a pad to which force is applied by rescuer. The sensor may include an accelerometer. The sensor may include a force (or pressure) sensor. The sensor may include a velocity sensor. The sensor may include both a force (or pressure) sensor and an accelerometer or velocity sensor. The prompting device may include a speaker for delivering an audible message to the rescuer. The prompting device may include a display for delivering a visual message to the rescuer. The apparatus may be part of an external defibrillator. The external defibrillator may be an AED. The processing circuitry may include a digital processor executing software. Determining whether the rescuer is substantially releasing the chest may comprise analyzing motion of the chest. Analyzing motion of the chest may comprise analyzing features or the shape of a waveform representing chest motion. The apparatus may comprise both a sensor to sense movement of the chest and a sensor to sense force applied to the chest, and the processing circuitry may use outputs of both sensors to provide information representative of chest compliance. The information representative of chest compliance may be used to determine a level of applied pressure/force that corresponds to a substantial release of the chest.

In a second aspect, the invention features an apparatus for assisting a rescuer in performing chest compressions during CPR on a victim, the apparatus comprising a pad or other structure configured to be applied to the chest near or at the location at which the rescuer applies force to produce the chest compressions, and at least one velocity sensor connected to the pad, the velocity sensor being configured to sense the velocity of movement of the chest.

Preferred implementations of this aspect of the invention may incorporate one or more of the following. The apparatus may further comprise processing circuitry for processing the output of the velocity sensor to estimate the displacement of the chest. The

processing circuitry may have the capability to integrate an output of the velocity sensor. The velocity sensor may be configured to be located approximately adjacent to the location at which the body is compressed. The velocity sensor may be configured to be positioned to sense the relative velocity between opposite surfaces of the chest. The velocity sensor may 5 comprise a conductor and a magnet, and velocity may be sensed by sensing the current induced in the conductor by relative motion between the conductor and the magnet. The magnet may comprise one of a permanent magnet and an electromagnet. The conductor and magnet may be positioned on opposite surfaces of the chest. The conductor may comprise a coil that is unitary with a defibrillation electrode pad. The conductor and magnet each may 10 comprise a coil that is unitary with a defibrillation electrode pad. The magnet may comprise an electromagnet and the electromagnet may produce a magnetic field that oscillates at a frequency greater than 1 KHz, and may further comprise coil detection circuitry to which the coil is connected, wherein the coil detection circuitry may be capable of synchronously demodulating the detected signal to reduce susceptibility to drift and noise. The apparatus 15 may further comprise circuitry for acquiring ECG signals from the victim, and the processing circuitry may have the capability to process the output of the velocity sensor and the ECG signals to reduce ECG artifacts from chest compressions by use of velocity sensor output.

In a third aspect, the invention features an apparatus for assisting a rescuer in performing chest compressions during CPR on a victim, the apparatus comprising a pad or other structure configured to be applied to the chest near or at the location at which the rescuer applies force to produce the chest compressions, at least one motion sensor connected to the pad, the motion sensor being configured to sense movement of the chest, processing circuitry for processing the output of the motion sensor to estimate the maximum velocity of compression of the chest, and at least one prompting device connected to the processing 20 circuitry for providing the rescuer with information representative of the maximum velocity of compression. In preferred implementations of this aspect of the invention, the motion sensor may comprise a velocity sensor.

In a fourth aspect, the invention features a method of determining chest compression during CPR, the method comprising applying a motion sensor to the chest of a patient at a 25 location near or at the location at which a rescuer applies force to produce chest

compressions, determining chest displacement from analysis of features of the motion waveform produced by the motion sensor.

Preferred implementations of this aspect of the invention may incorporate one or more of the following. The motion sensor may be a velocity sensor. The motion sensor may be an accelerometer. The method may further comprise deciding from the analysis of features of the acceleration waveform whether or not a rescuer has sufficiently released the patient's chest. The method may further comprise processing the output of the accelerometer to provide velocity and acceleration waveforms. The method may further comprise processing the output of the accelerometer to provide velocity and acceleration waveforms, and analyzing the velocity and acceleration waveforms to determine whether or not a rescuer has sufficiently released the patient's chest. The analysis of velocity waveforms may include determining the maximal velocity of compression. Determining chest displacement from analysis of features may comprise determining onset and completion times for a compression cycle from the features of the waveforms. Determining chest displacement may further comprise integrating the acceleration waveform over a time segment defined by the onset and completion times. The method may further comprise analyzing the features of the upstroke portion of the waveforms to determine whether there has been sufficient release of the chest. The method may further comprise prompting a rescuer based as to whether compressions are within desired limits on compression depth and compression release. The prompts to the rescuer may be based on multi-cycle trends, so that they are not immediately influenced by the rescuer taking a brief break in the application of CPR. The method may further comprise determining chest compliance, and using the determined chest compliance to adjust the level of pressure/force that the rescuer is permitted to apply at the end of a compression stroke without being prompted as to insufficiently releasing the chest. The features determined from the waveforms may include one or more of the following: width, amplitude, area, center of mass, skewness, height/width ratio, TAR, TAMPR and TWR. The features may be used to make a decision as to whether the chest of the victim has been sufficiently released. Decisions may be made using either standard decision logic, fuzzy-logic decision methodology, or statistical estimation.

In a fifth aspect, the invention features a method of analyzing ECG signals during application of CPR, the method comprising detecting ECG signals during application of

chest compressions, detecting the output of a sensor from which information on the velocity of chest compressions can be determined, and using the information on the velocity to reduce at least one signal artifact in the ECG signal resulting from the chest compressions.

Preferred implementations of this aspect of the invention may incorporate one or
5 more of the following. The sensor may be a velocity sensor, and the information on the velocity may be determined from the velocity sensor. The sensor may be an accelerometer, and the information on the velocity may be determined from integration of the output of the accelerometer. Using the information on the velocity to reduce at least one signal artifact in the ECG signal may comprise time aligning the ECG signals with the velocity. Using the
10 information on the velocity to reduce at least one signal artifact in the ECG signal may comprise an adaptive filter that is adjusted to remove chest compression artifacts. Using the information on the velocity to reduce at least one signal artifact in the ECG signal may comprise feed forward active noise cancellation. Using the information on the velocity to reduce at least one signal artifact in the ECG signal may comprise determining a cutoff
15 frequency for a filter that separates the ECG signal from chest compression artifacts.

In a sixth aspect, the invention features an apparatus for assisting a rescuer in performing chest compressions during CPR on a victim, the apparatus comprising a pad or other structure configured to be applied to the chest near or at the location at which the rescuer applies force to produce the chest compressions, at least one motion sensor connected
20 to the pad, the motion sensor being configured to sense movement of the chest, at least one force (or pressure) sensor connected to the pad, the force sensor being configured to sense force applied to the chest, and processing circuitry for processing the output of the motion sensor and force sensor to estimate the compliance of the chest.

Preferred implementations of this aspect of the invention may incorporate one or
25 more of the following. The estimated compliance and the output of the force sensor may be used to determine the depth of compression of the chest. The motion sensor may be an accelerometer, and the output of the accelerometer may be used primarily for estimating chest compliance, and compression depth during CPR may be estimated by using the estimated compliance to convert the output of the force sensor into estimated compression depth. The output of the accelerometer may be used during limited time intervals for
30 estimating chest compliance, and outside of those limited time intervals chest compression

may be determined from the estimated compliance and the output of the force sensor without substantial use of the output of the accelerometer. The estimated compliance and the output of the force sensor may be used to determine whether the chest has been substantially released.

5 In a seventh aspect, the invention features an apparatus for assisting a rescuer in performing chest compressions during CPR on a victim, the apparatus comprising a pad or other structure configured to be applied to the chest near or at the location at which the rescuer applies force to produce the chest compressions, at least one bistable mechanical element that when depressed provides tactile feedback to the hand of the rescuer upon the
10 start of a compression and at the end of a compression.

Preferred implementations of this aspect of the invention may incorporate one or more of the following. The mechanical element may comprise a dome that collapses under pressure and returns to a dome shape on release of pressure. The bistable mechanical element may further provide audible feedback at least at the end of a compression. The
15 tactile feedback at the end of a compression may occur at approximately an applied force corresponding to substantial release of the chest, so that the tactile feedback serves as feedback to the rescuer that the chest has been substantially released.

The invention provides numerous advantages. It provides a more accurate and detailed measure of compressions during CPR, e.g., by analyzing such
20 compression/decompression cycle parameters as compression velocity and completeness of decompression release. And features of the velocity and acceleration waveforms may be analyzed to maximize CPR performance. E.g., the invention permits analysis of maximal velocity of compression, which is an important factor in proper mitral valve closure and higher blood flow volume.

25 The invention may obviate the need for a secondary information channel, e.g., a force sensor, to provide the accuracy necessary for the use of acceleration to accurately measure displacement. The invention includes new methods for the analysis of the acceleration waveform that allow for decreased offset drift and improved displacement accuracy. The methods also provide for the ability to determine parameters relating to the quality of the
30 compression/decompression cycle by morphological analysis of the acceleration and velocity waveform. Multiple parameters may be determined via the analysis and then combined in

making a decision regarding chest release or other generalized descriptor of compression/decompression quality. The methods used may include standard decision logic (e.g., IF-THEN-ELSE) or may involve methods such as fuzzy-logic decision methodology or statistical estimation such as Bayesian methods.

5 Direct physiological measurements of perfusion and oxygenation, such as end-tidal carbon dioxide (EtCO₂) and pulse oximetry, can provide additional feedback to the CPR control algorithm.

By determining chest compliance, some implementations of the invention overcome the difficulty of using a pressure/force sensor for determining the onset and release of compression. The compliance of the thoracic cage varies from person to person, and therefore each individual will generally be able to support different amounts of force on the sternum without any displacement occurring. In some implementations of the invention, compliance is estimated from measurements of force (or pressure) and chest motion during compressions. The estimated compliance can be used to adapt the chest-released force threshold to patients with differing chest compliance. Without adapting the threshold to the victim's chest compliance, the chest-released force threshold tends to have to be set quite low, to assure substantial release even on patients with large compliance. This can result in requiring the rescuer to release nearly all force from the chest, interfering with the process of CPR itself and confusing the rescuer with what appears to be irrelevant and interfering commands.

Using a velocity sensor (as proposed with some aspects of the invention), can provide a more accurate and less noise sensitive measure for determining displacement. It requires only one integration to calculate displacement from velocity, thus reducing offset error, and it requires only one differentiation to calculate acceleration thus reducing high frequency noise susceptibility. Additionally, velocity in this implementation is a differential configuration that measures relative velocity between the front and back of the thorax, unlike acceleration which is inertial and whose motion is relative to the Earth. Differential velocity measurement provides a significantly improved performance during patient transport such as in an ambulance or on an airplane. In fact, the vibration and motion may make the acceleration for the most part unusable in these situations.

Magnetic induction may be used to generate a voltage proportional to the relative velocity between a magnet and coil. The magnet may take the form of a permanent magnet, but preferably it is an electromagnet. The use of an electromagnet serves two main purposes: it can be used to calibrate the setup after the electrodes have been applied to the patient, and 5 it can be used to provide a synchronous modulation/demodulation of the signal to improve accuracy and minimize susceptibility to noise and artifact.

The magnetic pickup and induction coils may be incorporated into defibrillation pads. One defibrillation pad can be placed on the left thorax and another defibrillation pad can be placed on the victim's back in the left scapular area. These are excellent locations for 10 defibrillation and provide a good placement to generate magnetic flux changes proportional to sternal displacement. The coils can be incorporated directly into the outer edge of each of the defibrillation electrodes. Alternatively, if the desired electrode position is anterior/anterior with both electrodes on the front of the chest, a separate backboard panel may be supplied which is placed under the patient and contains the receiving coil.

15 The invention's use of velocity sensor, which may make it possible to perform ECG analysis without a "hands off" period provides improved filtering and rhythm analysis.

Other features and advantages of the invention will be apparent from the following detailed description and drawings, and from the claims.

DESCRIPTION OF DRAWINGS

20 FIG 1 is a diagram of one implementation including an AED and an accelerometer and pressure/force sensor built into a chest-mounted pad.

FIG 2 shows sample signals recorded during CPR with the implementation of FIG 1.

FIG 3 is a diagram of another implementation including an AED with a membrane switch and an accelerometer.

25 FIG 4 shows sample signals recorded during CPR with the implementation of FIG 3.

FIG 5 depicts acceleration, velocity, and displacement for a single compression cycle.

FIG 6 is a block diagram of another implementation.

FIG 7 depicts acceleration, velocity, and displacement for two compression cycles.

FIGS. 8, 9A, and 9B show an implementation in which magnetic induction elements 30 are built into electrodes placed in anterior and posterior locations on the thorax.

FIG. 10 is an enlarged view of the composition of the electrode pad of FIGS. 9A.

FIG. 11 is a block diagram of a synchronous detector implementation.

FIG. 12 is a block diagram of a filtered-X least mean squares (FXLMS ANC) algorithm.

5 FIG. 13 is an implementation using the algorithm of FIG. 12.

FIG. 14 shows two spectral power distributions related to the implementation of FIG 13.

FIG. 15 is a block diagram of another implementation.

DETAILED DESCRIPTION

10 There are a great many possible implementations of the invention, too many to describe herein. Some possible implementations that are presently preferred are described below. It cannot be emphasized too strongly, however, that these are descriptions of implementations of the invention, and not descriptions of the invention, which is not limited to the detailed implementations described in this section but is described in broader terms in
15 the claims.

FIG. 1 shows a schematic of a preferred implementation. This implementation includes an accelerometer (and accelerometer housing), force sensor built into a pressure pad, and an AED which is electrically connected to the accelerometer and force sensor and contains a display and/or speaker for user feedback. The pressure pad provides the structural member on which the accelerometer (and housing) is supported. Neither the accelerometer nor force sensor of the pad are essential to detecting chest release, as other sensors can be used. The force sensor can measure force or pressure.

The accelerometer housing can be shaped similar to a hockey puck and can rest either directly on the patient's sternum or on the pad or other structural member. Preferably the accelerometer is positioned to be over the victim's sternum in the position recommended for chest compressions. A force sensor can be placed below (as shown) or above the accelerometer housing. The rescuer presses on the accelerometer housing (or pressure pad) to perform chest compressions. The accelerometer senses the motion of the chest during CPR and the force sensor measures the force or pressure applied. The AED supplies power
25 to the sensors and digitizes the electrical signals coming from the accelerometer and force
30

sensor. Based on previous calibrations of the sensors, the accelerometer signal is integrated to determine the housing displacement, and the output of the force sensor is converted to standard pressure or force units.

FIG. 2 shows a sample drawing of the signals recorded during CPR using the implementation of FIG. 1. The acceleration signal is band pass filtered and integrated to derive displacement information (e.g., a displacement signal). Compressions (C1-C5) can be detected from the displacement signal. The compression rate is calculated from the interval between compressions (e.g. (time of C2 - time of C1)), and compression depth is measured from the compression onset to peak displacement (e.g. (d1 - d0)). The onset and peak compression values are saved for each compression. The pressures at the compression onset and offset are used to determine the force used to achieve a given compression depth. The compliance of the chest can be estimated from the compression displacement and the related compression pressure. The pressure "p0" is the reference pressure prior to the start of CPR and is related to the resting chest displacement "d0". The pressure "p1" is the pressure required to achieve the displacement "d1". The chest compliance is estimated from the following equation:

$$\text{Chest Compliance} = |(d1 - d0) / (p1 - p0)|$$

Where d1 is the displacement at the peak of the compression, d0 is the displacement at the onset of the compression, p1 is the pressure at the peak of the compression, and p0 is the pressure at the onset of the compression. The chest compliance can be calculated for each compression and averaged to improve the measurement accuracy.

Once the patient specific chest compliance is known, it can be used to estimate the absolute displacement of the puck when combined with the instantaneous puck pressure measure from the following equation:

$$\text{Displacement} = \text{compliance} * (p - p0)$$

Where p is the pressure measured from the puck at a point in time, p_0 is the resting puck pressure when there is no compressions or handling by the rescuer. Therefore, the chest release displacement can be estimated by the following equation:

5

$$\text{Displacement at the release of chest} = \text{compliance} * (p_3 - p_0).$$

Where compliance is determined as described above, p_3 is the chest release pressure (estimated as the onset pressure of the next compression), and p_0 is the resting pressure.

The chest release pressure can alternately be measured as the minimum pressure point
10 between the two compressions.

The chest release displacement point is compared to a pre-defined threshold level to determine if the chest was substantially released between two compressions (i.e., released sufficiently to create a pressure in the chest that facilitates venous filling of the heart). A combination of voice prompts and display messages can be used to tell the rescuer to more
15 completely release the chest between compressions if the chest release displacement point does not return below the set threshold. The chest release displacement value can be averaged to improve the estimate accuracy. The comparison to the threshold level could also be done via "voting" logic such as the last x out of y values exceed the set threshold and trigger the release of chest feedback. The CPR release of chest algorithm continually runs
20 while the rescuer performs CPR and provides immediate feedback if the rescuer does not release the chest at any time during the resuscitation.

Although not necessary, the threshold level is preferably adjusted dynamically as a function of the calculated chest compliance. For patients with a lower compliance, the threshold can be increased since increased force will have little or no effect on displacement.
25 For patients with higher compliance, the threshold may need to be decreased.

The calculated estimate of chest compliance can also be used with the output of the force sensor to estimate the depth of chest compression. Thus, for example, the output of the accelerometer could be used with the output of the force sensor during an initial time interval to calculate an estimate of chest compliance. Thereafter, the estimated chest compliance
30 could be used to convert the force measurement into an estimated depth of chest compression.

FIG. 3 shows another implementation wherein the force sensor is replaced with a mechanical or electrical switch. The rescuer performs CPR by pressing on the switch/housing assembly. The switch is activated based on the forces used with CPR compressions and deactivated when a compression is released. The switch may provide for 5 bistable positional states such as in a domed switch that when depressed would provide tactile feedback to the hand of the rescuer upon the start of the compression (dome collapse) and at the end of compression (dome return). The switch vibration associated with the transition between the two states may also be sufficient to provide an audible feedback to the rescuer as well. If the compression release vibration is heard and/or felt, the chest can be 10 considered by the rescuer to have been released.

FIG. 4 shows the acceleration, derived displacement, and switch output signals during a sample of CPR. Each compression is identified at the top of the diagram (C1 – C5). The compression interval, rate, and depth are measured from the acceleration signal. The dashed line overlaying the switch output curve indicated the force on the puck assembly and is 15 drawn to show the actuation of the switch when the force curve exceeds that activation threshold (solid straight line). Time t1 shows the actuation of the switch and time t2 shows the release of the switch. On the third compression (C3), the compression switches (ON) at time t3, but does not switch off at time t4 because the force on the chest does not go below the trigger threshold. The acceleration signal shows that chest compressions are continuing, 20 but the switch indicates that the chest is not being substantially released. When chest release is not occurring, the AED can audibly and/or visually prompt the user to release the chest.

In another implementation, the acceleration waveform alone is analyzed without the use of a switch or force sensor. FIG. 5 depicts the acceleration, velocity and displacement for a single compression/decompression cycle. The input signal from the acceleration sensor, 25 as shown in the block diagram in FIG. 6, is conditioned and filtered to minimized artifact and noise and is input to an A/D converter. The A/D converter is then read by the microprocessor. In FIG. 5, the points of interest in the acceleration waveform are as follows:

1. A0 is the point of maximum acceleration during the compression downstroke.
2. A-2 is the compensatory small upstroke that rescuers often do just prior to the initiation of the compression downstroke and marks the initiation point of the compression downstroke.

3. A-1 is the point of maximum acceleration of the compression downstroke.
 4. A1 is the point of maximum deceleration on the decompression upstroke.
 5. A2 is a small upward release when the rescuer's hands are slightly lifted from the patient's sternum during an optimum compression cycle.
 6. A-3 and A3 are inflection points where the signal deviates from baseline.
 7. SA0 and SA1 are the slopes of the acceleration of the line segments on each side of A0.
 8. SV0 and SV1 are the slopes of the line segments (~ acceleration) as shown on the velocity curve.
 9. VMax is the maximum velocity achieved during the compression downstroke.
- Many algorithms can be used for determination of substantial release of the chest.
- One algorithm is as follows:
1. Determine fiducial point A0. Completion of the compression determination should approach real time in order to provide maximum benefit to the rescuer. Delays of approximately 1-4 seconds are acceptable and will limit the types of 'search forward' algorithms that can be implemented. A0 can be detected by a number of means. One method is to band pass filter the acceleration signal to produce maximum output signal amplitude of signals having a slope most closely approximating those observed in real compression signals. The band pass output is then input to a threshold detection function. If the signal amplitude is larger than the threshold, then SA0 has been detected. The threshold itself may be dynamically adjusted in amplitude to minimize susceptibility to noise and interference. For instance, if out of band noise such as 60 Hz interference is detected, then the threshold may be increased. The threshold may also be gradually lowered following an SA0 detection such that the probability of detection is increased for signals that occur at the expected interval and is decreasing for false signals that may occur immediately subsequent to the detection. Once SA0 has been detected, the algorithm can search forward until it finds the peak amplitude, A0.
 2. Searching backwards and forwards from point A0, the points A-3, A-2, A-1, A0, A1, A2 and A3 can be determined.

3. The acceleration signal can then be decomposed into constituent triangles formed from these fiducial points. TriangleA0 refers to the triangle formed by the A-1, A0 and A1 fiducial points (in gray in FIG. 5.).

4. The triangles are then parameterized using such morphological characteristics as width, amplitude, area, center of mass, skewness, height/width ratio, etc.

5. Area ratios are then calculated for the various triangle pairs. For example the ratio of the areas of TriangleA0 and TriangleA1 , Acceleration Triangular Area Ratio(0,1) [TARA(0,1)]

10
$$\text{TARA}(0,1) = [\text{Area TriangleA0}] / [\text{Area of TriangleA1}]$$

6. Amplitude ratios are then calculated for the various triangle pairs. Degree of skew is incorporated into the amplitude calculation by incorporating either skewness or center of mass into the calculation for each triangle. For example the ratio of the areas of TriangleA0 and TriangleA1 , Triangular Amplitude ratioA(0,1) (TAMPRA(0,1))

15
$$\text{TAMPRA}(0,1) = [\text{Amplitude of TriangleA0}] / [\text{Amplitude of TriangleA1}]$$

7. The same process is repeated for the triangular width ratio (TWR).

20 8. A rescuer who applies too much downward force during the decompression upstroke will cause incomplete decompression. This downward force opposes the natural elastic force of the thoracic cage and as a result causes a decreased amplitude and elongation of triangleA1 and triangleA2 as shown in FIG. 7.

25 9. The acceleration signal is integrated beginning at inflection point A-3 and ending just subsequent to A3 in order to calculate the velocity. The same analysis is used to calculate the fiducial points V-2, VMax, V0 and V1, as well as TAR, TAMPR and TWRs for the velocity curve.

30 10. The velocity curve segment is integrated a second time to calculate displacement. Displacement values D-3 and D3 and DMax are calculated. Differential displacement, $\Delta D = D-3 - D3$ is calculated.

11. Based on DMax , the device can prompt the rescuer if the depth of compressions are not sufficient.

12. Based on VMax , the user can be prompted to deliver a 'sharper' more rapid pulse to improve hemodynamics.

5 13. End tidal carbon dioxide (EtCO₂) measurements are taken during the course of CPR. Visual and/or audible prompting from the device can encourage the rescuer to increase rate and depth of compressions to improve hemodynamics.

10 14. The calculated parameters of width, amplitude, area, center of mass, skewness, height/width ratio, TAR, TAMPR and TWR for both the acceleration and the velocity as well as ΔD are used to make a decision on whether the chest was released. The methods used may be standard decision logic (IF-THEN-ELSE) or may involve methods such as fuzzy-logic decision methodology or statistical estimation such as Bayesian methods. In general, ΔD alone would not be used to determine chest release, but nonetheless the signal processing methods have made it possible with this method to be able to measure ΔD without the use of 15 switches or force sensors.

15. Final determination of compression release can be withheld for a number of compression cycles to measure longer term trending of the parameters. For example, the rescuer may have momentarily had to pause to wipe their brow.

20 Alternatively, other signal detection and classification methods known to those skilled in the art may be used to determine the relevant morphological features such as those shown in FIG. 7 (CPR with substantial chest release is shown by solid lines; inadequate chest release, by dashed line).

25 In another implementation, a velocity sensor is used to determine the motion parameters. One of many possible techniques for sensing velocity is to use magnetic induction to generate a voltage proportional to the relative velocity between a magnet and coil. The configuration is shown in FIG. 8. The magnet may take the form of a permanent magnet, but preferably it is an electromagnet. As shown in FIG. 9A and 9B, a defibrillation pad is placed on the left thorax and another defibrillation pad is placed on the victim's back in the left scapular area. These are optimal locations for defibrillation and provide a good placement to generate magnetic flux changes proportional to sternal displacement. The coils are incorporated directly into the outer edge of each of the defibrillation electrodes.

Alternatively, if the desired electrode position is anterior/anterior with both electrodes on the front of the chest, a separate backboard panel may be supplied which is placed under the patient and contains the receiving coil. The use of an electromagnet serves two main purposes: it can be used to calibrate the setup after the electrodes have been applied to the patient and they can be used to provide a synchronous modulation/demodulation of the signal to improve accuracy and minimize susceptibility to noise and artifact.

The defibrillation electrodes can be constructed with a conventional configuration. An electrically conductive sheet of material that delivers defibrillation current to the patient is backed with an insulating thin foam material, and a slightly adhesive conductive gel coupling agent adheres the conductive sheet to the patient's skin. The foam backing also forms an approximately 0.5 to 1.0 inch border around the active conductive area. The magnetic coil element can be added onto the foam backing and becomes part of the border area, as shown in FIG. 10.

The device (e.g., AED) can be provided with circuitry for determining whether or not the electrodes have been properly applied to the patient. The method currently employed by most manufacturers of defibrillators is to use a small amplitude, high frequency signal (~2 microamps, 60 KHz) to measure impedance. The electrodes are determined to be applied when the impedance falls into the physiologic range.

When the device has detected the application of the electrodes, the device can prompt the rescuer to stand clear. At this time, the device will perform calibration of the velocity sensor. A time-varying signal, typically a ramp or sine wave of several frequencies of interest, such as the modulation frequency, is applied to the electromagnet and the signal is measured at the receiving coil. From this, gain and offset coefficients can be calculated for use during the CPR event. This calibration step allows for improved accuracy with patients of varying chest sizes and in the presence of any nearby magnetically conductive surfaces or objects.

Preferably, a synchronous detector can be employed to minimize susceptibility to noise and artifact as shown in the block diagram in FIG. 11. A sine wave carrier frequency of 500 Hz or more is supplied to the electromagnet coil to generate an oscillating magnetic field that, in turn, induces a voltage on the receiving coil. Chest compressions vary the field intensity at the receiving coil, thus causing an amplitude modulation of the carrier. As can be

seen in FIG. 11, a band pass filter immediately subsequent to signal reception reduces interference outside the range of the carrier frequency such as AC magnetic interference. The phase lock loop (PLL) is used for carrier regeneration, but since the transmitter and receiver are in the same device, the transmission carrier can be used for detection as well, as long as circuitry is provided for phase adjustment of the demodulation signal. Multiplexer 5 S1, combined with the demodulation signal, causes rectification of the signal, which can then be low pass filtered to recover the compression velocity waveform. Alternatively, a synchronous AM demodulator can be employed with an analog multiplier stage.

In another implementation, the velocity signal may then be used to reduce artifacts in 10 the ECG signal. This is accomplished by first time-aligning the ECG and velocity signal by such methods as cross-correlation techniques known to those skilled in the art. This will provide alignment of the two signals relative to the compressions. Then, preferably, adaptive filtering methods are used such as those involved in the minimization of the mean-squared error between the ECG and the velocity.

15 In a further implementation, more sophisticated signal processing methods may be used to minimize ECG artifacts induced by CPR chest compressions. For example, methods known as feed forward active noise cancellation (FANC) may be used. FIG. 12 shows a block diagram of the filtered-X least mean squares (FXLMS ANC) algorithm, as developed by Widrow and Burgess. $P(z)$ represents the unknown plant through which the signal $x(n)$ is 20 filtered. Digital filter $W(z)$ is adaptively adjusted to minimize the error signal $e(n)$. In one implementation, as depicted in FIG. 13, $x(n)$ is the unfiltered ECG signal, $P(z)$ is eliminated from the diagram, and $d(n)$ is approximated with the chest compression velocity signal $v(n)$. In the LMS algorithm, assuming a mean square cost function $\xi(n) = E[e^2(n)]$, the adaptive 25 filter minimizes the instantaneous squared error, $\xi(n) = e^2(n)$, using the steepest descent algorithm, which updates the coefficient vector in the negative gradient direction with step size μ :

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

30 where $\tilde{N} \xi(n)$ is an instantaneous estimate of the mean square error (MSE) gradient at time n equal to $-2v(n) e(n)$. Stability and accuracy of the FXLMS ANC algorithm by adding

a variable cutoff low pass filter $H(z)$ to eliminate frequency components in the ECG not related to the chest compression artifact. In general, the spectral energy of the chest compression artifact is predominately lower than those of the ECG. A cutoff frequency of approximately 3 Hz is adequate in many cases, but this may vary from patient to patient and 5 among different rescuers performing chest compressions. To overcome this difficulty, an FFT is performed on $v(n)$ and input into a cutoff frequency estimation (CFE) procedure that determines the optimal cutoff frequency, f_C , for the lowpass filter. In a preferred implementation, the decision is based on calculating the frequency, not to exceed 5Hz, below which 80% of the waveform energy is present, but this percentage may vary and additional 10 decision logic may be employed. For instance, an FFT may also be calculated for $x(n)$, also input to the CFE procedure. By first normalizing amplitude of the frequency spectra $X(z)$ amplitude peak of the compression artifact and then subtracting the velocity spectra $V(z)$ from the normalized input $X'(z)$, the difference spectra is calculated $\Delta X'(z) = X'(z) - V'(z)$. Frequencies are then determined for $V(z)$ and $\Delta X'(z)$ at which most of the spectral energy is 15 within, set in this embodiment to 97%, and labeled f_{CV} and f_{CX} , respectively, and shown in FIG 14. f_C is then set to the lesser of f_{CV} and f_{CX} . Alternatively, f_C can be set to some intermediate frequency between f_{CV} and f_{CX} .

A simpler though related implementation is shown in FIG. 15, in which the CFE 20 procedure is used to calculate the cutoff frequency for a high pass filter. Using the same methods as described in the previous paragraph, an FFT is performed on $v(n)$ and input into a cutoff frequency estimation (CFE) procedure that determines the optimal cutoff frequency, f_C , for, in this case, a high pass filter. In the preferred embodiment, the decision is based on calculating the frequency, not to exceed 5 Hz, below which 80% of the waveform energy is present, but this percentage may vary and additional decision logic may be employed. An 25 FFT may also be calculated for $x(n)$, and also input to the CFE procedure and the optimal high pass cutoff frequency can be determined by the methods described in the previous paragraph. For instances when the spectral energy of the compression artifact is distinct from the ECG signal, this method will have a performance equivalent to the FXLMS just described; its performance will be somewhat inferior when the spectra of the ECG and 30 compression artifact overlap, however.

Many other implementations of the invention other than those described above are within the invention, which is defined by the following claims. For example, it is not necessary that the invention include an external defibrillator, as a device for assisting delivery of CPR could be provided without defibrillation capability. The CPR assistance device could even be a pocket device that is for assisting with manual delivery of CPR.

5 Features of the one aspect of the invention may not be required in implementations of other aspects of the invention. For example, it is not necessary in some implementations of the invention that chest compliance be determined, or that substantial release of the chest be determined, or that a particular type of sensor (e.g., accelerometer, force sensor, velocity sensor), or combination of sensors, be used, or that there be analysis of features of a motion waveform, or that maximum velocity be estimated, or that artifacts in detected ECG signals be reduced.

10 10 What is claimed is:

Claims

1. Apparatus for assisting a rescuer in performing chest compressions during CPR on a victim, the apparatus comprising:

5 a pad or other structure configured to be applied to the chest near or at the location at which the rescuer applies force to produce the chest compressions;

at least one sensor connected to the pad, the sensor being configured to sense movement of the chest or force applied to the chest;

processing circuitry for processing the output of the sensor to determine whether the rescuer is substantially releasing the chest following chest compressions; and

10 at least one prompting element connected to the processing circuitry for providing the rescuer with information as to whether the chest is being substantially released following chest compressions.

2. The apparatus of claim 1 wherein the pad or other structure is a pad to which force is applied by rescuer.

15 3. The apparatus of claim 1 wherein the sensor includes an accelerometer.

4. The apparatus of claim 1 wherein the sensor includes a force sensor.

20 5. The apparatus of claim 1 wherein the sensor includes a velocity sensor.

6. The apparatus of claim 1 wherein the sensor includes both a force sensor and an accelerometer or velocity sensor.

25 7. The apparatus of claim 1 wherein the prompting device includes a speaker for delivering an audible message to the rescuer

30 8. The apparatus of claim 1 wherein the prompting device includes a display for delivering a visual message to the rescuer.

9. The apparatus of claim 1 wherein the apparatus is part of an external defibrillator.
10. The apparatus of claim 9 wherein the external defibrillator is an AED.
- 5 11. The apparatus of claim 1 wherein the processing circuitry includes a digital processor executing software.
12. The apparatus of claim 1 wherein determining whether the rescuer is substantially releasing the chest comprises analyzing motion of the chest.
- 10 13. The apparatus of claim 12 wherein analyzing motion of the chest comprises analyzing features or the shape of a waveform representing chest motion.
14. The apparatus of claim 1 comprising both a sensor to sense movement of the chest and a sensor to sense force applied to the chest, and wherein the processing circuitry uses outputs of both sensors to provide information representative of chest compliance.
- 15 15. The apparatus of claim 14 wherein the information representative of chest compliance is used to determine a level of applied pressure/force that corresponds to a substantial release of the chest.
- 20 16. Apparatus for assisting a rescuer in performing chest compressions during CPR on a victim, the apparatus comprising:
 - a pad or other structure configured to be applied to the chest near or at the location at which the rescuer applies force to produce the chest compressions; and
 - 25 at least one velocity sensor connected to the pad, the velocity sensor being configured to sense the velocity of movement of the chest.
17. The apparatus of claim 16 further comprising processing circuitry for processing the output of the velocity sensor to estimate the displacement of the chest.

18. The apparatus of claim 17 wherein the processing circuitry has the capability to integrate an output of the velocity sensor.

5 19. The apparatus of claim 16 or 29 wherein the velocity sensor is configured to be located approximately adjacent to the location at which the body is compressed.

20. The apparatus of claim 16 or 29 wherein the velocity sensor is configured to be positioned to sense the relative velocity between opposite surfaces of the chest.

10 21. The apparatus of claim 16 or 29 wherein the velocity sensor comprises a conductor and a magnet, and velocity is sensed by sensing the current induced in the conductor by relative motion between the conductor and the magnet.

15 22. The apparatus of claim 21 wherein the magnet comprises one of a permanent magnet and an electromagnet.

23. The apparatus of claim 21 wherein the conductor and magnet are positioned on opposite surfaces of the chest.

20 24. The apparatus of claim 21 wherein the conductor comprises a coil that is unitary with a defibrillation electrode pad.

25 25. The apparatus of claim 21 wherein the conductor and magnet each comprise a coil that is unitary with a defibrillation electrode pad.

26. The apparatus of claim 16 or 29 wherein the magnet comprises an electromagnet and the electromagnet produces a magnetic field that oscillates at a frequency greater than 1 KHz, and further comprising coil detection circuitry to which the coil is connected, wherein the coil detection circuitry is capable of synchronously demodulating the detected signal to reduce susceptibility to drift and noise.

27. The apparatus of claim 16 or 29 further comprising circuitry for acquiring ECG signals from the victim, and wherein the processing circuitry has the capability to process the output of the velocity sensor and the ECG signals to reduce ECG artifacts from chest compressions by use of velocity sensor output.

5

28. Apparatus for assisting a rescuer in performing chest compressions during CPR on a victim, the apparatus comprising:

a pad or other structure configured to be applied to the chest near or at the location at which the rescuer applies force to produce the chest compressions;

10 at least one motion sensor connected to the pad, the motion sensor being configured to sense movement of the chest;

processing circuitry for processing the output of the motion sensor to estimate the maximum velocity of compression of the chest; and

15 at least one prompting device connected to the processing circuitry for providing the rescuer with information representative of the maximum velocity of compression.

29. The apparatus of claim 28 wherein the motion sensor comprises a velocity sensor.

20 30. A method of determining chest compression during CPR, the method comprising applying a motion sensor to the chest of a patient at a location near or at the location at which a rescuer applies force to produce chest compressions;

determining chest displacement from analysis of features of the motion waveform produced by the motion sensor.

25

31. The method of claim 30 wherein the motion sensor is a velocity sensor.

32. The method of claim 30 wherein the motion sensor is an accelerometer.

33. The method of claim 32 further comprising deciding from the analysis of features of the acceleration waveform whether or not a rescuer has sufficiently released the patient's chest.

5 34. The method of claim 32 further comprising processing the output of the accelerometer to provide velocity and acceleration waveforms.

10 35. The method of claim 33 further comprising processing the output of the accelerometer to provide velocity and acceleration waveforms, and analyzing the velocity and acceleration waveforms to determine whether or not a rescuer has sufficiently released the patient's chest.

15 36. The method of claim 34 wherein the analysis of velocity waveforms includes determining the maximal velocity of compression.

16 37. The method of claim 32 or 34 wherein determining chest displacement from analysis of features comprises determining onset and completion times for a compression cycle from the features of the waveforms.

20 38. The method of claim 37 wherein determining chest displacement further comprises integrating the acceleration waveform over a time segment defined by the onset and completion times.

25 39. The method of claim 32 or 34 further comprising analyzing the features of the upstroke portion of the waveforms to determine whether there has been sufficient release of the chest.

30 40. The method of claim 32 or 34 further comprising prompting a rescuer based as to whether compressions are within desired limits on compression depth and compression release.

41. The method of claim 40 wherein the prompts to the rescuer are based on multi-cycle trends, so that they are not immediately influenced by the rescuer taking a brief break in the application of CPR.

5 42. The method of claim 40 further comprising determining chest compliance, and using the determined chest compliance to adjust the level of pressure/force that the rescuer is permitted to apply at the end of a compression stroke without being prompted as to insufficiently releasing the chest.

10 43. The method of claim 34 wherein the features determined from the waveforms include one or more of the following: width, amplitude, area, center of mass, skewness, height/width ratio, TAR, TAMPR and TWR.

15 44. The method of claim 43 wherein the features are used to make a decision as to whether the chest of the victim has been sufficiently released.

45. The method of claim 44 wherein decisions are made using either standard decision logic, fuzzy-logic decision methodology, or statistical estimation.

20 46. A method of analyzing ECG signals during application of CPR, the method comprising:

detecting ECG signals during application of chest compressions;
detecting the output of a sensor from which information on the velocity of chest compressions can be determined; and

25 using the information on the velocity to reduce at least one signal artifact in the ECG signal resulting from the chest compressions.

47. The method of claim 46 wherein the sensor is a velocity sensor, and the information on the velocity is determined from the velocity sensor.

48. The method of claim 46 wherein the sensor is an accelerometer, and the information on the velocity is determined from integration of the output of the accelerometer.

5 49. The method of claim 46 wherein using the information on the velocity to reduce at least one signal artifact in the ECG signal comprises time aligning the ECG signals with the velocity.

10 50. The method of claim 46 wherein using the information on the velocity to reduce at least one signal artifact in the ECG signal comprises an adaptive filter that is adjusted to remove chest compression artifacts.

15 51. The method of claim 46 wherein using the information on the velocity to reduce at least one signal artifact in the ECG signal comprises feed forward active noise cancellation.

20 52. The method of claim 46 wherein using the information on the velocity to reduce at least one signal artifact in the ECG signal comprises determining a cutoff frequency for a filter that separates the ECG signal from chest compression artifacts.

25 53. Apparatus for assisting a rescuer in performing chest compressions during CPR on a victim, the apparatus comprising:

 a pad or other structure configured to be applied to the chest near or at the location at which the rescuer applies force to produce the chest compressions;

 at least one motion sensor connected to the pad, the motion sensor being configured to sense movement of the chest;

 at least one force sensor connected to the pad, the force sensor being configured to sense force applied to the chest; and

 processing circuitry for processing the output of the motion sensor and force sensor to estimate the compliance of the chest.

54. The apparatus of claim 53 wherein the estimated compliance and the output of the force sensor are used to determine the depth of compression of the chest.

5 55. The apparatus of claim 54 wherein the motion sensor is an accelerometer, and the output of the accelerometer is used primarily for estimating chest compliance, and compression depth during CPR is estimated by using the estimated compliance to convert the output of the force sensor into estimated compression depth.

10 56. The apparatus of claim 55 wherein the output of the accelerometer is used during limited time intervals for estimating chest compliance, and outside of those limited time intervals chest compression is determined from the estimated compliance and the output of the force sensor without substantial use of the output of the accelerometer.

15 57. The apparatus of claim 53 or 54 wherein the estimated compliance and the output of the force sensor are used to determine whether the chest has been substantially released.

58. Apparatus for assisting a rescuer in performing chest compressions during CPR on a victim, the apparatus comprising:

20 a pad or other structure configured to be applied to the chest near or at the location at which the rescuer applies force to produce the chest compressions;

at least one bistable mechanical element that when depressed provides tactile feedback to the hand of the rescuer upon the start of a compression and at the end of a compression.

25 59. The apparatus of claim 58 wherein the mechanical element comprises a dome that collapses under pressure and returns to a dome shape on release of pressure.

60. The apparatus of claim 58 wherein the bistable mechanical element further provides audible feedback at least at the end of a compression.

61. The apparatus of claim 58 wherein the tactile feedback at the end of a compression occurs at approximately an applied force corresponding to substantial release of the chest, so that the tactile feedback serves as feedback to the rescuer that the chest has been substantially released.

ABSTRACT

An apparatus for assisting a rescuer in performing chest compressions during CPR on a victim, the apparatus comprising a pad or other structure configured to be applied to the chest near or at the location at which the rescuer applies force to produce the chest compressions, at least one sensor connected to the pad, the sensor being configured to sense movement of the chest or force applied to the chest, processing circuitry for processing the output of the sensor to determine whether the rescuer is substantially releasing the chest following chest compressions, and at least one prompting element connected to the processing circuitry for providing the rescuer with information as to whether the chest is being substantially released following chest compressions.

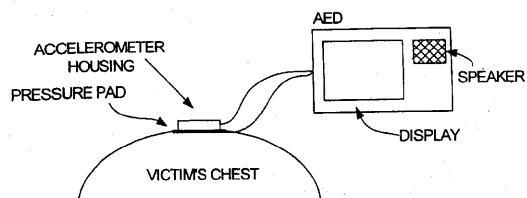


FIG. 1

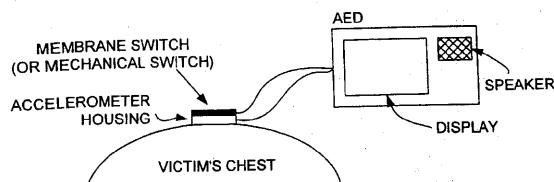


FIG. 3

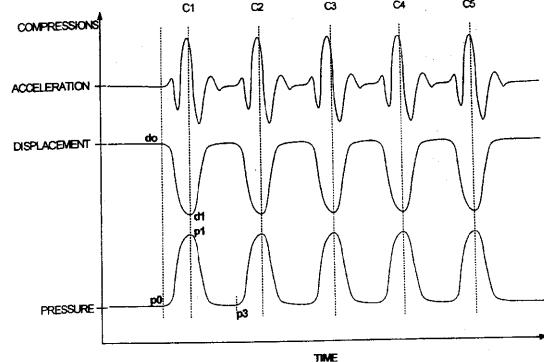


FIG. 2

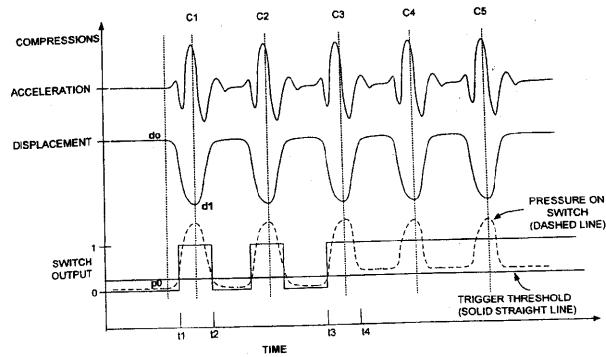


FIG. 4

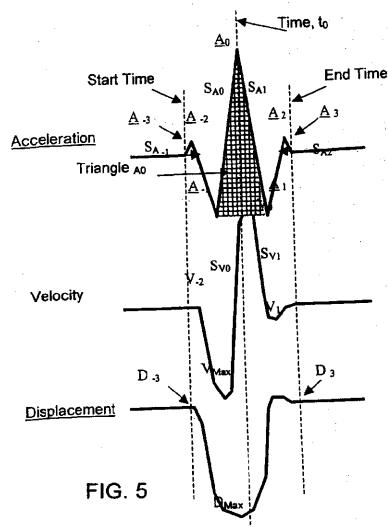


FIG. 5

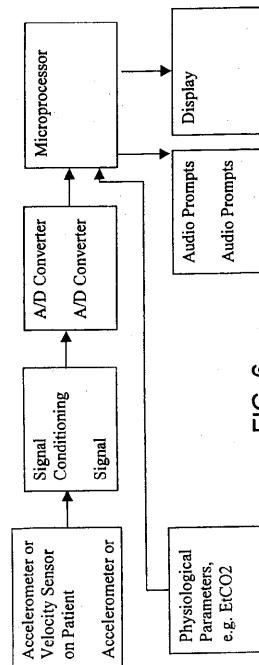


FIG. 6

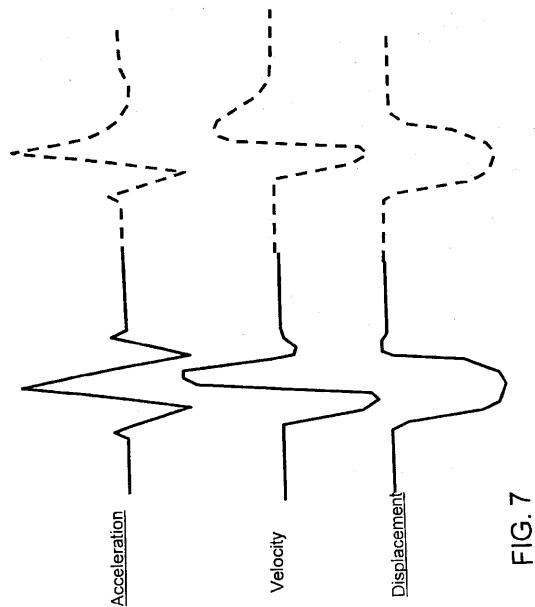


FIG. 7

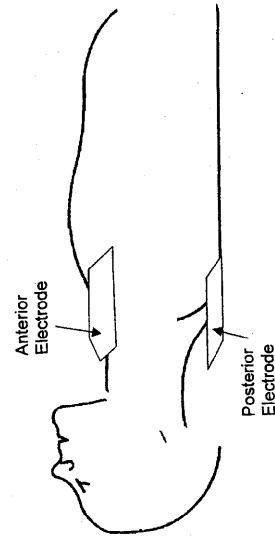


FIG. 8

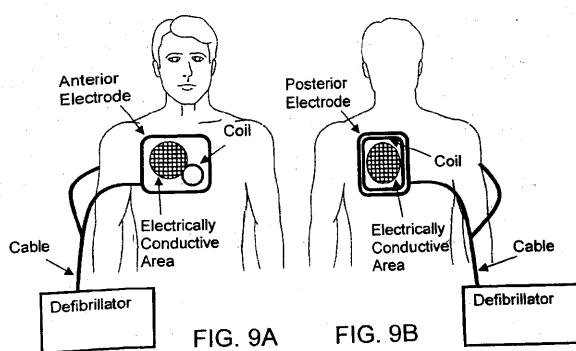


FIG. 9B

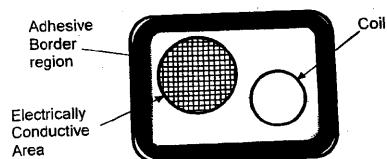


FIG. 10

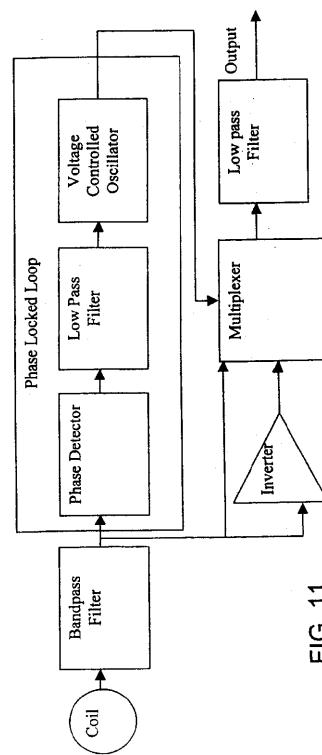


FIG. 11

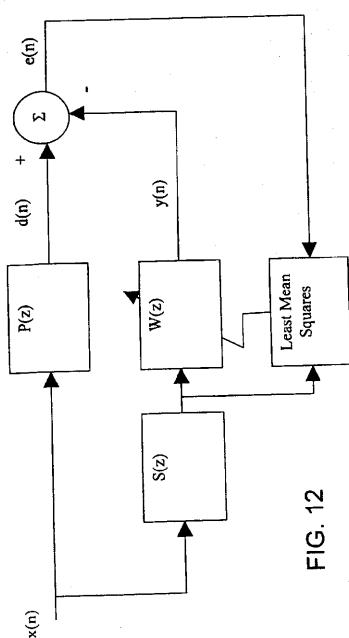


FIG. 12

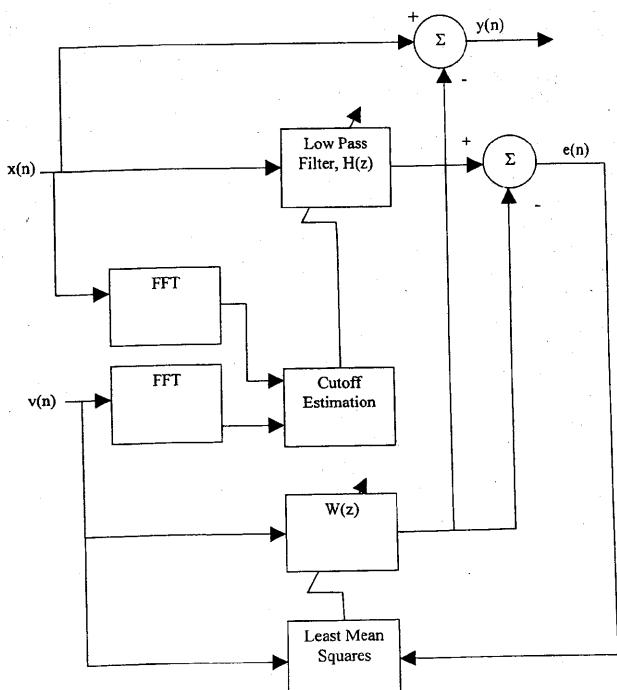


FIG. 13

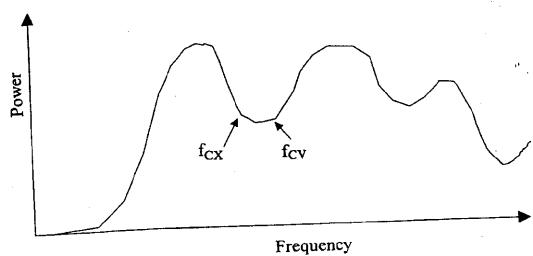
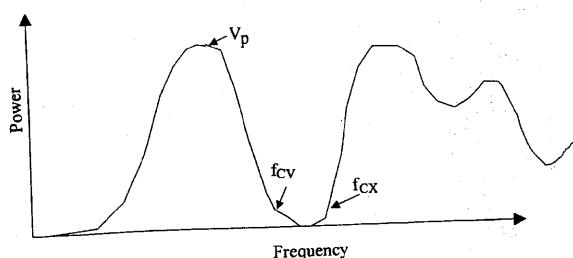


FIG. 14

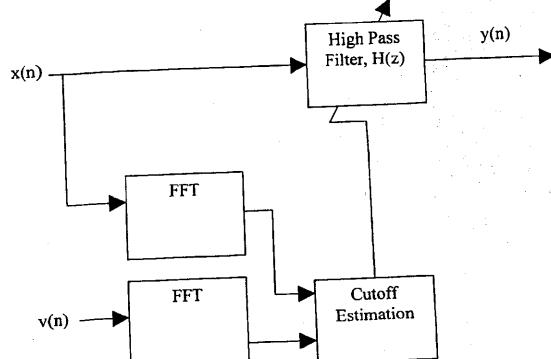


FIG. 15

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	JP2005046609A	公开(公告)日	2005-02-24
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		
[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. バウチャー		
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. バウチャー		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/0245 A61B5/11 A61B5/145 A61H31/00 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		
优先权	10/609001 2003-06-27 US 10/704366 2003-11-06 US		
其他公开文献	JP4689979B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种在受害人进行心肺复苏术期间进行胸部按压时协助救助者的装置。该装置连接到垫和其他结构，该垫和其他结构构造成为在救助者施加力以执行胸部按压的位置处或附近施加至胸部。至少一个被配置为检测胸部运动或施加到胸部的力的传感器，并对传感器的输出进行处理，以允许救援人员在胸部受压后完全释放胸部。一种用于确定患者是否在场的处理电路，以及至少一个与该处理电路相连的指令呈现元件，用于向救助者提供有关胸部受压后胸部是否完全释放的信息。

[选型图]图1

