

(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2008-136853

(P2008-136853A)

(43) 公開日 平成20年6月19日(2008.6.19)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A61H 31/00 (2006.01)	A 61 H 31/00	4 C017
A61N 1/39 (2006.01)	A 61 N 1/39	4 C027
A61B 5/0215 (2006.01)	A 61 B 5/02	331A
A61B 5/026 (2006.01)	A 61 B 5/02	340A
A61B 5/0402 (2006.01)	A 61 B 5/04	310M

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L 外国語出願 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2007-273133 (P2007-273133)
(22) 出願日	平成19年10月19日 (2007.10.19)
(31) 優先権主張番号	11/584257
(32) 優先日	平成18年10月20日 (2006.10.20)
(33) 優先権主張国	米国(US)
(31) 優先権主張番号	20064768
(32) 優先日	平成18年10月20日 (2006.10.20)
(33) 優先権主張国	ノルウェー(N0)

(71) 出願人	507154664 レルダル メディカル アクティーゼルス カブ ノルウェー王国, エヌ-4002 スタヴ アンゲル, ピー. オー. ボックス 377
(74) 代理人	100077838 弁理士 池田 憲保
(74) 代理人	100082924 弁理士 福田 修一
(72) 発明者	ヘルゲ ミクレブスト ノルウェー王国, エヌ-4025 スタヴ アンゲル, ソランスピク. 47
(72) 発明者	オイスタイン ストロームスネス ノルウェー王国, エヌ-4120 タウ, ナガヴェゲン 24

最終頁に続く

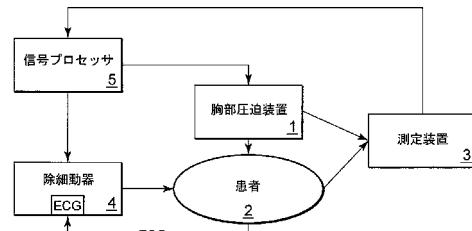
(54) 【発明の名称】蘇生システム

(57) 【要約】

【課題】蘇生手順の間における無操作時間を最小限にすることを可能とする。

【解決手段】患者2の胸部を繰り返し圧迫して強制的または自然に拡張させる胸部圧迫装置1と、心臓に電気的衝撃を加える除細動器4と、蘇生プロセスの特性を測定するための測定装置3と、胸部圧迫装置および/または除細動器の動作を制御するための信号プロセッサ5とを備える。除細動器は、残るシステムとマスター/スレーブ関係で動作する一体型または外付けの装置である。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

繰り返し患者の胸部を圧迫して胸部を強制的または自然に拡張させる胸部圧迫装置と、心臓に電気的衝撃を加える除細動器と、蘇生プロセスの特性を測定するために配置された測定装置と、前記胸部圧迫装置および／または前記除細動器の動作を制御するために配置された信号プロセッサと
を備えることを特徴とする蘇生システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の蘇生システムにおいて、前記信号プロセッサが、前記蘇生プロセスの測定された特性に基づいて、前記胸部圧迫装置および／または前記除細動器の動作を制御することを特徴とする蘇生システム。 10

【請求項 3】

請求項 1 に記載の蘇生システムにおいて、前記信号プロセッサが、前記蘇生プロセスの所定の特性に基づいて、前記胸部圧迫装置および／または前記除細動器の動作を制御することを特徴とする蘇生システム。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の蘇生システムにおいて、前記信号プロセッサが、前記蘇生プロセスの測定された特性と所定の特性との比較に基づいて、前記胸部圧迫装置および／または前記除細動器の動作を制御することを特徴とする蘇生システム。 20

【請求項 5】

請求項 1 に記載の蘇生システムにおいて、前記信号プロセッサが、胸部圧迫が原因で ECG (心電図) 信号および／またはインピーダンス信号の中に生じる信号雑音を減衰させるためのフィルタを備えることを特徴とする蘇生システム。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の蘇生システムにおいて、前記測定装置が、力センサおよび／または深さセンサを備えることを特徴とする蘇生システム。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の蘇生システムにおいて、前記測定装置が、血流量センサおよび／または血圧センサを備えることを特徴とする蘇生システム。 30

【請求項 8】

請求項 2 に記載の蘇生システムにおいて、前記測定装置が、換気センサを備えることを特徴とする蘇生システム。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の蘇生システムにおいて、更に、換気装置を備えることを特徴とする蘇生システム。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の蘇生システムにおいて、前記測定装置または除細動器が、ECG 装置を備えることを特徴とする蘇生システム。

【請求項 11】

請求項 1 に記載の蘇生システムにおいて、電源供給装置として、エネルギー蓄積装置、または救急車内、病院内、若しくは外部電力蓄積装置内の電源に接続するためのデバイスを備えることを特徴とする蘇生システム。 40

【請求項 12】

請求項 1 に記載の蘇生システムにおいて、前記測定装置によって測定された特性の値を格納するための前記測定装置に接続されたデータ格納装置をさらに備えることを特徴とする蘇生システム。

【請求項 13】

請求項 1 に記載の蘇生システムにおいて、蘇生に関する情報をオペレータに提供するためのユーザ・インターフェースをさらに備えることを特徴とする蘇生システム。 50

【請求項 1 4】

請求項 1 に記載の蘇生システムにおいて、前記除細動器が、自動体外式除細動器（AED）であることを特徴とする蘇生システム。

【請求項 1 5】

請求項 1 に記載の蘇生システムにおいて、前記胸部圧迫装置に接続された支持体をさらに備えることを特徴とする蘇生システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0 0 0 1】**

本発明は蘇生システムに関する。

10

【背景技術】**【0 0 0 2】**

突然の心拍停止は、米国およびカナダなど西欧の先進国における主要な死因の一つである。

【0 0 0 3】

心拍停止からの生存の機会を増やすために重要なことは、事故後の最初の危険な数分間に行われるCPR（心肺蘇生法）および心臓除細動である。

【0 0 0 4】

CPRは、救命呼吸と組み合わせた体外式胸部圧迫によって生命維持に必要な器官に十分な量の酸素飽和血液を送出することで実行される。心臓除細動は、体外から電気ショックを与えることで正常な心臓律動を再確立することで実行される。

20

【0 0 0 5】

CPRの質は生存に必須である。胸部圧迫は、最小の中止と共に、十分な深さと速度で実行しなければならない。手動での胸部圧迫は、極端に疲れる作業であり、患者の搬送中に十分な質の手動CPRを実行することは事実上不可能である。

【0 0 0 6】

除細動の成功は、電気ショックを与えた時の心臓の代謝状態にかかっている。除細動は、圧迫周期の間の所定の時期に（所定の回数で）実行しなければならない。一般に、除細動器は、心臓内部の電気的活動を連続して記録し、電気ショックを与える正確な時期の決定を可能にする一体型（または外付け）の心電図（ECG）装置を備える。胸部圧迫によってECG信号に雑音が発生し、除細動の時間の決定が不正確になることがある。この理由から、大半の場合、胸部圧迫は患者に対して手動または自動で実行され、正確なECG信号を得るために、除細動をかける前にこのプロセスが停止される。この結果、胸部圧迫が行われない期間が比較的長くなり、患者に異なる装置を装着する煩雑な手続きが必要になる。

30

【0 0 0 7】

米国特許出願第2006/0155222号公報には、CPRのための胸部圧迫を実行すると共に除細動のような追加的な蘇生措置のために電気的刺激を与える装置が記載されている。この公報では、圧迫周期の終わり近くに除細動がかけられている。この公報には、CPR周期に関する除細動器によるショックのタイミングのみが記載されている。

40

【0 0 0 8】

米国特許第6807442号公報では、心肺蘇生法（CPR）によってECGに悪影響を与える信号を低減するためのシステムが記載されている。このシステムは、CPRの結果としての圧迫の深さ、肺の膨張などのパラメータから導出される一つまたは複数の信号を測定するための測定装置を含む。パラメータ信号は、悪影響のある信号と相互に関係する一つまたは複数の基準信号を形成する。一つまたは複数の適応フィルタが、CPRによって生じる妨害を除去するために、ECG信号を構成する信号から上記悪影響のある信号を遮断している。

【0 0 0 9】

【特許文献1】米国特許出願第2006/0155222号公報

50

【特許文献 2】米国特許第 6 8 0 7 4 4 2 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

解決しようとする課題は、上記公報に開示された装置またはシステムでは、蘇生プロセスの特性を表す信号が上記プロセスの制御に使用されていないので、蘇生システムとして不完全なことである。

【0011】

従って、本発明の目的は、上記問題を解決し、蘇生手順中の無操作時間を最小限にする蘇生システムを提供することである。

10

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題は、繰り返し患者の胸部を圧迫して胸部を強制的または自然に拡張させる胸部圧迫装置と、心臓に電気的衝撃を加える除細動器と、蘇生プロセスの特性を測定するための測定装置と、胸部圧迫装置および/または除細動器の動作を制御するための信号プロセッサとを備える本発明のシステムによって解決される。

【0013】

蘇生システムは、一体型除細動器若しくはドッキング・ステーション、および/または体外式除細動器を収容するか、体外式除細動器にインタフェースする接続手段を備えることができる。体外式除細動器を用いた代替案によって、本発明のシステムと市販されている除細動器とと一緒に使用することができる。除細動器とその他のシステムとの接続は、有線または無線を使用することができる。除細動器は、専用の電源を有してもよく、またはシステムへの供給電源を共用してもよい。

20

【0014】

プロセッサ装置は、蘇生システムの測定された特性に基づいて、胸部圧迫装置および/または除細動器の動作を制御するように適合することができる。また、プロセッサ装置は、蘇生プロセスの所定の特性に基づいて、胸部圧迫装置および/または除細動器の動作を制御するように適合するか、または蘇生プロセスの測定された特性と所定の特性との比較に基づいて、胸部圧迫装置および/または除細動器の動作を制御するように適合することができる。所定の特性は、例えば、蘇生の国際ガイドラインで推奨されている特性である。

30

【0015】

上記国際ガイドラインは、CPR（心肺蘇生法）の際に除細動を駆動するための推奨時間について記載している。その推奨時間、例えば3分の期間、CPRを実行の後、除細動が駆動され、除細動の結果が分析され、そして、心臓の律動がまだない場合には、さらに別の期間、CPRが続行される。CPRと除細動との間隔および除細動と継続されるCPRとの間隔を最小限にすることが望ましい。これは、CPR装置および除細動装置に対して共通のプロセッサによって達成可能である。例えば、本発明の蘇生システムを用いて、連続CPRとCPRの間の除細動器の駆動が可能である。他の可能な所定の特性には、除細動前の推奨圧迫回数、停止以降の時間経過に従った心臓の推定される状態、「スロープ」のようなECG（心電図）特性、またはVF（心室細動）の存在などがある。

40

【0016】

プロセッサ装置は、システムに組み込まれていてもよいし、体外式除細動器の一部であってもよい。相互接続される場合、制御動作は、除細動器を「マスタ」、残りのシステムを「スレーブ」として除細動器によって実行されるか、またはシステムを「マスタ」、除細動器を「スレーブ」としてシステムによって実行される。

【0017】

測定装置は、任意のセンサまたは他の測定装置であり、蘇生プロセスの特性と、システムと患者体との両方またはいずれか一方での、CPRに関する他の関連情報と、を測定するのに適したものである。上記センサまたは測定装置は、例えば、圧迫装置により稼動お

50

および/または移動する力、および/または深さを測定するための力センサおよび/または深さセンサ、圧迫カウンタ、圧迫頻度カウンタ、患者の血流量をモニタするための血流量センサ、換気の流れ、量、および/または時間間隔をモニタするための換気センサ、胸部のインピーダンスを測定して患者の換気状態を示すインピーダンス測定手段、心電図（ECG）装置、患者の角度（患者が横臥しているか、座っているか/立っているか）を測定するための傾きセンサ、胸部圧迫手段の位置および/または位置の変化を検知するための位置検出装置、バッテリー電源測定手段、内蔵モータ温度測定手段などである。

【0018】

また、本発明の蘇生システムは、換気装置を備えることができる。換気装置は、オペレータが操作可能な通常の換気装置であってもよく、または自律/自動換気装置であってもよい。換気装置がオペレータによって操作される場合、蘇生システムは、換気速度および量のような換気の特性（質）を測定するためのセンサを備えることができる。

10

【0019】

システム内の除細動器はECG装置を備えることができるが、そのECG装置は測定装置の一部であってもよい。

【0020】

システムは、エネルギー蓄積装置、または救急車内、病院内、若しくは外部電力蓄積装置内の電源を受けるための接続デバイスを備えることができる。

20

【0021】

本発明のシステムは、測定装置および/または除細動器に接続されたデータ格納装置をさらに備えることができる。データ格納装置は、測定装置と除細動器内のECG装置との両方またはいずれか一方によって測定された特性の値を格納する。これらの格納された値は、後に蘇生現象の評価に用いることができ、また、手続きの調整と要員の訓練とに利用することができる。また、格納された値は、さらに装置の故障を公開し点検を開始するために利用することができる。

【0022】

本発明の蘇生システムは、さらに、蘇生に関する情報を補助要員に提供するためのユーザ・インターフェースを備えることができる。ユーザ・インターフェースは、フィードバック装置内に組み込むか、または独立させることができる。ユーザ・インターフェースは、システムのサービスレベル、電源残余量、除細動状態、換気状態、またはその他、蘇生中若しくは蘇生後のオペレータにとって有用な情報を提供することができる。

30

【0023】

本発明のシステム内の除細動器は、自動体外式除細動器（AED）であってもよい。

【0024】

本発明のシステムは、胸部圧迫装置に接続された支持体を備えることができる。

【0025】

胸部圧迫装置としては、空気圧、油圧、または電気により駆動されるものであって、ピストン、ベルト、ストラップなどのような患者の胸部を圧迫するのに適した任意の装置を使用することができる。胸部圧迫装置は、テープのような締結装置または減圧によって、患者の胸部と皮膚との両方若しくはいずれか一方に固定することができるか、または胸部に固定されることなく胸部に単に接触することができるものであってもよい。胸部圧迫装置は、胸部を拡張させる、すなわち、胸部を能動的に持ち上げるか、または胸部を自由に拡張させるように設計されている。

40

【0026】

さらに、胸部圧迫装置は、胸部圧迫装置を患者の胸部上で定位置を実質的に維持するため、支持体を備えるかまたは支持体に接続されている。胸部圧迫装置を患者の胸部上で定位置を実質的に維持させておくことは、圧迫に必要な質を得るため、および、安全上の理由から重要である。

【0027】

上記支持体は、患者の下部で、両側の一方に、または患者に巻き付けるように配置する

50

ことができる。

【0028】

一つの実施形態では、支持体は、背板および横断板に接続された二つの脚部を備える。背板は、患者が横臥している時に患者の下部（背部）に配置することができ、二つの脚部は、患者の両側に配置することができる。この四辺形の幅と高さは、各患者に合わせて調整することができる。

【0029】

支持体は、安定させるため、左右対称であり患者に密着して巻き付ける必要がある。そして、支持体は、圧迫装置を正しく配置して、患者の圧迫を確保しなければならない。

【0030】

本発明の一実施形態では、圧迫装置は、患者の胸部上に正確に配備できる位置で横断板に堅固に固定接続される。代替形態では、圧迫装置は、全面か、または一部分に横断板を構成する。圧迫装置は、圧迫装置の圧迫動作の方向が胸部の両乳首間の領域にほぼ垂直であるように支持体に接続される。これは、例えば、圧迫装置の動きが胸骨を含む平面に実質的に垂直であり、そして圧迫装置が背板に実質的に平行であるということを意味する。

【0031】

支持体に対する患者の位置決めは、部分的にまたは完全に支持体の本来の特性である。脚部を備える支持体の実施形態では、患者の幅を基準とする位置決めは、支持体の脚部を患者の両側に密着させることで実行される。患者の身長を基準とする患者の位置決めは、支持体上のイラストレーションを用いるかまたは他の表示装置によって実行でき、これをオペレータが監視できる。一つの実施形態では、システムは、例えば、患者の腋窩に上記脚部を配置すること、または患者の両肩への距離を示す棒を使用することなどによって、患者を基準とするシステムの位置決めの指示および／または案内をする物理的な装置または配置構成を備えることができる。

【0032】

他の実施形態では、支持体は、適した設計の枠、台、ラック、三脚などであってもよい。

【0033】

支持体は、使用していない時のシステムの体積を最小限にするために引き込み式、着脱式または折り畳み式であってもよい。好ましくは、組み立てと設置に使う時間を最小限にするために、支持体は容易に組み立てられ使用できることがよい。これは、例えば、最大サイズに展開するばね内蔵要素を用いて達成することができる。組み立て誤りの危険を最小限にし、組み立て時間を最小限にするために、システムは独立部品の数を最小限にすべきである。一つの実施形態では、システムは、組み立てる独立部分が二つしかない。

【0034】

本明細書で種々の実施形態に属する本発明の種々の特徴について説明してきたが、これらの全部または一部を組み合わせて一つの実施形態を構成することができることは当業者には明らかであろう。

【発明の効果】

【0035】

本発明の蘇生システムは、繰り返し患者の胸部を圧迫して胸部を強制的または自然に拡張させる胸部圧迫装置と、心臓に電気的衝撃を加える除細動器と、蘇生プロセスの特性を測定するための測定装置と、胸部圧迫装置および／または除細動器と接続し、それらの動作を制御するための信号プロセッサとを備えるため、蘇生プロセスの特性を表す信号が上記動作の制御に使用されるので、蘇生手順中の無操作時間を最小限にできるという利点がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0036】

本発明について、例示装置によって、添付の図面を参照しながら本発明を詳細に説明する。

10

20

30

40

50

【0037】

図1は、本発明の蘇生システムの一つの実施形態を示すブロック図である。このブロック図は、患者2の胸部を繰り返し圧迫して胸部を強制的または自然に拡張させるための胸部圧迫装置1と、蘇生プロセスの特性を測定するための測定装置3と、ECG(心電図)装置を備えた除細動器4と、測定装置3および/または胸部圧迫装置1および/または除細動器4に接続され、胸部圧迫装置1の動作を制御する信号プロセッサ5とを示す。

【0038】

本発明のこの実施形態では、信号プロセッサ5は、測定値を格納でき、それ故、履歴データを提供することができるデータ格納装置、蘇生プロセスの特性を表示する表示装置、および/またはアラームに接続されている。

10

【0039】

本発明のこの実施形態のプロセッサ装置5は、測定装置3と除細動器4内のECG装置とから信号を受信し、胸部圧迫雑音をフィルタリングし、そして、フィルタリングされた信号に基づいて、ユーザに除細動に関する正確な時間の指示を提供するか、または除細動器に開始信号を提供する。

【0040】

図2は、本発明による蘇生システム構成の一実施形態を示す斜視図である。本発明のこの実施形態では、胸部圧迫装置21と、信号プロセッサおよび電源を収容するハウジング24と、除細動器22とが横断板20上に配置されている。この図では、除細動器22は、本発明のシステムの他の要素に組み込まれた自動体外式除細動器(AED)である。除細動器22のAEDは、システムの他の要素または構成要素とシームレスに通信する。

20

【0041】

本発明によるこの実施形態の胸部圧迫装置21は、ピストン27と、ピストン27にエネルギーを伝達するための伝達機構と、モータ(図示せず)とを備える。ピストン27は、矢視の方向に動き、圧迫を実行して患者の胸部を強制的または自然に拡張させる。

【0042】

本発明のこの実施形態の信号プロセッサは、所定の特性と測定装置(図示せず)によって測定される特性との両方またはいずれか一方に基づいて胸部圧迫装置およびAEDの動作を制御するための装置を備える。これらの特性は、上記のように、ピストンが及ぼす力、ピストン移動の深さ、圧迫頻度、患者の体内の血流量、換気の流れなどである。

30

【0043】

上記装置は、横断板20上に配置されている。横断板20は、ほぼ矩形であり、短辺の縁部で2本の横向きの脚部23に接続されている。横断板20および脚部23の接続は、蝶番25によって実施され、脚部を横断板に向けて回転させて蘇生システムのための収納位置を提供できる。脚部23は、上部28と下部29とを備える。上部28は、横断板20に蝶番で繋がれ、また下部29の内部に伸縮自在に配置される。この配置構成によって脚部の長さを容易に無段階的に変更することができる。脚部は、患者の身体の両側に配置することができる。下部29の下縁部は、患者の背中の下に配置することができる背板26に接続される。

40

【0044】

図3は、心室細動(VF)信号、およびCPR(心肺蘇生法)によって引き起こされる信号の例を示す。曲線1は、信号妨害を含まない患者のVF信号(信号1)を示す。曲線2は、豚で測定したCPRの間の妨害信号(信号2)を示す。曲線3は、信号1および信号2の和信号を示し、CPRによって妨害されるVF信号をシミュレートして表現する。曲線4は、位置およびインピーダンス測定値によって提供される基準信号を示す。これらの測定値を用いて、CPRの妨害信号を予想することができ、上記予想の例を曲線5として示す。妨害VF信号(すなわち、曲線3)から予想妨害を減算すると、除細動器を駆動する時期を決定するための予想「非妨害」曲線6が得られる。

【0045】

例示的な決定モデルを図4に示す。ECGおよびCPRのセンサからの信号を用いて予

50

想 ECG 曲線が提供され、予想 ECG 曲線は、例えば、スロープ特性、VF 検出、それまでの律動などに関して分析される。スロープ値は、除細動の効果を示すことができる。大きい値は高い効果、小さい値は低い効果を示す。スロープが右肩上がりの場合、実行中の CPR を継続すべきであるという指示である。予想 ECG 曲線は、連続または間欠的である。予想 ECG 曲線を分析すると、CPR を実行すべきか、または除細動器ショックを駆動すべきかの判断が可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0046】

【図1】本発明の蘇生システムの一つの実施形態をブロックで示す接続図である。

【図2】本発明による蘇生システムの一つの実施形態を構成要素で示す組み立て図である

10

。

【図3】VF 信号および CPR によって引き起こされる信号の例を示す図である。

【図4】例示的な決定モデルの図である。

【符号の説明】

【0047】

1 胸部圧迫装置

20

2 患者

3 測定装置

4 除細動器

5 信号プロセッサ

20 0 横断板

20 1 胸部圧迫装置

20 2 除細動器

20 3 脚部

20 4 ハウジング

20 5 蝶番

20 6 背板

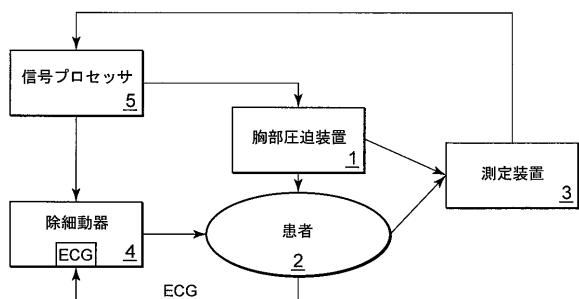
20 7 ピストン

20 8 上部

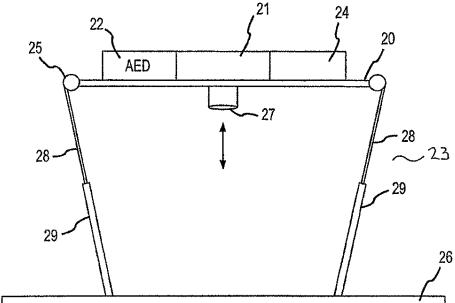
20 9 下部

30

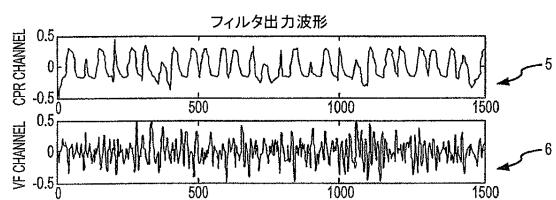
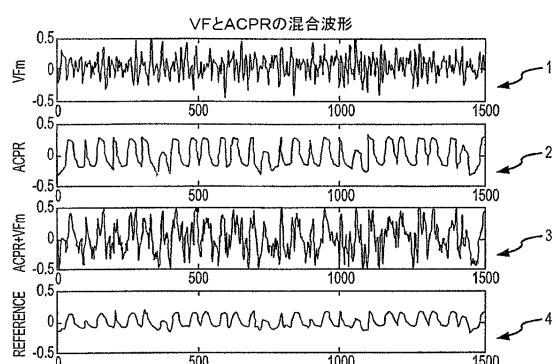
【図1】



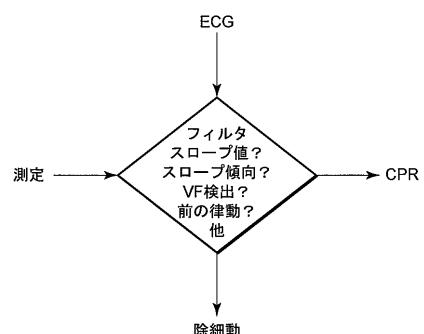
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C017 AA08 AA11 AA19
4C027 AA02 BB05 DD03
4C053 JJ02 JJ18 JJ23 JJ36
4C074 AA04 BB04 CC05 DD01 EE02 GG01 GG05 HH02 HH03 HH09
QQ31

【外國語明細書】

1. Title of Invention

Resuscitation system

2. Detailed Description of Invention

This invention is related to resuscitation systems.

Sudden cardiac arrest is a leading cause of death in developed countries in the Western World, like United States and Canada.

To increase the chance for survival from cardiac arrest, important aspects are CPR (Cardio Pulmonary Resuscitation) and heart defibrillation given in the first few critical minutes after the incident.

CPR is performed to ensure a sufficient flow of oxygenated blood to vital organs by external compression of the chest combined with rescue breathing. Heart defibrillation is performed to re-establish normal heart rhythm by delivery of an external electric shock.

The *quality* of CPR is essential for survival. Chest compressions must be given with a minimum of interruptions, and be of sufficient depth and rate. Performing chest compressions manually is an extremely exhausting task, and it is practically impossible to give manual CPR of sufficient quality during transportation of a patient.

A successful defibrillation depends on the metabolic state of the heart when the electrical shock is applied. It must be performed at a determined times during the compression cycle. In general defibrillators comprise an integrated (or external) electrocardiograph device (ECG) which records the electrical activity in the heart in a continuous manner and permits determination of the correct time for applying an

electrical shock. Chest compressions cause noise in the ECG signal and can lead to incorrect determination of the time for defibrillation. For this reason, in most cases, chest compressions are performed on a patient either manually or automatically and the process is stopped in order to get a correct ECG signal before applying defibrillation. This leads to relatively long periods without chest compression and to cumbersome procedures where different equipment must be placed on the patient.

US 2006/0155222 describes a device for performing chest compressions for CPR in coordination with applying electrostimulus for additional resuscitative actions such as defibrillation. In this publication defibrillation is applied near the end of a compression cycle. This publication describes only timing of the defibrillator shock with respect to the CPR cycle.

US6807442 describes a system for reducing signal disturbances in ECG, which disturbances are caused by cardio-pulmonary resuscitation (CPR). The system includes a measuring device for measuring one or more signals derived from parameters such as compression depth, lung inflation etc. as a result of CPR. The parameter signals form one or more reference signals that correlate with the signal disturbances. One or more adaptive filters filter the signals out from the signal that constitutes the ECG signals so as to remove disturbances caused by CPR.

Said publications do not address the problem of providing a resuscitation system where signals representing characteristics of the resuscitation process are adapted for use in controlling the process.

The object of the invention is to provide a resuscitation system which solves the above problem and which minimizes hands-off time during a resuscitation procedure.

This problem is solved by means of a system according to the invention, comprising a chest compression device to repeatedly compress the chest of a patient and

thereafter causing or allowing the chest to expand, a defibrillator to apply electric impulses to the heart, measuring devices for measuring characteristics of the resuscitation process, and a signal processor for controlling operation of the chest compression device and/or the defibrillator.

The resuscitation system can comprise an integrated defibrillator or a docking station and/or connection(s) for receiving and/or interfacing an external defibrillator. The alternative using an external defibrillator will permit use of a system according to the invention together with any defibrillators available in the market. The connection between the defibrillator and the remaining system may be wired or wireless. The defibrillator may have its own power supply or may share power supply with the system.

The processor device can be adapted to control operation of the chest compression device and/or the defibrillator based on measured characteristics of the resuscitation process. The processor device can also be adapted to control operation of the chest compression device and/or the defibrillator based on predetermined characteristics of the resuscitation process, or it can be adapted to control operation of the chest compression device and/or the defibrillator based on comparison of measured and predetermined characteristics of the resuscitation process. The predetermined characteristics may for example be characteristics recommended in the international guidelines for resuscitation.

The present international guidelines describes the recommended time for activating defibrillation during CPR. After having performed the recommended period of time of CPR, for example three minutes, the defibrillation is activated, the result of the defibrillation is analyzed, and CPR is continued for another period of time if the heart still has no rhythm. It is desirable to minimize the time intervals between CPR and defibrillation and between defibrillation and continued CPR, and this may be achieved by a common processor for the CPR devices and defibrillator. For example may the resuscitation system according to the invention allow continuous

CPR and activation of defibrillator during CPR. Other possible predetermined characteristics are a recommended number of compressions before defibrillation, presumed state of heart according to time from stop, characteristics of ECG such as "slope", presence of VF, etc.

The processor device may be integrated in the system or may be a part of an external defibrillator. When connected together, the control operations may be performed by the defibrillator, the defibrillator being the "master" and the remaining system a "slave", or the control operations may be performed by the system, the system being "master" and the defibrillator "slave".

The measuring device may be any sensors or other measuring devices suitable for measuring characteristics of the resuscitation process, and other relevant information regarding CPR in the system and/or in the patient. Such sensors/measuring devices are for example force sensors and/or depth sensors for measuring force/depth exerted/traveled by the compression device, compression counters, compression frequency counters, blood flow sensors for monitoring the blood flow of the patient, ventilation sensors for monitoring the ventilation flow, volume, and/or time interval of patient ventilation, impedance measuring means for measuring the impedance of the chest and thus give an indication of the ventilation of the patient, electrocardiogram (ECG) device, tilt sensors for measuring the angle of the patient (whether the patient is lying, sitting/standing), position detectors for detecting the positioning and/or change of positioning of the chest compression means, battery power measurement means, internal motor temperature measuring means, etc .

The resuscitation system according to the invention may also comprise ventilation devices. The ventilation devices may be regular ventilation devices which may be operated by an operator, or they may be autonomous/automatic ventilation devices. In the case where the ventilation devices are operated by an operator, the resuscitation system may comprise a sensor for measuring characteristics (quality)

of the ventilation, such as ventilation rate and volume.

The defibrillator in the system according to the invention can comprise an ECG device or said device can be a part of the measuring devices.

The system can comprise power supply devices comprising energy storage devices or devices for connection to power sources in an ambulance, in a hospital or in an external power storage device.

The system according to the invention can further comprise data storing devices connected to the measuring devices and/or the defibrillator for storing values of the characteristics measured by the measuring device and/or an ECG device in the defibrillator. These stored values may later be used for evaluating the resuscitation episode in order to be able to adjust procedures and/or train personnel. Stored values may also be used to reveal equipment errors and/or initiate service.

The resuscitation system according to the invention may further comprise a user interface for providing information regarding the resuscitation to the helping personnel. The user interface may be comprised in or be separate from the feedback devices. The user interface may provide information related to the service level of the system, remaining power, defibrillator status, ventilation status or other information which would be useful for the operator during or after the resuscitation.

The defibrillator device in the system according to the invention can be an automatic external defibrillator (AED).

The system according to the invention can comprise a support connected to the chest compression device.

The chest compression device may be any device suitable for compressing the chest of a patient, such as pneumatic, hydraulic, or electric actuated pistons, belts, straps,

etc. The chest compression device may be fixed to the patient's chest/skin by means of fastening devices such as tape or by vacuum, or it can be merely in contact with the chest without being fastened to the chest. The chest compression device can be designed to cause the chest to expand, i.e. is to perform an active lifting of the chest, or to allow the chest to expand freely.

Besides, the chest compression device comprises or is connected to a support in order to maintain a substantially constant positioning of the chest compression device on the patient's chest. A substantially constant positioning of the chest compression device on the patient's chest is important in order to obtain the necessary quality of the compressions and for safety reasons.

Said support may be adapted to be arranged under the patient, on one of the sides, or reaching round the patient.

In one embodiment, the support comprises two legs connected to a back plate and to a transverse plate. The back plate is adapted for placement under the patient when the patient is lying, and the two legs are adapted for placement on both sides of the patient. The width and the height of the quadrangle may be adjusted to fit each patient.

The support should be symmetric and surround the patient closely in order to give a stable support and ensure correct positioning of the compression device and thus the compressions on the patient.

In one embodiment of the invention the compression device is firmly and fixed connected to the transverse plate in a position which ensures correct positioning on the patient's chest. In an alternative embodiment, the compression device may constitute the transverse plate completely or partially. The compression device is connected to the support in such a way that the direction of the compression movement of the chest compression device is substantially perpendicular to thorax

in the area between the nipples. This may for example mean that the movement of the compression device is substantially perpendicular to a plane comprising sternum, and substantially parallel to the back plate.

The positioning of the patient relative to the support is partly or fully a inherent property of the support. The positioning relative to the patient's width may be performed by arranging the legs of the support close in contact with the patient's sides in the embodiments of the support comprising legs. The positioning relative to the patient's length may be performed by means of illustrations on the support or by other display devices and supervised by the operator. In one embodiment the system may comprise physical devices or arrangements which indicates and/or guides the positioning of the system relative to the patient, for example by arranging the legs in the patient's armpits, by a rod indicating the distance to the patient's shoulders, etc.

In other embodiments, the support can be a frame, stand, rack, tripod, etc. of suitable design.

The support may be collapsible, demountable or foldable in order to minimize volume of the system when not in use. Preferably, the support is easy to assemble and prepare for use in order to minimize time wasted on assembling and mounting. This may for example be achieved by using spring-loaded elements which unfold themselves to the maximum size. The system should comprise as few separate parts as possible in order to minimize risk of incorrect assembly and to minimize assembly time. In one embodiment the system only comprises two separate sections for assembly.

Although different features of the invention are described in the present specification as belonging to different embodiments it will be clear for the skilled person that all or some of these can be combined into a single embodiment. The invention will now be described in more detail by devices of examples and with

reference to the attached figures.

Figure 1 is a block diagram of an embodiment of the resuscitation system according to the invention. This block diagram shows chest compression devices 1 for repeatedly compressing the chest of a patient 2 and causing or allowing the chest to expand, measuring devices 3 for measuring characteristics of the resuscitation process, a defibrillator with an ECG device 4 and a signal processor 5 connected to the measuring devices 3 and/or the chest compression devices 1 and/or the defibrillator 4, to control operation of the chest compression devices 1.

In this embodiment of the invention the signal processor 4 is connected to data storing devices 5 to permit storage of measurement values and thus provide historical data, and to display devices 6 to display characteristics of the resuscitation process, and/or alarms.

The processor device in this embodiment of the invention is adapted to receive signals from the measuring device 3 and the ECG in defibrillator 4, to filtrate chest compression noise and based on the filtered signal to provide either an indication to a user of the correct time to defibrillate or a start signal to the defibrillator.

Figure 2 is a perspective view of an embodiment of the invention. In this embodiment of the invention, the chest compression device 21, the signal processor, the power supply and the defibrillator 22 are situated on a transverse plate 20. The signal processor and the power supply are enclosed in a housing 24. The defibrillator 22 is in this illustration an automated external defibrillator (AED) which is integrated with the other elements of the system according to the invention. The AED 22 communicates seamless with the other elements/components of the system.

The chest compression devices comprise in this embodiment of the invention a piston 27, a transmission mechanism for transmitting energy to the piston 27 and a

motor (not shown). Piston 27 moves in the direction of the arrow and is in charge of performing compression and allowing or performing decompression of the patient's chest.

The signal processor comprises in this embodiment of the invention devices for controlling operation of the chest compression devices and the AED based on predetermined characteristics and/or on characteristics measured by measuring devices (not shown). These characteristics can be, as mentioned before force exerted by the piston, depth traveled by the piston, compression frequency, blood flow in the patient, ventilation flow, etc.

The above mentioned devices are situated on a transverse plate 20. Transverse plate 20 is substantially rectangular and is connected on its short edges to two lateral legs 23. The connection between transverse plate 20 and the legs 23 is implemented by hinges 25, this permitting to rotate the legs towards the transverse plate to provide a storage position for the resuscitation system. The legs comprise an upper part 28 and a lower part 29. The upper part 28 is hinged to the transverse plate 20 and is also situated telescopically inside the lower part 29. This arrangement permits easy step less variation of the legs' length. The legs are adapted for placement on the sides of the patient's body. The lower edge of the lower part 29 is connected to a back plate 26 adapted for placement under the patient's back.

Figure 3 shows an example of ventricular fibrillation (VF) signals and signals caused by CPR. Curve 1 shows a VF curve from a person without signal disturbance. Curve 2 shows signal disturbances during CPR measured on a pig. Curve 3 shows the sum of signals 1 and 2 and simulates/represents a VF signal disturbed by CPR. Curve 4 shows a reference signal which is provided by position and impedance measurements. These measurements may be used to estimate the disturbance signal from CPR, an example of such an estimate is shown as curve 5. Subtracting the estimated disturbance from the disturbed VF signal (i.e. curve 3), provides an estimated "undisturbed" curve 6 which may be used for deciding when to activate

the defibrillator.

An exemplary decision model is shown in figure 4. The signals from ECG and CPR sensors are used to provide an estimated ECG curve, which is analysed with respect to for example slope characteristics, VF detection, prior rhythm, etc. The slope value can give an indication of the effect of defibrillation, a high value indicates good effect, while a low value indicates poor effect. A positive trend of the slope may indicate that ongoing CPR should be continued. The estimated ECG curve may be provided continuously or intermittent. The analysis of the estimated ECG curve leads to a decision on whether CPR should be performed or a defibrillator shock should be activated.

3. Brief Description of Drawings

Figure 1 is a block diagram of an embodiment of the invention.

Figure 2 is a perspective view of an embodiment of the invention.

Figure 3 shows an example of VF signals and signals caused by CPR.

Figure 4 illustrates an exemplary decision model.

1. Resuscitation system, comprising:

- a chest compression device to repeatedly compress the chest of a patient and thereafter causing or allowing the chest to expand, and
- a defibrillator to apply electric impulses to the heart,
- measuring devices arranged for measuring characteristics of the resuscitation process, and
- a signal processor arranged for controlling operation of the chest compression device and/or the defibrillator.

2. Resuscitation system according to claim 1,

characterised in that the processor device is adapted to control operation of the chest compression device and/or the defibrillator based on measured characteristics of the resuscitation process.

3. Resuscitation system according to claim 1,

characterised in that the processor device is adapted to control operation of the chest compression device and/or the defibrillator based on predetermined characteristics of the resuscitation process.

4. Resuscitation system according to claim 1,

characterised in that the processor device is adapted to control operation of the chest compression device and/or the defibrillator based on comparison of measured and predetermined characteristics of the resuscitation process.

5. Resuscitation process according to claim 1,

characterised in that the processor device comprises a filter for attenuating signal noise caused by chest compression in an ECG and/or impedance signal.

6. Resuscitation system according to claim 1,

characterised in that the measuring devices comprise a force sensor and/or a depth sensor.

7. Resuscitation system according to claim 1,
characterised in that the measuring devices comprises a blood flow and/or blood pressure sensor.

8. Resuscitation system according to claim 2, where the measuring devices comprises a ventilation sensor.

9. Resuscitation system according to claim 1, comprising ventilation devices.

10. Resuscitation system according to claim 1,
characterised in that the measuring devices or the defibrillator comprises an ECG device.

11. Resuscitation system according to claim 1,
characterised in that the power supply devices comprise energy storage devices or devices for connection to power sources in an ambulance, in a hospital or in an external power storage device.

12. Resuscitation system according to claim 1,
characterised in that it further comprises data storing devices connected to the measuring devices for storing values of the characteristics measured by the measuring device.

13. Resuscitation system according to claim 1,
characterised in that it further comprises a user interface for providing information regarding the resuscitation to the operator.

14. Resuscitation system according to claim 1,

characterised in that the defibrillator device is an automated external defibrillator (AED).

15. Resuscitation system according to claim 1,
characterised in that the system further comprising a support connected to the
chest compression device.

1. Abstract

The invention regards a resuscitation system comprising a chest compression device to repeatedly compress the chest of a patient and thereafter causing or allowing the chest to expand, a defibrillator to apply electric impulses to the heart, measuring devices for measuring characteristics of the resuscitation process, and a signal processor for controlling operation of the chest compression device and/or the defibrillator. The defibrillator may be an integrated or external device working in a master/slave relationship with the remaining system.

2. Representative Drawing

Figure 1

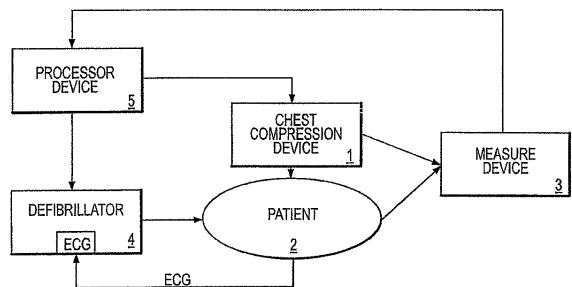


FIGURE 1

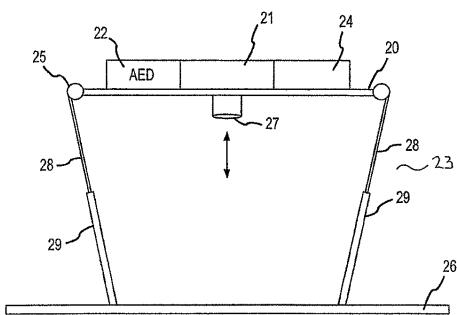


FIGURE 2

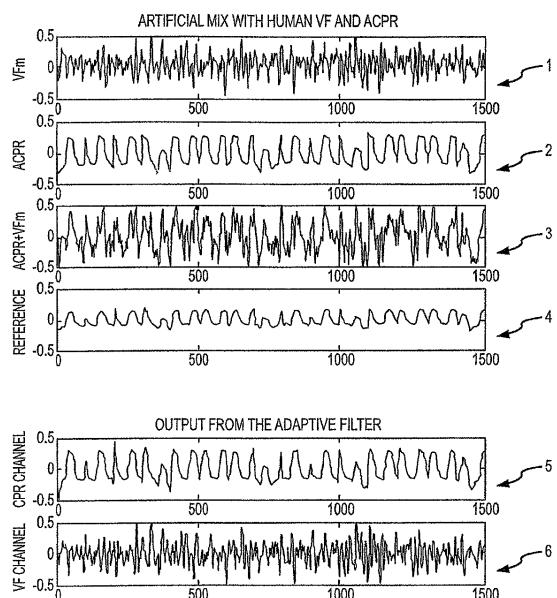


FIGURE 3

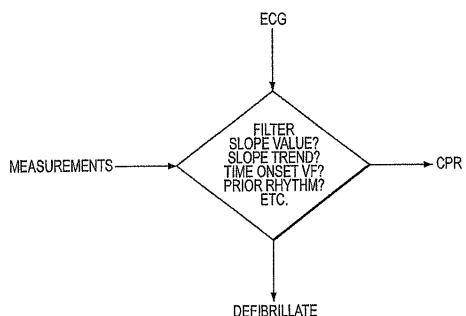


FIGURE 4