

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6163203号  
(P6163203)

(45) 発行日 平成29年7月12日 (2017.7.12)

(24) 登録日 平成29年6月23日 (2017.6.23)

(51) Int. Cl. F I  
**A 6 1 N 1/39 (2006.01)** A 6 1 N 1/39  
**A 6 1 N 1/362 (2006.01)** A 6 1 N 1/362

請求項の数 15 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2015-514658 (P2015-514658)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成25年5月29日 (2013.5.29)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2015-517869 (P2015-517869A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成27年6月25日 (2015.6.25)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2013/054426		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02013/179234	(74) 代理人	100107766
(87) 国際公開日	平成25年12月5日 (2013.12.5)		弁理士 伊東 忠重
審査請求日	平成28年5月26日 (2016.5.26)	(74) 代理人	100070150
(31) 優先権主張番号	61/654,143		弁理士 伊東 忠彦
(32) 優先日	平成24年6月1日 (2012.6.1)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 CPR中の心律動を分析するための方法及び器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

フロントエンド、入力、前記フロントエンドにも前記入力にも連絡しているフィルタ、  
 ショック分類器、比較器及び出力生成器を含む、対象の心蘇生中の医療装置の作動方法であって、

前記フロントエンドが、第1のフィルタがかけられていないECGデータのセット及び  
 第2のフィルタがかけられていないECGデータのセットを含む、2つ以上の時系列のECG  
 データのセットを得るステップ、

前記入力が、前記時系列のECGデータのセットに時間において対応する、2つ以上の  
 時系列のCPR参照信号データのセットを取得するステップ、

前記取得するステップに基づき、前記フィルタが、前記時系列のECGデータのセット  
 に対してフィルタをかけて、第1のフィルタがかけられたECGデータのセット及び第2  
 のフィルタがかけられたECGデータのセットを得るステップ、

前記ショック分類器が、前記フィルタがかけられたECGデータのセット及び前記フィ  
 ルタがかけられていないECGデータのセットのそれぞれを分析し、

前記分析に基づき、「ショック」勧告又は「ショックなし」勧告として、前記フィルタ  
 がかけられたECGデータのセット及び前記フィルタがかけられていないECGデータの  
 セットのそれぞれを分類するステップ、

前記比較器が、前記分類するステップにおいて得られた前記勧告を比較し、決定を生成  
 するステップ、並びに、

10

20

前記決定に基づき、前記出力生成器が、前記医療装置に対して作動命令を自動的に発行するステップ、  
を含む方法。

【請求項 2】

前記第 1 のフィルタがかけられた ECG データのセット及び第 2 のフィルタがかけられた ECG データのセットを得るステップが、さらに、前記フィルタがかけられた ECG データのセットを得るために第 1 のフィルタリングプロトコル又は第 2 のフィルタリングプロトコルのいずれかを選び、さらに、前記第 1 のフィルタがかけられた ECG データのセット及び第 2 のフィルタがかけられた ECG データのセットを得るステップは、前記時系列の ECG データのセットのそれぞれの、前記それぞれの時系列の CPR 参照信号データのセットとの比較に基づき選ぶ、請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 3】

前記第 2 のフィルタリングプロトコルは、何もしないプロトコルである、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記比較は、各時系列の ECG データのセットの基本周波数を、各時系列の CPR 参照信号データのセットの基本周波数と比較することを含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 5】

前記分類するステップは、前記フィルタがかけられた ECG データのセット及び前記フィルタがかけられていない ECG データのセットのそれぞれを、前記分析に基づき、「アーチファクト」勧告としてさらに分類することを含む、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 6】

前記装置は除細動器であり、さらに、前記作動命令は、供給準備の命令、CPR の休止の命令及び CPR の継続の命令を含む命令の群から選択される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

CPR の実行中に心律動を診断するための医療装置であって、

第 1 のフィルタがかけられていない ECG データのセット及び第 2 のフィルタがかけられていない ECG データのセットを含む、2 つ以上の時系列の ECG データのセットを得るように作動可能なフロントエンド、

前記時系列の ECG データのセットに時間において対応する、2 つ以上の時系列の CPR 参照信号データのセットを取得するように作動可能な入力、

30

前記フロントエンドにも前記入力にも連絡しているフィルタであり、第 1 のフィルタがかけられた ECG データのセット及び第 2 のフィルタがかけられた ECG データのセットを得るように作動可能なフィルタ、

「ショック」勧告又は「ショックなし」勧告として、前記フィルタがかけられた ECG データのセット及び前記フィルタがかけられていない ECG データのセットのそれぞれを分類するように作動可能なショック分類器、

前記分類されたフィルタがかけられた ECG データのセット及びフィルタがかけられていない ECG データのセットに基づき決定を生成するように作動可能な比較器、並びに、

前記決定に基づき作動命令を発行するための出力生成器、  
を含む医療装置。

40

【請求項 8】

除細動器である、請求項 7 に記載の医療装置。

【請求項 9】

前記入力が、一对の電極にわたって検知されたインピーダンスである、請求項 7 に記載の医療装置。

【請求項 10】

前記入力が、加速度計、力覚センサ、又は、オートメーション化された CPR マシンからの圧迫状態信号のうちの 1 つを含む CPR センサである、請求項 7 に記載の医療装置。

【請求項 11】

50

前記決定は、供給準備の決定、CPRの休止の決定及びCPRの継続の決定を含むセットのうちの一つである、請求項7に記載の医療装置。

【請求項12】

前記出力生成器は、前記CPRの休止の決定に基づきCPRを休止するユーザプロンプトを含む命令を発行する、請求項11に記載の医療装置。

【請求項13】

前記それぞれのECGデータのセットに基づき、前記ショック分類器の勧告のそれぞれの信頼度の指標を生成するように作動可能である信頼度分析器、  
をさらに含み、

前記比較器が、さらに、前記信頼度分析器の指標に基づき前記決定を生成するように作動可能である、請求項7に記載の医療装置。

10

【請求項14】

前記決定が、約92%以上の感度及び約99%以上の特異度で正確である、請求項7に記載の医療装置。

【請求項15】

フロントエンド、入力、前記フロントエンドにも前記入力にも連絡しているフィルタ、ショック分類器、比較器及び出力生成器を含む、対象の心蘇生中の医療装置の作動方法であって、

前記フロントエンドが、第1のフィルタがかけられていないECGデータのセット及び第2のフィルタがかけられていないECGデータのセットを含む、2つ以上の時系列のECGデータのセットを得るステップ、

20

前記入力が、前記時系列のECGデータのセットに時間において対応する、2つ以上の時系列のCPR参照信号データのセットを取得するステップ、

前記取得するステップに基づき、前記フィルタが、前記時系列のECGデータのセットに対してフィルタをかけて、第1のフィルタがかけられたECGデータのセット及び第2のフィルタがかけられたECGデータのセットを得るステップ、

前記ショック分類器が、前記フィルタがかけられたECGデータのセット及び前記フィルタがかけられていないECGデータのセットのそれぞれを分析し、

前記フィルタがかけられたECGデータのセット及び前記フィルタがかけられていないECGデータのセットのそれぞれに対して信頼度指標を決定し、

30

前記分析に基づき、「ショック」勧告又は「ショックなし」勧告として、前記フィルタがかけられたECGデータのセット及び前記フィルタがかけられていないECGデータのセットのそれぞれを分類するステップ、

前記比較器が、前記勧告及び前記信頼度指標を、決定基準に比較するステップ、並びに、

前記比較するステップ及び前記決定するステップに基づき、前記出力生成器が、前記医療装置に対して作動命令を発行するステップ、を含む方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は、一般に、心肺蘇生(CPR)の適用中の対象の心律動をモニターするための改善された方法に関する。特に、本発明は、CPR中の患者の生理的データを分析する改善された診断アルゴリズムを組み入れ、さらに、電気ショック療法が示されるかどうかを決定する医療装置に関する。装置が除細動器である場合、診断アルゴリズムは、その決定に基づき、ユーザにガイダンスを提供する、及び/又は、装置の電気療法回路を制御する。

【背景技術】

【0002】

心突然死(SCA)は、米国における主な死亡原因である。心突然死(SCA)の患者

50

の約40%において、観察される最初の心律動は心室細動(VF)である。患者における循環を提供する胸部圧迫及び人工呼吸から成るCPRは、SCAに対する治療プロトコルである。除細動がCPRのセッション間に挿入されて、根底にあるVFを治療する。成功した除細動の確率は、CPR圧迫の終わりと除細動ショックの送達との間の間隔が増えるに従い小さくなるということが既知である。逆に、最後の圧迫とショックとの間隔を、数秒でさえも短くすることによって、ショックの成功率(除細動及び自発循環再開(ROSC))を改善することができる。

#### 【0003】

さらに、除細動は、VFを一時的に正す場合でさえも、根底にあるVFの原因を終わらせない。従って、根底にある原因は、除細動に続くVFの再発を誘発し得る。この現象は、再細動として既知である。現在推奨されているのは、心律動をまた分析する前に、2分間、ショックが送達された後で胸部圧迫をすぐに再開することである。しかし、一部の蘇生ソートリーダーは、早くにCPRを計画的に中断して、再細動を正すことを目標としたショックを送達することがより有益であると考えている。

10

#### 【0004】

除細動器は、高電圧のインパルスを送達して、自発循環を伴わないVF又は心室頻拍(VT)等の不整脈を経験している患者における正常の律動及び収縮機能を回復させる。除細動器には、手動の除細動器、植え込み型除細動器及び自動体外式除細動器(AED)を含むいくつかの種類がある。AEDはECG律動を自動的に分析して、除細動が必要であるかどうかを決定することができるという点で、AEDは手動の除細動器とは異なる。

20

#### 【0005】

図1は、心停止に苦しむ患者14を蘇生するためにユーザ12によって適用されている従来の除細動器10を例示している。心突然死において、患者は、典型的には、自発循環を伴わないVF又はVT(すなわち、ショックを受けることができるVT)の形状での、正常の心臓律動に対する生命にかかわる妨害に悩まされている。VFにおいて、正常な律動的な心室収縮は、速く不規則な単収縮と置換され、無効で激しく減少した心臓によるポンピングをもたらす。約8から10分であると一般的には理解されている期間内に正常な律動が回復されない場合、患者は死ぬことになる。逆に、VFの開始後(CPR及び除細動を介して)循環を回復させることをできるのが迅速であるほど、患者14がこの事象を切り抜けて生き残る確率は高くなる。除細動器10は、第一応答者によって使用される能力を持つAEDの形であってもよい。除細動器10はまた、パラメディック又は他の高度に訓練された医療関係者によって使用するための手動の除細動器の形であってもよい。

30

#### 【0006】

電極16は、患者の心臓からECG信号を取得するために、ユーザ12によって患者14の胸部にわたって適用される。除細動器10は、次に、不整脈のサインに対してECG信号を分析する。VFが検出される場合、除細動器10は、ショックが勧められていることをユーザ12に信号で伝える。VF又は他のショックを受けることができる律動を検出した後、ユーザ12は次に、除細動器10上のショックボタンを押して、除細動パルスを送達し、患者14を蘇生する。除細動器10は、CPR圧迫の期間をいつ開始及び終了するかに関して、可視及び可聴のプロンプトを介してユーザ12に信号で伝えることもできる。

40

#### 【0007】

ECG電圧を検出することに加えて、除細動器10は、患者の電極16を介して患者の経胸壁インピーダンスを独立して測定し、従って、除細動ショックのパラメータを調整する。CPR胸部圧迫によって引き起こされる動き等、患者の動きの程度を決定するために、インピーダンス測定における差異も利用することができる。他の除細動器(図示せず)において、加速度計又は力覚センサ等、別のCPRセンシング装置を使用して、進行中のCPRの指標を提供してもよい。例証的なCPRセンシング装置は、“CPR Chest Compression Monitor”と題された米国特許第7,108,66

50

5号において記載されている。除細動器がオートメーション化されたCPRマシンに統合されている場合、マシンからの圧迫状態信号は、CPR指標を提供してもよい。

【0008】

従来技術のAEDにおいて、ECG分析は、CPRに関係のある動きによって誘発される電氣的アーチファクトが分析アルゴリズムを信頼できないものにするため、CPRが行われていない手が離れている期間中に行われなければならない。そのアーチファクトのために、AEDが偽「ショック」の決定を誤って行う場合、もしかすると患者にとっては致命的であるかもしれないショックの送達を可能にし得る。従って、CPRの終わりショックインパルスの送達との間の不都合な何秒が続く間隔が、誤りのない分析を定めるのに必要とされる。同じ理由により、現存するAEDショック分析アルゴリズムは、CPR中に発生する初期の再細動を検出する、及び、そのような再細動に対する処置を可能にすることができない。

10

【0009】

CPR圧迫中の正確なECG測定を決定する試みの中で、多くの方法が開発されてきた。例えば、“TRUE ECG MEASUREMENT DURING CARDIO PULMONARY RESUSCITATION BY ADAPTIVE PIECEWISE STITCHING ALGORITHM”と題された米国特許公開公報第2011/0105930 A1は、フィルタを使用して、ECGからCPRアーチファクトを取り除くことを開示している。同様に、“DECIDING ON PATIENT ELECTRIC SHOCK THERAPY”と題された国際公開公報WO2011/040929 A1は、患者にショックを施行するかどうかに関して決定することに先立ちECGからCPRアーチファクトを取り除くための方法を記載している。別の例である“ENHANCED RHYTHM IDENTIFICATION IN COMPRESSSION CORRUPTED ECG”と題された米国特許第7,567,837号は、アーチファクトは高振幅信号であり、ECGは連続する高振幅信号間に存在するいかなる低振幅信号であるということを仮定することによって、CPRアーチファクトを同定する及び取り除くための方法を記載している。最後に、“DETECTING ARTIFACT SIGNALS CAUSED BY CPR OR PATIENT MOTION”と題された国際公開公報WO2006/015348 A2は、ECG信号におけるCPRアーチファクトの存在を検出するための方法を記載しているが、汚染された信号から正確なECGを得るための試みは提供されていない。これらの従来技術はいずれも、十分に正確なECGであって、そこからショックの決定をすることができるECGを提供していない。

20

30

【0010】

ショックを受けることができる律動を確かめるためのCPRの休止から利益を得る患者の割合は、継続したCPRが有益である大多数と比較して小さいということが既知である。CPRアーチファクト中のショックを受けることができる律動の存在の高い可能性を決定することができる(すなわち、CPRを休止することなく決定することができる)アルゴリズムは、大多数の患者に対する蘇生を妥協することなくすぐのショックから利益を得るかもしれない患者を区別することを可能にする。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

従って、従来技術におけるこれらの欠陥のそれぞれに取り組むために必要とされるものは、改善された、CPR存在下での根底にある心律動を分析する方法である。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明の原理によると、CPRアーチファクトの存在下での心律動を分析するための方法が記載され、当該方法は、電気療法により治療可能な不整脈の存在を正確に同定する。当該方法は、時系列のフィルタがかけられていないECGデータの2つ以上のセットを得

50

るステップ、フィルタがかけられていないECGデータのセットに時間において対応する、時系列のCPR参照信号データの2つ以上のセットを取得するステップ、前記取得ステップに基づき、ECGデータのセットに対してフィルタをかけて、対応するフィルタがかけられたECGデータのセットを得るステップ、フィルタがかけられたECGデータのセット及びフィルタがかけられていないECGデータのセットのそれぞれを分析するステップ、前記分析ステップに基づき、「ショック」勧告又は「ショックなし」勧告として、フィルタがかけられたECGデータのセット及びフィルタがかけられていないECGデータのセットのそれぞれを分類するステップ、並びに、前記分類ステップにおいて得られた勧告を比較して、電気療法を提供するかどうかを決定するステップを含む。当該方法は、さらに、前記比較ステップの結果を使用して、除細動器等の医療装置に作動命令を発行してもよい。

10

**【0013】**

CPRアーチファクトの存在下で心律動を分析するための改善された方法を記載することが、本発明の別の目的である。当該改善された方法は、時系列のフィルタがかけられていないECGデータの2つ以上のセットを得るステップ、フィルタがかけられていないECGデータのセットに時間において対応する、時系列のCPR参照信号データの2つ以上のセットを取得するステップ、前記取得ステップに基づき、ECGデータのセットに対してフィルタをかけて、対応するフィルタがかけられたECGデータのセットを得るステップ、フィルタがかけられたECGデータのセット及びフィルタがかけられていないECGデータのセットのそれぞれを分析するステップ、フィルタがかけられたECGデータのセット及びフィルタがかけられていないECGデータのセットのそれぞれに対して信頼度指標を決定するステップ、前記分析ステップに基づき、「ショック」勧告又は「ショックなし」勧告として、フィルタがかけられたECGデータのセット及びフィルタがかけられていないECGデータのセットのそれぞれを分類するステップ、並びに、前記分類ステップにおいて得られた勧告及び信頼度指標を決定基準と比較して、電気療法を提供するかどうかを決定するステップを含む。当該方法は、さらに、前記比較ステップの結果を使用して、除細動器等の医療装置に作動命令を発行してもよい。

20

**【0014】**

CPRアーチファクトの存在下でECGを正確に分析する改善されたECG分析方法を具体化する医療装置を記載することが、本発明のさらに別の目的である。当該装置は、除細動器又はAEDであってもよい。当該装置は、時系列のECGデータの2つ以上のセットを得るように作動可能なフロントエンド、時系列のECGデータのセットに時間において対応する、時系列のCPR参照信号データの2つ以上のセットを取得するように作動可能な入力、フロントエンドにも入力にも連絡しているフィルタであって、対応するフィルタがかけられたECGデータのセットを得るように作動可能なフィルタ、「ショック」勧告又は「ショックなし」勧告として、フィルタがかけられたECGデータのセット及びフィルタがかけられていないECGデータのセットのそれぞれを分析及び分類するように作動可能なショック分類子、並びに、ショック分類子の出力に基づき決定出力命令を生成するように作動可能な比較器を含む。当該装置は、さらに、決定出力に基づき命令を発行するための出力生成器を含んでもよい。CPR参照信号入力は、ECG電極から得られた経胸壁インピーダンス、CPRセンサ、又は、オートメーション化されたCPR圧迫器装置から得てもよい。

30

40

**【図面の簡単な説明】****【0015】**

【図1】心停止に苦しむ患者と共に使用中の除細動器を例示した図である。

【図2】CPRにより誘発されたアーチファクトを有したECGストリップの後に、アーチファクトのないECGストリップを示した典型的なECGの記録を例示した図である。

【図3】CPR中にECGを分析する方法に対する基本的な流れ図である。

【図4a】本発明の好ましい実施形態に従った、一对の時系列のECGデータのセットを例示した図である。

50

【図4b】本発明の好ましい実施形態に従った、図4aのECGデータのセットにも時間において対応する一対の時系列のCPR参照信号データのセットを例示した図である。

【図5】出力決定をもたらす、ショック勧告アルゴリズム、分類基準及び比較基準の相互作用を示した、本発明の方法の一実施形態に対する論理図である。

【図6】図5の論理図に対応する、決定基準に対する真理値表を示した図である。

【図7】出力決定をもたらす、ショック勧告アルゴリズム、信頼度指標、分析/分類基準及び比較基準の相互作用を示した、本発明の方法の別の実施形態に従った流れ図である。

【図8】図7の流れ図に概して対応する、決定基準に対する真理値表を示した図である。

【図9】本発明の原理に従って構築された医療装置のブロック図である。

【発明を実施するための形態】

10

【0016】

次に、図に戻ると、図2は、根底にある心律動がVFである対象となる患者からの例証的な23秒のECGストリップを例示している。波形のうち前半(左手側50)はCPR中に記録され、さらに、後半(右手側60)は、CPRが休止された後で記録されており、すなわち、ECGデータ上には胸部圧迫によるアーチファクトはない。左手側50のCPR中、ECG上に誘発された胸部圧迫によるアーチファクトは、根底にあるVF律動を隠しているということを見ることができる。左手側50に適用された従来技術のショック勧告アルゴリズムは、通常のECG律動としてCPRアーチファクトを評価し、さらに、ショックは勧められていないと誤って決定し得る。この状況は、CPRアーチファクトを有さない右手側60の波形の評価と相違している。ここでは、ショック勧告アルゴリズムは、VF律動を正確に検出し、さらに、ショックを適切に勧めることができる。従って、図2は、救助の際の進行中のCPR圧迫中に正確なECG読取りを得ることに関する問題を例示している。図2は、現存するショック勧告アルゴリズムは、ECG律動が、VFから正常の洞調律に、逆もまた同様に変わっているか、すなわち再細動しているどうかを検出することができないということも例示している。

20

【0017】

上記問題に対する基本的な解決策が、図3の流れ図によって例示されている。図3の方法は、CPR中に根底にある心律動の分析を可能にする技術の使用によりCPR胸部圧迫中にショック勧告を提供することによって、従来技術の方法に改良を加えている。その技術は、CPRの手が離れている間隔を最小限にすること、及び、蘇生の成功の可能性を

30

【0018】

CPR中にECGを分析するための新規の方法100に対するステップが図3において示されている。方法100は、ステップ142、144のショック勧告アルゴリズムを、ステップ130の上流のフィルタリング段階及びステップ150、160の下流の意思決定段階と組み合わせる。基本的な方法は、ショック勧告アルゴリズムを、一続きのフィルタがかけられたECGデータにも、一続きのフィルタがかけられていないECGデータにも適用することを伴っている。結果として生じるショック勧告のセット、すなわち、少なくとも2対の勧告は、適した出力命令ガイダンスを決定するために決定基準に比較される。

40

【0019】

図3の方法は、2つのタイプのデータを要する。第1のタイプは、デジタル化され且つ所定の期間のセグメントによってセットに構成される、未処理のフィルタがかけられていないECGデータである。図4aは、好ましいECGデータの構成を例示しており、第1のフィルタがかけられていないECGデータのセット202は4.5秒の長さであり、さらに、第2のフィルタがかけられていないECGデータのセット202'が、第1のECGデータのセット202と0.5秒だけ重なっている。図3は、対応する時系列のECGデータのセット102、102'の方法100内への入力を例示している。

【0020】

第2のタイプのデータはCPR参照信号データを含み、CPR参照信号データも、所定

50

の期間のセグメントによってセットに構成される。図4bは、好ましいCPRデータの構成を例示しており、第1のCPR参照信号データのセット204は4.5秒の長さであり、さらに、第2のCPR参照信号データのセット204'が、第1のCPRデータのセット204と0.5秒だけ重なっている。各CPR参照信号データのセットは、それぞれのフィルタがかけられていないECGデータのセットに時間において対応している。図3は、対応する時系列のCPR参照信号データのセット104、104'の方法100内への入力を例示している。

#### 【0021】

図3は、少なくとも2つの時系列のECGデータセット102、102'及び少なくとも2つのCPR参照信号データのセット104、104'の方法100の選択的なECG  
10  
フィルタリングステップ130内への要求された入力を例示している。予備的な胸部圧迫検出ステップ131は、第一に、いずれかのCPR参照信号データのセット上にCPRアーチファクトの徴候があるかどうかを決定する。ステップ131の出力は、特異的であるよりも感度があるように設計された胸部圧迫検出のプール指標であり、さらに、振幅及び周波数の範囲等、CPR参照信号における変数並びにゼロクロッシングレートを評価することに基づいている。

#### 【0022】

ステップ131が参照信号上にCPRの徴候を見つけない場合、ステップ164にて異なるショック勧告アルゴリズムを用いて分析することが好ましくあり、その結果、本発明  
20  
のアルゴリズムのバランスを迂回し得る。例として示される別のショック勧告アルゴリズムは、Koninklijke Philips, North America, Andover, Massachusettsによって製造される除細動器に利用されるPASアルゴリズムである。PASアルゴリズムは、全内容を本願において援用する共同で譲渡された(c o - a s s i g n e d)特許第6,108,578号において記載されている。

#### 【0023】

ステップ131が参照信号上のCPRを示す場合、次に、胸部圧迫検出を確かめるステップが、ECGデータのセット及びCPRデータのセットのそれぞれに適用される。基本  
30  
周波数が、ステップ132にてCPRデータのセット104、104'のそれぞれに対して、及び、ステップ134にてECGデータのセット102、102'のそれぞれに対して既知の技術を使用して計算される。既知の技術は、離散フーリエ変換及びケプストラム分析を含む。それぞれのCPRデータのセット及びECGデータのセットの基本周波数Fp及びFeが、次に、ステップ136にて比較される。基本周波数が、所定の量内で比較可能ではない場合、ECG上のCPRアーチファクトは示されておらず、さらなる分析が、ステップ164にて異なるショック勧告アルゴリズムを用いて行われ、その結果、本発明のアルゴリズムを迂回する。ECG及びCPRの周波数がほぼ等しい場合、ECG上のCPRアーチファクトが確認され、さらに、当該方法は、フィルタリングステップ138にて続けられる。

#### 【0024】

ステップ138での最終的なECG信号からのCPRアーチファクトのフィルタリング  
40  
は、一般的に、当技術分野において既知である技術のうちの1つに従う。1つの好ましい技術は、Fp及びFeを中心にした2つの楕円フィルタを利用する。或いは、その技術は、ノッチフィルタ、又は、特定の周波数及びその調波に対してフィルタをかけるいくつか他の種類のフィルタを利用することができる。加えて、各データのセットに対してフィルタをかける前に、「パディングデータ」を、セットの始まり及び終わりに加えて、主な評価窓上のフィルタをかけるアーチファクトを抑えてもよい。フィルタリングステップ130の出力は、従って、第1及び第2のフィルタがかけられたECGデータのセットを含む一対の時系列のフィルタがかけられたECGデータのセットである。

#### 【0025】

ステップ130にてECGセグメントに対してフィルタがかけられた後、フィルタがか  
50

けられたECGセグメント及びフィルタがかけられていないECGセグメントのどちらのセットも、ステップ140にて分析及び分類される。第一に、ショック勧告アルゴリズムは、フィルタがかけられたECGデータのセット及びフィルタがかけられていないECGデータのセットのそれぞれを、それぞれステップ142、144にて分析する。いくつかの現存するショックアルゴリズムは、ステップ142、144にて使用するのに適している。1つは、前述のPASアルゴリズムである。別のアルゴリズムは、共同で譲渡された“Electrocardiographic Waveform Monitoring Method and System”と題された米国特許第5,701,907号において記載されている。

【0026】

分析ステップ142、144の結果は、4つの勧告のセットであり、各勧告は、各データセットにおける各セグメントを、ショック勧告又はショックなし勧告として分類している。ステップ142、144のショック勧告アルゴリズムは、ECGデータのセットも、ECGデータのセットが分析に対してノイズを伴いすぎるという事象において「アーチファクト」勧告として分類してよい。

【0027】

フィルタがかけられたECGデータのセット及びフィルタがかけられていないECGデータのセットの分析及び分類に続いて、勧告のセットが、ステップ150にて決定基準に比較される。決定基準は、以下ではSmart Pauseと呼ばれる。特定の勧告の組み合わせに基づき、Smart Pauseは、「供給準備」、「CPRの継続」又は「CPRの休止」の決定を出力する。勧告のうち1つ又は複数の勧告が「アーチファクト」である場合、Smart Pauseは、好ましくは、ステップ162にて別の方法に切り換り、おそらく、「患者に触れるな」というプロンプトを生じる。或いは、Smart Pauseは、「CPRの休止」の決定を直接発行することができ、同様に、同じユーザに対して、患者への接触を停止するためのプロンプトを生じる。いずれにしても、ショック勧告アルゴリズムは、次に、アーチファクトのないECGを利用できる。「アーチファクト」勧告を扱うためのこの技術は、従って、CPRによる妨害を完全に除去することはできないが、AEDの作動のために胸部圧迫が妨害される事例を減らす。

【0028】

方法100の最終ステップは、比較ステップ150に基づきステップ166にて医療装置に作動命令を自動的に発行することである。図3の例は、除細動器としての装置を例証している。作動決定ステップ166は、指示されたようにショック又はショックなしを勧めており、さらに、除細動器を自動的に供給準備する、言葉による命令若しくは警告音等の対応する可聴プロンプトを発行する、及び/又は、閃光灯若しくは情報表示等の対応する可視プロンプトを発行してもよい。加えて、作動命令は、アーチファクトのないECGを収集するために「CPRを休止」することであってもよく、「患者に触れるな」等の命令及び類似のプロンプトを自然に生じる。方法100の命令の結果として、又は、標準的なCPR休止期間が時間切れした後でCPRが停止された後、ステップ164にて示されているもの等、カレントプラクティス(current practice)のショック勧告アルゴリズムが使用される。

【0029】

いかなる装置作動命令も、「CPRの継続」の決定の事象において必要ではない。或いは、装置は、その決定に基づき情報を提供する状況メッセージを発行して、装置が適切に作動しているということをユーザに確信させてもよい。

【0030】

次に、図5に移ると、勧告を比較する及び作動決定を発行するためのブール論理流れ図が例示されている。図3を参考にして考察されたのと同様に、フィルタがかけられていないECGデータ202、202'の2つのセグメントが、ショック勧告アルゴリズム540に適用される。フィルタがかけられていないECGデータ202、202'は、フィルタ530によっても処理され、その後、フィルタがかけられたECGデータのセットは、

10

20

30

40

50

ショック勧告アルゴリズム540に適用される。各ショック勧告アルゴリズム540の出力は、2つのショック勧告である。ショック勧告は、「S」という文字によって示されている。ショックなし勧告は、「N」という文字によって示されている。フィルタがかけられたECGデータのセットに対する全ての可能な勧告の順列542、及び、フィルタがかけられていないECGデータのセットに対する全ての可能な勧告の順列544が、出力として示されている。フィルタがかけられたECGデータのセットの対及びフィルタがかけられていないECGデータのセットの対の各特定の組み合わせは、550にてブール論理図を通過して、560にて特定の決定にたどり着く。このSmart Pauseの決定基準の例において、可能な出力決定は、「CPRの継続」、「CPRの休止」及び「供給準備」である。各決定に続いて、プロセスは、ループステップ570を介して、新たなフィルタがかけられていないECGデータのセット及び以前のフィルタがかけられていないECGデータのセットの後者を用いてループし繰り返される。アーチファクトを有するとして同定されているECGデータのセットは、本質的に、ショック勧告アルゴリズムの段階540にて捨てられ、さらに、プロセスは、同様にループステップ570を介して、新たなフィルタがかけられていないECGデータのセットを用いてループし繰り返される。或いは、アーチファクトの決定は、アーチファクトのないECGを収集するために「CPRの休止」の決定に向けられ得る。

#### 【0031】

ショック勧告の順は、たった1つの事例においてのみ重要である。図5を参考にすると、フィルタがかけられていないECGデータのセットにおけるただ1つの「S」勧告と組み合わせられた、フィルタがかけられたECGデータのセットにおける「NS」勧告は、「CPRの継続」を生じるということを見ることができる。フィルタがかけられていないECGデータのセットにおけるただ1つの「S」勧告と組み合わせられた、フィルタがかけられたECGデータのセットにおける「SN」勧告の結果は、「CPRの休止」を生じる。種々の結果に対する論証は以下の通りである。

#### 【0032】

「NS」のフィルタがかけられたECGの事例において、次のフィルタがかけられていないECG勧告の対の結果を単に待つことは、たった1つのショック勧告に対して「供給準備」の決定を発行するよりも分別があると考慮される。次のフィルタがかけられたECGセグメント勧告が「ショック」である場合、「SS」勧告の対が生じ、適切な「供給準備」決定をもたらす。一方で、次のフィルタがかけられたセグメント勧告が「ショックなし」である場合、「SN」勧告の対が生じる。結果として生じる「CPRの休止」の決定は、なぜショック勧告アルゴリズムがショックを勧め、次にその勧告を変えたかということ装置が評価するのを可能にする。

#### 【0033】

「SN」のフィルタがかけられたECGの事例において、すぐに「CPRを休止」してなぜ「供給準備」決定を待つ又は「供給準備」決定に進む代わりに、ショック勧告アルゴリズムは「S」勧告を「N」勧告に変えたかを評価することは、より分別があると考慮される。「CPRの休止」の決定は、アーチファクトのないECGを有する手が離れている状況を急速に生じる。

#### 【0034】

図6は、図5の論理図に対応するSmart Pause決定基準に対する真理値表を例示している。4つの勧告606の各順列、すなわち、2つの時系列のフィルタがかけられていないECGデータのセット604の勧告、及び、2つの対応する時系列のフィルタがかけられたECGデータのセット602の勧告は、決定608の1つを生じる。この場合、決定は、「供給準備」、「CPRの休止」又は「CPRの継続」である。

#### 【0035】

本発明者等は、結果として生じるSmart Pause方法の出力は、CPR中にECGを分析することにおいて、一般的にCPR中の分析を回避する従来技術の方法よりも正確であるということを見出した。Smart Pauseは、「供給準備」の作動命令を、

10

20

30

40

50

91%以上の感度及び97%以上の特異度で正確に発行する。感度 ( S e ) は、(例えば、根底にある E C G に基づく正確な供給準備決定等) そのようなものとして正確に同定される実際の肯定の割合である。特異度 ( S p ) は、正確に同定される否定の割合である。加えて、 S m a r t P a u s e の方法は、10%の時間のみ C P R の妨害 (すなわち、「C P R の休止」) を要求する。

【0036】

本発明の方法の別の実施形態は、 S m a r t P a u s e の決定基準を、ショック勧告における信用の度合いで補う。信用の度合いは、信頼度指標と呼ばれる。この別の実施形態は、 S m a r t P a u s e + と呼ばれる。

【0037】

図7は、 S m a r t P a u s e + の方法に対するプロセスの流れ図を例示している。流れ図は、図3及び図5の S m a r t P a u s e 論理図に示されたのと同じ主要なプロセスのステップのうち多くのステップを使用する。例えば、第1及び第2のフィルタがかけられていない E C G データのセット 202、202'、並びに、第1及び第2の C P R 参照信号データのセット 204、204' の類似の入力が、図4a及び4bにおいて記載のように時系列のセグメントで構築されている。フィルタ730は、フィルタがかけられていない E C G 202、202' を、図3におけるフィルタリングステップ130に対して記載されたものと同じ方法で処理している。フィルタがかけられた E C G データのセットもフィルタがかけられていない E C G データのセットも、分析ステップ740において、ショック勧告アルゴリズムによって分析され、さらに、分類ステップ742、744において、「ショック」勧告又は「ショックなし」勧告として分類される。分類された勧告のセットは、次に、比較ステップ750において決定基準論理に比較されて、対象となる医療装置に対して発行される作動決定ステップ760にたどり着く。出力決定は、「供給準備」、「C P R の休止」又は「C P R の継続」である。

【0038】

S m a r t P a u s e + の方法は、2つの重要な点において S m a r t P a u s e の方法とは異なる。第一に、ショック勧告アルゴリズム740は、勧告を生成することに加えて、信頼度指標810を生成する。信頼度指標810の好ましい実施形態は、ショック勧告に対する「開き ( m a r g i n ) 」と、根底にある心律動の「ショックを受けることができること」の度合いとの新規の組み合わせである。第二に、信頼度指標810は、出力の決定に影響を与えるさらなる決定基準として比較ステップ750において使用される。これらの違いのそれぞれが以下に記載される。

【0039】

ショック勧告に対する「開き」は、前述の P A S アルゴリズム等のそのショック勧告アルゴリズムが、そのショック勧告においてどのくらい信用を持っているかを示している。この状況において「信用」とは、測定された E C G セグメントの特徴と、 E C G セグメントがショックを受けることができるかどうかを決定することにおいて使用される変数との間の開きを意味する。1つの例証的な変数は心拍数である。律動がショックを受けることができるものであるが、開きは比較的小さいということを P A S が決定する場合、 P A S の信用は低い。一方で、開きが比較的大きい場合、 P A S の信用は高い。同様に、開き指標は、ショックを受けることができないという勧告に適用することができる。

【0040】

ショックを受けることができる V F E C G セグメントの「ショックを受けることができること」の度合いは、多くの方法のうちの一つの方法において決定される。 V F 波分析に対して使用されてきた技術は、 V F 振幅及び傾きに基づく測定、ウエーブレット分解を含む V F 周波数測定、非線形力学の方法、又は、これらの方法の組み合わせを含む。1つの技術が、全内容を本願において援用する共同で譲渡された米国特許公開公報第2008/0208070 A1において詳細に記載されている。好ましい「ショックを受けることができること」の度合いは、セグメントにおける E C G 信号の第2の差の絶対値の合計における関数である。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 1 】

過度の実験を要することなく、当業者は、「開き」及び「ショックを受けることができること」の度合いの所望の重みづけを決定して、信頼度指標 8 1 0 を得ることができる。信頼度の測定は、ステップ 7 4 0、7 4 2 にてフィルタがかけられた E C G データのセグメントに適用されるが、或いは、ステップ 7 4 0、7 4 4 にてフィルタがかけられていない E C G データのセグメントに適用することができるとして図 7 において示されている。好ましくは、信頼度指標 8 1 0 は、「信頼できる」又は「信頼できない」というバイナリ測定である。

## 【 0 0 4 2 】

図 7 に戻ると、信頼度指標 8 1 0 を使用した信頼度評価ステップ 7 7 0 は、どのようにして S m a r t P a u s e + の方法が進むかを決定する。信頼度指標 8 1 0 が「信頼できる」である場合、S m a r t P a u s e + は、第 1 及び第 2 のフィルタがかけられた E C G データのセット及びフィルタがかけられていない E C G データのセットから得られた 4 つの勧告、並びに、信頼度指標 8 1 0 を因子として使用した比較ステップ 7 5 0 を適用する。信頼度指標 8 1 0 が「信頼できない」である場合、S m a r t P a u s e + の方法は、比較ステップ 7 5 0 を迂回し、さらに、ステップ 7 6 0 にて「C P R の休止」の作動命令を発行することまで直接進む。これによって、少なくとも 1 つの E C G データのセグメントが信頼できるということが確実にされる。また、迂回することによって、コンピュータ計算の時間がセーブされ、当該方法がアーチファクトのない E C G を迅速に得ることを可能にしている。

## 【 0 0 4 3 】

図 7 は、比較ステップ 7 5 0 と付随する論理を例示しており、ここで、埋められたひし形は、少なくとも 1 つのフィルタがかけられた E C G データのセットに対する「信頼できる」信頼度指標を示している。そこでは、少なくとも 1 つの「信頼できる」信頼度指標 8 1 0 が必要であるが、それ自体では、発行ステップ 7 6 0 での「供給準備」の命令を可能にするのに十分ではないということを見ることができる。他の態様において、比較ステップ 7 5 0 の決定の流れは、前述の図 5 の論理図におけるものを反映しており、ショック勧告の順は重要である。

## 【 0 0 4 4 】

図 8 は、図 7 の決定の流れ図に対応する S m a r t P a u s e + の決定基準に対する真理値表 8 0 0 を例示している。4 つの勧告 8 0 6 の各順列、すなわち、2 つの時系列のフィルタがかけられていない E C G データのセット 8 0 4 の勧告、及び、2 つの対応する時系列のフィルタがかけられた E C G データのセット 8 0 2 の勧告が、作動命令 8 0 8 のうちの 1 つを生じる。この場合、作動命令の決定は、「供給準備」、「C P R の休止」又は「C P R の継続」である。より制限された条件のセットが、「供給準備」の作動命令の決定を得るために要求されるということを図 8 において見ることができる。特に、フィルタがかけられた E C G データのセットに対する少なくとも 1 つの信頼できるショック指標 8 1 0 が、フィルタがかけられていない E C G データのセットに対する勧告に関係なく、供給準備するために存在していなければならない。

## 【 0 0 4 5 】

図 8 の真理値表は、「供給準備」の決定を除いて、4 つのショック勧告及び信頼度指標の全ての可能な順列に対する決定を含んでいない。図 7 のプロセスの流れ図の決定は、図 8 の表におけるいかなる不一致又は省略にわたっても手順をとることが理解される。

## 【 0 0 4 6 】

本発明者等は、結果として生じる S m a r t P a u s e + の方法の出力は、C P R 中に E C G を分析することにおいて、前述の S m a r t P a u s e の方法よりもわずかに正確であるということを見出した。S m a r t P a u s e + は、「供給準備」の作動命令を、9 2 % 以上の感度及び 9 9 % 以上の特異度で正確に発行する。S m a r t P a u s e の方法は、1 4 % の時間だけ C P R の妨害（すなわち、「C P R の休止」）を要求する。

10

20

30

40

50

## 【0047】

上記の本発明の方法は、応急処置及び蘇生の状況において使用するよう意図された、改善された臨床決定支援ツールである。そのツールの出力は、いくつかの人命救助の応用において使用することができる。第一に、CPRプロトコルの休止期間の終わりに先立ちショックを受けることができる調律を同定することによって、休止期間に続く分析期間は不要である。より迅速な供給準備及びショックの送達が生じ、蘇生の可能性を改善する。そのツールは、ショックを受けることができる律動がCPR中に検出された場合に、胸部圧迫を妨害することによるCPRプロトコルの休止中の除細動器の供給準備も可能にする。ショックのためにCPRを妨害することは、CPR休止中の再細動の発生に対して効果的な処置であってもよい。第三に、ツールは、CPR休止期間の間に整った心律動が再開された場合に、CPRを終了するよう救助する人に正確に促すことができる。CPR胸部圧迫がもはや必要でない場合にCPR胸部圧迫を中断することによって、CPRにより誘発される外傷のリスクが減らされる。最後に、当該ツールを使用して、病院及び病院前の環境両方における心停止事象の心肺蘇生の質及び妥当性をモニターしてもよく、すなわち、当該ツールは、「CPR検出器」として作用する。

10

## 【0048】

次に、図9に移ると、応急処置及び蘇生の状況において使用されるように意図される臨床決定指示ツールを組み入れた医療装置900が例示されている。装置900は、従来技術の装置によって試みられたものよりも、改善されたより正確なCPR中のECGの分析を可能にする。

20

## 【0049】

医療装置900は、少なくとも2つの入力を要する。対象となる患者に取り付けられる電極902は、患者のECG信号を検出する。検出されたECG信号は、ECGフロントエンド904に渡され、そこで、ECGは処理され、時間で変動するデータ・ストリームにデジタル化される。フロントエンド904は、さらに、ECGデータ・ストリームを時系列のECGデータのセットに分類する。好ましい実施形態において、ECGデータのセットは、4.5秒のセグメントであり、0.5秒だけ経時的に重なっている。各未修正、すなわちフィルタがかけられていないECGデータのセットは、次に、フロントエンド904からフィルタ910まで、さらには分類子回路912まで出力される。

30

## 【0050】

加えて、装置900は、CPR圧迫活動を示す入力を要する。その入力は、多くの供給源のうちの1つから得ることができる。典型的には、患者の胸部とCPRを与える人の手との間に置かれるパック様の装置であるCPRセンサ908が図9において示されている。力覚センサ及び加速度計等のCPRセンサ908におけるセンサは、CPR圧迫を検出し、さらに、装置900に入力信号を提供する。或いは、CPRセンサ908は、Zoll Medical Corporation, Chelmsford, MassachusettsによってAutoPulse™ Non-Invasive Cardiac Support Pumpとして現在販売されているもの等、オートメーション化されたCPRマシンから得られる圧迫状態信号であってもよい。オートメーション化されたCPRマシンは、例えばCPR圧迫の開始を示す入力を提供することができる。

40

## 【0051】

CPRを示すより好ましい第2の入力は、インピーダンスチャネル906によって図9において示されている。ECGをモニターする多くの装置は、電極902にわたってインピーダンス測定も展開して、ECG信号上のノイズを評価する、患者の動きを検出する、又は、電気療法パラメータを最適化する。ここで、インピーダンス測定は、CPR入力を提供するためにインピーダンスチャネル906にて得られる。このCPR入力の供給源は、いかなる追加のハードウェアも要求されず、救助の時間及び費用をセーブするため、有利である。

## 【0052】

しかし、CPR圧迫が検出されると、CPR圧迫を示す入力が、フィルタ910に提供

50

され、ここで入力は最初に、胸部圧迫の周波数を示す時間で変動するCPR参照信号のストリームにデジタル化される。フィルタ910は、さらに、デジタル化されたCPR信号を時系列のCPRデータのセットに分類する。好ましい実施形態において、CPRデータのセットは、4.5秒のセグメントであり、0.5秒だけ経時的に重なっている。各CPRデータのセットは、ECGデータのセットに時間において対応している。

**【0053】**

フィルタ910は、CPR参照信号データのセットを各それぞれのフィルタがかけられていないECGデータのセットに適用することによって、一続きのフィルタがかけられたECGデータのセットを生成する。フィルタ910にてフィルタがかけられたECGデータのセットを生成する好ましい且つ別の方法は、先に記載した通りである。各フィルタがかけられたECGデータのセットは、フィルタ910から分類子回路912まで出力される。

10

**【0054】**

分類子回路912は、分析アルゴリズムを、各フィルタがかけられたECGデータのセット及びフィルタがかけられていないECGデータのセットに適用し、さらに、各データのセットを、「ショック」又は「ショックなし」律動若しくは「勧告」として分類する。データのセットを分類することができない場合、そのセットは、任意で、「アーチファクト」として分類してもよい。分析アルゴリズムは、前述の方法の考察において記載した通りである。

**【0055】**

分類子回路912は、任意で、データセットの分類のそれぞれの信頼度を示す信頼度分析器を組み入れる。信頼度分析アルゴリズムは、前述の方法の考察において記載した通りである。

20

**【0056】**

比較器回路914は、分類子912から得られた分類及び任意で信頼度指標を決定マトリクスに適用して、決定出力命令を生成する。決定マトリクスは、上記の本発明の方法において考察した論理流れ及び/又は真理値表の構成に対応する。好ましい出力命令は、決定マトリクスの出力に応じた「供給準備」、「CPRの継続」又は「CPRの休止」のうちの1つである。

**【0057】**

出力生成器916は、比較器914からの決定出力命令を、実行可能な発行された命令に変える。例えば、決定出力命令が「供給準備」である場合、出力生成器916は、装置900を制御して、除細動器のHV送達回路920等、高電圧電気療法回路の準備を自動的に始める。出力生成器916は、救助する人に実行可能な命令を警告するために、ユーザインターフェース918にて適切な可聴及び可視の指標を生成することもできる。「CPRの休止」の決定出力命令は、出力生成器916に、CPRを終了するために可聴及び可視の指標を救助する人に対して発行させてもよい。「CPRの継続」の決定出力命令は、出力生成器に、命令を全く発行させなくてもよい。

30

**【0058】**

装置900は、スタンドアロンの装置として配置されてもよく、又は、別の医療装置システム内に統合されてもよい。例えば、医療装置900は、CPR中の心律動における変化を医療関係者に警告するために患者モニタリングシステム内に組み込むことができる。装置900は、CPRセンサ908を使用するCPR補助装置と統合することもできる。装置900は、オートメーション化されたCPRマシンと共に使用することもでき、フィルタ910に対する入力も、マシン圧迫状態信号であってもよく、さらに、出力生成器からの出力は、マシン作動における変化を制御してもよいということが熟慮される。装置900に対する好ましい使用は、当然ながら、除細動器又はAED内の構成要素としてであり、出力生成器916は、除細動ショックを送達する必要性に基づき高電圧送達回路920の供給準備機能に対する制御を提供し、ユーザインターフェース918を制御して、心臓の救助を通してユーザをガイドし、さらに、任意で、電極902を介してショックを自

40

50

動的に送達する。

【 0 0 5 9 】

上記の装置に対する比較的重要ではない修正は、本発明の範囲内に包含される。例えば、図9において示された個々の回路のいくつかは、複雑さ及びスペースを減らすために、1つの制御装置又はプロセッサ内に共に統合されてもよい。或いは、個々の回路の一部に記載された機能は、その回路のうち他の回路によって行われてもよい。例えば、別のアナログ・デジタル変換回路を与えて、ECG及びCPR入力の前処理のうち全てを提供することができる。本質的に同じユーザインターフェース及び装置の制御目標を果たす出力の性質及び名称における変化も本発明の範囲内である。

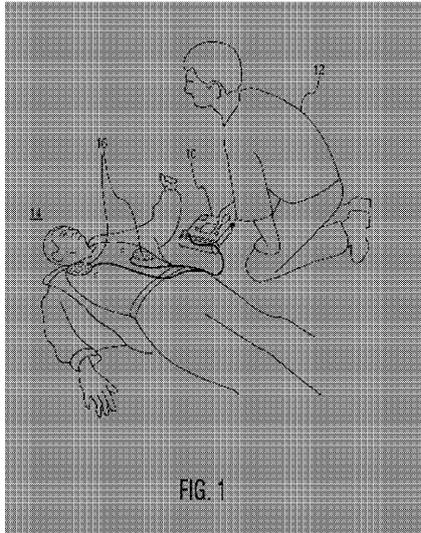
【 0 0 6 0 】

符号の説明

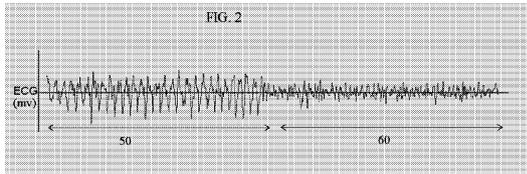
1 0	除細動器	
1 2	ユーザ	
1 4	患者	
1 6	電極	
5 0	ECG記録の左手側、CPRアーチファクトあり	
6 0	ECG記録の右手側、CPRアーチファクトなし	
1 0 2、1 0 2′	第1のフィルタがかけられていないECGデータのセット、第2のフィルタがかけられていないECGデータのセットの取得	
1 0 4、1 0 4′	第1のCPR参照信号データのセット、第2のCPR参照信号データのセットの取得	20
1 3 0	フィルタリングステップ	
1 3 1	予備的な胸部圧迫の検出	
1 3 2	CPR参照信号データの基本周波数 $f_p$ の計算	
1 3 4	フィルタがかけられていないECGデータのセットの基本周波数 $f_e$ の計算	
1 3 6	$f_p$ と $f_e$ の比較	
1 3 8	ECGデータのセットのフィルタリング	
1 4 0	ECGデータのセットの分析及び分類	
1 4 2	フィルタがかけられたECGデータのセットの分析	30
1 4 4	フィルタがかけられていないECGデータのセットの分析	
1 5 0	分類されたECGデータのセットの比較	
1 6 0	医療装置に対する作動命令の発行	
1 6 2	既知のECG律動を求めたスクリーニング	
1 6 4	標準的な分析方法への切換え	
1 6 6	装置の状態の変更	
2 0 2、2 0 2′	第1のフィルタがかけられていないECGデータのセット、第2のフィルタがかけられていないECGデータのセット	
2 0 4、2 0 4′	第1のCPR参照信号データのセット、第2のCPR参照信号データのセット	40
5 3 0	フィルタリングステップ	
5 4 0	分析ステップ	
5 4 2	フィルタがかけられたECGデータのセットの分類ステップ	
5 4 4	フィルタがかけられていないECGデータのセットの分類ステップ	
5 5 0	比較ステップ	
5 6 0	作動命令発行ステップ	
5 7 0	プロセスループステップ	
6 0 0	Smart Pauseの真理値表	
6 0 2	フィルタがかけられた分類されたECGデータ	
6 0 4	フィルタがかけられていない分類されたECGデータ	50

6 0 6	比較セット	
6 0 8	作動命令	
7 3 0	フィルタリングステップ	
7 4 0	分析ステップ	
7 4 2	フィルタがかけられた E C G データのセットの分類ステップ	
7 4 4	フィルタがかけられていない E C G データのセットの分類ステップ	
7 5 0	比較ステップ	
7 6 0	作動命令発行ステップ	
7 7 0	信頼度評価ステップ	
8 0 0	S m a r t P a u s e P l u s の真理値表	10
8 0 2	フィルタがかけられた分類された E C G データ	
8 0 4	フィルタがかけられていない分類された E C G データ	
8 0 6	比較セット	
8 0 8	作動命令	
8 1 0	信頼度指標	
9 0 0	医療装置	
9 0 2	電極	
9 0 4	E C G フロントエンド	
9 0 6	インピーダンスチャネル	
9 0 8	C P R センサ	20
9 1 0	フィルタ	
9 1 2	分類子	
9 1 4	比較器	
9 1 6	出力生成器	
9 1 8	ユーザインターフェース	
9 2 0	H V 送達	

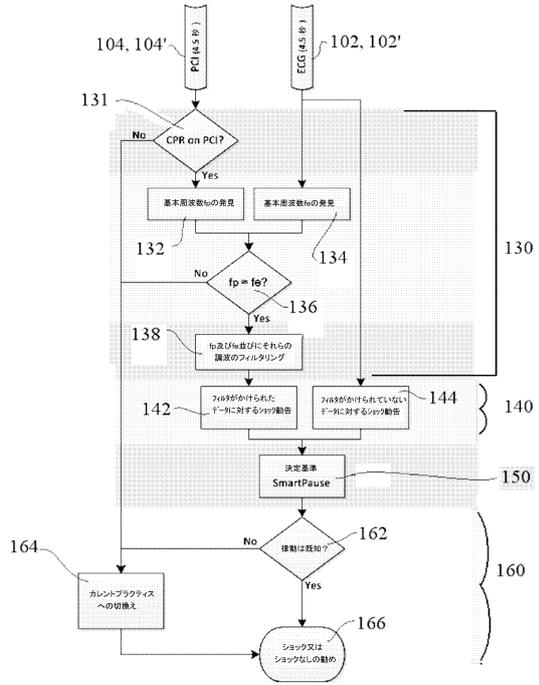
【図1】



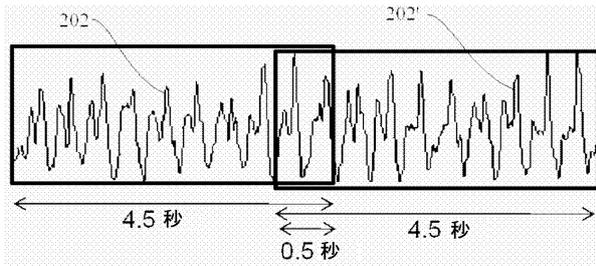
【図2】



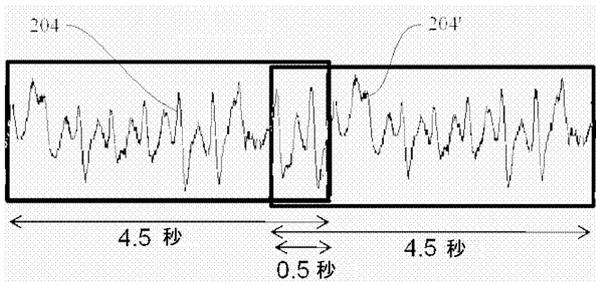
【図3】



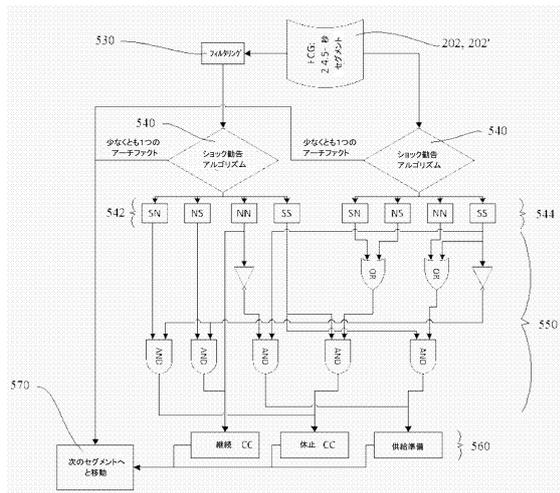
【図4a】



【図4b】



【図5】





---

フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 ババエイザデ, サエード

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング  
5

(72)発明者 ゴウ, ソフィア フゥアイ

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング  
5

審査官 石田 宏之

(56)参考文献 特開2011-098198(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 N 1 / 3 9

A 6 1 N 1 / 3 6 2