

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5738508号
(P5738508)

(45) 発行日 平成27年6月24日(2015.6.24)

(24) 登録日 平成27年5月1日(2015.5.1)

(51) Int.Cl.

G09B 23/28 (2006.01)
A61H 31/00 (2006.01)

F 1

G09B 23/28
A61H 31/00

請求項の数 17 外国語出願 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2007-324031 (P2007-324031)
 (22) 出願日 平成19年12月14日 (2007.12.14)
 (65) 公開番号 特開2008-242424 (P2008-242424A)
 (43) 公開日 平成20年10月9日 (2008.10.9)
 審査請求日 平成22年12月10日 (2010.12.10)
 (31) 優先権主張番号 20065856
 (32) 優先日 平成18年12月15日 (2006.12.15)
 (33) 優先権主張国 ノルウェー (NO)
 (31) 優先権主張番号 11/640120
 (32) 優先日 平成18年12月15日 (2006.12.15)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 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 スタヴァ
 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 ョン ニサーテル
 ノルウェー王国, エヌ-4041 ハベル
 スフィヨルド, ディヴェケス ゲーテ 1
 4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】胸部圧迫信号処理システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

胸部圧迫力に応じた力信号を生成するように構成された力信号装置と、胸部圧迫深さに応じた深さ信号を生成するように構成された深さ信号装置と、該深さ信号装置と該力信号装置に接続された処理装置とを備える胸部圧迫信号処理システムであって、該処理装置が前記力信号と前記深さ信号のうちの一つ以上を少なくとも1つの閾値と比較するように構成され、更に前記力信号が力の最大閾値を超えるとの判断に、少なくともある程度、応答して、深さの最大閾値を下げるよう構成されている、胸部圧迫信号処理システム。

【請求項 2】

前記少なくとも1つの閾値が、力の最大値または深さの最大値に相当する第1の上閾値を含む、請求項1記載の胸部圧迫信号処理システム。

【請求項 3】

前記少なくとも1つの閾値が、力の最小値に相当する第2の上閾値を含む、請求項1記載の胸部圧迫信号処理システム。

【請求項 4】

閾値の値を入力するための入力装置を備える、請求項1記載の胸部圧迫信号処理システム。

【請求項 5】

外部入力装置を備える、請求項1記載の胸部圧迫信号処理システム。

【請求項 6】

10

20

前記少なくとも 1 つの閾値が、前記力信号および前記深さ信号の振幅に基づき該処理装置によって定義される、請求項 1 記載の胸部圧迫信号処理システム。

【請求項 7】

閾値の値のための入力装置を有する該処理装置用の電源装置を備える、請求項 1 記載の胸部圧迫信号処理システム。

【請求項 8】

記憶装置をさらに備える、請求項 7 記載の胸部圧迫信号処理システム。

【請求項 9】

前記記憶装置が、前記電源装置の中に備えられる、請求項 8 記載の胸部圧迫信号処理システム。

10

【請求項 10】

換気信号装置をさらに備え、前記処理装置からの出力信号が、前記少なくとも 1 つの閾値に対する換気信号の値にも依存する、請求項 1 記載の胸部圧迫信号処理システム。

【請求項 11】

前記処理装置からの出力信号が、各種信号の優先順位に依存する、請求項 1 記載の胸部圧迫信号処理システム。

【請求項 12】

前記出力信号が第 1 の出力信号であり、前記処理装置が更に、深さ信号を胸部圧迫に応じて受信してから最長の遅延期間が経過したことを示す第 2 の出力を生成するように構築されている、請求項 11 記載の胸部圧迫信号処理システム。

20

【請求項 13】

前記処理装置が更に深さ信号を監視するように構成され、これにより圧迫頻度を測定し、前記圧迫頻度を閾値頻度に関連づける第 3 の出力信号を生成する、請求項 12 記載の胸部圧迫信号処理システム。

【請求項 14】

換気装置を更に備え、前記処理装置が、前記換気装置からの信号を処理するために、前記換気装置に接続された換気信号装置をさらに備える、請求項 1 記載の胸部圧迫信号処理システム。

【請求項 15】

胸部圧迫深さに応じた深さ信号を生成するように構成された深さ信号装置と、胸部圧迫力に応じた力信号を生成するように構成された力信号装置と、前記深さ信号装置と前記力信号装置に接続された処理装置とを備える胸部圧迫信号処理システムであって、前記処理装置が、前記深さ信号と前記力信号を受信し、患者が移動中であることを示す深さ信号を検知した際に前記力信号を選択信号として選択するように構成され、更に前記選択信号を複数の閾値の 1 つ以上と比較して出力信号を生成するように構成されている、胸部圧迫信号処理システム。

30

【請求項 16】

前記処理装置が前記力信号と前記深さ信号を測定し、前記力信号が力の最大閾値を超えるとともに前記深さ信号の極大が深さの最小閾値を超えないことを検知した際に深さの最小閾値を下げるよう構築されている、請求項 15 記載の胸部圧迫信号処理システム。

40

【請求項 17】

胸部圧迫深さに応じた深さ信号を生成するように構成された深さ信号装置と、胸部圧迫力に応じた力信号を生成するように構成された力信号装置と、前記深さ信号装置と前記力信号装置に接続された処理装置とを備える胸部圧迫信号処理システムであって、前記処理装置が、前記深さ信号と前記力信号を受信し、前記力信号が第 1 の力の閾値を超え、実質的に同時に生じる深さ信号が第 1 の深さの閾値より低い場合に、前記力信号を選択信号として選択するように構成され、更に前記選択信号を複数の閾値の 1 つ以上と比較して出力信号を生成するように構成されている、胸部圧迫信号処理システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【0001】

本発明は胸部圧迫信号を処理するための装置に関する。

【0002】

本発明は、心停止した傷病者または訓練用人体模型に対して行う心肺蘇生法（CPR）の技量を測定記録し、フィードバックするように構成されたシステムおよび装置に係る。

【背景技術】**【0003】**

心肺蘇生法（CPR）は、突発的に心停止した場合に救命応急措置として行われる医療処置である。この医療処置は胸部圧迫と換気から成る。最近の刊行物では、現在専門家により行われているCPRのあり方について数多くの問題点が指摘されている。

10

【0004】

非特許文献1においては、訓練された救急医療（EMS）隊員でも正しく換気するのが困難であると述べている。再訓練を経た後でも、米国心臓協会（The American Heart Association）が国際蘇生法連絡委員会（International Liaison Committee on Resuscitation）の協力の下に発行した心肺蘇生および緊急心臓血管治療に関する2000年度ガイドライン（“Guidelines 2000 for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care”（非特許文献2）；以下「ガイドライン」と称する）に比較すると、換気速度はやはり高すぎると言う。

【0005】

非特許文献3では別の問題として、訓練された救急医療隊員でも心肺蘇生法を実施する際、圧迫または換気を行ったのは現場での時間の50%未満に過ぎない、すなわち不干渉時間または不活動時間が長すぎる、という問題が指摘されている。

20

【0006】

米国医師会（American Medical Association（JAMA））から2005年1月19日に発行された学会誌Vol 293, No. 3に掲載の2つの論文（非特許文献4, 5）では、不干渉時間が長すぎる、正しい圧迫深さに達していない、圧迫速度が低すぎるか高すぎる、過換気が頻繁に発生している、と結論されている。

【0007】

CPR装置については特許文献1に記載されている。この装置は圧迫のみを対象とするものである。この装置は加速度計とジャイロスコープとを用いて継続的に測定をおこなう。つまり、救助者が患者の胸部に加える圧力を圧迫と圧迫の間も弱めない場合、測定値の誤差が徐々に積み重なっていくということになる。

30

【0008】

この他、より簡単なCPR補助装置として、力と時間に基づいてフィードバックを行うものがある。このような装置の一つに、メドテック・イノベーション社（Medteq Innovations Pty. Ltd.）のCPR Ez yがある。

【0009】

CPR補助装置の中には、自動体外式除細動器（AED）または手動式除細動器の一部となっているものがある。このような装置の一つに、ゾール・メディカル・コーポレイション（Zoll Medical Corporation）のAED Plusの一部であるCPR-D-padz（登録商標）がある。この装置は圧迫のみを対象として、音声指示およびメトロノームなどの音声フィードバックを提供すると共にAED画面に数字を表示する形で視覚フィードバックを提供する。

40

【0010】

十分に機能しているAED/除細動器システムを既に有する救急医療体制（EMS）の場合、CPR補助装置を備えた除細動器を新たに獲得するというのは選択肢に入らないかもしだれない。このようなEMSシステムの場合、むしろCPR測定とフィードバックに関する単体での解決策が考慮の対象となろう。

【0011】

これらのシステムおよび装置の中に、圧迫と換気活動の両方に関するフィードバックを

50

提供するものではなく、また C P R 処置全体を通じての不活動または不完全な手の離し方およびリーニングに関するフィードバックを提供するものもない。これらの問題は C P R の性能、ひいては生存率を向上させる上で非常に重要であると考えられる。

【 0 0 1 2 】

ゾール社の A E D p l u s など公知のシステムに関する別の問題として、比較的高価であり、大型で複雑であるため、一般的の救助者がいつも利用可能な状態にしておくことができないということがある。

【 0 0 1 3 】

一般的の救助者用に構成された装置が特許文献 2 に記載されている。特許文献 2 に記載の力感応装置は音声信号を発して救助者を補助する装置、より詳細には胸部圧迫を行う人と患者の胸部との間に配置される装置である。より詳細には、特許文献 2 の主題となっている装置は、所定値を超える力で胸部圧迫が行われた際に音声を発するように、また選択的に望ましい胸部圧迫の速度を示す音声を発するように構成されている。これはバッテリーに依存せず、従っていつでも使用可能状態にしておける安価で小型の装置として、あるいは非常に電力消費の小さいバッテリーを使用する形態として実施されている。

10

【 0 0 1 4 】

実用面では、音声信号は、場合により、特に緊急時には聞き取り難いことがあるということが判明している。また、従来のフィードバック装置のフィードバックは、救助現場において他の事象や情報と干渉することが多く、ストレスのかかる状況において救助者がフィードバック自体を不快で邪魔なものと感じることも多い。

20

【 0 0 1 5 】

また、ユーザへのフィードバックにもっと正確な基準が必要となる場合もある。例えば、加えられる力が強すぎると、患者を傷つける恐れがある。このような場合にエネルギー効率が良くて小型であり、高品質の C P R フィードバックを提供できる装置が必要となる。高品質のフィードバックとは、信頼に足り、救助者にとってはいかなる状況においても感知することができる形で提供されるものである。

【 0 0 1 6 】

【特許文献 1】米国特許第 6 , 3 9 0 , 9 9 6 号 “CPR Check Compression Monitor” 明細書 (Halperin et al.)

30

【特許文献 2】欧州特許第 1 5 7 8 3 4 0 号明細書 (Laerdal Medical AS)

【特許文献 3】欧州特許第 1 0 5 7 4 5 1 号明細書 (Laerdal Medical AS)

【非特許文献 1】Aufderheide et al, “Hyperventilation-Induced Hypotension During Cardiopulmonary Resuscitation”, Circulation. 2004; 109

【非特許文献 2】“Guidelines 2000 for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care”, published by The American Heart Association in collaboration with International Liaison Committee on Resuscitation

【非特許文献 3】van Alem, Sanou and Koster, “ Interruption of Resuscitation With the Use of the Automated External Defibrillator in Out-of-Hospital Cardiac Arrest ”, Annals of emergency medicine 42:4 (October 2003)

【非特許文献 4】Abella et.al., “ Quality of Cardiopulmonary Resuscitation During In-Hospital Cardiac Arrest ”, Journal of American Medical Association (JAMA), January 19 2005, Vol 293, No. 3

40

【非特許文献 5】Wik et.al., “ Quality of Cardiopulmonary Resuscitation During Out-of-Hospital Cardiac Arrest ”, Journal of American Medical Association (JAMA), January 19 2005, Vol 293, No. 3

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 7 】

本発明の目的は、胸部圧迫信号を処理するための装置であって、C P R において胸部圧迫に関するフィードバックを提供するためのシステムの一部とすることのできる装置を提

50

供することである。このシステムは、独立型の装置としても良く、また最低限の訓練を受けた救助者によって使用できるものであり、いかなる環境・周囲状況においても容易に感知・理解可能な、分別があり明確で直観的なフィードバックを提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【0018】

本発明の目的は請求項により達成される。

【0019】

心肺蘇生法において胸部圧迫に関するフィードバックを提供するためのシステムは、測定装置と処理装置と表示装置とを備え、前記測定装置は深さ測定装置、力測定装置の少なくとも一方を含み、前記処理装置は深さ信号装置、力信号装置の少なくとも一方と閾値装置とを含み、閾値に対する深さ信号、力信号の少なくとも一方の値に応じた信号を出力するように構成されており、前記表示装置は少なくとも1つのインジケータを含み、前記処理装置からの出力に基づいてインジケータを作動させるように構成されている。10

【0020】

深さ測定装置は各々の圧迫の深さを精密に測定できるものであれば良い。一実施形態では、深さ測定装置を加速度計とする。加速度計からの信号を2度積分することにより、深さ信号が得られる。加速度信号から深さを計算するのは、処理装置によって行うことができる。加速度計の数は1つ、2つ、または多数とすることが可能、各加速度計は一軸または二軸加速度計として基準信号の提供、様々な方向での動きの測定の少なくとも一方、例えば好ましい圧迫方向とそれに対して垂直な方向の動きの測定を行えるようにする。加速度計は装置の内側に配置しても外側に配置しても良い。一実施形態では、システムは1つの加速度計のみ備える。20

【0021】

力測定装置は、患者に対して加えられる圧迫力を測定できるものであれば良い。一実施形態では、力測定装置を感圧フィルムとする。

【0022】

深さ測定装置および力測定装置の例が特許文献3に記載されている。

【0023】

力測定装置からの信号を深さ測定装置からの信号と組合せて使用しても良いし、あるいは深さまたは力の測定値を単独で使用しても良い。現行の国際ガイドラインに正しい圧迫の深さが規定または推奨されているが、力の測定値が与える付加的情報によってCPRの品質をさらに確実なものにすることができる。深さの測定値と力の測定値を組合せることができれば、使用に融通性が生まれる上、例えば将来の研究の結果として新しいガイドライン、新しい知識ができたとしても、それに対応することができるようになる。例えば、同じ圧迫深さを達成するのにも、必要な力は患者によって変ってくる。つまり、圧迫力を測定する方が効率的な場合もあれば、圧迫深さを測定する方が好ましい場合もある。患者を移動中の車両に乗せている場合の深さの値はあてにならない場合があり、このような場合は力の測定値の方が有効である。30

【0024】

丈夫な装置するために剛性かつ耐水性としたハウジングにおいてシステムを実施しても良い。

【0025】

システムは、患者の換気特性に関するフィードバックを測定・提供するための換気測定装置、換気信号装置の少なくとも一方を含んでも良い。換気測定装置は、換気の体積、流量、周波の少なくとも1つを測定できるものであれば、適宜任意の装置とすることができる。

【0026】

処理装置は胸部圧迫信号を処理するように構成され、深さ信号装置と力信号装置と閾値装置とから成る。

【0027】

50

閾値装置は上下の閾値等の閾値を含む。処理装置は閾値に対する深さ信号および力信号の値に応じて信号を出力するように構成されている。

【0028】

処理装置は、例えばシステムを構成する装置内に含めるなど、システムと一体化しても良いし、あるいは処理装置の一部または全部を外部装置としても良い。処理装置は例えば除細動器処理装置の一部としても良いし、除細動器、特にAEDと協働したり、リソースを共有したりするように構成しても良い。

【0029】

閾値とは、深さ信号および力信号の値と比較するために使用される値である。閾値は処理装置において予めプログラムし、処理装置内に設けるか処理装置に接続された記憶装置に記憶させても良いし、あるいは外部源から入力しても良い。閾値を処理装置に入力する場合、処理装置には閾値その他の入力値を受信するための入力手段を設ける。処理装置は、測定装置からの測定結果、例えば力信号や深さ信号の振幅に基づいて閾値を定義または変更するように構成することもできる。

10

【0030】

一実施形態では、第1の上閾値を力の最大値または深さの最大値とする。現行の国際ガイドラインに圧迫深さの規定があるため、この第1上閾値はほとんどの場合ガイドライン推奨の最大の圧迫深さに相当する深さの最大値となる。患者への傷害を防ぐため、あるいはガイドラインが変更されて力の最大値が規定されるようになった場合、上閾値を推奨の最大圧迫力に対応させても良い。

20

【0031】

別の実施形態では、第2の上閾値を力の最小値とする。これは、例えば血液の循環を妨げることなく患者胸部に加えることのできる最小の力を現すものである。これは、救助者が患者の上に体を傾け、胸部への圧力を完全には緩めないことが多いため、「リーニング」や「不完全解放」と定義されることが多い。これによって、血液が心臓に逆流して循環不良が生じるのを防ぐことができる。従って、救助者が十分に圧力を解放していないかどうかについてのフィードバックを与えるのは重要である。

【0032】

一実施形態では、閾値装置は換気閾値装置も備え、従って換気速度、体積、流量等、換気にに関する閾値を含む。

30

【0033】

記憶装置は、半導体記憶装置、キャパシタ、磁気メモリ、光学メモリ等、データを記憶するための装置であれば適宜任意の種類の記憶装置とすることができます。一実施形態では、記憶装置は電源装置の中に備えられる。記憶装置は記憶した値を変更できるように、交換可能、更新可能とすることができます。記憶装置は閾値の記憶専用としても良いし、他の処理のために用いる他のデータおよび処理装置用のソフトウェアを記憶するようにしても良い。例えば、履歴データを記憶装置に記憶させることにより、心肺蘇生セッションを評価できるようにすることができるが、これは、瞬間的または累積した圧迫数、推奨の圧迫深さまたはその他閾値に達した回数、頻度数等の簡単なデータ、または完全または部分的な圧迫力／深さ曲線等の比較的複雑なデータを記録・保存することによって行うことができる。

40

【0034】

システムは、測定装置、表示装置および処理装置に電力を供給する電源装置を備えて良い。電源装置は処理装置内に含ませることができる。電源装置は、システム、処理装置の少なくとも一方の一体部品または着脱可能な部品として内部装置としても良いし、電源装置を外部電源装置として、システム／処理装置を例えば病院の電源、救急車の電源、除細動器、CPR用人体模型、またはラップトップ・コンピュータ等の電源装置に接続するように構成しても良い。

【0035】

一実施形態では、システムまたは処理装置に電源装置、電源装置に接続する接続部の少

50

なくとも一方を挿入するための区画室を備える。電源装置は例えば電池（充電式または非充電式）等の交換可能な装置としても良いし、システムまたは処理装置を電源本線、または上記のような病院の電源、救急車の電源等の外部電源に接続するように構成されたコネクタとしても良い。

【0036】

記憶装置が電源装置内に含まれる場合、記憶装置は電源装置を変えることによって交換される。このことはシステムのソフトウェアや閾値の更新経過を辿る上で有用である。例えばバージョンの異なる記憶手段または閾値毎に電源装置の配線の色を変えるようにすることができる。すなわち、閾値を更新する必要が生じた場合、代理店またはメーカーからユーザに対し、電源装置を変えることにより、そのシステム／処理装置を更新するように指示すれば良い。これは、例えばCPRに関する国際ガイドライン（CPRに関する米国心臓協会（AHA）ガイドラインおよび蘇生に関するヨーロッパ蘇生協議会（ERC）ガイドライン）に変更があった場合に関連してくることである。10

【0037】

深さ信号装置と力信号装置は圧迫深さおよび圧迫力を表す信号を含む。これらの信号は、一実施形態では測定装置の深さ測定装置と力測定装置から提供される。

【0038】

処理装置はさらに、深さ信号装置および力信号装置の信号を処理できるようにしても良い。その処理の結果、患者胸部の硬さ、圧迫の頻度、振動する圧迫力／深さ信号の曲線形状等、CPRのその他の特性が得られる。上述のように、加速度計信号から得られる深さの計算は処理装置によって行われる。この処理には、CPRセッションの画像をより鮮明にするために圧迫力信号または深さ信号の濾波が伴われる場合もある。20

【0039】

救助者が自分の行っている圧迫に関する情報を実質的にリアルタイムで得ることが重要であるため、測定信号の処理はリアルタイムのフィードバックを保証するものでなければならない。処理そのものに時間がかかるため、処理を必要としない、またはごくわずかな処理しか要しない測定値がフィードバックに最も適するものであると言える。あるいは、このような測定値を処理に用いて、処理に使われた時間を補償することにより、リアルタイムにより近いリアルタイム測定信号を達成することもできる。

【0040】

上述のように、深さの測定値と力の測定値を組合せることができれば、利用面での融通性および新しいガイドラインや新しい知識に対応する能力における融通性が得られる。現行のガイドラインは圧迫の深さに重点を置いているが、近い将来変更されるかもしれない。例えば、新しい研究の結果、胸部の硬さに応じて推奨の深さが変わってくるかもしれないし、子供向け等の新しいガイドラインができるかもしれない。30

【0041】

一実施形態では、圧迫の深さが推奨の深さ閾値（ガイドラインによる）の中にある時に測定された圧迫力が処理装置によって登録され、処理装置から力の測定値を提供することにより、深さの測定値が有意に変化した場合にユーザに警告するという形でユーザへのフィードバックが与えられる。これによって圧迫方向での患者の動き（すなわち実質的に垂直方向の動き）が測定値に影響することや誤った警告が出されることが無くなる。さらに、深さと力の関係を規則的にチェックすることで患者胸部の硬さが変わっていないことを確認するようにしても良い。処理装置は、深さ信号または加速度計信号の分析により患者の動きを認識し（例えば救急車への搬送時）、患者の動きが無くなるまでは力の測定のみを行うように切り換えるようにしても良い。患者の動きが無くなると、深さの測定を継続または再開することができる。40

【0042】

別の実施形態では、力の測定値を最初数回の圧迫、例えば深さの計算の開始または初期化のために使用し、その後加速度または深さの測定値に切り換える。その後力の測定値は、さらなる測定または処理の際のゼロ点インジケータとして、すなわち圧迫が解放された50

ことを示すインジケータとして使用することができる。

【0043】

上述のように、処理装置は測定装置からの測定結果、例えば力信号または深さ信号の振幅に基づいて閾値の定義または変更を行うように構成することもできる。例えば、力の上閾値が50kgであり、50kgが測定された場合、この深さに相当する深さ測定値を処理装置が深さの上閾値に設定する。次にこの深さ測定値を用いてユーザにフィードバックを与えることができる。また、非常に硬い患者（胸部の硬さ）のために、深さのフィードバックの代わりに力のフィードバックを与えるようにシステムを構成しても良い。非常に柔らかい患者の場合は、力の最小閾値が設定されるべきであり、力の測定値では十分な情報を与えることにならない。力または深さの閾値に基づいて、力の測定値と深さの測定値の間で選択が行われるように処理装置を構成することができる。例えば力と深さの測定値の関係を測定値使用の指針として使用するように処理装置を構成し、例えば、その関係が時間と共に実質的に変動する場合は、それは患者が移動中の車両に乗っており、加速度計の出力は不確かであることを示すため、力の測定値のみを使用するようにしても良い。10

【0044】

処理装置は閾値に対する深さ信号および力信号の値に応じた信号を出力する。この信号を表示装置への入力として、ユーザまたは救助者に対してフィードバックを提供することができる。

【0045】

システムは、知識データおよび経験データのデータベースに接続するか、あるいはそのようなデータベースを備えても良い。これによって処理装置は、例えば体の小さいまたは大きい患者、子供等に対して最も効果的であることが立証されている圧迫深さを選択したり、圧迫に使用する力に応じて圧迫深さを選択したりするなどの方法で、患者ごとに適切な特性を選択することが可能となる。20

【0046】

表示装置は入力手段と少なくとも1つのインジケータを備え、処理装置からの出力に基づいてインジケータを作動するように構成される。

【0047】

処理装置からの出力は、所定の時間内等に圧迫が行われなかった場合、測定された深さ、力、または換気が閾値装置の閾値の中にあるか外にあるかを示す簡単な信号とすることができます。あるいは、処理装置からの出力を、深さと時間の関係、力と時間の関係の少なくとも一方を表す発振信号、時間あたりの圧迫数、時間当たりの圧迫速度等を表す信号など、比較的複雑な信号としても良い。処理装置の出力を数種類の信号および複数の信号で構成しても良い。30

【0048】

一実施形態では、処理装置はどのフィードバックが最も重要か、どのフィードバックを最初に救助者に与えるべきかについて優先順位を決定するように構成される。このことは、それぞれの閾値を逸脱した測定値が複数ある場合に重要となる。この場合、処理装置は最も重要なフィードバックを最初に与えても良いし、あるいはインジケータでユーザにフィードバックを示す際に最も重要なフィードバックを強調するようにこのフィードバックをマークしても良い。例えば、処理装置は、より重要な問題が修正されるまで、重要性の低いフィードバックを保留するようにして良い。優先順位の決定は、逸脱している特性値を予め記憶させたリストと比較することによって行うことができる。このようなリストには、例えばCPRから最良の結果を得るためにどの特性を最初に修正するべきかに関する情報を含ませることができる。40

【0049】

別の実施形態では、例えば上記の優先順位に従って分類した待ち行列にフィードバックを入れる。フィードバックをユーザに与えた後は、それを行列の後ろ、例えば最後尾に移す。

【0050】

10

20

30

40

50

処理装置はまた、A E D等の除細動器を部分的または全体的に制御することにより、除細動器の動作とC P Rを同期させることもできる。あるいはまた、処理装置と除細動器の処理装置との間で通信を行えるようにしたり、除細動器が測定およびフィードバックの動作を制御したりするようにしても良い。こうすることで、システムは圧迫と換気、圧迫と換気と除細動器によるショックとのタイミングをとることが可能となる。除細動器とフィードバックシステムとを協働させることによって、ショックの検出、手動操作を要しない自動化フィードバック、ショックを与えるまでの秒読み、C P Rと除細動とを協働させるための誘導フィードバックなどを可能とすることができる。

【0051】

インジケータは、C P Rセッションの様々な特性に関するフィードバックを、例えばグラフィック表示、その他の視覚表示によりユーザに提供するように構成された装置または構成である。インジケータは、トーン信号などの聴覚信号、視覚信号または触覚信号、スピーカからの音声メッセージ、画面上に表示される曲線、文字列、または何らかの記号等、1つまたは複数の発光ダイオード（L E D）、振動発生器、インパルス発生器など、任意の種類とすることができます。1つのインジケータでいくつかの表示を行うようにしても良いし、複数のインジケータを例えば画面内のいろいろな領域として実施するなど、1つの装置または構成に含ませることもできる。

【0052】

インジケータは例えば最初に色または光を表示し、次に記号を、その後に音を、といくつかのレベルで構成することにより、例えばフィードバックの重要性を高くしたり、ユーザの最後の応答後の時間の経過に伴ってレベルを替えたりするようにすることができます。

【0053】

一実施形態では、入力手段は発振信号（振幅と周波数を有する）を入力するように構成され、前記少なくとも1つのインジケータは、発振信号の振幅が最大値に達した時に作動するように構成された第1のインジケータと、発振信号の振幅が最小値に達した時に作動する第2のインジケータとから成る。

【0054】

発振信号は例えば処理装置から出力される信号で、圧迫の深さと時間の関係、または力と時間の関係を表す信号である。これは、振幅と周波数がそれぞれ圧迫の深さまたは力と頻度（速度）に対応する、正弦波状信号とすることができる。

【0055】

一実施形態では、第1と第2のインジケータは、ある期間における入力信号の最大振幅と最小振幅の発生回数に応じてそれぞれ異なる状態を取る。インジケータが光のインジケータである実施形態では、上記異なる状態はインジケータの光強度が異なる状態に相当する。例えば、所定の数の発振が行われる間に発振信号の振幅が最大値または最小値に達するごとにL E Dの光強度を高くする、あるいは信号がある期間中に最大値または最小値に達しない場合はL E Dの光強度を低くすることができる。最大値および最小値は閾値装置の閾値に相当するかまたはこれと同じとし、例えば推奨の圧迫深さ、圧迫圧を解放する際の最小の力とすることができます。こうすることで、オペレータまたは救助者は、常にインジケータを見なくても、ここ数回の圧迫において最大値または最小値に達したかどうかを知ることが可能となる。

【0056】

一実施形態では、表示装置が、入力信号の振幅に応じて部分的または全体的に作動するように構成された第3のインジケータを含む。これによってオペレータに対し、推奨の深さに関して圧迫の深さがどの程度であるかに関する指示が与えられる。この指示は、様々な光の強度、音声信号等によって行うことができる。一実施形態では、第3のインジケータを、例えば一列に配置された複数のL E Dで構成し、作動するL E Dの数を入力信号の振幅に応じて決定するようにできる。別の実施形態では、第3のインジケータをO L E DスクリーンとするかまたはO L E Dスクリーン上に実施し、例えばその領域または区域の各部を作動させることにより、作動する領域または区域の大きさまたは場所を入力信号の

10

20

30

40

50

振幅に対応させるようにする。

【0057】

一実施形態では、表示装置が入力信号の周波数から導かれる二次信号によって作動するように構成された第4のインジケータを備える。この二次信号は、例えば単位時間に実施される圧迫の回数に対応させても良く、CPRの品質を保証する上で重要な要素である。

【0058】

第4のインジケータは、一実施形態では、中央区画と少なくとも2つの側区画とから成る少なくとも3つの区画を含み、中央区画は信号の周波数が最大値と最小値の中にあるときに作動するように構成され、両側区画は信号周波数が最大値および最小値をそれぞれ上回る時または下回るときに作動するように構成される。

10

【0059】

表示装置は、一実施形態では、所定期間中に入力信号が無い場合に作動するように構成された第5のインジケータを含んでも良い。これがオペレータに対してCPR処置を継続するように促すフィードバックとなる。第5のインジケータは、一定強度または可変強度の光としても良いし、クロックまたは時間カウンタ、あるいは音声信号としても良い。

【発明を実施するための最良の形態】

【0060】

次に、添付図面を参照して、本発明について例を挙げながら説明することにする。

【0061】

図1は本発明によるシステムの一実施形態を示すブロック図である。このシステムは、力測定装置10と深さ測定装置11とを含む測定装置12を備える。深さ測定装置11と力測定装置10とは、それぞれ患者(不図示)に対して行われる圧迫の深さと力を測定する。深さ測定装置は例えば加速度計として、加速度信号を提供させ、これを処理して深さを提供するようにしても良い。

20

【0062】

本システムはさらに、力信号装置15と深さ信号装置16と閾値装置17とを含む処理装置13を備える。本実施形態では、力信号装置15と深さ信号装置16がそれぞれ力測定装置10と深さ測定装置11から信号を受信する。閾値装置は本実施形態では4つの閾値T1~T4を備える。

【0063】

30

処理装置は力信号装置15および深さ信号装置16において信号の処理評価を行う。処理評価とは閾値装置17の閾値T1~T4との比較も意味するものであるが、この処理評価の結果は表示装置14に出力される。表示装置14は、本実施形態では5つのインジケータ、すなわちインジケータ1~インジケータ5を備えている。表示装置は処理装置13からの出力に基づきインジケータの1つまたはそれ以上を作動させる。インジケータはユーザに対してそのCPR活動の品質に関する情報を提供し、ユーザがその品質を高めるべく、ひいては患者の生存率を高めるCPRのやり方を変更できるようにする。

【0064】

図2は本発明による処理装置において使用される信号の例を示す。力信号20が力測定装置から直接受信されるのに対し、深さ信号21は加速度計信号を2度積分した結果である。積分は処理装置において行われる。処理装置は濾波処理も行うことで信号の整流、アーチファクトの除去または位相シフトの除去を行うようにしても良い。深さ信号21に対して行われた濾波処理の結果が深さ信号22となる。グラフでは、X軸がCPRセッションの時間および圧迫と圧迫の間の時間を表しており、一定時間あたりの圧迫の回数を曲線から算出することもできる。

40

【0065】

図3は、本発明による表示装置の実施形態の一例を示す。本実施形態の表示装置は5つのインジケータ31~35を備える。それぞれのインジケータは例えばLEDまたは画面の一部である。インジケータ32の作動は、オペレータまたは救助者が推奨圧迫深さに達したことを示し、インジケータ31の作動は、オペレータまたは救助者が圧迫と圧迫の間

50

に圧迫の圧力を十分に緩めたことを示す。圧迫が行われる毎にインジケータ31, 32が作動すると、CPR処置が正しく行われていることを示す。CPRが行われる状況下では、救助者の注意が救助者の周囲の他の事象や人々に逸らされることが多く、絶えず表示装置を注視して圧迫が正常に行われているかどうか確認することができない。一実施形態では、救助者が正しい深さに達する回数または圧迫圧を緩める回数に応じてインジケータ31, 32の光強度を変化させる。例えば、LEDの光強度を正しく圧迫された際に最大とし、徐々に弱まるようにすることができる。すなわち、オペレータが光が弱くなっているのに気が付いた場合、近い過去に良好な圧迫を行ったが、最後の圧迫は不適切であったことが分かる。光が明るい場合は、最後の圧迫が適切だったと分かる。別の方法として、圧迫の回数が所望の値、例えば2~3回に達するまで、LEDの光強度を正しい圧迫が行われる毎に高くして行くようにしても良い。

【0066】

インジケータ31とインジケータ32の間に第3のインジケータ33が存在する。第3インジケータ33は、圧迫の深さにより部分的または全体的に作動する区分または区域を含んでいる。第3インジケータは画面の一部または数個（例えば3つまたはそれ以上）のLEDとすることができます。第3インジケータは第1および第2インジケータ31, 32と共に、圧迫の深さを示す。図3の(a)に示す実施例では、5つのLEDを備えており、LED1つが点灯された場合、救助者は十分な圧迫の深さの20%しか圧迫していないことを意味し、LED2つが点灯された場合は推奨深さの40%の圧迫であることを意味し、以下同様である。5つのLEDが点灯すると、圧迫が適切であることを意味するインジケータ32の作動につながる。別の方法として、1回に点灯するLEDは1つだけにして、第1LEDで20%の圧迫を示し、第2LEDのみを点灯して40%の圧迫を示し、以下同様としても良い。図3の(b)の実施例では、第3インジケータ33'が画面上の専用区分または区域となっており、救助者の手の垂直方向の位置、すなわち圧迫の深さにより、その区域の各部が作動する。これは救助者からは、2つの最大/最小インジケータ31', 32'の間を走行する光点として見えることになる。

【0067】

図3の(c)に示す実施形態では、第3インジケータが、インジケータ32を越えてさらに延び、正しい圧迫深さに達したことを示す区分38を含んでいる。区分38は救助者が深く圧迫し過ぎた時に作動する。

【0068】

本実施形態の第4インジケータ34は単位時間内に行われた圧迫の回数を示す。この回数は深さ信号から導かれるものであり、信号の発振周波数に相当する。インジケータ34は3つの区画35, 36, 37を含んでおり、中央区画36の作動は救助者が正しい頻度で圧迫していることを示す。両側の区画35, 37の作動は、救助者が圧迫回数を増加または減少させる必要があることを示す。

【0069】

第5インジケータ35は所定時間内に圧迫が行われなかった場合に作動する。このインジケータは救助者に対してCPRセッションを続けるように促すものである。

【0070】

図4の(a)~(c)は本発明による表示装置の動作を示すブロック図である。図4の(a)は圧迫の回数を表す発振信号に関する3つの閾値T1~T3を示す。閾値T1とT2は推奨の圧迫深さに対する上閾値と下閾値をそれぞれ表すものであり、例えば52mmと38mmを表している。閾値T3は圧迫と圧迫の間の最小許容圧迫力、例えば3kgを表す。図4の(a)では全ての圧迫が正しく行われている。

【0071】

図4の(b)は図3のインジケータ32の作動を制御するために使用されるロジックの一例を示す。圧迫毎にその深さが41において閾値T1およびT2と比較される。深さがT1とT2の間にあれば、インジケータ32が作動する。深さがT1からT2の外側にあれば、さらに圧迫力を例えば50kgの閾値T4と比較する。圧迫力がT4を超えていれば

10

20

30

40

50

ば、インジケータ 3 2 が作動する。この背景には、胸部により正しい圧迫深さにすることがほぼ不可能な場合があり、50 kg の圧迫を適切な圧迫と設定する場合がある、ということがある。T 4 をインジケータ 3 2 の作動基準として使用する場合、力 T 4 に相当する深さを測定し、この深さを継続 C P R セッションの T 2 として新たに設定しても良いし、あるいは継続 C P R セッションにおいて力測定値を用いてインジケータを作動させるようにしても良い。図 3 の第 3 インジケータ 3 3 を作動させるための計算はそれに応じて変更される。

【 0 0 7 2 】

図 4 の (c) は図 3 のインジケータ 3 1 を制御するためのロジックの一例を示している。この場合、圧迫力を閾値 T 3 と比較し、圧迫力が T 3 より小さい場合にインジケータ 3 1 が作動する。
10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 3 】

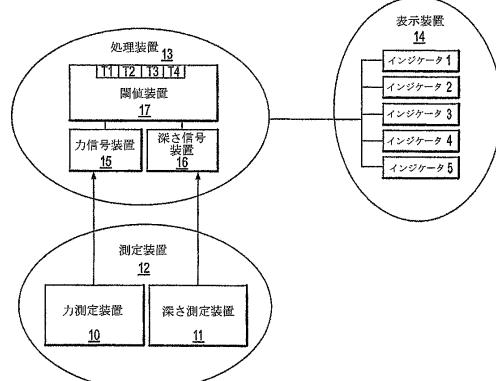
【 図 1 】本発明によるシステムの一実施形態を示すブロック図である。

【 図 2 】本発明による処理装置で使用される信号の例を示す。

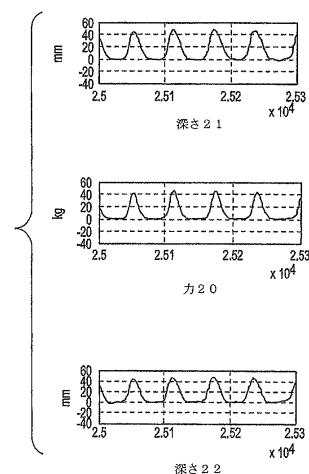
【 図 3 】本発明による表示装置の実施形態の一例を示す。

【 図 4 】本発明による表示装置の動作を示すブロック図である。

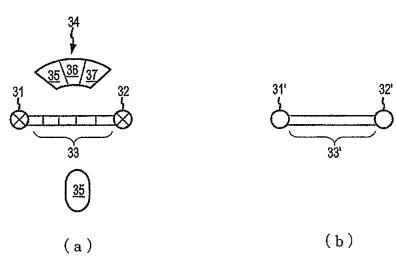
【 図 1 】



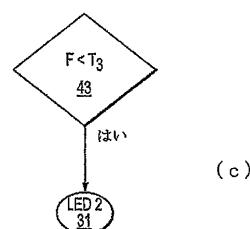
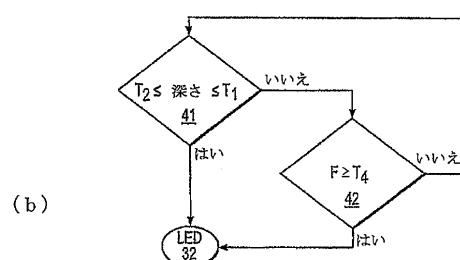
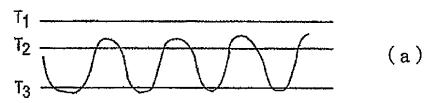
【 図 2 】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 ガイル ストラン
ノルウェー王国, エヌ - 4 0 2 7 スタヴァンゲル, スミエツネト 25

審査官 坪内 優佳

(56)参考文献 国際公開第2006 / 088373 (WO, A1)
国際公開第02 / 091905 (WO, A2)
国際公開第2005 / 027816 (WO, A2)
特表2002 - 529157 (JP, A)
特開2001 - 037740 (JP, A)
特開2005 - 046609 (JP, A)
米国特許第04797104 (US, A)
特表2006 - 503659 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 H 31 / 00
G 09 B 23 / 28 - 23 / 34
G 09 B 9 / 00