

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6505225号
(P6505225)

(45) 発行日 平成31年4月24日 (2019. 4. 24)

(24) 登録日 平成31年4月5日 (2019. 4. 5)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 H 31/00 (2006. 01)

A 6 1 H 31/00

A 6 1 H 23/02 (2006. 01)

A 6 1 H 23/02 3 5 0

請求項の数 10 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2017-525986 (P2017-525986)
 (86) (22) 出願日 平成27年11月17日 (2015. 11. 17)
 (65) 公表番号 特表2017-535343 (P2017-535343A)
 (43) 公表日 平成29年11月30日 (2017. 11. 30)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2015/076735
 (87) 国際公開番号 W02016/083183
 (87) 国際公開日 平成28年6月2日 (2016. 6. 2)
 審査請求日 平成30年10月5日 (2018. 10. 5)
 (31) 優先権主張番号 14194704. 4
 (32) 優先日 平成26年11月25日 (2014. 11. 25)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (74) 代理人 100163809
 弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 CPR支援システム及びCPRモニタリング方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

CPR支援システムであって、
 静脈還流が完了する時間ポイントに関する情報を伝達するセンサ信号を生成するために、
 生理学的測定を行うセンサと、
 静脈還流が完了する時間ポイントに基づいてCPR圧迫サイクルが供給される時間ポイント
 を決定するよう前記センサ信号を処理するプロセッサと、
 前記決定された時間ポイントに関する出力情報を提供する出力装置と、
 を有するCPR支援システム。

【請求項 2】

前記センサ信号は、1のCPR圧迫サイクルの後に心臓への血流がゼロに戻るときを示
 す情報を伝達する、請求項1に記載のCPR支援システム。

【請求項 3】

前記センサは、血流センサ又は外部の超音波フローセンサを有する、請求項1又は2に
 記載のCPR支援システム。

【請求項 4】

前記プロセッサが、血流の負のピークの後に血流が最初に正になる時間を決定する、請
 求項3に記載のCPR支援システム。

【請求項 5】

前記センサが、右心房圧を測定する圧力センサ又はプレチスモグラフィセンサを有する

10

20

、請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の C P R 支援システム。

【請求項 6】

前記プロセッサが、前記センサ信号が所定の範囲に留まる時間が、所定の時間量以上となる時間、前記センサ信号の微分が所定の範囲に留まる時間が、所定の時間量以上となる時間、又は前記センサ信号が胸部圧迫の完了後にその最大値を有する時間、を決定する、請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の C P R 支援システム。

【請求項 7】

前記プロセッサが、前記センサの物理的なロケーションと静脈還流の実際の完了との間の遅延を補償するために、静脈還流の検知された完了の後に遅延時間を適用する、請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の C P R 支援システム。

10

【請求項 8】

前記プロセッサが、前記遅延時間を、C P R 圧迫サイクルの開始と当該 C P R 圧迫サイクルに対する前記センサ信号の応答の開始との間の時間差を測定することによって、決定する、請求項 7 に記載の C P R 支援システム。

【請求項 9】

請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の C P R 支援システムを有する緊急時ケアモニタであって、前記プロセッサが、前記決定された時間ポイントより予め決められた時間以上前に又はあとに C P R 圧迫が開始される場合に出力警告信号を提供し、又は前記決定された時間ポイント又は以前に決定された時間ポイントに対応する適切な圧迫レートの標示を提供する、緊急時ケアモニタ。

20

【請求項 10】

胸部圧迫システムと、

前記胸部圧迫システムの動作のタイミングを制御するための請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の C P R 支援システムと、
を有する自動 C P R 装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心肺蘇生法（C P R）に関する。

【背景技術】

30

【0002】

心肺蘇生法は、心停止（C A）を有する患者、すなわち自発心拍のない患者、に外部胸部圧迫及び人工換気を与えるプロシージャである。C P R は、人工循環及び酸素供給を行うために実施される。圧迫は、例えば心臓及び脳のようなバイタル器官への十分な血流を生成するために迅速に繰り返されなければならない。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

心肺蘇生法ガイドラインは、1 分あたり少なくとも 100 回の圧迫の圧迫頻度で胸部圧迫を行うことを勧めている。しかしながら、これらのガイドラインは、人々のグループから得られた統計に基づくものであり、個人の最適圧迫頻度の存在を考慮していない。この個人の最適条件は、心臓から血液をポンピングすることと、心臓に血液を戻すこととの間のトレードオフである。維持された人工循環を有するために、心臓から外にポンピングされる血液の量は、胸部圧迫のたびに心臓に戻らなければならない。心臓への血液の戻りは、静脈還流と呼ばれる。戻るよりも多くの血液が心臓から外にポンピングされる場合、血液容積のシフトが生じることがありうる（例えば腹部領域への血液シフト）。血液が、胸部（心臓）とは別の領域にシフトされる場合、それはもはや循環の一部でなく、胸部圧迫は、空の又は部分的に空の心臓に対し実施され、これは、いかなる血流も生成しない。

40

【0004】

最適圧迫頻度は、静脈還流が完了した直後、すなわち、心臓の右心房への血流が完了し

50

た後に始まる圧迫を生じさせる頻度である。100 cpmというレートは、それが静脈還流の完了を可能することを追及しておらず、特定の患者の生理学にも基づかないので、おそらく多くの患者にとって最適な圧迫レートでない。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明は、請求項によって規定される。

【0006】

本発明の一見地に従う例により、静脈還流が完了する時間ポイントに関する情報を伝えるセンサ信号を生成するために生理学的測定を行うセンサと、静脈還流が完了する時間ポイントに基づいてCPR圧迫サイクルが供給されるべきである時間ポイントを決定するようセンサ信号を処理するプロセッサと、決定された時間ポイントに関する出力情報を提供する出力装置と、を有するCPR支援システムが提供される。

10

【0007】

このシステムは、静脈還流への依存を有する生理学的情報を測定することによって最大静脈還流を確実にすることが可能である。出力情報は、（介護者にプロンプトを与えることによって）手動で又は（自動CPRシステムを制御することによって）自動的にCPR圧迫頻度を調整するために使用されることができる。このようにして、拡張した時間期間にわたって維持された循環を保持するために可能な限り高い血流を伴って、最適な患者特有のCPR頻度が得られることができる。これは、心停止に続く生存機会を増大させる。

【0008】

20

センサ信号は、CPR圧迫サイクルの後のフローがゼロ（又はほぼゼロ）に戻るときを示す情報を伝達することができる。これは、フロー情報から、又は、代用のフロー信号であると考えられることができる別の信号から、導出されることができる。このような代用のフロー信号の例は、圧力のゼロ微分又はボリュームのゼロ微分である。

【0009】

一例において、センサは、血流センサを有する。血液が流れている時間中は、心臓（右心房）が充填されている。この充填は、血流がゼロである時間に終わる。従って、ゼロ血流は、静脈還流の完了を示すために使用されることができる。センサロケーションに依存して、（固定の）時間遅延が、完了を示すために加えられることができる。この時間遅延は、センサロケーションに依存し、センサロケーションと右心房との間の物理的な遅延を相殺するべきである。代替の血流特徴（例えば最大/最小又はレベル交差）が、遅延と組み合わせられて又は組み合わせられずに、静脈還流の終わりを示すために使用されることができる。

30

【0010】

血流センサは、例えば外部の超音波フローセンサを有することができる。

【0011】

他の例において、センサは、（右心房）血圧を測定する圧力センサ、又はプレチスモグラフィ（ボリューム、PG）センサを有する。これらは、フロー情報を導出するために、より間接的なやり方で使用されることがもできる。PGセンサは、フォトプレチスモグラフィ（PPG）を用いて実現されることができる。特定の時間期間中、PG/圧力又はPG/圧力信号の微分が特定のレンジ内にある期間の始まりである時間ポイントは、静脈還流の終わりを表す。こうして、圧力及びPG信号は、血流の代用の手段として使用されることができる。これらの信号の安定した値（すなわちゼロ微分）は、ゼロフロー及びゆえに静脈還流の終わりを示す。

40

【0012】

こうして、概して、プロセッサは、生理学的信号が特定量の時間中に上限と下限の間にある時間、又は生理学的信号の微分が特定量の時間中に上限と下限の間にある時間、を決定するように適応されることができる。

【0013】

代替として、プロセッサは、生理学的信号が胸部圧迫の完了後にその最大値を有する時

50

間を決定するように適応されることができる。

【0014】

時間ポイントが決定される方法は、測定されている生理学的パラメータに依存する。更に、複数のパラメータのモニタリングが、システムにおいて組み合わせられることができ、個々の時間ポイントを決定するための複数のアプローチが組み合わせられることができる。

【0015】

プロセッサは、例えば、センサの物理的なロケーションと心臓の右側の静脈還流の実際の完了との間の遅延を補償するために、静脈還流の検知される完了に対し遅延を適用するように、適応されることができる。

10

【0016】

この遅延は、CPR圧迫サイクルの始まりと、CPR圧迫サイクルに対する生理学的測定センサ信号の応答の始まりとの間の遅延を求めることによって得られることができる。

【0017】

システムは、緊急時ケアモニタにおいて使用されることができ、プロセッサは、CPR圧迫サイクルが供給されるべきである決定された時間ポイントより予め決められた時間以上前に及び/又は後にCPR圧迫が始まる場合に、出力警告信号を提供するように適応され、又は、決定された時間ポイント又は以前に決定された時間ポイントに対応する適切な圧迫レートの標示を提供する。

【0018】

20

これは、供給されたCPRが最適でないときに警告を提供し、又は介護者に最も適切な圧迫頻度を勧める。付加的に又は代替として、オーディオ及び/又はビジュアル出力が、CPR圧迫サイクルが開始するのに最適であると決定されるタイミング時点に提供されることができる。プロセッサは、以前に決定された時間ポイントに基づいて、最適圧迫レートを提供するように適応されることができる。

【0019】

システムは、圧迫深さ印加システム（例えばピストンベースのACPR装置又は患者の胸部周囲のベルト）を有する自動CPR（ACPR）システムにおいて使用されることができる。CPR支援システムは、圧迫深さ印加システムの動作のタイミングを制御するために使用される。

30

【0020】

本発明の別の見地は、CPRモニタリング方法であって、CPR圧迫に続いて静脈還流が完了する時点に関する情報を伝達するセンサ信号を生成するために生理学的測定を行うステップと、静脈還流が完了する時点に基づいてCPR圧迫サイクルが供給されるべきである時間ポイントを決定するようセンサ信号を処理するステップと、決定された時間ポイントに関する出力情報を提供するステップと、を含む方法が提供される。

【0021】

この方法は、介護者にアドバイスするために使用されることができ、この場合、出力情報は、可聴の又は可視のメッセージでありうる。代替として、方法は、自動システムを制御するために使用されることができ、この場合、出力情報は、自動CPRシステムの圧迫サイクルを制御するための制御信号でありうる。

40

【0022】

生理学的測定を行うことは、血流測定、右心房内圧測定又はプレチスモグラフィ測定を行うことを含むことができる。

【0023】

本発明の例は、添付の図面を参照して詳しく記述される：

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】CPRによって引き起こされるフローを示す図。

【図2】CPR圧迫パルスを示す図。

50

【図 3】患者（又は動物）内の自発心拍の場合のさまざまな圧力及びフロー信号、並びに CPRを受けている患者（動物）内のさまざまな圧力及びフローの第 1 の例を示す図。

【図 4】CPRを受けている患者（動物）のさまざまな圧力及びフロー信号の第 2 の例を示す図。

【図 5】ある生理学的信号が静脈フローの終わりを識別するためにどのように使用されることができるかを示す図。

【図 6】本発明の一例による方法を示す図。

【図 7】本発明の一見地によるシステムの第 1 の例を示す図。

【図 8】本発明の一見地によるシステムの第 2 の例を示す図。

【発明を実施するための形態】

10

【0025】

本発明は、静脈還流が完了する時点に関する情報を伝達するセンサ信号を生成するために生理学的測定を行うセンサを有する CPR 支援システムを提供する。CPR 圧迫サイクルが開始されるべきである時間ポイントが決定され、決定された時間ポイントに関する出力情報が提供される。出力情報は、CPRを行っている人に対する視覚的又は可聴のアドバイスでありえ、又は、それは、自動 CPR システムを制御するための制御情報でありうる。

【0026】

血流が CPR を用いて生成される基本的な方法は、心臓の片側のみの簡略化されたビューを提供する図 1 を参照して説明される。胸部は下方に圧迫され（圧迫フェーズ）、それにより、心房の圧力（ P_{atrium} ）及び心室の圧力（ $P_{ventricle}$ ）として示される心臓 10 における圧力を生成する。この圧力は、組織 12 における圧力（ P_{tissue} ）より大きく、それにより、心臓から組織に血液を押し出し、心拍出量及び血流を生成する。この血流は、圧力差 $P_{ventricle} - P_{tissue}$ に比例する。胸部が解放されるとき（リトラクションフェーズ）、心臓の圧力が低減される。組織の圧力は心臓圧力より高く、血液が、静脈還流として心臓に流れて戻る。戻りフローは、圧力差 $P_{tissue} - P_{atrium}$ に比例する。

20

【0027】

圧迫フェーズ及びリトラクションフェーズの両方において、循環経路におけるバルブは、血流が誤って循環することを防ぐ（しかしながら CPR の間、これらのバルブは、100% 機能的ではないと考えられる）。

30

【0028】

フロー/圧力波が動脈、静脈及び組織を通して伝播するのに必要とされる時間があるので、静脈還流は、心拍出量に対して遅延する。

【0029】

同等でない心拍出量及び静脈還流がある場合、心臓に戻るよりも多くの血液が心臓からポンピングされ、これは、心臓から出る血液のシフトにつながる。

【0030】

静脈還流は、例えば以下の 2 つのファクタによって損なわれうる。

【0031】

最初に、胸部に対し残存する力が、リトラクション中に残ることがあり、これは、より高い胸部内圧力（すなわちより高い P_{atrium} ）を引き起こし、それにより、圧力勾配 $P_{tissue} - P_{atrium}$ を低下させ、静脈還流を制限する。

40

【0032】

第 2 に、圧迫と圧迫の間に非常に短い時間しかないことがあり、その結果、静脈還流が完了しない。圧迫と圧迫の間のこの時間（すなわち待機時間）は、圧迫波形の周波数及びデューティサイクルに関連する。最適待機時間を越えて待機時間を短縮することは、結果的に、減少された静脈還流及び胸部から腹部領域への血液のシフトを生じさせる。

【0033】

図 2 は、CPR 圧力サイクルのそれぞれ異なるフェーズを示すために使用され、圧迫深

50

さ対時間を示す。圧迫期間 (C) は、増大する圧迫深さの第 1 の印加フェーズ (A) と、そのあとに続くホールドフェーズ (H) を含む。圧力が解放されるとき、第 1 のリトラクションフェーズ (R) を含む緩和期間 (R_x) があり、その後、待機フェーズ (W) がある。こうして、印加、ホールド、リトラクション及び待機の 4 つのフェーズがある。

【0034】

ある動物実験において、静脈還流が研究された。2 つの例が示されている。

【0035】

第 1 の例が、図 3 に示される。左の画像は、正常心拍の間の圧力及びフロー測定を示し、右の画像は、CPR の間の、同じ測定を示す。

【0036】

上から下へ順に、各プロットは、圧迫深さ (C - cm)、血流 (F - ml/min)、大動脈圧 (A - mmHg)、右心房圧 (RA - mmHg) 及びフォトブレチスモグラフ (PPG、任意単位) を示す。

【0037】

正常心拍の間及び CPR の間の PPG 信号は共に、それが末梢で測定され、圧力/フロー信号は、心臓から四肢まで伝播するのに時間を要するので、圧力及びフローよりも後の時間にその特徴 (例えば開始及びピーク) を示す。

【0038】

自発心拍の間、血流は、心拍のたびに第 1 の大きなピークを示し、そののち、第 2 のピークの続く (第 2 のピークは、例えば図 3 の 4392.4 s に見られる)。CPR 胸部圧迫の間、血流波形は、胸部圧迫の開始の後、第 1 のピークを示し、そののち、逆行的なピーク (リトラクションの間) が続き、待機時間の間により小さい第 2 の正のピークがある。これは、CPR 中のフローが複雑であり、リトラクションが終わってもすぐには、フローが終わらないことを示す。この例において、第 2 の圧迫の開始は、右の画像の垂直時間ラインによって示すように、第 1 の圧迫の第 2 のフローピークの最中に行われる。第 2 の圧迫は、完全に完了する (そして、これは、更なる圧迫を提供しないことによって保証され、すなわち、4588.6 s には圧迫がない)。

【0039】

第 1 の圧迫の後、血液フローがまだ止まっていないときに、完全に充填されていない心臓を押すので、新しく始められる圧迫は、最適でない。更に、それは、残りの血流が心臓へ戻ることを阻止することがあり、それにより、静脈還流を制限する。

【0040】

(静脈還流が完了していない早期の時間ポイントに) 圧迫が不完全に充填された心臓に対して行われていることの他の標示は、相対的に低い右心房圧 (完全に完了された圧迫では 17 mmHg にあるのに対して、早期に開始される圧迫では 12 mmHg) と、完全に完了された圧迫の場合に対するあまりに早期の圧迫開始の場合の PPG 信号における形態学的な差と、である。

【0041】

第 2 の例が、図 4 に示されている。

【0042】

プロットは、上から下に向かって、1 圧迫当たりの平均誘導血液容積 (V - ml)、1 圧迫当たりの拡張末期右心房圧 (すなわち次の圧迫の開始時の右心房圧、DRA - mmHg)、圧迫波形 (C - cm)、血流 (F - ml/min)、及び右心房圧 (RA - mmHg)、を示す。DRA 信号は、各圧迫の開始時の RA 信号であることに注意されたい。

【0043】

この例において、圧迫は、1 分あたり 120 圧迫で与えられ、最初に 40% のデューティサイクルが 200 秒続き、そののち、60% のデューティサイクルが 200 秒続く。デューティサイクルは、完全な圧迫 (C + R_x) に対する圧迫期間 (C) の比率によって規定され、これについては図 2 を参照されたい。上の 2 つのプロットは、完全な 400 秒の期間を示し、下の 3 つのプロットは、デューティサイクルの変更時を部分的に拡大したも

10

20

30

40

50

のである。

【 0 0 4 4 】

$t = 2.847$ s において、圧迫のデューティサイクルは、40%から60%に変更され、これは、結果的に、圧迫と圧迫の間の時間を短くし、静脈還流を低下させ、それにより、右心房充填圧力を低下させる。これは、時間にわたって1圧迫あたりの血液容積の段階的な低減を伴う。下の3つのプロットにおいて、デューティサイクルの変化が、4回の圧迫にわたって拡大されている。最初の2回の圧迫は、40%のデューティサイクルを有し、第2の2回の圧迫は60%のデューティサイクルである。40%のデューティサイクルの圧迫においては、静脈還流のための十分な時間があり、これは、血流の停止（すなわち 0 ml/s でプラトー）によって示されている。拡張末期の右心房圧は、 12 mmHg である。より高いデューティサイクルに進むとき、圧迫は早期に始まり、そのとき、血流はゼロに戻っていない。更に、拡張末期の右心房は低下し（ 3 mmHg ）、これは、静脈還流が完了していないことを示す。

10

【 0 0 4 5 】

静脈還流を改善することを意図するCPR装置が知られている。これらは、組織圧対心房圧の勾配を増大させ、それにより静脈還流を促進することを目的とする。例えば、国際公開第96/10984号公報は、組織圧及び組織動脈の勾配を増大させるために、胸部圧迫の間の腹部圧迫の使用を開示する。国際公開第02/091905号公報は、胸部を能動的に引き上げることによって圧迫間の胸腔内圧を低下させることを開示する。米国特許第5692498号公報は、胸腔内圧がインピーダンス閾値装置（「ITD」）を使用することによって低下されるアプローチを開示する。これは、気管内チューブの端部に配置されるバルブである。それは、特定の圧力勾配においてのみバルブを開けることによって、空気の肺への流入を防ぐ。あらゆる圧迫空気は、外へポンピングされ、それによって、胸腔内圧を低減する。圧迫の最中、圧力勾配は、バルブを開き空気を入れるのに十分でない。

20

【 0 0 4 6 】

換気が（例えばバッグマスクバルブ装置により）与えられる場合、圧力勾配はITD閾値より大きくなり、空気が流入する。

【 0 0 4 7 】

これらのアプローチは静脈還流を改善するが、それらは静脈還流の完了を追及しておらず、ゆえに、圧迫頻度を最適化しない。こうして、これらのアプローチだけを使用することは、最適静脈還流及び最適圧迫頻度を保証しない。

30

【 0 0 4 8 】

本発明は、静脈還流が完了され及び新しいCPR胸部圧迫が供給されるべきであるときを決定するために、患者の生理学的測定を使用し、それによって、或る患者のための最適胸部圧迫頻度を決定する。

【 0 0 4 9 】

静脈還流が完了される時間（生理学的変数の測定による）に基づいて胸部圧迫のタイミングをとることによって、静脈還流が最大にされ、ゆえに、心臓から他の器官への血液容積シフトが最小限にされ、それによって、血液をシフトさせるだけであったことに代わって、血液の長期間の循環を改善する。これは、より効果的なCPRをもたらし、心停止からの生存のより高い機会をもたらすことができる。

40

【 0 0 5 0 】

圧迫頻度は、この方法を用いて個別の患者について最適化される。圧迫レートに関する救助者フィードバックが、平均グループに基づく目標ガイドラインに基づくことに代わって、個人化された測定に基づいて与えられることができる。

【 0 0 5 1 】

生理学的測定が、静脈還流センサとして使用され、その信号が、静脈還流の完了を決定し次のCPR圧迫をトリガするために、処理される。システムの出力は、特定の時間ポイントに、患者の最適圧迫頻度に自動的に合わせるように自動CPR装置において胸部圧迫

50

をトリガするために、使用されることができ、又は、それは、最適な（個人化された）圧迫レートに関する救助者フィードバックを与える緊急時ケアモニタにおけるフィードバック信号として使用されることができる。

【0052】

図5は、ある生理学的信号が静脈フローの終わりを識別するためにどのように使用されることができるかを示すために使用される。

【0053】

1番目のプロットは、CPR圧迫深さ（ $C - cm$ ）を示し、2番目のプロットは、血流（ $F - ml/min$ ）を示し、3番目のプロットは、右心房圧（ $RA - mmHg$ ）を示し、4番目のプロットは、右心房圧の時間微分（ $dRA/dt - mmHg/s$ ）を示し、5番目のプロットは、PPG信号を示す。x軸は、時間を表す。

10

【0054】

静脈還流が完了する時間ポイントを検出するために使用されることができるセンサについて、複数の可能性のある例が以下に与えられる。使用されることができる可能な信号処理の例が説明される。

【0055】

センサ例1：

血流センサが、静脈還流の完了を測定するために使用されることができる。この血流センサは、例えば侵襲ドップラー超音波フローセンサ又は外部の超音波フローセンサでありうる。血流センサは、任意の大きな動脈上に配置され、好適には頸部領域の頸動脈上に配置されることができる。

20

【0056】

センサ例2：

右心房圧/動脈圧が、静脈還流の完了を決定するために使用されることができる。これは、血圧カテーテル（理想的には右心房の近くに配置される）又は任意の他の形態の血圧モニタリングシステムに基づいて、行われることができる。静脈還流センサとしての血圧センサの使用は、血流生理学によって正当性を示されることができる；血流は血圧差に比例するので、一定の圧力（すなわち血圧の微分値の変化がない）は、変化を示さず、ゆえに、ゼロフロー及び静脈還流の完了を示す。

【0057】

30

センサ例3：

（フォト）プレチスモグラフィ信号（PG）信号が、静脈還流の完了を決定するために使用されることができる。これは、例えば額の上又は指のような四肢上でPGセンサを使用して、実現されることができる。静脈還流センサとしてのプレチスモグラフィ（すなわちボリューム）センサの使用は、血流生理学によって正当性を示されることができる；血液容積は血流の積分であるので、一定のPGは、フロー及び静脈還流の完了を示さない。

【0058】

アルゴリズム例1：

静脈還流の完了は、生理学的信号（血流、圧力又はPPG）が特定量の時間中に上限と下限（図5のUL及びLL）の間にある時間として規定されることができる。このアプローチは、図5において、右心房圧のプロットに表現され、時間ポイントは、時間期間 t の終わりに $T1$ として示される。

40

【0059】

アルゴリズム例2：

静脈還流の完了は、生理学的信号（血流、圧力又はPPG）の時間微分が特定量の時間中に上限と下限（再び図5のUL及びLL）の間にある時間として規定されることができる。このアプローチは、図5の右心房圧の微分のプロット上に表現され、時間ポイントは、時間期間 t の終わりに $T2$ として示される。

【0060】

アルゴリズム例3：

50

静脈還流の完了は、生理学的信号（血流、圧力又は P G）が胸部圧迫の完了後にその最大値を有する時間として規定されることができ、このアプローチは、図 5 の血流プロット上に表現され、時間ポイントは T 3 として示される。

【 0 0 6 1 】

アルゴリズム例 4 :

血流ベースの実施形態において、静脈還流の完了は、血流の最初の大きいスロッシング（負）ピークの後に血流が正になる第 1 の時間として規定されることができ、このアプローチは、図 5 の血流プロット上に表現され、時間ポイントは T 4 として示される。

【 0 0 6 2 】

アルゴリズム例 5 :

これらの実施形態の全てにおいて、静脈還流の時間ポイントは、静脈還流センサの物理的なロケーションと静脈還流の実際の完了との間の遅延を補償するために、固定の遅延だけインクリメントされることができ、この遅延は、図 5 の血流プロット上に表現され、結果として得られる時間ポイントは、T 5 として示される。この遅延の算出は、生理学的測定の出現の時間ポイントから圧迫波形の出現の時間ポイントを減算することによって行われることができる。例えば、図 5 に示される時間遅延 T は、圧迫サイクルの始まりに続くフロー測定パルスの出現に基づく。当然ながら、これは、圧迫波形がプロセッサへの入力として提供されることを必要とする。

【 0 0 6 3 】

このアプローチは、システムによって使用される任意のセンサ信号に適用されることができ、こうして、遅延は、概して、C P R 圧迫サイクルの始まりと、C P R 圧迫サイクルに対する生理学的測定センサ信号の応答の始まりと、の間の遅延を測定することによって、得られることができる。

【 0 0 6 4 】

複数の静脈還流センサ（血流、右心房圧及び P P G）が、静脈還流センサを形成するように組み合わせられてもよい。さまざまな異なるトリガポイントが、信号の性質に依存して、一人の患者において上述したアルゴリズムの中で使用されることができ（限界値、微分リミット値又は最大信号値）。

【 0 0 6 5 】

トリガ時間の正確さ及びロバストネスは、例えば複数のトリガ時間を平均すること、及び以前のトリガに基づいてトリガ時間を予測することのような、信号処理技法によって改善されることができ。

【 0 0 6 6 】

図 6 は、C P R モニタリング方法を示す。ステップ 6 0 において、生理学的測定は、C P R 圧迫に続いて静脈還流が完了される時間ポイントに関する情報を伝達するセンサ信号を生成するために行われる。センサは、上述したセンサタイプの 1 又は複数である。ステップ 6 2 において、センサ信号は、静脈還流が完了していることに基づいて C P R 圧迫サイクルが供給されるべきである時間ポイントを決定するために処理される。このステップは、上述のアルゴリズムの 1 又は複数を使用する。

【 0 0 6 7 】

ステップ 6 4 において、決定された時間ポイントに関する出力情報が提供される。

【 0 0 6 8 】

出力情報は、自動 C P R 装置を制御するために使用されることができ、圧迫が、決定された時間ポイントに始動され、それによって、特定の時間に特定の患者のための圧迫頻度を最適化する。心臓から他の領域に血液をシフトすることなく可能な限り高い血流を有するように、静脈還流が完了されたのちできるだけすぐに圧迫が開始されるように、時間ポイントが選択されることができ。C P R 頻度を制御する代わりに又はそれに加えて、圧迫デューティサイクルが、静脈還流に基づいて変えられることもできる。例えば、静脈還流が完了されない場合、デューティサイクルが低減されることができ。

【 0 0 6 9 】

10

20

30

40

50

代替として、出力情報は、緊急時ケアモニタに関する出力情報を提供するために使用されることができる。情報は、圧迫がいつ与えられるべきかについて介護者にガイダンスを与える。情報は、例えば、圧迫が、決定された時間ポイントのうちの1つより（第1の）予め決められた時間以上前に、及び/又は決定された時間ポイントより（第2の）予め決められた時間以上あとに、開始される場合に警告を与えることができる。代替として、モニタは、圧迫が与えられる頻度の形で介護者に最適圧迫レート値を提供することができる。この圧迫レート値は、以前の圧迫の静脈還流情報に基づく。これらの方法のいずれかにおいて、手動圧迫頻度が、特定の患者のために最適化されることができる。

【0070】

同様に、デューティサイクルが、例えばホールドフェーズの終わりを示す信号を提供することによって、制御されることができる。定量的なフィードバックを与える代わりに、定性的なフィードバックが、デューティサイクルを低減するために、ユーザに通知されることができる。定性的なフィードバックは、「より迅速に引き戻す（retract faster）」のような語を含むことができる。

【0071】

生理学的センサは、例えばインピーダンス閾値装置、能動的な減圧又は間に入れられる腹部圧迫のような、静脈還流を促進することを目的とする他の知られている装置及び方法と組み合わせられることができることに留意されたい。

【0072】

図7は、手動CPRを支援するモニタの一部として使用される装置を示す。

【0073】

システムは、上述のセンサ70と、処理及び出力ユニット72と、を有する。ユニット72は、プロセッサ74を有し、プロセッサ74は、（上で説明したように）センサ信号を処理し、例えばディスプレイ76又はLEDアレイ上のビジュアル出力及びスピーカ78からのオーディオ出力のような出力を生成する。センサは、静脈還流の終わりを決定するために使用される生理学的信号を測定することができ、任意に、例えば前述したように時間遅延情報を決定するために、圧迫サイクル自体を測定することができる。

【0074】

図8は、自動CPR装置の一部として使用される装置を示し、この装置は、プロセッサ74を有するコントローラ82によって制御される胸部圧迫装置80を有する。

【0075】

プロセッサ74は、センサ70から信号を処理する。この場合、プロセッサは、胸部圧迫装置80に制御信号を提供する出力装置として機能する。胸部圧迫装置は、ベルト又はピストンベースの装置でありうる。この場合、圧迫サイクルタイミングは、システムによって制御され、従って、（前述したように時間遅延が導出されることを可能にするように）圧迫タイミング情報を導き出すための付加のセンサは必要でない。

【0076】

いずれの場合も、目的は、CPRに対する個別の患者応答を考慮することによって心停止処置を改善することである。

【0077】

上で述べたように、CPR圧迫サイクル後にフローがゼロ（又はほぼゼロ）に戻るときを示す情報を伝達するセンサ信号が、選択されることができる。これは、フロー測定から直接的に、又は例えば圧力の時間微分又はボリュームの時間微分のような別の（代用の）信号から間接的に、導出されることができる。

【0078】

上述したように、プロセッサは、生理学的センサ信号を解析するために使用される。プロセッサは、必要とされるさまざまな機能を実施するために、ソフトウェア及び/又はハードウェアにより、さまざまなやり方で実現されることができる。プロセッサは、必要とされる機能を実施するために、ソフトウェア（例えばマイクロコード）を使用してプログラムされることができる1又は複数のマイクロプロセッサを用いることができる。代わり

10

20

30

40

50

に、プロセッサは、ある機能を実施するための専用ハードウェア及び他の機能を実施するためのソフトウェアプロセッサ（例えば１又は複数のプログラムされたマイクロプロセッサ及び関連する回路）の組み合わせとして、実現されることができる。

【 0 0 7 9 】

本開示のさまざまな実施形態において用いられることができるコンポーネントの例は、非制限的に、従来のマイクロプロセッサ、特定用途向け集積回路（ＡＳＩＣ）及びフィールドプログラマブルゲートアレイ（ＦＰＧＡ）を含む。

【 0 0 8 0 】

さまざまな実現例において、プロセッサ又はコントローラは、例えばＲＡＭ、ＰＲＯＭ、ＥＰＲＯＭ及びＥＥＰＲＯＭのような揮発性及び不揮発性コンピュータメモリのような、１又は複数のストレージ媒体に関連付けられることができる。ストレージ媒体は、１又は複数のプロセッサ及び／又はコントローラに実行されるときに、必要とされる機能を実施する１又は複数のプログラムによって符号化されることができる。さまざまなストレージ媒体が、プロセッサ又はコントローラ内に固定されることができ、又は移動可能であり、それにより、その上に記憶される１又は複数のプログラムが、プロセッサ又はコントローラへロードされることができる。

【 0 0 8 1 】

開示される実施形態に対する他の変更例は、図面、開示及び添付の請求項の検討から、請求項に記載の本発明を実施する際に当業者によって理解され達成されることができる。請求項において、「含む、有する（comprising）」という語は、他の構成要素又はステップを除外せず、不定冠詞「a」又は「an」は複数性を除外しない。特定の手段が相互に異なる従属請求項に列挙されているという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示さない。請求項における任意の参照符号は、その範囲を制限するものとして解釈されるべきでない。

【 図 １ 】

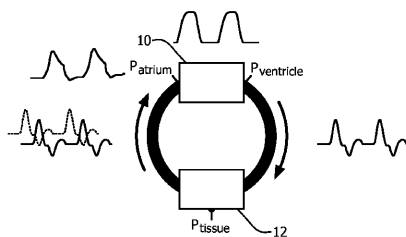


FIG. 1

【 図 ２ 】

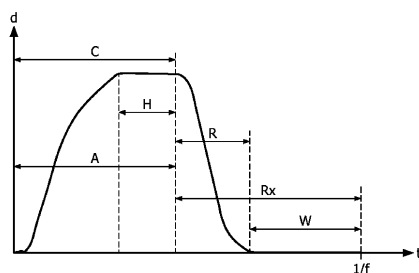


FIG. 2

【 図 ３ 】

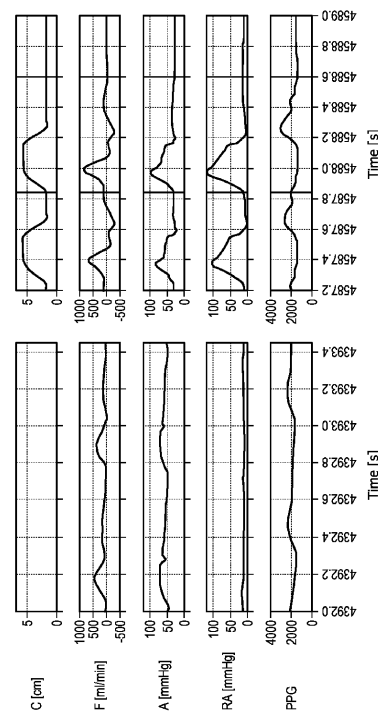


FIG. 3

フロントページの続き

(72)発明者 エレン ポール

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

審査官 小林 睦

(56)参考文献 国際公開第 2 0 1 1 / 1 5 4 4 9 9 (W O , A 1)

特開 2 0 1 4 - 1 6 6 5 8 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 H 3 1 / 0 0

A 6 1 H 2 3 / 0 2