

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2011-513008

(P2011-513008A)

(43) 公表日 平成23年4月28日 (2011.4.28)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/04 (2006.01)	A 6 1 B 8/04	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/022 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 3 2 Z	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2010-549938 (P2010-549938)
 (86) (22) 出願日 平成21年3月9日 (2009.3.9)
 (85) 翻訳文提出日 平成22年11月2日 (2010.11.2)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2009/036551
 (87) 国際公開番号 W02009/111789
 (87) 国際公開日 平成21年9月11日 (2009.9.11)
 (31) 優先権主張番号 61/034, 909
 (32) 優先日 平成20年3月7日 (2008.3.7)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 506124239
 オレゴン ヘルス アンド サイエンス
 ユニバーシティ
 アメリカ合衆国 オレゴン 97201-
 4753, ポートランド, エス. ダブ
 リュー, ファースト アベニュー 25
 25, エーディー-120, テクノロ
 ジー アンド リサーチ コラボレイショ
 ンズ
 (74) 代理人 100078282
 弁理士 山本 秀策
 (74) 代理人 100062409
 弁理士 安村 高明
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹

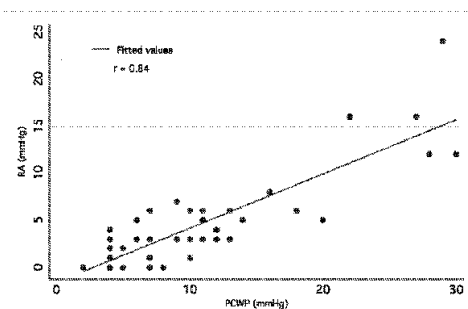
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心臓内圧を評価するために超音波を用いる方法および装置

(57) 【要約】

実施形態は、血行動態の分野に関し、より詳細には、心臓内圧評価の非侵襲性的方法に関する。いくつかの実施形態は、被験者における右内頸 (I J) 静脈の超音波画像データを収集することと、超音波画像データを処理し、I J 静脈に対する脈管特性データを決定することと、脈管特性データから右側心臓内圧を決定することとを含む。一実施形態は、I J 静脈に対応する呼吸データを収集することと、脈管特性データおよび呼吸データの両方から心臓内圧を決定することとをさらに包含する。その方法を実行するシステムおよび装置もまた開示される。

Figure 7A



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被験者における右側心臓内圧を評価する方法であって、
該被験者における右内頸（ＩＪ）静脈の超音波画像データを収集することと、
該超音波画像データを処理し、該ＩＪ静脈に対する脈管特性データを決定することと、
該脈管特性データから該右側心臓内圧を決定することと
を包含する、方法。

【請求項 2】

前記ＩＪ静脈に対応する呼吸データを収集することと、
前記脈管特性データおよび該呼吸データの両方から前記心臓内圧を決定することと
をさらに包含する、請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 3】

前記ＩＪ静脈における血流速度を示すデータを収集することと、
前記脈管特性データおよび該血流速度データの両方から前記心臓内圧を決定することと
をさらに包含する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記心臓内圧を超音波モニタに表示することをさらに包含する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記心臓内圧を記録することをさらに包含する、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 6】

前記脈管特性データは、ＩＪ静脈管腔の最大断面積および最小断面積を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記超音波画像データを処理し、脈管特性データを決定することは、ある期間にわたり、前記ＩＪ静脈管腔の前記最大断面積と最小断面積との差を計算することを包含する、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記期間は、前記被験者に対する少なくとも 1 回の全呼気および吸気サイクルにおよぶ、請求項 7 に記載の方法。

30

【請求項 9】

超音波画像データを処理することは、前記被験者の前記少なくとも 1 回の全呼気および吸気サイクルにわたり、前記ＩＪ静脈の虚脱の程度を計算することをさらに包含する、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記ＩＪ静脈の虚脱の程度を計算することは、吸気表面積と呼気表面積との差を該吸気表面積で割ることを計算することを包含する、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

被験者における心臓機能を評価する方法であって、該方法は、
該被験者の脈管の超音波画像データを収集することと、
統合期間にわたり、該超音波画像データを処理し、ＩＪ脈管サイズデータを識別することと、
該ＩＪ脈管サイズデータから心臓の状態のインジケータを決定することと
を包含する、方法。

40

【請求項 12】

前記心臓の状態の前記インジケータは、ＩＪ脈管虚脱の測定値である、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記統合期間は、前記被験者の少なくとも 1 回の全呼気および吸気サイクルを包含する、請求項 11 に記載の方法。

50

【請求項 14】

前記心臓の状態の前記インジケータは、右側心臓内圧の推定値である、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 15】

前記心臓の状態の前記インジケータは、心不全の測定値である、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 16】

請求項 1 に記載の方法を実行するシステム。

【請求項 17】

超音波画像データを捕獲する超音波造影装置と、
該超音波画像データを受信し、分析する画像プロセッサと、
ディスプレイと
を備えている、請求項 16 に記載のシステム。

10

【請求項 18】

コンピュータ読み取り可能媒体であって、計算デバイスによって実行されたとき、該計算デバイスが、

ＩＪ静脈の超音波画像データを収集することと、

該超音波画像データを処理し、ＩＪ静脈に対する脈管特性データを決定することと、

該脈管特性データから右側心臓内圧を決定すること

を包含する演算を実行することを可能にする命令を含む、コンピュータ読み取り可能媒体

20

を備えている、装置。

【請求項 19】

右側心臓内圧を決定することは、少なくとも 1 回の全呼気および吸気サイクルにわたり、前記 ＩＪ静脈の虚脱の程度を計算することを包含する、請求項 18 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

（関連出願の参照）

本出願は、2008 年 3 月 7 日に提出された、名称が「ULTRASOUND BASED APPROACH TO DIAGNOSING HEART FAILURE」である米国仮特許出願第 61/034,909 号に対する優先権を主張し、この仮出願の内容全体は、本明細書によって参照により援用される。

30

【0002】

（技術分野）

本明細書における実施形態は、血行動態の分野に関し、より詳細には、心臓内圧評価のための非侵襲性的な方法および装置に関する。

【背景技術】**【0003】**

（背景）

右側心臓内圧測定の現在の標準は、右心カテーテル法（ＲＨＣ）である。右側心臓内圧の評価は、急性心不全および慢性心不全（ＣＨＦ）の患者における右心機能および容積状態を評価するとき、不可欠である。右側心臓内圧の評価はまた、慢性透析患者および集中治療室における危篤状態の患者の容積管理など広範囲の臨床環境において重要である。しかしながら、ＲＨＣ 処置は侵襲性であり、連続的 ＲＨＣ を行うことは非現実的である。従って、ＲＨＣ は、日々患者の管理に必要な即時最新の臨床情報を提供するのに適切な技術ではない。

40

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

50

代替の非侵襲性処置である頸静脈拍動（ＪＶＰ）の評価もまた、多くの制約を有し、信頼性がない。従って、これもＲＨＣの適切な代用ではない。

【図面の簡単な説明】

【０００５】

実施形態は、添付の図面と連係して以下の詳細な説明によって、容易に理解される。実施形態は、添付の図面の図において、例として示されるのであり、制限するものとしてではない。

【図１Ａ】図１Ａおよび図１Ｂは、様々な実施形態に従って、水銀のミリメートル単位による頸静脈拍動（ＪＶＰ）評価の標準方法と心臓内血行動態右心房圧（ＲＡ）との相関関係（図１Ａ）、および水銀のミリメートル単位の頸静脈拍動（ＪＶＰ）評価の標準方法と右心室拡張終期圧（ＲＶＥＤＰ）との相関関係（図１Ｂ）を例示する。ＪＶＰ評価と比較するために、心臓内圧を水のセンチメートルに変換するために補正係数１．３６が用いられた。

10

【図１Ｂ】図１Ａおよび図１Ｂは、様々な実施形態に従って、水銀のミリメートル単位による頸静脈拍動（ＪＶＰ）評価の標準方法と心臓内血行動態右心房圧（ＲＡ）との相関関係（図１Ａ）、および水銀のミリメートル単位の頸静脈拍動（ＪＶＰ）評価の標準方法と右心室拡張終期圧（ＲＶＥＤＰ）との相関関係（図１Ｂ）を例示する。ＪＶＰ評価と比較するために、心臓内圧を水のセンチメートルに変換するために補正係数１．３６が用いられた。

【図２Ａ】図２Ａおよび図２Ｂは、様々な実施形態に従って、ＮＩＣＨＥTMアルゴリズムと血行動態ＲＡとの相関関係（図２Ａ）、およびＮＩＣＨＥTMアルゴリズムとＲＶＥＤＰとの相関関係（図２Ｂ）を例示する。

20

【図２Ｂ】図２Ａおよび図２Ｂは、様々な実施形態に従って、ＮＩＣＨＥTMアルゴリズムと血行動態ＲＡとの相関関係（図２Ａ）、およびＮＩＣＨＥTMアルゴリズムとＲＶＥＤＰとの相関関係（図２Ｂ）を例示する。

【図３Ａ】図３Ａおよび図３Ｂは、様々な実施形態に従って、ＮＩＣＨＥTMアルゴリズムの予測力（図３Ａ）、およびＲＶＥＤＰとＮＩＣＨＥTMアルゴリズムとの相関関係（図３Ｂ）を例示する。

【図３Ｂ】図３Ａおよび図３Ｂは、様々な実施形態に従って、ＮＩＣＨＥTMアルゴリズムの予測力（図３Ａ）、およびＲＶＥＤＰとＮＩＣＨＥTMアルゴリズムとの相関関係（図３Ｂ）を例示する。

30

【図４】図４は、様々な実施形態に従って、水銀のミリメートル単位の肺動脈拡張圧（ＰＡＤＰ）および水銀のミリメートル単位の肺毛細管楔入圧（ＰＣＷＰ）の両方によって測定されるように、ＮＩＣＨＥTMグループと左心室充満圧との間の相関を例示する。

【図５Ａ】図５Ａ、図５Ｂ、および図５Ｃは、様々な実施形態に従って、吸気および呼気の代表的な超音波画像を例示する。図５ＡはＮＩＣＨＥTM GROUP 1（ＶＣ）からの代表的な超音波画像を例示し、図５ＢはＮＩＣＨＥTM GROUP 2（ＶＲ）からの代表的な超音波画像を例示し、図５ＣはＮＩＣＨＥTM GROUP 3（ＮＶ）からの代表的な超音波画像を例示する。略語：ＩＪ、内頸静脈；ＶＣ、虚脱を伴う呼気のＩＪ変動；ＶＲ、虚脱を伴わない呼気のＩＪ変動；ＮＶ、ＩＪが呼気に伴う変動を有しない。

40

【図５Ｂ】図５Ａ、図５Ｂ、および図５Ｃは、様々な実施形態に従って、吸気および呼気の代表的な超音波画像を例示する。図５ＡはＮＩＣＨＥTM GROUP 1（ＶＣ）からの代表的な超音波画像を例示し、図５ＢはＮＩＣＨＥTM GROUP 2（ＶＲ）からの代表的な超音波画像を例示し、図５ＣはＮＩＣＨＥTM GROUP 3（ＮＶ）からの代表的な超音波画像を例示する。略語：ＩＪ、内頸静脈；ＶＣ、虚脱を伴う呼気のＩＪ変動；ＶＲ、虚脱を伴わない呼気のＩＪ変動；ＮＶ、ＩＪが呼気に伴う変動を有しない。

【図５Ｃ】図５Ａ、図５Ｂ、および図５Ｃは、様々な実施形態に従って、吸気および呼気の代表的な超音波画像を例示する。図５ＡはＮＩＣＨＥTM GROUP 1（ＶＣ）か

50

らの代表的な超音波画像を例示し、図 5 B は N I C H E ^{T M} G R O U P 2 (V R) からの代表的な超音波画像を例示し、図 5 C は N I C H E ^{T M} G R O U P 3 (N V) からの代表的な超音波画像を例示する。略語：I J、内頸静脈；V C、虚脱を伴う呼気の I J 変動；V R、虚脱を伴わない呼気の I J 変動；N V、I J が呼気に伴う変動を有しない。

【図 6 A】図 6 A、図 6 B、および図 6 C は、様々な実施形態に従って、血行動態を評価する際の N T - P r o B N P レベルの信頼性の欠如を例示する。図 6 A は、N 末端前脳型ナトリウム排泄増加症ペプチド (N T - p r o B N P) 対 R A を例示する。図 6 B は、N T - p r o B N P 対 R V E D P を例示し、図 6 C は、B N P 対 P C W P を例示する（略語：r、S p e a r m a n の順位相関）。

10

【図 6 B】図 6 A、図 6 B、および図 6 C は、様々な実施形態に従って、血行動態を評価する際の N T - P r o B N P レベルの信頼性の欠如を例示する。図 6 A は、N 末端前脳型ナトリウム排泄増加症ペプチド (N T - p r o B N P) 対 R A を例示する。図 6 B は、N T - p r o B N P 対 R V E D P を例示し、図 6 C は、B N P 対 P C W P を例示する（略語：r、S p e a r m a n の順位相関）。

【図 6 C】図 6 A、図 6 B、および図 6 C は、様々な実施形態に従って、血行動態を評価する際の N T - P r o B N P レベルの信頼性の欠如を例示する。図 6 A は、N 末端前脳型ナトリウム排泄増加症ペプチド (N T - p r o B N P) 対 R A を例示する。図 6 B は、N T - p r o B N P 対 R V E D P を例示し、図 6 C は、B N P 対 P C W P を例示する（略語：r、S p e a r m a n の順位相関）。

20

【図 7 A】図 7 A および図 7 B は、様々な実施形態に従って、右側および左側の充満圧力の両方を有する N I C H E ^{T M} グループ間の相関関係を例示する。図 7 A は、R A 対 P W C P を例示し、図 7 B は、N I C H E ^{T M} グループ別の R A 対 P W C P を例示する。

【図 7 B】図 7 A および図 7 B は、様々な実施形態に従って、右側および左側の充満圧力の両方を有する N I C H E ^{T M} グループ間の相関関係を例示する。図 7 A は、R A 対 P W C P を例示し、図 7 B は、N I C H E ^{T M} グループ別の R A 対 P W C P を例示する。

【発明を実施するための形態】

【0006】

（開示される実施形態の詳細な説明）

以下の詳細な説明において、本明細書の一部を形成する添付の図面に参照がなされ、実施され得る実施形態が例示として図面に示される。他の実施形態が利用され得、構造的または論理的变化が本範囲から逸脱することなくなされ得ることは理解されるべきである。従って、以下の詳細な説明は限定する意味でとられるべきではなく、実施形態の範囲は添付の特許請求の範囲およびその均等物によって定義される。

30

【0007】

実施形態を理解する際に助けとなり得る態様で、様々な施行が複数の個別の施行として順番に説明され得る。しかしながら、説明の順序は、これらの施行が順序依存であることを意味するように解釈されるべきではない。

【0008】

説明は、上に / 下に、後 / 前、および上部 / 下部など斜視に基づく説明を用い得る。そのような説明は、単に考察を容易にするために用いられ、開示される実施形態の適用を制限することは意図されない。

40

【0009】

本説明の目的のために、「A / B」の形式または「A および / または B」の形式であるフレーズは、(A)、(B)、または (A および B) を意味する。本説明の目的のために、「A、B、および C のうちの少なくとも 1 つ」の形式であるフレーズは、(A)、(B)、(C)、(A および B)、(A および C)、(B および C)、または (A、B および C) を意味する。本説明の目的のために、「(A) B」の形式であるフレーズは、(B) または (A B)、すなわち A はオプションの要素であることを意味する。

【0010】

50

本説明は、用語「一実施形態」または「複数の実施形態」を用い得、それらの用語は各々、1つ以上の同じ実施形態または異なる実施形態をいい得る。さらに、用語「備えている、包含する、含む (comprising)」、「含む (including)」、「有する (having)」などは、実施形態に関して用いられる場合、同意語である。

【0011】

様々な実施形態において、方法、装置、およびシステムは、右内頸 (IJ) 静脈特性の評価によって心臓内圧の非侵襲性超音波評価のために提供される。例示的な実施形態において、計算デバイスは、開示される装置および/またはシステムの1つ以上の構成要素が授けられ得、本明細書において開示される1つ以上の方法を実行するために用いられ得る。

10

【0012】

本明細書における実施形態は、心臓内圧の非侵襲性超音波評価のための方法、システム、および装置を提供する。実施形態は、非侵襲性心臓血行動態の評価 (NICHETM) アルゴリズムである予測モデルを用いる、右内頸 (IJ) 静脈特性の評価を提供する。これらの超音波評価は、右心臓カテーテル法 (RHC) 測定的心臓内圧と相関する。

【0013】

様々な実施形態に従って、方法は、被験者の右側心臓内圧を測定しかつ/または被験者の心不全を評価するために用いられ得る。方法は、被験者の右IJ静脈の超音波画像データを収集することと、超音波画像データを処理し、IJ静脈に関する脈管特性データを決定することと、脈管特性データから右側心臓内圧を決定することとを伴う。いくつかの実施形態において、方法はまた、IJ静脈に対応する呼吸データを収集することと、脈管特性データおよび呼吸データの両方から心臓内圧を決定することを含む。別の実施形態において、方法は、IJにおける血流の速度を示すデータを収集することと、脈管特性データおよび血流速度データの両方から心臓内圧を決定することを含む。

20

【0014】

いくつかの実施形態に従って、脈管特性データは、IJ静脈管腔の最大断面積と、最小断面積とを含み得、超音波画像データを処理し、脈管特性データを決定することは、ある期間、例えば被験者に対する完全な呼気と吸気のサイクルにわたり、IJ静脈腔の最大断面積と最小断面積との間の差を計算することを含み得る。他の実施形態は、例えばNICHETM アルゴリズムを用いて、被験者の少なくとも1回の完全な呼気と吸気のサイクルにわたり、IJ静脈の虚脱の程度を計算することを含む。すなわち、

30

【0015】

【数1】

$$\frac{\text{表面積}_{\text{吸気}} - \text{表面積}_{\text{呼気}}}{\text{表面積}_{\text{吸気}}} \times 100$$

である。

【0016】

非侵襲性圧力感知が望まれる、右内頸静脈または他の脈管を画像化することが可能な超音波デバイスを用いて、技術は、様々な実施形態に従って実装され得る。超音波デバイスは、統合期間 (例えば、吸気 - 呼気サイクル) にわたり、IJの断面積変動を画像化することが可能であり得、その変動が、いくつかの実施形態において最大断面積および最小断面積に対応する。実施形態に従って、画像は、次いで、収集された超音波画像データに基づいて脈管特性を決定するために、画像プロセッサまたは他の計算デバイスに提供され得る。

40

【0017】

さらに、特定の実施形態において、超音波画像化中、例えば被験者の呼吸の期および量を測定中、被験者の呼吸状態を評価し、記録し、その結果として呼吸データを得るために、呼吸計が用いられ得る。呼吸計は、画像プロセッサデバイスと通信する別個のデバイス

50

であり得るか、または超音波デバイスと結合され得る。呼吸データは、次いで画像プロセッサデバイス上で実行する予測モデルに提供され得る。

【0018】

NICHETM アルゴリズムは、超音波評価からの脈管特性データと共にこの呼吸データを分析する。この分析から、画像プロセッサ上で実行されるアルゴリズムは、IJにおける予測圧を決定し、そのデータは、画像プロセッサに接続されたディスプレイ上に表示され、医者に報告され得る。他の実施形態において、予測モデルは、計算されたデータに基づいて心臓状態評価を別個に決定し得る。その評価は、性質が定性的であり得、医者に見えるように表示され得るか、またはその評価は、診断過程または外科手術過程を自動的に制御するために用いられ得る。

10

【0019】

一実施形態において、IJにおける血流の速度を示すデータが収集され得る。そのようなデータは、NICHETM アルゴリズムに組み込まれ得、IJにおける圧力の予測を高める。血流速度データは、心臓内圧を決定するために、脈管特性データと連係して、そして一実施形態において呼吸データとも連係して、用いられ得る。

【0020】

血流速度の決定は、本明細書に説明されるような超音波デバイスを用いて提供されるような、ドップラーを用いて達成され得る。血流速度を決定する際に、周波数シフトもしくは位相シフトのいずれかまたはその両方が、検出され得、定量化され得る。

【0021】

20

心臓血行動態の臨床上的の評価は、常に難しく、しかも患者の適切な管理にとって不可欠であった。この開示の前に、血行動態評価のための利用可能な方法は、厄介であるか、侵襲性であるか、または信頼性がなかった。例えば、右側圧力評価のための一般的に用いられる身体検査測定指標は、頸静脈拍動(JVP)である。従来、JVP評価は中心静脈圧(CVP)を確かに予測し、CVPが、次に循環量および右心室機能のマーカである右心房圧(RA)と比較的同等であると考えられてきた。しかしながら、JVP評価は、被験者の体型、首位置、および手術者の解釈および技能レベルなど多数の要因、すなわちこの測定規準の信頼性に影響を及ぼすすべての要因によって制限される。さらに、JVPの評価のみに頼る臨床上的の意思決定および管理は、不適切であり得、危険であり得る。

【0022】

30

現在、心臓内圧の測定に関する黄金律の最も直接の方法は、右心臓カテーテル法(RHC)である。しかしながら、この処置は、心臓における直接の圧力測定の理由で、侵襲性である。ほとんどの侵襲性処置の場合のように、RHCは、特に病人の患者集団に関して付随するリスクおよび欠点を有する。またRHCは、臨床上的のシナリオに従って、概して安全であるが、しばしば厄介であり、時間がかかり、費用がかかる。連続的RHCを行うことも非現実的であり、従って、その技術は、日々患者の管理に必要な即時最新の臨床情報を提供しない。慢性心不全(CHF)の患者の右心臓機能および容量状態を評価する際に、右側心臓内圧の評価は重要である。右側心臓内圧の評価はまた、慢性透析患者および集中治療室における危篤状態の患者の容積管理など広範囲の臨床環境においても重要である。最後に、RHCの侵襲性処置の性質を考慮に入れると、RHCは、外来患者または臨床環境などの様々な環境に役立つ適切なポータブルツールではない。従って、本明細書に説明されるものなど、心臓内血行動態評価の信頼性がありかつポータブルな非侵襲性方法が多くの上記の実用性を有する。

40

【0023】

従って、様々な実施形態において本明細書に開示されるものは、内頸静脈(IJ)の超音波(U/S)評価の方法であり、この方法は、RHCによる直接測定の心臓内圧と相関する予測アルゴリズムを用いる。非侵襲性心臓血行動態評価(NICHETM)と称されるアルゴリズムは、心臓内血行動態と確かに相関する右側心臓内圧を予測し、代替の非侵襲性の方法およびバイオマーカより優れている。様々な実施形態において説明されるように、NICHETM アルゴリズムの精度および妥当性は、RHCを同時に受けている被検

50

者に対してU / Sを行うことによって証明された。

【0024】

特定の非限定の実施形態において、RHCの心臓カテーテル法実験室に現れた42人の連続した被験者にNICHETM法が提供された。頸動脈内膜切除術および甲状腺外科手術を含む事前に首の外科手術を受けた被験者、および内在の首カテーテルまたは既知のIJ血栓を有するものは除外された。The University of Chicago Medical CenterのInstitutional Review Boardによって承認されたプロトコルに従って、インフォームドコンセントが得られた。被験者の年齢、性、身長、体重、および薬物治療が記録された。次いですべての測定および臨床上的の評価が、心臓カテーテル法実験室においてなされた。

10

【0025】

この実施形態において、標準化を確実にするために、JVPの臨床上的の評価および推定が、45°の楔形枕に横たわった被検者に対してなされた。被験者は、右IJを露出するように頭を左に向けるように指示された。頸静脈柱の拍動の高さは、Louisの角度からセンチメートル単位で測定され、この測定値に標準の5cmが追加され、cmH₂O単位のJVPとして記録された。1.36の補正係数（水に対する水銀の密度の変換係数）が、（cmH₂O単位の）JVP推定と比較するために、（mmHg単位の）心臓内圧を変換するために用いられた。従って、5mmHgのRA圧は、7cmH₂Oと同等であると考えられる。被験者は、次いで枕なしの完全にあお向けの位置に置かれた。

20

【0026】

右IJの超音波評価は、脈管プローブ（Site Rite 6 3~10MHz用の固体相L-V A直線脈管プローブ）を有するポータブルU / Sデバイス（Site ~ Rite（登録商標）V Ultrasound System、BARD Access Systems, Salt Lake City, UT）を用いて行われた。プローブは、被験者の頭が左に向けられた状態で胸鎖乳突三角の基底に配置され、断面の右IJの画像においてデジタルで捕獲された。被験者のサブグループにおいて、IJの静止および呼吸のU / S画像がデジタルで捕獲され、オフライン分析のために記録された。IJの深さ（cm）および直径（cm）もまた、U / S画像から記録された。被験者は、次いで深く息を吸って、短く呼吸停止するように求められた吸気中IJの繰返しのU / S画像もまた、呼吸相の（respirophasic）平面面積測定変化のオフライン分析のために捕獲された。U / SによるIJのリアルタイムの管腔（luminal）特性が、次いで分類され、以下のように3つのグループに記録された。すなわち、GROUP 1では、近位脈管の断面および遠位脈管壁の断面が同様の状態でIJが拡張し、虚脱した場合、これは、虚脱を伴う呼吸の変動（VC）と判断され、記録された。GROUP 2では、IJ管腔が呼吸と共に変化するが、2つの壁の虚脱または同様ではなく、管腔の破壊もない場合、呼吸に伴う変動を有している（VR）と判断された。最後に、GROUP 3では、呼吸に伴うIJの管腔直径に実質的に目に見える変化がない場合、呼吸に伴う変動がないと判断され、記録された（NV）。

30

【0027】

この実施形態において、右側心臓内圧を予測するために、IJのリアルタイムの目に見える特性を用いてアプリアリアルゴリズムが生成された。アルゴリズムは、上で説明されるように、IJのU / S特性を3つのグループに分類し、次いでグループの分類に基づいてRA圧範囲を予測する。このアルゴリズムは、下記の表1に表示される。NICHETM GROUP 1（またはVC）は、0~5mmHgのRA圧に関連すると予測された。NICHETM GROUP 2（またはVR）は、5mmHg < RA圧 15mmHgに相関すると予測された。NICHETM GROUP 3（またはNV）は、15mmHgより大きいRA圧に相関すると予測された。すべての被験者は、このアルゴリズムに基づく、IJのU / S評価に続いて、3つのグループのうちの1つに分類された。

40

【0028】

U / S画像化および記録の直後に、被験者はあお向けの位置のままで、RHCが実行さ

50

れた。中心静脈へのアクセスは、修正された Seldinger 技術を用いて、右 IJ を介して、7 French 10 cm IJ イントロデューサース (Cordis Corporation, Miami Lakes, FL) を用いて得られた。血液試料は、臨床的に処置を必要とされている場合、実験室試験のために得られた。血液の試料は、N 末端 pro-B 型ナトリウム排泄増加性ペプチド (NT-ProBNP) の分析のために 26 人の被験者の部分集合から得られた。7 Fr Swan Ganz カテーテル (Edwards Lifesciences LLC, Irvine, CA) が、必要に応じ血行動態および補足的 (complementary) 蛍光透視鏡の案内を用いることによって、静脈鞘を通して導入され、肺毛細管楔入位置に前進させられた。いわば、心拍数、鼓動、呼吸測定 (respirometry)、および心臓の中心温度と同様の非侵襲性上腕動脈血圧が測定された。以下の心臓内圧が記録された。すなわち、平均右心房圧 (RA)、右心室収縮期圧 (RVSP) および拡張終期圧 (RVEDP)、肺動脈収縮期圧および拡張期圧 (PAP)、平均肺動脈圧 (MPA)、および肺毛細管楔入圧 (PCWP) である。心拍出量 (CO) は、GE Marquette Purka コンピュータシステムを用いる熱希釈によって、三重に決定され、肺動脈酸素飽和度も得られた。右心室圧の測定時点で、少量の血液試料が、N 末端 pro-B 型ナトリウム排泄増加性ペプチド (NT-ProBNP) の分析のために 14 人の被験者の部分集合から再びとられた。血圧は、収縮期圧 (SBP) および拡張期圧 (DBP) ならびに平均動脈圧 (MAP) として記録された。

10

【0029】

20

心臓機能を評価し、三尖逆流を含む弁異常の存在および範囲を決定するために、被験者の最近の経胸腔的心エコー図 (Phillips, Andover, MA) が調査された。

【0030】

短軸横断面での IJ の静的デジタル画像は、被験者の正常な呼吸サイクル中に捕獲され、周囲および面積のために較正 (calibrate) された。吸気および呼気中の IJ 脈管の断面の管腔表面積は、SigmaScan Pro 5.0 ソフトウェア (Systat Software, Inc. San Jose, CA) を用いて測定された。IJ 脈管の管腔表面積の変化は、以下の式によって計算され、虚脱指数を与えた。

30

【0031】

【数 2】

$$\frac{\text{表面積}_{\text{吸気}} - \text{表面積}_{\text{呼気}}}{\text{表面積}_{\text{吸気}}} \times 100$$

IJ のサイズにおける変化を補償するために、表面積は各々、各被験者の脈管周囲に対して正規化された。管腔表面積の平均変化は、別個の断面から決定され、各 NICHETTM カテゴリーに対する群平均を計算するために用いられる。

【0032】

静脈鞘から引かれる血液は、標準の臨床介護の一部として実験室の試験のために送られる。試験は、MDRD (腎臓病における食事の修正) による、ヘモグロビン、クレアチニンおよび糸球体のろ過速度計算を含む。26 人の被験者の無作為部分集合からの IJ から引かれた血液は、N 末端 pro-B 型ナトリウム排泄増加性ペプチド (NT-ProBNP) 濃度に関して試験された。右心室からの血液試料もまた、回収され、NT-ProBNP 濃度に関して測定され、IJ からの NT-ProBNP 濃度と比較された。血漿 NT-ProBNP 濃度は、Roche Elecsys プラットフォーム (スイスの Basel) 上の 2 つの部位の電気化学発光アッセイを用いて決定された。

40

【0033】

統計的分析は、SigmaPlot (Systat Software, Inc. San Jose, CA) および STATA 10 (StataCorp, College Station, TX) を用いて行われた。血行動態圧測定は、平均値 ± SEM として表

50

される。NICHETM アルゴリズムと、測定された JVP と、心臓内血行動態との相互関係は、ANOVA および Spearman の順位相関によって比較された。p 値 0.05 が統計的に有意であると考えられる。

【0034】

表 1 は、NICHETM アルゴリズムを表す。21 人の被験者は U/S 評価における虚脱を伴う呼吸変動のある GROUP 1 であり (VC)、17 人の被験者は虚脱のない呼吸変動を有し (VR)、4 人の被験者は IJ における呼吸変動を示さなかった (NV)。類似の BMI を有するこれらの 3 つのグループ間において臨床上的特性に実質的な相違はなかった (p = 0.79)。

【0035】

10

【表 1】

表 1: NICHETM アルゴリズム：心臓内圧の予測

GROUP	吸気時の右 IJ 超音波評価	予測される RA 圧 (mmHg)	被験者数
1	虚脱を伴う呼吸変動 (VC)	0-5	21
2	虚脱を伴わない呼吸変動 (VR)	>5-15	17
3	呼吸変動なし (NV)	>15	4

20

表 2 は、42 人の被験者すべての基準線特性を要約する。被験者の平均年齢は 53 歳である。38 人の被験者 (90%) は男であり、平均体格指標 (BMI) は、27.5 であり、これは太りすぎであると考えられる。42 人の被験者のうちの 2 人を除いてすべてが、心臓移植レシピエントである。利用された移植外科手術技術は、慣例の同時発生 De Vega 三尖輪状形成術による全吻合または上下大静脈吻合 (bicaval anastomose) のいずれかである。3 つの NICHETM グループ間において腎臓機能を含む臨床の特性に統計上の差はなかった。3 つの JVP のグループ間においても統計上の差はなかった。

【0036】

30

【表 2】

表 2: 臨床特性

	すべての 被験者 (n=42)	NICHE™ GROUP 1 (21)	NICHE™ GROUP 2 (17)	NICHE™ GROUP 3 (4)	JVP < 7 (13)	JVP 7-20 (24)	JVP > 20 (5)
年齢	53.1 ± 12.9	53.57 ± 13.0	55.70 ± 10.89	39.25 ± 14.93	58 ± 7.55	51.96 ± 14.27	45.6 ± 14.57
体重 (kg)	83.85 ± 21.24	85.62 ± 16.6	83.62 ± 14.78	95.22 ± 24.99	77.03 ± 12.40	92.07 ± 53.64	77.91 ± 11.74
身長 (m)	1.72 ± 0.28	1.76 ± 0.08	1.77 ± 0.11	1.734 ± 0.14	1.71 ± 0.08	1.80 ± 0.90	1.73 ± 0.12
BMI	27.5 ± 4.5	27.4 ± 4.4	26.6 ± 4.2	31.2 ± 5.7	26.1 ± 5.5	28.4 ± 5.1	25.7 ± 1.8
Cr (mg/dL)	1.6 ± 1.0	1.4 ± 0.6	1.9 ± 1.5	1.5 ± 0.3	1.4 ± 0.6	1.7 ± 1.2	1.6 ± 0.6
GFR (ml/min)	55.57 ± 22.46	61.0 ± 20.70	70.70 ± 25.72	47.75 ± 9.42	60.31 ± 22.30	54.29 ± 23.13	49.4 ± 21.73

略語：BMI、2乗したメートル単位の身長で割ったキログラム単位の体重として計算される体格指標。Cr、ミリグラム単位の1デシリットル当たりのクレアチニン。GFR、ミリメートル単位での1分当たりの糸球体ろ過速度。

JVP推定の精度を決定するために、JVPは、すべての被験者においてカテーテルベースの血行動態圧と比較された。JVP推定の標準方法と心臓内血行動態との間の相互関係は、表3および図1に見られ得る。JVP推定をRA圧の3つのNICHE™カテゴリーグループ(RA 5 mmHg、5 mmHg < RA 15 mmHg、15 mmHg < RA)と比較するために、上記に説明されるように単位を標準化するために、変換係数1.36が用いられた。調整されたNICHE™RA圧グループは以下のとおりである：RA < 7 cmH₂O、7 cmH₂O < RA < 20 cmH₂Oおよび20 cmH₂O < RA。JVPは、27人の被験者において7 cmH₂O未満であることが推定された。12人の被験者において、JVPは、7 cmH₂O < RA < 20 cmH₂Oであることが推定され、3人の被験者において、JVPは、20 cmH₂Oより大きいことが推定された。これらのグループ間の中間のBMIにおいて差はなかった(p = 0.42)。表3および図1に示されるように、JVPは、侵襲性心臓内血行動態にあまり相互に関係していない。推定されたJVPと実際に測定されたRA圧との間の平均差は、5.3 ± 4.9 cmH₂Oであった。RAが< 7 cmH₂Oであるということを27のJVP推定のうちわずか14(52%)が正確に予測し、一方、RAが7 cmH₂O < RA < 20 cmH₂Oであるということを12のJVP推定のうちわずか7(58%)が正確に予測し、最後に、JVP推定のうちわずか1/3がRA > 20 cmH₂Oを正確に識別した。同様に、JVP推定は、RVEDPとうまく関連しなかった(図1)

【0037】

【表 3】

表 3: JVP 対心臓内圧

	RA (mmHg)			RVEDP (mmHg)		
	≤ 5	>5-15	>15	≤ 5	5-15	>15
JVP <7	14	12	1	16	10	1
JVP 7-20	3	7	2	6	4	2
JVP >20	1	1	1	1	1	1

補正係数 1.36 は、JVP 推定と比較するために、心臓内圧を水のセンチメートルに変換するために用いられた。

10

NICHETM アルゴリズムが右側血行動態を正確に予測することを証明するために、NICHETM グループは、カテーテルベースの血行動態と比較された。JVP 推定とは異なり、特に RA および RVEDP に関して NICHETM アルゴリズムと血行動態との間に強い相関があった（表 4 および図 2）。実際には、NICHETM GROUP 1 に配置されたどの被験者も（虚脱による呼吸変動）、RA 圧 5 mmHg を有した。NICHETM GROUP 1（RA < 5 mmHg）に対する NICHETM アルゴリズムの予測力は、図 3 A に示されるように、90% 感受的であり、91% 特異的である（PPV 83%、NPV 89%）。関連する強さは、RVEDP に対してはるかに大きい。NICHETM GROUP 1 に配置される 21 人の被験者のうち 20 人が RVEDP 5 mmHg を有した。17 人の被験者のうち 15 人において、RVEDP が 5 mmHg < RVEDP 15 mmHg であるということを NICHETM GROUP 2 が正確に予測し、NICHETM GROUP 3 に配置された 4 人の被験者すべてが、RVEDP > 15 mmHg を有した。RVEDP と NICHETM アルゴリズムとの間の相関は、図 3 B に示されるように、NICHETM GROUP 1 に関して 86% の感受性および 100% の特異性を示した（PPV 100% および NPV 88%）。RV 収縮期圧および肺動脈収縮圧は、3 つのグループ間で統計上差はなかった。但し、RV 収縮期圧および肺動脈収縮圧は、より高い拡張期充満圧を有する被験者においてより高かった（表 4）。驚くことに、NICHETM グループはまた、PADP および PCWP の両方によって測定される左心室充満圧に関連することを示した（図 4）。

20

30

【0038】

右心室（RV）機能は、心不全の前兆として重要であり、RV 機能不全は、運動能力および生存性の減少を予測するように示されている。RV 機能を評価する非侵襲性方法は、心エコー検査磁気共鳴画像法と、高周波熱希釈と、コントラスト心室機能造影と、放射性ヌクレオチド（radionuclide）心室機能造影とを含む。しかしながら、これらの技術のどれも、右心室機能のための信頼性ある有効な方法であるとは証明されていない。標準の経胸的心エコー検査が、RV 機能を評価するための現在最も一般的な造影モダリティである。

40

【0039】

本明細書において説明されるように、NICHETM アルゴリズムと RVEDP との間に強い相関がある。心室拡張中、IJ 容積は右心室の圧力および容積を表すはずである。動物モデルにおいて、RA 圧は、容積負荷および昇圧負荷の後、下大静脈および上大静脈（SVC）の両方よりも早く基準線に戻る。同様に、極微重力における RA 圧の研究は、無重量中、低い CVP（または SVC）圧にもかかわらず、心房圧の増加を示した。理論に縛られることなく、NICHETM アルゴリズムの RVEDP との相関が RA との相関よりもはるかに強固であるという事実は、櫛状筋のネットワークを有する RA の解剖学的性質を示し得る。櫛状筋は、容易に膨張可能であり、その形に順応性があり、右心室およ

50

び左心臓への一様で一定の静脈還流を提供する。

【0040】

血行動態データは、RVがStarling曲線に沿って機能を果たし、右心室の前負荷が不十分であるとき、RVが適切に満たされているときより、心拍出量が少ないことを示す。敗血症の治療に向けた早期目標のための良く説明されたアルゴリズムは、積極的な容積取替えの臨床上の基準としてCVP < 8 mmHgを介入の分岐点の1つとして用いた。特定の実施形態において、NICHETMアルゴリズムは、この分岐点を非侵襲的に決定するために用いられ得る。

【0041】

【表4】

表 4: NICHETM アルゴリズムによる心臓内圧

	GROUP 1 (21)	GROUP 2 (17)	GROUP 3 (4)	差に対する p 値
RA, mmHg	1.95 ± 1.71	5.88 ± 2.83	18 ± 4	0.04
RVSP, mmHg	27.10 ± 6.22	34.18 ± 8.16	54.75 ± 4.5	0.35
RVEDP, mmHg	2.95 ± 1.50	7.70 ± 2.31	22.25 ± 3.86	0.03
PASP, mmHg	24.48 ± 7.68	33.17 ± 9.34	53.5 ± 5.91	0.54
PADP, mmHg	9.29 ± 4.38	14.29 ± 6.83	25.25 ± 1.89	0.03
PA平均, mmHg	16.14 ± 5.59	22.53 ± 7.53	38 ± 2.16	0.08
PCWP, mmHg	7.48 ± 3.21	13.53 ± 7.72	25 ± 3.56	0.018
MAP, mmHg	104.35 ± 13.27	93.23 ± 26.40	96.25 ± 14.34	0.02
CO, L/min	5.87 ± 0.94	6.27 ± 1.39	5.22 ± 2.78	0.04
CI, L/min/m ²	2.92 ± 0.46	3.138 ± 0.75	2.54 ± 1.13	0.03
SVR, ダイン/sec/cm ⁻⁵	1434 ± 334	1206 ± 225	1584 ± 1146	0.14
PVR, WU	1.5 ± 0.8	1.5 ± 0.6	2.9 ± 1.5	0.71

略語 : RVSP, 水銀のミリメートル単位の右心室拡張期圧 ;
RVEDP, 水銀のミリメートル単位の右心室拡張終期圧 ;
PASP, 水銀のミリメートル単位の肺動脈収縮期圧 ;
PADP, 水銀のミリメートル単位の肺動脈拡張期圧 ;
PA, 水銀のミリメートル単位の肺動脈圧 ;
PCWP, 水銀のミリメートル単位の肺毛細管楔入圧 ;
MAP, 水銀のミリメートル単位の平均動脈圧 ;
CO, 1分当たりのリットル単位の心拍出量 ; CI, 2乗した1メートル当たりの1分
当たりのリットル単位の心臓指標 ; SVR, ー5乗センチメートル当たりの
1秒当たりの全身血管抵抗 ; PVR, Woods単位の肺血管抵抗

U/SによるNICHETMグループへのIJ脈管の分類化は、上での説明のように何人かのオペレータによって視覚的により行われた。NICHETMアルゴリズムグループの割当ての正確な数量化が可能でありかつ同等であるかどうかを決定するために、デジタルプランिमेटリがIJ脈管に対して行われた。デジタル画像が、26人の被験者において捕獲され、次いでオフライン分析のために記録された。23人の被験者において、吸気および呼気両方の画像の適切なセットがあった。吸気および呼気の代表的なU/S画像は、図5に示される。IJの23個の呼気画像において、平均表面積は、1.13 ± 0.63 cm²であった。23個の吸気画像の平均表面積は、0.42 ± 0.52 cm²であった

。画像のすべてのセットの表面積の総平均パーセント変化は、 $63.3 \pm 29.83\%$ であった。 $NICHE^{TM}$ GROUP 1に対する表面積の平均パーセント変化は $64.48 \pm 32.07\%$ であり、一方、 $NICHE^{TM}$ GROUP 2に対する表面積の平均パーセント変化は $65.29 \pm 27.58\%$ であった。 $NICHE^{TM}$ GROUP 3における1人のみの被験者は適切な画像を有し、平均パーセント変化は 30.32% であった。

【0042】

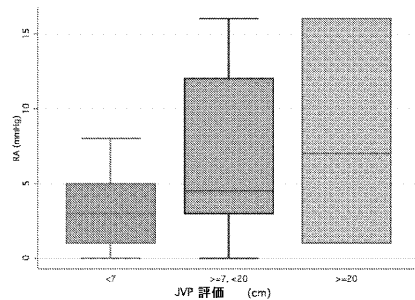
血行動態の血清バイオマーカであるNT-proBNPが心臓内圧に正確に相関しているかどうかを決定するために、NT-proBNP測定値が、引かれ、そして分析された。IJから測定されたNT-proBNPとRVから測定されたNT-proBNPとの間に有意な差はなかった。NT-proBNPレベルをカテーテル測定のRA圧および $NICHE^{TM}$ アルゴリズムと比較すると、それぞれ $r = 0.29$ および $r = 0.14$ であり明らかな相関はなかった(図6)。これらの結果は、NT-proBNPレベルが、特に特定の母集団において血行動態を評価する際にあてにならないことを確認する。

【0043】

特定の実施形態が本明細書において例示され、説明されたが、同じ目的を達成するために計算される種々様々な代替および/または均等の実施形態または実装が、本範囲から逸脱することなく、示されかつ説明される実施形態の代わりに用いられることは当業者によって理解される。当業者は、実施形態が非常に種々様々な方法で実装され得ることを容易に理解する。本出願は、本明細書において考察される実施形態のどんな改造または変形もカバーするように意図される。従って、実施形態は、特許請求の範囲およびその均等物によってのみ限定されることが明白に意図される。

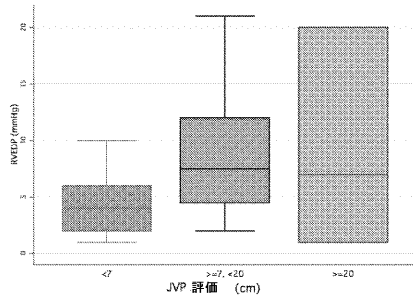
【図1A】

Figure 1A



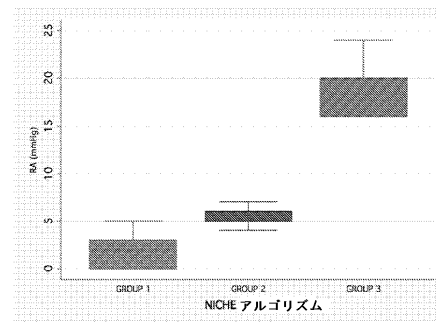
【図1B】

Figure 1B



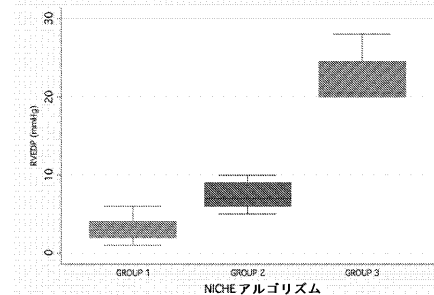
【図2A】

Figure 2A



【図2B】

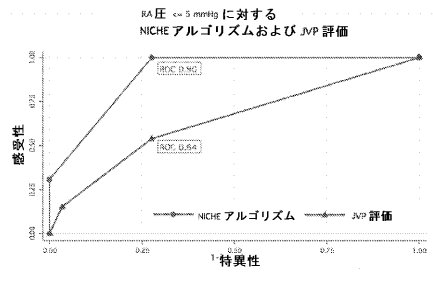
B.



	RA (mmHg)			RVEDP (mmHg)		
	≤ 5	5-15	>15	≤ 5	5-15	>15
GROUP 1	21	-	-	20	1*	
GROUP 2	8	9	-	2	15*	
GROUP 3	-	-	4			4

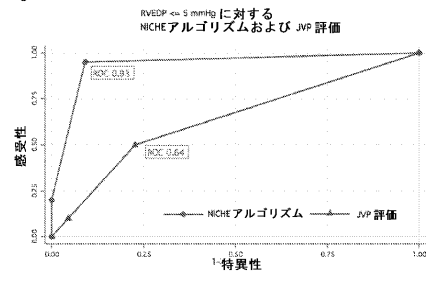
【図 3 A】

Figure 3A



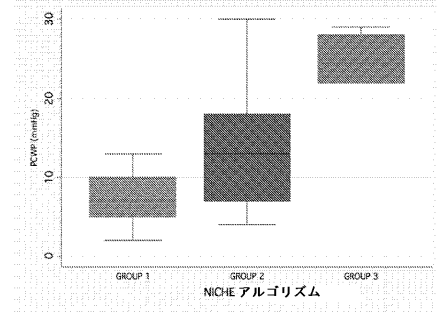
【図 3 B】

Figure 3B



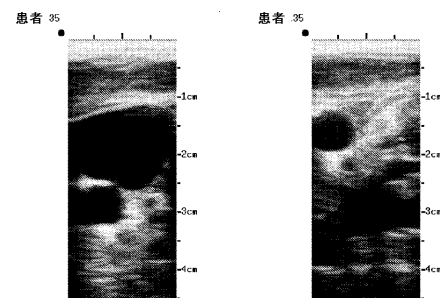
【図 4】

Figure 4



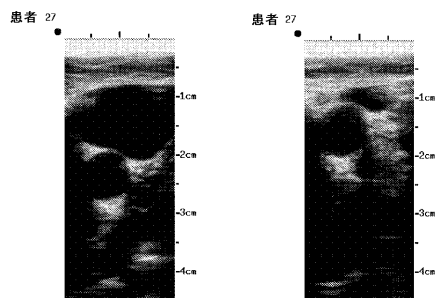
【図 5 A】

Figure 5A



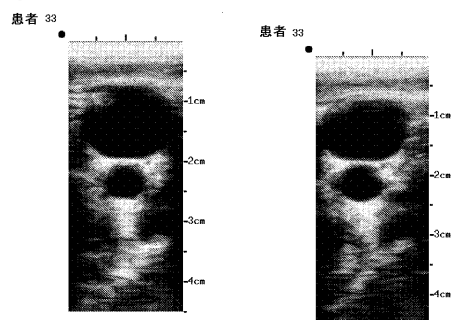
【図 5 B】

Figure 5B



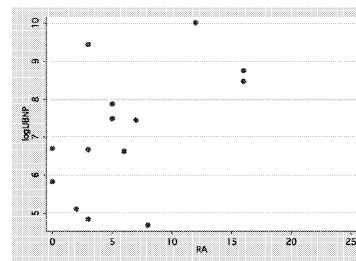
【図 5 C】

Figure 5C



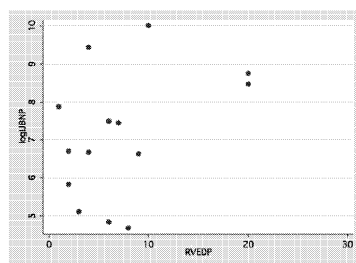
【図 6 A】

Figure 6A



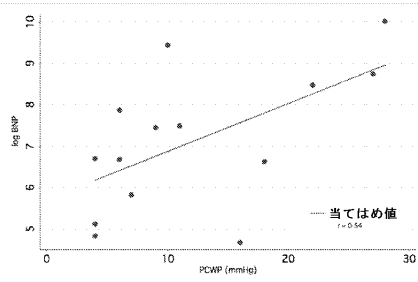
【図 6 B】

Figure 6B



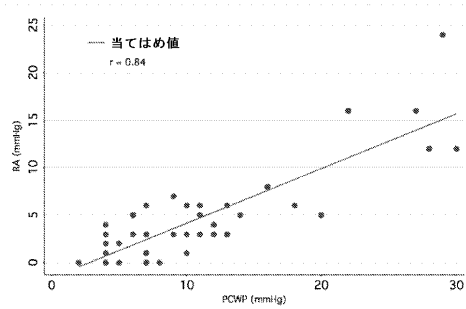
【図 6 C】

Figure 6C



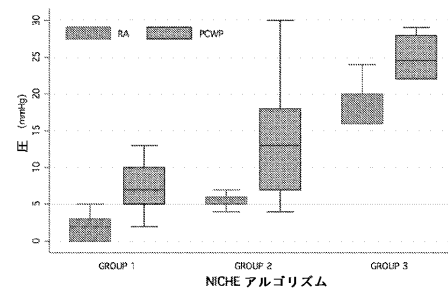
【図 7 A】

Figure 7A



【図 7 B】

Figure 7B



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2009/036551
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
<i>A61B 8/04(2006.01)i</i>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC8 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean Utility models and applications for Utility models since 1975 Japanese Utility models and applications for Utility models since 1975		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) cKOMPASS(KIPO internal) and keywords "hemodynamics, intra, cardiac, pressure, assessment, subject, ultrasound, image, data, jugular, vein, and similar terms"		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2007-0239041 A1 (Chatterjee et al.) 11 October 2007 See abstract, Figures 1-5 and claims 1-19	1-19
A	US 5,617,873 A (Yost et al.) 8 April 1997 See abstract, Figures 1-2 and claims 1-9	1-19
A	US 2004-0116812 A1 (Selzer et al.) 17 June 2004 See abstract, Figures 1-12 and claims 1-24	1-19
A	US 6,503,205 B2 (Manor et al.) 7 January 2003 See abstract, Figures 1-16 and claims 1-28	1-19
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 19 OCTOBER 2009 (19.10.2009)		Date of mailing of the international search report 19 OCTOBER 2009 (19.10.2009)
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office Government Complex-Daejeon, 139 Seonsa-ro, Seo-gu, Daejeon 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140		Authorized officer KIM, Jun Hak Telephone No. 82-42-481-5785 

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2009/036551

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2007-239041 A1	11.10.2007	None	
US 05617873 A	08.04.1997	None	
US 2004-116812 A1	17.06.2004	US 07074187 B2	11.07.2006
US 06503205 B2	07.01.2003	AU 1176300 A	05.06.2000
		AU 2000-11763 A1	18.11.1999
		EP 1131002 A1	12.09.2001
		IL 127112 D0	22.09.1999
		US 2002-0042574 A1	11.04.2002
		WO 2000-028899 A1	25.05.2000

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM), EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,SE,SI,S K,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW, BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,K E,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL ,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 キム, アントニー ワイ.

アメリカ合衆国 オレゴン 97239, ポートランド, エスダブリュー キャピトル ハイ
ウェイ 6312, ナンバー 125

Fターム(参考) 4C017 AA01 AB06 AC40 BB01 BC01 BC11 BC23 CC01 FF05

4C601 BB02 DD06 DD14 DD27 EE10 EE11 FF08 JB45 KK28 LL38

专利名称(译)	使用超声波评估交互式相互作用的方法和装置		
公开(公告)号	JP2011513008A	公开(公告)日	2011-04-28
申请号	JP2010549938	申请日	2009-03-09
申请(专利权)人(译)	俄勒冈健康与科学大学		
[标]发明人	キムアントニーワイ		
发明人	キム, アントニー ワイ.		
IPC分类号	A61B8/04 A61B5/022		
CPC分类号	A61B8/04 A61B5/02007 A61B5/412 A61B8/06 A61B8/485		
FI分类号	A61B8/04 A61B5/02.332.Z		
F-TERM分类号	4C017/AA01 4C017/AB06 4C017/AC40 4C017/BB01 4C017/BC01 4C017/BC11 4C017/BC23 4C017/CC01 4C017/FF05 4C601/BB02 4C601/DD06 4C601/DD14 4C601/DD27 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JB45 4C601/KK28 4C601/LL38		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	61/034909 2008-03-07 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

实施例涉及血液动力学领域，并且更具体地涉及心内压评估的非侵入性方法。一些实施例中是获得右颈内（IJ）静脉在受试者中，处理所述超声图像数据，以及确定所述血管特征数据为IJ静脉的超声波图像数据，血管并从特征数据中确定正确的心内压力。一个实施例还包括收集对应于IJ静脉的呼吸数据并根据血管特征数据和呼吸数据确定心脏内压力。还公开了用于执行该方法的系统和设备。

Figure 7A

