

(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2005-536265

(P2005-536265A)

(43) 公表日 平成17年12月2日(2005.12.2)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/12

F I

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2004-529932 (P2004-529932)
 (86) (22) 出願日 平成15年8月25日 (2003. 8. 25)
 (85) 翻訳文提出日 平成17年2月28日 (2005. 2. 28)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2003/026492
 (87) 国際公開番号 W02004/017821
 (87) 国際公開日 平成16年3月4日 (2004. 3. 4)
 (31) 優先権主張番号 60/406, 183
 (32) 優先日 平成14年8月26日 (2002. 8. 26)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 60/406, 254
 (32) 優先日 平成14年8月26日 (2002. 8. 26)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 60/406, 184
 (32) 優先日 平成14年8月26日 (2002. 8. 26)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

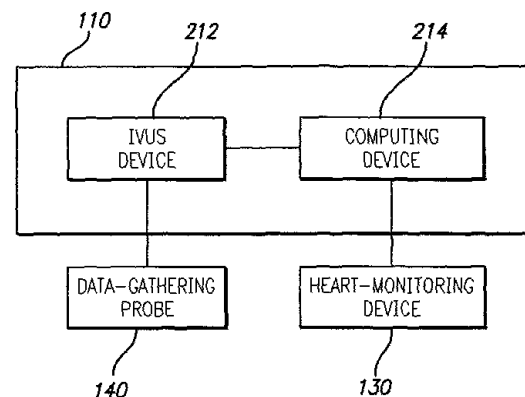
(71) 出願人 500064708
 ザ クリーブランド クリニック ファウ
 ンデーション
 アメリカ合衆国 オハイオ 44195,
 クリーブランド, ユークリッド アベ
 ニュー 9500
 (74) 代理人 100058479
 弁理士 鈴江 武彦
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管データを捕捉するシステムおよび方法

(57) 【要約】

血管データの捕捉を心臓鼓動データの識別可能な部分と実質的に同期するシステムおよび方法を提供する。特にデータ集収装置は心臓鼓動データと血管データを心臓監視装置とデータ集収プローブからそれぞれ捕捉するように構成されている。好ましい実施形態では血管データは心臓鼓動データの周期的部分の期間に捕捉される。心臓鼓動データの周期的（または共通に再発生する）部分を識別し、この周期的な部分の期間中に血管データを捕捉することにより血管はそれが停止しているように、即ち膨張および弛緩をしていないように解析できる。本発明の1実施形態では、心臓監視装置130はEKG装置を含み、データ集収装置110は血管内超音波（IVUS）装置212とコンピュータ装置214を含んでおり、データ集収プローブは1以上のトランスデューサを含んでいる。本発明の別の実施形態ではデータ集収システムはさらにほぼ一定の速度で血管中でデータ集収プローブを動かすように構成されている引込み装置120を含んでいる。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

血管データを捕捉するシステムにおいて、
血管データを捕捉するように構成されているデータ集収プローブと、
心臓鼓動データを捕捉するように構成されている心臓監視装置と、
前記データ集収プローブと前記心臓監視装置とに接続されているデータ集収装置とを具備し、そのデータ集収装置は、

前記心臓鼓動データを捕捉し、
前記心臓鼓動データの周期的な部分を識別し、前記周期的部分は心臓鼓動データの多数のセットに実質的に共通であり、

前記心臓鼓動データの前記周期的な部分に実質的に対応するインターバル期間中に前記血管データを捕捉するように構成されているシステム。

10

【請求項 2】

さらに、血管中で前記データ集収プローブを移動させるように構成されている引込み装置を具備している請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

さらに、カテーテルを具備し、前記データ集収プローブは前記カテーテルの末端部に取付けられている請求項 1 記載のシステム。

【請求項 4】

前記データ集収プローブは前記カテーテルの末端部の周囲に間隔を隔てて位置され、少なくとも前記血管データを受信するように構成されている複数のトランスデューサを具備している請求項 3 記載のシステム。

20

【請求項 5】

前記データ集収プローブはさらに、回転して、少なくとも前記血管データを受信するように構成されている少なくとも 1 つのトランスデューサを具備している請求項 3 記載のシステム。

【請求項 6】

前記心臓監視装置は心電図 (E K G) 装置を具備している請求項 1 記載のシステム。

【請求項 7】

前記データ集収装置はプログラム可能なコンピュータ装置を具備している請求項 1 記載のシステム。

30

【請求項 8】

前記データ集収装置は血管内超音波 (I V U S) 装置を具備している請求項 1 記載のシステム。

【請求項 9】

前記データ集収装置はさらに血管内超音波 (I V U S) 装置を具備している請求項 7 記載のシステム。

【請求項 10】

前記データ集収装置はさらに、前記少なくとも 1 つのトランスデューサが予め定められた位置の方向に回転されたとき前記血管データの捕捉を開始するように構成されている請求項 5 記載のシステム。

40

【請求項 11】

血管データを捕捉するシステムにおいて、
データ集収プローブと心臓監視装置に電氣的に接続されるように構成されているコンピュータ装置と、

前記コンピュータ装置で動作するコンピュータコードとを具備し、前記コンピュータコードは、

前記心臓監視装置から心臓鼓動データを捕捉し、

前記心臓鼓動データの前記周期的な部分に実質的に対応するインターバル期間中に前記血管データを捕捉するように構成されており、前記周期的な部分は前記心臓鼓動データ

50

の共通して再発生する部分であるシステム。

【請求項 1 2】

前記コンピュータ装置はさらに、血管内超音波（I V U S）装置を介して前記データ集収プローブへ電氣的に接続されるように構成されている請求項 1 1 記載のシステム。

【請求項 1 3】

前記コンピュータ装置はさらに、血管内装置を介して少なくとも 1 つのトランスデューサを有するカテーテルに電氣的に接続されるように構成されている請求項 1 1 記載のシステム。

【請求項 1 4】

前記コンピュータ装置はさらに、心電図（E K G）装置に電氣的に接続されるように構成されている請求項 1 1 記載のシステム。 10

【請求項 1 5】

前記コンピュータ装置はさらに、血管内超音波（I V U S）装置を介して引込み装置に電氣的に接続されるように構成され、前記引込み装置は血管内で前記少なくとも 1 つのトランスデューサを動かすように構成されている請求項 1 3 記載のシステム。

【請求項 1 6】

前記コンピュータコードはさらに、前記インターバル期間中にプローブトリガーデータを送信するように構成され、前記プローブトリガーデータは前記データ集収プローブから前記血管データを捕捉する要望を示している請求項 1 1 記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記コンピュータコードはさらに、少なくとも 1 つのトランスデューサの回転された方向を識別するように構成され、前記データ集収装置は前記少なくとも 1 つのトランスデューサを具備している請求項 1 1 記載のシステム。 20

【請求項 1 8】

前記コンピュータコードはさらに、前記引込み装置が前記血管内で前記少なくとも 1 つのトランスデューサを動かす速度を識別するように構成されている請求項 1 5 記載のシステム。

【請求項 1 9】

血管データを患者から捕捉する方法において、
データ集収プローブを患者の血管中に挿入し、
前記データ集収プローブをデータ集収装置へ電氣的に接続し、
少なくとも 1 つの心臓監視装置を前記患者に取付け、
前記少なくとも 1 つの心臓監視装置を前記データ集収装置へ電氣的に接続し、
心臓鼓動データを前記少なくとも 1 つの心臓監視装置から捕捉し、
心臓鼓動データの 2 以上のセットに実質的に共通である前記心臓鼓動データの周期的部分を識別し、
前記心臓鼓動データの前記周期的部分に実質的に対応する時間期間中に前記データ集収プローブから血管データを捕捉するステップを含んでいる方法。 30

【請求項 2 0】

さらに、前記データ集収プローブを実質的に一定の速度で前記血管中で動かすステップを含んでいる請求項 1 9 記載の方法。 40

【請求項 2 1】

データ集収プローブを血管中に挿入する前記ステップはさらに、カテーテルを前記血管中に挿入するステップを含んでいる請求項 1 9 記載の方法。

【請求項 2 2】

前記データ集収プローブをデータ集収装置へ電氣的に接続する前記ステップはさらに、前記カテーテルを血管内超音波（I V U S）装置へ電氣的に接続するステップを含んでいる請求項 2 1 記載の方法。

【請求項 2 3】

少なくとも 1 つの心臓監視装置を取付ける前記ステップはさらに、心電図（E K G）装 50

置を前記患者に取付けるステップを含んでいる請求項 22 記載の方法。

【請求項 24】

前記少なくとも 1 つの心臓監視装置を前記データ集収装置に電氣的に接続する前記ステップはさらに、前記 I V U S 装置に電氣的に接続されているコンピュータ装置へ前記 E K G 装置を電氣的に接続するステップを含んでいる請求項 23 記載の方法。

【請求項 25】

血管データを捕捉する前記ステップはさらに、前記インターバル期間中に、血管データを前記データ集収プローブから受信するステップを含んでいる請求項 19 記載の方法。

【請求項 26】

血管データを捕捉する前記ステップはさらに、前記インターバル期間中に、血管データを前記データ集収プローブから連続的に受信し、前記血管データを記憶するステップを含んでいる請求項 19 記載の方法。 10

【請求項 27】

血管データを捕捉する前記ステップはさらに、前記インターバルの開始時にプローブ - トリガーデータを送信し、それに応答して前記データ集収プローブから血管データを受信するステップを含んでいる請求項 19 記載の方法。

【請求項 28】

さらに、前記血管データの捕捉期間中に、前記データ集収プローブの少なくとも一部を回転させるステップを含んでいる請求項 19 記載の方法。

【請求項 29】

血管データを捕捉する前記ステップはさらに、前記インターバル期間の開始時にプローブ - トリガーデータを送信し、それに応答して前記データ集収プローブから血管データを受信するステップを含んでいる請求項 28 記載の方法。 20

【請求項 30】

血管データを捕捉する前記ステップはさらに、前記インターバル期間中および前記データ集収プローブの前記少なくとも一部が予め定められた位置に回転した方向に向いたときに血管データを捕捉するステップを含んでいる請求項 28 記載の方法。

【請求項 31】

血管データを捕捉する方法において、
データ集収プローブを患者の血管中に挿入し、
前記データ集収プローブをデータ集収装置へ電氣的に接続し、
少なくとも 1 つの心臓監視装置を前記患者に取付け、
前記少なくとも 1 つの心臓監視装置を前記データ集収装置へ電氣的に接続し、
心臓鼓動データの多数のセットを前記少なくとも 1 つの心臓監視装置から捕捉し、
心臓鼓動データの前記多数のセットの周期的部分を識別し、
血管データの多数のセットの捕捉を心臓鼓動データの前記多数のセットの周期的部分に実質的に同期させるステップを含んでいる方法。 30

【請求項 32】

データ集収プローブを挿入する前記ステップはさらに、少なくとも 1 つのトランスデューサを有するカテーテルを前記患者の前記血管中に挿入するステップを含んでいる請求項 31 記載の方法。 40

【請求項 33】

前記データ集収プローブをデータ集収装置に接続する前記ステップはさらに、少なくとも 1 つのトランスデューサを有するカテーテルを血管内超音波 (I V U S) 装置へ電氣的に接続するステップを含んでいる請求項 31 記載の方法。

【請求項 34】

前記少なくとも 1 つの心臓監視装置を前記データ集収装置へ電氣的に接続する前記ステップはさらに、少なくとも 1 つの心電図 (E K G) 装置をコンピュータ装置に電氣的に接続するステップを含んでおり、前記コンピュータ装置はさらに血管内超音波 (I V U S) 装置へ電氣的に接続されている請求項 31 記載の方法。 50

【請求項 3 5】

さらに、前記少なくとも 1 つのトランスデューサの回転した方向を識別するステップを含んでいる請求項 3 2 記載の方法。

【請求項 3 6】

血管データの多数のセットの捕捉を心臓鼓動データの前記多数のセットの周期的な部分に実質的に同期させる前記ステップはさらに、前記トランスデューサが特定の位置に回転された方向にあるとき血管データの各セットの捕捉を開始するステップを含んでいる請求項 3 5 記載の方法。

【請求項 3 7】

さらに、前記血管中を通る前記データ集収プローブの動きを追跡するステップを含んでいる請求項 3 1 記載の方法。 10

【請求項 3 8】

前記データ集収プローブの動きを追跡する前記ステップはさらに、前記データ集収装置を、実質的に一定の速度で前記血管中で動かすように構成されている引込み装置に前記データ集収プローブを電氣的に接続するステップを含んでいる請求項 3 7 記載の方法。

【請求項 3 9】

血管内超音波 (I V U S) データをゲートにより捕捉する方法において、
生理学的信号が心臓サイクルと関連する患者の生理学的信号を監視し、
I V U S カテーテルを冠動脈内の関心のある領域に進め、
カテーテルの引戻しを開始し、
カテーテルが心臓サイクルの特定時点に到達するときデータを捕捉するステップを含んでいる方法。 20

【請求項 4 0】

前記 I V U S カテーテルはさらに回転するトランスデューサを具備している請求項 3 9 記載の方法。

【請求項 4 1】

前記 I V U S カテーテルはさらにトランスデューサのアレイを具備している請求項 3 9 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0 0 0 1】

本発明は血管データ、特に血管データの捕捉を心臓鼓動のデータの識別可能な部分に実質的に同期するシステムおよび方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

本出願は 2002 年 8 月 26 日に出願された米国特許出願第 60/406,183 号明細書、2002 年 8 月 26 日に出願された米国特許出願第 60/406,254 号明細書、2002 年 8 月 26 日に出願された米国特許出願第 60/406,148 号明細書、2002 年 8 月 26 日に出願された米国特許出願第 60/406,184 号明細書、2002 年 8 月 26 日に出願された米国特許出願第 60/406,185 号明細書、2002 年 8 月 26 日に出願された米国特許出願第 60/406,234 号明細書の 35 U.S.C. § 119(e) に準ずる利点を請求しており、これら全ての出願は全体的に本出願の参考文献とされている。 40

【0 0 0 3】

血管データ (例えば、血管の形状、その密度、その組成等を識別するために使用されることのできるデータ) は患者の診断および / または治療において有用な情報を提供できる。例えば、血管内超音波 (I V U S) 装置は血管を再生または画像化するために血管データを使用する。特に、トランスデューサはカテーテルの末端部へ取付けられ、電氣的に I V U S 装置に接続される。トランスデューサはその後、特定の血管内に配置され、音響信号の送信に使用される。これらの信号の反射はその後、トランスデューサにより受信され、電気信号に変換され、I V U S 装置に送信される。電気信号はその後、血管 (またはその一部) のイメージを生成するために使用される。 50

【 0 0 0 4 】

しかしながら、血管はそこを通過してポンプで送られる血液に反応して連続的に膨張し、弛緩している。したがって、血管データを連続的に集めることにより、血管はそれが膨張し弛緩するとき画像化されることができる。しかしながら、血管が（例えば停止しているように、即ち膨張および弛緩していないように、血管を画像化するために）特定の位置で監視される必要があるならば、血管の形状が実質的に均一であるとき（即ち血管が特定の位置にあるとき）、血管のデータを捕捉することを必要とする。

【 0 0 0 5 】

（少なくとも I V U S 装置に関して）これを行う伝統的な方法では、血管と心臓鼓動のデータ（例えば E K G データ）の両者を集め、実時間イメージ（即ち膨張および収縮する血管のビデオ）を生成するために血管データを使用し、これらのイメージを V H S テープに記録し、関連するフレームを V H S テープから抽出するためにコンピュータおよび心臓鼓動データを使用する。心臓鼓動データは心臓のリズムが血管の膨張および収縮に関連しているためにコンピュータにより使用される。したがって、心臓のサイクルの識別可能な期間中に記録されたフレームを抽出することにより、血管はそれが停止しているかのように、即ち膨張および弛緩していないかのように監視されることができる。

10

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

この方法の欠点はデータが V H S テープに記録されるときにイメージの解像度が失われることである。さらに、この方法は非常に時間を浪費する。不必要なデータ（即ち識別可能な期間に関連しないデータ）が集められて V H S テープに記録されるだけでなく、関連するフレームを V H S テープから抽出する処理時間が必要とされる。したがって、少なくともこれらの欠点の 1 つを克服する特定位置の血管から血管データを捕捉するシステムおよび方法が必要とされている。

20

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明は血管データの捕捉を心臓鼓動データの識別可能な部分と実質的に同期させるシステムおよび方法を提供する。本発明の好ましい実施形態は、心臓監視装置、データ集収装置、データ集収プローブにしたがって動作する。特に、データ集収装置は心臓鼓動データと血管データを心臓監視装置およびデータ集収プローブからそれぞれ捕捉するように構成されている。本発明の好ましい実施形態では、血管データは心臓鼓動データの周期的部分の期間中に捕捉される。前述したように、心臓の筋肉の収縮および弛緩（またはその結果として流れる血液）が血管を膨張および弛緩させる。したがって、心臓の反復的なサイクルの対応部分を識別することによって血管の特定の位置（または形状）を識別することが可能である。この情報（即ち心臓鼓動データの識別された部分）は実質的に均一な形状を有する血管からの血管データ（またはその多数のセット）を捕捉するために使用されることができる。換言すると、心臓鼓動データの周期的（または共通して再発生する）部分を識別し、この周期的な部分の期間（または実質的にそれに対応するインターバル期間または時間期間）中に血管データを捕捉することにより、血管はそれが静止しているかのように、即ち膨張および弛緩をしていないかのように解析されることができる。

30

40

【 0 0 0 8 】

本発明の 1 実施形態では、心臓監視装置は E K G 装置を含んでいる。E K G 装置は患者の身体を通る電流を測定するための複数の電極を使用する。電流は患者の心臓の筋肉の電気的活動またはその収縮および弛緩に対応している。この電流（または関連するデータ）は心臓のサイクルの周期的な部分を識別するために使用されることができ、それによって血管データが実質的にそれに対応するインターバル期間中（即ち血管が実質的に均一な位置にあるとき）に捕捉されることを可能にする。

【 0 0 0 9 】

本発明の別の実施形態では、データ集収装置は血管超音波（I V U S）装置およびコン

50

ピュータ装置を含んでいる。この実施形態では、I V U S 装置は血管データを（連続的にまたは心臓鼓動データの周期的な期間に実質的に対応するインターバル期間に）データ集収プローブから受信するように構成されている。血管データ（またはそこから生じるデータ）はその後、心臓鼓動データの周期的な期間に実質的に対応するインターバル期間中にコンピュータ装置により捕捉（例えば受信および／または記憶）される。

【0010】

本発明の別の実施形態では、データ集収装置はI V U S 装置またはコンピュータ装置を含んでいる。この実施形態では、血管データは実質的に心臓鼓動データの周期的な部分に対応するインターバル期間中にデータ集収装置により受信および／または記憶される。

【0011】

本発明の別の実施形態では、データ集収プローブはカテーテルの末端部へ取付けられている少なくとも1つのトランスデューサを含んでおり、ここでカテーテルはさらに電気信号をトランスデューサへ（から）送信（受信）するためのデータ送信回路を含んでいる。この実施形態では、トランスデューサは血管内に位置され、音波の送信および受信によって血管データを集めるために使用される。

【0012】

本発明の別の実施形態では、データ集収システムはさらに引込み装置を含んでいる。特に引込み装置はデータ集収プローブに取付けられ、血管中でプローブを移動させるために使用される。本発明の1実施形態では、引込み装置はさらに実質的に一定の速度で血管中でプローブを動かすように構成されている。

【0013】

血管データの捕捉を心臓鼓動データの識別可能な部分へ実質的に同期させるシステムおよび方法は付加的な利点およびその目的の認識と共に、以下の好ましい実施形態の詳細な説明を考慮して、当業者によりさらに完全に理解されるであろう。最初に添付図面について簡単に説明する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

本発明は血管データの捕捉を心臓鼓動データの識別可能な部分と実質的に同期させるシステムおよび方法を提供する。以下の詳細な説明では、同一の符号の要素は1以上の図面に示されている同一の要素を示すために使用されている。

本発明の好ましい実施形態は、心臓監視装置、データ集収装置、データ集収プローブにしたがって動作する。図1は本発明の1実施形態にしたがったデータ集収システム10を示している。この実施形態では、データ集収装置110は心臓監視装置130に電氣的に接続されており、心臓監視装置130は少なくとも1つの心臓監視プローブ132を介して患者150に取付けられている。心臓監視装置130は心臓鼓動データ（例えば心臓の筋肉の収縮および／または弛緩に関するデータ、その結果として流れる血液の量および／または圧力等に関するデータ）を患者150から集めるために使用される。この心臓鼓動データはその後、データ集収装置110に与えられる（またはデータ集収装置110により捕捉される）。図1に示されているデータ集収装置は超音波装置（例えば血管内超音波（I V U S）コンソール）、サーモグラフィック装置、光学装置（例えば光コヒーレンスな断層撮影（O C T）コンソール）、M R I 装置、コンピュータ装置（例えばパーソナルコンピュータ、汎用目的のコンピュータ装置、用途特定コンピュータ装置等）および／または通常当業者に知られている任意の他のデータ集収装置（その組合わせを含む）を含むがそれらに限定されないことが認識されるべきである。図1に示されている心臓監視装置は心電図（E K G）装置、圧力監視装置、通常当業者に知られており心臓のサイクル（または例えば圧力レベル、電気信号などのそれに関連するデータ）の監視に使用されることのできる任意の他の心臓監視装置を含むがそれらに限定されないことがさらに認識されるべきである。

【0015】

データ集収装置110はさらにデータ集収プローブ140に電氣的に接続されており、このデータ集収プローブ140は患者150の血管（図示せず）中に挿入される。データ集収プローブ

10

20

30

40

50

140は血管データ（例えば血管の形状、その密度、その組成等の識別に使用されることが
できるデータ）を集めるために使用される。このデータ（またはそれに関連するデータ）
はその後、データ集収装置110に与えられる（またはデータ集収装置110により捕捉され
る）。データ集収プローブは通常、当業者に知られている少なくとも1つのトランスデュー
サまたは任意の他の受信装置を含むがそれに限定されないことが認識されるべきである。
したがって、例えばデータ（例えば反射されたデータ等）を捕捉するように構成されてい
る任意の受信装置の使用は、データが熱、光、音響、電気等にかかわりなく、本発明の技
術的範囲内である。図1に示されているコンポーネントの数および/または位置は本発明
を限定することを意図するものではなく、本発明が動作する環境を単に例示するために与
えられていることが認識されるべきである。したがって、例えば多数のデータ集収装置、
多数のデータ集収プローブおよび/または付加的またはより少ないコンポーネントを含んで
いるデータ集収システムは本発明の技術的範囲内である。

10

【0016】

本発明の好ましい実施形態では、血管データは心臓鼓動データの周期的な部分期間に捕
捉される。前述したように、心臓の筋肉の収縮および弛緩（またはその結果として流れる
血液）が血管を膨張および弛緩させる。したがって、心臓の反復的なサイクルの対応部分
を識別することにより血管の特定の位置（または形状）を識別することが可能である。こ
の情報（即ち心臓鼓動データの識別される部分）は実質的に均一な形状を有する血管から
血管データ（またはその多数のセット）を捕捉するために使用されることができ
る。換言すると、心臓鼓動データの周期的（または共通して再発生する）部分を識別し、この周期
的な部分の期間（または実質的にそれに対応するインターバル期間または時間期間）中に
血管データを捕捉することにより、血管はそれが停止しているかのように、即ち膨張およ
び弛緩をしていないかのように解析されることができ
る。用語“捕捉”（または任意のそ
の変形は）それがここで使用されるとき、データの受信および/または記憶を含むように
広義に解釈されるべきであることが認識されるべきである。したがって、例えば、心臓鼓
動データの周期的な部分の期間中に血管データ（またはそれに関連するデータ）を受信お
よび/または記憶するように構成されたデータ集収装置（またはその部分）は本発明の技
術的範囲内に含まれる。

20

【0017】

本発明の1実施形態では、心臓監視装置はEKG装置を含んでいる。EKG装置は患者
の身体を通る電流を測定するために複数の電極を使用する。電流は患者の心臓の筋肉の電
氣的活動またはその収縮および弛緩に対応する。電流を表示または画像化することによ
って、心臓のリズム（またはサイクル）が観察されることができ
る。このようなイメージ（
即ち心臓鼓動データの多数のセット）の1例は図1の（B）に示されている。特に、各心
臓サイクルはP波、T波、点Q、R、Sを含んでいる。これらの識別可能な部分は心臓サ
イクル（または心臓鼓動データ）の周期的（または共通して再発生する）部分を識別す
ることを可能にする。

30

【0018】

例えば、T波の終了とP波の開始との間の部分是对应するインターバルT1を有する心
臓鼓動データの周期的な部分として識別されることができ
る。この部分または特にそのイ
ンターバルT1は均一に成形された血管から血管データを捕捉するために使用されること
ができる。これは（周期的に再発生する）インターバルT1が実質的に識別された周期的
部分に対応するためであり、これは実質的に特定の形状または位置を有する血管に対応す
る。心臓鼓動データのある周期的部分を識別することが有効であるが、本発明は任意の特
定の周期的部分の識別に限定されないことが認識されるべきである。用語“部分”（また
は任意のその変形）は、その用語がここで使用されるとき、心臓鼓動データのセグメント
および点の両者を含むように広く解釈されるべきであることが認識されるべきである。さ
らに、用語“インターバル”と“時間期間”（または任意のその変形）は、これらの用語
がここで使用されるとき、時間および時点の両者の経過を含むように広く解釈されるべき
であることも認識されるべきである。したがって、例えば、（時間の経過とは反対に）対

40

50

応するインターバルまたは対応する時点を有する点“Q”を心臓鼓動データの周期的部分として識別することは本発明の技術的範囲に含まれる。

【0019】

本発明の1実施形態では、データ集収装置はIVUS装置とコンピュータ装置との両者を含んでいる。特に、図2に示されているように、データ集収装置110は電氣的にデータ集収プローブ140に接続されているIVUS装置212と、電氣的に心臓監視装置130に接続されているコンピュータ装置214とを含んでいる。したがってコンピュータ装置214は心臓鼓動データの周期的な部分に対応するインターバル期間中に（IVUS装置212を介して）血管データ（またはそれに関連するデータ）を捕捉するように構成されている。用語“血管データ”はこの用語がここで使用されるとき、広義で解釈され、データ集収プローブにより集められる血管データおよびそれに関連するか或いは（例えばIVUS装置により処理される場合のように）そこから生成される任意の血管データを含むことが認識されるべきである。この実施形態ではさらに、コンピュータ装置214は心臓鼓動データの周期的な部分に対応するインターバル期間中に血管データを捕捉するように構成されていることが認識されるべきである。したがって、IVUS装置はまたこれらのインターバル期間中に血管データを捕捉するように構成されるが、連続的に心臓鼓動データを受信するように構成されたIVUS装置は本発明の技術的範囲に含まれる。

10

【0020】

本発明の1実施形態では、データ集収プローブは少なくとも1つのトランスデューサを含んでいる。特に図3に示されているように、複数のトランスデューサ344a、344bはそこに位置しているデータ送信回路（図示せず）を有するカテーテル342の端部に取付けられている。この実施形態では、トランスデューサ344a、344bは患者150の血管352内に配置され、血管データを集めるために使用される。特に、各トランスデューサは（i）電気信号を音波に変換し、（ii）音波を送信し、（iii）任意のその反射を受信し、（iv）反射を電気信号に変換するように構成されている。この実施形態では、電気信号はデータ送信回路（図示せず）によって伝播（即ち受信および送信）される。

20

【0021】

本発明の別の実施形態では、トランスデューサはさらに回転するように構成されている。特に図4に示されているように、トランスデューサ344はデータ送信回路442を有するカテーテル342の端部に取付けられている。本発明のこの実施形態では、トランスデューサ344はカテーテル342の周囲を回転し、種々の角度位置または回転方向で血管データを受信するように構成されている。本発明の1実施形態では、トランスデューサは特定の回転方向で開始し、（例えばデータ集収装置による）プローブトリガーデータの送信に（直接的または間接的に）応答して回転（および血管データを捕捉）するように構成されている。このような実施形態はデータ集収装置がトランスデューサの回転方向と同期されることを可能にする。

30

【0022】

本発明の別の実施形態では、トランスデューサは連続的に回転し、連続的に血管データを集収するように構成されている。この実施形態では、データ集収装置はトランスデューサの少なくとも1つの回転方向（例えば開始回転方向）を識別するように構成されることができる。これはデータ集収装置が捕捉されている血管データの回転方向を理解する必要があるためである。これを行う1方法は、トランスデューサが既知の回転方向（例えば開始回転方向）にあるときにデータの捕捉を開始することである。したがって、例えば、トランスデューサが単位サイクル当たり256の位置まで回転するように構成され、トランスデューサが連続して回転しデータを捕捉しているならば、データ集収装置はトランスデューサがその“開始位置”の回転方向にされているときを識別し、血管データの次の256のアイテムを集めるように構成されることができる。

40

【0023】

本発明の別の実施形態では、複数のトランスデューサがカテーテルの周囲に配置されている。特に図5に示されているように、複数のトランスデューサ（例えば344a、344b、34

50

4c等)はカテーテル342の末端部の周囲に間隔を隔てられて位置されている。これによって血管データの多数のアイテムはデータ送信回路442を介して(直列または配列で)送信されることができる。これはさらに各トランスデューサが回転する必要をなくす。図5に示されているトランスデューサの数は本発明を限定することを意図するものではなく、単に本発明が動作できる環境を識別するために与えられていることが認識されるべきである。したがって、より多くの、或いはより少ないトランスデューサを有するデータ集収プローブは本発明の技術的範囲内に含まれる。

【0024】

本発明の別の実施形態では、データ集収システムはさらに引込み装置を含んでいる。特に図1の(A)に示されているように、引込み装置120はデータ集収装置110に取付けられ、データ集収プローブ140を血管中で動かすように構成されている。物理的に引込み装置に接続されているデータ集収プローブ140は直接的(図示せず)または間接的に(例えば引込み装置120を介して)データ集収装置110に電氣的に接続されることができることが認識されるべきである。

10

【0025】

本発明の1実施形態では、引込み装置120はさらに実質的に一定の速度で、血管中でデータ集収プローブ140を動かすように構成されている。これにより例えば、データ集収装置110は(2次元または3次元の形態で)血管セクションを画像化することが可能である。特に、心臓鼓動データの周期的な部分に対応するインターバル期間中に血管データを捕捉し、(例えばデータ集収装置へ速度を与えるか、そこから速度を受信することにより)データが捕捉される線形レートを知ることによって、血管は効率的に再生成され、あるいは画像化されることができる。

20

【0026】

血管データは患者の診断および/または治療を含んでいるがそれに限定されない多くの応用で使用されることが認識されるべきである。例えば血管データは2002年8月26日出願の米国特許出願第60/406,184号、第60/406,234号、第60/406,185号、および2002年4月30日出願の米国特許第6,381,350号明細書に記載されているように血管のボーダーまたは境界を識別および/または画像化するために使用されることができ、これらの明細書は全て本出願で参考文献とされている。血管データの別の使用法は、2002年8月26日出願の米国特許出願第60/406,254号、第60/406,148号明細書および2001年3月13日出願の米国特許第6,200,268号明細書により与えられているように、血管プラークを分類および/または画像化することであり、これらの明細書は全て本出願で参考文献とされている。

30

【0027】

以上、血管データの捕捉を心臓鼓動データの識別可能な部分に実質的に同期させるシステムおよび方法の好ましい実施形態を説明したが、システムのある利点の実現されることが当業者に明白であろう。種々の変形、適合、および別の実施形態が本発明の技術的範囲内で行われることができることもまた認識されなければならない。例えばコンピュータ装置は(IVUS装置を介して受信するのとは反対に)データ集収プローブから直接血管データを受信するように構成されることができる。本発明はさらに特許請求の範囲により規定されている。

40

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】血管データの捕捉を心臓鼓動データの識別可能な部分と実質的に同期させるデータ集収システムを示す図および例示的な心臓鼓動データ(例えばEKGデータ)の周期的な部分に実質的に対応するインターバル(T1)を示す図。

【図2】図1に示されているデータ集収装置をさらに示すブロック図。

【図3】複数のトランスデューサを含み、血管内に位置されるデータ集収プローブの概略図。

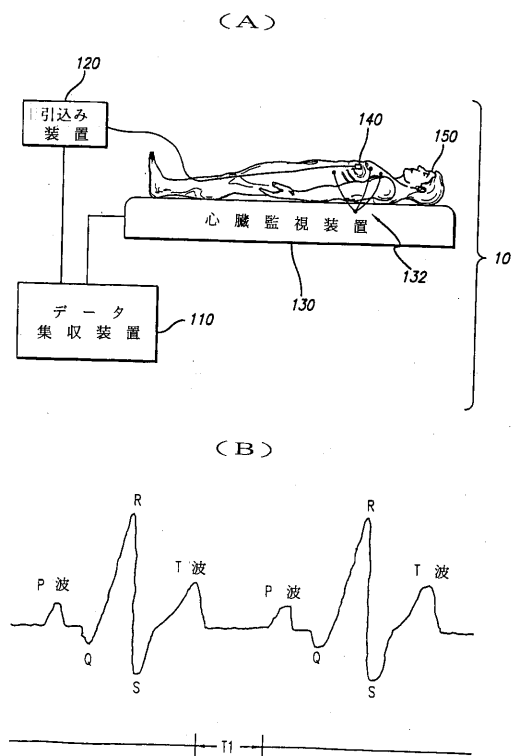
【図4】データ送信回路と、それに取付けられ、回転するように構成されているトランス

50

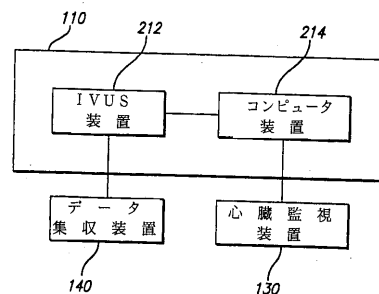
デューサとを有するカテーテルの概略図。

【図 5】データ送信回路と、それに取付けられている複数のトランスデューサとを有するカテーテルの概略図。

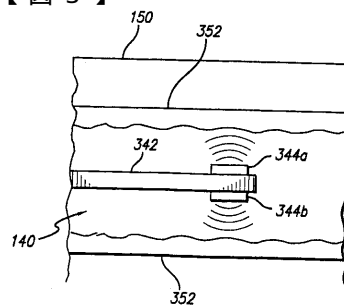
【図 1】



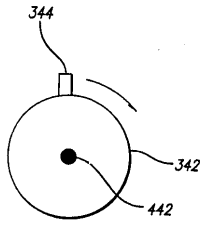
【図 2】



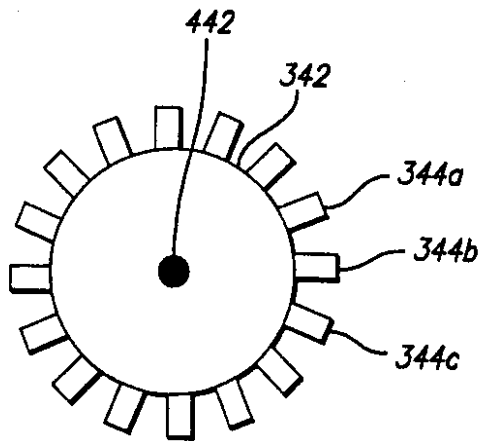
【図 3】



【 図 4 】



【 図 5 】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US03/26492
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
IPC(7) : A61B 08/12 US CL : 600/467 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) U.S. : 600/462 - 467, 513; 128/916; 606/159,169-171		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched NONE		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) Please See Continuation Sheet		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X/Y	US 6152878 A (NACHTOMY et al) 28 November 2000, Abstract, col. 1 lines 17-30, col. 6 lines 22-49, col. 9 lines 1 - 8	1-10/11-41
Y	US 6148095 A (PRAUSE et al) 14 November 2000, see entire document	11 - 41
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 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 another 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 14 March 2004 (14.03.2004)		Date of mailing of the international search report 09 APR 2004
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized officer Marvin Latief Telephone No. 703-308-0858

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/US03/26492

Continuation of B. FIELDS SEARCHED Item 3:

EAST

search terms: IVUS, ultrasound, heart or cardiac, EKG, ECG, Electrocardio\$6, elektrocardio\$6, pullback,

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 60/406,185

(32)優先日 平成14年8月26日(2002.8.26)

(33)優先権主張国 米国(US)

(31)優先権主張番号 60/406,234

(32)優先日 平成14年8月26日(2002.8.26)

(33)優先権主張国 米国(US)

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,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,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA, GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ, EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,M W,MX,MZ,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM ,ZW

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 クバン、バリー・ディー・

アメリカ合衆国、オハイオ州 44012、エイボン・レイク、モーアウッド・アベニュー 427

(72)発明者 クリンゲンスミス、ジョン・ディー・

アメリカ合衆国、オハイオ州 44195、シェイカー・ハイツ、ナンバー107,バン・エイケン・プールバード 16211

(72)発明者 ビンス、ディー・ジョフリー

アメリカ合衆国、オハイオ州 44012、エイボン・レイク、ウィリアムスバーグ・ドライブ 300

(72)発明者 ネアー、アヌジャ

アメリカ合衆国、オハイオ州 44106、クリーブランド・ハイツ、メイフィールド・ロード 2616、アパートメント・ナンバー3

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB14 BB24 DD14 FE04 FF08 GB05

专利名称(译)	用于捕获血管数据的系统和方法		
公开(公告)号	JP2005536265A	公开(公告)日	2005-12-02
申请号	JP2004529932	申请日	2003-08-25
[标]申请(专利权)人(译)	克里夫兰诊所基金会		
申请(专利权)人(译)	克利夫兰诊所基金会		
[标]发明人	クバンバリーディー クリンゲンスミスジョンディー ビンスディージョフリー ネアーアヌジャ		
发明人	クバン、バリー・ディー、 クリンゲンスミス、ジョン・ディー、 ビンス、ディー・ジョフリー ネアー、アヌジャ		
IPC分类号	A61B5/0456 A61B8/08 A61B8/12 G06T5/00		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/0456 A61B8/0833 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/4488 A61B8/483 A61B8/543 G06T7/0012 G06T7/12 G06T2207/10132 G06T2207/30048 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/FE04 4C601/FF08 4C601/GB05		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
优先权	60/406183 2002-08-26 US 60/406254 2002-08-26 US 60/406184 2002-08-26 US 60/406185 2002-08-26 US 60/406234 2002-08-26 US		
其他公开文献	JP4773092B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种系统和方法，其基本上同步捕获血管数据和心搏数据的可识别部分。特别地，数据收集装置被配置为分别从心脏监测装置和数据收集探头捕获心跳数据和血管数据。在优选实施例中，在心跳数据的周期性部分期间获取血管数据。通过在周期性部分期间识别心搏数据的周期性（或通常重复发生的）部分并捕获血管数据，控制血管以使其停止，即充气 and 放松你可以分析不做。在本发明的一个实施例中，心脏监测设备130包括EKG设备，数据收集设备110包括血管内超声（IVUS）设备212和计算设备214，并且数据采集探头包括一个或多个换能器它包含的内容。在本发明的另一个实施例中，数据收集系统还包括牵开器120，该牵开器被构造成以基本恒定的速率移动血管中的数据收集探针。

