

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-36680  
(P2011-36680A)

(43) 公開日 平成23年2月24日(2011.2.24)

(51) Int.CI.

A 61 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/12

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 有 請求項の数 41 O L 外国語出願 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2010-185312 (P2010-185312)  
 (22) 出願日 平成22年8月20日 (2010.8.20)  
 (62) 分割の表示 特願2004-529932 (P2004-529932)  
 原出願日 平成15年8月25日 (2003.8.25)  
 (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 クリープランド 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,  
 クリープランド, ユークリッド アベニュー 9500  
 (74) 代理人 100108855  
 弁理士 蔵田 昌俊  
 (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 100109830  
 弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

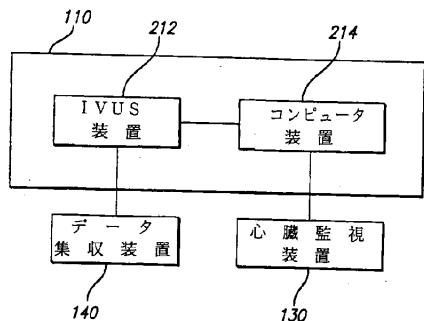
(54) 【発明の名称】血管データを捕捉するシステムおよび方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】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。

【解決手段】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、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。心臓監視装置130はEKG装置を含み、データ集収装置は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以上のトランステューサを含んでいる。データ集収システムはさらには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引込み装置を含んでいる。

【選択図】図2



**【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。

**【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。

**【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 ( EKG ) 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。

**【請求項 8】**

前記データ集収装置は血管内超音波 ( IVUS ) 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 ( IVUS ) 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。

**【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気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

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（IVUS）装置を介して前記データ集収プローブへ電気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気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（ECG）装置に電気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（IVUS）装置を介して引込み装置に電気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気的に接続し、

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気的に接続し、

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、 30

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。

【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気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（IVUS）装置へ電気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（ECG）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 2 2 記載の方法。

【請求項 2 4】

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気的に接続する前記ステップはさらに、前記 I V U S 装置に電気的に接続されているコンピュータ装置へ前記 E K G 装置を電気的に接続するステップを含んでいる請求項 2 3 記載の方法。

【請求項 2 5】

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 1 9 記載の方法。

【請求項 2 6】

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 1 9 記載の方法。

【請求項 2 7】

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 1 9 記載の方法。

【請求項 2 8】

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 1 9 記載の方法。

【請求項 2 9】

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 2 8 記載の方法。

【請求項 3 0】

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 2 8 記載の方法。

【請求項 3 1】

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気的に接続し、  
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気的に接続し、  
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。

【請求項 3 2】

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 3 1 記載の方法。

【請求項 3 3】

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 ) 装置へ電気的に接続するステップを含んでいる請求項 3 1 記載の方法。

【請求項 3 4】

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気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気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 ) 装置へ電気的に接続されている請求項 3 1 記載の方法。

10

20

30

40

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32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35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31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気的に接続するステップを含んでいる請求項37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相関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、 20

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。

**【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39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39記載の方法。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【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。 30

**【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、電気的に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

## 【0004】

しかしながら、血管はそこを通ってポンプで送られる血液に応答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することができる。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。

## 【0005】

（少なくともIVUS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EKG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VHSテープに記録し、関連するフレームをVHS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

## 【0006】

この方法の欠点はデータがVHS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。不必要的データ（即ち識別可能な期間に関連しないデータ）が集められてVHSテープに記録されるだけではなく、関連するフレームをVHS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

## 【発明の概要】

## 【0007】

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することができる。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

## 【0008】

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。

40

## 【0009】

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（IVUS）装置およびコンピュータ装置を含んでいる。この実施形態では、IVUS装置は血管データを（連続的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

50

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IVUS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。

10

#### 【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。

20

#### 【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。

20

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0014】

【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。

30

【図2】図1に示されているデータ集収装置をさらに示すプロック図。

【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。

30

【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デューサとを有するカテーテルの概略図。

30

【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。

30

#### 【詳細な説明】

#### 【0015】

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、同一の符号のエレメントは1以上の図面に示されている同一のエレメントを示すために使用されている。

40

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に電気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（IVUS）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（OCT）コンソ

50

ール)、MRI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(EGK)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。

【0016】

データ集収装置110はさらにデータ集収プローブ140に電気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あるデータ)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つのトランステ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

20

30

【0017】

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することができる。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することができる。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。

【0018】

本発明の1実施形態では、心臓監視装置はEGK装置を含んでいる。EGK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気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。

40

【0019】

例えば、T波の終了とP波の開始との間の部分は対応するインターバル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ある。この部分または特にそのイ

50

ンターバル T 1 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 T 1 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内に含まれる。

10

## 【0020】

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 は電気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、電気的に心臓監視装置 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。

20

## 【0021】

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。

30

## 【0022】

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。

40

## 【0023】

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

50

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。

#### 【0024】

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, 344c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。

10

#### 【0025】

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に電気的に接続されることが認識されるべきである。

20

#### 【0026】

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できる。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。

30

#### 【0027】

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でき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、血管ブ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。

40

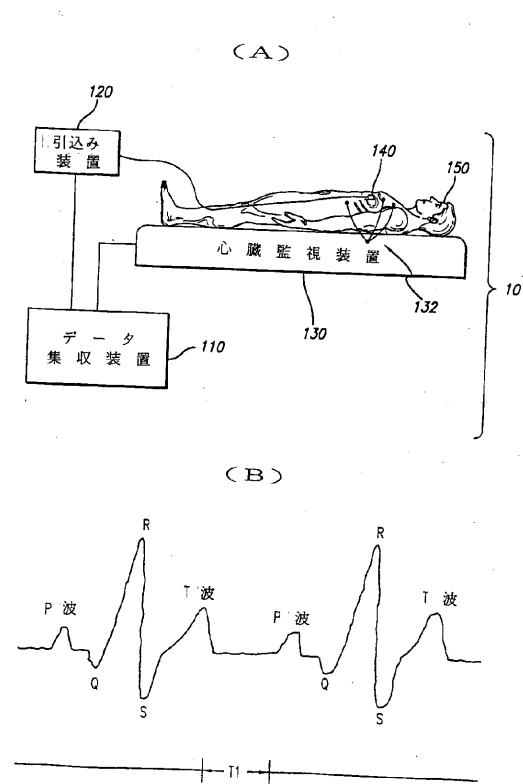
#### 【0028】

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が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也可能であることを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ある。本発明はさらに特許請求の範囲により規

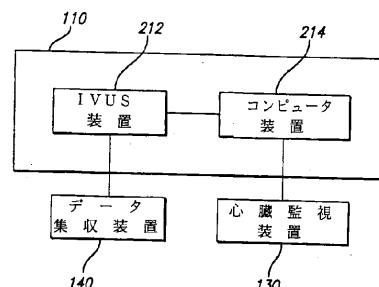
50

定されている。

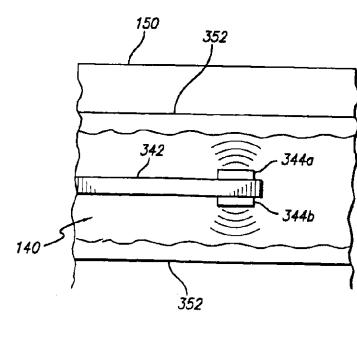
【図1】



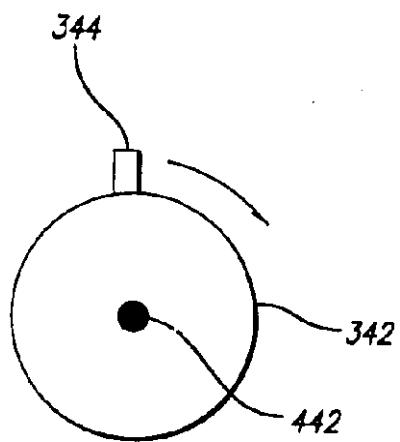
【図2】



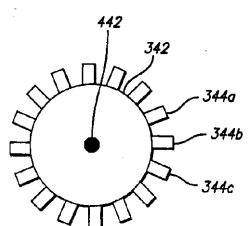
【図3】



【図4】



【図5】



---

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)

(74) 代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74) 代理人 100095441

弁理士 白根 俊郎

(74) 代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74) 代理人 100103034

弁理士 野河 信久

(72) 発明者 バリー・ディー・クバン

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 42  
7

(72) 発明者 ジョン・ディー・クリンゲンスミス

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・ブルバード 16211

(72) 発明者 ディー・ジョフリー・ビンス

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 アヌジヤ・ネアー

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 BB13 BB14 BB16 BB24 DD14 EE04 EE10 FE04 FF08

GB04 LL11 LL33 LL38

【外國語明細書】

2011036680000001.pdf

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011036680A5</a>	公开(公告)日	2011-11-24
申请号	JP2010185312	申请日	2010-08-20
[标]申请(专利权)人(译)	克里夫兰诊所基金会		
申请(专利权)人(译)	克里夫兰诊所基金会		
[标]发明人	バリーディークバン ジョンディークリンゲンスミス ディージョフリー・ビンス アヌジャ・ネア		
发明人	バリーディークバン ジョンディークリンゲンスミス ディージョフリー・ビンス アヌジャ・ネア		
IPC分类号	A61B8/12		
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/BB13 4C601/BB14 4C601/BB16 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/EE04 4C601/EE10 4C601/FE04 4C601/FF08 4C601/GB04 4C601/LL11 4C601/LL33 4C601/LL38		
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	<a href="#">JP5362663B2</a> <a href="#">JP2011036680A</a>		

### 摘要(译)

一种用于使血管数据的捕获与心跳数据的可识别部分基本同步的系统和方法。特别地，数据收集设备被配置为分别从心脏监测设备和数据收集探针捕获心跳数据和血管数据，在心跳数据的周期性部分期间捕获血管数据。通过识别心跳数据的周期性(或共同的重复出现)部分并在该周期性部分的周期期间捕获血管数据，血管似乎处于静止状态，即扩张和放松。您可以像没有进行分析一样对其进行分析。心脏监测器130包括EKG设备，数据采集设备110包括血管内超声(IVUS)设备212和计算机设备214，并且数据采集探头包括一个或多个换能器。数据收集系统还包括缩回装置，该缩回装置以基本上恒定的速率在血管中移动数据收集探针。[选择图]图2