

(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2017-209453

(P2017-209453A)

(43) 公開日 平成29年11月30日(2017.11.30)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 A	4 C 6 0 1
A 6 1 B 5/0225 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 6 3 6 F	
A 6 1 B 5/022 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 6 3 4 Z	

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2016-106841 (P2016-106841)	(71) 出願人	304008175
(22) 出願日	平成28年5月27日 (2016. 5. 27)		株式会社ユネクス
		(71) 出願人	000004260
			株式会社デンソー
		(74) 代理人	100085361
			弁理士 池田 治幸
		(72) 発明者	益田 博之
			愛知県名古屋市中区栄二丁目6番1号 株
			式会社ユネクス内
		(72) 発明者	原田 親男
			愛知県名古屋市中区栄二丁目6番1号 株
			式会社ユネクス内

最終頁に続く

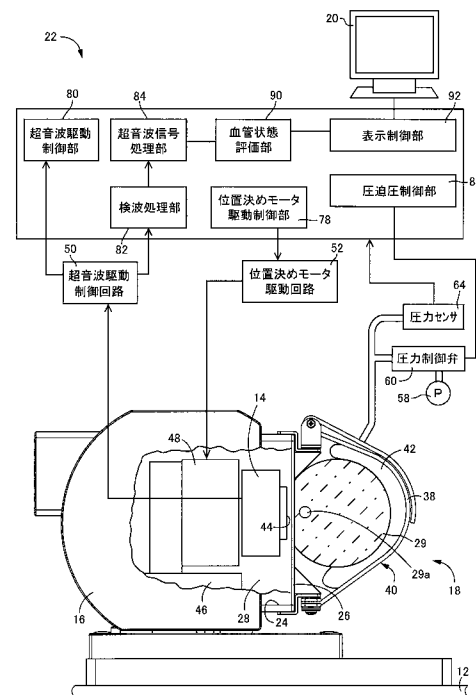
(54) 【発明の名称】 超音波断面画像測定装置

(57) 【要約】

【課題】生体圧迫装置により圧迫される部位において生体に対する圧迫圧力の変化に対応する生体内の臓器の断面画像を測定することができる生体圧迫装置を有する超音波断面画像測定装置を提供する。

【解決手段】超音波透過板材26を含む環状の圧迫帯40と、超音波透過板材26によって閉じられた開口24を有し、オイル28が充填される密閉容器16と、密閉容器16内に収容され、超音波透過板材26を通して上腕動脈29aとの間で超音波を授受する超音波プローブ14と、超音波プローブ14に受信された超音波信号に基づいて超音波断面画像を生成する超音波信号処理部84とを、含む超音波断面画像測定装置を備えている。これによれば、生体圧迫装置18により圧迫されている上腕29内の断面画像が正確に得られる。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体に対する圧迫圧力の変化に対応する前記生体内の超音波断面画像を測定する超音波断面画像測定装置であって、

前記生体の一部に巻回されて前記生体の一部を締めつけるための環状の圧迫帯と、前記圧迫帯の一部において前記生体の一部に密着可能に設けられた超音波透過可能な超音波透過板材と、前記圧迫帯の張力を調節して前記板材の前記生体の一部に対する圧迫圧力を変化させることが可能なアクチュエータとを有する生体圧迫装置と、

前記超音波透過板材によってふさがれた開口を有し、液体が充填される容器と、

前記容器内に収容され、前記超音波透過板材を通して前記生体の一部との間で超音波を授受する超音波プローブと、

前記超音波プローブに受信された超音波信号に基づいて前記超音波断面画像を生成する制御装置とを、含む

ことを特徴とする超音波断面画像測定装置。

【請求項 2】

前記制御装置は、前記超音波断面画像に基づいて前記生体圧迫装置による前記生体の一部に対する圧迫圧力を変化させる

ことを特徴とする請求項 1 の超音波断面画像測定装置。

【請求項 3】

前記制御装置は、前記生体の血管拡張反応の測定に際して、前記超音波断面画像に基づいて前記生体の 1 脈波周期の一部において前記生体内の動脈が潰れた状態とされる脈拍が所定数持続するように、前記生体圧迫装置による前記生体の一部に対する圧迫圧力を制御する

ことを特徴とする請求項 1 または 2 の超音波断面画像測定装置。

【請求項 4】

前記制御装置は、前記超音波断面画像に基づいて前記生体の 1 脈波周期内において前記生体内の動脈が潰される脈拍が所定数持続するように前記生体圧迫装置による前記生体の一部に対する圧迫圧力を制御することで前記生体内の動脈にずり応力を与えた後、前記生体圧迫装置による圧迫を解放し、前記超音波断面画像に基づいて前記生体内の動脈の拡張割合を算出する

ことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項の超音波断面画像測定装置。

【請求項 5】

前記制御装置は、前記超音波断面画像に基づく前記生体内の血管の形状変化と前記圧迫装置による圧迫圧力の変化との割合から前記生体内の血管の硬さを示す指標を算出し、出力する

ことを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項の超音波断面画像測定装置。

【請求項 6】

前記制御装置は、前記生体内の血管への穿刺に先立って、前記圧迫装置による圧迫圧を増加させて前記血管を潰すことに基づいて前記血管が静脈であること判定する

ことを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 項の超音波断面画像測定装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体圧迫装置からの圧迫圧力の変化に対応する生体内の管状臓器の断面画像を測定できる生体圧迫装置を有する超音波画像測定装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

生体内の臓器について、外部からの所定の圧迫圧力下における変形量を超音波断面画像で測定することで、臓器の判別、診断などを行う可能性が研究されており、生体内の臓器生体内の動脈や静脈などの管状臓器の断面形状を、生体圧迫装置による圧迫を変化させつ

10

20

30

40

50

つ超音波画像から測定することが生体の診断等の分野から望まれる。

【0003】

特許文献1には、圧電セラミックス等から構成された複数個の超音波振動子（超音波発振子）が一行に配列された超音波アレイを、液密な容器内に収容し、その容器の底面を生体に密着させた状態で上記超音波アレイを短軸方向に直線的に往復移動させることで、生体内の臓器の超音波断面画像を取得することができる超音波断面画像測定装置が、開示されている。

【0004】

これによれば、生体（乳房）へ密着させた状態で生体内の超音波断面画像から生体内における腫瘍の存在の可能性を取得することができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008-80093号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、上記特許文献1に記載の超音波画像測定装置では、生体に対して圧迫力を付与する生体圧迫装置を備えておらず、生体圧迫装置により圧迫される部位において生体に対する圧迫圧力の変化に対応する生体内の臓器の断面画像を正確に測定することは困難であった。

20

【0007】

本発明は、以上の事情を背景として為されたものであり、その目的とするところは、生体圧迫装置により圧迫される部位において生体に対する圧迫圧力の変化に対応する生体内の臓器の断面画像を測定することができる生体圧迫装置を有する超音波断面画像測定装置を提供することにある。

【0008】

本発明者等は、以上の事情を背景として種々検討を重ねるうち、生体の一部に巻回されてその生体の一部を締めつけるための環状の圧迫帯の一部に、超音波透過可能な超音波透過板材を設け、その超音波透過板材を通して超音波プローブから生体内に超音波を送受信すると、圧迫圧力の変化に対応する生体内の臓器の超音波断面画像の形状を取得できることを見いだした。本発明はこのような知見に基づいて為されたものである。

30

【課題を解決するための手段】

【0009】

すなわち、第1発明の要旨とするところは、（a）生体に対する圧迫圧力の変化に対応する前記生体内の超音波断面画像を測定する超音波断面画像測定装置であって、（b）前記生体の一部に巻回されて前記生体の一部を締めつけるための環状の圧迫帯と、前記圧迫帯の一部において前記生体の一部に密着可能に設けられた超音波透過可能な超音波透過板材と、前記圧迫帯の張力を調節して前記板材の前記生体の一部に対する圧迫圧力を変化させることが可能なアクチュエータとを有する生体圧迫装置と、（c）前記超音波透過板材によってふさがれた開口を有し、液体が充填される容器と、（d）前記容器内に収容され、前記超音波透過板材を通して前記生体の一部との間で超音波を授受する超音波プローブと、（e）前記超音波プローブに受信された超音波信号に基づいて前記超音波断面画像を生成する制御装置とを、含むことにある。

40

【0010】

第2発明の要旨とするところは、前記制御装置は、前記超音波断面画像に基づいて前記生体圧迫装置による前記生体の一部に対する圧迫圧力を変化させることにある。

【0011】

第3発明の要旨とするところは、前記制御装置は、前記生体の血管拡張反応の測定に際して、前記超音波断面画像に基づいて前記生体の1脈波周期の一部において前記生体内の

50

動脈が潰れた状態とされる脈拍が所定数持続するように、前記生体圧迫装置による前記生体の一部に対する圧迫圧力を制御することにある。

【0012】

第4発明の要旨とするところは、前記制御装置は、前記超音波断面画像に基づいて前記生体の1脈波周期内において前記生体内の動脈が圧平される脈拍が所定数持続するように前記生体圧迫装置による前記生体の一部に対する圧迫圧力を制御することで前記生体内の動脈にずり応力を与えた後、前記生体圧迫装置による圧迫を解放し、前記超音波断面画像に基づいて前記生体内の動脈の拡張割合を算出することにある。

【0013】

第5発明の要旨とするところは、前記制御装置は、前記超音波断面画像に基づく前記生体内の血管の形状変化と前記圧迫装置による圧迫圧力の変化との割合から前記生体内の血管の硬さ(スティフネス)を示す指標を算出し、出力することにある。

【0014】

第6発明の要旨とするところは、前記制御装置は、前記生体内の血管への穿刺に先立って、前記圧迫装置による圧迫圧を増加させて前記血管を圧平することに基づいて前記血管が静脈であること判定することにある。

【発明の効果】

【0015】

第1発明は、(a)生体に対する圧迫圧力の変化に対応する前記生体内の臓器の超音波断面画像を測定する超音波断面画像測定装置であって、(b)前記生体の一部に巻回されて前記生体の一部を締めつけるための環状の圧迫帯と、前記圧迫帯の一部において前記生体の一部に密着可能に設けられた超音波透過可能な超音波透過板材と、前記圧迫帯の張力を調節して前記板材の前記生体の一部に対する圧迫圧力を変化させることが可能なアクチュエータとを有する生体圧迫装置と、(c)前記超音波透過板材によって閉じられた開口を有し、液体が充填される容器と、(d)前記容器内に収容され、前記超音波透過板材を通して前記生体の一部との間で超音波を授受する超音波プローブと、(e)前記超音波プローブに受信された超音波信号に基づいて前記超音波断面画像を生成する制御装置とを、含むことから、前記生体圧迫装置により圧迫されている前記生体内の断面画像が正確に得られる。すなわち、前記環状の圧迫帯により前記生体の一部が固定されるので体動の影響が回避されるとともに、前記生体圧迫装置の超音波透過板材による生体内の圧迫部位と超音波プローブにより超音波透過板材を通して得られる生体内の断面画像の位置とが一致するので、生体圧迫装置による圧迫圧力に対する生体内の断面画像の形状が、正確に得られる。

【0016】

第2発明によれば、前記制御装置は、前記超音波断面画像に基づいて前記生体圧迫装置による前記生体の一部に対する圧迫圧力を変化させるものであることから、超音波断面画像中の生体内の血管を所望の形状とするように圧迫圧力を変化させることができる。たとえば、前記制御装置は、前記血管の断面形状に基づいて前記血管を圧平状態すなわち平坦形状に潰された状態を判定し、1拍の脈拍周期の一部または全部が圧平状態内となるように、前記生体圧迫装置による前記生体の一部に対する圧迫圧力を変化させることができる。

【0017】

第3発明によれば、前記制御装置により、前記生体の血管拡張反応の測定に際して、前記超音波断面画像に基づいて前記生体の1脈波周期の一部において前記生体内の動脈が潰れた状態とされる脈拍が所定数持続するように、前記生体圧迫装置による前記生体の一部に対する圧迫圧力が制御される。これにより、前記生体の動脈内において乱流が脈拍に同期して繰り返し発生させられるので、前記生体の動脈の内皮に対するずり応力の付与が効率よく行われる。たとえば、動脈に対して5分間の阻血した後解放することによってずり応力が付与される従来のFMD(血流依存性血管拡張反応)測定に比較して、短時間でずり応力の付与が行われる。これにより、FMD測定を短時間で行うことが可能となる。

【 0 0 1 8 】

第 4 発明によれば、前記制御装置により、前記超音波断面画像に基づいて前記生体の 1 脈波周期内において前記生体内の動脈が潰される脈拍が所定数持続するように前記生体圧迫装置による前記生体の一部に対する圧迫圧力を制御することで前記生体内の動脈にずり応力が与えられた後、前記生体圧迫装置による圧迫が解放され、前記超音波断面画像に基づいて前記生体内の動脈の拡張割合が算出されることから、FMD（血流依存性血管拡張反応）測定が、短時間で実行される。

【 0 0 1 9 】

第 5 発明によれば、前記制御装置により、前記超音波断面画像に基づく前記生体内の動脈血管の形状変化と前記圧迫装置による圧迫圧力の変化との割合から前記生体内の動脈血管の硬さ（スティフネス）を示す指標が算出され、出力されることから、動脈血管の硬さに基づいた診断が可能となる。たとえば、前記生体内の動脈にずり応力が与えられた後のその動脈の拡張割合と併せることにより、動脈硬化に対する一層正確な診断が可能となる。

10

【 0 0 2 0 】

第 6 発明によれば、前記制御装置により、前記生体内の血管への穿刺操作に先立って、前記圧迫装置による圧迫圧が増加させられて前記血管が潰すことに基づいて前記血管が静脈であることが判定される。これにより、穿刺操作時における血管の誤認が解消されるとともに、穿刺操作中に超音波断面画像から針と静脈との位置が確認されるので、針を静脈に刺す操作が確実且つ容易となる。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 1 】

【 図 1 】 本発明の一実施例である動脈血管評価装置を説明する斜視図である。

【 図 2 】 図 1 の動脈血管評価装置の測定対象である血管に対する超音波プローブの姿勢を概略的に説明する斜視図である。

【 図 3 】 図 1 の動脈血管評価装置の測定対象である血管の多層膜構成を概略的に示す拡大図である。

【 図 4 】 図 1 の動脈血管評価装置に備え得られた生体圧迫装置の構成をそれを収容する容器の一部を切り欠いて示すとともに、電子制御装置の機能の要部を機能ブロック線図で説明する図である。

30

【 図 5 】 図 4 の電子制御装置の血管状態評価部の制御機能を詳しく説明する機能ブロック線図である。

【 図 6 】 図 1 の動脈血管評価装置において行われる、動脈血管の FMD 評価作動における血管内腔径の変化を例示したタイムチャートである。

【 図 7 】 図 6 のずり応力付与期間において、動脈血管の内皮にずり応力を付与するために圧迫圧を変化させる作動を説明する図である。

【 図 8 】 図 6 のずり応力付与期間において、動脈血管の内皮にずり応力を付与するために圧迫圧を変化させる他の作動を説明する図である。

【 図 9 】 図 6 のずり応力付与期間において、動脈血管の内皮にずり応力を付与するために圧迫圧を変化させる他の作動を説明する図である。

40

【 図 1 0 】 図 4 の血管状態評価部の動脈判定作動を示す動脈判定ルーチン作動を説明するフローチャートである。

【 図 1 1 】 図 4 の血管状態評価部の FMD 測定作動を示す FMD 測定ルーチン作動を説明するフローチャートである。

【 図 1 2 】 図 4 の血管状態評価部の動脈硬さ測定作動を示す動脈硬さ測定ルーチン作動を説明するフローチャートである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 2 】

以下、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

【 実施例 】

50

【 0 0 2 3 】

図 1 は、生体圧迫装置を有する超音波断面画像測定装置としても機能する動脈血管評価装置 10 を示している。動脈血管評価装置 10 は、基台 12 上に固定され、超音波プローブ 14 を収容する密閉容器 16 と、密閉容器 16 に設けられた生体圧迫装置 18 と、基台 12 上に固定された表示装置 20 と、基台 12 の下に配置された電子制御装置 22 とを備えている。

【 0 0 2 4 】

図 4 に詳しく示されるように、密閉容器 16 は、側方に開口する開口 24 を有し、音響インピーダンスが生体と類似していて超音波透過効率の高い材質たとえば酢酸ビニル系等の有機材料から構成されて超音波透過可能な超音波透過板材 26 により開口 24 が液密に閉じられている。これにより、音響インピーダンスが生体と類似していて伝搬損失の少ない液体状の超音波媒質たとえばオイル 28 が密閉容器 16 の内部に充填されている。

【 0 0 2 5 】

図 1 に戻って、生体圧迫装置 18 は、基台 12 上に固定され、生体の右上腕 29 を載置する上腕載台 30 と、基台 12 上から水平方向に突設されたブラケット 32 上に固定され、生体の右手掌を載置する手掌載置台 36 と、可撓性ベルト 38 から構成され、密閉容器 16 の開口 24 の上側開口縁および下側開口縁に可撓性ベルト 38 の両端部がそれぞれ取り付けられ圧迫帯 40 と、圧迫帯 40 の内側に装着され、膨張することにより圧迫帯 40 の張力を高める膨張袋 42 とを備えている。超音波透過板材 26 は、実質的に圧迫帯 40 の一部を構成している。生体圧迫装置 18 では、生体の右上腕 29 が圧迫帯 40 により巻回された状態で膨張袋 42 が圧縮空気の供給によって膨張させられると、圧迫帯 40 の張力が高められると同時に、生体の右上腕 29 が超音波透過板材 26 に押しつけられ、生体の右上腕 29 が超音波透過板材 26 によって圧迫されるようになっている。

【 0 0 2 6 】

超音波プローブ 14 は、生体の右上腕 29 内の動脈血管 29 a に関連する生体情報すなわち血管パラメータを検出するためのセンサとして機能するものであって、図 2 に示すように、互いに平行な 1 対の第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A 及び第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B と、それらの長手方向と直交する方向に長手状を成し、それらの長手方向中央部を連結する長軸用超音波アレイ探触子 C とを、1 平面上すなわち平坦な探触面 44 に有する H 型の超音波プローブである。図 4 に示されるように、超音波プローブ 14 は、ベース部材 46 に固定された多軸位置決め装置 48 に固定されている。第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A、第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B、及び長軸用超音波アレイ探触子 C は、例えば後述する図 2 に示すように、圧電セラミックスから構成された多数個の超音波振動子（超音波発振子）a1 ~ an が直線的に配列されることにより長手状にそれぞれ構成されている。

【 0 0 2 7 】

図 2 は、超音波プローブ 14 に互いに平行に設けられた第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A および第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B と、それら第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A および第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B の長手方向の中央部間にそれらと直交して位置するように設けられた長軸用超音波アレイ探触子 C とを示す斜視図である。多軸位置決め装置 48 は、第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A の長手方向と平行でその第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A の超音波ビーム放射方向に位置し、動脈血管 29 a 又はその付近を通る方向を y 軸とし、長軸用超音波アレイ探触子 C の長手方向と平行で y 軸と直交する方向を x 軸とし、第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A の長手方向と長軸用超音波アレイ探触子 C の長手方向との交点を通り且つ x 軸方向および y 軸と直交する方向を z 軸とすると、超音波プローブ 14 は、多軸位置決め装置 48 によって、y 軸方向に並進可能、且つ、y 軸および z 軸まわりにそれぞれ回転可能とされている。

【 0 0 2 8 】

図 3 は、動脈血管評価装置 10 の測定対象である動脈血管 29 a の多層膜構成を概略的に示す拡大図である。この図 3 に示す動脈血管 29 a は、内膜（内皮）L1、中膜 L2、

10

20

30

40

50

及び外膜 L 3 の 3 層構造を備えている。超音波の反射は、一般に音響インピーダンスの異なる部分で発生することから、超音波を用いた動脈血管 2 9 a の状態測定において、実際は血管内腔の血液と内膜 L 1 の境界面、及び中膜 L 2 と外膜 L 3 との境界面が白く表示され、組織が白黒の班で表示される。

【 0 0 2 9 】

電子制御装置 2 2 は、R A M の一時記憶機能を利用しつつ予め R O M に記憶されたプログラムに従って入力信号を処理する C P U を有する所謂マイクロコンピュータである。電子制御装置 2 2 は、超音波駆動制御回路 5 0 および位置決めモータ駆動回路 5 2 を、備えている。動脈血管評価装置 1 0 による血管状態の測定においては、電子制御装置 2 2 によって超音波駆動制御回路 5 0 から駆動信号が供給されると、超音波プローブ 1 4 の第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A、第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B、及び長軸用超音波アレイ探触子 C からよく知られたビームフォーミング駆動によりビーム状の超音波が順次放射される。そして、第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A、第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B、及び長軸用超音波アレイ探触子 C により超音波の反射信号が検知され、電子制御装置 2 2 へ入力させる。電子制御装置 2 2 へ入力された反射波信号は、検波処理部 8 2 により検波され、超音波信号処理部 8 4 により画像合成可能な情報として処理される。これにより、皮膚下の超音波二次元断面画像が発生させられ、モニタ画面表示装置或いは画像表示装置として機能する表示装置 2 0 に表示される。

10

【 0 0 3 0 】

多軸位置決め装置 4 8 は、y 軸回転モータにより超音波プローブ 1 4 の y 軸まわりの回転位置を位置決めする y 軸回転機構と、y 軸並進モータにより超音波プローブ 1 4 の z 軸方向に位置決めする y 軸並進機構と、z 軸回転モータにより超音波プローブ 1 4 の z 軸まわりの回転位置を位置決めする z 軸回転機構とを備えている。位置決めモータ駆動回路 5 2 は、y 軸回転モータ、y 軸並進モータ、および z 軸回転モータを、電子制御装置 2 2 からの指令にしたがって制御する。

20

【 0 0 3 1 】

図 4 に示すように、電子制御装置 2 2 は、位置決めモータ駆動制御部 7 8、超音波駆動制御部 8 0、検波処理部 8 2、超音波信号処理部 8 4、圧迫圧制御部 8 8、血管状態評価部 9 0、及び表示制御部 9 2 を備えている。これらの制御機能は、電子制御装置 2 2 に機能的に備えられたものであるが、それらの制御機能のうち一部乃至全部が電子制御装置 2 2 とは別体の制御部として構成され、相互に情報の通信を行うことにより以下に詳述する制御を行うものであってもよい。

30

【 0 0 3 2 】

電子制御装置 2 2 は、超音波プローブ 1 4 から動脈血管 2 9 a に対して出力される超音波の反射信号に基づいて、血管 2 9 a の超音波断面画像から血管断面画像を抽出し、その血管断面画像からその長手方向に直交する断面を示す超音波短軸画像を生成し、その超音波短軸画像から内径、内膜厚、プラーク等を測定し、さらには F M D (Flow - Mediated Dilation: 血流依存性血管拡張反応) の評価を行う。この F M D の評価に際して、表示装置 2 0 は、安静時の動脈血管 2 9 a の内膜 L 1 の径 d_a に対するずり応力付与径の内膜の最大径 d_{MAX} の変化率すなわち内腔径の拡張率 R を時系列的に表示する。F M D の評価及び動脈血管 2 9 a の超音波画像の生成等には、超音波プローブ 1 2 は、測定対象である動脈血管 2 9 a 上の皮膚に対して繰り返し走査される。

40

【 0 0 3 3 】

電子制御装置 2 2 による動脈 2 0 の血管状態の測定においては、超音波プローブ 1 4 は、前記生体における上腕 2 9 の皮膚の上からその皮膚直下に位置する動脈血管 2 9 a に対して超音波透過板材 2 6 を通して超音波信号を放射し、その反射波を受信する。この状態で、位置決めモータ駆動制御部 7 8 は、第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A により受信された超音波反射信号から超音波信号処理部 8 4 により生成された動脈血管 2 9 a の第 1 短軸断面画像の位置、第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B により受信された超音波反射信号から超音波信号処理部 8 4 により生成された動脈血管 2 9 a の第 2 短軸断面画像の位置、長軸

50

用超音波アレイ探触子Cにより受信された超音波反射信号から超音波信号処理部84により生成された動脈血管29aの長軸断面画像の位置に基づいて、動脈血管29aが第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bの長手方向の中央部下に位置し、且つ長軸用超音波アレイ探触子Cと動脈血管29aとが平行となるように、超音波プローブ14を自動的に位置決めする。

【0034】

超音波信号処理部84は、動脈血管29aと他の組織との伝播速度差によりそれらの境界から反射される超音波反射信号間の時間差処理等を行って、第1短軸用超音波アレイ探触子A直下の超音波二次元画像である第1短軸断面画像、第2短軸用超音波アレイ探触子B直下の超音波二次元画像である第2短軸断面画像、及び長軸用超音波アレイ探触子C直下の超音波二次元画像である長軸断面画像から成る画像データを所定の周期で繰り返し生成するとともに、その画像データを順次記憶する。

10

【0035】

膨張することにより圧迫帯40の張力を高める膨張袋42は、図1に示すように、電子制御装置22に備えられた圧迫圧制御部88により空気ポンプ58及び圧力制御弁60等が制御されることにより実行される。例えば、電子制御装置22からの指令に従って、空気ポンプ58からの元圧が圧力制御弁60で制御され、上腕29に巻回された圧迫帯40の膨張袋42に供給される。具体的には、膨張袋42内の圧力が昇圧させられることで、上腕29内の動脈血管29aが圧迫される。本実施例では、圧迫帯40の一部が超音波透過板材26により構成されており、超音波プローブ14によりその超音波透過板材26を通して上記上腕29内の動脈血管29aの圧迫部位に対して超音波信号の授受が行われるので、動脈血管29aの被圧迫部位の断面画像が得られるようになっている。

20

【0036】

血管状態評価部90は、図5に示すように、血管形状算出部100、血管拡張率測定制御部102、血管硬さ測定制御部104を、備えている。血管形状算出部100は、上記のようにして生成される動脈血管29aの断面画像から、その動脈血管29aの外径、壁圧、或いは内皮L1の直径である内皮径（内腔径）d1等を算出する。

【0037】

血管形状算出部100は、圧迫圧制御部88により静脈圧よりも高く且つ最低血圧値Pdよりも低い圧で上腕29を圧迫させたとき、超音波断面画像中に存在する複数の管状臓器を示す画像のうちで潰れない管状臓器を、動脈血管29aとして判定し、超音波断面画像中で特定する処理を行う。これにより特定された動脈血管29aについて、後述のように、動脈血管29aの径、動脈血管29aの内皮L1の直径である内皮径（内腔径）d1、虚血反応性充血後のFMD（血流依存性血管拡張反応）を表す動脈血管29aの血管内腔径の拡張率（変化率）R（%）、生体の最高血圧値Psおよび最低血圧値Pd、動脈血管29aの硬さを表すスティフネスパラメータβ等の測定が行われる。このような動脈特定画像処理は、穿刺に際しても有用である。

30

【0038】

血管拡張率測定制御部102は、上腕29に巻回された圧迫帯40により動脈血管29aの内皮L1に対して血流を利用したずり応力を付与した後に、血流依存性血管拡張反応により一時的に拡大する内皮径（内腔径）d1等を逐次算出し、ずり応力付与後のFMD（血流依存性血管拡張反応）を表す血管内腔径の拡張率（変化率）R（%） $[= 100 \times (d_{MAX} - d_a) / d_a]$ を算出する。この式における「 d_a 」は、安静時の血管内腔径（ベース径、安静径）を示している。血管状態評価部90は、ずり応力付与後のFMD（血流依存性血管拡張反応）を表す血管内腔径の拡張率（変化率）Rの測定装置としても機能している。

40

【0039】

血管拡張率測定制御部102による上記動脈血管29aの拡張率（変化率）R（%）の測定では、生体14における測定部位例えば上腕29が生体圧迫装置18の圧迫帯40によりにより圧迫されて動脈血管29aの内皮L1に対して血流を利用したずり応力を付与

50

されることで、血管壁の内皮 L 1 へのずり応力増加に伴う内皮からの一酸化窒素 (NO) の産生が起こり、その一酸化窒素に依存する平滑筋の弛緩状況が内皮径 (内腔径) d 1 を調べることで動脈血管 2 9 a の内皮機能の判定が行われる。

【0040】

図 6 は、血管拡張率測定制御部 1 0 2 による動脈血管 2 9 a の F M D 評価における、阻血 (駆血) 開放後の血管内腔径 d 1 の変化を例示したタイムチャートである。この図 6 においては、時点 t 0 までは安静期間、時点 t 0 から時点 t 1 まではずり応力付与期間、時点 t 1 以降がずり応力付与後の血流依存性血管拡張反応の測定期間を表しており、時点 t 2 から血管内腔径 d 1 が拡張し始め、時点 t 3 で血管内腔径 d 1 がその最大値 d_{MAX} に達していることが示されている。従って、電子制御装置 2 2 が算出する血管内腔径 d 1 の拡張率 R は、時点 t 3 で最大になる。

10

【0041】

ここで、上記のような上腕動脈 2 9 a の F M D 評価に際して血管拡張反応を発生させるために、従来では、上腕動脈 2 9 a の超音波断面画像を計測する部位よりも上流側位置または下流側位置をカフ等を用いて最高血圧値よりもたとえば 5 0 mm H g 程度高い圧力で所定時間たとえば 5 分間圧迫 (阻血) した後たとえば 0 . 6 秒程度で大気圧まで急解放することでそれまで零であった血流が開始されることにより上腕動脈 2 9 a にずり応力の付与が行われていた。このような従来の方法では、被測定者に最高血圧値よりもかなり高い圧力での 5 分間の圧迫による苦痛を強いることとなっていた。しかし、本実施例の血管拡張率測定制御部 1 0 2 は、上腕動脈 2 9 a の超音波断面画像において、1 脈波周期の一部たとえば最低血圧 P d のタイミング付近で上腕動脈 2 9 a の潰れた状態たとえば上腕動脈 2 9 a の断面が閉じられた閉塞状態 (たとえば平坦に圧迫されて閉じられた圧平状態) 或いは上腕動脈 2 9 a の断面が閉じられないまでも断面が局所的に狭窄された状態が超音波断面画像から観察或いは判定されるように膨張袋 4 2 による上腕動脈 2 9 a への所定の圧迫圧力を所定時間 T 1 の間或いは所定脈拍数の間維持するように調圧することで、脈拍毎の上腕動脈 2 9 a の開閉でずり応力の付与を繰り返すので、ずり応力の付与を従来よりも低い圧力で且つ短期間で行うようになっている。

20

【0042】

上記の所定の圧迫圧力は、脈拍毎の動脈血管 2 9 a の開閉に伴う血液の乱流の繰り返しの発生によって効率的にずり応力を内皮 L 1 に付与するずり応力付与圧と称されるべきものであり、1 脈波周期の一部たとえば最低血圧 P d のタイミング付近で動脈血管 2 9 a の潰れた状態となるように、最高血圧値よりも低く且つ最低血圧値よりも高い圧力範囲 P 1 内に設定される。また、上記所定時間 T 1 或いは上記所定脈拍数は、動脈血管 2 9 a の F M D 評価に際して血管拡張反応を発生させるために必要且つ十分な値に、たとえば実験的値に基づいて設定される。上記所定時間 T 1 或いは上記所定脈拍数は、たとえば数拍乃至数十拍、好適には 1 0 拍乃至十数拍、或いは数秒乃至数十秒、好適には 1 0 秒乃至十数秒に設定される。上記所定の圧迫圧力は、たとえば図 7 に示されるようにその所定の圧力範囲 P 1 内に設定された一定値に上記所定時間 T 1 の間で維持されるように制御されてもよいが、たとえば図 8 或いは図 9 に示されるように、たとえば 5 ~ 6 mm H g / s e c 程度での上昇過程或いは減少過程でその所定の圧力範囲 P 1 を上記所定時間 T 1 で通過させるように制御されてもよい。要するに、動脈血管 2 9 a の F M D 評価に際して血管拡張反応を発生させるためには、生体圧迫装置 1 8 による圧迫は、所定の所定時間 T 1 で、1 脈波周期内の一部で動脈血管 2 9 a が潰された区間を有する拍動となるように所定の圧力範囲 P 1 内に制御されればよい。

30

40

【0043】

圧迫圧制御部 8 8 は、膨張袋 4 2 の圧力を検出する圧力センサ 6 4 からの信号に応じてその圧迫圧を検出する。そして、図 6 においては、例えば、圧迫圧制御部 8 8 は、ずり応力付与期間完了前の所定時間 T 1 すなわち時点 t 1 前の所定時間 T 1 にわたって圧迫圧を前記所定範囲の圧力値 P 1 であるずり応力付与圧で圧迫し、時点 t 1 において圧迫圧を直ちに大気圧にまで減圧する。圧迫圧制御部 8 8 は、ずり応力付与制御部としても機能し

50

ている。

【0044】

図5に戻って、血管硬さ測定制御部104は、まず、超音波信号処理部84により生成された超音波断面画像内に示される生体の動脈血管29aの形状と、圧迫圧制御部88による圧迫後とから生体の最高血圧値 P_s および最低血圧値 P_d を決定する。すなわち、血管硬さ測定制御部104は、生体の最高血圧値 P_s より高く設定された昇圧値まで圧迫圧を上昇させた後、所定の減圧速度たとえば $3 \sim 6 \text{ mmHg/sec}$ で圧迫圧を減少させる過程で、超音波断面画像内に示される生体の動脈血管29aの断面が1脈波周期内で開かれた脈波の発生時点の圧迫圧を最高血圧値 P_s として決定するとともに、動脈血管29aの断面が1脈波周期内で閉じられなくなった時点の圧迫圧を最低血圧値 P_d として決定し、最高血圧値 P_s の決定時点の動脈血管29aの血管径 D_s および最低血圧値 P_d 決定時点の動脈血管29aの血管径 D_d を、最高血圧値 P_s および最低血圧値 P_d と共に記憶する。

10

【0045】

次いで、血管硬さ測定制御部104は、動脈血管29aの硬さを表すスティフネスパラメータ β を求める予め記憶された次式（スティフネスパラメータ算出式）から、最高血圧値 P_s の決定時点の動脈血管29aの血管径 D_s 、最低血圧値 P_d 決定時点の動脈血管29aの血管径 D_d 、最高血圧値 P_s 、および最低血圧値 P_d に基づいて、スティフネスパラメータ β を算出する。

$$\beta = (\ln P_s - \ln P_d) / ((D_s - D_d) / D_0)$$

20

【0046】

上式スティフネスパラメータ算出式の D_0 は、本来は無印加時の血管径であるべきであるが臨床的には計測ができないため、臨床指標として使われる場合には、血管壁厚を含む血管径（ $= D_d + 2 \text{ IMT}$ ）が用いられる。この IMT は、たとえば内膜および中膜の複合体の厚みである。

【0047】

一般に、血管径 D を表す軸と血圧 P を表す軸との二次元座標では血圧 P の増加に対して血管径 D の増加が飽和する非線形の関係であるが、その二次元座標において血圧 P を表す軸を血圧の対数値 $\ln P$ を表す軸に置換した片対数グラフにて表すと、線形な関係で表すことができる。この線形な関係において、血管径 D の変化率 ΔD と血圧 P の変化量 ΔP で成り立つ弾性率 E_p の式（ $E_p = \Delta P / 2 (\Delta D / D)$ ）において、 ΔP の代わりに（ $\ln P_s - \ln P_d$ ）を用いた関係において、弾性率 E_p に替わる指標としたのが、スティフネスパラメータ β である。前記スティフネスパラメータ算出式は、上記の関係から導かれたものである。

30

【0048】

表示制御部92は、血管状態評価部90において算出された動脈血管29aの径、内皮70の直径である内皮径（内腔径） d_1 、虚血反応性充血後の FMD （血流依存性血管拡張反応）を表す動脈血管29aの血管内腔径の拡張率（変化率） $R(\%)$ 、生体の最高血圧値 P_s および最低血圧値 P_d 、動脈血管29aの硬さを表すスティフネスパラメータ β 等を、画像表示装置20に表示させる。

40

【0049】

図10、図11および図12は、電子制御装置22の制御作動の要部を説明するフローチャートであり、図10は血管状態評価部90に対応する動脈判定ルーチン、図11は血管状態評価部90に対応する FMD 測定ルーチン、図12は血管状態評価部90に対応する動脈硬さ測定ルーチンを、それぞれ示している。上記動脈判定ルーチン、 FMD 測定ルーチン、動脈硬さ測定ルーチンは、動脈血管評価装置10の起動操作に連動して実行されてもよいが、個別の起動操作に応答して実行されてもよい。

【0050】

動脈血管判定部100に対応する図10の動脈判定ルーチンにおいて、ステップ S_1 （以下、ステップを省略する）では、圧迫圧制御部88により静脈圧よりも高く且つ最低血

50

圧値 P_d よりも低い圧で上腕 29 が圧迫される。次いで、S 2 では、超音波断面画像中に存在する複数の管状臓器を示す画像のうちで潰れる管状臓器があるか否かが判断される。S 2 の判断が肯定される場合は、S 3 において、つぶれのある管状臓器を除き、つぶれない管状臓器を動脈血管 29 a として判定し、超音波断面画像中で特定する処理を行う。また、S 2 の判断が否定される場合は、S 4 において、つぶれない管状臓器を動脈血管 29 a として判定し、超音波断面画像中で特定する処理を行う。これにより特定された動脈血管 29 a について、動脈血管 29 a の径、動脈血管 29 a の内皮 L 1 の直径である内皮径（内腔径） d_1 、虚血反応性充血後の FMD（血流依存性血管拡張反応）を表す動脈血管 29 a の血管内腔径の拡張率（変化率） $R(\%)$ 、生体の最高血圧値 P_s および最低血圧値 P_d 、動脈血管 29 a の硬さを表すスティフネスパラメータ β 等の測定が行われる。

【0051】

血管状態評価部 90 に対応する図 11 の FMD 測定ルーチンにおいて、S 11 では、超音波信号処理部 84 により得られた超音波断面画像中の動脈として特定された画像から、たとえばテンプレートなどを用いて動脈血管 29 a の断面画像が抽出される。

【0052】

S 12 では、上記 S 11 で抽出された動脈血管 29 a の横断面画像から、動脈 29 の径たとえば内皮 L 1 の内径である内皮径（内腔径） d_1 が測定される。そして、S 13 では、S 12 で測定された内皮径（内腔径） d_1 が安静時の内腔径 d_a として記憶される。図 6 の時点 t_0 はこの状態を示している。

【0053】

次いで、S 14 では、動脈血管 29 a の開閉の繰り返しに伴う血液の乱流の発生によって効率的にずり応力を内皮 L 1 に付与できるずり応力付与圧となるように、生体圧迫装置 18 による圧迫により上腕 29 が圧迫されて、上腕 29 内の動脈血管 29 a に対して血流に基づくずり応力の付与が開始される。図 6 の時点 t_0 はこの状態を示している。このずり応力の付与は、たとえば数拍乃至数十拍或いは数秒乃至数十秒の所定時間 T_1 で、1 脈波周期内で動脈血管 29 a が圧平された（平坦に閉じられた）区間を有する拍動となるように、生体圧迫装置 18 による圧迫圧が、所定の圧力範囲 P_1 内に制御される。たとえば図 7 に示されるようにその所定の圧力範囲 P_1 内に設定された一定値に上記所定時間 T_1 内に維持されるように制御されてもよいが、たとえば図 8 或いは図 9 に示されるように、たとえば $5 \sim 6 \text{ mmHg/sec}$ 程度での上昇過程或いは減少過程でその所定の圧力範囲 P_1 を上記所定時間 T_1 で通過させるように制御されてもよい。

【0054】

次いで、S 15 において、上記ずり応力の付与開始から所定時間 T_1 が経過したか否かが判断される。この S 15 の判断が否定されるうちは S 14 以下が繰り返し実行されるが、S 15 の判断が肯定されると、S 16 において、S 11 と同様の動脈血管断面検出制御ルーチンが実行される。上記のように、繰り返し開閉される動脈血管 29 a 内の血流に繰り返し乱流が発生して測定部位の血管 29 a の内皮 L 1 に繰り返しずり応力が付与される。これにより、動脈血管 29 a の内皮 L 1 からの一酸化窒素（NO）の産生が起こり、その一酸化窒素に依存する平滑筋の弛緩によって動脈血管 29 a の内皮径の一時的増加現象が発生する。

【0055】

この状態において、S 16 では、S 11 と同様の動脈血管断面検出制御ルーチンが、所定の周期で繰り返される超音波プローブ 12 の走査毎に実行される。そして、S 17 では、S 12 と同様に、S 16 で生成された動脈血管 29 a の横断面画像から、動脈血管 29 a の径たとえば内皮 L 1 の直径である内皮径（内腔径） d_1 が、上記走査毎に測定され、順次測定された内皮径（内腔径） d_1 が止血解放後の内腔径 d_1 として逐次記憶される。図 6 の時点 t_1 以降はこの状態を示している。この止血解放後の内腔径 d_1 の測定は、S 18 において止血解放後の動脈血管 29 a の内腔径 d が、図 6 の時点 t_3 に示すように最大値 d_{MAX} に到達すると判断されるまで、S 16 以下が繰り返し実行される。

【0056】

しかし、S 1 8において、ずり応力付与後の動脈血管29aの内腔径dが最大値 d_{MAX} に到達したと判断されると、S 1 9において、S 1 8において判定された最大値 d_{MAX} とS 1 3において求められた安静時の動脈血管29aの内皮L 1の直径である内腔径 d_a とに基づいて、動脈血管29aの内皮機能を評価するための虚血反応性充血後のFMD（血流依存性血管拡張反応）を表す血管内腔径の拡張率（変化率） $R(\%)$ $[=100 \times (d_{MAX} - d_a) / d_a]$ が算出され、表示制御部92によって、表示装置20に表示される。

【0057】

血管硬さ測定制御部104に対応する図12の動脈硬さ測定ルーチンにおいて、S 2 0では、生体圧迫装置18により生体の血管が1脈波周期内で完全に圧平する圧力よりも高い圧力まで上腕29に対する圧迫圧が高められた後、その圧迫圧が所定の速度たとえば3~6mmHg/secで圧迫圧を減少させる過程で、超音波断面画像内に示される生体の動脈血管29aの断面が1脈波周期内で開かれた最初の脈波の発生時点の圧迫圧が最高血圧値 P_s として決定されるとともに、動脈血管29aの断面が1脈波周期内で閉じられなくなったときの脈波の発生時点の圧迫圧が最低血圧値 P_d として決定された後、圧迫圧が解放される。次いで、S 2 1では、上記最高血圧値 P_s が決定された時点の動脈血管29aの血管径 D_s および最低血圧値 P_d が決定された時点の動脈血管29aの血管径 D_d が、超音波断面画像内に示される生体の動脈血管29aの断面が測定される。次に、S 2 2において、血圧測定が完了したか否かが判断される。このS 2 2の判断が否定さえるうちは、S 2 0以下が繰り返し実行されるが、肯定される場合は、S 2 3において、最高血圧値 P_s が決定された時点の動脈血管29aの血管径 D_s および最低血圧値 P_d が決定された時点の動脈血管29aの血管径 D_d が、最高血圧値 P_s および最低血圧値 P_d と共に記憶される。

【0058】

次に、S 2 4では、前述のスティフネスパラメータ算出式)から、前述のS 2 3において記憶された、最高血圧値 P_s が決定された時点の動脈血管29aの血管径 D_s および最低血圧値 P_d が決定された時点の動脈血管29aの血管径 D_d と、最高血圧値 P_s および最低血圧値 P_d とに基づいて、動脈血管29aの硬さに対応するスティフネスパラメータ β が、算出される。そして、S 2 5では、そのスティフネスパラメータ β が、表示装置20に表示される。

【0059】

上述のように、本実施例の動脈血管評価装置10は、上腕29の一部に巻回されてその上腕29の一部を締めつけるための環状の圧迫帯40とその圧迫帯40の一部において上腕29の一部に密着可能に設けられた超音波透過板材26とその圧迫帯40の張力を調節して板材26の上腕29に対する圧迫圧力を変化させることが可能な膨張袋（アクチュエータ）42とを有する生体圧迫装置18と、超音波透過板材26によって閉じられた開口24を有し、オイル28が充填される密閉容器16と、密閉容器16内に収容され、超音波透過板材26を通して上腕動脈29aとの間で超音波を授受する超音波プローブ14と、超音波プローブ14に受信された超音波信号に基づいて超音波断面画像を生成する超音波信号処理部84とを、含む超音波断面画像測定装置を備えており、この超音波断面画像測定装置によれば、生体圧迫装置18により圧迫されている上腕29内の断面画像が正確に得られる。すなわち、環状の圧迫帯40により上腕29の一部が固定されるので体動の影響が回避されるとともに、生体圧迫装置18の超音波透過板材26による上腕29の圧迫部位と超音波プローブ14により超音波透過板材26を通して得られる上腕29内の断面画像の位置とが一致するので、生体圧迫装置18による圧迫圧力に対する上腕29内の断面画像の形状が、正確に得られる。

【0060】

また、本実施例の動脈血管評価装置10では、電子制御装置22は、超音波断面画像に基づいて生体圧迫装置18による上腕29の一部に対する圧迫圧力を変化させるものであ

10

20

30

40

50

ることから、超音波断面画像中の上腕 29 内の動脈血管 29 a を所望の形状とするように圧迫圧力を変化させることができる。たとえば、電子制御装置 22 は、動脈血管 29 a の断面形状に基づいてその動脈血管 29 a を圧平状態すなわち平坦形状に潰された状態を判定し、1 拍の脈拍周期の一部または全部が圧平状態となるように、生体圧迫装置 18 による上腕 29 の一部に対する圧迫圧力を変化させることができる。

【0061】

また、本実施例の動脈血管評価装置 10 では、電子制御装置 22 により、上腕 20 内の動脈血管 29 a の血管拡張反応の測定に際して、超音波断面画像に基づいて上腕 20 内の動脈血管 29 a の 1 脈波周期の一部において上腕動脈 29 a が潰れた状態たとえば圧平状態とされる脈拍が所定数持続するように、生体圧迫装置 18 による上腕 29 に対する圧迫圧力が制御される。これにより、上腕動脈 29 a 内において乱流が脈拍に同期して繰り返し発生させられるので、上腕動脈 29 a の内皮 L1 に対するずり応力の付与が効率よく行われる。たとえば、上腕動脈 29 a に対して 5 分間の阻血した後に解放することによってずり応力が付与される従来の FMD（血流依存性血管拡張反応）測定に比較して、短時間でずり応力の付与が行われる。これにより、FMD 測定を短時間で行うことが可能となる。

10

【0062】

また、本実施例の動脈血管評価装置 10 では、電子制御装置 22 により、超音波断面画像に基づいて上腕動脈 29 a の 1 脈波周期内において上腕 29 内の上腕動脈 29 a が圧平される脈拍がたとえば所定数或いは所定時間持続するように生体圧迫装置 18 による上腕 29 に対する圧迫圧力を制御することで上腕動脈 29 a にずり応力が与えられた後、生体圧迫装置 18 による圧迫が解放され、超音波断面画像に基づいて上腕動脈 29 a の拡張割合（内腔径の拡張率 R）が算出されることから、FMD（血流依存性血管拡張反応）測定が、短時間で実行される。

20

【0063】

また、本実施例の動脈血管評価装置 10 では、電子制御装置 22 により、超音波断面画像に基づく上腕 29 内の上腕動脈 29 a の形状変化と生体圧迫装置 18 による圧迫圧力の変化との割合から上腕動脈 29 a の血管の硬さ（スティフネス）を示す指標が算出され、出力されることから、上腕動脈 29 a の血管の硬さに基づいた診断が可能となる。たとえば、上腕動脈 29 a にずり応力が与えられた後のその動脈の拡張割合（内腔径の拡張率 R）と併せることにより、動脈硬化に対する一層正確な診断が可能となる。

30

【0064】

また、本実施例の動脈血管評価装置 10 では、電子制御装置 22 により、動脈血管 29 a への穿刺操作に先立って、生体圧迫装置 18 による圧迫圧が増加させられて動脈血管が圧平されることに基づいて上腕 29 内の複数の管状臓器のうちの一部が動脈或いは静脈であることが判定される。これにより、穿刺操作時における血管の誤認が解消されるとともに、穿刺操作中に超音波断面画像から針と静脈との位置が確認されるので、針を静脈に刺す操作が確実且つ容易となる。特に、上記静脈が中心静脈であるときに有効である。

【0065】

以上、本発明の一実施例を図面に基づいて説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

40

【0066】

たとえば、前述の実施例において、前述の密閉容器 16 は、充填されたオイル 28 がもれないように密閉されたものであったが、密閉容器 16 内に空間が形成されるようにオイル 28 が充填されるようにしてもよい。また、密閉容器 16 に替えて、たとえばオイル 28 の漏れを抑止し且つ内圧と外圧とを同じにするための空気通路を形成するブリーザプラグ等を有する開放型の容器が用いられてもよい。

【0067】

また、前述の実施例において、生体圧迫装置 18 は上腕 29 の一部に対して圧迫を加えるものであったが、生体の前腕や、生体の大腿部のような下肢等に対して圧迫を加えるも

50

のであってもよい。

【 0 0 6 8 】

また、前述の超音波プローブ 1 4 は、互いに平行な 2 列の第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A 及び第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B と、それらの長手方向中央部を連結する長軸用超音波アレイ探触子 C とを一平面に有して成る H 型のハイブリッド型の超音波プローブであったが、一平面内において長手方向が交差する少なくとも一對の超音波アレイ探触子を有するものであればよい。上記一對の超音波アレイ探触子の交差角は、直角が好ましいが、やや計算が複雑となることが許容される場合には、必ずしも直角でなくてもよい。

【 0 0 6 9 】

また、前述の実施例の動脈血管評価装置 1 0 では、上腕動脈 2 9 a の形状が測定されていたが、静脈やリンパ管などの管状臓器の形状を測定するものであってもよい。 10

【 0 0 7 0 】

また、前述の実施例の圧迫帯 4 0 には、膨張袋 4 2 がアクチュエータとして備えられていたが、それに替えて、エアーシリンダやモータなどのアクチュエータが備えられていてもよい。

【 0 0 7 1 】

以上、本発明の好適な実施例を図面に基づいて詳細に説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、その趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更が加えられて実施されるものである。

【 符号の説明 】

20

【 0 0 7 2 】

1 0 : 動脈血管評価装置 (超音波断面画像測定装置)

1 2 : 基台

1 4 : 超音波プローブ

1 6 : 密閉容器 (容器)

1 8 : 生体圧迫装置

2 0 : 表示装置

2 2 : 電子制御装置 (制御装置)

2 4 : 開口

2 6 : 超音波透過板材

30

2 8 : オイル (液体)

2 9 : 上腕 (生体)

2 9 a : 動脈血管

3 0 : 上腕載台

3 2 : ブラケット

3 6 : 手掌載置台

3 8 : 可撓性ベルト

4 0 : 圧迫帯

4 2 : 膨張袋 (アクチュエータ)

4 4 : 探触面

40

4 6 : ベース部材

4 8 : 多軸位置決め装置

5 2 : 位置決めモータ駆動回路

5 8 : 空気ポンプ

6 0 : 圧力制御弁

6 4 : 圧力センサ

7 8 : 位置決めモータ駆動制御部

8 0 : 超音波駆動制御部

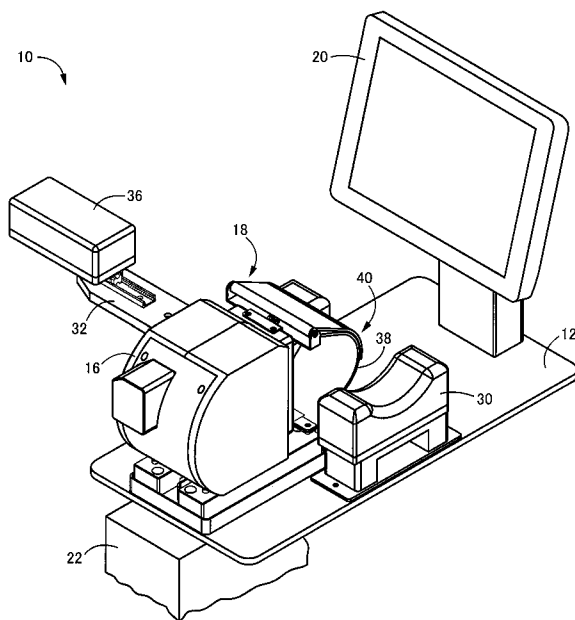
8 2 : 検波処理部

8 4 : 超音波信号処理部

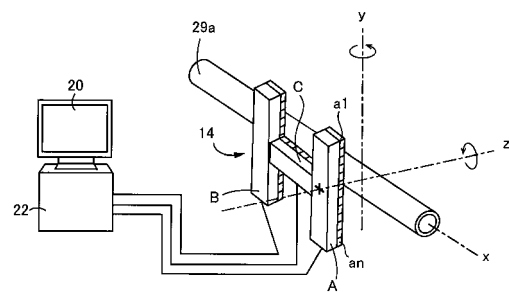
50

- 88 : 圧迫圧制御部
- 90 : 血管状態評価部
- 92 : 表示制御部
- 100 : 血管形状算出部
- 102 : 血管拡張率測定部
- 104 : 血管硬さ測定部
- A : 第1短軸用超音波アレイ探触子
- B : 第2短軸用超音波アレイ探触子
- C : 長軸用超音波アレイ探触子

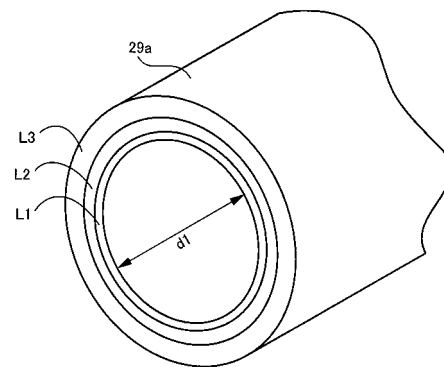
【図1】



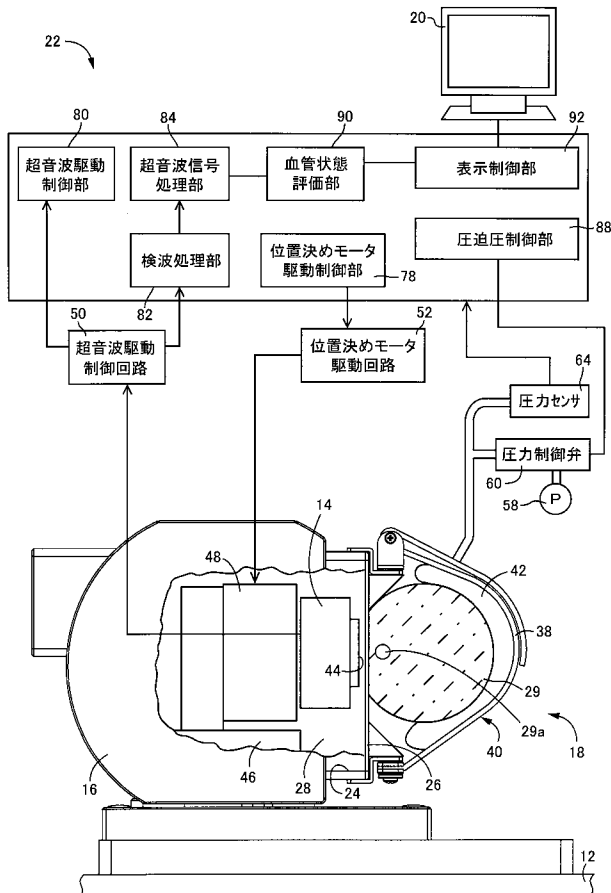
【図2】



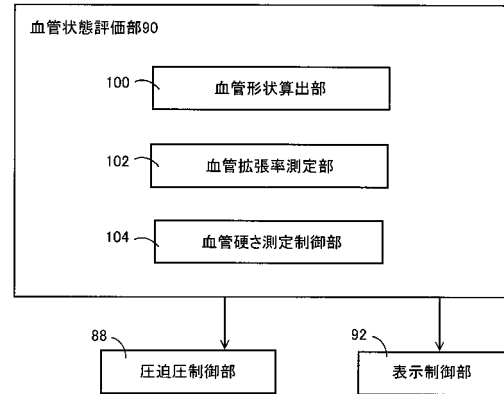
【図3】



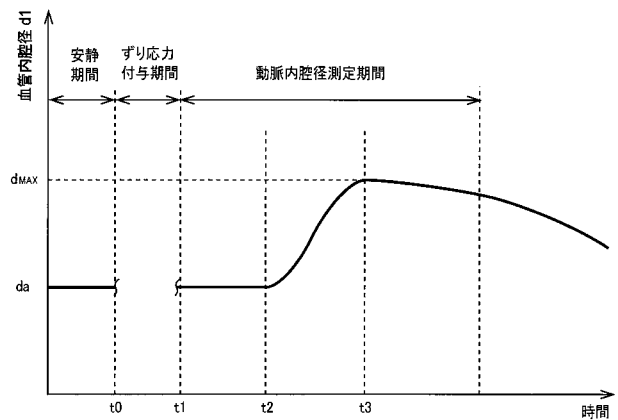
【図 4】



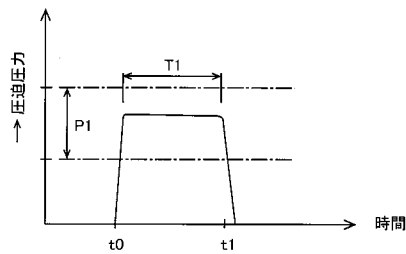
【図 5】



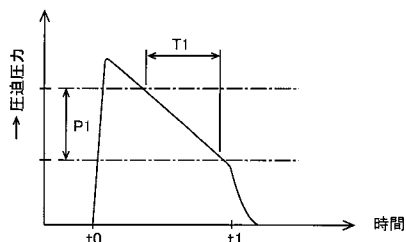
【図 6】



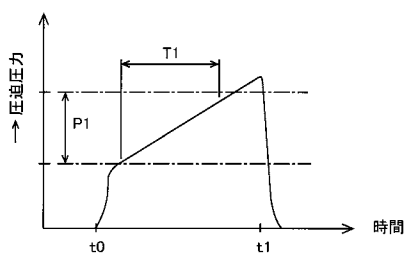
【図 7】



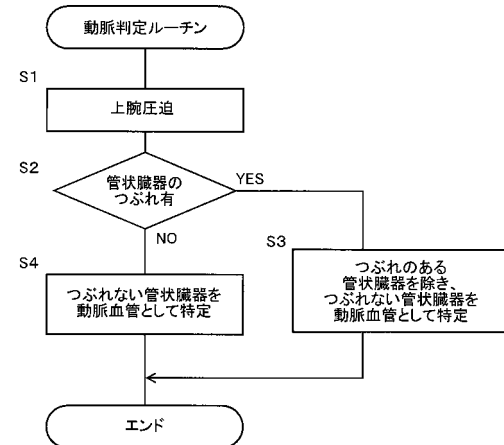
【図 8】



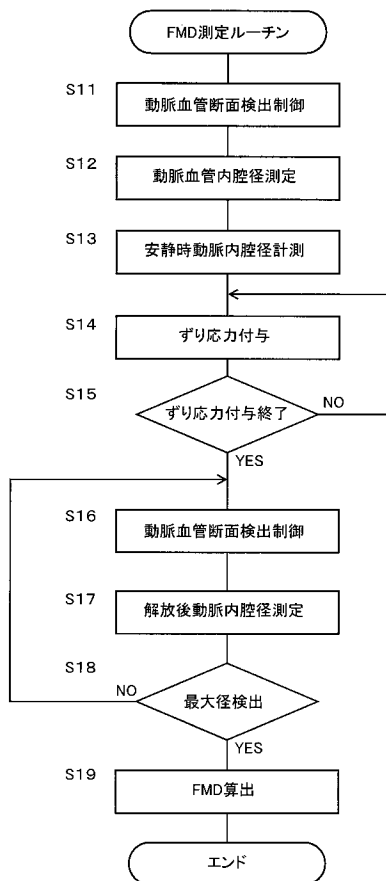
【図 9】



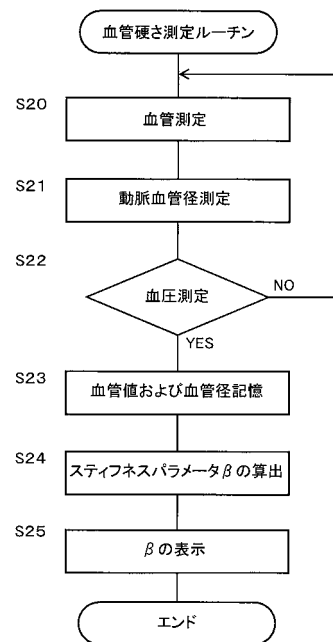
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



【手続補正書】

【提出日】平成29年9月28日(2017.9.28)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体に対する圧迫圧力の変化に対応する前記生体内の超音波断面画像を測定する超音波断面画像測定装置であって、

前記生体の一部に巻回されて前記生体の一部を締めつけるための環状の圧迫帯と、前記圧迫帯の一部において前記生体の一部に密着可能に設けられた超音波透過可能な超音波透過板材と、前記圧迫帯の張力を調節して前記超音波透過板材の前記生体の一部に対する圧迫圧力を変化させることが可能なアクチュエータとを有する生体圧迫装置と、

前記超音波透過板材によってふさがれた開口を有し、液体が充填される容器と、

前記容器内に収容され、前記超音波透過板材を通して前記生体の一部との間で超音波を授受する超音波プローブと、

前記超音波プローブに受信された超音波信号に基づいて前記超音波断面画像を生成する制御装置とを、含む

ことを特徴とする超音波断面画像測定装置。

【請求項 2】

前記制御装置は、前記超音波断面画像に基づいて前記生体圧迫装置による前記生体の一部に対する圧迫圧力を変化させる

ことを特徴とする請求項 1 の超音波断面画像測定装置。

【請求項 3】

前記制御装置は、前記生体の血管拡張反応の測定に際して、前記超音波断面画像に基づいて前記生体の 1 脈波周期の一部において前記生体内の動脈が潰れた状態とされる脈拍が所定数持続するように、前記生体圧迫装置による前記生体の一部に対する圧迫圧力を制御する

ことを特徴とする請求項 1 または 2 の超音波断面画像測定装置。

【請求項 4】

前記制御装置は、前記超音波断面画像に基づいて前記生体の 1 脈波周期内において前記生体内の動脈が潰される脈拍が所定数持続するように前記生体圧迫装置による前記生体の一部に対する圧迫圧力を制御することで前記生体内の動脈にずり応力を与えた後、前記生体圧迫装置による圧迫を解放し、前記超音波断面画像に基づいて前記生体内の動脈の拡張割合を算出する

ことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項の超音波断面画像測定装置。

【請求項 5】

前記制御装置は、前記超音波断面画像に基づく前記生体内の血管の形状変化と前記圧迫装置による圧迫圧力の変化との割合から前記生体内の血管の硬さを示す指標を算出し、出力する

ことを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項の超音波断面画像測定装置。

【請求項 6】

前記制御装置は、前記生体内の血管への穿刺に先立って、前記圧迫装置による圧迫圧力を増加させて前記血管を潰すことに基づいて前記血管が静脈であること判定する

ことを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 項の超音波断面画像測定装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

すなわち、第 1 発明の要旨とするところは、(a) 生体に対する圧迫圧力の変化に対応する前記生体内の超音波断面画像を測定する超音波断面画像測定装置であって、(b) 前記生体の一部に巻回されて前記生体の一部を締めつけるための環状の圧迫帯と、前記圧迫帯の一部において前記生体の一部に密着可能に設けられた超音波透過可能な超音波透過板材と、前記圧迫帯の張力を調節して前記超音波透過板材の前記生体の一部に対する圧迫圧力を変化させることが可能なアクチュエータとを有する生体圧迫装置と、(c) 前記超音波透過板材によってふさがれた開口を有し、液体が充填される容器と、(d) 前記容器内に収容され、前記超音波透過板材を通して前記生体の一部との間で超音波を授受する超音波プローブと、(e) 前記超音波プローブに受信された超音波信号に基づいて前記超音波断面画像を生成する制御装置とを、含むことにある。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0014

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0014】

第 6 発明の要旨とするところは、前記制御装置は、前記生体内の血管への穿刺に先立って、前記圧迫装置による圧迫圧力を増加させて前記血管を圧平することに基づいて前記血管が静脈であること判定することにある。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0015

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0015】

第1発明は、(a)生体に対する圧迫圧力の変化に対応する前記生体内の臓器の超音波断面画像を測定する超音波断面画像測定装置であって、(b)前記生体の一部に巻回されて前記生体の一部を締めつけるための環状の圧迫帯と、前記圧迫帯の一部において前記生体の一部に密着可能に設けられた超音波透過可能な超音波透過板材と、前記圧迫帯の張力を調節して前記超音波透過板材の前記生体の一部に対する圧迫圧力を変化させることが可能なアクチュエータとを有する生体圧迫装置と、(c)前記超音波透過板材によって閉じられた開口を有し、液体が充填される容器と、(d)前記容器内に収容され、前記超音波透過板材を通して前記生体の一部との間で超音波を授受する超音波プローブと、(e)前記超音波プローブに受信された超音波信号に基づいて前記超音波断面画像を生成する制御装置とを、含むことから、前記生体圧迫装置により圧迫されている前記生体内の断面画像が正確に得られる。すなわち、前記環状の圧迫帯により前記生体の一部が固定されるので体動の影響が回避されるとともに、前記生体圧迫装置の超音波透過板材による生体内の圧迫部位と超音波プローブにより超音波透過板材を通して得られる生体内の断面画像の位置とが一致するので、生体圧迫装置による圧迫圧力に対する生体内の断面画像の形状が、正確に得られる。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0020

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0020】

第6発明によれば、前記制御装置により、前記生体内の血管への穿刺操作に先立って、前記圧迫装置による圧迫圧力が増加させられて前記血管が潰すことに基づいて前記血管が静脈であることが判定される。これにより、穿刺操作時における血管の誤認が解消されるとともに、穿刺操作中に超音波断面画像から針と静脈との位置が確認されるので、針を静脈に刺す操作が確実且つ容易となる。

【手続補正6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0043

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0043】

圧迫圧制御部88は、膨張袋42の圧力を検出する圧力センサ64からの信号に応じてその圧迫圧を検出する。そして、図6においては、例えば、圧迫圧制御部88は、ずり応力付与期間完了前の所定時間T1すなわち時点t1前の所定時間T1にわたって圧迫圧(圧迫圧力)を前記所定範囲の圧力値P1であるずり応力付与圧で圧迫し、時点t1において圧迫圧を直ちに大気圧にまで減圧する。圧迫圧制御部88は、ずり応力付与制御部としても機能している。

フロントページの続き

(72)発明者 塚原 弘政

愛知県名古屋市中区栄二丁目6番1号 株式会社ユネクス内

(72)発明者 鈴木 英範

愛知県名古屋市中区栄二丁目6番1号 株式会社ユネクス内

Fターム(参考) 4C017 AA07 AA08 AC40 BC11 BD05 DD11 DE01 DE05 EE01
4C601 DD01 DD06 DD14 DD19 DD23 GB03 JC15 KK28

专利名称(译)	超声波截面图像测量装置		
公开(公告)号	JP2017209453A	公开(公告)日	2017-11-30
申请号	JP2016106841	申请日	2016-05-27
[标]申请(专利权)人(译)	日本电装株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社ユネクス Denso公司		
[标]发明人	益田博之 原田親男 塚原弘政 鈴木英範		
发明人	益田 博之 原田 親男 塚原 弘政 鈴木 英範		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/02 A61B5/0225 A61B5/022		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/1075 A61B8/0891 A61B8/403 A61B8/5223 A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/02.A A61B5/02.636.F A61B5/02.634.Z A61B5/022.400.Z A61B5/0225.F		
F-TERM分类号	4C017/AA07 4C017/AA08 4C017/AC40 4C017/BC11 4C017/BD05 4C017/DD11 4C017/DE01 4C017/DE05 4C017/EE01 4C601/DD01 4C601/DD06 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/GB03 4C601/JC15 4C601/KK28		
其他公开文献	JP6371334B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种具有生物体压缩装置的超声波截面图像测量装置，该生物体压缩装置能够测量与由生物体压缩装置按压的部分处的生物体的压缩压力的变化对应的生物体内器官的截面图像。一种气密容器（16），具有环形压缩带（40），包括超声波传输板构件（26）和由超声波传输板构件（26）封闭并填充油的开口（24）用于通过超声波传输板26与肱动脉29a交换超声波的超声波探头14和基于超声波探头14接收的超声波信号生成超声波断层图像的超声波信号处理单元84。超声波截面图像测量装置包括处理单元84，据此，可以精确地获得由主体压缩机18压缩的上臂29中的横截面图像。点域4

