

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6160487号
(P6160487)

(45) 発行日 平成29年7月12日(2017.7.12)

(24) 登録日 平成29年6月23日(2017.6.23)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14 Z DM

請求項の数 14 (全 40 頁)

(21) 出願番号	特願2013-550424 (P2013-550424)	(73) 特許権者	000001270
(86) (22) 出願日	平成25年4月23日(2013.4.23)		コニカミノルタ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2013/002728		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(87) 国際公開番号	W02013/161277	(74) 代理人	110001900
(87) 国際公開日	平成25年10月31日(2013.10.31)		特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所
審査請求日	平成28年4月8日(2016.4.8)	(74) 代理人	100090446
(31) 優先権主張番号	特願2012-97387 (P2012-97387)		弁理士 中島 司朗
(32) 優先日	平成24年4月23日(2012.4.23)	(72) 発明者	遠間 正真
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内
		(72) 発明者	大宮 淳
			愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置およびその制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波探触子と前記超音波探触子の位置及び角度を測定する位置・角度測定手段が接続可能に構成された超音波診断装置であって、

測定対象である血管に対して前記超音波探触子を介して超音波を送信し、前記超音波探触子を介して前記血管からの反射超音波を受信する送受信処理部と、

前記反射超音波に基づき断面画像を生成する2次元画像生成部と、

前記超音波探触子を前記血管の長軸方向に沿って走査させて取得した複数の短軸断面画像から生成された前記血管の3次元像に基づいて、前記血管における測定対象領域を決定し、当該測定対象領域を含む長軸断面画像を取得できる前記超音波探触子の測定位置及び測定角度を決定する測定位置・角度決定部と、

前記位置・角度測定手段が測定した前記超音波探触子の現在の位置及び角度と、前記測定位置及び測定角度とを比較し、両者の差異が閾値以下であるかどうかを判定する判定部と、

前記測定対象領域における血管壁の特性を算出する特性測定部とを備え、

前記両者の差異が閾値以下であるときに、

前記特性測定部は、前記血管の前記長軸断面画像に基づいて前記血管壁の特性を算出する

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

10

20

表示器がさらに接続可能に構成され、

前記血管の3次元像、前記測定位置及び測定角度、及び前記超音波探触子の現在の位置及び角度を前記表示器に表示させる表示制御部をさらに備えたことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記位置・角度測定手段を、さらに備えたことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項4】

更に前記血管の3次元像を構築する短軸3次元像構築部を備え、

前記短軸3次元構築部は、前記2次元画像生成部によって生成された前記複数の短軸断面画像と、前記各短軸断面画像を取得したときの前記超音波探触子の位置及び角度を示す位置及び角度情報とに基づいて、前記血管の3次元像を構築することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

10

【請求項5】

前記血管は頸動脈であり、前記血管壁の特性は血管壁の内膜中膜複合体厚であることを特徴とする請求項1から4の何れかに記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記測定位置・角度決定部は、頸動脈における総頸動脈球部とパルプ部の境界位置に基づいて前記内膜中膜複合体厚の測定対象領域を決定し、前記超音波探触子による受信信号取得範囲が前記測定対象領域を含むように前記測定位置及び前記角度を決定することを特徴とする請求項5に記載の超音波診断装置。

20

【請求項7】

前記測定位置・角度決定部は、頸動脈における総頸動脈球部、パルプ部、又は内頸動脈部のうち少なくとも1つの部位において前記内膜中膜複合体厚が最大となる最大肥厚位置を検出し、前記超音波探触子による受信信号取得範囲が前記最大肥厚位置を含むように前記測定位置及び前記角度を決定することを特徴とする請求項5に記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記測定位置・角度決定部は、頸動脈における総頸動脈球部、パルプ部、又は内頸動脈部のうち少なくとも1つの部位において前記内膜中膜複合体厚が最大となる最大肥厚位置を検出し、

30

前記特性測定部は、さらに、前記血管の3次元像に基づいて前記最大肥厚位置を含む領域における前記内膜中膜複合体の容積を測定することを特徴とする請求項5に記載の超音波診断装置。

【請求項9】

超音波探触子と前記超音波探触子の位置及び角度を測定する位置・角度測定手段が接続可能に構成された超音波診断装置であって、

測定対象である血管に対して前記超音波探触子を介して超音波を送信し、前記超音波探触子を介して前記血管からの反射超音波を受信する送受信処理部と、

前記反射超音波に基づき断面画像を生成する2次元画像生成部と、

前記超音波探触子を前記血管の長軸方向に走査させて取得した複数の短軸断面画像と、当該各短軸断面画像を取得したときの前記超音波探触子の位置及び角度情報に基づいて、前記血管における測定対象領域を決定し、当該測定対象領域を含む長軸断面画像を取得できる前記超音波探触子の測定位置及び測定角度を決定する測定位置・角度決定部と、

40

前記位置・角度測定手段が測定した前記超音波探触子の現在の位置及び角度と、前記測定位置及び測定角度とを比較し、両者の差異が閾値以下であるかどうかを判定する判定部と、

前記測定対象領域における血管壁の特性を算出する特性測定部とを備え、

前記両者の差異が閾値以下であるときに、

前記送受信処理部は、前記現在の位置及び角度に位置した前記超音波探触子を介して、前記超音波を送信して前記反射超音波を受信し、

50

前記 2 次元画像生成部は、前記反射超音波に基づいて前記血管の長軸断面像を生成し、前記特性測定部は、前記長軸断面画像に基づいて前記血管壁の特性を算出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波探触子と、前記超音波探触子の位置及び角度を測定する位置・角度測定手段と接続可能に構成され、

測定対象である血管に対して前記超音波探触子を介して超音波を送信し、前記超音波探触子を介して前記血管からの反射超音波を受信する送受信処理部と、

前記反射超音波に基づき断面画像を生成する 2 次元画像生成部と、

前記超音波探触子を前記血管の長軸方向に沿って走査させて取得した複数の短軸断面画像と、前記位置・角度測定手段が測定した前記複数の短軸断面画像を取得したときの前記超音波探触子の位置及び角度を示す位置及び角度情報とに基づいて、前記血管の 3 次元像を構築する短軸 3 次元像構築部と、

前記血管の 3 次元像に基づいて、前記血管における測定対象領域を含む長軸断面画像を取得できる前記超音波探触子の第 1 の測定位置・角度情報を決定する短軸情報解析部と、

前記位置・角度測定手段が測定した前記超音波探触子の現在の位置及び角度と、前記第 1 の測定位置・角度情報とを比較し、両者の差異が閾値以下であるかどうかを判定する判定部と、

前記両者の差異が閾値以下であるときに、前記超音波探触子の現在の位置及び角度において生成された長軸断面画像に基づいて、前記測定対象領域を含む長軸断面画像を取得できる前記超音波探触子の測定位置を更新するための測定位置更新情報を決定する長軸情報解析部と、

前記第 1 の測定位置・角度情報と測定位置更新情報とに基づいて、前記測定対象領域を含む長軸断面画像を取得できる前記超音波探触子の第 2 の測定位置・角度情報を決定する測定位置決定部と、

前記測定対象領域における血管壁の特性を算出する特性測定部と、
を備える

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

列状に配置された複数の超音波振動子からなる振動子列が当該列と垂直な行方向に走査可能に構成されてなる超音波探触子が接続可能に構成された超音波診断装置であって、

測定対象である血管に対して、前記超音波探触子を介して超音波を送信し、前記超音波探触子を介して前記血管からの反射超音波を受信する送受信処理部と、

前記受信信号に基づき断面画像を生成する 2 次元画像生成部と、

前記 2 次元画像生成部が生成した前記血管の長軸方向に沿って前記振動子列を行方向に走査して取得した複数の短軸断面画像と、前記複数の短軸断面画像を取得した前記振動子列の行方向位置に基づいて、前記複数の短軸断面画像から抽出した血管壁の輪郭を 3 次元空間内に配置して形成した血管輪郭の 3 次元像に基づいて、血管壁の特性を測定するための前記血管における測定対象領域を決定する測定位置・角度決定部と、

前記測定対象領域を含む長軸断面画像を取得できる前記振動子の列位置を決定し、前記送受信処理部に対し前記列位置において特性測定用の断面画像を取得するための送信処理及び受信処理を指示するスキャン面設定部と、

前記指示に基づき取得した特性測定用の断面画像を解析して前記血管壁の特性を算出する特性測定部と

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

前記超音波探触子は、列状に配置された複数の超音波振動子からなる振動子列が当該列と垂直な行方向に複数配列されている

ことを特徴とする請求項 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

10

20

30

40

50

前記超音波探触子は、列状に配列された複数の超音波振動子からなる振動子列が当該列と垂直方向に移動可能に構成されていることを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

超音波探触子と前記超音波探触子の位置及び角度を測定する位置・角度測定手段が接続可能に構成された超音波診断装置の制御方法であって、

測定対象である血管に対して前記超音波探触子を介して超音波を送信し、前記超音波探触子を介して前記血管からの反射超音波を受信するステップと、

前記反射超音波に基づき断面画像を生成するステップと、

前記超音波探触子を前記血管の長軸方向に沿って走査させて取得した複数の短軸断面画像から生成された前記血管の 3 次元像に基づいて、前記血管における測定対象領域を決定し、当該測定対象領域を含む長軸断面画像を取得できる前記超音波探触子の測定位置及び測定角度を決定するステップと、

前記位置・角度測定手段が測定した前記超音波探触子の現在の位置及び角度と、前記測定位置及び測定角度とを比較し、両者の差異が閾値以下であるかどうかを判定するステップと、

前記両者の差異が閾値以下であるときに前記長軸断面画像に基づいて前記血管の測定対象領域における血管壁の特性を算出するステップとを有する

ことを特徴とする超音波診断装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像を解析して測定対象の位置を自動的に決定し、当該位置の超音波画像を取得できるようユーザーを誘導する超音波診断装置およびその制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

生体の画像診断装置として、エックス線診断装置、MR（磁気共鳴）診断装置、あるいは、超音波診断装置が普及している。なかでも、超音波診断装置は非侵襲性や実時間性などの利点を持ち診断や検診に広く利用されている。診断部位は、心臓、血管、肝臓、乳房など多岐に渡る。特に、近年、動脈硬化のリスク判定を目的とした頸動脈診断が注目されている。

【0003】

以下、超音波診断装置による頸動脈の診断について説明する。図 19 は頸動脈を超音波診断装置を用いてスキャンする際の像の見え方についての説明図である。図 19 (a) は、超音波探触子を示す。超音波探触子には超音波振動子が列状に配置されている。これを超音波振動子列という。本例のように超音波振動子が 1 次元に配置されている場合、超音波振動子の直下の 2 次元のスキャン面の超音波画像が得られる。図 19 (b) に示すように、頸動脈の診断では頸動脈が伸びた方向（以後、「長軸方向」とする）と長軸方向に略直交しかつ皮膚の深さ方向とも略直交な方向（以後、「短軸方向」とする）と 2 方向から見た画像を取得する。頸動脈の短軸方向に超音波探触子をスキャンすると、例えば、図 19 (c) に示すような頸動脈血管の長軸に沿った断面画像が得られる（以後、「長軸断面画像」とする）。他方、長軸方向に超音波探触子をスキャンすると、例えば、図 19 (d) に示すような頸動脈血管を短軸方向に切断した断面画像が得られる（以後、「短軸断面画像」とする）。

【0004】

次に、頸動脈の血管壁の構造について説明する。図 20 は、頸動脈の血管の長軸方向における構造を示した斜視図である。頸動脈は、図 20 に示すように、頸動脈である血管は、中枢側に位置する総頸動脈 213 (Common Carotid Artery: 以下、CCA と略す。)、末梢側に位置する内頸動脈 215 (Internal Carotid Artery: 以下、ICA と略す。) および外頸動脈 216 (Externa

10

20

30

40

50

1 Carotid Artery : 以下、E C A と略す。) とから構成される。そして、C C A 2 1 3 と I C A 2 1 5 および E C A 2 1 6 との間には総頸動脈球部 2 1 4 (B u l b o f t h e C o m m o n C a r o t i d A r t e r y : 以下、B u l b と略す。) がある。また、B u l b 2 1 4 から I C A 2 1 5 と E C A 2 1 6 とに分岐する部分に、総頸動脈分岐部 2 1 7 (B i f u r c a t i o n o f t h e C o m m o n C a r o t i d A r t e r y : 以下、B i f と略す。) がある。

【 0 0 0 5 】

次に、血管壁の構造について説明する。図 2 1 は、動脈の血管壁の構造を示す模式図である。図 2 1 (a)、(b) に示すように、動脈の血管壁は、血管内腔から外方に向けて、内膜、中膜、外膜の 3 層から構成される。そして、血管内腔と内膜との境界を内膜内腔境界、中膜と外膜との境界を外膜中膜境界という。

10

【 0 0 0 6 】

頸動脈診断においては血管壁の厚さを指標として動脈硬化の進行度合いを把握する。動脈硬化の進展に伴い、主に内膜と中膜が肥厚する。従って、超音波による頸動脈診断では、内膜内腔境界と外膜中膜境界を検出することで、内膜と中膜を合わせた内膜中膜複合体の厚み (I n t i m a - M e d i a T h i c k n e s s : 以下、I M T と省略する。) を測定する。内膜中膜複合体が肥大し I M T が局所的に一定値を超えた状態をプラークといい、図 2 1 (c) に示すように血管壁は構造変化をきたす。プラークの大きさによって、投薬、あるいは、外科的にプラークを剥離するなどの治療が必要となる。そのため、内中膜の厚みの正確な測定が診断の鍵となる。

20

【 0 0 0 7 】

しかしながら、内中膜の厚みは測定部位に依存して変化するとともに、検査者にとっては首の内部に存在する頸動脈の 3 次元的な走行形状を把握するのが困難であるため、頸動脈診断においては熟練した手技が必要とされてきた。これに対して、測定の自動化により、高度な手技を必要としない頸動脈診断を実現するための方法が提案されている。例えば、特許文献 1 には、頸動脈の短軸方向に超音波探触子を手動でスキャンして取得した複数の短軸断面画像から頸動脈の 3 次元像を構築し、そこから I M T の測定に用いる長軸断面画像を抽出する技術が提案されている。図 2 2 を用いて、特許文献 1 に記載された方法について説明する。

【 0 0 0 8 】

図 2 2 は、頸動脈の 3 次元像を構築する方法を示す模式図である。まず、頸動脈全体を長軸方向に沿ってスキャンして複数の短軸断面画像を取得し (図 2 2 (a))、短軸断面画像の各フレームから血管輪郭を抽出する (図 2 2 (b))。次に、各フレームの血管輪郭を 3 次元空間内に配置し (図 2 2 (c))、輪郭頂点に基づいてポリゴンを生成するなどして頸動脈の 3 次元像を構築する (図 2 2 (d))。そして、この 3 次元像を解析して I M T を測定するための血管中心軸に沿った長軸断面を抽出する。

30

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 9 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 3 - 3 0 5 0 3 9 号公報

40

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 0 】

I M T 測定はその疾病の性質上、定期的に行う必要があり、正確な診断を行うためには毎回同一の位置で I M T 測定を行うことが望ましい。ところが、特許文献 1 には、I M T を測定するために頸動脈の 3 次元像から血管中心軸に沿った長軸断面画像を抽出する方法が開示されているが、I M T 測定に適した超音波探触子の位置及び角度を精度よく決定できる技術は開示されていない。

【 0 0 1 1 】

したがって、従来の技術では、I M T の測定対象領域を抽出しそこへ超音波探触子を案

50

内する操作は、操作者が自ら行わなければならなかった。その結果、熟練者でなければ測定が難しく、また測定の精度を高めるためには検査時間を要した。

【0012】

本発明は、上記問題点に鑑み、熟練者でなくとも簡便な操作でIMTを測定できる超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記目的を達成するために、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、超音波探触子と前記超音波探触子の位置及び角度を測定する位置・角度測定手段が接続可能に構成された超音波診断装置であって、測定対象である血管に対して前記超音波探触子を介して超音波を送信し、前記超音波探触子を介して前記血管からの反射超音波を受信する送受信処理部と、前記反射超音波に基づき断面画像を生成する2次元画像生成部と、前記超音波探触子を前記血管の長軸方向に沿って走査させて取得した複数の短軸断面画像から生成された前記血管の3次元像に基づいて、前記血管における測定対象領域を決定し、当該測定対象領域を含む長軸断面画像を取得できる前記超音波探触子の測定位置及び測定角度を決定する測定位置・角度決定部と、前記位置・角度測定手段が測定した前記超音波探触子の現在の位置及び角度と、前記測定位置及び測定角度とを比較し、両者の差異が閾値以下であるかどうかを判定する判定部と、前記測定対象領域における血管壁の特性を算出する特性測定部とを備え、前記両者の差異が閾値以下であるときに、前記特性測定部は、前記血管の前記長軸断面画像に基づいて前記血管壁の特性を算出することを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明に係る超音波診断装置は、熟練者でなくとも簡便な操作でIMTを迅速に測定することができ、未熟練者によるIMT測定の精度と再現性を改善できる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】実施の形態1に係る超音波診断装置10の構成を示すブロック図である。

【図2】実施の形態1に係る超音波診断装置10の機能の概要を示す概略図である。

【図3】実施の形態1に係る超音波診断装置10の動作を示すフローチャートである。

【図4】実施の形態1に係る超音波診断装置10におけるステップS202の動作を説明する図である。

【図5】実施の形態1に係る超音波診断装置10におけるナビゲーション用情報の表示例である。

【図6】実施の形態2に係る超音波診断装置20の機能構成を示すブロック図である。

【図7】実施の形態2に係る超音波診断装置20において短軸断面画像と長軸断面画像の両方の解析結果を併用する手法を説明する概略図である。

【図8】実施の形態2に係る超音波診断装置20の動作を示すフローチャートである。

【図9】実施の形態2に係る超音波診断装置20における長軸断面画像と測定対象領域との関係を説明する図である。

【図10】実施の形態2に係る超音波診断装置20におけるIMT測定時の測定位置・角度情報の決定フロー、および、Max-IMT測定時の測定位置・角度情報の決定フローを示すフローチャートである。

【図11】実施の形態3に係る超音波診断装置30の構成を示すブロック図である。

【図12】実施の形態3に係る超音波診断装置30におけるプラーク容積の測定方法を説明する図である。

【図13】実施の形態3に係る超音波診断装置30の動作を示すフローチャートである。

【図14】実施の形態4に係る超音波診断装置40の構成を示すブロック図である。

【図15】実施の形態4に係る超音波診断装置40に用いる超音波探触子91の模式図である。

【図16】実施の形態4に係る超音波診断装置40の動作を示すフローチャートである。

10

20

30

40

50

【図17】実施の形態4の変形例に係る超音波診断装置40Aに用いる超音波探触子92の模式図である。

【図18】実施の形態5に係る超音波画像解析方法を、フレキシブルディスク等の記録媒体に記録されたプログラムを用いて、コンピュータシステムにより実施する場合の説明図である。

【図19】頸動脈を超音波診断装置を用いてスキャンする際の像の見え方についての説明図である。

【図20】頸動脈の血管の長軸方向における構造を示した斜視図である。

【図21】動脈の血管壁の構造を示す模式図である。

【図22】従来の超音波診断装置における頸動脈の3次元像を構築する方法を示す模式図である。

10

【図23】超音波診断装置における発明者らが想定したIMT測定に適した超音波画像を取得するための測定対象血管断面の位置及び角度を規定する方法について説明した模式図である。

【図24】発明者らが想定した超音波画像解析装置00の構成を示すブロック図である。

【図25】発明者らが想定した超音波診断装置00の動作を示すフローチャートである。

【図26】発明者らが想定した超音波画像解析装置00を用いて頸動脈を短軸方向にスキャンして取得した複数の短軸断面画像から生成した短軸3次元像から抽出した長軸方向の断面図である。

【発明を実施するための形態】

20

【0016】

本発明を実施するための形態に至った経緯について

発明者らは超音波診断装置においてIMTの測定対象範囲を決定するために各種の検討を行った。

【0017】

図23は、超音波診断装置における発明者らが想定したIMT測定に適した超音波画像を取得するための測定対象血管断面の位置及び角度を規定する方法について説明した模式図である。図23(a)は、IMT測定に適した超音波画像を取得するための血管断面の位置及び角度を3次元像上に示した説明図である。尚、測定位置や角度は診断目的に応じて異なる場合がある。例えば、血管の長軸方向においては、図23(b)に示すように、動脈硬化の検診におけるIMT測定では頸動脈の外形形状に基づき設定した測定基準位置から所定の距離にある範囲を測定対象領域として規定する。短軸方向の面内においては、図23(c)に示すように、3次元像を構成する各フレームにおける短軸断面画像から抽出した血管輪郭の中心を結んだ線(以降、「中心線」とする)を通る任意平面(以降、「最大活面」とする)に、測定対象となる断面を規定する。短軸断面における最大活面の角度は操作者が入力する。このようにして決定した測定対象断面にあたる3次元像を解析してのIMTを算出する。

30

【0018】

図24は、発明者らが想定した超音波診断装置00の構成を示すブロック図である。超音波診断装置00は、超音波画像取得部001、短軸3次元像構築部002、測定位置角度決定部003、および、短軸情報測定部004とから構成される。超音波探触子を頸動脈の短軸方向にスキャンして取得した短軸断面画像から頸動脈の3次元像を構築し、3次元像に基づいて長軸断面に沿った所定位置を規定し、その位置に相当する3次元像からIMTを測定する。

40

【0019】

超音波画像取得部001は、頸動脈を長軸方向に沿ってスキャンして複数の短軸断面画像shCineを取得し、短軸3次元像構築部002に入力する。短軸3次元像構築部002は、短軸断面画像shCineから頸動脈の輪郭を抽出して、3次元空間内に配置して3次元像(以降、「短軸3次元像」とする)を構築する。測定位置角度決定部003は、操作者からの入力に基づいてIMTの測定位置と短軸断面における最大活面の角度を決定する。短軸

50

情報測定部 004 は、測定位置と最大活面により規定される血管断面に相当する短軸 3 次元像から I M T を測定する。

【 0 0 2 0 】

図 25 は、発明者らが想定した超音波画像解析装置 00 の動作を示すフローチャートである。ステップ S 0 0 1 において頸動脈を長軸方向に沿ってスキャンして短軸 3 次元像を構築する。続いて、ステップ S 0 0 2 では、短軸 3 次元像を解析し操作者からの入力に基づいて I M T の測定位置と最大活面を決定し、ステップ S 0 0 3 において、短軸 3 次元像から I M T を測定する。

【 0 0 2 1 】

超音波画像解析装置 00 では、超音波探触子により頸動脈を長軸方向に沿って走査して取得した複数の短軸断面画像から生成した短軸 3 次元像に基づいて I M T を測定していた。図 26 は、発明者らが想定した超音波画像解析装置 00 を用いて頸動脈を長軸方向に沿ってスキャンして取得した複数の短軸断面画像から生成した短軸 3 次元像から抽出した長軸方向の断面図である。血管は心拍に同期して拍動するため、拍動に応じて血管輪郭位置及び大きさが変化する。頸動脈を長軸方向に沿ってスキャンする際には、超音波探触子を長軸方向に沿って移動させながら頸動脈全体をスキャンするため、フレーム毎に拍動周期における異なる時相にて短軸断面画像を取得することとなる。その結果、異なる時相で取得した短軸断面画像間の血管輪郭の大きさが変動する。また、異なる時相で取得した短軸断面画像から生成した短軸 3 次元像から抽出した長軸断面にも、図 26 に示すように凹凸が発生する。さらに、拍動に伴って長軸方向断面における血管壁の厚さも長軸方向に沿って変動するため、長軸方向断面内で I M T の測定結果も変動する。したがって、頸動脈を短軸方向にスキャンして取得した短軸断面画像からは I M T を正しく測定できないことが懸念される。

【 0 0 2 2 】

上述したように、頸動脈の血管壁の I M T を測定する場合、I M T の測定対象領域を自動的に決定するために、被検体の頸動脈の外形形状、例えば C C A - B u l b 境界 219 に基づき設定した測定基準位置から所定の距離にある範囲を測定対象位置として規定することができる。

【 0 0 2 3 】

発明者らは、短軸 3 次元像から測定対象領域を特定し、この測定対象領域に超音波探触子を位置合わせして長軸断面画像を新たに取得することができれば、拍動の影響を受けずに I M T を測定することに着目した。そして、そのためには超音波探触子の位置及び角度を把握する手段と、超音波探触子を測定対象領域の長軸断面画像を取得するための測定位置及び角度へ導く方法を確認することが必要と考えた。そこで、発明者らは被検体の頸動脈の I M T を測定するための測定対象範囲の決定し、この測定対象範囲の超音波画像を取得するための超音波探触子の位置及び角度への超音波探触子を簡便に案内する方法について鋭意検討を行い、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置に想到するに至った。

【 0 0 2 4 】

以下、実施の形態に係る超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法について、図面を参照しながら説明する。

【 0 0 2 5 】

本発明を実施するための形態の概要

本発明を実施するための形態の一態様である超音波診断装置は、超音波探触子と前記超音波探触子の位置及び角度を測定する位置・角度測定手段が接続可能に構成された超音波診断装置であって、測定対象である血管に対して前記超音波探触子を介して超音波を送信し、前記超音波探触子を介して前記血管からの反射超音波を受信する送受信処理部と、前記反射超音波に基づき断面画像を生成する 2 次元画像生成部と、前記超音波探触子を前記血管の長軸方向に沿って走査させて取得した複数の短軸断面画像から生成された前記血管の 3 次元像に基づいて、前記血管における測定対象領域を決定し、当該測定対象領域を含む長軸断面画像を取得できる前記超音波探触子の測定位置及び測定角度を決定する測定位

10

20

30

40

50

置・角度決定部と、前記位置・角度測定手段が測定した前記超音波探触子の現在の位置及び角度と、前記測定位置及び測定角度とを比較し、両者の差異が閾値以下であるかどうかを判定する判定部と、前記測定対象領域における血管壁の特性を算出する特性測定部とを備え、前記両者の差異が閾値以下であるときに、前記特性測定部は、前記血管の前記長軸断面画像に基づいて前記血管壁の特性を算出することを特徴とする。

【0026】

また、別の態様では、表示器がさらに接続可能に構成され、前記血管の3次元像、前記測定位置及び測定角度、及び前記超音波探触子の現在の位置及び角度を前記表示器に表示させる表示制御部をさらに備えた構成であってもよい。

【0027】

また、別の態様では、記位置・角度測定手段を、さらに備えた構成であってもよい。

【0028】

また、別の態様では、更に前記血管の3次元像を構築する短軸3次元像構築部を備え、前記短軸3次元構築部は、前記2次元画像生成部によって生成された前記複数の短軸断面画像と、前記各短軸断面画像を取得したときの前記超音波探触子の位置及び角度を示す位置及び角度情報とに基づいて、前記血管の3次元像を構築する構成であってもよい。

【0029】

また、別の態様では、前記血管は頸動脈であり、前記血管壁の特性は血管壁の内膜中膜複合体厚である構成であってもよい。

【0030】

また、別の態様では、前記測定位置・角度決定部は、頸動脈における総頸動脈球部とバルブ部の境界位置に基づいて前記内膜中膜複合体厚の測定対象領域を決定し、前記超音波探触子による受信信号取得範囲が前記測定対象領域を含むように前記測定位置及び前記角度を決定する構成であってもよい。

【0031】

また、別の態様では、前記測定位置・角度決定部は、頸動脈における総頸動脈球部、バルブ部、又は内頸動脈部のうち少なくとも1つの部位において前記内膜中膜複合体厚が最大となる最大肥厚位置を検出し、前記超音波探触子による受信信号取得範囲が前記最大肥厚位置を含むように前記測定位置及び前記角度を決定する構成であってもよい。

【0032】

また、別の態様では、前記測定位置・角度決定部は、頸動脈における総頸動脈球部、バルブ部、又は内頸動脈部のうち少なくとも1つの部位において前記内膜中膜複合体厚が最大となる最大肥厚位置を検出し、前記特性測定部は、さらに、前記血管の3次元像に基づいて前記最大肥厚位置を含む領域における前記内膜中膜複合体の容積を測定する構成であってもよい。

【0033】

また、別の態様では、超音波探触子と前記超音波探触子の位置及び角度を測定する位置・角度測定手段が接続可能に構成された超音波診断装置であって、測定対象である血管に対して前記超音波探触子を介して超音波を送信し、前記超音波探触子を介して前記血管からの反射超音波を受信する送受信処理部と、前記反射超音波に基づき断面画像を生成する2次元画像生成部と、前記超音波探触子を前記血管の長軸方向に走査させて取得した複数の短軸断面画像と、当該各短軸断面画像を取得したときの前記超音波探触子の位置及び角度情報に基づいて、前記血管における測定対象領域を決定し、当該測定対象領域を含む長軸断面画像を取得できる前記超音波探触子の測定位置及び測定角度を決定する測定位置・角度決定部と、前記位置・角度測定手段が測定した前記超音波探触子の現在の位置及び角度と、前記測定位置及び測定角度とを比較し、両者の差異が閾値以下であるかどうかを判定する判定部と、前記測定対象領域における血管壁の特性を算出する特性測定部とを備え、前記両者の差異が閾値以下であるときに、前記送受信処理部は、前記現在の位置及び角度に位置した前記超音波探触子を介して、前記超音波を送信して前記反射超音波を受信し、前記2次元画像生成部は、前記反射超音波に基づいて前記血管の長軸断面像を生成し、

10

20

30

40

50

前記特性測定部は、前記長軸断面画像に基づいて前記血管壁の特性を算出する構成であってもよい。

【0034】

また、別の態様では、超音波探触子と、前記超音波探触子の位置及び角度を測定する位置・角度測定手段と接続可能に構成され、測定対象である血管に対して前記超音波探触子を介して超音波を送信し、前記超音波探触子を介して前記血管からの反射超音波を受信する送受信処理部と、前記反射超音波に基づき断面画像を生成する2次元画像生成部と、前記超音波探触子を前記血管の長軸方向に沿って走査させて取得した複数の短軸断面画像と、前記位置・角度測定手段が測定した前記複数の短軸断面画像を取得したときの前記超音波探触子の位置及び角度を示す位置及び角度情報とに基づいて、前記血管の3次元像を構築する短軸3次元像構築部と、前記血管の3次元像に基づいて、前記血管における測定対象領域を含む長軸断面画像を取得できる前記超音波探触子の第1の測定位置・角度情報を決定する短軸情報解析部と、前記位置・角度測定手段が測定した前記超音波探触子の現在の位置及び角度と、前記第1の測定位置・角度情報とを比較し、両者の差異が閾値以下であるかどうかを判定する判定部と、前記両者の差異が閾値以下であるときに、前記超音波探触子の現在の位置及び角度において生成された長軸断面画像に基づいて、前記測定対象領域を含む長軸断面画像を取得できる前記超音波探触子の測定位置を更新するための測定位置更新情報を決定する長軸情報解析部と、前記第1の測定位置・角度情報と測定位置更新情報とに基づいて、前記測定対象領域を含む長軸断面画像を取得できる前記超音波探触子の第2の測定位置・角度情報を決定する測定位置決定部と、前記測定対象領域における血管壁の特性を算出する特性測定部と、を備える構成であってもよい。

【0035】

また、別の態様では、列状に配置された複数の超音波振動子からなる振動子列が当該列と垂直な行方向に走査可能に構成されてなる超音波探触子が接続可能に構成された超音波診断装置であって、測定対象である血管に対して、前記超音波探触子を介して超音波を送信し、前記超音波探触子を介して前記血管からの反射超音波を受信する送受信処理部と、前記受信信号に基づき断面画像を生成する2次元画像生成部と、前記2次元画像生成部が生成した前記血管の長軸方向に沿って前記振動子列を行方向に走査して取得した複数の短軸断面画像と、前記複数の短軸断面画像を取得した前記振動子列の行方向位置に基づいて、前記複数の短軸断面画像から抽出した血管壁の輪郭を3次元空間内に配置して形成した血管輪郭の3次元像に基づいて、血管壁の特性を測定するための前記血管における測定対象領域を決定する測定位置・角度決定部と、前記測定対象領域を含む長軸断面画像を取得できる前記振動子の列位置を決定し、前記送受信処理部に対し前記列位置において特性測定用の断面画像を取得するための送信処理及び受信処理を指示するスキャン面設定部と、前記指示に基づき取得した特性測定用の断面画像を解析して前記血管壁の特性を算出する特性測定部とを備えた構成であってもよい。

【0036】

また、別の態様では、前記超音波探触子は、列状に配置された複数の超音波振動子からなる振動子列が当該列と垂直な行方向に複数配列されている構成であってもよい。

【0037】

また、別の態様では、前記超音波探触子は、列状に配列された複数の超音波振動子からなる振動子列が当該列と垂直方向に移動可能に構成されている構成であってもよい。

【0038】

本発明を実施するための形態の一態様である超音波診断装置の制御方法は、超音波探触子と前記超音波探触子の位置及び角度を測定する位置・角度測定手段が接続可能に構成された超音波診断装置の制御方法であって、測定対象である血管に対して前記超音波探触子を介して超音波を送信し、前記超音波探触子を介して前記血管からの反射超音波を受信するステップと、前記反射超音波に基づき断面画像を生成するステップと、前記超音波探触子を前記血管の長軸方向に沿って走査させて取得した複数の短軸断面画像から生成された前記血管の3次元像に基づいて、前記血管における測定対象領域を決定し、当該測定対象

領域を含む長軸断面画像を取得できる前記超音波探触子の測定位置及び測定角度を決定するステップと、前記位置・角度測定手段が測定した前記超音波探触子の現在の位置及び角度と、前記測定位置及び測定角度とを比較し、両者の差異が閾値以下であるかどうかを判定するステップと、前記両者の差異が閾値以下であるときに前記長軸断面画像に基づいて前記血管の測定対象領域における血管壁の特性を算出するステップとを有することを特徴とする。

【0039】

実施の形態1

以下、実施の形態1に係る超音波診断装置について、図面を参照しながら説明する。

【0040】

実施の形態1に係る超音波診断装置10は、測定対象である血管の血管壁の特性を測定する際に、特性を測定するための血管における測定対象領域を決定し、測定対象領域を含むスキャン面で超音波画像を取得できる超音波探触子の測定位置及び測定角度を自動的に決定する。ここで、「スキャン面」とは超音波画像を取得できる領域をさす。そのうえで、操作者が測定位置及び測定角度により示されるスキャン面で超音波画像を取得できるように表示画面により案内する。さらに、検査者が操作する超音波探触子の位置及び角度が測定位置及び測定角度に合致したかどうかを自動的に判定して、合致した場合にはその位置及び角度において取得した超音波画像から血管壁の特性を測定するという特徴を有する。本実施の形態では、測定対象である血管の血管壁の特性として、頸動脈のIMTを例に説明する。

【0041】

<構成について>

(全体構成)

図1は、実施の形態1に係る超音波診断装置10の機能構成を示すブロック図である。

図2は、実施の形態1に係る超音波診断装置10の機能の概要を示す概略図である。

【0042】

超音波診断装置1は、図1に示すように、被験体に対して超音波を送受信する超音波探触子90、超音波探触子90の位置及び角度を測定する探触子位置・角度測定手段104、情報を表示する表示器80の各々が電氣的に接続可能に構成されている。図1は、超音波診断装置10に超音波探触子90、探触子位置・角度測定手段104及び表示器80が接続された状態を示す。超音波診断装置10は、送受信処理部100、2次元画像生成部101、短軸3次元像構築部102、測定位置・角度決定部103、判定部105、特性測定部106および表示制御部107を備える。

【0043】

(超音波探触子90)

超音波探触子90は、図示しない複数の圧電素子が列状に配列された振動子列を有する。超音波探触子90は、後述の送受信処理部100から供給されたパルス状または連続波の電気信号である送信信号をパルス状または連続波の超音波に変換し、振動子列を被検体の皮膚表面に接触させた状態で被検体の皮膚表面から頸動脈に向けて超音波ビームを照射する。ここでは、頸動脈の短軸断面の2次元画像を取得するために、振動子列が頸動脈の長軸方向と垂直となるように超音波探触子90を配置し、超音波ビームを発射する。そして、超音波探触子90は、被検体からの反射超音波である超音波エコー信号を受信し、振動子列によりエコー信号を電気信号に変換して、この電気信号を送受信処理部100に供給する。

【0044】

そして、頸動脈の短軸断面画像を複数取得できるように、超音波探触子90の振動子列を頸動脈の長軸方向とは略垂直方向に配置した状態で、超音波探触子90を頸動脈の長軸方向に沿って走査する。以下、この操作を「ハンドスキャン」という。図2(a)は、超音波探触子90を頸動脈の長軸方向にハンドスキャンする状態を示す模式図である。超音波探触子90の振動子列を皮膚表面に当接させ、頸動脈の長軸方向に沿って一方向に移動

10

20

30

40

50

させた状態で、超音波ビームを送信する。この際、一定の間隔にて短軸断面画像を複数取得するために、超音波探触子の移動は、頸動脈の長軸方向に沿って一定速度で行うことが望ましい。

【 0 0 4 5 】

尚、短軸断面画像を取得する測定面の位置の許容誤差が、例えば 0 . 2 5 m m である場合には、長軸方向に沿って 2 0 フレーム / s e c において 5 m m / s e c の速度で走査することが好ましい。

【 0 0 4 6 】

このようにして、超音波探触子 9 0 は、超音波探触子 9 0 を移動させた位置に対応する頸動脈の短軸断面の超音波エコー信号を受信する。そして、この超音波エコー信号に基づき電気信号に変換した信号を順次、送受信処理部 1 0 0 に供給する。

10

【 0 0 4 7 】

(探触子位置・角度測定手段 1 0 4)

探触子位置・角度測定手段 1 0 4 は、超音波探触子 9 0 の位置及び角度を測定し、後述する短軸 3 次元像構築部 1 0 2 及び判定部 1 0 5 に出力する。探触子位置・角度測定手段 1 0 4 は、例えば、図 2 (a) に示すように、C C D カメラ等の撮像手段 1 0 4 a と超音波探触子 9 0 に取り付けられた、例えば異なる 4 箇所 に設けられた光学マーカ 1 0 4 b とから構成される。各光学マーカ 1 0 4 b を撮像手段 1 0 4 a で撮影し、各光学マーカ 1 0 4 b の位置、各光学マーカ 1 0 4 b の相対的な位置関係、及びそれらの変化から、超音波探触子 9 0 の 3 次元空間における位置及び角度をリアルタイムで測定する。ここで、I M T の検査時間内では被検体は動かないこと、及び操作者は被検体の頸動脈の長軸方向に沿って超音波探触子 9 0 を走査するハンドスキャンにより少なくとも頸動脈の短軸断面画像が取得できる程度の手技を有することが前提となる。これにより、操作者がハンドスキャンにより複数の頸動脈の短軸断面画像を取得したときに、各短軸断面画像を取得した超音波探触子 9 0 の位置及び角度を測定することができる。各短軸断面画像を取得した超音波探触子 9 0 の位置及び角度は、探触子位置・角度測定手段 1 0 4 により、ハンドスキャンによって取得された順番とともに後述する短軸 3 次元像構築部 1 0 2 及び判定部 1 0 5 に送信される。

20

【 0 0 4 8 】

図 2 (a) は、超音波探触子 9 0 の位置及び角度を探触子位置・角度測定手段 1 0 4 で測定する場合の一例である。撮像手段 1 0 4 a を用いて光学マーカ 1 0 4 b の像を取得するため、超音波探触子 9 0 が移動しても光学マーカ 1 0 4 b が撮像手段 1 0 4 a に対して死角とならない位置に撮像手段 1 0 4 a が配置される。ここでは、一例として被検者の上方に撮像手段 1 0 4 a を配置し死角となる場合を減少している。なお、撮像手段 1 0 4 a を複数配置すれば、光学マーカ 1 0 4 b のいずれか 1 つの撮像手段 1 0 4 a から見えればよいため、死角を更に低減できる。このように超音波探触子 9 0 の位置及び角度が測定できる状態で頸動脈を長軸方向に沿って走査する。

30

【 0 0 4 9 】

(送受信処理部 1 0 0)

送受信処理部 1 0 0 は、超音波探触子 9 0 に超音波ビームを送信させるためのパルス状または連続波の電気信号を生成し、送信信号として超音波探触子 9 0 へ供給する送信処理を行う。

40

【 0 0 5 0 】

送受信処理部 1 0 0 は、超音波探触子 9 0 から受信した電気信号を増幅して A / D 変換を行い、受信信号を生成する受信処理を行う。この受信信号は、例えば、振動子列に沿った方向と振動子列から離れる深さ方向からなる複数の信号からなり、各信号はエコー信号の振幅から変換された電気信号を A / D 変換したデジタル信号である。ここでは、上述のハンドスキャンに対応した複数フレームの頸動脈の短軸断面の受信信号が生成される。これら複数フレームの受信信号は、2 次元画像生成部 1 0 1 に供給される。

【 0 0 5 1 】

50

(2次元画像生成部 101)

2次元画像生成部101は、受信信号に基づき、フレーム毎に対応した頸動脈の短軸画像である2次元画像shCineを生成し、3次元像構築部102へ供給する。この2次元画像shCineは、主に受信信号に対し直交座標系に対応するように座標変換を施した画像信号である。これら2次元画像shCineはハンドスキャンによって取得された順番とともに短軸3次元像構築部102に供給される。

【 0052 】

(短軸3次元像構築部 102)

短軸3次元像構築部102は、2次元画像shCineから頸動脈の血管の輪郭を抽出する。図2(b)に示すように、血管の輪郭の抽出は短軸断面画像に基づき、例えばエッジ検出処理のような一般的な画像処理手法を用いて血管壁部分の輪郭を抽出する。そして、探触子位置・角度測定手段104から受信した各短軸断面画像を取得した超音波探触子90の位置及び角度から算出したスキャン面の位置及び角度に基づき血管輪郭を3次元空間内にマッピングして頸動脈の3次元像を構築する。この際、短軸断面画像毎の輪郭頂点からポリゴンを生成するなどして、頸動脈の3次元像を構築する。3次元空間内にマッピングした血管輪郭とその座標shContを測定位置・角度決定部103に出力する。

10

【 0053 】

(測定位置・角度決定部 103)

測定位置・角度決定部103は、血管輪郭とその座標shContに基づいて血管輪郭の3次元形状を解析し、IMT測定用の長軸断面画像を取得できるスキャン面を構成する超音波探触子90の位置と角度を示す測定位置・角度情報locRefと、IMTの測定範囲を示す測定範囲情報mesRanとを決定する。

20

【 0054 】

例えば、血管輪郭とその座標shContに基づいて、血管外膜の外径の長軸方向における変化を算出しその変曲点を、CCA213と総頸動脈球部214との境界219(以後、「CCA-Bulb境界219」と略称する)として検出する。そして、CCA-Bulb境界219を起点としてCCA213側に向けて1cmの範囲を始点とする1~2cmの範囲をIMT測定範囲212とし、測定範囲情報mesRanとして出力する。さらに、IMT測定範囲212を含むスキャン面の長軸断面画像を取得できる超音波探触子90の位置及び角度を求め、測定位置・角度情報locRefとして出力する。

30

【 0055 】

しかしながら、測定位置及び角度の決定は上記方法には限られず、他の方法を用いても良い、例えば、血管外膜の位置やIMTの長軸方向における変化を算出しその変曲点をCCA-Bulb境界219として検出し、これを起点として所定の範囲をIMT測定範囲212として規定することも可能である。

【 0056 】

また、IMT測定は、頸動脈の血管中心を通る最大活面で行うことが望ましい。最大断面においては、短軸像の血管輪郭における前壁と後壁に対して超音波信号が略垂直に入射するため、超音波振動子において取得可能な反射波の強度が高まるためである。

【 0057 】

また、測定位置・角度決定部103は、測定位置・角度情報locRefと測定範囲情報mesRanとを表示制御部107に出力する。そして、操作者がスキャン面の位置と角度を示す測定位置・角度に超音波探触子90を持って行けるようナビゲーションが行われる。

40

【 0058 】

(判定部 105)

判定部105は、探触子位置・角度測定手段104から操作者が操作する超音波探触子90の位置及び角度を示す位置及び角度情報locCurを受信する。

【 0059 】

判定部105は、測定位置・角度情報locRefと位置・角度情報locCurとを

50

比較して、両者の差異が所定の閾値以下であるかどうか判定する。ここで、探触子位置・角度測定手段104から直接得られるのは超音波探触子90の位置及び角度を示す位置及び角度情報10cCurである。他方、測定位置・角度情報10cRefは、IMT測定用の長軸断面画像を取得できるスキャン面を構成する超音波探触子90の位置と角度を示す情報である。判定部105は、両者を直接比較することができる。

【0060】

なお、位置及び角度情報10cCurが超音波探触子90の位置及び角度を示し、測定位置・角度情報10cRefが、例えば、IMT測定用の長軸断面画像を取得できるスキャン面の位置及び角度を示す場合には、直接比較することはできない。その場合、測定位置・角度情報10cRefを上記スキャン面を構成する超音波探触子90の位置及び角度

10

【0061】

または、位置及び角度情報10cCurが超音波探触子90の構成するスキャン面の位置及び角度を示し、測定位置・角度情報10cRefがIMT測定用の長軸断面画像を取得できるスキャン面の位置及び角度を示す構成とし、両者を直接比較する構成としてもよい。

【0062】

そして、判定部105は、操作者が操作する超音波探触子90の位置及び角度を示す位置及び角度情報10cCurを表示制御部107に出力する。

【0063】

判定部105は、測定位置・角度情報10cRefと位置・角度情報10cCurとの差異が所定の閾値以下であるとなったときに、送受信処理部100に対し特性測定用の長軸断面画像を取得するための送信処理及び受信処理を行うよう指示して、長軸断面画像を再度取得してもよい

20

送受信処理部100から受信信号を受けた2次元画像生成部101は、受信信号に基づき長軸画像である2次元画像shCineを生成し、後述する特性測定部106へ供給する。

【0064】

(特性測定部106)

特性測定部106は、2次元画像shCineを2次元画像生成部101から取得し、測定範囲情報mesRanが示す範囲のIMTを測定する。

30

【0065】

これにより、判定部105において、測定位置・角度情報10cRefと位置・角度情報10cCurとの差異が閾値以下であると判定された際に、当該位置において取得した長軸断面画像10cineに基づき、特性測定部106にてIMTが測定される。

【0066】

上述のとおり、血管壁は、内側から外側に向けて、内膜、中膜、外膜から構成され、IMTは内膜と中膜の複合体である内中膜の厚さである。特性測定部106において、受信信号に基づき生成した2次元画像上の血管内腔と外膜との間に内中膜を検出することによりIMTを測定する。長軸方向から血管の断面を示した血管の断層像からIMTを測定する方法については、例えば、WO2007/108359号公報等に記載の方法に基づく。そして、これらIMT測定の結果を、表示器80に表示させる。

40

【0067】

(表示制御部107)

表示制御部107は、測定位置・角度決定部103から、短軸3次元像におけるIMT測定用の長軸断面画像を取得できるスキャン面を構成する超音波探触子90の位置と角度を示す測定位置・角度情報10cRefと、IMTの測定範囲を示す測定範囲情報mesRanを受けて、当該スキャン面とIMTの測定範囲を短軸3次元像に重畳させて表示器80に表示させる。

【0068】

50

また、表示制御部 107 は、判定部 105 から、操作者が操作する超音波探触子 90 の位置及び角度を示す位置及び角度情報 locCur を受信し、当該位置及び角度にある超音波探触子 90 が構成するスキャン面を表示器 80 に表示させる。

【0069】

さらに、表示制御部 107 は、特性測定部 106 から IMT 測定の結果を示す情報を受信し、IMT を表示器 80 に表示させる。この際、IMT 測定を行った IMT 測定範囲 212 を 3 次元像とともに表示すれば、操作者により分かりやすい使い勝手のよい構成となる。

【0070】

図 2 (c) は、操作者に提示するナビゲーション表示の例である。測定位置情報 locRef によって定まる測定対象領域を含むスキャン面（実線の矩形）と、超音波探触子 90 の位置及び角度から算出した現在のスキャン面（点線の矩形）とを、頸動脈の 3 次元像に重畳して表示する。操作者は、ナビゲーション表示を見ながら実線の矩形と点線の矩形とが一致するように超音波探触子 90 を移動させればよく、図 2 (d) に示すように両者の差異が閾値以下になると当該位置において長軸断面画像を取得する。そして、取得した長軸断面画像に基づいて IMT が測定され、図 2 (e) に示すように、測定範囲情報 mesRan により定まる IMT の測定範囲と、IMT 測定結果が表示される。

【0071】

<動作について>

以上の構成からなる超音波診断装置 10 の動作について、図 3 のフローチャートを用いて説明する。図 3 は、実施の形態 1 に係る超音波診断装置 10 の IMT 測定に関する動作を示すフローチャートである。頸動脈を含む被検体への超音波ビームの送信および受信については、一般的な方法により取得されるものであるため、ここでは説明を省略する。すなわち、IMT 測定範囲を自動的に決定し、測定範囲内の IMT の測定を行うまでの動作について説明する。

【0072】

(ステップ S201)

ステップ S201 において、超音波探触子 90 の振動子列を頸動脈の長軸方向とは略垂直方向に配置した状態で超音波探触子 90 を頸動脈の長軸方向に沿ってハンドスキャンし、頸動脈の短軸断面画像を複数取得する。そして、複数の短軸断面画像の各々から血管輪郭を抽出し、各短軸断面画像に対応するスキャン面の位置及び角度に基づき血管輪郭を 3 次元空間内にマッピングし頸動脈の 3 次元像を構築する。このとき、スキャン面の位置及び角度は、探触子位置・角度測定手段 104 から受信した各短軸断面画像を取得した超音波探触子 90 の位置及び角度から算出する。血管輪郭の抽出時には、内膜、中膜及び外膜のうち、少なくとも外膜輪郭を抽出する。

【0073】

(ステップ S202)

ステップ S202 では、短軸 3 次元像における外膜輪郭の形状を解析して血管における測定対象領域を含む断面画像を取得できる超音波探触子 90 の位置及び角度を決定する。IMT の測定は長軸断面画像を用いて実施するため、測定対象領域を含む長軸断面画像を取得するためのスキャン面に対応する超音波探触子 90 の位置及び角度を測定位置及び測定角度として決定する。

【0074】

例えば、上述したように、血管輪郭とその座標 shCont に基づいて、血管外膜の外径の長軸方向における変化を算出しその変曲点を、CCA - Bulb 境界 219 として検出し、CCA - Bulb 境界 219 を起点として CCA 213 側に向けて 1 cm の範囲を始点として所定の範囲を IMT 測定範囲 212 とする。そして、IMT 測定範囲 212 を含むスキャン面の長軸断面画像を取得できる超音波探触子 90 の位置及び角度を求め、測定位置・角度情報 locRef として出力する。また、IMT 測定は、頸動脈の血管中心を通り短軸方向に所定の角度を有する最大活面で行うことが望ましい。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 5 】

図4は、実施の形態1に係る超音波診断装置10におけるステップS202の動作を説明した図である。図4(a)は、ステップS201で構築した短軸3次元像の外膜輪郭を長軸断面方向から視した図である。動脈硬化の初期においては、Bulb214付近のIMTが肥厚するケースが多いため、動脈硬化のスクリーニングではCCA-Bulb境界219からCCA213側に1cmの位置を始点としてさらに1~2cmの範囲のIMTを測定することが推奨されている。CCA-Bulb境界219は、血管径の勾配における変曲点として検出することができる。

【 0 0 7 6 】

図4(b)は、頸動脈を中枢側から末梢側に向けて長軸方向に沿って走査した場合において、横軸を長軸方向とし縦軸に血管径をプロットした図である。血管径の勾配が正から負に切り替わる位置が変曲点となる。ここでは、長軸断面画像における1次元的な径変化に基づいて変曲点を決定したが、走行方向における短軸輪郭の面積変化など2次元的な情報を用いてもよい。面積変化を用いることで、輪郭抽出のエラーに起因する輪郭位置の揺らぎなどの影響をより少なくして変曲点の位置を決定できる。また、血管輪郭を長軸方向に対してローパスフィルタ処理するなどしてノイズを低減してから変曲点を求めてもよい。

10

【 0 0 7 7 】

図4(c)は、CCA-Bulb境界219を示す変曲点からCCA213側に1cmの位置における1cm幅の領域を測定対象領域とした状態を示す。ここで、変曲点は測定対象領域を決定する際の測定基準位置の一例であり、Bif217等、他の位置を用いても良い。また、測定基準位置からの距離や測定範囲などは診断プロトコル毎に規定されるものであり、上記1cmに限定されるものではない。

20

【 0 0 7 8 】

なお、図4(a)における長軸断面画像は、CCA213又はBulb214と、ICA215及びECA216の血管輪郭の中心位置を通る平面としている。しかしながら、例えば、CCA213とBulb214における血管輪郭の中心線を含む任意の平面としてもよい。

【 0 0 7 9 】

また、最大活面については、測定基準位置付近における頸動脈の中心線を含む平面を選択する。最大活面についても、再現性の高い決定方法が望ましいため、例えば、測定基準位置付近における中心線とBif217近傍のICA215の輪郭中心とを含む平面、あるいは、測定基準位置付近における中心線とBif217近傍のICA215およびECA216の輪郭中心との距離が最小2乗となる平面など、予め定めた方法により決定する。あるいは、最大活面を決定したうえで、最大活面における外膜輪郭に基づいて測定基準位置を決定してもよい。

30

【 0 0 8 0 】

測定対象領域は複数設定してもよく、例えば、CCA213内、あるいはCCA213とICA215の部位を複数組み合わせることが可能である。最大活面についても同様に、例えば、60°の間隔で3箇所設定するなど複数の断面を設定してもよい。また、CCA-Bulb境界219は、図4(b)のグラフにおける勾配の変化量が閾値を越える位置とするなどしてもよいし、血管径や血管面積が総頸動脈に対して所定の値だけ増加した位置などとしてもよい。

40

【 0 0 8 1 】

(ステップS203)

ステップS203において、測定位置・角度情報LocRefおよび、位置・角度情報LocCurとに基づき、現在と目標のスキャン面を、同一座標空間内にマッピングしたナビゲーション情報として表示器80に表示し操作者に提示する。操作者はナビゲーション情報に従って超音波探触子90を移動させる。そして、操作者は上記測定位置及び角度に超音波探触子90を移動して長軸断面画像を取得する。

50

【 0 0 8 2 】

ナビゲーション画面では、現在の超音波探触子 9 0 の位置及び角度でのスキャン面と、超音波探触子 9 0 が測定位置及び角度にあるときの目標スキャン面とを、両者の位置関係がわかりやすいように表示する。

【 0 0 8 3 】

図 5 は、実施の形態 1 に係る超音波診断装置 1 0 におけるナビゲーション用情報の表示例である。例えば、図 5 に示すように、頸動脈の 3 次元像と頭部との位置関係、あるいは、目標スキャン面、現在の位置・角度におけるスキャン面を、超音波探触子 9 0 を移動させるべき方向等の案内情報と共に表示する。

【 0 0 8 4 】

(ステップ S 2 0 4)

ステップ S 2 0 4 では、測定位置・角度情報 `locRef` と位置・角度情報 `locCur` との差異が閾値以下であるかどうかを判定し、閾値以下であればステップ S 2 0 5 に進む。閾値よりも大きければ、位置情報の差異が閾値以下となるまで操作者にプローブの移動を継続させる。

【 0 0 8 5 】

(ステップ S 2 0 5)

ステップ S 2 0 5 において、現在の超音波探触子 9 0 の位置で長軸断面画像を取得する。

【 0 0 8 6 】

(ステップ S 2 0 6)

ステップ S 2 0 6 において、ステップ S 2 0 5 で取得した超音波画像に基づいて、測定範囲情報 `mesRan` における `IMT` を測定する。`IMT` の測定には、内膜内腔境界と中膜外膜境界とを検出して行う。これら境界では B モード画像における輝度値が急峻に変化するため、断面画像を境界に対し垂直に走査したときの輝度値の変化に基づいて境界を検出する。さらに、血管の形状は滑らかに変化するなどの血管形状に特徴的な拘束条件も補助情報として利用してもよい。また、`IMT` としては、測定範囲内の `IMT` の平均値だけでなく、測定範囲内での最大値などを用いてもよい。

【 0 0 8 7 】

< 効果 >

以上、説明したように超音波診断装置 1 0 によれば、血管における `IMT` 測定対象領域の長軸断面画像を取得できるスキャン面に対応した超音波探触子 9 0 の位置及び角度を操作者に提示してナビゲーションするので、操作者は常に測定対象領域を含む長軸断面画像を取得し `IMT` を正確に測定することができる。

【 0 0 8 8 】

また、`IMT` 測定対象領域の長軸断面画像を取得できる位置及び角度にて新たに取得した長軸断面画像に基づいて `IMT` 測定を行う。そのため、短軸 3 次元像から生成した長軸断面に基づいて `IMT` を測定していた際に生じていた拍動に伴って長軸方向において `IMT` の測定結果が変動するという問題が生じない。

【 0 0 8 9 】

さらに、操作者は提示された測定位置及び角度に向かって超音波探触子 9 0 を移動させればよいため、未熟練者でも簡便に `IMT` 測定が行うことができる。

【 0 0 9 0 】

< 変形例 >

以上、実施の形態に係る超音波診断装置 1 0 について説明したが、例示した超音波診断装置を以下のように変形することも可能であり、本発明が上述の実施形態で示した通りの超音波診断装置に限られないことは勿論である。

【 0 0 9 1 】

(1) 超音波診断装置 1 0 では測定対象として頸動脈を例に説明したが、測定対象は頸動脈に限定されるものではなく、腹部大動脈や下腿動脈などの他の血管、あるいは、肝臓

10

20

30

40

50

や乳房など他の部位であってもよい。また、画像取得手段についても、検査者が探触子を移動させながら体表をスキャンする形態であれば、光超音波や近赤外光など超音波探触子以外のモダリティ画像診断装置であってもよい。

【0092】

(2) 超音波診断装置10では、接続可能な探触子位置・角度測定手段104として撮像手段104aと光学マーカ104bを例に説明したが、当該態様に限定されるものではなく、例えば、磁気センサ、加速度センサ、ジャイロなどを用いて探触子の位置及び角度を測定してもよい。磁気センサを用いる場合には、超音波探触子に磁気センサのレシーバを取り付けて、磁場発生装置から発生させた磁場の変化を検出することで位置及び角度を測定できる。

10

【0093】

(3) 超音波診断装置10では、ステップS201において超音波探触子90を長軸方向に沿って走査して短軸3次元像を構築した。しかしながら、走査方向は限定されるものではなく、頸動脈の測定対象領域を含む範囲の全体像が取得できれば、長軸断面画像、あるいは、短軸断面画像と長軸断面画像の組合せであってもよい。なお、異なる方向から走査した場合にも、それらの超音波画像から血管輪郭を抽出することができる。

【0094】

(4) 超音波診断装置10では、ステップS205において長軸断面画像を取得する時相は規定しない構成とした。しかしながら、血管径、および、内中膜厚は血管の拍動に伴って変動するため、血管径が最小となる心拡張末期に相当する時相で測定する構成を採ってもよい。その場合、ステップS205では、位置情報の差異に加えて、血管拍動の時相が予め定めた時相に一致するかどうかを判定する。拍動の時相は、心電図などの外部手段から取得しても良いし、超音波画像の動きを解析して取得してもよい。例えば、位置情報が閾値以下になった状態で、少なくとも1心拍以上の間プローブを静止させ、血管輪郭の径あるいは面積が極小になる時相を選択することができる。また、位置情報の差異が閾値以下となる複数の超音波画像を取得してもよい。また、IMTとして心拍における拡張末期における、一定区間内のIMTの平均値を用いることができる。

20

【0095】

(5) 超音波診断装置10では、ステップS202では3次元像を構築したが、必ずしも3次元像を構築する必要はなく、超音波画像から抽出した血管輪郭の3次元空間内での位置が得られればよい。

30

【0096】

(6) 超音波診断装置10では、短軸3次元像を超音波探触子から取得した断面画像に基づき、送受信処理部100及び2次元画像生成部101を介して生成した複数の短軸断面画像から短軸3次元像構築部にて構築する構成とした。しかしながら、短軸3次元像を構築するための複数の短軸断面画像や、3次元像はCTやMRIなど超音波診断装置以外のモダリティから取得してもよい。この場合、3次元像を取得したときの3次元座標系と、超音波探触子の位置及び角度との対応関係は予め求めておくことにより、3次元像から決定した測定対象領域の位置及び角度に超音波探触子を案内することができる。

【0097】

40

(7) ステップS202、あるいは、ステップS205の処理を全て自動化する必要はなく、一部を操作者が手動で行ってもよい。

【0098】

(8) 超音波診断装置10では、IMTを測定する長軸断面画像を取得するスキャン面に対してナビゲーションを行う構成とした。しかしながら、短軸3次元像を構築するたえの短軸断面画像を取得する時にもナビゲーションが可能である。例えば、超音波画像のフレームレートに応じて、短軸断面画像を取得するために長軸方向に沿って走査する際に超音波探触子を移動させる最適な速度を決定するために、移動速度が推奨の範囲内であるかどうかをナビゲーション画面に表示してもよい。また、観察範囲の短軸断面画像の走査が終了した後に短軸3次元像を構築するのではなく、長軸方向に沿って走査しながら取得済

50

みの短軸断面画像に対して実時間、あるいは、実時間に近い形で、短軸3次元像を逐次的に構築してもよい。走査済みの領域を確認しながら走査できるため、必要な領域を走査できたかどうかの判断が容易になる。

【0099】

(9)実施の形態1に係る超音波診断装置では、頸動脈の血管壁の特性としてIMTを測定する構成とした。しかしながら、本発明はこれに限定されず、頸動脈の血管壁の特性として、他の性状を測定する構成であってもよい。頸動脈の血管壁の特性として、例えば、粘弾性特性といった頸動脈の性状特性の測定にも用いることができる。粘弾性特性の例としては、頸動脈の弾性値、ひずみ量、粘度が挙げられる。

【0100】

また、頸動脈の血管壁の特性として、拍動に起因したIMT測定値の時間的な変化を測定することにより血管壁の弾性率を測定する場合にも、本発明は有効である。毎回同じ測定位置において測定し、検査の精度を向上することができる。

【0101】

実施の形態2

実施の形態2の超音波診断装置20およびその制御方法について、図面を参照しながら説明する。超音波診断装置20は、頸動脈を長軸方向に沿って走査して取得した複数の短軸断面画像から3次元像の構築する点、及び決定した測定対象領域の長軸断面画像からIMT測定を行う点は超音波診断装置10と同じである。しかしながら、3次元像を構成する短軸断面画像の解析結果と新たに取得した長軸断面画像の解析結果とを併用してIMTの測定対象領域の測定位置・角度を決定する点において、超音波診断装置10とは相違する。

【0102】

<構成について>

(全体構成)

図6は、実施の形態2に係る超音波診断装置20の機能構成を示すブロック図である。超音波診断装置20は、図6に示すように、被験体に対して超音波を送受信する超音波探触子90、超音波探触子90の位置及び角度を測定する探触子位置・角度測定手段104、情報を表示する表示器80の各々が電氣的に接続可能に構成されている。図6は、超音波診断装置20に超音波探触子90、探触子位置・角度測定手段104及び表示器80が接続された状態を示す。

【0103】

超音波診断装置20は、送受信処理部100、2次元画像生成部101、短軸3次元像構築部102、短軸情報解析部203a、長軸情報解析部203b、測定位置決定部203c、判定部205、特性測定部206および表示制御部107を備える。

【0104】

このうち、短軸情報解析部203a、長軸情報解析部203b、測定位置決定部203cは、両軸情報併用部210を構成する。両軸情報併用部210を構成する3つの部及び判定部205の構成及び動作について主に説明する。

【0105】

送受信処理部100、2次元画像生成部101、短軸3次元像構築部102、特性測定部206および表示制御部107部は、超音波診断装置10と同様の機能を有し説明を省略する。また、超音波探触子90、探触子位置・角度測定手段104についても、超音波診断装置10に用いた構成と同じであり説明を省略する。

【0106】

(短軸情報解析部203a)

短軸情報解析部203aは、実施の形態1の測定位置・角度決定部103と同様の方法により短軸3次元像を解析して、頸動脈血管におけるIMTの測定対象領域と最大活面の情報を少なくとも含む1次測定位置・角度情報locRef1を出力する。

【0107】

10

20

30

40

50

(判定部 2 0 5)

判定部 2 0 5 は、1 次測定位置・角度情報 locRef1 と超音波探触子 9 0 の現在のスキャン面の位置・角度情報 locCur との差異に基づいて合致判定を行う。そして、判定部 2 0 5 は、測定位置・角度情報 locRef1 と位置・角度情報 locCur との差異が閾値以下であると判定された際に、現在の超音波探触子 9 0 の位置及び角度において長軸断面画像 locCine を取得するよう送受信処理部 1 0 0 及び 2 次元画像生成部 1 0 1 に指示して、長軸断面画像を再度取得してもよい。送受信処理部 1 0 0 及び 2 次元画像生成部 1 0 1 は、現在の超音波探触子 9 0 の位置及び角度において長軸断面画像を取得し、2 次元画像生成部 1 0 1 は長軸断面画像 locCine を長軸情報解析部 2 0 3 b に出力する。

10

【 0 1 0 8 】

(長軸情報解析部 2 0 3 b)

長軸情報解析部 2 0 3 b は、長軸断面画像 locCine を解析して測定位置の更新情報 locSup を作成し、測定位置決定部 2 0 3 c に出力する。長軸情報解析部 2 0 3 b では、測定位置と最大活面のうち、少なくとも、測定位置を更新する。

【 0 1 0 9 】

ここで、短軸断面画像と長軸断面画像の解析結果とを併用する手法について説明する。短軸情報解析部 2 0 3 a では、短軸 3 次元像から生成した長軸断面に基づいて測定位置・角度を決定する。しかしながら、血管の拍動の影響などから、測定基準位置を検出する時の位置精度が十分に得られない場合がある。従って、長軸情報解析部 2 0 3 b では、長軸断面画像 locCine から抽出した外膜輪郭に基づいて測定基準位置を検出し、測定位置を決定する。外膜輪郭は、短軸断面画像における血管輪郭の抽出と同様に、B モード画像の輝度値の変化などを用いて抽出する。長軸断面画像における輪郭は超音波画像内で直線状、あるいは、緩やかな弧を描いて変化するため、抽出結果がこれら形状の特徴を満たすように拘束条件を設定して抽出処理を実施してもよい。抽出した外膜輪郭から長軸情報解析部 2 0 3 b において測定位置を決定する方法は、短軸情報解析部 2 0 3 a において測定位置を決定する方法と同様の方法を用いる。

20

【 0 1 1 0 】

(測定位置決定部 2 0 3 c)

測定位置決定部 2 0 3 c は、1 次測定位置・角度情報 locRef1 と更新情報 locSup に基づいて、2 次測定位置・角度情報 locRef2 を決定する。具体的には、1 次測定位置・角度情報 locRef1 における最大活面と、更新情報 locSup における測定位置から 2 次測定位置・角度情報 locRef2 が構成される。

30

【 0 1 1 1 】

また、2 次測定位置・角度情報 locRef2 により決定されるスキャン面における IMT の測定範囲情報 mesRan2 についても設定し特性測定部 2 0 6 に出力する。

【 0 1 1 2 】

図 7 は、実施の形態 2 に係る超音波診断装置 2 0 において短軸断面画像と長軸断面画像の両方の解析結果を併用する手法を説明する概略図である。図 7 (a) に示す短軸断面画像における輪郭中心は拍動の影響を受け難いため、最大活面は短軸断面画像から正確に決定することができる。

40

【 0 1 1 3 】

他方、測定位置については、図 7 (b) に示す長軸断面画像からの長軸輪郭では拍動の影響に伴う凹凸が発生しないため測定基準位置を正確に決定することができ、測定基準位置から所定の距離に設定する測定位置も正確に決定できる。結果として、長軸断面画像と短軸断面画像の解析結果を組み合わせることで、最大活面と測定位置の両方を正確に決定することができる。

【 0 1 1 4 】

(特性測定部 2 0 6)

特性測定部 2 0 6 は、測定範囲情報 mesRan2 により示される測定対象領域の IM

50

Tを測定する。

【0115】

<動作について>

以上の構成からなる超音波診断装置20の動作について、図8のフローチャートを用いて説明する。図8は、実施の形態2に係る超音波診断装置20のIMT測定に関する動作を示すフローチャートである。頸動脈を含む被検体への超音波ビームの送信および受信については、一般的な方法により取得されるものであるので、ここでは説明を省略する。すなわち、IMT測定範囲を自動的に決定し、測定範囲内のIMTの測定を行うまでの動作について説明する。

【0116】

(ステップS301)

ステップS301において、血管を長軸方向に沿って超音波探触子90で走査し、血管輪郭の短軸3次元像を構築する。

【0117】

(ステップS302)

ステップS302では、短軸3次元像を解析して測定対象領域の1次測定位置・角度情報locRef1を決定する。

【0118】

(ステップS303)

ステップS303では、少なくとも、短軸3次元像、1次測定位置・角度情報、および、現在の超音波探触子90の位置及び角度におけるスキャン面を示す情報を3次元空間内にマッピングしてナビゲーション情報として表示する。操作者は、ナビゲーション情報に従って超音波探触子90を1次測定位置・角度に移動させる。

【0119】

(ステップS304)

ステップS304では、超音波探触子90の現在の位置及び角度と1次測定位置及び測定角度との差異が閾値以下であるか判定し、閾値以下であればステップS305に進み、閾値以下でなければ走査者は超音波探触子90の移動を継続する。

【0120】

(ステップS305)

ステップS305では、現在の超音波探触子90の位置及び角度において長軸断面画像locIneを取得する。

【0121】

(ステップS306)

ステップS306では、ステップS305で取得した長軸断面画像locIneから血管外膜の輪郭を抽出して測定基準位置を検出し更新情報locSupを決定する。抽出した血管からの測定位置の決定は、短軸情報解析部203aと同様の方法により行う。すなわち、実施の形態1の測定位置・角度決定部103と同様の方法により長軸断面画像を解析して測定位置を再度決定する。

【0122】

(ステップS307)

ステップS307では、1次測定位置・角度情報locRef1と更新情報locSupに基づいて2次測定位置・角度情報locRef2を決定する。併せて、IMTの測定範囲を示す測定範囲情報mesRan2も決定する。

【0123】

上記フローでは、ステップS305において測定に用いる長軸断面画像を決定した後、ステップS306において長軸断面画像に基づいて更新情報locSupを決定する構成とした。しかしながら、1次測定位置・角度情報locRef1における測定位置・角度と2次測定位置・角度情報locRef2における測定位置・角度との差異が大きいと、ステップS305において取得した長軸断面画像locIneが2次測定位置・角度情

10

20

30

40

50

報 l o c R e f 2 における測定対象領域を包含しないケースが発生し得る。

【 0 1 2 4 】

図 9 は、実施の形態 2 に係る超音波診断装置 2 0 における長軸断面画像と測定対象領域との関係を説明する図である。

【 0 1 2 5 】

図 9 (a) は、ステップ S 3 0 5 で取得した長軸断面画像が測定対象領域を包含するケースを示す。図 9 (a) の左側の図において、(1) は短軸 3 次元像の解析結果に基づく測定基準位置である。(2) は(1)に基づいて設定したスキャン面である。(3) は、長軸断面画像の解析結果に基づく測定基準位置である。(4) は、(1)に基づいて設定した測定対象領域を示す。

10

【 0 1 2 6 】

図 9 (a) の右図における(5) は、(3)に基づいて設定した測定対象領域を示し、この測定対象領域における I M T が測定される。本ケースでは、(2) のスキャン面が(5) の測定位置・角度を包含するため、問題は発生しない。

【 0 1 2 7 】

一方、図 9 (b) は、(1) と(3) の位置の差異が大きいため、(2) のスキャン面が(5) の測定対象領域を包含せず、I M T の測定が正しく行えないケースである。

【 0 1 2 8 】

このような問題を防止するために、図 9 (c) に示すように、ステップ S 3 0 5 で取得した長軸断面画像に基づいて測定対象領域を決定した後に、測定対象領域(5) を包含するよう、(3) に基づいてスキャン面(6) を再設定し、再設定したスキャン面(6) において再度長軸断面画像を取得し、取得した長軸断面画像に基づいてステップ S 3 0 8 において I M T の測定を行うようにしてもよい。

20

【 0 1 2 9 】

(ステップ S 3 0 8)

ステップ S 3 0 8 において、長軸断面画像 l o c i n e に基づき測定範囲情報 m e s R a n 2 により示される測定体操領域の I M T を測定する。

【 0 1 3 0 】

< I M T を測定する診断方法の具体例について >

次に、I M T を測定する診断方法の具体例について説明する。頸動脈の診断には大きく分けて 2 通りの方法があり、1 つ目は、健康診断のようなスクリーニング目的であり、頸動脈の所定の位置における I M T を測定することで動脈硬化の程度を判定する。この測定を、I M T 測定と呼ぶ。2 つ目は、精査目的の診断であり、C C A、B u l b、あるいは I C A、E C A などにおいて I M T が最大となる位置を探索し、最大位置、および、最大位置の前後 1 c m の位置など所定の距離だけ離れた位置の I M T を測定する。この測定を、M a x - I M T 測定と呼ぶ。

30

【 0 1 3 1 】

図 1 0 (a) と(b) は、それぞれ、I M T 測定時の測定位置・角度情報の決定フロー、および、M a x - I M T 測定時の測定位置・角度情報の決定フローを示すフローチャートである。

40

【 0 1 3 2 】

(I M T 測定時の測定位置・角度情報の決定フロー)

I M T 測定時は、まず、ステップ S 3 0 2 1 において、短軸 3 次元像を解析して血管中心線を検出し、最大活面を決定する。

【 0 1 3 3 】

続いて、ステップ S 3 0 2 2 では、短軸 3 次元像を解析して C C A - B u l b 境界 2 1 9 の位置を仮決定する。

【 0 1 3 4 】

ステップ S 3 0 2 3 において、最大活面と C C A - B u l b 境界 2 1 9 の位置に基づいて 1 次測定位置・角度情報を決定する。

50

【 0 1 3 5 】

ステップ S 3 0 6 1 では、検査者がナビゲーションに従って取得した長軸断面画像を解析して、C C A - B u l b 境界 2 1 9 の位置を確定する。

【 0 1 3 6 】

最後に、ステップ S 3 0 7 1 において、ステップ S 3 0 2 1 で決定した最大活面と、ステップ S 3 0 6 1 で確定した C C A - B u l b 境界 2 1 9 の位置に基づいて 2 次測定位置・角度情報を決定する。

【 0 1 3 7 】

(M a x - I M T 測定時の測定位置・角度情報の決定フロー)

M a x I M T 測定時には、まず、ステップ S 3 0 2 5 において、短軸 3 次元像を解析して血管中心線を検出し、測定に用いる最大活面を決定する。

10

【 0 1 3 8 】

続いて、ステップ S 3 0 2 6 では、短軸 3 次元像を解析して内中膜の最大肥厚位置を仮決定する。ここで、最大肥厚位置は、C C A、B u l b、あるいは、I C A、E C A などの各部において検出してもよいし、頸動脈を走行方向に沿って複数区間に分割した各区間において検出してもよい。このとき、最大肥厚位置は部位や区間毎に複数設定される。あるいは、最大肥厚位置を検出するのではなく、I M T が所定の閾値を越える部位を全て検出してもよい。

【 0 1 3 9 】

次に、ステップ S 3 0 2 7 では、最大活面と最大肥厚位置に基づいて、最大肥厚位置における最大活面がスキャン面となるように 1 次測定位置・角度情報を決定する。

20

【 0 1 4 0 】

ステップ S 3 0 6 2 では、検査者がナビゲーションに従って取得した長軸断面画像を解析して、最大肥厚位置を確定する。

【 0 1 4 1 】

最後に、ステップ S 3 0 7 2 において、ステップ S 3 0 2 5 で決定した最大活面と、ステップ S 3 0 6 2 で確定した最大肥厚位置に基づいて 2 次測定位置・角度情報を決定する。

【 0 1 4 2 】

経過観察や投薬効果の確認などにおいては、初回の診断時に測定した最大肥厚位置と同一の位置を、その後の診断時に繰り返し測定できることが望ましく、上記の M a x - I M T 測定方法により最大肥厚部の位置を正確に決定できることの有用性は高い。

30

【 0 1 4 3 】

なお、測定を行う最大活面は複数設定してもよく、ナビゲーション画面においては、複数の最大活面を順に測定するように検査者に対して測定位置・角度情報を提示する。特に、プラーク部位を対象とした M a x I M T の測定などでは、複数の最大活面から測定することにより、プラークの 3 次元的な形状を、より正確に捉えることができる。例えば、短軸 3 次元像を解析して I M T が最大となる最大活面を基準として、所定の角度だけ異なる最大活面についても測定対象とする。

【 0 1 4 4 】

< 効果 >

短軸 3 次元像から生成した長軸断面画像は拍動の影響で輪郭に凹凸が発生するため、長軸断面画像における輪郭形状を解析して決定する測定基準位置の位置精度が低下し、正しい測定位置が得られない。このように、測定基準位置を決定する際の位置精度が低下するということが懸念された。

40

【 0 1 4 5 】

これに対し、実施の形態 2 に係る超音波診断装置 2 0 では、短軸 3 次元像に基づき I M T 測定対象領域を含むような長軸断面画像を取得できる位置及び角度を決定して新たに取得した長軸断面画像に基づいて I M T 測定対象領域の決定を行う。そのため、短軸 3 次元像から生成した長軸断面に基づいて I M T 測定対象領域の決定する場合に生じていた拍動

50

に伴って長軸方向での I M T の測定対象領域の決定の基準となる測定基準位置の特定が変動するという問題が生じない。そのため、操作者は測定対象領域を含む長軸断面画像を取得し I M T を正確に測定することができる。

【 0 1 4 6 】

また、超音波診断装置 2 0 は、短軸断面画像と長軸断面画像とを併用して測定位置を決定することで I M T の測定精度が向上する。そのため、血管の超音波診断における I M T 測定の精度と再現性を大幅に改善できる。

【 0 1 4 7 】

< 変形例 >

以上、実施の形態に係る超音波診断装置 2 0 について説明したが、例示した超音波診断装置を以下のように変形することも可能であり、本発明が上述の実施形態で示した通りの超音波診断装置に限られないことは勿論である。

【 0 1 4 8 】

(1) 図 1 0 (b) における M a x I M T 測定の各動作は、短軸断面画像と長軸断面画像を併用して 2 次測定位置・角度情報を決定する例として説明したが、超音波診断装置 1 0 においても適用できる。超音波診断装置 1 0 は、短軸断面画像の解析結果のみから測定位置・角度情報を決定するため、1 次測定位置・角度情報の決定に必要なステップのみから構成される。

【 0 1 4 9 】

(2) 図 1 0 (a) における I M T 測定と、(b) における M a x I M T 測定をユーザーが切替えられるようにしてもよい。このとき、切替え信号が両軸情報併用部 2 1 0 に対して入力され、両軸情報併用部 2 1 0 は入力信号に応じて両モードを切替える。

【 0 1 5 0 】

(3) 本実施の形態では、ナビゲーションを目的としたが、短軸断面画像と長軸断面画像を併用して高精度に位置決定を行う方法は、短軸 3 次元像において検出したプラークの測定基準位置からの相対位置を、長軸断面画像を用いて正確に測定するなど、他の用途に用いることも可能である。

【 0 1 5 1 】

実施の形態 3

実施の形態 3 の超音波診断装置 3 0 およびその制御方法について、図面を参照しながら説明する。超音波診断装置 3 0 は、頸動脈を長軸方向に沿って走査して取得した複数の短軸断面画像から 3 次元像の構築する点、及び決定した測定対象領域の長軸断面画像から I M T 測定を行う点は超音波診断装置 1 0 と同じである。しかしながら、3 次元像を構成する短軸断面画像に基づいて、プラーク面積、プラーク容積、血管の面積狭窄率、及び径狭窄率等、3 次元像から得られる血管壁の特性を解析する点において、超音波診断装置 1 0 とは相違する。

【 0 1 5 2 】

< 構成について >

(全体構成)

図 1 1 は、実施の形態 3 に係る超音波診断装置 3 0 の機能構成を示すブロック図である。超音波診断装置 3 0 は、図 1 1 に示すように、被験体に対して超音波を送受信する超音波探触子 9 0、超音波探触子 9 0 の位置及び角度を測定する探触子位置・角度測定手段 1 0 4、情報を表示する表示器 8 0 の各々が電氣的に接続可能に構成されている。図 1 1 は、超音波診断装置 3 0 に超音波探触子 9 0、探触子位置・角度測定手段 1 0 4 及び表示器 8 0 が接続された状態を示す。

【 0 1 5 3 】

超音波診断装置 3 0 は、送受信処理部 1 0 0、2 次元画像生成部 1 0 1、短軸 3 次元像構築部 1 0 2、測定位置・角度決定部 1 0 3、判定部 1 0 5、特性測定部 3 0 6 および表示制御部 1 0 7 を備える。このうち、測定位置・角度決定部 1 0 3、特性測定部 3 0 6 の動作について主に説明する。超音波診断装置 3 0 は、送受信処理部 1 0 0、2 次元画像生

10

20

30

40

50

成部 101、短軸 3次元像構築部 102、判定部 105 および表示制御部 107 は、超音波診断装置 10 と同様の機能を有し説明を省略する。また、超音波探触子 90、探触子位置・角度測定手段 104 についても、超音波診断装置 10 に用いた構成と同じであり説明を省略する。

【0154】

(測定位置・角度決定部 103)

測定位置・角度決定部 103 は、短軸 3次元像における内腔内膜輪郭、外膜中膜輪郭の形状を解析して血管の長軸断面における IMT の最大肥厚位置を検出し、内中膜厚の肥厚であるプラーク部位として特定する。

【0155】

(特性測定部 306)

特性測定部 306 は、超音波診断装置 10 と同様に 2次元画像 *l o C i n e* を 2次元画像生成部 101 から取得し、測定範囲情報 *m e s R a n* が示す範囲の IMT を測定する。IMT を測定については、超音波診断装置 10 と同じ構成であり説明を省略する。さらに、特性測定部 306 は、血管輪郭の 3次元像 *s h C o n t* を短軸 3次元像構築部 102 から取得し 3次元像 *s h C o n t* から得られる血管壁の特性を解析し、測定結果を表示制御部 107 に出力する。3次元像 *s h C o n t* から得られる血管壁の特性として、例えば、プラーク面積、プラーク容積、血管の面積狭窄率、及び径狭窄率等を測定することができる。

【0156】

図 12 は、実施の形態 3 に係る超音波診断装置 30 におけるプラーク容積の測定方法を説明する図である。上述したように、血管壁における内中膜が肥大し IMT が局所的に一定値を超えた状態をプラークといい、図 12 (a) に示すように血管壁は構造変化をきたす。

【0157】

プラークの測定には、図 12 (a) に示すように、測定位置・角度決定部 103 は、頸動脈における内中膜の最大肥厚位置を検出する。次に、特性測定部 306 は、最大肥厚位置付近の複数の短軸断面画像における内中膜の断面積を算出する。図 12 (a) では、断面 A - A、B - B、C - C を用いて 3 か所の断面における内中膜の断面積を算出する例を示している。そのため、先ず、短軸断面画像に基づき、例えばエッジ検出処理や動的輪郭法などの画像処理手法を用いて内膜内腔境界と外膜中膜境界の輪郭を抽出する。そして、内膜内腔境界の輪郭と外膜中膜境界の輪郭に含まれる範囲の面積を算出することにより、各断面における内中膜の断面積をプラーク面積として算出する。

【0158】

そして、図 12 (b) に示すように、各断面におけるプラーク面積に、隣接する各断面間の距離を乗じて長軸方向に積分することにより、プラーク容積を算出することができる。

【0159】

尚、各短軸断面が長軸に対して傾斜角 θ をなして傾斜している場合には、図 12 (c) に示すように、各断面のプラーク面積に $\sin \theta$ を乗じる補正を行った上で長軸方向に積分することにより、精度よくプラーク容積を算出することができる。

【0160】

<動作について>

以上の構成からなる超音波診断装置 20 の動作について、図 13 のフローチャートを用いて説明する。図 13 は、実施の形態 3 に係る超音波診断装置 30 のフローチャートである。ステップ S201、S202、及び S203 以後の動作については超音波診断装置 10 と同じであり説明を省略する。

【0161】

(ステップ S202A)

ステップ S202A では、測定位置・角度決定部 103 は、短軸 3次元像における内腔

10

20

30

40

50

内膜輪郭、外膜中膜輪郭の形状を解析して血管の長軸断面におけるIMTの最大肥厚位置を検出し、内中膜厚の肥厚であるプラーク部位を特定する。

【0162】

次に、特性測定部306は、長軸断面におけるIMTの最大肥厚位置付近について、各短軸3次元像における内腔内膜輪郭、外膜中膜輪郭の形状から、各短軸断面におけるプラーク面積を算出する。プラーク面積は、上述したように、各断面における内腔内膜輪郭、外膜中膜輪郭に囲まれた内中膜の断面積を求めることにより算出できる。そして、各断面におけるプラーク面積に、隣接する各断面間の距離を乗じて長軸方向に積分することにより、プラーク容積を算出する。

【0163】

算出したプラーク容積を、短軸3次元像、最大肥厚位置、各短軸断面における内腔内膜輪郭、外膜中膜輪郭と共に、同一座標空間内にマッピングしたナビゲーション情報として表示器80に表示し操作者に提示する。プラークの3次元的な輪郭は、取得した複数の長軸像の輪郭を補間することで得られる。また、補間結果などに基づいて体積を算出することもできる。

【0164】

<効果>

実施の形態3に係る超音波診断装置30では、短軸3次元像を解析して最大肥厚位置を検出し、最大肥厚位置付近の各短軸画像におけるプラーク面積を求め、プラーク面積に隣接する各断面間の距離を乗じて長軸方向に積分することによりプラーク容積を算出する。すなわち、プラークの大きさを正確に測定することができる。これによって、これまで定量的な評価が難しかったプラーク診断の客観性を高め、プラーク診断に基づく、投薬、あるいは、外科的にプラークを剥離するなどの治療を適切に行えるようにすることができる。特に、投薬によるプラークの縮退効果を早期に見極めるには体積測定が有効とされている。

【0165】

<変形例>

以上、実施の形態に係る超音波診断装置30について説明したが、例示した超音波診断装置を以下のように変形することも可能であり、本発明が上述の実施形態で示した通りの超音波診断装置に限られないことは勿論である。

【0166】

(1) 超音波診断装置30では、3次元像から得られる血管壁の特性を解析する例として、プラーク面積及びプラーク容積を用いた例を説明した。しかしながら、3次元像から得られる血管壁の特性として、血管の面積狭窄率及び径狭窄率等を測定することも可能である。例えば、面積狭窄率の計算では、プラークが仮に存在しない場合に想定される内腔内膜境界内の断面積に対するプラークがある状態での内腔内膜境界内の断面積の比率を求めることにより算出できる。プラークが存在しない場合に想定される内腔内膜境界内の断面積は、短軸断面画像におけるプラークがない部分の内腔内膜境界を外挿することにより推定することができる。

【0167】

(2) 超音波診断装置30では、長軸方向に沿ってハンドスキャンにより取得した複数の短軸断面画像から構築した3次元像からプラーク面積及びプラーク容積を解析した。しかしながら、プラークの体積を測定するために、プラーク全体に対して等間隔で長軸像が得られるようにするなど、体積の測定に必要な複数の長軸像を決定し、これらの長軸像が取得できるようにナビゲーションを行う構成としてもよい。

【0168】

(3) プラークの経時的な変化を観察するために、基準となる診断時における3次元像とスキャン面との位置関係に基づきナビゲーションを行ってもよい。

【0169】

例えば、初回診断時など、基準となる診断時における3次元像とスキャン面との位置関

10

20

30

40

50

係を少なくとも記憶しておく。具体的には、頸動脈の B i f 2 1 7 や、C C A - B u l b 境界 2 1 9 などの測定基準位置からの距離と、C C A 2 1 3 の中心線とスキャン面との相対的な角度、又は、C C A 2 1 3 と I C A 2 1 5、あるいは E C A 2 1 6 の中心線上の点を通る平面とスキャン面との相対的な角度を記録する。次の診断時には、長軸方向に沿って走査を行って 3 次元像を構築したうえで、記録しておいた基準のスキャン面を 3 次元像に重畳して表示する。これにより、操作者は、容易に基準のスキャン面における超音波画像を取得することができる。

【 0 1 7 0 】

これにより、例えば、脳梗塞の要因である頸動脈プラークの有無や厚みを測定する場合にも、頸動脈の短軸方向断面におけるプラークの測定位置を特定し、毎回同じ位置において、プラークの大きさの推移を見ることができる。

10

【 0 1 7 1 】

実施の形態 4

実施の形態 4 の超音波診断装置 4 0 およびその制御方法について、図面を参照しながら説明する。超音波診断装置 4 0 は、頸動脈を長軸方向に沿って走査して取得した複数の短軸断面画像から 3 次元像の構築する点、及び決定した測定対象領域の長軸断面画像から I M T 測定を行う点は超音波診断装置 1 0 と同じである。しかしながら、列状に配置された複数の超音波振動子からなる振動子列が当該列と垂直な行方向に複数配列されてなる超音波探触子 9 1 が接続可能に構成されており、超音波探触子の位置及び角度を測定する位置・角度測定手段 1 0 4 を必要としない点において、超音波診断装置 1 0 とは相違する。

20

【 0 1 7 2 】

< 構成について >

(全体構成)

図 1 4 は、実施の形態 4 に係る超音波診断装置 4 0 の機能構成を示すブロック図である。超音波診断装置 4 0 は、図 1 4 に示すように、被験体に対して超音波を送受信する超音波探触子 9 1、情報を表示する表示器 8 0 の各々が電氣的に接続可能に構成されている。図 1 4 は、超音波診断装置 4 0 に超音波探触子 9 1 及び表示器 8 0 が接続された状態を示す。

【 0 1 7 3 】

超音波診断装置 4 0 は、送受信処理部 1 0 0、2 次元画像生成部 1 0 1、短軸 3 次元像構築部 1 0 2、測定位置・角度決定部 1 0 3、特性測定部 1 0 6 および表示制御部 1 0 7 及びスキャン面設定部 4 0 8 を備える。このうち、スキャン面設定部 4 0 8 の構成及び動作について主に説明する。また、超音波探触子 9 1 についても説明する。超音波診断装置 4 0 は、送受信処理部 1 0 0、2 次元画像生成部 1 0 1、短軸 3 次元像構築部 1 0 2、測定位置・角度決定部 1 0 3、特性測定部 1 0 6 および表示制御部 1 0 7 は、超音波診断装置 1 0 と同様の機能を有し詳細な説明は省略する。

30

【 0 1 7 4 】

(超音波探触子 9 1)

図 1 5 は、実施の形態 4 に係る超音波診断装置 4 0 に用いる超音波探触子 9 1 の模式図である。超音波探触子 9 1 は、図 1 5 に示すように、複数の圧電素子が列方向 X に直線状に配列された振動子列 9 1 a が当該列と垂直な行方向 Y に複数ライン配列されてなるマトリックス状振動子 9 1 c を備えた構成である。

40

【 0 1 7 5 】

超音波探触子 9 1 は、後述の送受信処理部 1 0 0 から供給されたパルス状または連続波の電気信号である送信信号をパルス状または連続波の超音波に変換し、振動子 9 1 c を被検体の皮膚表面に接触させた状態で被検体の皮膚表面から頸動脈に向けて超音波ビームを照射する。ここでは、頸動脈の短軸断面の 2 次元画像を取得するために、例えば、マトリックス状に配置された振動子 9 1 c における列方向 X が頸動脈の長軸方向と垂直となるように超音波探触子 9 1 を配置し、スキャン面 9 1 x を長軸方向と垂直に形成するために振動子列 9 1 a の 1 行以上を駆動して超音波ビームを発射する。この際、複数行の振動子列

50

91aを駆動する場合にはビームフォーミングによりスキャン面を形成する。そして、超音波探触子91は、被検体からの反射超音波である超音波エコー信号を受信し、振動子列91aによりエコー信号を電気信号に変換して、この電気信号を送受信処理部100に供給する。

【0176】

そして、頸動脈の短軸断面画像を複数取得するために、図15に示すように、駆動する振動子列91aを頸動脈の長軸方向に沿った行方向Yに沿って電氣的にスキャンをする。超音波探触子91の振動子91cを皮膚表面に当接させ、駆動する振動子列91aを頸動脈の長軸方向に沿った行方向Yにスキャンさせて超音波ビームを送信する。

【0177】

(送受信処理部100)

ここでは、スキャン面91xを長軸方向と垂直に形成し、上述の行方向Yへの複数回スキャン(以後、「行方向スキャン」と略称する)して振動子列91aを駆動することにより、各スキャン面91xに対応した複数フレームの頸動脈の短軸断面の受信信号が逐次生成される。これら複数フレームの受信信号は、2次元画像生成部101に供給される。

【0178】

(2次元画像生成部101)

2次元画像生成部101は、受信信号に基づき、フレーム毎に対応した頸動脈の短軸断面画像である2次元画像shCineを生成し、3次元像構築部102へ供給する。これら2次元画像shCineは列方向スキャンによって取得された列番号とともに短軸3次元像構築部102に供給される。

【0179】

(短軸3次元像構築部102)

短軸3次元像構築部102は、2次元画像shCineから頸動脈の血管の輪郭を抽出する。そして、各短軸断面画像を取得したスキャン面の位置に基づき血管輪郭を3次元空間内にマッピングして頸動脈の3次元像を構築する。この際、短軸断面画像毎の輪郭部分を行方向スキャンにより得られた順に繋ぎ合わせて頸動脈の3次元像を構築する。3次元空間内にマッピングした血管輪郭とその座標shContを測定位置・角度決定部103に出力する。

【0180】

(測定位置・角度決定部103)

測定位置・角度決定部103は、実施の形態1の測定位置・角度決定部103と同様の方法により短軸3次元像を解析して、頸動脈血管におけるIMTの測定対象領域と最大活面の情報を少なくとも含む測定位置・角度情報locRefを出力する。

【0181】

(スキャン面設定部408)

スキャン面設定部408は、測定位置・角度情報locRefに基づき、超音波探触子91のIMTの測定対象領域を含む長軸断面画像を取得するためのスキャン面を決定する。そして、送受信処理部100に対し決定したスキャン面において特性測定用の長軸断面画像を取得するための送信処理及び受信処理を行うよう指示する。

【0182】

具体的には、超音波探触子91においてマトリックス状に配置された振動子91cにおける列方向Xが頸動脈の長軸方向と垂直となるように、短軸断面画像を取得したときと同じ位置に超音波探触子91を配置する。そして、図15に示すように長軸方向と平行なスキャン面91yを形成するために、長軸方向に沿った行方向Yに平行な振動子行91bの1列以上を駆動して超音波ビームを発射する。この際、複数行の振動子行91bを駆動する場合にはビームフォーミングによりスキャン面91yを形成する。そして、超音波探触子91は、被検体からの反射超音波である超音波エコー信号を受信し、振動子行91bによりエコー信号を電気信号に変換して、この電気信号を送受信処理部100に供給する。

【0183】

10

20

30

40

50

送受信処理部 100 から受信信号を受けた 2 次元画像生成部 101 は、受信信号に基づき長軸画像である 2 次元画像 *l o C i n e* を生成し、後述する特性測定部 106 へ供給する。

【0184】

(特性測定部 106)

特性測定部 106 は、2 次元画像 *l o C i n e* を 2 次元画像生成部 101 から取得し、測定範囲情報 *m e s R a n* が示す範囲の *I M T* を測定する。

【0185】

これにより、スキャン面設定部 408 において、測定位置・角度情報 *l o c R e f* に基づいて決定されたスキャン面 *9 1 y* において取得した長軸断面画像 *l o C i n e* に基づき、特性測定部 106 にて *I M T* が測定される。

10

【0186】

(表示制御部 107)

表示制御部 107 は、測定位置・角度決定部 103 から、スキャン面を示す測定位置・角度情報 *l o c R e f* と、*I M T* の測定範囲を示す測定範囲情報 *m e s R a n* を受けて、当該スキャン面と *I M T* の測定範囲を短軸 3 次元像に重畳させて表示器 80 に表示させる。

【0187】

また、表示制御部 107 は、特性測定部 106 から *I M T* 測定の結果を示す情報を受信し、*I M T* を表示器 80 に表示させる。この際、*I M T* 測定を行った *I M T* 測定範囲 2 1 2 を 3 次元像とともに表示すれば、操作者により分かりやすい使い勝手のよい構成となる。

20

【0188】

<動作について>

以上の構成からなる超音波診断装置 40 の動作について、図 16 のフローチャートを用いて説明する。図 16 は、実施の形態 4 に係る超音波診断装置 40 のフローチャートである。

【0189】

(ステップ S201)

ステップ S201 において、超音波探触子 91 の振動子列を頸動脈の長軸方向とは略垂直方向に配置して、駆動する振動子列を頸動脈の長軸方向に沿ってスキャンし、頸動脈の短軸断面画像を複数取得する。そして、複数の短軸断面画像の各々から血管輪郭を抽出し、各短軸断面画像が示す血管におけるスキャン面の位置及び角度に基づき血管輪郭を 3 次元空間内にマッピングし頸動脈の 3 次元像を構築する。このとき、スキャン面の位置及び角度は、超音波探触子 91 から受信した各短軸断面画像を取得した行番号から算出する。血管輪郭の抽出時には、内膜、中膜及び外膜のうち、少なくとも外膜輪郭を抽出する。

30

【0190】

(ステップ S202)

ステップ S202 では、実施の形態 1 と同様の方法により短軸 3 次元像における外膜輪郭の形状を解析して血管における測定対象領域を含む断面画像を取得できる超音波探触子 91 のスキャン面の位置及び角度を決定する。*I M T* の測定は長軸断面画像を用いて実施するため、測定対象領域を含む長軸断面画像を取得するためのスキャン面の位置及び角度を決定する。

40

【0191】

(ステップ S204B)

ステップ S204B では、測定位置・角度情報 *l o c R e f* との差異が閾値以下となるように、*I M T* の測定対象領域を含む長軸断面画像を取得するための超音波探触子 91 のスキャン面を決定する。スキャン面を長軸方向と平行に形成するために、長軸方向に沿った振動子行の 1 行以上を駆動するようスキャン面を決定する。

【0192】

50

(ステップS205B)

ステップS205において、ステップS204Bにて決定されたスキャン面において超音波探触子91を駆動し長軸断面画像を取得する。そのために、スキャン面設定部408は、送受信処理部100に対し決定したスキャン面において特性測定用の長軸断面画像を取得するための送信処理及び受信処理を行うよう指示する。

【0193】

(ステップS206B)

ステップS206Bにおいて、実施の形態1と同様の方法によりステップS205Bで取得した超音波画像に基づいて、測定範囲情報mesRanにおけるIMTを測定する。

【0194】

<効果>

以上、説明したように超音波診断装置40によれば、列方向Xに配置された複数の超音波振動子からなる振動子列91aが当該列と垂直な行方向Yに走査可能に構成されてなる超音波探触子91を用いることにより、血管におけるIMT測定対象領域の長軸断面画像を取得できる超音波探触子91のスキャン面91yを容易に設定することができる。そのため、操作者は常に測定対象領域を含む長軸断面画像を取得しIMTを正確に測定することができる。

【0195】

また、IMT測定対象領域の長軸断面画像を取得できるスキャン面91yにて新たに取得した長軸断面画像に基づいてIMT測定を行う。そのため、短軸3次元像から生成した長軸断面に基づいてIMTを測定していた際に生じていた拍動に伴って長軸方向でのIMTの測定結果が変動するという問題が生じない。

【0196】

さらに、血管におけるIMT測定対象領域の長軸断面画像を取得できる超音波探触子91のスキャン面91yの設定は自動で行われるため、操作者は超音波探触子91を移動させる必要はなく、未熟練者でも簡便にIMT測定が行うことができる。

【0197】

<変形例>

以上、実施の形態に係る超音波診断装置40について説明したが、例示した超音波診断装置を以下のように変形することも可能であり、本発明が上述の実施形態で示した通りの超音波診断装置に限られないことは勿論である。

【0198】

(1) 超音波診断装置40では、超音波探触子91は、列方向Xに配置された複数の超音波振動子からなる振動子列91aが当該列と垂直な行方向Yに複数配列されているマトリックス振動子91cを用いた例を説明した。しかしながら、超音波探触子は、列方向に配置された振動子列が当該列と垂直な行方向に走査可能に構成されていればよく、例えば、振動子列が当該列と垂直方向に移動可能に構成されている構成であってもよい。1次元の超音波振動子がプローブ内で揺動することで3次元像を取得する揺動プローブなどを利用できる。

【0199】

図17は、実施の形態4の変形例に係る超音波診断装置40Aに用いる実施の形態4に係る超音波診断装置40に用いる超音波探触子92の模式図である。列方向Xに配置された複数の超音波振動子からなる振動子列92aが当該列と垂直な行方向Yに移動可能に構成されている。また、行方向Yに移動は揺動によるものであってもよい。振動子列92aを駆動することにより列方向Xに平行なスキャン面92xを形成することができる。他方、振動子列92aに含まれる1以上の振動子をY方向に移動させながら駆動することにより、行方向Yに平行なスキャン面92yを形成することができる。スキャン面92xにおいて取得した複数の短軸断面画像から短軸3次元像を構築し、血管におけるIMT測定対象領域の長軸断面画像を取得できる長軸断面画像の位置及び角度を決定し、スキャン面設定部408により当該長軸断面画像を取得できるスキャン面92yを設定することができ

10

20

30

40

50

る。これにより、操作者は常に測定対象領域を含む長軸断面画像を取得し I M T を正確に測定することができる。

【 0 2 0 0 】

(2) 本実施の形態では、3次元像を取得するための3次元プローブとして、プローブ面に超音波振動子が2次元的に配置された2次元プローブの一例として、マトリクスプローブを利用した例を説明した。しかしながら、2次元プローブを使用する際にも、その種類を限定するものではなく、リニアプローブ、コンベックスプローブ、セクタープローブなど種々のプローブが選択可能である。

【 0 2 0 1 】

(3) 3次元プローブで得られる観察領域が狭い場合には、3次元プローブを移動させながらスキャンし、個々の位置で取得した3次元像を連結することで、広い領域の3次元像を得ることができる。すなわち、3次元プローブにおいて1度のスキャンにより取得可能な3次元領域よりも、頸動脈の範囲が大きい場合は、複数回に分けてスキャンし得られた3次元領域を連結して頸動脈全体の3次元像を得ることができる。その場合、各スキャンで得られた3次元像のうち隣接する3次元像がオーバーラップするようにプローブを移動させることができる。そして、3次元像の連結時には、個々の3次元像において抽出した血管の短軸断面画像における血管輪郭、あるいは、血管輪郭の中心線が整合するように位置合わせを行うことで、3次元像を連続的に連結することができる。

【 0 2 0 2 】

実施の形態 5

上記各実施の形態で示した超音波診断装置の制御方法を実現するためのプログラムを、フレキシブルディスク等の記録媒体に記録するようにすることにより、上記実施の形態で示した処理を、独立したコンピュータシステムにおいて簡単に実施することが可能となる。

【 0 2 0 3 】

図 1 8 は、上記各実施の形態の超音波診断装置の制御方法を、フレキシブルディスク等の記録媒体に記録されたプログラムを用いて、コンピュータシステムにより実施する場合の説明図である。

【 0 2 0 4 】

図 1 8 (b) は、フレキシブルディスクの正面からみた外観、断面構造、及びフレキシブルディスクを示し、図 1 8 (a) は、記録媒体本体であるフレキシブルディスクの物理フォーマットの例を示している。フレキシブルディスク F D はケース F 内に内蔵され、該ディスクの表面には、同心円状に外周からは内周に向かって複数のトラック T r が形成され、各トラックは角度方向に 1 6 のセクタ S e に分割されている。従って、上記プログラムを格納したフレキシブルディスクでは、上記フレキシブルディスク F D 上に割り当てられた領域に、上記プログラムが記録されている。

【 0 2 0 5 】

また、図 1 8 (c) は、フレキシブルディスク F D に上記プログラムの記録再生を行うための構成を示す。超音波診断装置の制御方法を実現する上記プログラムをフレキシブルディスク F D に記録する場合は、コンピュータシステム C s から上記プログラムをフレキシブルディスクドライブを介して書き込む。また、フレキシブルディスク内のプログラムにより超音波診断装置の制御方法を実現する上記超音波診断装置の制御方法をコンピュータシステム中に構築する場合は、フレキシブルディスクドライブによりプログラムをフレキシブルディスクから読み出し、コンピュータシステムに転送する。

【 0 2 0 6 】

なお、上記説明では、記録媒体としてフレキシブルディスクを用いて説明を行ったが、光ディスクを用いても同様に行うことができる。また、記録媒体はこれに限らず、I C カード、ROMカセット等、プログラムを記録できるものであれば同様の実施することができる。

【 0 2 0 7 】

10

20

30

40

50

なお、図1、図6、図11及び図14の超音波診断装置のブロックは典型的には集積回路であるLSI (Large Scale Integration) として実現される。これらは個別に1チップ化されても良いし、一部又は全てを含むように1チップ化されても良い。

【0208】

ここでは、LSIとしたが、集積度の違いにより、IC (Integrated Circuit)、システムLSI、スーパーLSI、ウルトラLSIと呼称されることもある。

【0209】

また、集積回路化の手法はLSIに限るものではなく、専用回路又は汎用プロセッサで実現してもよい。例えば、GPU (Graphic Processing Unit) などのグラフィクス処理用の専用回路が使用できる。LSI製造後に、プログラムすることが可能なFPGA (Field Programmable Gate Array) や、LSI内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサを利用してよい。

10

【0210】

さらには、半導体技術の進歩又は派生する別技術によりLSIに置き換わる集積回路化の技術が登場すれば、当然、その技術を用いて機能ブロックの集積化を行ってもよい。バイオ技術の適応等が可能性としてありえる。

【0211】

20

また、図1、図6、図11及び図14の超音波診断装置の各手段は、インターネットやLAN (Local Area Network) などのネットワークを介して接続してもよい。例えば、ネットワーク上のサーバや蓄積デバイスに保持された超音波画像を読み込む構成などが可能である。さらに、各手段の機能追加などをネットワーク経由で行ってもよい。

補足

以上で説明した実施の形態は、いずれも本発明の好ましい一具体例を示すものである。実施の形態で示される数値、形状、材料、構成要素、構成要素の配置位置及び接続形態、工程、工程の順序などは一例であり、本発明を限定する主旨ではない。また、実施の形態における構成要素のうち、本発明の最上位概念を示す独立請求項に記載されていない工程については、より好ましい形態を構成する任意の構成要素として説明される。

30

【0212】

また、発明の理解の容易のため、上記各実施の形態で挙げた各図の構成要素の縮尺は実際のものとは異なる場合がある。また本発明は上記各実施の形態の記載によって限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において適宜変更可能である。

【0213】

さらに、超音波診断装置においては基板上に回路部品、リード線等の部材も存在するが、電氣的配線、電気回路について画像診断装置等の技術分野における通常の知識に基づいて様々な態様を実施可能であり、本発明の説明として直接的には無関係のため、説明を省略している。尚、上記示した各図は模式図であり、必ずしも厳密に図示したものではない。

40

【産業上の利用可能性】

【0214】

本発明に係る超音波診断装置およびその制御方法によれば、最適なスキャン面において血管の内中膜厚を測定できるように検査者をナビゲーションすることで、IMTの測定が簡便かつ高い再現性をもって行える。故に、本発明に係る超音波診断装置およびその制御方法は、動脈硬化のスクリーニングなどにおける検査時間の短縮と診断精度の向上を実現できることから、医療診断機器産業において広く活用することが可能である。

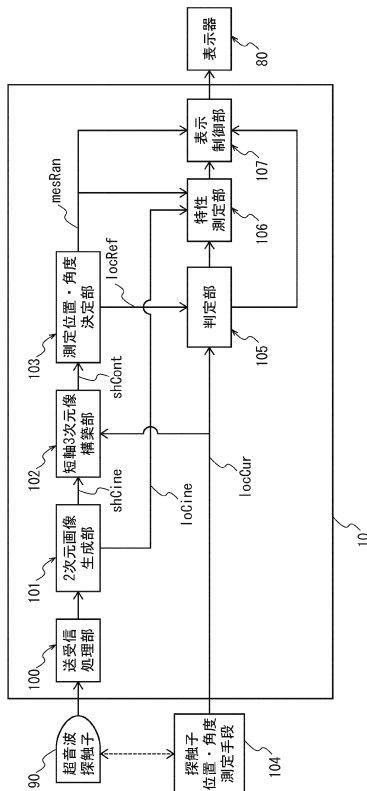
【符号の説明】

【0215】

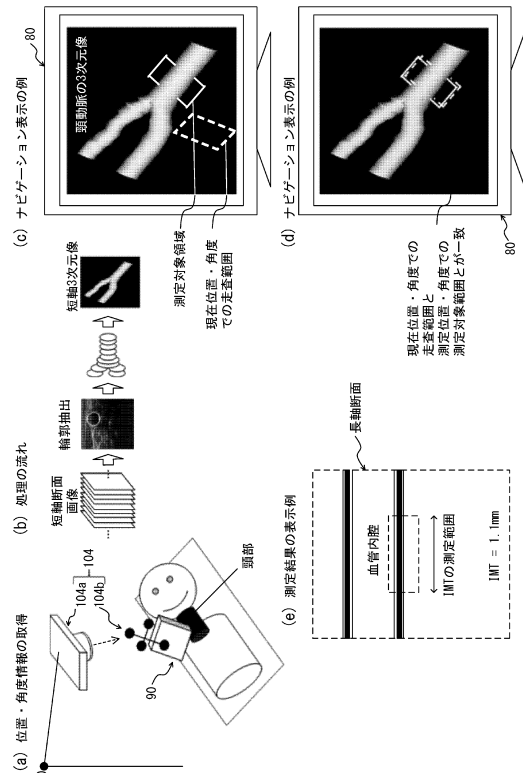
50

- 10、20、30、40、40A 超音波診断装置
- 80 表示器
- 90、91、92 超音波探触子
- 100 送受信処理部
- 101 2次元画像生成部
- 102 短軸3次元像構築部
- 103 測定位置・角度決定部
- 104 探触子位置・角度測定手段
- 104a 撮像手段
- 104b 光学マーカ
- 105、205 判定部
- 106、206、306 特性測定部
- 107 表示制御部
- 203a 短軸情報解析部
- 203b 長軸情報解析部
- 203c 測定位置決定部
- 408 スキャン面設定部

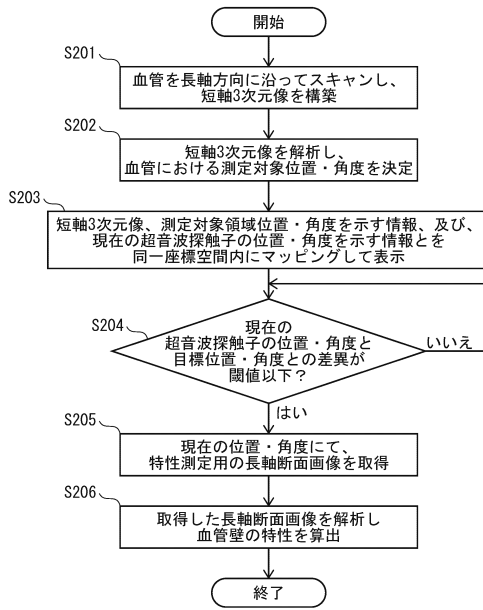
【図1】



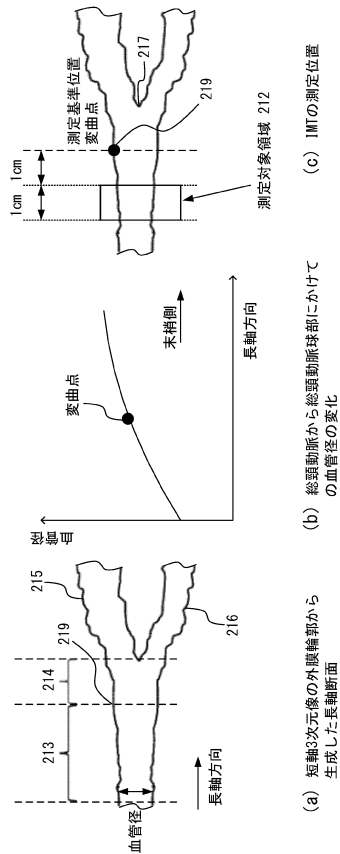
【図2】



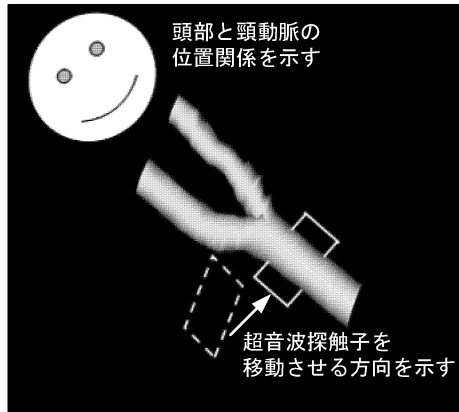
【図3】



【図4】

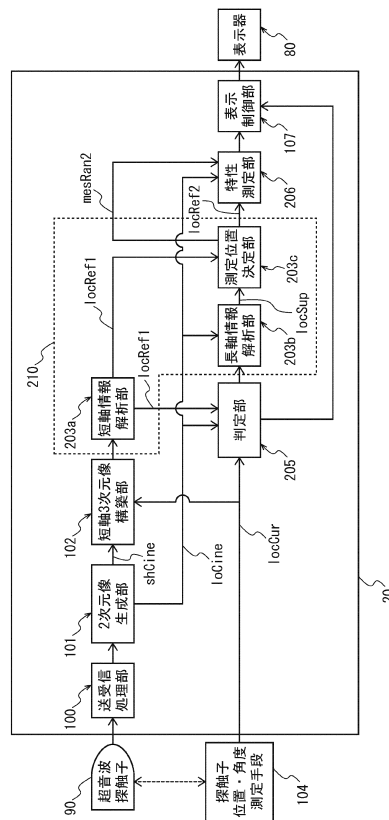


【図5】

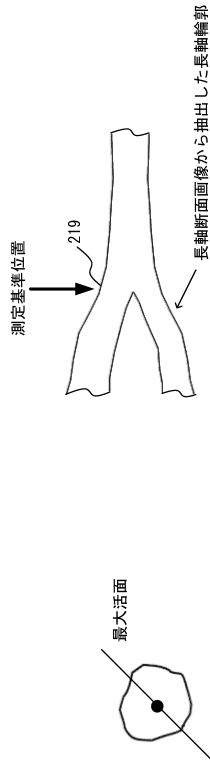


ナビゲーション用情報の表示例

【図6】



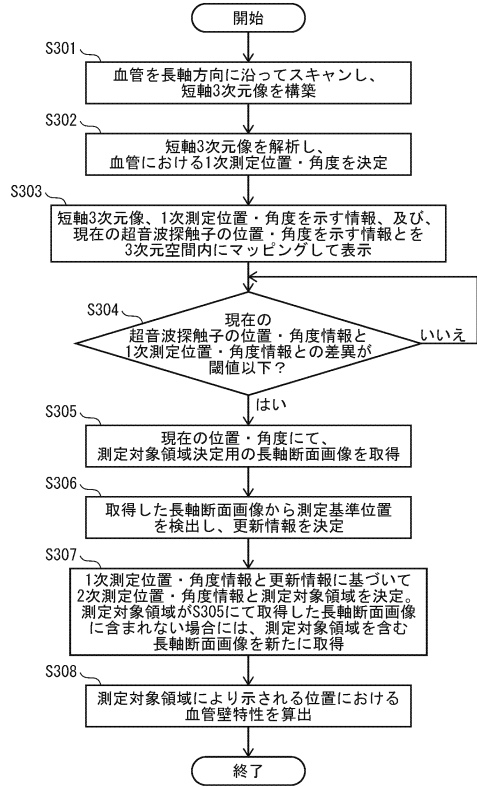
【図7】



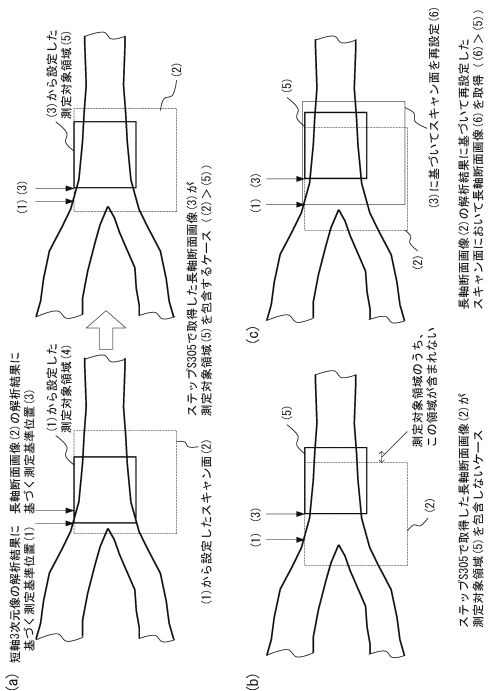
(b) 長軸断面画像から測定位置を決定

(a) 短軸断面画像から最大活面決定

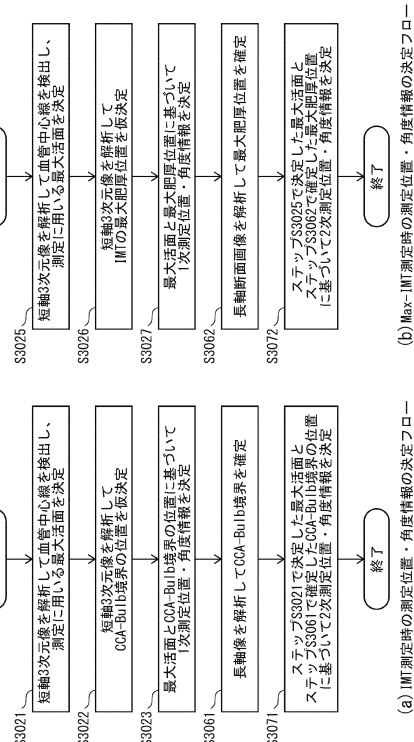
【図8】



【図9】



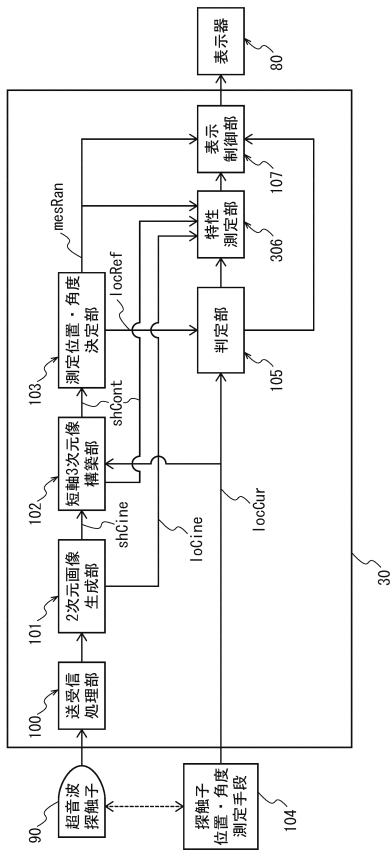
【図10】



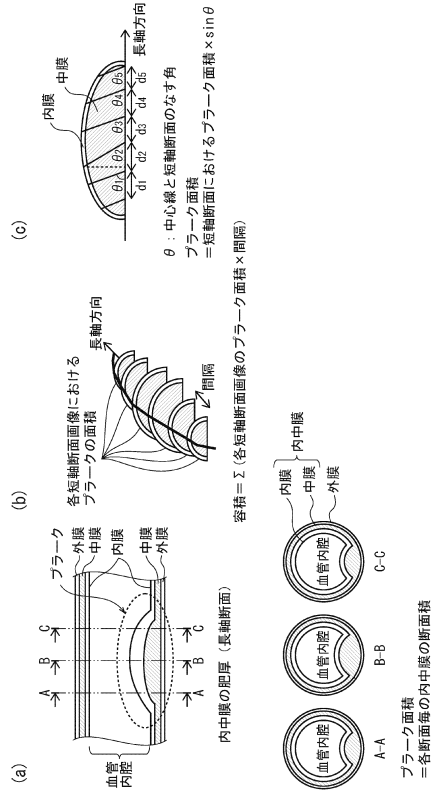
(a) IMT測定時の測定位置・角度情報の決定フロー

(b) Max-IMT測定時の測定位置・角度情報の決定フロー

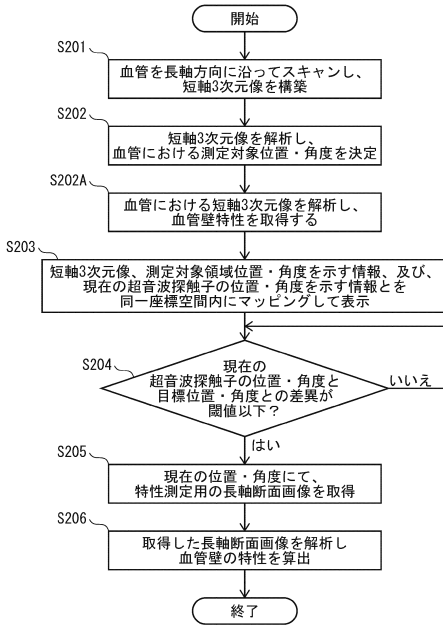
【図11】



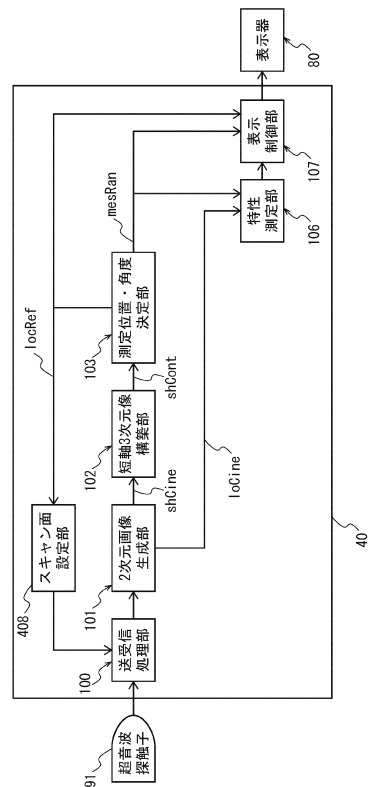
【図12】



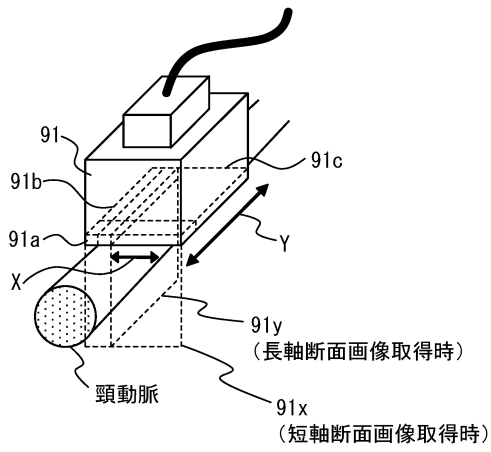
【図13】



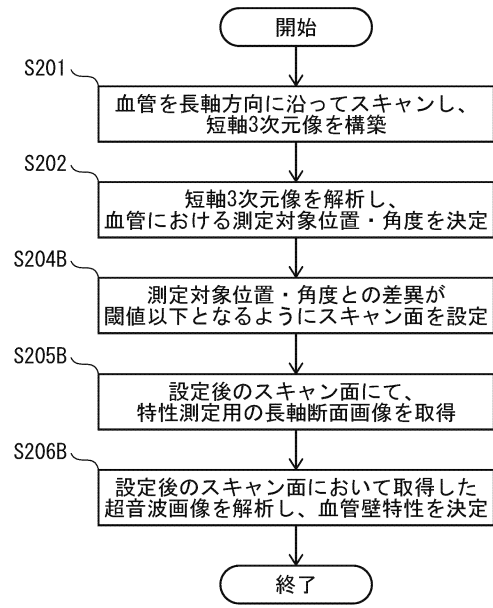
【図14】



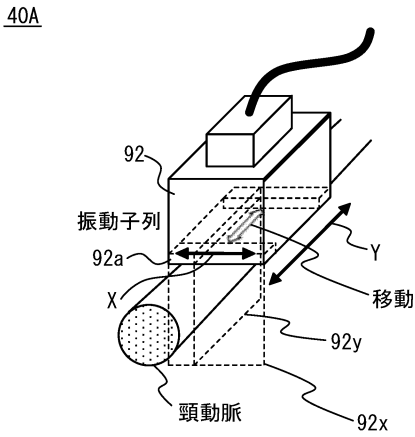
【図15】



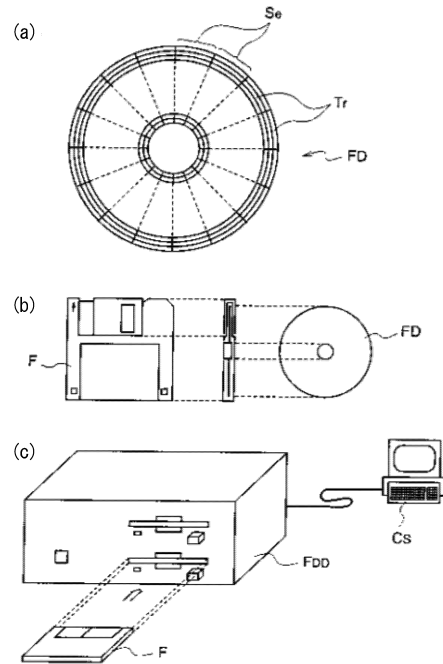
【図16】



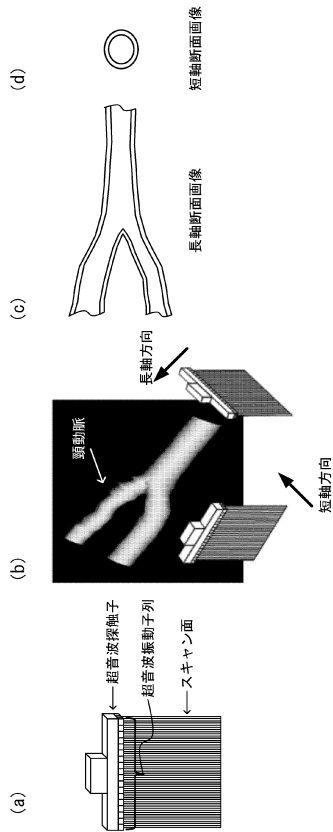
【図17】



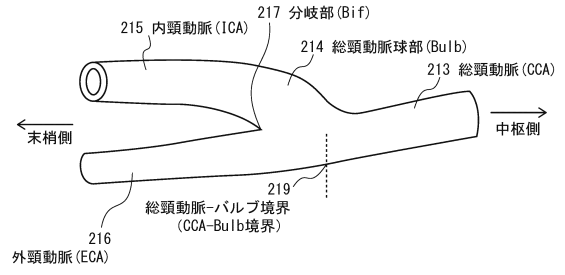
【図18】



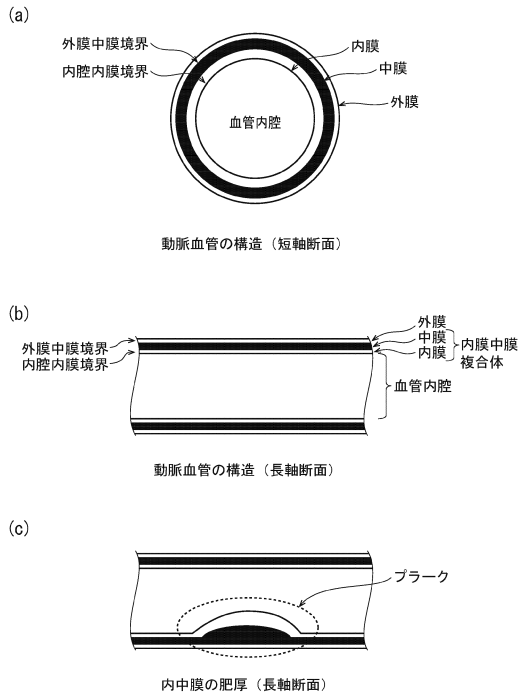
【図19】



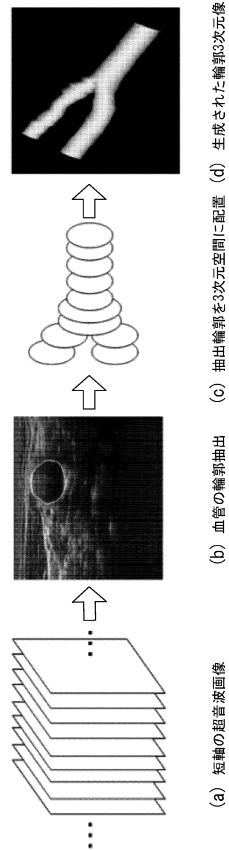
【図20】



【図21】

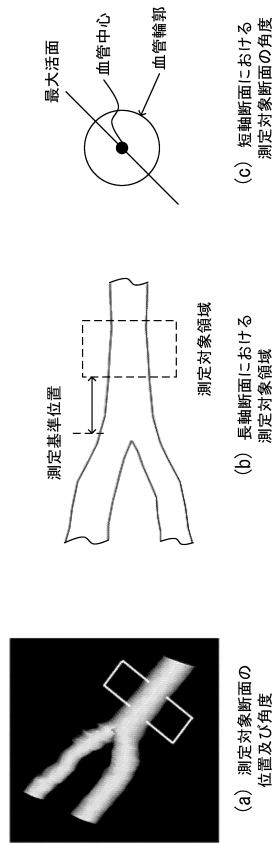


【図22】

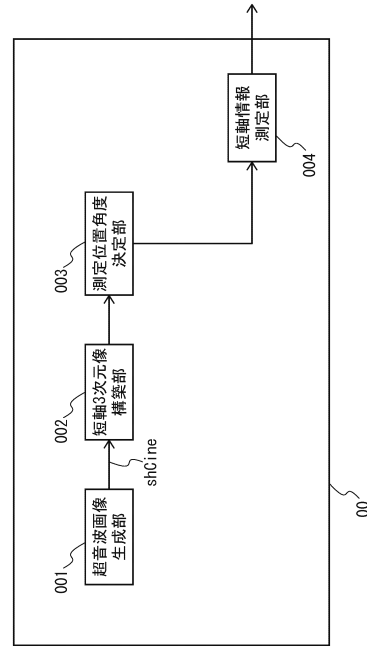


(a) 短軸の超音波画像 (b) 血管の輪郭抽出 (c) 抽出輪郭を3次元空間に配置 (d) 生成された輪郭の次元像

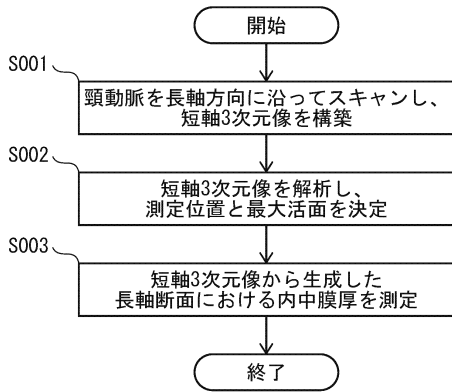
【図23】



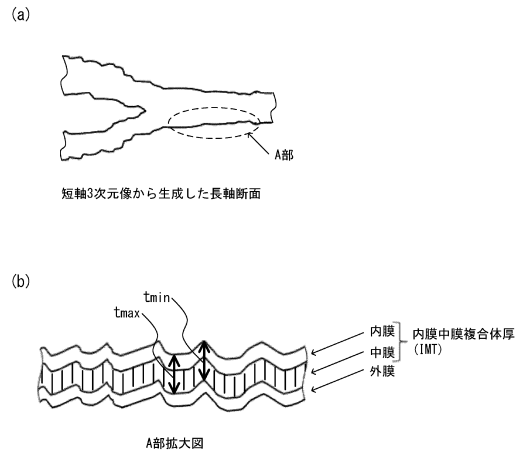
【図24】



【図25】



【図26】



フロントページの続き

(72)発明者 田路 文平

愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック ヘルスケア株式会社内

審査官 永田 浩司

(56)参考文献 特開2006-000456(JP,A)

特開平11-047133(JP,A)

米国特許出願公開第2006/0056672(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制方法		
公开(公告)号	JP6160487B2	公开(公告)日	2017-07-12
申请号	JP2013550424	申请日	2013-04-23
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	遠間正真 大宮淳 田路文平		
发明人	遠間 正真 大宮 淳 田路 文平		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B5/0073 A61B5/0095 A61B8/0858 A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/4263 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/4245 A61B8/5207		
FI分类号	A61B8/14.ZDM		
代理人(译)	中島四郎		
审查员(译)	永田浩二		
优先权	2012097387 2012-04-23 JP		
其他公开文献	JPWO2013161277A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了基于从通过沿血管的长轴方向扫描超声波探头获得的多个短轴截面图像产生的三维图像来测量血管壁的特性超声波探头的测量位置能够获取包括测量目标区域的长轴截面图像测量位置/角度确定单元，确定测量角度。此外，当前位置和超声波探头的角度，以及用于当与前述测量位置和所述测量角度相比获得长轴横截面图像确定单元，它们之间的差大于所述阈值时，长轴等于或小于并且具有用于通过使用截面图像测量血管壁的特性的特征测量部分。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6160487号 (P6160487)
(45) 発行日 平成29年7月12日 (2017. 7. 12)	(24) 登録日 平成29年6月23日 (2017. 6. 23)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2 0 0 6 . 0 1) F 1 A 6 1 B 8 / 1 4 Z D M		
請求項の数 14 (全 40 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-550424 (P2013-550424)	(73) 特許権者 000001270 コニカミノルタ株式会社 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号	
(86) (22) 出願日 平成25年4月23日 (2013. 4. 23)	(74) 代理人 110001900 特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2013/002728	(74) 代理人 100090446 弁理士 中島 司郎	
(87) 国際公開番号 W02013/161277	(72) 発明者 遠間 正真 大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内	
(87) 国際公開日 平成25年10月31日 (2013.10.31)	(72) 発明者 大宮 淳 愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニックヘルステック株式会社内	
審査請求日 平成28年4月8日 (2016. 4. 8)		
(31) 優先権主張番号 特願2012-97387 (P2012-97387)		
(32) 優先日 平成24年4月23日 (2012. 4. 23)		
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)		

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置およびその制御方法

最終頁に続く