

(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2010-110373

(P2010-110373A)

(43) 公開日 平成22年5月20日(2010.5.20)

(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

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2008-283280 (P2008-283280)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成20年11月4日(2008.11.4)	(74) 代理人	100110777 弁理士 宇都宮 正明
		(74) 代理人	100104341 弁理士 関 正治
		(74) 代理人	100100413 弁理士 渡部 温
		(72) 発明者	宮地 幸哉 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C017 AA08 AB01 BB12 BC11 EE15 4C601 BB02 DD01 DD14 EE10 JC19 JC37 KK12 KK30 KK49

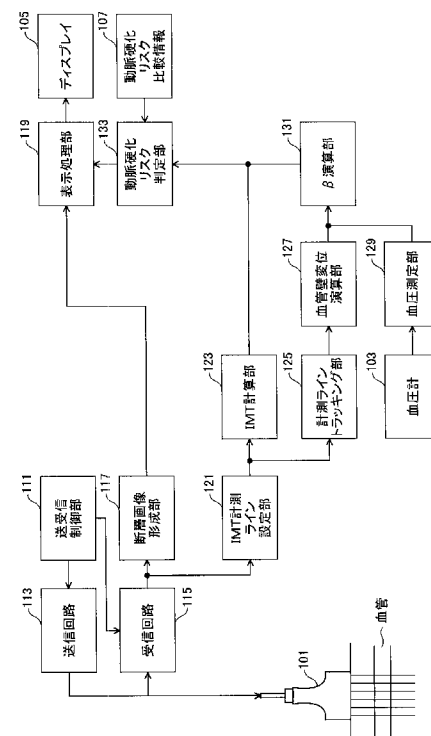
(54) 【発明の名称】 動脈硬化リスク表示機能を備えた超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 I M T (内膜中膜複合体厚) と血管の弾性指標を一緒に表示して複合的な観察により動脈硬化発症のリスクを的確に判定できる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 この超音波診断装置は、被検体に向けて超音波を送信し被検体において反射された超音波エコーを受信することにより受信信号を出力する超音波探触子101と、超音波探触子から出力される受信信号に基づいて、被検体の血管に関する超音波画像を表す画像データを生成する受信回路115と、受信回路によって生成された画像データに基づいて血管の I M T の計測をする I M T 計算手段123と、受信回路によって生成された画像データに基づいて血管の弾性指標を示す値を求める弾性指標計測手段131と、第1座標軸に I M T が表され、第2座標軸に血管の弾性指標を示す値が表された2次元座標系を表示する表示手段105とを具備する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に向けて超音波を送信し、被検体において反射された超音波エコーを受信することにより受信信号を出力する超音波探触子と、

前記超音波探触子から出力される受信信号に基づいて、被検体の血管に関する超音波画像を表す画像データを生成する画像データ生成手段と、

前記画像データ生成手段によって生成された画像データに基づいて血管の I M T（内膜中膜複合体厚）の計測をする I M T 計測手段と、

前記画像データ生成手段によって生成された画像データに基づいて血管の弾性指標を示す値を求める弾性指標計測手段と、

第 1 座標軸に前記 I M T が表され、第 2 座標軸に前記血管の弾性指標を示す値が表された 2 次元座標系を表示する表示手段と、
を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

さらに、動脈硬化リスク比較データを記憶するデータ記憶装置を具備し、

前記 2 次元座標系に該動脈硬化リスク比較データを表示して、動脈硬化リスクの判定を容易にする、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記血管の弾性指標を示す値が、スティフネスパラメータ β である、請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記血管の弾性指標を示す値が、血管径変化率である、請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記血管の弾性指標を示す値が、弾性率である、請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記血管の弾性指標を示す値が、W I（ウェーブインテンシティ）である、請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記 I M T 計測手段が前記画像データにおいて定める I M T 計測ラインに基づいて設定されるトラッキング開始ラインにより前記弾性指標計測手段が前記血管の弾性指標を求める、請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 8】

前記トラッキング開始ラインが前記 I M T 計測ラインである、請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記トラッキング開始ラインが前記 I M T 計測ラインを内中膜内で外膜方向に平行移動したものである、請求項 7 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】**【0001】**

本発明は、血管の内膜中膜複合体厚（intima media thickness：I M T）と弾性指標の計測結果を一緒に表示して動脈硬化リスクが容易に判定できるようにする機能を備えた超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、脳梗塞や、心筋梗塞あるいは狭心症などの虚血性疾患のような循環器系疾患に係る治療患者が急増している。これらの疾患を予防するには、動脈硬化の兆候を早期に察知して、生活習慣を改善することが重要であり、厚生労働省はメタボリックシンドローム検

50

診の義務化などの制度を導入している。

動脈硬化状態を非侵襲的に測定する方法としては、脈波伝搬速度 (pulse wave velocity: PWV) や、頸動脈エコーによる内膜中膜複合体厚 (IMT) 計測が一般的であり、臨床的な診断価値も明らかになっている。

【 0 0 0 3 】

IMTは、内膜と中膜と外膜からなる3層構造を有する動脈壁のうち、内膜と中膜とを合わせた厚さ(即ち、血管腔と内膜との境界から、中膜と外膜との境界までの長さ)をいう。近年の研究により、動脈硬化が進行するほど内膜中膜複合体が厚くなったりプラークが形成されたりすることが分かってきている。ここで、プラークとは、血管壁が内側に盛り上がった部分のことである。プラークの組織は、血栓や、脂肪性又は繊維性組織等、様々であり、剥離したプラークは頸動脈の狭窄や脳梗塞や脳虚血等の原因ともなっている。

10

【 0 0 0 4 】

IMTは、超音波検査(頸動脈超音波検査)によって計測できる。即ち、超音波探触子を被検体(患者)の頸部に当接させて、超音波探触子から超音波を送信する。超音波は、被検体内の構造物の表面(異なる組織の界面)において反射されるので、それによって生じる超音波エコーが超音波探触子によって受信され、受信信号に基づいて超音波画像が生成される。ここで、頸動脈におけるIMTを計測するのは、頸動脈が、顔面の動脈に繋がる外頸動脈と脳動脈に繋がる内頸動脈との血管分岐部や頸動脈への血液の取り込み部など、血流の方向が変化する領域でプラークが形成され易く、動脈硬化の好発部位になるからである。

20

【 0 0 0 5 】

図9は正常時の血管壁、また図10はプラークにより膜厚が大きくなった血管壁を示す超音波画像の例を示す。生成された超音波画像から血管壁の境界を判定しノギス等を用いて厚さを計測することによりIMTを求めることができる。さらに、検査者(医師等のオペレータ)は、IMTに基づいて動脈硬化の程度を診断したり、その結果に基づいて心臓や脳を含む全身の血管状態を推測する。

【 0 0 0 6 】

図11は、オリアリー等(O'Leary DH et al)により示されたIMTと脳卒中危険率の関係を表すグラフである。IMTは脳卒中危険率と明らかな相関関係があり、IMTが1.1mm以上になると脳卒中危険率が急増することが分かる。

30

しかしながら、IMTは頸動脈の形態的变化のみを示す指標であり、血管の動的な性状を表すものではないので、これだけで動脈硬化の程度を評価するのは適当でない。

【 0 0 0 7 】

一方、脈波伝播速度(PWV)は、心臓の収縮時点を計測し、頸動脈の脈波と大腿動脈の脈波を体表から検出し、心臓の収縮から脈波の発生までの伝播時間を計算して求めた速度で、動脈の硬さを表すパラメータとなる。PWVを用いて動脈硬化進展を定量的に診断することができ、また、血管年齢なども推計することができる。予防医学が重視されるようになり、PWVは血管の動的性状を表す新しい予防医学的指標として注目されている。

【 0 0 0 8 】

近年では、腕と足首の脈波からPWVを簡単に計測する診断機器が市販されている。さらに、PWVを測定することにより、血管の弾性係数そのものであるスティフネスパラメータ β を提示する心臓足首血管指数(CAVI)を表示する計器も提供されている。

40

図12は、古幡博等が提示した、スティフネスパラメータ β の年代別変化を見たグラフである。男女を問わず年齢が増すにつれてスティフネスパラメータ β が増大することが分かる。

さらに、頸動脈エコーから血管壁の変位を算定することによって、スティフネスパラメータ β 、血管径変化率、弾性率などの弾性指標を求める手法が開発されてきて、診断への応用が期待されている。

【 0 0 0 9 】

特許文献1には、拡張収縮変形の動画のみから血管年齢を判定する方法が開示されてい

50

る。開示方法は、たとえば、動脈血管の最大拡張時と最大収縮時の血管径差を最大拡張時の血管径で割ったものを時間差で割った値を動脈硬化係数として、複数人の男女について年齢と動脈硬化係数との相関関係に基づいた比較情報を収集して記憶し、被検者の動脈硬化係数を求めて同年齢における平均的な動脈硬化係数に対しどの程度離れているかをパーセントで表して年齢標準比率とし、この年齢標準比率によって被検者の診断結果を表示するものである。動脈硬化の度合いを同年代の平均的な人と比較することで、動脈硬化発症リスクの認識性を向上させて生活習慣の改善意欲を高める効果がある。図13は、特許文献1に示された、動脈血管の機械的性質を示すパラメータである動脈硬化係数と年齢の相関関係を表すグラフである。このグラフから、動脈硬化係数の年齢依存性が明らかに観察される。

10

【0010】

また、特許文献2には、超音波で血管の断層画像を作成し、計測ライン上で血管壁の変位を演算し、計測ラインを基準としたサンプルゲートで血流速度を演算し、これからウェーブインテンシティWIを演算する装置が開示されている。WIは、心臓から末梢へ向かう前進脈波と末梢から心臓へ向かう反射脈波のどちらの作用が優勢であるかを判別するための指標となるもので、動脈中の局所部位における圧力と血流速度との所定時間における変化分の積、もしくは局所部位における血圧の時間微分値と血流速度の時間微分値の積として求められる。WIは、血管の性状や心臓の機能などを評価するための血管の弾性指標として利用することができる。

20

【0011】

さらに、特許文献3には、スティフネスパラメータ β を利用して局所血圧を求める超音波診断装置が開示されている。スティフネスパラメータ β は血管内の血圧変化と血管断面積あるいは血管径の変化に係る係数で、血管の硬さを表す血管弾性指標である。

血管の形態的变化を示すIMTと血管の硬さを表すパラメータ（弾性指標）とは、いずれも動脈硬化と正の相関を有することが認められるが、必ずしも一致するわけではない。すなわち、IMTが薄くても血管の動的変化がスムーズでない患者や、逆にIMTが厚くても血管の動的な変化が大きな患者がいる。このため、IMTのみの診断でも、血管の動的な性状を示す弾性指標のみの診断でも、動脈硬化発症のリスクを正しく見積もることができないという問題があり、両者を複合的に観察する必要がある。

30

【特許文献1】特許第3882084号明細書

【特許文献2】特許第3464185号明細書

【特許文献3】特許第4091365号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、IMTと血管の弾性指標を一緒に表示して複合的な観察により動脈硬化発症のリスクを的確に判定できる超音波診断装置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】

上記課題を解決するため、本発明の1つの観点に係る超音波診断装置は、被検体に向けて超音波を送信し、被検体において反射された超音波エコーを受信することにより受信信号を出力する超音波探触子と、超音波探触子から出力される受信信号に基づいて、被検体の血管に関する超音波画像を表す画像データを生成する画像データ生成手段と、画像データ生成手段によって生成された画像データに基づいて血管のIMT（内膜中膜複合体厚）の計測をするIMT計測手段と、画像データ生成手段によって生成された画像データに基づいて血管の弾性指標を示す値を求める弾性指標計測手段と、第1座標軸にIMTが表され、第2座標軸に血管の弾性指標を示す値が表された2次元座標系を表示する表示手段とを具備する。

40

【発明の効果】

50

【 0 0 1 4 】

本発明の1つの観点によれば、血管に関する超音波画像を表す画像データに基づいて得られた血管のIMTと血管の弾性指標を2次元座標系と一緒に表示するため、IMTと血管の弾性指標を複合的に観察して動脈硬化発症のリスクを的確に判定することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 5 】

以下、本発明を実施するための最良の形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照符号を付して、説明を省略する。

図1は、本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図、図2は計測方法の手順を示す流れ図、図3, 4は血管膜の境界線の設定状況を示す概念図、図5は血管壁の変化状態を説明する線図、図6, 7は表示画面例を示す図面である。

10

【 0 0 1 6 】

第1の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波を送受信する超音波探触子と、超音波診断装置本体とを含んでいる。超音波診断装置本体は、超音波の送受信を制御すると共に取得された受信信号に基づいて超音波画像を表す画像データを生成し、さらに血管の内膜中膜複合体厚(IMT)と血管の動的性状を示す弾性指標を計測し、IMTと弾性指標をディスプレイに表示する機能を有する。超音波診断装置本体には、診断に利用する資料となる動脈硬化リスク比較情報を記憶する機能を備え、診断結果を表示するディスプレイを付属し、また血圧を測定する血圧計が付属されている。

【 0 0 1 7 】

20

超音波探触子101は、コンベックスタイプ、リニアスキャンタイプ、又は、セクタスキャンタイプ等の、被検体に当接させて用いられるプローブである。超音波探触子101は、1次元又は2次元のトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサを備えている。これらの超音波トランスデューサは、印加される駆動信号に基づいて被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体において反射された超音波エコーを受信することにより受信信号を出力する。

【 0 0 1 8 】

各超音波トランスデューサは、例えば、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛:Pb(lead) zirconate titanate)に代表される圧電セラミックや、PVDf(ポリフッ化ビニリデン:polyvinylidene difluoride)に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料(圧電体)の両端に電極を形成した振動子によって構成される。そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮によって、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、これらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。これらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

30

【 0 0 1 9 】

超音波診断装置本体は、送受信制御部111と、送信回路113と、受信回路115と、断層画像形成部117と、表示処理部119と、IMT計測ライン設定部121と、IMT計算部123と、計測トラッキング部125と、血管壁変位演算部127と、血圧測定部129と、β演算部131と、動脈硬化リスク判定部133とを備える。

40

また、超音波診断装置本体の周辺機器として、血圧計103とディスプレイ105が設けられていて、血圧測定部129が血圧計103からの測定結果を取り込み、表示処理部119がディスプレイ105の表示を制御する。なお、動脈硬化リスク判定部133で使用する動脈硬化リスク比較情報107は、超音波診断装置本体に設けた記憶装置から供給することもできる。

【 0 0 2 0 】

送受信制御部111は、送信回路113と受信回路115を介して超音波探触子101の超音波ビームの送信方向および超音波エコーの受信方向を順次設定するもので、設定された送信方向に応じて送信遅延パターンを選択する送信制御機能と、設定された受信方向

50

に応じて受信遅延パターンを選択する受信制御機能とを有している。

ここで、送信遅延パターンとは、複数の超音波トランスデューサから送信される超音波によって所望の方向に超音波ビームを形成するために各超音波トランスデューサの駆動信号に与えられる遅延時間のパターンであり、受信遅延パターンとは、複数の超音波トランスデューサによって受信される超音波によって所望の方向からの超音波エコーを抽出するために受信信号に与えられる遅延時間のパターンである。複数の送信遅延パターン及び複数の受信遅延パターンが記憶装置に格納されていて、局面に応じ選択して利用される。

【 0 0 2 1 】

送信回路 1 1 3 は、複数のチャンネルを備えており、複数の超音波トランスデューサにそれぞれ印加される複数の駆動信号を生成する。その際に、送受信制御部 1 1 1 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数の駆動信号にそれぞれの遅延時間を与えることができる。送信回路 1 1 3 は、複数の超音波トランスデューサから送信される超音波が超音波ビームを形成するように、複数の駆動信号の遅延量を調節して超音波探触子 1 0 1 に供給するようにしても良いし、複数の超音波トランスデューサから一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように構成した複数の駆動信号を超音波探触子 1 0 1 に供給するようにしても良い。

【 0 0 2 2 】

受信回路 1 1 5 は、複数のチャンネルを備えており、複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数のアナログの受信信号を受信して増幅し、デジタルの受信信号に変換する。さらに、送受信制御部 1 1 1 によって選択された受信遅延パターンに基づいて、複数の受信信号にそれぞれの遅延時間を与え、それらの受信信号を加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理によって、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号（音線データ）が形成される。

次に、音線データは、ローパスフィルタ処理等によって包絡線検波処理を施して、S T C（Sensitivity Time gain Control：センシティビティ・タイム・ゲイン・コントロール）によって超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正をする。

【 0 0 2 3 】

こうして処理された音線データは、複数フレーム分の音線データを蓄積するためのメモリ容量を有するシネメモリに順次格納される。受信回路 1 1 5 は、画像データ生成機能を備えて、ライブモードにおいては直接供給される音線データを入力し、フリーズモードにおいてはシネメモリから供給される音線データを入力して、入力された音線データに対して、Log（対数）圧縮やゲイン調整等のプリプロセス処理を施して画像データを生成し、断層画像形成部 1 1 7 または I M T 計測ライン設定部 1 2 1 に出力する。

断層画像形成部 1 1 7 は、受信回路 1 1 5 から供給された超音波画像の画像データを通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像データに変換（ラスタ変換）し、階調処理等の必要な画像処理を施して、表示処理部 1 1 9 に伝送する。

【 0 0 2 4 】

一方、I M T 計測ライン設定部 1 2 1 は、受信回路 1 1 5 から供給された画像データによって表される超音波画像において R O I（関心領域）を設定して、R O I における深さ方向に I M T 境界位置と判断できる所定数のライン（音線）を順次選択し、選択されたラインにおける画像データを抽出する。図 3 は、超音波画像から血管前壁における外膜と中膜の境界および内膜と血管腔の境界、さらに血管後壁における血管腔と内膜の境界および中膜と外膜の境界を選択して I M T 計測ラインに設定したことを説明する概念図である。また、図 4 は、後壁の内側にプラークが形成された状態を検出する場合を表す概念図である。後壁血管腔と内膜の境界が一部血管腔側に盛り上がっていることが分かる。

【 0 0 2 5 】

I M T 計測ライン設定部 1 2 1 が選択されたラインについて抽出された画像データを I M T 計算部 1 2 3 に供給すると、I M T 計算部 1 2 3 は、画像データの信頼性を検証した上で、血管の I M T を自動計測する。このため、I M T 計算部 1 2 3 は、抽出された画像データに対して、ローパスフィルタやメディアンフィルタを用いたノイズ抑圧処理等の画

10

20

30

40

50

像処理を施すことにより、参照データを生成する。画像データから生成された参照データは、患者情報及び検査情報、又は、患者の年齢や性別等に対応付けられて、所定の記憶装置に格納される。また、患者の年齢や性別等に応じて、典型的な参照データを予め格納しておくようにしても良い。

【0026】

さらに、オペレータの操作もしくは装置の自動操作手順に従って、記憶装置に格納されている参照データ、又は、抽出された画像データから生成された参照データを、実際に用いられる参照データとして選択する。画像について設定されたROIの内から、IMT計測の信頼性を評価する評価領域（深さ方向における領域）を設定し、設定された領域におけるIMT計測の信頼性を算出する。例えば、設定された評価領域における画像データと参照データとの深さ方向の位置を合わせた後に、設定された領域における深さ方向の所定数のラインに沿って、画像データと参照データとの差の絶対値を積分し、又は、差の分散値を求めることにより、IMT計測の信頼性を算出することができる。さらに、算出されたIMT計測の信頼性の値を閾値と比較することにより、IMT計測の信頼性を判定する。

10

【0027】

設定された評価領域におけるIMT計測の信頼性が良好であると判定した場合には、IMT計算部123が、評価領域内について選択されたラインにおいて得られた画像データを用いて血管のIMTを自動計測する。頸動脈超音波検査においては、血管径とmax（最大）IMTとが計測され、さらに、プラークなどの堆積についても大きさの判断を的確にするためmean（平均）IMTが算出される。このmean IMTは、例えば、max IMTとその両側1cmの位置A、BにおけるIMTとを求め、それら3点の平均値 $\{ \text{max IMT} + \text{IMT}(A) + \text{IMT}(B) \} / 3$ を算出することにより得られる。こうして求められたIMTは、動脈硬化リスク判定部133に伝達される。

20

【0028】

また、IMT計測ライン設定部121で設定されたIMT計測の信頼性の高いIMT計測ラインは、計測ライントラッキング部125で血管壁変位波形と血管径の自動追跡に使用される基準ラインとすることができる。計測ライントラッキング部125では、設定されたIMT計測ラインの特定の点を追跡対象として、画像データに対して画像処理を施してラインを自動識別してトラッキングし、血管壁位置の変化を追跡する。計測ラインをトラッキングする手法には、断層像のパターンマッチング法、ゼロクロス点法、組織ドブラ法、位相差トラッキング法等、いろいろな方法があるが、どの手法によってもよいことはいうまでもない。

30

【0029】

なお、画像データにおいて血管腔は一般に信号レベルが低いため、トラッキングの失敗につながりやすいので、IMT計測ラインより若干外膜側に略平行移動したものをトラッキングの対象にしても良い。このように、IMT計測ラインをもとに、トラッキングの開始線を設定することで、測定時間の短縮につながり、医師等や被検者の負荷を軽減することができる。

40

さらに、血管の収縮期位置と拡張期位置に線を引けば、 Dd / Ds も計測可能である。血管壁変位演算部127は、血管壁変位波形に基づいて、心臓収縮期血管径 Ds と心臓拡張期血管径 Dd を算出する。

【0030】

図5は、血管壁の時間軸に沿った変化を示す図面である。血管径 D は心臓収縮期に最大値 Ds をとり、心臓拡張期に最小値 Dd をとる。血管壁変位演算部127は、画像データから血管径 D の変化を追跡して最大血管径 Ds と最小血管径 Dd を求め、 β 演算部131に伝送する。

一方、カフ形血圧計103で測定する血圧 P は、心臓の収縮と拡張にそれぞれ対応して最高値 Ps と最低値 Pd をとるので、血圧指示値の最大値と最小値から容易に読み取ることができる。これらの血圧データは自動であるいは手動で血圧測定部129に入力され、

50

さらに β 演算部 131 に伝送される。

【0031】

β 演算部 131 は、 $\beta = \{ \log(P_s / P_d) \} / (D_s / D_d - 1)$ よりスティフネスパラメータ β を算出して、動脈硬化リスク判定部 133 に伝送する。

動脈硬化リスク判定部 133 は、入力されたスティフネスパラメータ β と IMT 計算部 123 から与えられた IMT を複合的に考慮して、動脈硬化リスクを判定する。ここでは、図 6 に示すように、第 1 座標軸に IMT を表し第 2 座標軸にスティフネスパラメータ β を表す 2 次元座標系を用意し、IMT - β 平面上に動脈硬化リスクの度合いを大中小に分類した領域を描き入れておいて、患者の血管の状態を IMT - β 平面上に表示することにより動脈硬化リスクを認識させる方法を採用することができる。

10

【0032】

動脈硬化リスクは、多数の被検者について測定した結果を用いて評価することで決定したものを、動脈硬化リスク比較情報 107 として記憶装置に格納しておき、動脈硬化リスク判定部 133 が判定時に記憶装置から取り出して利用する。

なお、動脈硬化リスク比較情報 107 は、図 7 に示すように、血管年齢に従って分類した領域を設定するものであってもよい。血管年齢は、多数の被検者について測定した結果から年齢層にとって平均的な指標値を採用して決定する。また、健常者と判定できる境界における指標値に従ってもよい。

形成された 2 次元座標系のグラフは、表示処理部 119 に供給される。

【0033】

20

表示処理部 119 は、断層画像形成部 117 から供給された画像データと、動脈硬化リスク判定部 133 から入力した 2 次元座標系のグラフとに基づいて、表示用の画像データを生成する。なお、表示処理部 119 に、ゲイン調整及びコントラスト調整を含む線形の階調処理や、 γ 補正を含む非線形の階調処理等の画像処理を施す画像処理機能を付属させてもよい。さらに、D/A 変換器を備えて、表示用の画像データをアナログの画像信号に変換してディスプレイ 105 に出力する。ディスプレイ 105 は、例えば、ラスタスキャン方式の LCD ディスプレイ等であり、表示処理部 119 でアナログ変換された画像信号に基づいて、超音波画像の動画又は静止画や、IMT と β をプロットした 2 次元座標グラフ等を表示する。

医師や被検者は、ディスプレイ 105 に表示された 2 次元座標グラフにより、血管の形態的情報 (IMT) と弾性指標 (スティフネスパラメータ β) の複合的な状態から動脈硬化の発症リスクを直感的にかつ的確に認識することができる。

30

【0034】

次に、図 2 のフローチャートに基づき、本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の動作について説明する。

まず、ステップ S1 において、ディスプレイ 105 に表示された頸動脈断層像の動画画像が安定して取得できていることを確認し、フリーズボタンを押す。すると、フリーズボタンを押す数拍程度前 (3 秒程度) から現在までの動画画像がメモリに保存され、保存された最初のフレームがディスプレイ 105 の画面上に表示される (ステップ S2)。

【0035】

40

また、カフ型血圧計で得られた最高血圧を収縮期圧力 P_s として、最低血圧を拡張期圧力 P_d として、手動あるいはオンラインで入力する (ステップ S3)。

IMT 計測ライン設定部 121 は、図 3 に示すように、断層画像中に IMT 計測ラインを設定する (ステップ S4)。計測トラッキング部 125 が、初めの画像からフリーズボタンを押した時点の画像まで使って、IMT 計測ラインをトラッキングし (ステップ S5)、図 5 のような血管壁変位波形を求める。血管壁変位演算部 127 が、この血管壁変位波形より心臓収縮期血管径 D_s と心臓拡張期血管径 D_d を算出する (ステップ S6)。

【0036】

ステップ S7 において、 β 演算部 131 が、下式

$$\beta = \{ \log(P_s / P_d) \} / (D_s / D_d - 1)$$

50

を使ってスティフネスパラメータ β を算出する。なお、 β の値は、IMT計測ラインを引いた音線ライン上の平均値であることが望ましいが、計算時間等の制約で特定の1音線ラインになっても大きな影響はない。

【0037】

一方、IMT計算部123は、ステップS4において設定したIMT計測ラインにおいて得られた画像データを取り込んで、血管のIMTを自動計測する(ステップS8)。プラークなどの堆積についても大きさの判断を的確にするため、例えば、max IMTとその両側1cmの位置A、BにおけるIMTの3点について平均値{max IMT + IMT(A) + IMT(B)} / 3を算出して求めたmean IMTを利用する。

【0038】

こうして求められたIMTと、 β 演算部131で求めたスティフネスパラメータ β をそれぞれ第1座標軸と第2座標軸に対してプロットすることにより、2次元表示にする(ステップS9)。

最後に、ステップS10において、動脈硬化リスク判定部133がIMTと β の組み合わせを動脈硬化リスク比較情報107と比較して、被検者の血管状態の動脈硬化リスクを評価する。評価血管は、ディスプレイ105において、たとえば図6に表すグラフなどの形で表示される。図6に示す例においては、被検体に関する頸動脈のIMTと血管の弾性指標であるスティフネスパラメータ β を、動脈硬化発症のリスクの高さで領域表示した2次元座標系にIMTと血管の弾性指標を複合して2次元座標として表示するため、動脈硬化発症のリスクを、IMTのみの診断や β のみの診断よりの確に判定することができ、医師や被検者によりわかりやすく伝えることが可能になる。

【0039】

なお、図6のグラフは、たとえば、動脈硬化発症リスクを大、中、小のランクに分類しランクを表す領域を赤・黄色・青などに色分け表示した2次元座標面に、被検者のIMTと β で表す座標をプロットすることにより、被検者の発症リスクが簡単に理解できるようにすることが好ましい。一般的に、IMTが大きくても弾性指標が小さければ、また、弾性指標が大きくてもIMTが小さければ、動脈硬化リスクは小さい。したがって、リスク分類ゾーンは原点を囲む環状に表示される。

【0040】

また、動脈硬化リスクを血管年齢として表現することも発症リスクの認識性を高めるために効果がある。図7は、多数の被検者について収集したIMTと β のデータから、年齢に対する平均的なIMTと β を算定して、年齢層ごとに領域表示したものである。被検者のIMTと β で表す座標をプロットして血管年齢を見だし、たとえば、図7のグラフ欄外に「あなたの血管年齢は80歳です。あなたの年齢55歳より25歳上で、要注意です。」と表示するなど、実年齢と比較してリスクを喚起することができる。

【0041】

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。第1の実施形態においては、血管の弾性指標としてスティフネスパラメータ β を使ったが、血管径変化、弾性率、WI(ウェーブインテンシティ)を使っても同様のことがいえる。第2の実施形態は、血管の弾性指標として弾性率を使ったものである。

図8は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図1における β 演算部131を弾性率演算部132と換えただけで、他は変わらないので、同一の構成要素には同一の参照符号を付して、説明を省略する。

【0042】

血管の弾性指標として弾性率を使った第2実施形態の場合は、計測ライントラッキング部125で、前壁、後壁外膜-中膜境界のIMT計測ラインもトラッキングし、1心拍中のIMTの最大値Td、最小値Tsを求め、下式

$$E = (P_s - P_d) / \{ (T_d - T_s) / T_d \}$$

より弾性率Eを求める。この場合、弾性率Eの測定箇所が、自動的にIMT内部に限定されるため、測定箇所依存性の無い安定した弾性率データとなり、他の測定データと比較し

10

20

30

40

50

やすいという利点がある。

【 0 0 4 3 】

また、さらに高度なアルゴリズムを用いる場合、内膜 I M T 計測ラインと外膜-中膜境 I M T 計測ラインとの間を分割して、各領域の弾性率を計測してもよい。

このように、図 8 に示す計測処理部の動作が第 1 の実施形態と異なっており、その他の点に関しては第 1 の実施形態と同様である。

【 0 0 4 4 】

また、血管の弾性指標として W I (ウェーブインテンシティ)を使う実施形態の場合は、弾性率演算器を W I 演算器に換えて、血圧 P の時間微分と血流速度 U の時間微分の積を算出するようにすればよい。血流速度 U は、超音波探触子を使ったドブラ計測器で頸動脈に

10

おける値を求めることができる。
なお、血管の弾性指標として血管径変化を使う実施形態の場合は、上記より血圧計周りの手順を除くだけで、他は変化がない。血管径変化は、血管の超音波画像から得ることができる。

【 0 0 4 5 】

上記実施形態における、送受信制御部 1 1 1、断層画像生成部 1 1 7、表示処理部 1 1 9、I M T 計測ライン設定部 1 2 1、I M T 計算部 1 2 3、計測ライントラッキング部 1 2 5、血管壁変位演算部 1 2 7、血圧測定部 1 2 9、 β 演算部 1 3 1、弾性率演算部 1 3 2、動脈硬化リスク判定部 1 3 3 などは、中央演算装置 (C P U) と C P U に各種の処理を行わせるためのソフトウェアとによって構成されるが、それらをデジタル回路又はアナログ回路で構成してもよい。なお、ソフトウェアは、図示しない格納部に格納されている。

20

【産業上の利用可能性】

【 0 0 4 6 】

本発明は、被検体に向けて超音波を送信し、被検体において反射された超音波エコーを受信することにより、超音波画像データを生成すると共に、血管の I M T の計測を行う機能を有する超音波診断装置において、被検者に対して動脈硬化発症リスクをよりの確にかつ高い認識性をもって伝えることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 7 】

30

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施形態に係る計測方法の手順を示すフローチャートである。

【図 3】超音波画像から I M T 計測ラインを設定する状況を説明する概念図である。

【図 4】超音波画像においてプラークが存在するときに I M T 計測ラインを設定する状況を説明する概念図である。

【図 5】トラッキングにより得られた血管壁の変化状態を説明する線図である。

【図 6】動脈硬化リスクの度合いをゾーン表示した 2 次元座標に I M T と β の組み合わせ座標を表示したディスプレイ画面を示す図面である。

【図 7】血管年齢をゾーン表示した 2 次元座標に I M T と β の組み合わせ座標を表示したディスプレイ画面を示す図面である。本発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

40

【図 8】本発明の第 2 の実施形態に係る計測方法の手順を示すフローチャートである。

【図 9】正常時の血管壁を示す超音波画像の例を示す図である。

【図 10】プラークにより膜厚が大きくなった血管壁を示す超音波画像の例を示す図である。

【図 11】I M T と脳卒中危険率の関係を表すグラフである。

【図 12】ステイフネスパラメータ β の年代別変化を示すグラフである。

【図 13】動脈血管の機械的性質を示す動脈硬化係数と年齢の相関関係を表すグラフである。

【符号の説明】

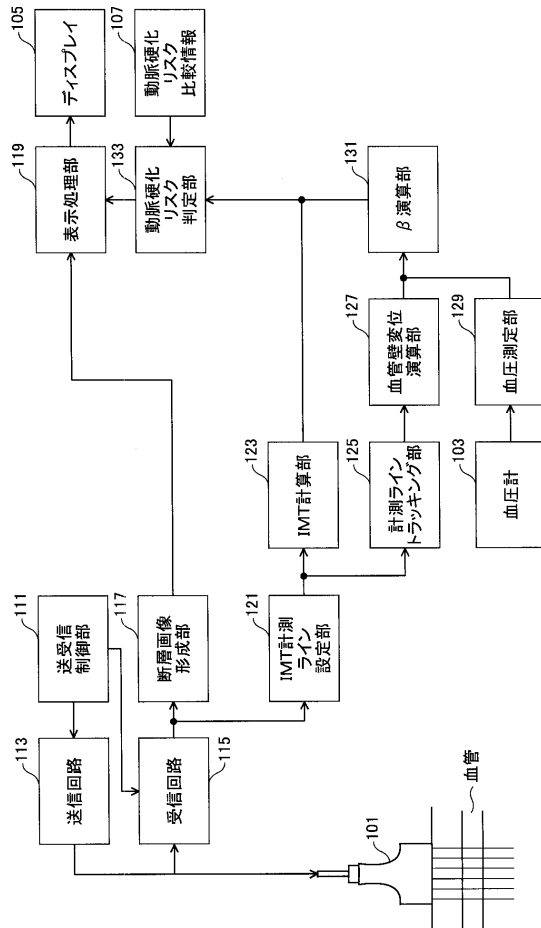
50

【 0 0 4 8 】

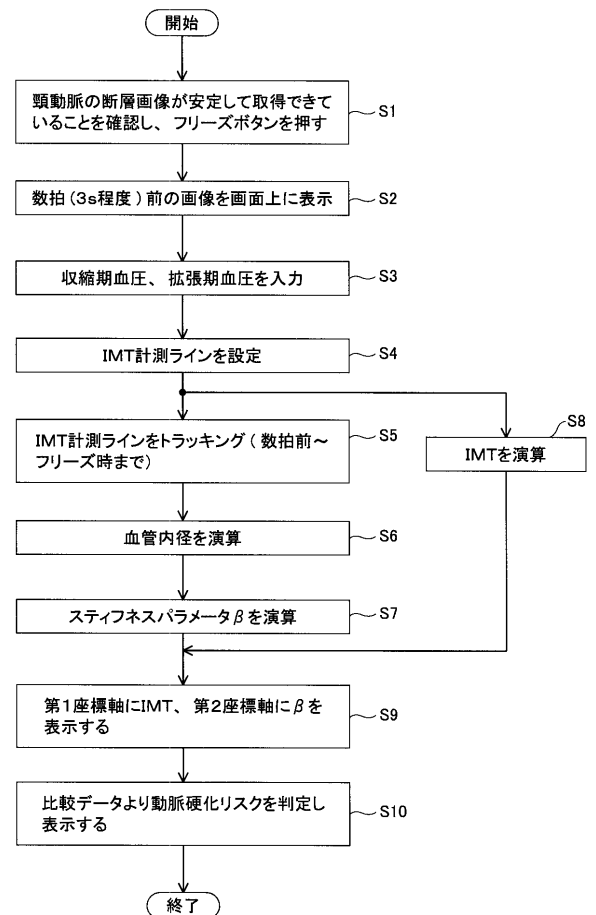
- | | |
|-------|-------------|
| 1 0 1 | 超音波探触子 |
| 1 0 3 | 血圧計 |
| 1 0 5 | ディスプレイ |
| 1 0 7 | 動脈硬化リスク比較情報 |
| 1 1 1 | 送受信制御部 |
| 1 1 3 | 送信回路 |
| 1 1 5 | 受信回路 |
| 1 1 7 | 断層画像形成部 |
| 1 1 9 | 表示処理部 |
| 1 2 1 | ＩＭＴ計測ライン設定部 |
| 1 2 3 | ＩＭＴ計算部 |
| 1 2 5 | 計測トラッキング部 |
| 1 2 7 | 血管壁変位演算部 |
| 1 2 9 | 血圧測定部 |
| 1 3 1 | β 演算部 |
| 1 3 2 | 弾性率演算部 |
| 1 3 3 | 動脈硬化リスク判定部 |

10

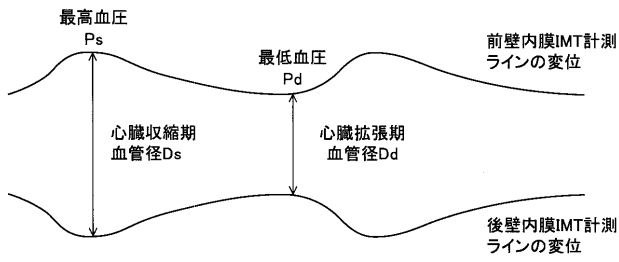
【 図 1 】



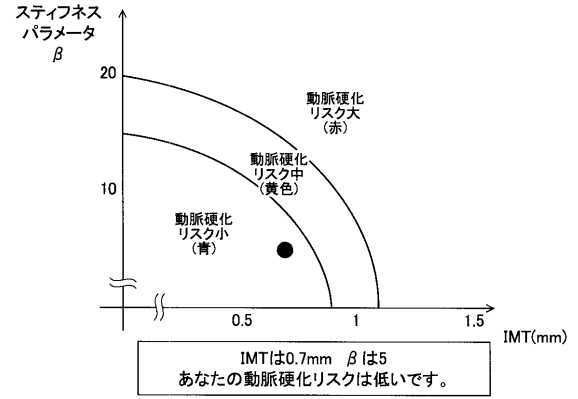
【 図 2 】



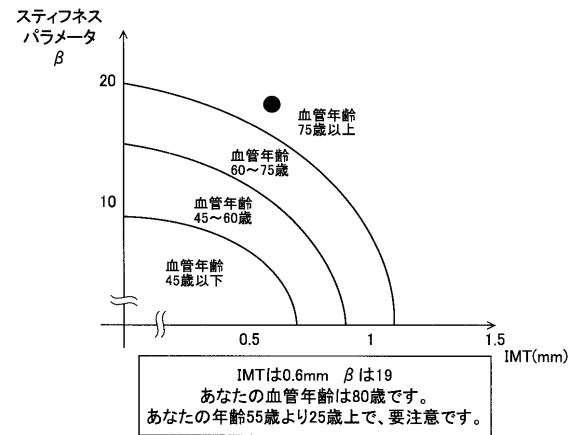
【図 5】



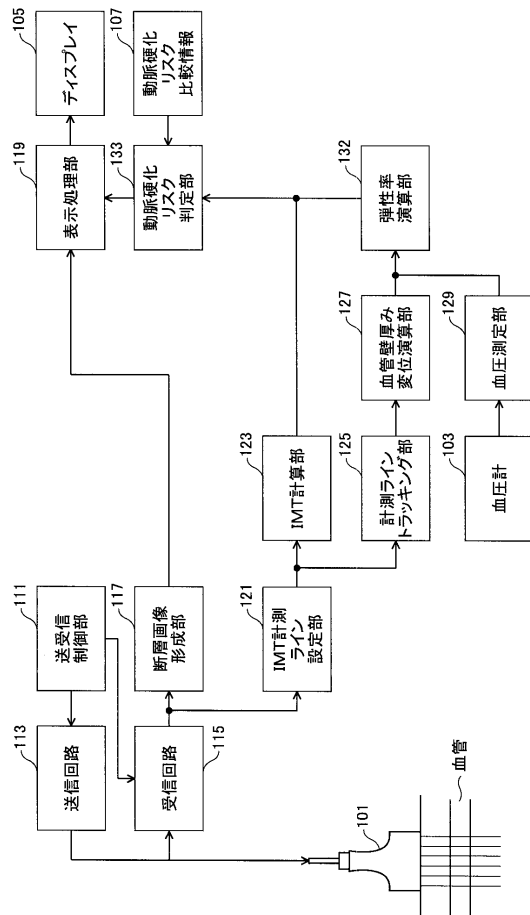
【図 6】



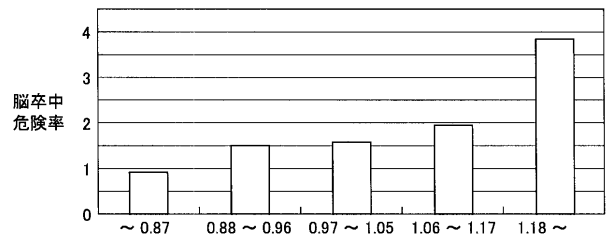
【図 7】



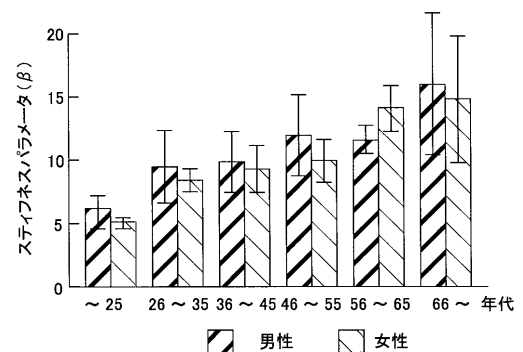
【図 8】



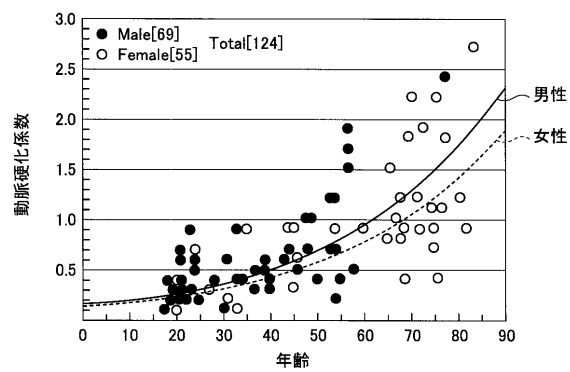
【図 1 1】



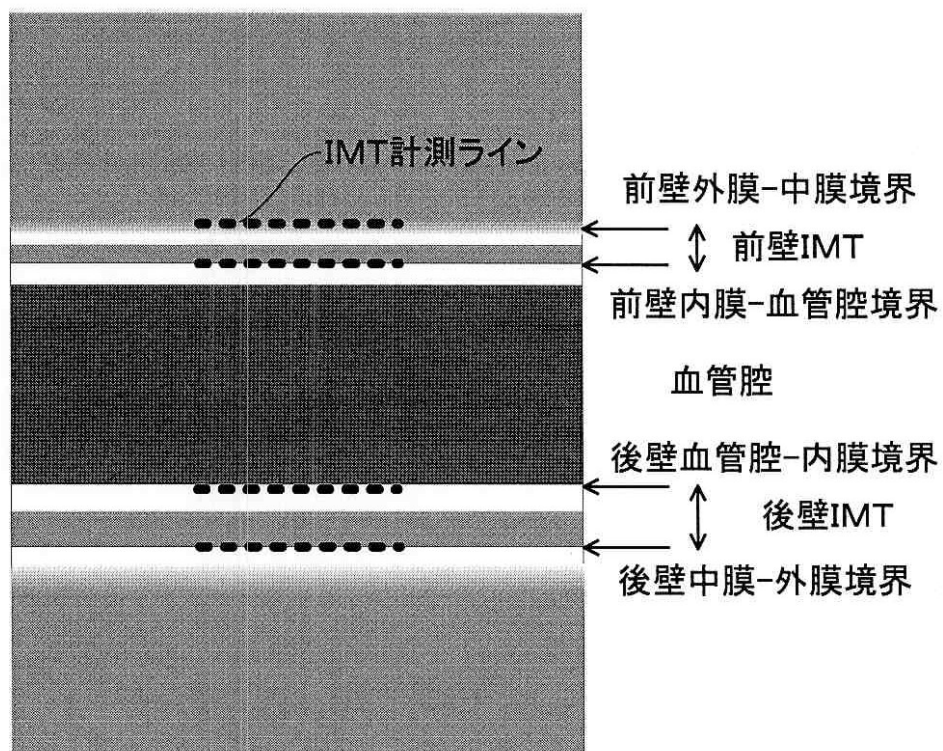
【図 1 2】



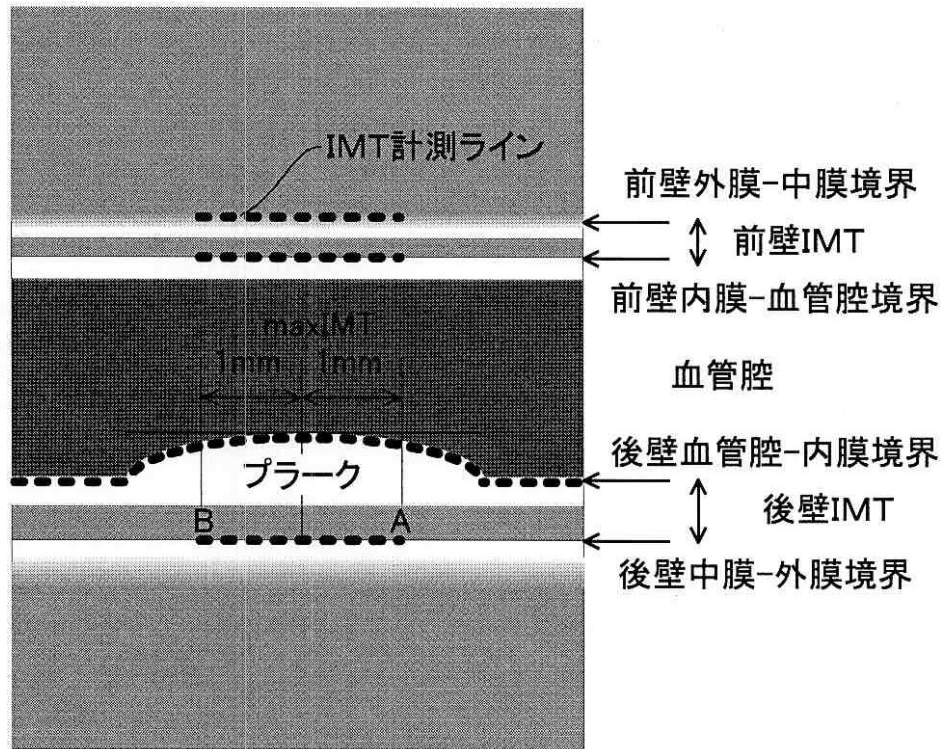
【図 1 3】



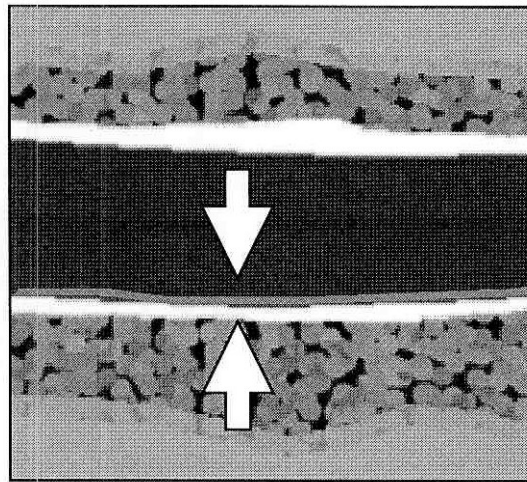
【図 3】



【 図 4 】

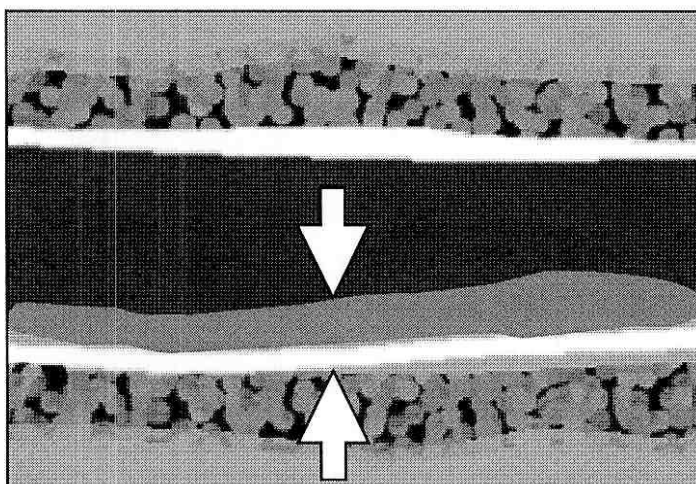


【 図 9 】



正常例

【図 10】



MT肥厚例

要解决的问题：通过显示IMT（内膜中层厚度）和血管的弹性指数，提供通过多次观察准确确定动脉硬化风险的超声诊断设备。解决方案：超声诊断设备包括：超声探头101，用于将超声波发射到对象并通过接收从对象反射的超声回波输出接收信号；接收电路115，用于产生表示与受试者的血管相关的超声波图像的图像数据；IMT计算装置123，用于根据接收电路产生的图像数据测量血管的IMT；弹性指数测量装置131，用于根据接收电路产生的图像数据计算血管的弹性指数；和显示装置105，用于显示二维坐标系，其中IMT显示在第一坐标轴上，表示在第二坐标轴上显示的血管的弹性指数的值。

