

(11)特許出願公開番号

特開2008-194365

(P2008-194365A)

(43) 公開日 平成20年8月28日(2008.8.28)

(51) Int. Cl.
A61B 8/08

F I
A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2007-34918 (P2007-34918)
(22) 出願日 平成19年2月15日 (2007.2.15)

(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
(71) 出願人	504171134 国立大学法人 筑波大学 茨城県つくば市天王台一丁目1番1
(74) 代理人	100110777 弁理士 宇都宮 正明
(74) 代理人	100100413 弁理士 渡部 温
(72) 発明者	佐藤 良彰 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

[最終頁に続く](#)

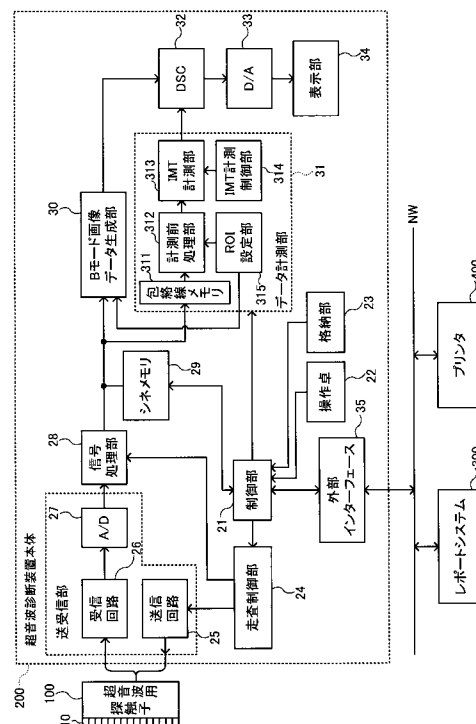
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、データ計測方法及びデータ計測プログラム

(57) 【要約】

【課題】検診においてIMT検査を簡単な処理で効率良く行うことが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、超音波用探触子から出力される検出信号に対して少なくとも包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを生成する信号処理手段と、包絡線データに基づいて、被検体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る画像データによって表される超音波画像において関心領域を設定する関心領域設定手段と、関心領域設定手段を用いて設定される関心領域に対応する包絡線データに対して構造画像生成処理を施す計測前処理手段と、計測前処理手段によって処理が施された包絡線データに基づいて計測を行う計測手段とを具備する。

【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、該超音波が被検体において反射することによって生じる超音波エコーを受信することにより検出信号を出力する超音波用探触子と、

前記超音波用探触子から出力される検出信号に対して少なくとも包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを生成する信号処理手段と、

包絡線データに基づいて、被検体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る画像データによって表される超音波画像において関心領域を設定する関心領域設定手段と、

前記関心領域設定手段を用いて設定される関心領域に対応する包絡線データに対して構造画像生成処理を施す計測前処理手段と、

前記計測前処理手段によって処理が施された包絡線データに基づいて計測を行う計測手段と、

を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記計測手段が、前記計測前処理手段によって処理が施されたデータに基づいて血管の I M T（内膜中膜複合体厚）を計測する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

被検体に向けて超音波を送信し、該超音波が被検体において反射することによって生じる超音波エコーを受信することにより検出信号を出力する超音波用探触子と、

前記超音波用探触子から出力される検出信号に対して少なくとも包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを生成する信号処理手段と、

包絡線データに基づいて、被検体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、

包絡線データに対して構造画像生成処理を施す計測前処理手段と、

前記計測前処理手段によって処理が施された包絡線データにおける複数の計測ポイントの座標に基づいて血管の I M T（内膜中膜複合体厚）を計測する I M T 計測手段と、

前記複数の計測ポイントを選択するために用いられる操作部と、

を具備する超音波診断装置。

20

30

【請求項 4】

前記信号処理手段によって生成される画像データによって表される超音波画像において関心領域を設定する関心領域設定手段をさらに具備し、

前記 I M T 計測手段が、前記関心領域設定手段によって設定される関心領域に対応する包絡線データに基づいて I M T を計測する、請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記操作部が、複数組の計測ポイントの組み合わせ及びその優先順位を入力するために用いられる入力手段を含み、前記入力手段を用いて入力された優先順位に従って計測ポイントの組み合わせを前記 I M T 計測手段に提供する、請求項 3 又は 4 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 6】

前記操作部が、複数の計測ポイントを設定するために用いられる第 2 の入力手段をさらに含み、前記第 2 の入力手段を用いて複数の計測ポイントが入力された場合に、該複数の計測ポイントを前記 I M T 計測手段に提供する、請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

被検体に向けて超音波を送信し、該超音波が被検体において反射することによって生じる超音波エコーを受信することにより出力される検出信号に対して少なくとも包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを生成する超音波診断装置において用いられるデータ計測方法であって、

包絡線データに基づいて、被検体に関する超音波画像を表す画像データを生成するステ

50

ップ (a) と、

ステップ (a) において生成される画像データによって表される超音波画像において関心領域を設定するステップ (b) と、

包絡線データの中で、ステップ (b) において設定される関心領域に対応する包絡線データに対して構造画像生成処理を施すステップ (c) と、

ステップ (c) において処理が施された包絡線データに基づいて計測を行うステップ (d) と、

を具備するデータ計測方法。

【請求項 8】

ステップ (d) が、ステップ (c) において処理が施された包絡線データに基づいて血管の I M T (内膜中膜複合体厚) を計測することを含む、請求項 7 記載のデータ計測方法。

10

【請求項 9】

被検体に向けて超音波を送信し、該超音波が被検体において反射することによって生じる超音波エコーを受信することにより出力される検出信号に対して少なくとも包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを生成する超音波診断装置において用いられるデータ計測方法であって、

包絡線データに基づいて、被検体に関する超音波画像を表す画像データを生成するステップ (a) と、

包絡線データに対して構造画像生成処理を施すステップ (b) と、

20

オペレータの操作に従って、一群の包絡線データにおける複数の計測ポイントを設定するステップ (c) と、

ステップ (b) において処理が施された包絡線データにおける複数の計測ポイントの座標に基づいて血管の I M T (内膜中膜複合体厚) を計測するステップ (d) と、

を具備するデータ計測方法。

【請求項 10】

ステップ (a) において生成される画像データによって表される超音波画像において関心領域を設定するステップ (e) をさらに具備し、

ステップ (d) が、ステップ (e) において設定される関心領域に対応する包絡線データに基づいて I M T を計測することを含む、請求項 9 記載のデータ計測方法。

30

【請求項 11】

被検体に向けて超音波を送信し、該超音波が被検体において反射することによって生じる超音波エコーを受信することにより出力される検出信号に対して少なくとも包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを生成する超音波診断装置において用いられるデータ計測プログラムであって、

包絡線データに基づいて、被検体に関する超音波画像を表す画像データを生成する手順 (a) と、

手順 (a) において生成される画像データによって表される超音波画像において関心領域を設定する手順 (b) と、

包絡線データの中で、手順 (b) において設定される関心領域に対応する包絡線データに対して構造画像生成処理を施す手順 (c) と、

40

手順 (c) において処理が施された包絡線データに基づいて計測を行う手順 (d) と、を C P U に実行させるデータ計測プログラム。

【請求項 12】

手順 (d) が、手順 (c) において処理が施された包絡線データに基づいて血管の I M T (内膜中膜複合体厚) を計測することを含む、請求項 11 記載のデータ計測プログラム。

【請求項 13】

被検体に向けて超音波を送信し、該超音波が被検体において反射することによって生じる超音波エコーを受信することにより出力される検出信号に対して少なくとも包絡線検波

50

処理を施すことにより包絡線データを生成する超音波診断装置において用いられるデータ計測プログラムであって、

包絡線データに基づいて、被検体に関する超音波画像を表す画像データを生成する手順（a）と、

包絡線データに対して構造画像生成処理を施す手順（b）と、

オペレータの操作に従って、一群の包絡線データにおける複数の計測ポイントを設定する手順（c）と、

ステップ（b）において処理が施された包絡線データにおける複数の計測ポイントの座標に基づいて血管のIMT（内膜中膜複合体厚）を計測する手順（d）と、
をCPUに実行させるデータ計測プログラム。

10

【請求項14】

手順（a）において生成される画像データによって表される超音波画像において関心領域を設定する手順（e）をさらにCPUに実行させ、

手順（d）が、手順（e）において設定される関心領域に対応する包絡線データに基づいてIMTを計測することを含む、請求項13記載のデータ計測プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に超音波を送信及び受信することによって得られる検出信号に基づいて内膜中膜複合体厚（intima media thickness：IMT）等のデータ計測を行う機能を有する超音波診断装置に関する。さらに、本発明は、そのようなデータ計測に用いられるデータ計測方法及びデータ計測プログラムに関する。

20

【背景技術】

【0002】

近年、動脈硬化を判定する指標として、内膜中膜複合体厚（IMT）が注目されている。図16を参照すると、動脈壁は、内膜901と、中膜902と、外膜903とを含む3層構造を有している。IMTは、その内の内膜901と中膜902とを合わせた厚さ（即ち、血管腔900と内膜901との境界から、中膜902と外膜903との境界までの長さ）のことである。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わかってきている。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、繊維性等の様々であり、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。

30

【0003】

図17及び図18は、頸動脈の一部を示す模式図である。図17及び図18に示すように、心臓から押し出された血液は、総頸動脈（common carotid artery：CCA）911に導入され、顔面の動脈につながる外頸動脈（external carotid artery：ECA）912と、脳動脈につながる内頸動脈（internal carotid artery：ICA）913とに分岐する。

【0004】

先に説明したIMTは、超音波検査（頸動脈超音波検査）によって計測される。即ち、複数の超音波トランスデューサが配列された超音波トランスデューサアレイを備える超音波用探触子を、被検体（患者）の頸部に当接して超音波を送信する。ここで、頸動脈においてIMTが計測されるのは、頸動脈が動脈硬化の好発部位だからである。その際に、複数の超音波トランスデューサを順次駆動することにより、複数の超音波の合成によって超音波ビームが形成され、被検体が電子的に走査される。そのようにして送信された超音波は、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を超音波用探触子によって受信し、検出信号を生成する。これらの検出信号を、超音波用探触子に接続された超音波診断装置本体において処理することにより、超音波画像が生成される。さらに、そのようにして生成された超音波画像において、検査者（医師等のオペレータ）がノギス等を用いて血管壁を計測することにより、IMT

40

50

が求められる。さらに、この I M T に基づいて動脈硬化の程度を測定したり、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 5 】

しかしながら、このような計測方法によれば、計測に時間がかかると共に、検査者の熟練度によって計測精度が大きく異なることが問題となっている。そのため、集団検診等においても I M T を積極的に活用できるように、検査者ごとに生じる計測結果の差が少なく、短時間に効率良く I M T 計測できることが望まれている。

【 0 0 0 6 】

関連する技術として、非特許文献 1 には、血管を超音波検査する際の注意点及びポイントが記載されている。頸動脈超音波検査においては、血管径と、図 1 7 に示す max (最大) I M T と、図 1 8 に示す mean (平均) I M T とが計測される。この mean I M T は、max I M T とその両側 1 c m の位置 b 及び c における I M T とを求め、それら 3 点の平均値 $\{ \text{max I M T} + \text{I M T} (a) + \text{I M T} (b) \} / 3$ を計算することにより得られる。非特許文献 1 によれば、I M T 計測においては、総頸動脈 9 1 1 と、血管分岐部 9 1 4 から内頸動脈 9 1 3 に至る領域との 2 箇所において、計測が行われる。ブランク 9 1 5 は、総頸動脈 9 1 1 の入口付近や、血管分岐部 (B I F) 9 1 4 付近のように、血流の方向が変化する領域に形成され易いからである。

【 0 0 0 7 】

また、特許文献 1 には、超音波により撮影した画像のデータをデジタルデータとして出力する超音波装置と、該超音波装置のデジタル出力を光結合により伝送するデータ伝送装置と、該データ伝送装置により伝送された血管の画像データに基づいて、血管の内膜中膜複合厚を算出するデータ解析装置であって、デジタルの画像データの輝度値の移動平均値に基づいて基準位置を算出し、基準位置から血管の管壁部方向に向かって所定のピクセル範囲内における輝度値の極大値及び極小値に基づいて血管の内膜中膜複合体厚を算出するデータ解析装置とを備える血管膜厚測定装置が開示されている。

【 0 0 0 8 】

特許文献 1 においては、輝度値の極大値及び極小値に基づいて I M T 値を自動計算している。しかしながら、I M T の計測においてどの点 (極大点や極小点) を用いるかについては検査者ごとに基準や好みがある。また、ノイズの影響等を考慮すると超音波画像の状態や条件は毎回同じとは限らないので、毎回同じ点を利用して所望の結果が得られるとは限らない。さらに、特許文献 1 においては、所望の計測結果が得られなかった場合における動作 (例えば、回帰演算) が複雑なので、検診等において効率的に検査できるとは言い難い。また、特許文献 1 においては、max I M T や mean I M T の算出方法については言及されていない。

【 0 0 0 9 】

特許文献 2 には、被検体の体内に超音波を送波し、該体内で反射された超音波を受波して高周波電気信号に変換する超音波プローブと、高周波電気信号を高周波デジタルデータに変換する A / D 変換手段と、高周波デジタルデータを記憶する高周波デジタルデータ記憶手段と、高周波デジタルデータを画像表示のためのデジタルデータに変換する画像データ変換手段と、画像表示用データに基づいて画像を表示する画像表示手段と、高周波デジタルデータ記憶手段から高周波デジタルデータを取得して所定の解析を行うデータ解析手段とを備える超音波診断装置が開示されている。上記データ解析手段は、血管の内膜及び外膜の内壁を検出し、内膜中膜複合膜厚を算出する。

【 0 0 1 0 】

特許文献 2 においては、R F データを C I N E メモリに記憶し、この R F データから変換された画像データに所定のデータ処理 (例えば、ノイズを除去するためのフィルタリング処理) を施し、データ処理後の画像データに基づいて、I M T を自動計算している (段落 0 0 2 2 、 0 0 2 6 、 0 0 2 7) 。そして、所望の計算結果が得られなかった場合には、フィルタリング等のデータ処理のパラメータを再設定して、再度 I M T を求める計算を行っている (段落 0 0 3 0) 。しかしながら、R F データはデータ量が多いので、C I N

10

20

30

40

50

Eメモリのコストが高くなる。また、パラメータの再設定は検査者が行わなければならないので、やはり、検診等において効率的に検査できるとはいい難く、検査者に応じて結果のバラツキが生じる可能性もある。

【特許文献1】特許第2889568号公報

【特許文献2】特開2005-118314号公報

【非特許文献1】戸出浩之、「正しい血管超音波検査」、超音波検査技術、2006年、第31巻、第2号、第80頁

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

10

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、IMT検査等のデータ計測を簡単な操作で効率良く行うことができる超音波診断装置を提供することを目的とする。また、本発明は、超音波診断装置においてそのようなデータ計測を行うために用いられるデータ計測方法及びデータ計測プログラム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】

【0012】

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、該超音波が被検体において反射することによって生じる超音波エコーを受信することにより検出信号を出力する超音波用探触子と、超音波用探触子から出力される検出信号に対して少なくとも包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを生成する信号処理手段と、包絡線データに基づいて、被検体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る画像データによって表される超音波画像において関心領域を設定する関心領域設定手段と、関心領域設定手段を用いて設定される関心領域に対応する包絡線データに対して構造画像生成処理を施す計測前処理手段と、計測前処理手段によって処理が施された包絡線データに基づいて計測を行う計測手段とを具備する。

20

【0013】

本発明の1つの観点に係るデータ計測方法は、被検体に向けて超音波を送信し、該超音波が被検体において反射することによって生じる超音波エコーを受信することにより出力される検出信号に対して少なくとも包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを生成する超音波診断装置において用いられるデータ計測方法であって、包絡線データに基づいて、被検体に関する超音波画像を表す画像データを生成するステップ(a)と、ステップ(a)において生成される画像データによって表される超音波画像において関心領域を設定するステップ(b)と、包絡線データの中で、ステップ(b)において設定される関心領域に対応する包絡線データに対して構造画像生成処理を施すステップ(c)と、ステップ(c)において処理が施された包絡線データに基づいて計測を行うステップ(d)とを具備する。

30

【0014】

本発明の1つの観点に係るデータ計測プログラムは、被検体に向けて超音波を送信し、該超音波が被検体において反射することによって生じる超音波エコーを受信することにより出力される検出信号に対して少なくとも包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを生成する超音波診断装置において用いられるデータ計測プログラムであって、包絡線データに基づいて、被検体に関する超音波画像を表す画像データを生成する手順(a)と、手順(a)において生成される画像データによって表される超音波画像において関心領域を設定する手順(b)と、包絡線データの中で、手順(b)において設定される関心領域に対応する包絡線データに対して構造画像生成処理を施す手順(c)と、手順(c)において処理が施された包絡線データに基づいて計測を行う手順(d)とをCPUに実行させる。

40

【発明の効果】

【0015】

50

本発明の１つの観点によれば、画像データによって表される超音波画像において関心領域を設定し、関心領域に対応する包絡線データに対して構造画像生成処理を施してから計測を行うことにより、ＩＭＴ検査等のデータ計測を簡単な操作で効率良く行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１６】

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番号を付して、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を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波を送受信する超音波用探触子１００と、超音波の送受信を制御すると共に、取得された検出信号に基づいて超音波画像を生成し、さらに、動脈の内膜中膜複合体厚（ＩＭＴ）計測機能、循環器計測機能及び産科計測機能等を有する超音波診断装置本体２００とを含んでいる。両者は、ケーブルによって互いに接続されている。また、このような超音波診断装置は、ＬＡＮ等のネットワークＮＷを介して、レポートシステム３００やプリンタ４００に接続されていても良い。

【００１７】

超音波用探触子１００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。この超音波用探触子１００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１０を備えている。これらの超音波トランスデューサ１０は、印加される駆動信号に基づいて超音波ビームを被検体に送信すると共に、被検体から反射される超音波エコーを受信することにより検出信号を出力する。

【００１８】

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気信号を送って電圧を印加すると、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、超音波の検出信号として出力される。

【００１９】

あるいは、超音波トランスデューサとして、超音波変換方式の異なる複数種類の素子を用いても良い。例えば、超音波を送信する素子として上記の振動子を用い、超音波を受信する素子として光検出方式の超音波トランスデューサを用いるようにする。光検出方式の超音波トランスデューサとは、超音波信号を光信号に変換して検出するものであり、例えば、ファブリーペロー共振器やファイバブラッググレーティングによって構成される。

【００２０】

超音波診断装置本体２００は、超音波診断装置全体の動作を制御する制御部２１と、操作卓２２と、格納部２３と、走査制御部２４と、送信回路２５、受信回路２６及びＡ／Ｄ変換器２７を含む送受信部と、信号処理部２８と、シネメモリ２９と、Ｂモード画像データ生成部３０と、データ計測部３１と、ＤＳＣ（ディジタル・スキャン・コンバータ）３２と、Ｄ／Ａ変換器３３と、表示部３４と、外部インタフェース３５とを含んでいる。

【００２１】

操作卓２２は、超音波診断装置本体２００に種々の命令や情報を入力する際に検査者（オペレータ）によって用いられる入力デバイスである。図２に示すように、操作卓２２には、文字入力キー４１と、データ計測操作部４２と、フリーズボタン４３とが設けられている。文字入力キー４１は、例えば、患者情報を入力する際に用いられる。また、データ計測操作部４２は、ＩＭＴのように、超音波画像に関する種々のデータを計測する際に用

いられ、データ計測ボタン 4 2 a、設定ボタン 4 2 b、トラックボール 4 2 c、ネクスト (NEXT) ボタン 4 2 d、オーケー (OK) ボタン 4 2 e、キャンセル (CANCEL) ボタン 4 2 f、レポート出力 (OUT) ボタン 4 2 g 等を含んでいる。さらに、フリーズボタン 4 3 は、画面に表示されている超音波画像についてライブモード (動画) とフリーズモード (静止画) とを切り替えるために設けられており、フリーズボタン 4 3 を押下するごとに、フリーズ信号及びフリーズ解除信号が制御部 2 1 (図 1) に交互に入力される。

【0022】

格納部 2 3 は、ハードディスク又はメモリ等によって構成されており、超音波診断装置本体 2 0 0 に含まれる CPU に動作を実行させるための基本プログラム及び種々の処理を行うために用いられるプログラム (ソフトウェア) や、それらの処理に用いられる情報等を格納する。

10

【0023】

走査制御部 2 4 は、制御部 2 1 の制御の下で、超音波ビームの送信方向又は超音波エコーの受信方向を順次設定し、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。

【0024】

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 1 0 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 1 0 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検出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、メモリ等に格納されている。

20

【0025】

送信回路 2 5 は、複数の超音波トランスデューサ 1 0 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、走査制御部 2 4 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。ここで、送信回路 2 5 は、複数の超音波トランスデューサ 1 0 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用探触子 1 0 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 1 0 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、複数の駆動信号を超音波用探触子 1 0 に供給するようにしても良い。

30

【0026】

受信回路 2 6 は、複数の超音波トランスデューサ 1 0 からそれぞれ出力される複数の検出信号を増幅し、A/D変換器 2 7 は、受信回路 2 6 によって増幅されたアナログの検出信号をデジタルの検出信号 (本願においては、「RFデータ」ともいう) に変換する。A/D変換器 2 7 から出力される RF データは、信号処理部 2 8 に入力される。信号処理部 2 8 は、走査制御部 2 4 によって選択された受信遅延パターンに基づいて、RF データによって表される複数の検出信号にそれぞれの遅延時間を与え、それらの検出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データが形成される。

40

【0027】

さらに、信号処理部 2 8 は、音線データに対して、STC (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した後、ローパスフィルタ等によって包絡線検波処理を施すことにより、包絡線データを生成する。

【0028】

信号処理部 2 8 によって生成された包絡線データは、シネメモリ 2 9 に順次格納されると共に、Bモード画像データ生成部 3 0 に供給される。シネメモリ 2 9 は、複数フレーム

50

分の包絡線データを蓄積するためのメモリ容量を有している。Bモード画像データ生成部30は、包絡線データに対して、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Bモード画像データを生成し、生成されたBモード画像データをDSC32に出力する。なお、Log（対数）圧縮等の処理は、信号処理部28において行うようにしても良い。

【0029】

データ計測部31は、包絡線メモリ311と、計測前処理部312と、IMT計測部313と、IMT計測制御部314と、ROI設定部315とを有しており、包絡線データに基づいてIMTを計測する。

【0030】

本実施形態においては、包絡線メモリ311を除くデータ計測部31が、中央演算装置（CPU）と、CPUに各種の処理を行わせるためのソフトウェア（データ計測プログラム）とによって構成されるが、それをデジタル回路又はアナログ回路で構成しても良い。また、制御部21、走査制御部24、信号処理部28、Bモード画像データ生成部30、及び、DSC32も、CPU及びソフトウェアによって構成されるが、信号処理部28、Bモード画像データ生成部30、及び、DSC32は、デジタル回路又はアナログ回路で構成することもできる。上記のソフトウェアは、格納部23に格納されている。また、格納部23に、走査制御部24によって選択される送信遅延パターン及び受信遅延パターンを格納するようにしても良い。

【0031】

DSC32は、Bモード画像データ生成部30によって生成されたBモード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超音波画像データに変換（ラスタ変換）し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、超音波画像データを生成する。また、DSC32は、超音波画像データに基づいて表示用の画像データを生成する。さらに、DSC32は、データ計測部31から出力されるデータに基づいて、超音波画像中の内膜中膜複合体をカラー表示したり、種々の情報を超音波画像に重ね合わせて表示するための合成データを生成する。なお、DSC32よりも後段に、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 補正を含む非線形な階調処理等の画像処理を施す画像処理部を設けても良い。

【0032】

D/A変換器33は、DSC32において変換された表示用の画像データをアナログ信号に変換して表示部34に出力する。

表示部34は、例えば、ラスタスキャン方式のCRTディスプレイ又はLCDディスプレイであり、D/A変換器33において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、種々の設定画面や、IMT計測の結果等を表示する。なお、本実施形態においては、表示部を1つだけ設けているが、例えば、種々の設定画面を表示するための装置を別途設けても良い。

【0033】

次に、図1に示す超音波診断装置におけるデータ計測部31の機能について説明する。

包絡線メモリ311は、ライブモードにおいては信号処理部28から供給される包絡線データを格納し、フリーズモードにおいてはシネメモリ29から供給される包絡線データを格納する。

【0034】

計測前処理部312は、ROI設定部315によって設定される関心領域に対応する包絡線データを包絡線メモリ311から読み出し、平滑化処理、コントラスト強調処理、エッジ強調処理、ノイズ除去処理、又は、構造画像生成処理等の画像処理を施す。それにより、IMT計測処理により適した（より計測し易い）包絡線データが得られる。ここで、構造画像とは、超音波画像からスペックル画像を差し引くことによって得られる画像のことである。構造画像においては、エッジや境界線等の情報が保存されているので、IMT計測のためには有効である。特に、通常のBモード画像では内膜や中膜の境界の一部が途

10

20

30

40

50

切れてしまう場合においても、構造画像を生成することにより I M T 計測を行うことが可能となる。

【 0 0 3 5 】

ここで、構造画像の生成処理について詳しく説明する。

まず、包絡線データによって表される信号の極大点及び極小点を求める。極大点及び極小点は、包絡線データを表す信号の 1 次微分及び 2 次微分を計算することにより求めることができる。その際には、微分計算に基づいて単純に求められた極大点及び極小点を採用するのではなく、直前に抽出された極大点又は極小点との距離を算出し、その距離が送信された超音波の波長よりも長い場合には、その点を採用しないといった条件を付加することが望ましい。包絡線データには、スペックルによって生じた極大 / 極小点と、構造物によって生じた極大 / 極小点とが混合している可能性があるからである。

10

【 0 0 3 6 】

次に、そのようにして求められた極大点を表す信号と極小点を表す信号との平均値を表す信号を求める。この平均値を表す信号が、撮像領域における構造物の超音波画像（構造画像）を表す構造画像データとなる。なお、構造物を表す信号を得る際に、一般的なフィルタ処理ではなく、包絡線データにおける極大点や極小点を用いるのは、次のような理由による。即ち、撮像領域に表出されるスペックルパターンの大きさ（スペックルサイズ）は、撮像領域の深さによって異なっているため、包絡線データについて一律にフィルタ処理を行うと、スペックルを除去しきれなかったり、反対に、構造物を表す信号まで除去してしまったりする場合が生じるからである。

20

【 0 0 3 7 】

I M T 計測部 3 1 3 は、前処理された包絡線データ上の複数の計測ポイントを探査することにより I M T を求め、さらに、I M T の最大値（ $\max I M T$ ）、及び、 $\max I M T$ とその両側 1 c m との 3 点における I M T の平均値（ $\text{mean } I M T$ ）を算出する。

【 0 0 3 8 】

I M T 計測制御部 3 1 4 は、オペレータの操作に従って、I M T 計測処理部 3 7 において用いられる複数の計測ポイントを設定する。ここで、I M T 計測制御部 3 1 4 には、複数の計測ポイントの組み合わせが予め複数組用意されており、I M T 計測制御部 3 1 4 は、ユーザ設定に従ってそれらの組み合わせを I M T 計測部 3 1 3 に対して順次適用する。なお、そのような複数の組み合わせを格納するメモリを別途用意しておいても良い。

30

【 0 0 3 9 】

R O I 設定部 3 1 5 は、検査者の操作に従って、B モード画像上に R O I を表示すると共に、前処理すべき包絡線データ（関心領域に対応する包絡線データ）の範囲を計測前処理部 3 1 2 に指示する。

【 0 0 4 0 】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置において I M T 計測を行う際に事前に行われる計測ポイントの設定動作について説明する。

I M T 計測を行う場合に、検査者は、まず、図 2 に示すデータ計測ボタン 4 2 a を押下する。それにより、図 3 に示す計測メニュー画面 4 4 が表示部 3 4 に表示される。検査者は、計測メニュー画面 4 4 において、I M T 計測ボタン 4 4 a を選択し、設定ボタン 4 2 b（図 2）を押下する。それにより、超音波診断装置は I M T 計測モードに入り、信号処理部 2 8 において信号処理された包絡線データが順次、又は、シネメモリ 2 9 に蓄積されている包絡線データがフレームごとに、包絡線メモリ 3 1 1 に入力される。なお、本実施形態に係る超音波診断装置においては、それ以外の計測を行うことも可能であるので、その場合には、検査者は、循環器計測ボタン 4 4 b や産科計測 4 4 c 等の所望のボタンを選択する。

40

【 0 0 4 1 】

I M T 計測モードに入った状態で、図 2 に示す設定ボタン 4 2 b を押下すると、図 4 に示す I M T 計測設定メニュー画面 4 5 が表示部 3 4 に表示される。検査者は、この画面において、I M T を算出する際に用いられる複数の計測ポイントの優先順位を設定する。

50

【 0 0 4 2 】

図 4 に示すように、I M T 計測設定メニュー画面 4 5 は、計測ポイント表示領域 4 6 と、優先順位表示部 4 7 と、計測ポイント選択欄 4 8 と、スクロールボタン 4 9 とを含んでいる。計測ポイント表示領域 4 6 には、包絡線メモリ 3 1 1 に格納されている包絡線データに基づいて、超音波が動脈壁によって反射される際の反射の強さ（輝度）を表すグラフが示されている。

【 0 0 4 3 】

超音波は、血管腔と内膜との境界、及び、中膜と外膜との境界において強く反射されるので、超音波を送受信することによって得られる包絡線データの値には、計測ポイント表示領域 4 6 に示すように、主として 2 つのピークが現れる。I M T はそれらの 2 つの境界の間隔なので、計測ポイントとしては、極小点 A ~ 極小点 A'、極大点 C ~ 極大点 C'、極大点と極小点との中点の間隔 B ~ B'、極小点 A ~ 極大点 C'、... 等、様々な組み合わせが挙げられる。

【 0 0 4 4 】

そこで、検査者は、2 つのピークの内計測ポイントとすべき 2 箇所の組み合わせを、優先順位をつけて複数組選択する。具体的には、スクロールボタン 4 9 を操作することにより、優先順位の高い順（優先順位表示部 4 7 参照）に、所望の計測ポイント（A ~ C、A' ~ C'）の組み合わせ（B B'、A B'...）を計測ポイント選択欄 4 8 に表示させる。ここで、複数の組み合わせを選択するのは、どの位置を計測ポイントとして用いるかについては検査者ごとに基準や好みがあり、また、超音波画像の状態（例えば、ノイズの影響等）によっては、特定の計測ポイント（例えば、極小点）を抽出し難い場合があるので、1 つの組み合わせで適切な計測ポイントを抽出できなかった場合に、別の組み合わせで抽出できるようにするためである。なお、図 4 においては、優先順位が第 6 位までの組み合わせが設定されている。

【 0 0 4 5 】

計測ポイントの設定が終了し、設定ボタン 4 2 b を再度押下すると、I M T 計測設定メニュー画面 4 5 が解除される。なお、計測ポイントの優先順位が予め設定されており、変更する必要がない場合には、再度設定しなくても良い。

【 0 0 4 6 】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置における I M T 計測動作について説明する。図 5 は、I M T 計測動作を示すフローチャートである。また、図 6 は、表示部 3 4 に表示される I M T 検査画面 5 0 を示している。I M T 検査画面 5 0 は、超音波画像（B モード画像）表示領域 5 1 と、検査日付表示欄 5 2 と、患者情報表示欄 5 3 と、計測結果表示欄 5 4 とを含んでいる。

【 0 0 4 7 】

検査者が患者の頸部に超音波用探触子 1 0 0（図 1）を当接することにより、超音波撮像を開始すると、超音波画像表示領域 5 1 に B モード画像が表示される。I M T 計測によって動脈硬化等の診断をしようとする場合には、総頸動脈（C C A）及び内頸動脈（I C A）の各々において、max I M T 及び mean I M T が計測される。

【 0 0 4 8 】

まず、図 5 のステップ S 1 1 において、検査者は、表示部に表示された超音波画像（図 6 参照）を観察しながら、トラックボール 4 2 c（図 2）を用いて C C A に R O I 5 5 を設定する。その際に、検査者は、ブランク 5 6 と見られる場所や血管壁が厚くなっている場所を選択する。それに応じて、R O I 設定部 3 1 5（図 1）は、B モード画像データ生成部 3 0 に対して、表示中の B モード画像に選択された領域を重ねて表示させる。検査者は、選択された領域で良ければ O K ボタン 4 2 e を押下して R O I を確定し、失敗した場合には、キャンセルボタン 4 2 f を押下して領域選択をやり直す（ステップ S 1 2）。R O I が確定すると、R O I 設定部 3 1 5 は、計測前処理部 3 1 2 に対して、包絡線メモリ 3 1 1 に格納されている包絡線データの中から R O I 5 5 に対応するデータ領域を指定する。それに応じて、計測前処理部 3 1 2 は、そのデータ領域に含まれる包絡線データに前

10

20

30

40

50

処理を施し、I M T計測部 3 1 3 に出力する。

【 0 0 4 9 】

ステップ S 1 3 において、I M T計測制御部 3 1 4 は、予め設定された計測ポイントの組み合わせの中で優先順位 n が第 1 位の組み合わせを I M T計測部 3 1 3 に適用する。ステップ S 1 4 において、 $n = 1$ なので ($n \neq \text{None}$)、処理はステップ S 1 5 に移行する。ステップ S 1 5 において、I M T計測部 3 1 3 は、前処理済みの包絡線データ及び現在適用されている計測ポイントに従って、I M T計測に用いられる計測ポイントを抽出し、それらを B モード画像上に表示する。

【 0 0 5 0 】

ここで、ステップ S 1 5 における計測ポイントの抽出アルゴリズムについて、図 7 及び図 8 を参照しながら説明する。

図 7 の (a) に示すように、R O I 6 0 を示す枠 (長方形) の 1 組の辺 (図の左右方向) は、超音波の走査方向 (方位方向) に沿うように設定され、他の組の辺 (図の上下方向) は、深さ方向に沿うように設定される。本実施形態においては、この深さ方向において I M T が計測される。

【 0 0 5 1 】

図 7 の (b) に示すように、通常、R O I 6 0 内の計測ラインのプロファイルには、血管腔と内膜との境界 (以下において、I M T の内膜側境界ともいう)、及び、中膜と外膜との境界 (以下において、I M T の中膜側境界ともいう) を表す 2 つのピークが見られる。そこで、図 8 のステップ S 3 1 において、I M T計測部 3 1 3 は、R O I 6 0 の左端の計測ラインを選択する。そして、ステップ S 3 2 において、I M T の内膜側境界として、極大点 1 と、それよりも浅い方向において最も近い極小点 3 とを抽出して記憶する。一方、I M T の中膜側境界として、極大点 2 と、それよりも浅い方向において最も近い極小点 4 とを抽出し、それらの位置座標 (深度) を記憶する。次に、ステップ S 3 3 において、I M T計測部 3 1 3 は、内膜側の極大点 1 と極小点 3 との中間点、及び、中膜側の極大点 2 と極小点 4 との中間点の位置座標を算出して記憶する。

【 0 0 5 2 】

次に、ステップ S 3 4 において、I M T計測部 3 1 3 は、現在設定されている計測ポイントの組み合わせに従って I M T を算出し、それを記憶する。例えば、図 4 に示すように、計測ポイントとして、優先順位が第 1 位である B B' (中間点 - 中間点) が設定されている場合には、中間点 B' の位置座標から中間点 B の位置座標を差し引き、その値を I M T とする。I M T計測部 3 1 3 は、このような I M T 算出動作を、図 7 の (a) に示す R O I 6 0 内の計測ラインを右方向にずらしながら、計測ラインが R O I 6 0 の右端に至るまで繰り返す (ステップ S 3 5 及び S 3 6)。なお、計測ラインをずらす間隔は、超音波ビームの走査間隔に合わせることが望ましい。

【 0 0 5 3 】

R O I 6 0 内の全ての計測ラインについて I M T を算出し終わると、ステップ S 3 7 において、I M T計測部 3 1 3 は、算出された I M T を比較することにより、I M T が最大 (max I M T) となる計測ラインを抽出する。さらに、I M T計測部 3 1 3 は、抽出された計測ライン上の計測ポイント (抽出点) を出力し、表示部 3 4 に表示されている B モード画像上の対応する位置に表示させる。

【 0 0 5 4 】

再び、図 5 を参照すると、検査者は、表示されている B モード画像を参照して、抽出された計測ポイントが適切でないと判断した場合には、N E X T ボタン 4 2 d を押下する。それに応じて、I M T計測制御部 3 1 4 は、予め設定されている計測ポイントの組み合わせの中で優先順位が第 2 位 ($n + 1 = 2$) の組み合わせを I M T計測部 3 1 3 に適用し (ステップ S 1 7)、再度、R O I における計測ポイントの抽出を行う。

【 0 0 5 5 】

このような R O I 上の計測ポイントの抽出は、検査者が O K ボタン 4 2 e を押下するまで (ステップ S 1 9)、或いは、I M T計測設定メニュー画面 4 5 (図 4) において予め

10

20

30

40

50

設定された計測ポイントの組み合わせがなくなるまで（図4においては $n = 6$ まで）行われる。そして、最後の組み合わせによっても所望の計測ポイントが得られない場合、即ち、ステップS14において $n = \text{None}$ となった場合には、検査者による手動ポイント設定が行われる（ステップS18）。この場合に、検査者は、トラックボール42c及びOKボタン42eを操作しながら、超音波画像上においてカーソル位置を移動させ、所望の2点を選択することにより計測ポイントを設定する。

【0056】

或いは、検査者は、超音波画像を見て適切な計測ポイントの自動抽出が困難であると判断した場合には、自動抽出モードから抜けて、手動で計測ポイントを設定しても良い（ステップS16及びS18）。この場合には、予め設定されたにもかかわらず、まだ適用されてい

10

【0057】

ステップS19において、検査者は、自動抽出された計測ポイントを用いる場合、又は、手動で設定した計測ポイントを用いる場合に、OKボタン42eを押下する。反対に、適切な計測ポイントを抽出できないと判断した場合には、キャンセルボタン42fを押下する。後者の場合に、IMT計測モードは終了する。

【0058】

ステップS20において、IMT計測部313は、自動抽出された計測ポイントに基づいて、ROI内のmax IMTを計測して出力する。それにより、図6に示す計測結果表示欄54に、CCAにおけるmax IMTの値が表示される。また、ステップS21において、IMT計測部313は、max IMTの左右それぞれ1cmの点におけるIMTを抽出し、それら3点のIMTの平均値mean IMTを算出して出力する。それにより、図6に示す計測結果表示欄54に、CCAにおけるmean IMTの値が表示される。

20

【0059】

次に、ステップS22において、IMT計測部313及びIMT計測制御部314は、ICAにROI57（図6）を設定し、そこにおけるIMTを計測することにより、max IMT及びmean IMTを求める。このステップの詳細については、ステップS12～S21におけるものと同様である。

【0060】

次に、ステップS23において、検査者がレポート出力ボタン42g（図2）を押下すると、ステップS24において、制御部21は、IMT計測結果をネットワークNWによって接続されているレポートシステム300やプリンタ400等

30

【0061】

図9は、レポートシステム300等

【0062】

ステップS25において、検査者が、IMT計測やそれ以外のデータ計測をさらに行う場合には、データ計測ボタン42aを押下する。それにより、図3に示す計測メニュー画面4が表示されるので、検査者は、画面表示に従って所定のボタンを押下又は選択することにより、同じ、又は、別のデータ計測を行うことができる。

40

【0063】

以上説明したように、本実施形態においては、画面に表示されているROIに対応するデータに画像処理（前処理）を施し、処理後のデータに基づいてIMTを算出するので、IMT計測をより適切且つ正確に行うことができるようになる。その際に、前処理するデータの範囲をROI内に限定することにより、高速に処理することが可能になる。また、本実施形態においては、IMT計測を行う際に、計測ポイントの組み合わせを、優先順位

50

をつけて複数設定するので、検査者自身の基準や好みに合った I M T 計測を、簡単且つ効率良く行うことが可能になる。さらに、本実施形態においては、検出データによって表される波形に包絡線検波処理等を施してデータ量を低減するので、それを格納するシネメモリに要するコストを抑制することが可能になる。

【 0 0 6 4 】

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置について、図 1 0 を参照しながら説明する。

本実施形態に係る超音波診断装置において、超音波診断装置本体 5 0 0 は、図 1 に示す超音波診断装置本体 2 0 0 に対して、フレーム選択部 7 1 をさらに有している。フレーム選択部 7 1 は、I M T 計測部 3 1 3 によってフレームごとに m a x I M T が算出されると、それらを蓄積する。そして、全フレームについての I M T 計測が終了すると、それらの内から m a x I M T の値が最大となるフレームを抽出する。その他の構成については、図 1 に示すものと同様である。

10

【 0 0 6 5 】

本実施形態に係る超音波診断装置の動作について、図 1 0 ~ 図 1 2 を参照しながら説明する。

まず、検査者は、計測ポイントの組み合わせの優先順位を予め設定した上で、I M T 計測を開始する。それに応じて、図 1 1 のステップ S 1 1 ~ S 1 9 において、I M T 計測部 3 1 3 は、自動抽出又はユーザによる手動設定により計測ポイントを抽出する。なお、これらのステップの動作については、第 1 の実施形態において説明したのと同様である。

20

【 0 0 6 6 】

次に、ステップ S 4 1 において、図 1 2 の (a) に示すように、I M T 計測部 3 1 3 は、抽出された計測ポイントを用いて、シネメモリ 2 9 又は包絡線メモリ 3 1 1 に格納されている複数のフレーム $i = 1, 2, 3, \dots$ における m a x I M T を算出する。それらの値は、フレーム選択部 7 1 に蓄積される。所定数のフレームについて演算が終了すると、フレーム選択部 7 1 は、それらの内から m a x I M T が最大となるフレームを選択して I M T 計測部 3 1 3 に出力する。

【 0 0 6 7 】

図 1 2 の (b) に示すように、I M T 計測部 3 1 3 は、フレーム選択部 7 1 から出力されたフレームにおける m a x I M T を算出して出力すると共に (ステップ S 4 2)、m a x I M T の値及びそれが取得された位置に基づいて、m a x I M T の左右それぞれ 1 c m の点における I M T を抽出し、それらの点の I M T の平均値 m e a n I M T を算出して出力する。 (ステップ S 4 3)。

30

【 0 0 6 8 】

次に、ステップ S 4 4 において、I M T 計測部 3 1 3、I M T 計測制御部 3 1 4、及び、フレーム選択部 7 1 は、ステップ S 1 1 ~ S 4 3 におけるのと同様に、I C A について、m a x I M T が最大となるフレームにおける m a x I M T の値及び m e a n I M T の値を求める。さらに、ステップ S 2 3 ~ S 2 5 において、制御部 2 1 は、ユーザの操作に従って、I M T 計測の結果をレポートシステム 3 0 0 等にレポート出力する。

【 0 0 6 9 】

40

以上説明したように、本実施形態によれば、m a x I M T が最大となる断面を選択し、その断面における m a x I M T を算出するので、動脈硬化等の診断精度を向上させることが可能になる。

【 0 0 7 0 】

次に、本発明の第 3 の実施形態に係る超音波診断装置について、図 1 3 を参照しながら説明する。

本実施形態に係る超音波診断装置において、超音波診断装置本体 6 0 0 は、図 1 に示す超音波診断装置本体 2 0 0 に対して、R O I 方向設定部 8 1 をさらに有している。R O I 方向設定部 8 1 は、検査者の操作に従って、R O I 設定部 3 3 によって設定された R O I を回転させる。その他の構成については、図 1 に示すものと同様である。

50

【 0 0 7 1 】

本実施形態に係る超音波診断装置の動作について、図 1 3 ~ 図 1 5 を参照しながら説明する。

まず、検査者は、計測ポイントの組み合わせの優先順位を予め設定した上で、I M T 計測を開始する。そして、図 1 4 のステップ S 1 1 ~ S 1 2 において、図 1 5 の (a) に示すように、R O I 設定部 3 1 5 が、ユーザの操作に従って、C C A の注目領域 (例えば、ブランク 8 2) に R O I 8 3 を設定する。なお、これらのステップの詳細な動作については、第 1 の実施形態において説明したのと同様である。

【 0 0 7 2 】

先にも述べたように、I M T の計測ラインの方向は、R O I の辺 (深さ方向) に対して固定されている。そのため、図 1 5 の (a) に示すように、計測ラインが血管壁の厚さ方向に対して斜めになっていると、I M T を正確に計測することができなくなってしまう。

【 0 0 7 3 】

そこで、ステップ S 5 1 において、検査者は、計測ラインが I M T の真の厚さ方向にほぼ平行となるように (即ち、計測ラインが血管壁の長さ方向とほぼ直交するように) 、トラックボール 4 2 c (図 2) 等を用いて R O I 8 3 を回転させる。そして、ステップ S 5 2 において、検査者は、R O I 8 1 の向きが適切であると判断すると、O K ボタン 4 2 e を押下する。それにより、R O I 8 3 の位置及び向きが確定する。

【 0 0 7 4 】

さらに、第 1 の実施形態において説明したのと同様に、ステップ S 1 3 ~ S 2 5 において、I M T 計測部 3 1 3 が、C C A 及び I C A における m a x I M T 及び m e a n I M T を計測して出力する。その際に、計測ポイントは、R O I 8 3 の回転角度に応じて定まる計測ラインに沿って抽出される。

【 0 0 7 5 】

以上説明したように、本実施形態によれば、R O I を回転させることにより、計測ラインを I M T の厚さ方向に揃えるので、I M T をより正確に計測できるようになる。さらに、本実施形態においては、計測前処理部 3 1 2 が、R O I の回転角度に応じて、平滑化処理等の画像処理を行う方向を変化させても良い。計測ラインの方向に合わせた画像処理を行うことにより、I M T 計測の精度をさらに向上させることができる。

【 0 0 7 6 】

以上説明した第 1 及び第 2 の実施形態においては、m a x I M T の位置を中心とする 3 点における平均値を m e a n I M T としたが、m a x I M T を含む所定の範囲内における I M T の平均値を算出しても良い。計測点を増やすことにより、平均値のバラツキを減らすことができるので、医療診断の精度をより向上させることが可能になる。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 7 7 】

本発明は、被検体に超音波を送信及び受信することによって得られる検出信号に基づいて I M T 等のデータ計測を行う機能を有する超音波診断装置、並びに、そのようなデータ計測に用いられるデータ計測方法及びデータ計測プログラムにおいて利用することが可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 8 】

【 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 】 図 1 に示す操作卓の構成を示す模式図である。

【 図 3 】 計測メニュー画面を示す模式図である。

【 図 4 】 I M T 計測設定メニュー画面を示す模式図である。

【 図 5 】 本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置における I M T 計測動作を示すフローチャートである。

【 図 6 】 I M T 検査画面を示す模式図である。

【 図 7 】 計測ポイントを抽出するアルゴリズムを説明するための図である。

10

20

30

40

50

【図 8】計測ポイントを抽出するアルゴリズムを示すフローチャートである。

【図 9】I M T 計測レポートの出力結果画面を示す模式図である。

【図 10】本発明の第 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 11】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置における I M T 計測動作を示すフローチャートである。

【図 12】図 10 に示すフレーム選択部の動作を説明するための図である。

【図 13】本発明の第 3 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 14】本発明の第 3 の実施形態に係る超音波診断装置における I M T 計測動作を示すフローチャートである。 10

【図 15】図 13 に示す R O I 方向設定部の動作を説明するための図である。

【図 16】動脈の構造を説明するための図である。

【図 17】頸動脈の形状及び m a x I M T の計測位置を示す図である。

【図 18】頸動脈の形状及び m e a n I M T の計測位置を示す図である。

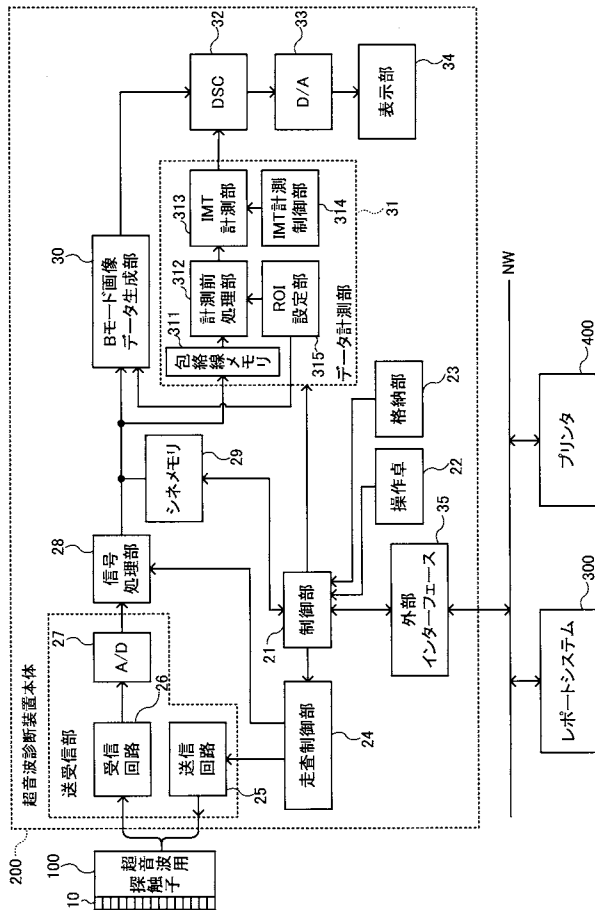
【符号の説明】

【 0 0 7 9 】

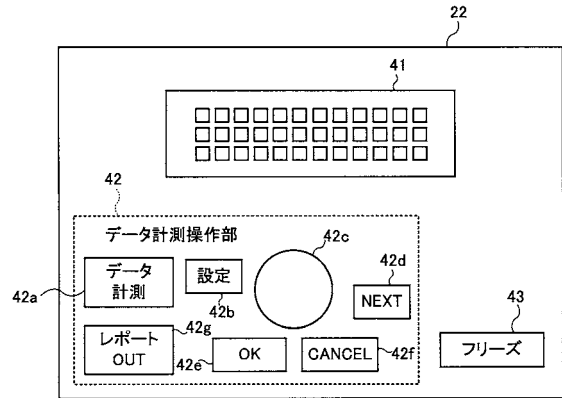
- | | | |
|-------|---------------------------|----|
| 1 0 | 超音波トランスデューサ | |
| 2 1 | 制御部 | |
| 2 2 | 操作卓 | 20 |
| 2 3 | 格納部 | |
| 2 4 | 走査制御部 | |
| 2 5 | 送信回路 | |
| 2 6 | 受信回路 | |
| 2 7 | A / D 変換器 | |
| 2 8 | 信号処理部 | |
| 2 9 | シネメモリ | |
| 3 0 | B モード画像データ生成部 | |
| 3 1 | データ計測部 | |
| 3 2 | デジタル・スキャン・コンバータ (D S C) | 30 |
| 3 3 | D / A 変換器 | |
| 3 4 | 表示部 | |
| 3 5 | 外部インタフェース | |
| 4 1 | 文字入力キー | |
| 4 2 | データ計測操作部 | |
| 4 2 a | データ計測ボタン | |
| 4 2 b | 設定ボタン | |
| 4 2 c | トラックボール | |
| 4 2 d | ネクスト (N E X T) ボタン | |
| 4 2 e | オーケー (O K) ボタン | 40 |
| 4 2 f | キャンセル (C A N C E L) ボタン | |
| 4 2 g | レポート出力 (O U T) ボタン | |
| 4 3 | フリーズボタン | |
| 4 4 | 計測メニュー画面 | |
| 4 4 a | I M T 計測ボタン | |
| 4 4 b | 循環器計測ボタン | |
| 4 4 c | 産科計測ボタン | |
| 4 5 | I M T 計測設定メニュー画面 | |
| 4 6 | 計測ポイント表示領域 | |
| 4 7 | 優先順位表示部 | 50 |

4 8	計測ポイント選択欄	
4 9	スクロールボタン	
5 0	I M T 検査画面	
5 1	超音波画像 (B モード画像) 表示領域	
5 2	検査日付表示欄	
5 3	患者情報表示欄	
5 4	計測結果表示欄	
5 5、5 7、6 0、8 3	関心領域 (R O I)	
5 6、8 2	ブランク	
6 1	レポート出力画面	10
6 2	検査情報画表示欄	
6 3	超音波画像 (B モード画像) 表示領域	
6 4	計測結果表示欄	
7 1	フレーム選択部	
7 2	フレーム画像	
8 1	R O I 方向設定部	
1 0 0	超音波用探触子	
2 0 0、5 0 0、6 0 0	超音波診断装置本体	
3 0 0	レポートシステム	
3 1 1	包絡線メモリ	20
3 1 2	計測前処理部	
3 1 3	I M T 計測部	
3 1 4	I M T 計測制御部	
3 1 5	R O I 設定部	
4 0 0	プリンタ	
9 0 0	血管腔	
9 0 1	内膜	
9 0 2	中膜	
9 0 3	外膜	
9 1 1	総頸動脈 (C C A)	30
9 1 2	外頸動脈 (E C A)	
9 1 3	内頸動脈 (I C A)	
9 1 4	血管分岐部 (B I F)	

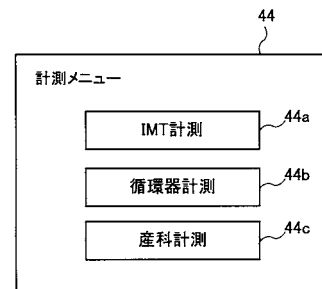
【 図 1 】



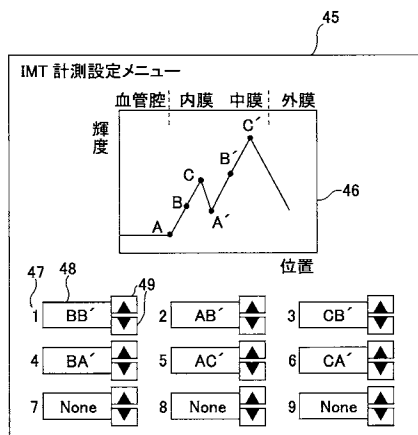
【 図 2 】



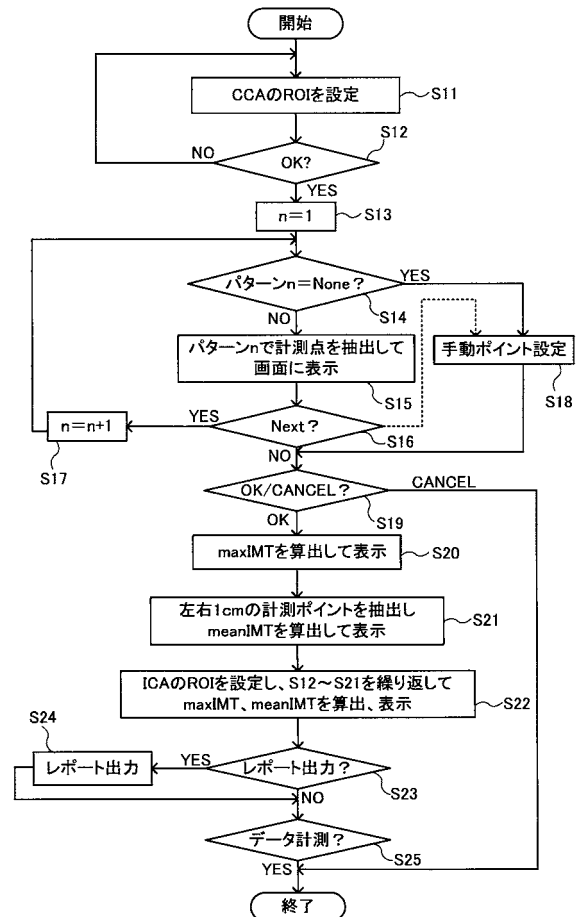
【 図 3 】



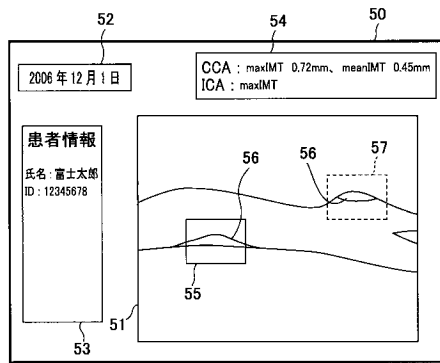
【 図 4 】



【 図 5 】

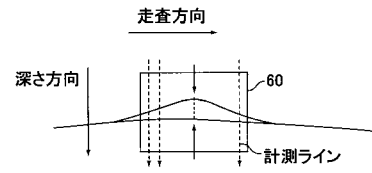


【図6】

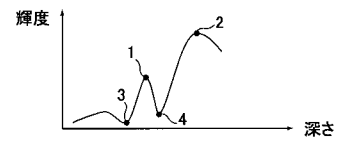


【図7】

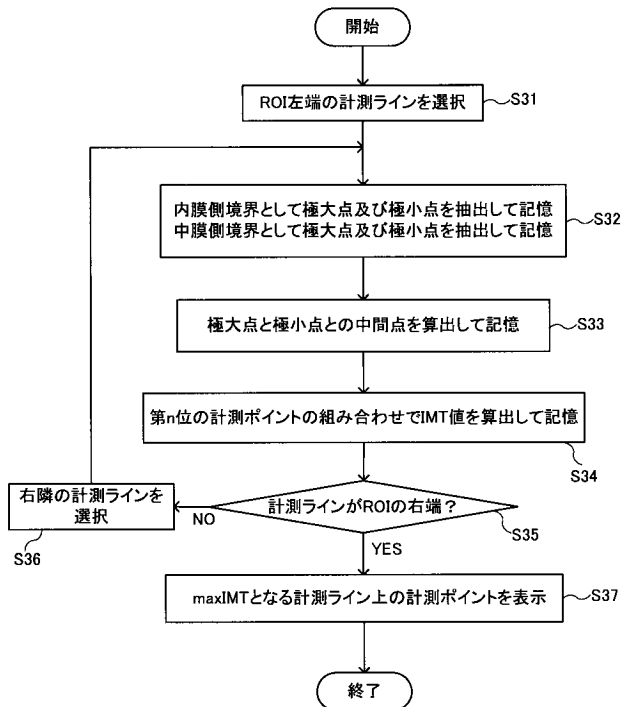
(a)



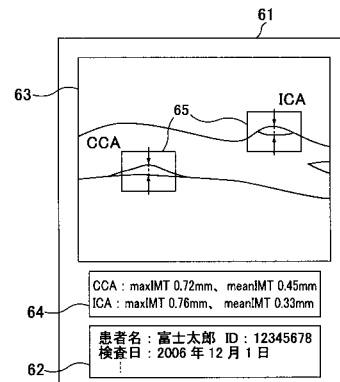
(b)



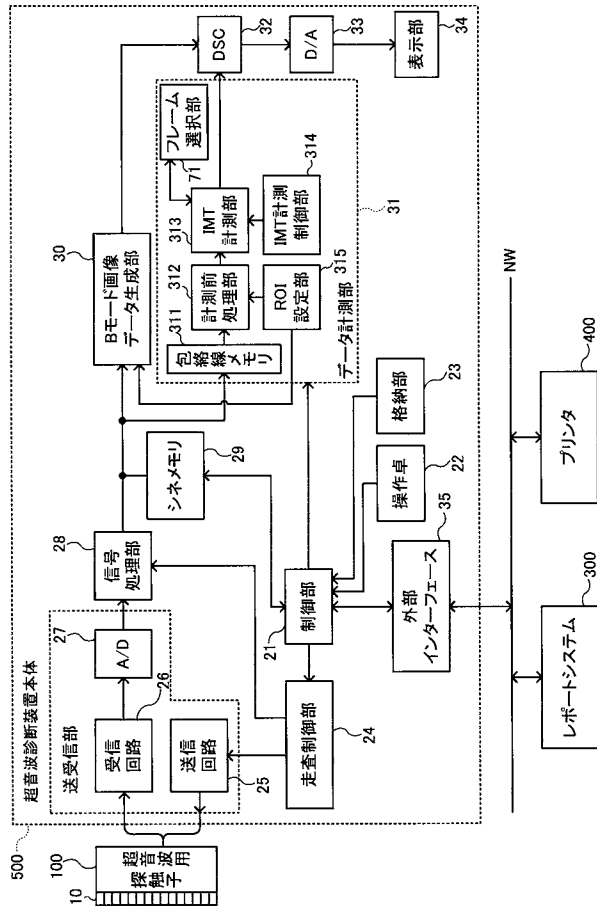
【図8】



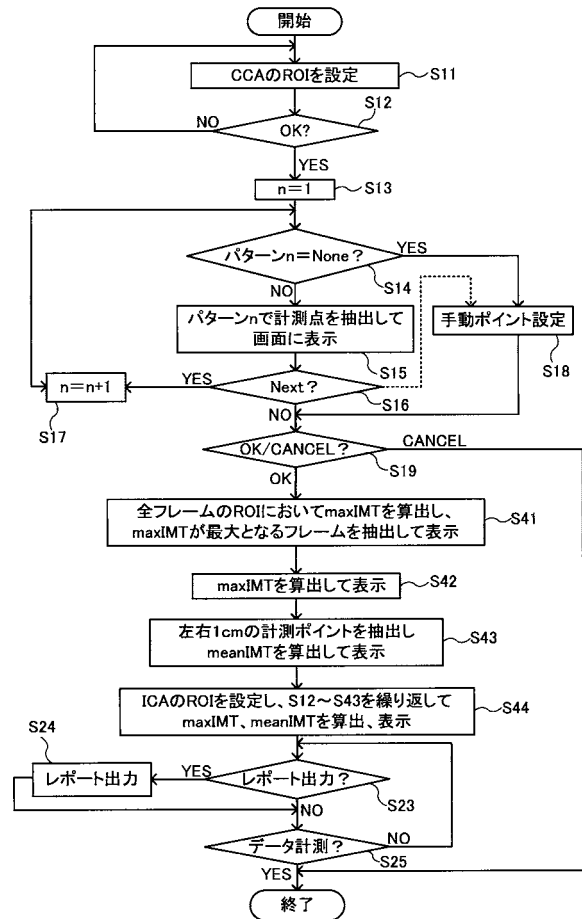
【図9】



【図 10】

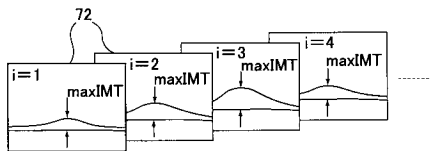


【図 11】

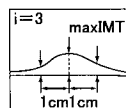


【図 12】

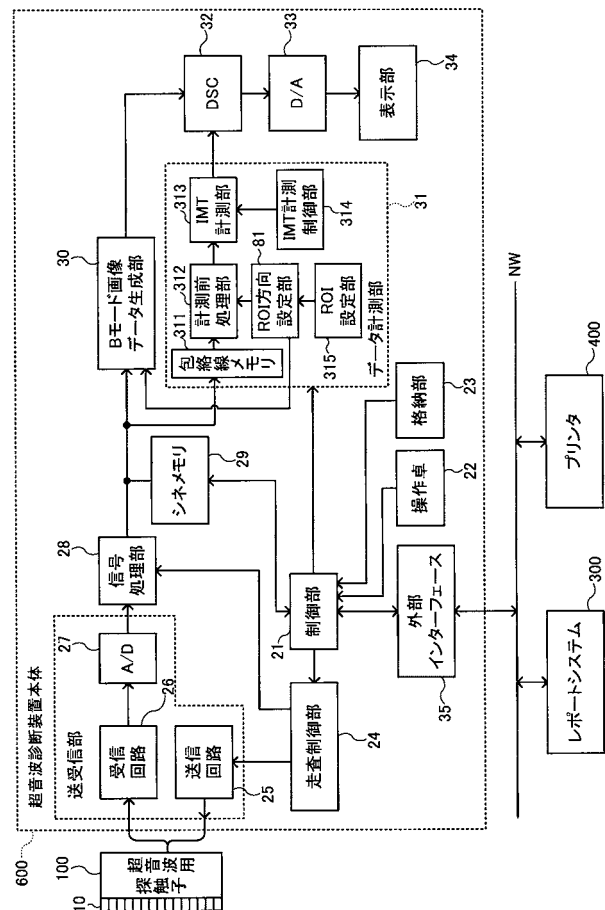
(a)



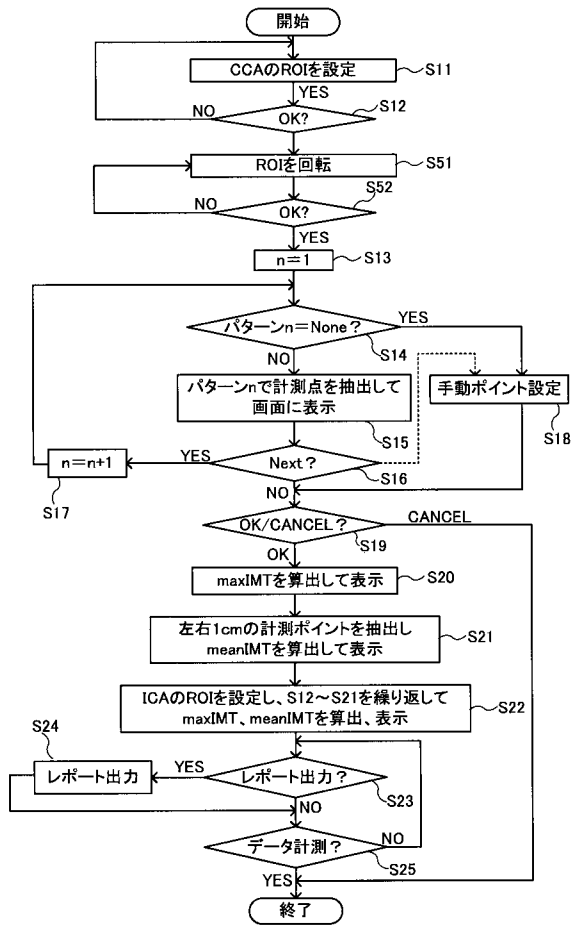
(b)



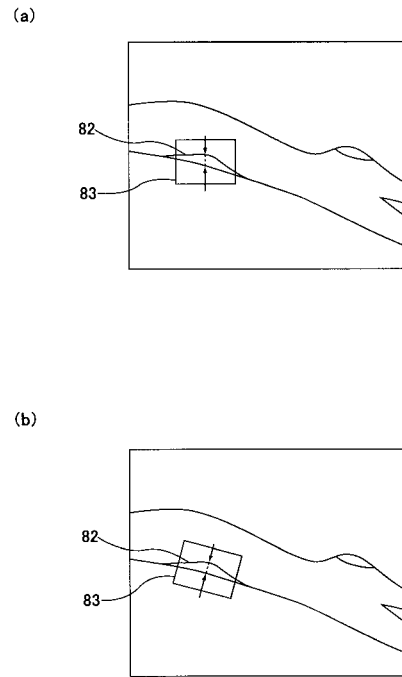
【図 13】



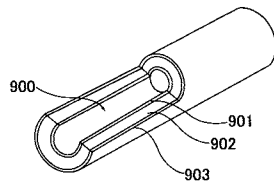
【図 14】



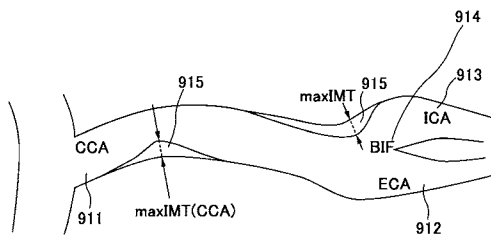
【図 15】



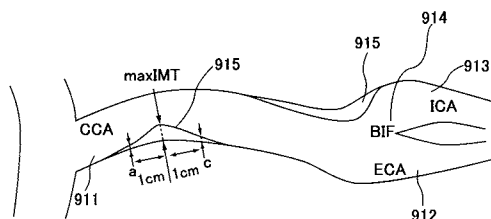
【図 16】



【図 17】



【図 18】



フロントページの続き

(72)発明者 椎名 毅

茨城県つくば市天王台一丁目 1 番 1 国立大学法人 筑波大学内

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD14 DD26 EE09 EE11 JB22 JB48 JB50 JC10 JC37
KK01 KK03 KK05 KK12 KK28 KK31 KK44 KK49 LL03 LL38

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2008194365A5	公开(公告)日	2010-03-04
申请号	JP2007034918	申请日	2007-02-15
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 国立大学法人筑波		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 国立大学法人筑波		
[标]发明人	佐藤良彰 椎名毅		
发明人	佐藤 良彰 椎名 毅		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B5/02007 A61B8/465 A61B8/467 G01S7/52034 G01S7/52046 G01S7/5206 G01S7/52077 G01S7/5208 G01S7/52084		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/DD26 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JB22 4C601/JB48 4C601/JB50 4C601/JC10 4C601/JC37 4C601/KK01 4C601/KK03 4C601/KK05 4C601/KK12 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/KK44 4C601/KK49 4C601/LL03 4C601/LL38		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP2008194365A JP5346440B2		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够通过简单的医学检查处理有效地进行IMT检查的超声波诊断设备。 解决方案：该超声诊断设备包括信号处理装置，用于通过对从超声探头输出的检测信号至少执行包络检测处理来产生包络数据，感兴趣区域设定装置，用于在由图像数据产生装置产生的图像数据表示的超声图像中设定感兴趣区域;中，预测处理装置，用于在对应于正在使用的关心区域设定装置中的区域中设定的关注区域的包络线数据执行结构图像生成处理中，基于由预测量处理装置所处理的包络数据并且测量装置用于执行测量。 点域1