

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(10) 国際公開番号

WO 2011/013693 A1

(43) 国際公開日

2011年2月3日(03.02.2011)

PCT

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/062676
- (22) 国際出願日: 2010年7月28日(28.07.2010)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2009-177208 2009年7月30日(30.07.2009) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 長野 智章 (CHONO, Tomoaki) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,

BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

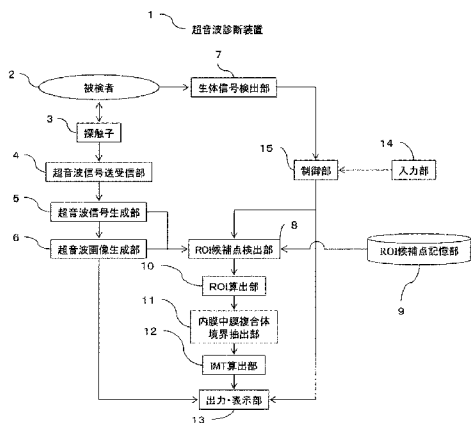
添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE AND REGION-OF-INTEREST SETTING METHOD THEREFOR

(54) 発明の名称: 超音波診断装置とその関心領域設定方法

[図1]



- 1 ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE
- 2 SUBJECT
- 3 PROBE
- 4 ULTRASONIC SIGNAL TRANSMISSION/RECEPTION UNIT
- 5 ULTRASONIC SIGNAL GENERATION UNIT
- 6 ULTRASONIC IMAGE GENERATION UNIT
- 7 BIOLOGICAL SIGNAL DETECTION UNIT
- 8 ROI CANDIDATE POINT DETECTION UNIT
- 9 ROI CANDIDATE POINT STORAGE UNIT
- 10 ROI CALCULATION UNIT
- 11 INTIMA MEDIA COMPLEX BOUNDARY EXTRACTION UNIT
- 12 IMT CALCULATION UNIT
- 13 OUTPUT/DISPLAY UNIT
- 15 CONTROL UNIT
- 14 INPUT UNIT

(57) Abstract: Disclosed is an ultrasonic diagnostic device which transmits/receives an ultrasonic wave to/from a region including a carotid artery of a subject, captures an ultrasonic image, and comprises a thickness measurement unit for measuring the thickness of an intima media complex from the ultrasonic image, the ultrasonic diagnostic device being provided with a region-of-interest setting unit for scanning the ultrasonic image and setting a region of interest including the intima media complex on the ultrasonic image on the basis of the degree of concentration of contour candidate points of the carotid artery, wherein the thickness measurement unit measures the thickness of the intima media complex on the basis of boundaries within the set region of interest.

(57) 要約: 本発明の超音波診断装置は、被検者の頸動脈部を含む部位に対し超音波を送受信して超音波画像を撮像し、該超音波画像から内膜中膜複合体の厚さを計測する厚さ計測部を有する超音波診断装置であって、前記超音波画像を走査し前記頸動脈の輪郭候補点の集中度に基づき前記内膜中膜複合体を含む関心領域を前記超音波画像上に設定する関心領域設定部を備え、前記厚さ計測部は、前記設定された関心領域中の境界に基づいて前記内膜中膜複合体の厚さを計測する。

WO 2011/013693 A1

明 細 書

発明の名称：超音波診断装置とその関心領域設定方法

技術分野

[0001] 本発明は、撮像された被検者の頸動脈の超音波画像内で、内膜中膜複合体厚(Intima Media Thickness: IMT)を計測するための注目する関心領域(Region Of Interest: ROI)を設定してIMT値を計測するようにした超音波診断装置とその関心領域設定方法に関する。

背景技術

[0002] IMT計測は、被検者の動脈硬化の発見に有効であることが知られている。IMT計測には、医師や臨床検査技師などの医療従事者(「検者」という)が被検者の頸動脈部に超音波探触子を当接して超音波画像を得、超音波画像上にROIを設定する過程が必要である。

[0003] 検者は手動によってもROIの設定が可能である。しかし、IMT計測に係るROIの設定作業を、検者が全ての被検者に対して行っていたのでは効率的な画像診断ができない。

[0004] そこで、特許文献1では、IMT計測に係るROI設定方法が開示されている。特許文献1には、輝度の最小値の位置を内腔として、内腔の位置から超音波探触子に近い領域を血管の前壁として抽出し、内腔の位置から超音波探触子より遠い領域を血管の後壁とするROI設定方法が提案されている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2007-283035号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、特許文献1には血管の前壁と後壁にROIを設定する処理が提案されているに過ぎず、血管中のIMT計測に係る複数の輪郭の候補点に対応して参照してROIを設定する点について配慮されていなかったため、IMT計測に

係るROI設定の精度について未解決の課題があった。

[0007] 本発明は、IMT計測に係るROI設定の精度向上が可能な超音波診断装置とその関心領域設定方法を提供することを課題とする。

課題を解決するための手段

[0008] 上記の課題を解決するために、本発明は、被検者の頸動脈部を含む部位の超音波画像を撮像し、前記超音波画像を走査し前記頸動脈の輪郭候補点の集中度に基づき前記内膜中膜複合体を含む関心領域を設定し、前記関心領域中の内膜中膜複合体の厚さを計測する。

[0009] 具体的に、本発明の超音波診断装置は、被検者の頸動脈部を含む部位に対し超音波を送受信して超音波画像を撮像し、該超音波画像から内膜中膜複合体の厚さを計測する厚さ計測部を有する超音波診断装置であって、前記超音波画像を走査し前記頸動脈の輪郭候補点の集中度に基づき前記内膜中膜複合体を含む関心領域を前記超音波画像上に設定する関心領域設定部を備え、前記厚さ計測部は、前記設定された関心領域中の境界に基づいて前記内膜中膜複合体の厚さを計測することを特徴とする。

[0010] また、本発明の超音波診断装置の関心領域設定方法は、被検者の頸動脈部を含む部位に対し超音波を送受信して超音波画像を撮像し、厚さ計測部によって該超音波画像から内膜中膜複合体の厚さを計測する第1ステップを含む超音波診断装置の関心領域設定方法であって、関心領域設定部によって前記超音波画像を走査し前記頸動脈の輪郭候補点の集中度に基づき前記内膜中膜複合体を含む関心領域を前記超音波画像上に設定する第2ステップとを備え、前記第1ステップは、前記厚さ計測部により前記設定された関心領域中の境界に基づいて前記内膜中膜複合体の厚さを計測することを特徴とする。

[0011] 本発明の上記構成において、被検者の頸動脈部を含む部位に対し超音波を送受信して超音波画像を撮像し、関心領域設定部により前記超音波画像を走査し前記頸動脈の輪郭候補点の集中度に基づき前記内膜中膜複合体を含む関心領域を前記超音波画像上に設定することにより、集中する複数の輪郭候補点(画素点)を参照してROIを設定するため、ROI設定の精度向上が可能となる

。

発明の効果

[0012] 本発明は、IMT計測に係るROI設定の精度向上が可能な超音波診断装置とその関心領域設定方法を提供するという効果を奏する。

図面の簡単な説明

- [0013] [図1]本発明の実施例1の超音波診断装置の構成例を示すブロック図
[図2A]頸動脈壁の輝度変化の特徴を説明する図
[図2B]図2Aの線204上の輝度変化を説明する図
[図3]本発明の実施例1でのROI設定の原理を説明する図
[図4]本発明の実施例1の超音波診断装置の動作例を説明するフローチャート
[図5]本発明の実施例1の超音波診断装置の画面表示例を説明する図
[図6]本発明の実施例2でのROI設定の原理を説明する図
[図7]本発明の実施例3でのROI設定の原理を説明する図
[図8]本発明の実施例3の図7と異なる例を説明する図
[図9]本発明の実施例4の超音波診断装置の画面表示例を説明する図

発明を実施するための形態

[0014] 以下、本発明を適用してなる超音波診断装置とその関心領域設定方法の実施例1を説明する。なお、以下の説明では、同一機能部品については同一符号を付して重複説明を省略する。実施例1ではROIの数が1つである場合を例示して説明する。

実施例 1

[0015] 図1は、本発明の実施例1の超音波診断装置の概略を示すブロック図である

。

実施例1では、「被検者の頸動脈部を含む部位に対し超音波を送受信して超音波画像を撮像」する機能は、超音波探触子3と超音波信号送受信部4と超音波信号生成部5と超音波画像生成部6が担っている。

[0016] また、「関心領域設定部により前記超音波画像を走査し前記頸動脈の輪郭

候補点の集中度に基づき前記内膜中膜複合体を含む関心領域を前記超音波画像上に設定」する機能は、ROI候補点検出部8とROI候補点記憶部9とROI算出部10が担っている。

[0017] また、「厚さ計測部により該超音波画像から内膜中膜複合体の厚さ(IMT)を計測」する機能は、内膜中膜複合体境界抽出部11とIMT算出部12とが担っている。

[0018] また、各機能が相互に協働するためには、検者による超音波撮像条件等の設定を行う機能の入力部14と、入力部14に入力された設定により超音波画像の撮像やIMTの計測のためのプログラムを実行する制御部15と、前記超音波画像や前記IMTなどの計測結果を表示出力する出力・表示部13とを有している。

[0019] 次に、実施例1の超音波診断装置1の構成について各機能の詳細について説明する。

超音波診断装置1は、超音波探触子3と、超音波信号送受信部4と、超音波信号生成部5と、超音波画像生成部6と、生体信号検出部7と、ROI候補点検出部8と、ROI候補点記憶部9と、ROI算出部10と、内膜中膜複合体境界抽出部11と、IMT算出部12と、出力・表示部13と、入力部14と、制御部15と、を備える。

[0020] 超音波探触子3は、振動子から被検者の対象組織へ超音波を送信し受信する器具である。超音波探触子3の種類は、主に走査方法で分類され、リニア型、コンベックス型、セクタ型等がある。超音波探触子3は、単に探触子という場合もある。

[0021] 超音波信号送受信部4は、超音波探触子3に超音波信号を送信し、超音波探触子3を介して被検者から反射エコー信号を受信する。

[0022] 超音波信号生成部5は、超音波信号送受信部4からの反射エコー信号を、整相回路や増幅回路を通して、装置の撮像設定に従って信号処理し、整形された超音波信号を得る。

[0023] 超音波画像生成部6は、超音波信号生成部5から入力された信号から、装置の撮像設定に基づいて超音波画像を生成する。

[0024] 生体信号検出部7は、被検体2の生体信号を検出して信号データに変換する

ものである。生体信号とは、ECG(Electro Cardio Gram)やPCG(Phono Cardio Gram)が例として挙げられるが、本実施形態では、ECGで説明する。

[0025] ROI候補点検出部8は、超音波画像生成部6によって生成された超音波画像上にROI候補点記憶部9を用いてROIの候補点を検出する。

[0026] ROI候補点記憶部9は、IMT計測に適した位置の信号の特徴を抽出するための候補点が記憶されており、これらの候補点を元にROI候補点検出部8を動作させる。

[0027] ROI算出部10は、ROI候補点検出部8により検出されたROI候補点群からROIの位置と大きさを算出する。

[0028] 超音波探触子3と超音波信号送受信部4と超音波信号生成部5と超音波画像生成部6は、被検者の頸動脈部を含む部位に対し超音波を送受信して超音波画像を撮像する。

[0029] 内膜中膜複合体境界抽出部11とIMT算出部12は、超音波画像から内膜中膜複合体の厚さを計測する。

[0030] ROI候補点検出部8とROI候補点記憶部9とROI算出部10は、前記超音波画像を走査し前記頸動脈の輪郭候補点の集中度に基づき前記内膜中膜複合体を含む関心領域の位置を算出する。

[0031] さらに、内膜中膜複合体境界抽出部11とIMT算出部12は、前記位置が算出された関心領域内について前記頸動脈の境界抽出処理を行い、前記境界から前記内膜中膜複合体の厚さを計測する。

[0032] ROI候補点の検出からROIの位置と大きさの算出までの原理の説明は、図2A、図2B、図3を用いる。

[0033] まず、ROI候補点の検出の工程について図2Aを用いて説明する。

図2Aは、頸動脈壁の輝度変化の特徴を説明する図である。なお、図2Aは実際にはBモード像となるが、輪郭線のみを用いて説明することとする。

[0034] 輝度変化の特徴は、超音波画像のBモード像を例とすると、頸動脈部の血流部分である内腔201が低輝度で描出され、頸動脈の外側に内膜、中膜の内膜中膜複合体203が配置されており血流部分よりは高輝度で描出されるという第1

の輝度変化の特徴がある。

[0035] 次に、頸動脈部の内膜中膜複合体203の外側には、外膜202が配置されており、内膜中膜複合体203よりは内膜中膜複合体203よりはさらに高輝度で描出されるといふ第2の輝度変化の特徴がある。

[0036] 次に、第1の輝度変化の特徴と第2の輝度変化の特徴を線204の部分のプロファイルで分析する例について図2Bを用いて説明する。

[0037] 図2Bは、図2Aの線204上の輝度変化を説明する図である。

図2Bでは、図面左上より、頸動脈部の内腔201、内膜中膜複合体203、外膜202の順で配置されている。それぞれの領域の輝度変化Brは図示されるような2段階の輝度変化で示される。

[0038] つまり、図面左側の輝度変化が第1の輝度変化として、図面右側の輝度変化が第2の輝度変化としてそれぞれ示され、各輝度変化の特徴がROI候補点記憶部9に記憶されている。

[0039] しきい値Thは、第1の輝度変化、第2の輝度変化毎に設けられる。図2Bでは、第1の輝度変化、第2の輝度変化でのしきい値Thを同じ値に設定するが、第1の輝度変化、第2の輝度変化でのしきい値Thは任意に設定可能である。

[0040] 図2Bでは、第1の輝度変化の微分Difの値としきい値Thが比較され、さらに第2の輝度変化の微分Difの値としきい値Thが比較されることを例示する。第1の輝度変化の微分Difの値と第2の輝度変化の微分Difの値が共にしきい値Th以上となる画素値をROIの候補点データ(後で説明する図3の候補点データ301)とする。

[0041] なお、第1の輝度変化あるいは第2の輝度変化の一方を用いて検出できる場合には、第1の輝度変化あるいは第2の輝度変化の一方のみを用いてもよい。

[0042] 公知のROI設定では、ROI候補点の検出という操作が行われずに輝度変化のみで行われるため、内膜中膜複合体に類似した輝度変化が画像上に存在すればROIとして誤認識されるおそれがあった。しかし、図2Bのように、ROI設定の範囲をROIの候補点データで特定すれば、公知のROI設定の誤認識のおそれが解消される。

- [0043] 以上説明した工程で内膜中膜複合体の輝度変化の特徴に基づいたR01候補点の検出がなされる。
- [0044] 次に、R01の位置と大きさの算出の工程について図3を用いて説明する。
図3は本発明の実施例1でのR01設定の原理を説明する図である。
- [0045] まず、候補点データ301-1は画面の画像表示領域502に表示される頸動脈が描出された超音波画像上にプロットされる。そして、候補点データ301-2~301-nは同様の手順で複数求められ、複数の候補点データ301-2~301-nは超音波画像上に同様にプロットされる。プロットされた候補点データ301-1~301-nの超音波画像上の座標点は記憶され、後の処理で読み出せるようになっている。
- [0046] 次に、例えば超音波画像の画素点を302の方向に走査して、超音波画像上にプロットされた複数の候補点データ301-1~301-nが偏在する超音波画像の一部領域を探索する。探索した結果、候補点データ301-1~301-nが超音波画像の一部領域に集中する度合い(集中度)を調べる。
- [0047] 例えば、集中度を求めるプロセスは、まず、候補点データ301-1~301-nの最大数を通る回帰直線303を定義する。回帰直線303の開始点と終了点は分布する候補点データ301-1~301-nの左右方向の端点を通過する。つまり、回帰直線303が存在する位置が候補点データ301-1~301-nの集中している位置であり、集中度の指標となる。
- [0048] ここで、集中度の指標は、候補点データの2次元の座標点 (x_i, y_j) が複数存在するとき、各座標点間の距離を求め、求められた距離の長短としきい値により定義する。
- [0049] また、しきい値は例えば零とする平均値 μ と標準偏差 σ で求められる。つまり、集中度の指標は、 $-\sigma + \mu$ 乃至 $+\sigma + \mu$ (68%)を最も集中する値域(ベスト値域)、 $-2\sigma + \mu$ 乃至 $+2\sigma + \mu$ (95%)をより集中している値域(ベター値域)、 $-3\sigma + \mu$ 乃至 $+3\sigma + \mu$ (99%)を集中している値域(グッド値域)とそれぞれ定義する。なお、ベスト値域、ベター値域、グッド値域は狭い値域、この狭い値域より広い値域、より広い値域よりさらに広い値域というように3段

階の値域の定義がされればよく、平均値 μ と標準偏差 σ に限られない。

- [0050] そして、ROI507の形状を長方形とし、ROI507の位置は、例えば、回帰直線303上で候補点データ301-1~301-nが最も集中する点301CをROI507の中心とする。点301Cは、被検者から得られる頸動脈画像の画質などの状態によって、ベスト値域、ベター値域、グッド値域の何れかを入力部14を用いて検者が選択することができる。
- [0051] また、回帰直線303上にプロットされる候補点データ301-1~301-nの最も左の点301L及び最も右の点301RをROI507の端部とする。
- [0052] なお、候補点データ301Cの算出法は、候補点データ301-1~301-nの画像上の座標が記憶されているそれぞれの座標値を比較し、比較された結果に基づき最も近似する座標値が多い、即ち集中する座標値に最も近い座標点にある候補点データ301-1~301-nを候補点データ301Cとする。以上により、回帰直線303に平行な方向のROI507の位置と大きさは決定する。
- [0053] 次に、回帰直線303に垂直な方向のROI507の位置と大きさは、例えば、候補点データ301Cを通る方向に回帰直線303の垂線304を引き、垂線304を通る候補点データ301Cと他の候補点データの最大距離を求め、求めた最大距離に係る関数(ここでは2倍)とする。以上により、回帰直線303に垂直な方向も決定するので、ROI507の位置と大きさが決定される。
- なお、内膜中膜複合体のROI形状は本実施例では長方形が用いる例を説明しているが、長方形だけでなく任意の形状でもよい。
- [0054] また、ROIの大きさは、回帰直線303の方向とこれに垂直な方向への候補点データ301-1~301-nの座標値の標準偏差の幅としてもよい。
- [0055] また、別の方法としては、ROI候補点群の密度分布がある2次元分布に従うと仮定し、これを推定して、2次元分布の中心をROIの中心、広がりをROIの大きさ、広がりの方向をROIの傾きとしてもよい。
- [0056] ROI候補点記憶部9では、信号ノイズ比に関する感度を調整できるようにしてもよい。例えば、前記輝度微分値や内腔側輝度分散値にしきい値を設定して、ノイズ等の影響をどの程度許容するか調整する。調整の具体例は、輝度

微分値に対するしきい値を小さくすれば、ノイズに対する影響を許容し、内膜中膜複合体がやや不明瞭でも検出する。

[0057] また、内腔側輝度分散値に対するしきい値を下げれば、内腔側ノイズが大きい場合でも検出する。この設定は、検者が入力部14を用いて設定する。

[0058] 内膜中膜複合体抽出部11は、ROI内での内膜側境界と外膜側境界を抽出する処理である。境界抽出部12は、分割線の位置に基づいて、内腔側境界と外膜側境界を抽出する。例えば、境界抽出部12は、内腔側分割線から内腔側に限定した範囲で内腔側境界を抽出すると共に、外膜側分割線から外膜側に限定した範囲で外膜側境界を抽出する。境界抽出方法の種類は、限定探索に基づく境界抽出方法、エッジ検出に基づく境界抽出方法、リージョングロウイングに基づく境界抽出方法、動的輪郭モデルに基づく境界抽出方法などを利用する。

[0059] 限定探索に基づく境界抽出方法とは、境界抽出部12は内膜中膜領域の内腔側境界を内腔側に範囲を限定して境界抽出を行う。また、外膜側境界については、外膜側に範囲を限定して境界抽出を行う。境界抽出方法による処理はROIの全列に適用され、境界位置を抽出する。これらの境界位置の集合を内腔側境界および外膜側境界とする。

[0060] エッジ検出に基づく境界抽出方法とは、画像の明るさの変化によりオブジェクトの輪郭を算出することである。また、輪郭とは画像内の明るさが急激に変化する場所、つまりオブジェクトの領域の境界を意味する。

[0061] リージョングロウイング法とは、閾値を用いて「同一組織の領域内は輝度変化が少ない」、「異種組織間では輝度に変化が生じる」ことを利用し、対象領域内部から連結する画素を取り込みながら領域の拡張(または収縮)を行い、対象領域全体を抽出する方法である。

[0062] 動的輪郭モデルに基づく境界抽出方法とは、スネークに代表される動的輪郭による画像領域抽出である。動的輪郭モデルに基づく境界抽出方法の特徴はノイズに強く、滑らかに連続した輪郭線が得られることにある。

[0063] IMT算出部12は、内膜201側の境界線と外膜202側の境界線との距離を算出

する。算出された値がIMTとなる。さらに、IMT算出部12は、ROI内のIMTの平均値、最大値や最小値等を算出する。

[0064] 出力・表示部13は、前記境界線や計測値を計測レポートに出力したり、超音波診断装置1の画面の表示領域502に表示したりする。出力・表示部13の具体例は、液晶モニタ、CRTモニタなど画像表示器と呼ばれるものである。

[0065] 入力部14は、検者の操作によって、IMT計測を行うにあたっての初期設定や、検出されたROIの位置の補正を行うための手動操作を行うためのユーザインターフェイスである。入力部14の具体例は、キーボード、トラックボール、マウス、スイッチ等である。

[0066] 制御部15は、システム全体を制御する。具体的には、制御部15は、送受信のパワーやタイミングの情報を受け取り、所望の超音波信号が得られるよう超音波信号送受信部4を制御する。また、制御部15は、生体信号検出部7から出力される生体信号の時相からROI候補点検出部8を動作するタイミング信号を発生する。制御部15の具体例は、CPU等である。

[0067] 次に、本発明の実施例1の超音波診断装置の動作例について図3、図4、図5を用いて説明する。

図4は本発明の実施例1の超音波診断装置の動作例を説明するフローチャート、図5は本発明の実施例1の超音波診断装置の画面表示例を説明する図である。

[0068] 図4に示されるフローチャートは、図5の表示例を参照しながら説明するため、図5の符号501から515までの表示領域や表示項目について説明する。

[0069] 501は表示画面を示す。502は表示画面501の画像表示領域で、頸動脈の超音波画像が表示される。503はIMT値の表示領域で、IMT値の平均、最大、最小、左端、中央、右端、3点(左端、中央、右端)平均などが数値で表示される。504はROIの検出状況の表示領域で、良好(Good)、不良(Bad)などが表示される。

[0070] 505はROIの検出感度の表示領域で、頸動脈の内腔部分や血管壁の外部領域が鮮明に描出できたときは感度を高く(High)に設定したり、動脈硬化が進行した症例で頸動脈の内腔部分や血管壁の外部領域が不鮮明となったときは中(

Middle)に設定したりする。506はR01の検出タイミングの表示領域で、図5では「全フレーム」が選択されている。507はR01を、508は内腔側境界線を、509は外膜側境界線をそれぞれ示す。

[0071] 510はIMT値の時間経過曲線、511はECGの時間経過曲線、512はECGのある時相を選択するための時相マーカをそれぞれ示す。513はR01の数の表示領域で、図5の例ではR01の数が1つに設定されている。

[0072] 次に、本発明の実施例1の超音波診断装置の動作例について図4を用いて説明する

検者は、被検者2の頸部に超音波探触子3を当接し、頸動脈の超音波画像を撮像する。超音波画像は画像表示領域502に表示される(S101)。

[0073] 検者は、入力部14を用いてR01の検出感度、個数、更新タイミングを設定する。R01の検出感度、個数、更新タイミングは、表示領域505、506、513に表示され、表示領域505には“High”、表示領域506には“1”、表示領域513には“全フレーム”が表示される(S102)。

[0074] 制御部15は、S102で設定された更新タイミング(ここでは“全フレーム”)のフレーム画像を超音波画像生成部6に取得させる(S103)。

[0075] 制御部15は、S103で取得された超音波画像のR01候補点をR01候補点検出部8に検出させる(S104)。具体的には、R01候補点検出部8は、超音波画像の画素点を図3に示すように302の方向に走査して、超音波画像上にプロットされた複数の候補点データ301-1~301-nが偏在する超音波画像の一部領域を探索する。探索した結果、候補点データ301-1~301-nが超音波画像の一部領域に集中する度合い(集中度)を調べる。

[0076] 制御部15は、S104で検出されたR01候補点からR01507の位置と大きさを設定させる(S105)。具体的には、図3で説明した回帰直線303に平行な方向と垂直な方向のR01507の位置と大きさを設定させる。

[0077] 制御部15は、S105で設定されたR01507を出力・表示部13の表示画面501中の画像表示領域502に表示されている頸動脈の超音波画像に重畳表示させる(S106)。

- [0078] 制御部15は、S105で設定されたR01507が適正に設定されたか否かを判定する。例えば、R01候補点の基準数が100とすれば、プラスマイナス10%の数値範囲から外れるR01候補点を実測されたとき、たとえば89未満、111を超えるという条件がR01の検出不良と判定される。
- [0079] また、判定には、R01候補点記憶部9に記憶されるR01候補点の数以外にも、算出したR01の中心位置、広がり、傾きの基準値が用いられる。R01が適正に設定されたか否かは、R01507の枠線を色分けすることで表される。例えば、R01検出結果が良好である場合にはR01507の枠線の色を緑色に、不良である場合にはR01507の枠線の色を赤色にする。
- [0080] また、R01507の中心位置、広がり、角度の数値を用いて、R01検出結果を数値化し、数値に応じて緑色から赤色まで連続的にR01507の枠線の色を変化させてもよい。
- [0081] また、R01507の枠線の色を変えるだけでなく、R01検出が良好な場合にはR01507の枠線を実線に、不良の場合はR01507の枠線を点線にしたり、枠線を点滅表示させたりしてもよい。これにより、視覚的にR01の検出状態が確認し易くなる。また、表示画面501上のR01検出状態表示504に検出状態(良好か不良かなどの情報)を表示することが可能となる(S107)。
- [0082] 制御部15は、S107で適正と判定されたR01507内に含まれる画素に対して内膜中膜複合体の境界抽出処理を内膜中膜複合体境界抽出部11に行わせる(S108)。
- [0083] 制御部15は、S108で抽出された内膜中膜複合体の境界からIMT値をIMT算出部12に行わせる(S109)。
- [0084] 制御部15は、S109で算出されたIMT値を出力・表示部13の表示画面501中のIMT値表示領域503に数値で表示させる。
- [0085] また、制御部15は、S109で算出されたIMT値を出力・表示部13の表示画面501中にIMT値の時間経過曲線510で表示させる(S110)。
検者は、入力部14を用いて、IMT計測が終了したか否かを入力する。制御部15は入力部14に入力されたIMT計測終了の成否を受けてIMT計測が終了すればプ

- プログラムを終了し、IMT計測が終了していなければS103の処理を行う(S111)。
- [0086] 次に、S107で検出が適正でなかった場合、制御部15は、ROIの枠線の色や線種を変えるなどの他の表示項目と表示態様を変える他、ROIの検出状況の表示領域504に“Bad”を警告として表示する(S112)。
- [0087] S112で制御部15がROIの検出状況の表示領域504を“Bad”と判定して、検者が画像観察した結果、ROI位置を微調整すればIMT算出へ移行できる場合がある。また、検者により入力部14を用いたROIの検出感度、個数、更新タイミングの再設定が必要な場合もある。
- [0088] そこで、ROIの微調整に移行できる場合の付加機能として、制御部15は超音波画像の取得をフリーズするか否かを判定する。判定の結果、フリーズしてROIの位置や大きさを微調整する場合はS114へ移行し、頸動脈画像への再設定入力が必要な場合はS115へ移行する(S113)。
- [0089] S113のフリーズにより、検者は入力部14を用いて、ROIの位置や大きさを微調整し、S108へ移行する(S114)。
- [0090] 他方、S113でフリーズせずに、検者は、入力部14を用いてROIの検出感度、個数、更新タイミングを再設定(S115)し、S103の処理を行う。
- [0091] 以上説明した本実施例によれば、輪郭候補点、すなわち複数の画素点を参照してROIを設定するため、ROI設定の精度向上ができる。また、本実施例の特有の効果は、ROIの設定が不良と判断されても、ROIを検者の入力設定により微調整することができるので、ROI設定の操作性向上が期待できる。

実施例 2

- [0092] 実施例2ではROIの数が複数である場合を例示して説明する。超音波診断装置1の装置の構成、動作は実施例1と同じであるため、説明を省略し、実施例1との相違部分のみ説明することとする。
- [0093] ROIの位置と大きさの算出の工程について図6を用いて説明する。
- 図6は本発明の実施例2でのROI設定の原理を説明する図である。
- まず、候補点データ603は画面の画像表示領域502に表示される頸動脈が描出された超音波画像上にプロットされる。そして、候補点データ603は同様の

手順で複数求められ、複数の候補点データ603は超音波画像上に同様にプロットされる。プロットされた候補点データ603の超音波画像上の座標点は記憶され、後の処理で読み出せるようになっている。

[0094] 次に、制御部15は、例えば超音波画像の画素点を602の方向に走査して、超音波画像上にプロットされた複数の候補点データ603が偏在する領域を探索する。

[0095] 本実施例では、探索領域が1つに集約せずに2つとなった場合を説明する。なお、探索領域が2つではなく3つ以上であっても2つの場合と同様に処理可能である。

[0096] まず、制御部15は、頸動脈の血管壁の輪郭601の抽出処理を行い、血管壁の輪郭601の超音波画像上の位置を記憶しておく。そして、制御部15は、記憶された血管壁の輪郭601に候補点データ603が所定数(本実施例では5個)以上検出される断片をR01604、R01605として演算出力する。以上により、輪郭601に沿った方向のR01604、R01605の位置と大きさは決定する。別の方法として、輪郭601を抽出しない場合には、候補点データ603が所定数以上検出される断片内に含まれる候補点データ603の回帰直線を算出することにより、実施例1と同様にR01を設定する。

[0097] 次に、制御部15は、輪郭601と法線方向のR01604、R01605の位置と大きさは、例えば、輪郭601に沿った方向のR01604、R01605のそれぞれの中点で垂線を引き、各垂線を通る候補点データ間の最大距離を求め、求めた最大距離の整数倍(ここでは2倍)をさらに求める。以上により、輪郭601と法線方向も決定するので、R01604、R01605の位置と大きさは決定される。

[0098] IMT値算出では、複数のR01でIMT値を算出してもよいし、複数のR01のIMT値の平均値を算出してもよい。IMT値および超音波画像は、実施例1と同様に出力・表示部13に表示出力される。

[0099] また、R01604、R01605の間にあるR01として認識されなかった領域606は、他の領域と色や階調を変えるなど表示態様を変えておくと、検者にとってR01とR01でない領域の区別がつけやすくなる。

- [0100] また、ROI604、ROI605、領域606を検者が観察して、実施例1に示すような一つのROI507にすることが適当と判断できる場合がある。適当と判断できる場合は、ROI604、ROI605、領域606を集約し実施例1のROI507のように一つのROIにする命令を検者が入力部14に入力する。制御部15は、一つのROIにする命令の入力を受けて、ROI604、ROI605、領域606を集約し、実施例1のROI507のような一つのROIを生成する。
- [0101] 以上説明した本実施例によれば、輪郭候補点、すなわち複数の画素点を参照してROIを設定するため、ROI設定の精度向上ができる。
- [0102] また、本実施例の特有の効果は、内膜中膜複合体が途切れて描画されていても、複数のROIを設定することで、境界抽出可能な位置のみ境界抽出を行って計測値を算出することができる。
- [0103] また、ROIが抽出されない領域は、内膜中膜複合体の境界抽出に誤差が生じやすい領域を避けるので、境界抽出制度が向上するとともに、IMT値の計測精度も向上することが期待できる。
- [0104] また、ROIが複数で認識されてもそれぞれのROIの位置と大きさが実施例1よりも簡易的に算出することが期待できる。
- [0105] また、複数のROIに分かれていても、検者の観察により一つのROIに統合することが可能であるから、一つのROIに統合後には実施例1の効果が期待できる。

実施例 3

- [0106] 実施例3では、探触子により近い方(一方)頸動脈の血管壁で行ったROI設定を、探触子によりも遠い方(他方)血管壁のROI設定に反映させる例を説明する。
- [0107] 超音波診断装置1の装置の構成、動作は実施例1と同じであるため、説明を省略し、実施例1との相違部分のみ説明することとする。
- [0108] 本実施例のROIの位置と大きさの算出の工程について図7を用いて説明する。
- 図7は本発明の実施例3でのROI設定の原理を説明する図である。

まず、頸動脈の一方、図面下方側の外壁部分は、図3と同様に、データ処理をする。

次に、頸動脈の他方、図面上方側の外壁部分の外壁部分については次のようにデータ処理する。

[0109] 候補点データ702は画面の画像表示領域502に表示される頸動脈が描出された超音波画像上にプロットされる。そして、候補点データ702は同様の手順で複数求められ、複数の候補点データ702は超音波画像上に同様にプロットされる。プロットされた候補点データ702の超音波画像上の座標点は記憶され、後の処理で読み出せるようになっている。

[0110] 次に、例えば超音波画像の画素点を701の方向に走査して、超音波画像上にプロットされた複数の候補点データ702が偏在する超音波画像の一部領域を探索する。

探索した結果、候補点データ702が超音波画像の一部領域に集中する度合い(集中度)を調べる。

[0111] 例えば、集中度を求めるプロセスは、まず、候補点データ702の最大数を通る回帰直線703を定義する。回帰直線703の開始点と終了点は分布する候補点データ702の左右方向の端点とする。つまり、回帰直線703が存在する位置が候補点データ702の集中している位置であり、集中度の指標となる。

[0112] そして、R01707の形状を長方形とし、R01707の位置と大きさは、実施例1で説明したように、回帰直線703にR01707の位置と大きさが決定される。

[0113] なお、内膜中膜複合体のR01形状は本実施例では長方形が用いる例を説明しているが、長方形だけでなく任意の形状でもよい。

[0114] 以上の説明により、頸動脈の一方の外壁部分と他方の外壁部分のR01の位置と大きさを設定することができる。しかし、それぞれ設定されたR01の位置と大きさが異なるのでは、定量的なIMT計測が実行し難い。

[0115] そこで、頸動脈の一方の外壁部分と他方の外壁部分のR01の位置と大きさが異なることが判明したならば、一方のR01の位置と大きさに他方のR01の位置と大きさを合わせる。

- [0116] 例えば、一方のROIの面積と他方のROIの面積の面積比を求め、面積比がプラスマイナス10%以内であれば、一方のROI、他方のROIから通常どおりIMT値を算出する。
- [0117] また、面積比がプラスマイナス10%の範囲から外れる場合には、一方のROIを他方のROIの面積に合わせてROIを再算出し、再算出したそれぞれのROIからIMT値を算出する。
- [0118] 具体的には、一方のROIの面積が200平方センチメートルとすれば、他方のROIの面積が180~220平方センチメートルであれば通常どおりIMT値を算出する。
- [0119] しかし、他方のROIの面積が180平方センチメートル未満又は220平方センチメートルを超える場合は、他方のROIの面積が180~220平方センチメートルとなるようにROIの面積を調整する。ここで、何れかのROIに合わせる選択は、検者による入力部14への入力と、入力を受けた制御部15により実行可能である。
- [0120] また、より簡易的な方法として、図8で説明する方法がある。
本発明の実施例3の図7と異なる例を説明する図である。
図8では、頸動脈の図面下方の外壁部分に設定されたROI507の枠線を、頸動脈の図面上方の外壁部分のROI807の枠線に複写する。
- [0121] 頸動脈の図面上方の外壁部分は予め輪郭が抽出されており、ROI807の枠線は頸動脈の図面上方の外壁部分の輪郭上に移動する。輪郭を抽出しない場合には、入力部14を用いて手動的に移動させてもよい。
- [0122] 上記複写によれば、ROI507とROI807の面積は同じであるので、ROI507とROI807の面積の調整処理が不要になる。
- [0123] 以上説明した本実施例によれば、輪郭候補点、すなわち複数の画素点を参照してROIを設定するため、ROI設定の精度向上ができる。
- [0124] また、本実施例の特有の効果は、頸動脈の図面下方の外壁部分と図面上方の外壁部分のROIを同時に設定可能になるので、検者のROI設定の操作性の向上が期待できる。

[0125] また、頸動脈の図面下方の外壁部分から図面上方の外壁部分へROIを複写する場合は、相互のROIの大きさの調整を不要にすることが可能であるので、検者のROI設定の操作性の向上が期待できる。

実施例 4

[0126] 実施例4ではIMT計測値の最大値又は最小値を設定されたROIと関連付けて表示する例を説明する

超音波診断装置1の装置の構成、動作は実施例1と同じであるため、説明を省略し、実施例1との相違部分のみ説明することとする。

[0127] 本実施例のROIとIMT値の最大値あるいは最小値との表示の工程について図9を用いて説明する。

図9は本発明の実施例4の超音波診断装置の画面表示例を説明する図である。図9は図5で説明した部分以外の符号のみ説明する。

[0128] 901はROI507でのIMTの最小値、902はROI507でのIMTの最大値、903はIMTの時間経過曲線の最小値、904はIMTの時間経過曲線の最大値である。

[0129] 図中では、IMTの最大値902は▼で、IMTの最小値901は▽で示し、IMTの時間経過曲線の最大値904は●で、IMTの時間経過曲線の最小値903は○で示しているが、最大値・最小値の位置を示すものであれば色や形状は限定されない。

[0130] さらに、計測されたIMTの最大値が、一般に基準化された健常者のIMT値より大きい場合には、三角形を赤色に色付けするなどして目立たせるようにしてもよい。

これにより、視覚的にIMTの最大・最小位置およびその異常が確認し易くなる。

[0131] 以上説明した本実施例によれば、輪郭候補点、すなわち複数の画素点を参照してROIを設定するため、ROI設定の精度向上ができる。

[0132] また、本実施例の特有の効果は、視覚的にIMTの最大値・最小値の位置およびその異常が確認し易くなるので、検者の診断能の向上が期待できる。

[0133] また、添付図面を参照して、本発明に係る超音波診断装置等の好適ないくつかの実施例について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業

者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

符号の説明

[0134] 1 超音波診断装置、2 被検者、3 超音波探触子、4 超音波信号送受信部、5 超音波信号生成部、6 超音波画像生成部、7 生体信号検出部、8 ROI候補点検出部、9 ROI候補点記憶部、10 ROI算出部、11 内膜中膜複合体境界抽出部、12 IMT算出部、13 出力・表示部、14 入力部、15 制御部

請求の範囲

- [請求項1] 被検者の頸動脈部を含む部位に対し超音波を送受信して超音波画像を撮像し、該超音波画像から内膜中膜複合体の厚さを計測する厚さ計測部を有する超音波診断装置であって、前記超音波画像を走査し前記頸動脈の輪郭候補点の集中度に基づき前記内膜中膜複合体を含む関心領域を前記超音波画像上に設定する関心領域設定部を備え、前記厚さ計測部は、前記設定された関心領域中の境界に基づいて前記内膜中膜複合体の厚さを計測することを特徴とする超音波診断装置。
- [請求項2] 前記関心領域位置算出部は、前記内膜中膜複合体の外膜と内膜中膜の第1の輝度変化、内膜中膜と内腔の第2の輝度変化のそれぞれを微分計算により前記関心領域の位置を算出する請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項3] 前記関心領域位置算出部は、前記頸動脈の血流部分の輝度により前記関心領域の位置を算出する請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項4] 前記関心領域位置算出部は、前記集中度による画素の集合領域を複数有した場合、前記集合領域毎に前記関心領域の位置を算出する請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項5] 前記関心領域位置算出部は、前記集合領域毎に算出された前記関心領域を統合し、一の関心領域の位置を算出する請求項4に記載の超音波診断装置。
- [請求項6] 前記関心領域位置算出部によって関心領域の位置が計算できない領域について他の領域と表示態様を変えて表示する表示部を備えた請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項7] 前記関心領域位置算出部は、前記頸動脈の一方の血管壁の関心領域の位置に基づき前記頸動脈の他方の血管壁の関心領域の位置を算出する請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項8] 前記関心領域位置算出部は、前記頸動脈の他方の血管壁の輪郭候補点の集中度を参照して前記頸動脈の他方の血管壁の関心領域の位置を

算出する請求項7に記載の超音波診断装置。

[請求項9] 前記関心領域位置算出部は、前記頸動脈の一方の血管壁の関心領域の情報を複写して前記頸動脈の他方の血管壁の関心領域の位置を算出する請求項7に記載の超音波診断装置。

[請求項10] 前記内膜中膜複合体の厚さのうちの最大値又は最小値を算出する厚さ算出部と、前記最大値又は最小値の厚さを示すマーカを生成するマーカ生成部と、前記マークと前記内膜中膜複合体の厚さと前記超音波画像とを表示する表示部と、を備えた請求項1に記載の超音波診断装置。

[請求項11] 被検者の頸動脈部を含む部位に対し超音波を送受信して超音波画像を撮像し、厚さ計測部によって該超音波画像から内膜中膜複合体の厚さを計測する第1ステップを含む超音波診断装置の関心領域設定方法であって、

関心領域設定部によって前記超音波画像を走査し前記頸動脈の輪郭候補点の集中度に基づき前記内膜中膜複合体を含む関心領域を前記超音波画像上に設定する第2ステップとを備え、前記第1ステップは、前記厚さ計測部により前記設定された関心領域中の境界に基づいて前記内膜中膜複合体の厚さを計測することを特徴とする超音波診断装置の関心領域設定方法。

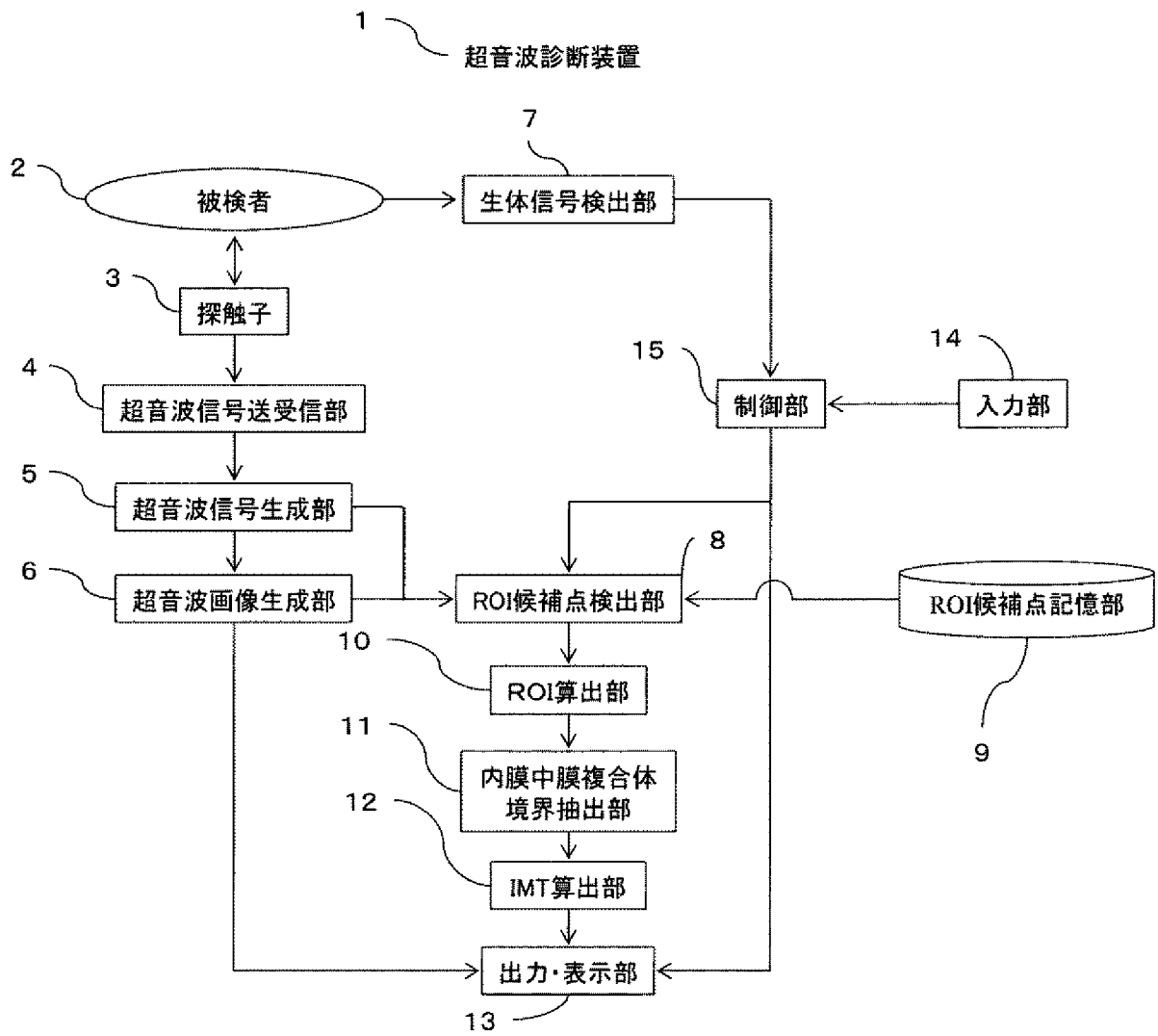
[請求項12] 前記表示部により前記関心領域の位置が計算できない領域について他の領域と表示態様を変えて表示する第3ステップを含む請求項11に記載の超音波診断装置の関心領域設定方法。

[請求項13] 前記関心領域位置算出部により前記頸動脈の一方の血管壁の関心領域の位置に基づき前記頸動脈の他方の血管壁の関心領域の位置を算出する第4ステップを含む請求項11に記載の超音波診断装置の関心領域設定方法。

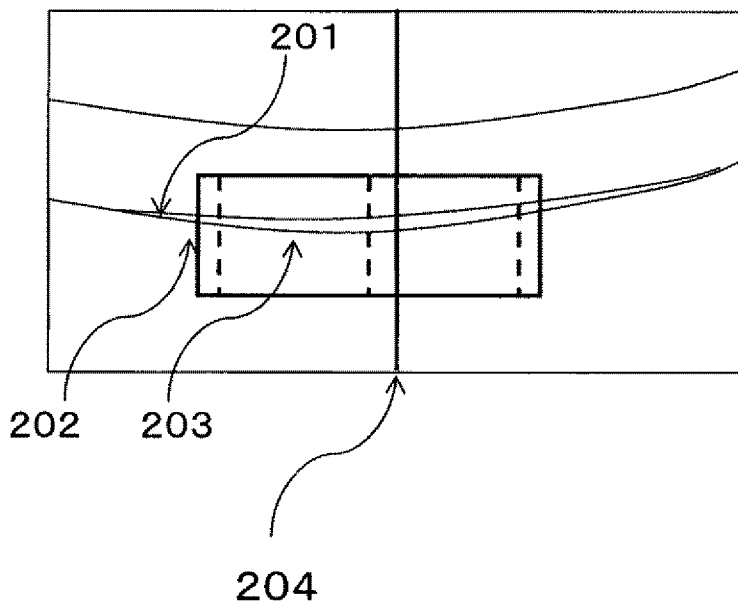
[請求項14] 厚さ算出部により前記内膜中膜複合体の厚さのうちの最大値又は最小値を算出する第5ステップと、マーカ生成部により前記最大値又は

最小値を示すマーカを生成する第6ステップと、表示部によって前記マークと前記内膜中膜複合体の厚さと前記超音波画像とを表示する第7ステップと、を備えた請求項11に記載の超音波診断装置の関心領域設定方法。

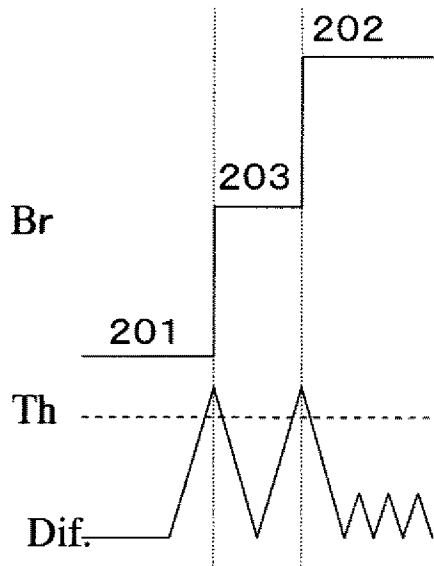
[図1]



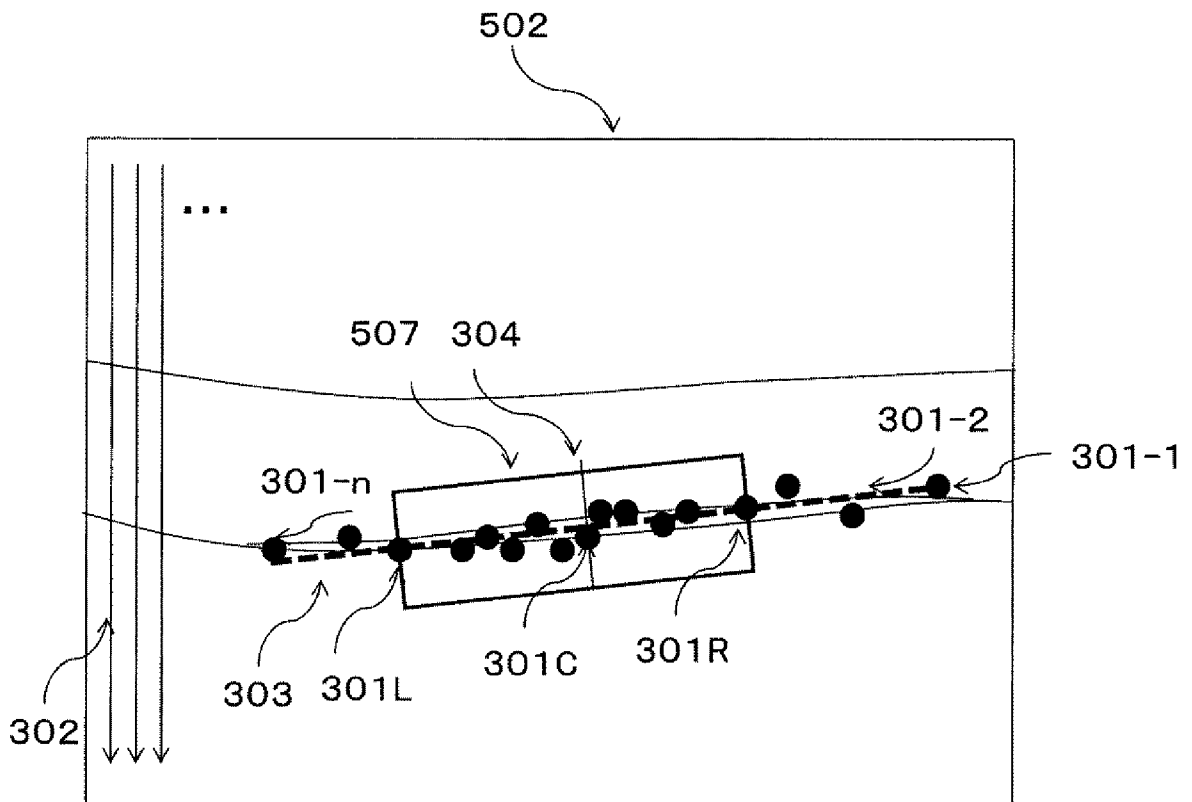
[図2A]



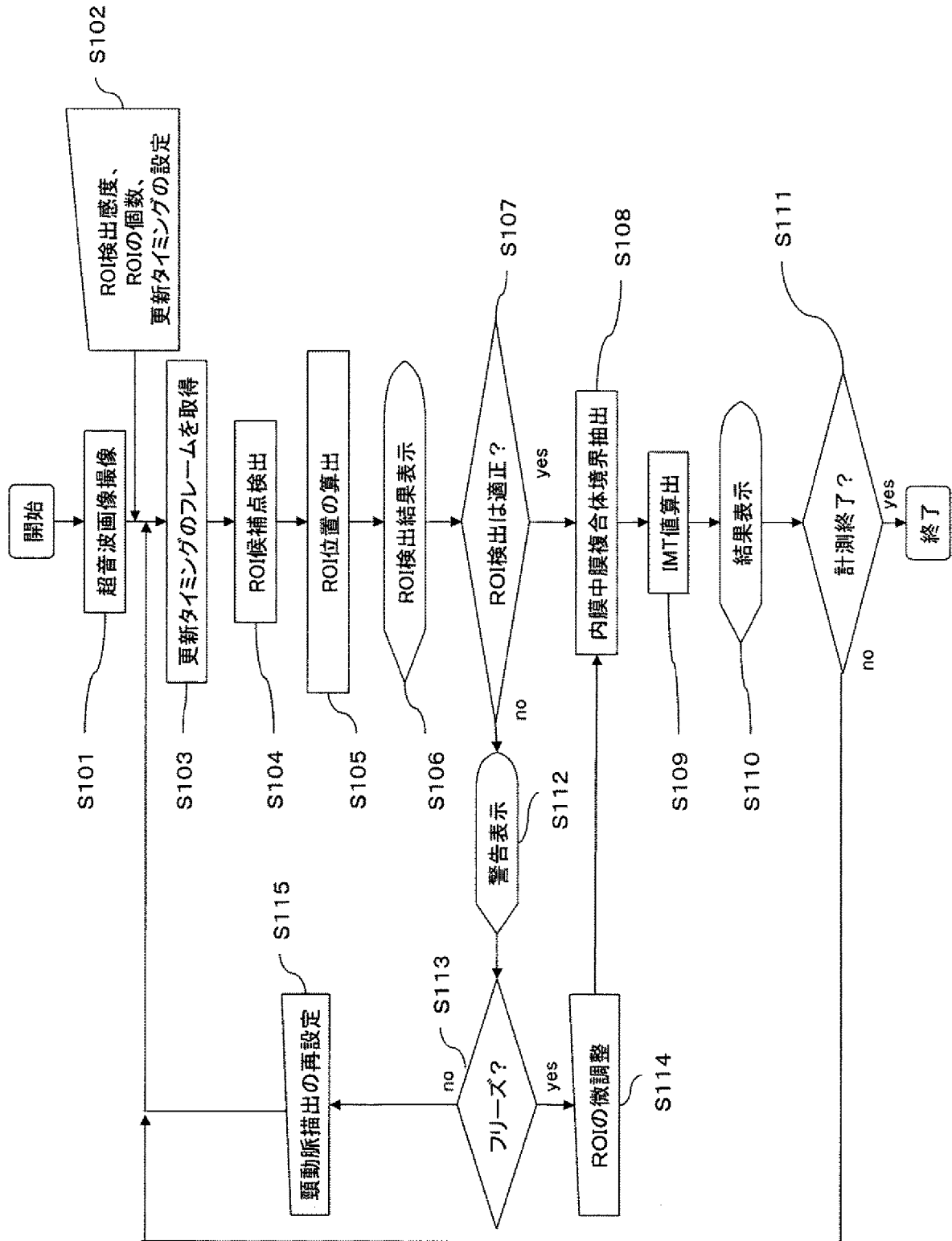
[図2B]



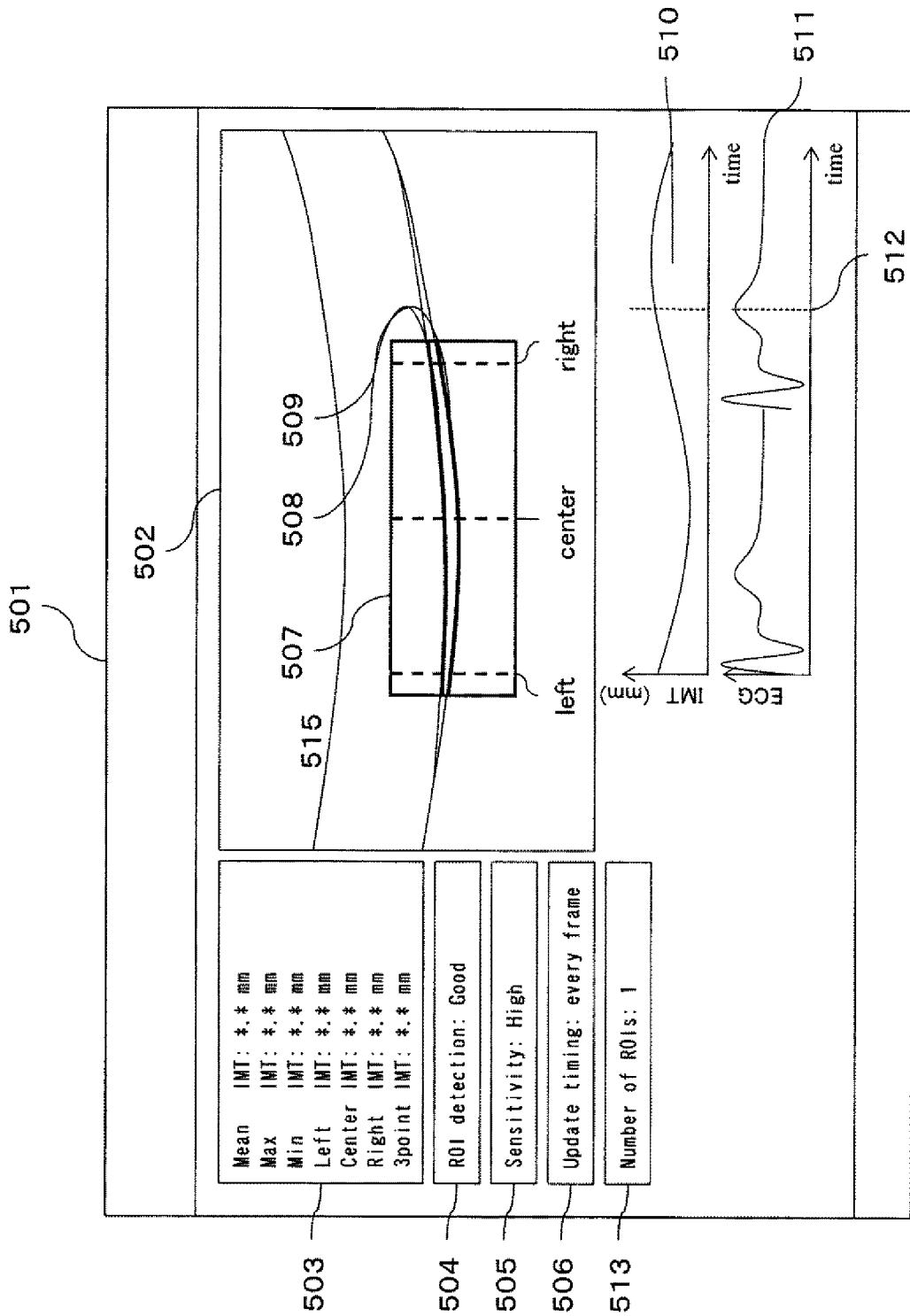
[図3]



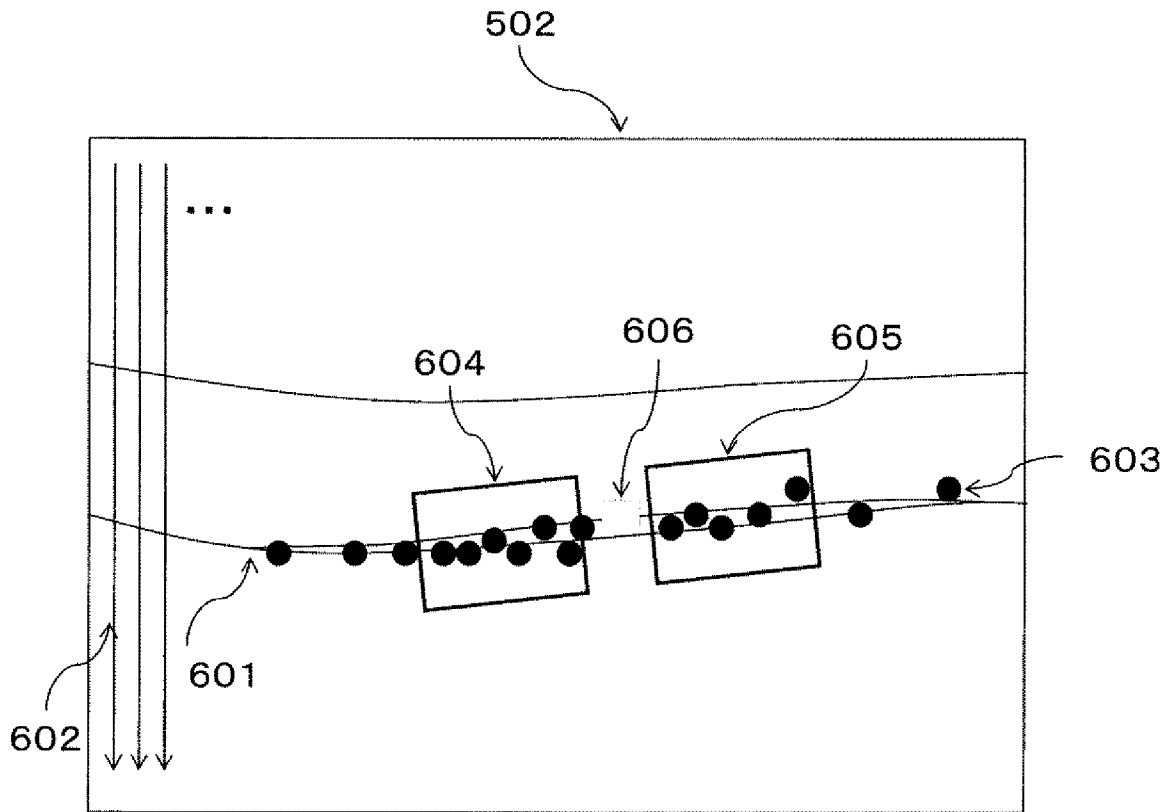
[図4]



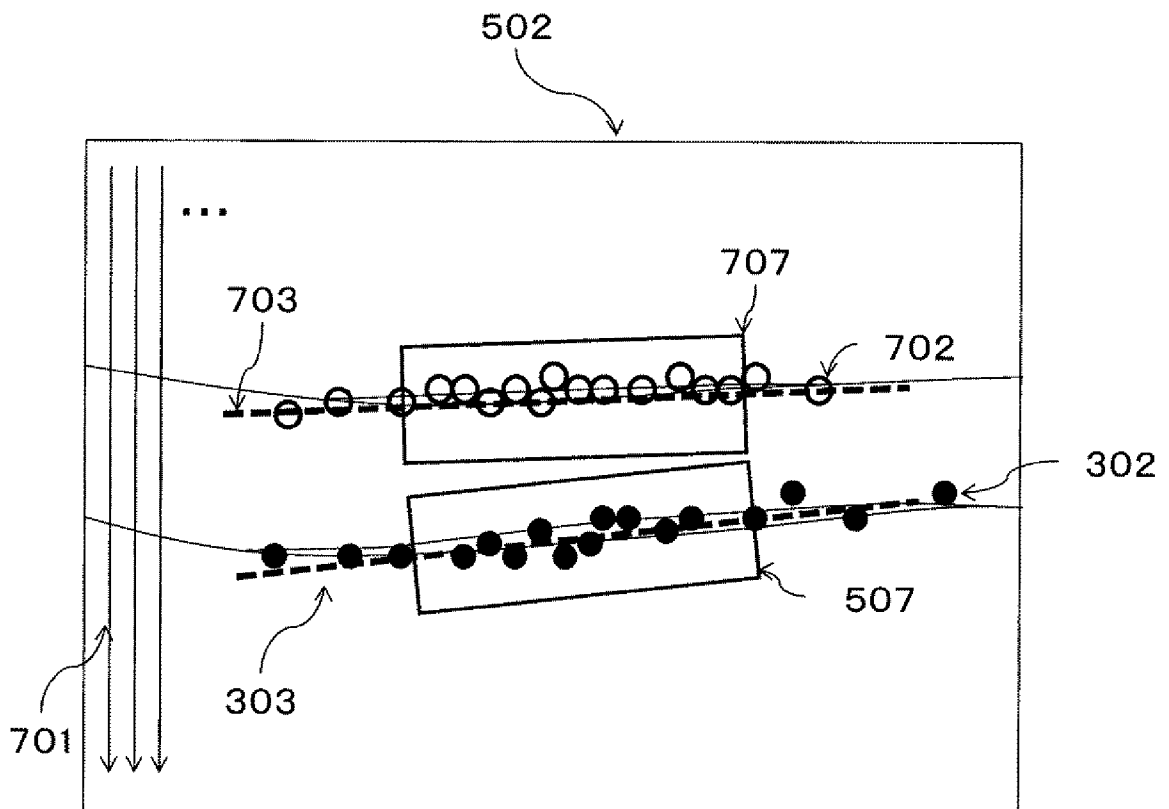
[5]



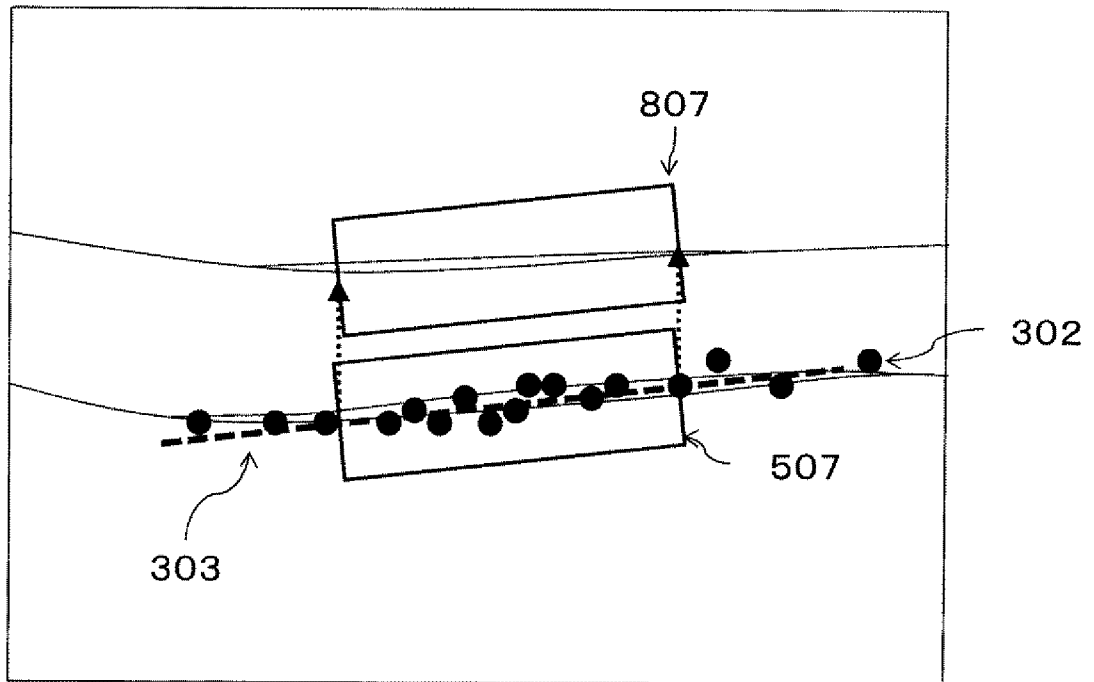
[図6]



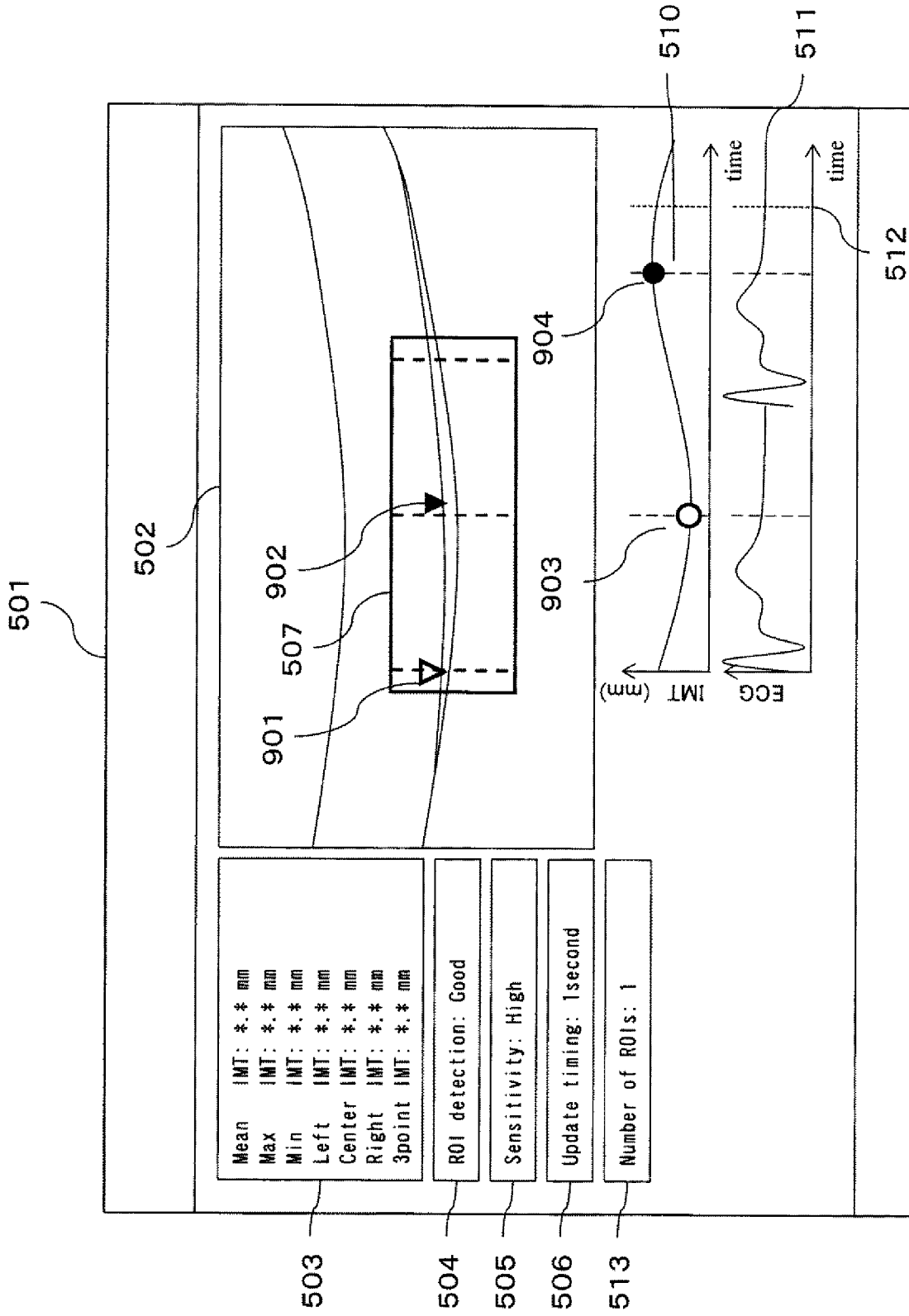
[図7]



[図8]



[9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/062676

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2006-122686 A (Sonosite, Inc.), 18 May 2006 (18.05.2006), entire text; all drawings & WO 2005/032375 A2 & US 2005/0096528 A1 & EP 1653410 A1 & NZ 542968 A & CN 1765330 A	1-4, 6, 10-12, 14 5, 7-9, 13
Y A	JP 8-084729 A (Toshiba Corp.), 02 April 1996 (02.04.1996), paragraphs [0061] to [0068]; fig. 6 to 9 & US 5615680 A	1-4, 6, 10-12, 14 5, 7-9, 13
Y A	JP 2007-330764 A (Toshiba Corp.), 27 December 2007 (27.12.2007), entire text; all drawings & WO 2007/080895 A1 & US 2008/0262354 A1 & EP 1872724 A1 & CN 101309647 A	1-4, 6, 10-12, 14 5, 7-9, 13

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
19 October, 2010 (19.10.10)

Date of mailing of the international search report
02 November, 2010 (02.11.10)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/062676

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-175040 A (NEC Corp.), 06 August 2009 (06.08.2009), paragraphs [0058] to [0087]; fig. 3 to 4 & US 2009/0190812 A1	1-14
A	JP 2007-283035 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 01 November 2007 (01.11.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 2008-161220 A (Hitachi Medical Corp.), 17 July 2008 (17.07.2008), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 2004-357892 A (Shimadzu Corp.), 24 December 2004 (24.12.2004), entire text; all drawings (Family: none)	1-14

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B8/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2010年
日本国実用新案登録公報	1996-2010年
日本国登録実用新案公報	1994-2010年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2006-122686 A (ソノサイト、インク) 2006.05.18, 全文, 全図 & WO 2005/032375 A2 & US 2005/0096528 A1 & EP 1653410 A1 & NZ 542968 A & CN 1765330 A	1-4, 6, 10-12, 14 5, 7-9, 13
Y A	JP 8-084729 A (株式会社東芝) 1996.04.02, 段落[0061]-[0068], 図 6-9 & US 5615680 A	1-4, 6, 10-12, 14 5, 7-9, 13

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

19.10.2010

国際調査報告の発送日

02.11.2010

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
 郵便番号100-8915
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

東 治企

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

9708

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2007-330764 A (株式会社東芝) 2007. 12. 27, 全文, 全図 & WO 2007/080895 A1 & US 2008/0262354 A1 & EP 1872724 A1 & CN 101309647 A	1-4, 6, 10-12, 14 5, 7-9, 13
A	JP 2009-175040 A (日本電気株式会社) 2009. 08. 06, 段落 [0058]-[0087], 図 3-4 & US 2009/0190812 A1	1-14
A	JP 2007-283035 A (松下電器産業株式会社) 2007. 11. 01, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2008-161220 A (株式会社日立メディコ) 2008. 07. 17, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2004-357892 A (株式会社島津製作所) 2004. 12. 24, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-14