

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4356414号
(P4356414)

(45) 発行日 平成21年11月4日(2009.11.4)

(24) 登録日 平成21年8月14日(2009.8.14)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 13 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2003-343185 (P2003-343185)
 (22) 出願日 平成15年10月1日(2003.10.1)
 (65) 公開番号 特開2005-103129 (P2005-103129A)
 (43) 公開日 平成17年4月21日(2005.4.21)
 審査請求日 平成18年9月11日(2006.9.11)

(73) 特許権者 599168914
 株式会社エス・エス・ビー
 東京都千代田区東神田二丁目4番5号
 (74) 代理人 100074930
 弁理士 山本 恵一
 (72) 発明者 大城 英夫
 東京都豊島区南池袋二丁目35番4号 株
 式会社エス・エス・ビー内

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体組織多次元可視装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体組織の互いに平行な複数の断面の各々について、超音波進行方向及び超音波走査方向に配列される複数の画素データからなる超音波断層画像データを形成する超音波診断手段と、該超音波診断手段を用いて形成した各断面毎の断層画像データを格納する記憶手段と、前記各断面毎に血管を抽出するための少なくとも1つの第1の関心領域を設定する第1の関心領域設定手段と、前記各断面毎に骨組織を抽出するための第2の関心領域を設定する第2の関心領域設定手段と、前記記憶手段に格納されている各断面の断層画像データのうちの前記第1の関心領域内に存在している画素データを超音波進行方向に沿って演算処理することにより各断面についての血管に関する1次元画像データを求める第1の計算手段と、前記記憶手段に格納されている各断面の断層画像データのうちの前記第2の関心領域内に存在している画素データを超音波進行方向に沿って演算処理することにより各断面についての骨組織に関する1次元画像データを求める第2の計算手段と、血管に関する前記複数の断面における該求めた1次元画像データから2次元画像と骨組織に関する前記複数の断面における該求めた1次元画像データから2次元画像とを同一の画面上に合成して表示する表示手段とを備えたことを特徴とする生体組織多次元可視装置。

【請求項 2】

前記第1の関心領域設定手段が、前記各断面毎に少なくとも1つの局所的な閉領域を設定する閉領域設定手段であることを特徴とする請求項1に記載の生体組織多次元可視装置。

【請求項 3】

10

20

前記閉領域設定手段が、操作者が任意に設定した少なくとも２つの特定の断面における少なくとも１つの局所的な閉領域から、残りの全ての断面における少なくとも１つの局所的な閉領域を補間演算により設定する設定手段であることを特徴とする請求項２に記載の生体組織多次元可視装置。

【請求項４】

前記閉領域設定手段が、矩形形状又は楕円形状の少なくとも１つの局所的な閉領域を設定する設定手段であることを特徴とする請求項２又は３に記載の生体組織多次元可視装置。

【請求項５】

前記第１の計算手段が、前記閉領域内に存在している画素データのうちの超音波進行方向に沿った画素データの低輝度部分の輝度値を求めて各断面についての１次元画像データを求める計算手段であることを特徴とする請求項２から４のいずれか１項に記載の生体組織多次元可視装置。

10

【請求項６】

前記第１の計算手段が、前記閉領域内に存在している画素データの輝度値を反転し、該反転した輝度値が所定の閾値以下の場合は輝度値ゼロとした後、該閉領域内において超音波進行方向に沿った画素データの平均輝度値を求めて各断面についての１次元画像データを求める計算手段であることを特徴とする請求項５に記載の生体組織多次元可視装置。

【請求項７】

前記第２の関心域設定手段が、前記各断面毎に超音波走査方向に沿った帯状の領域を設定する帯状領域設定手段であることを特徴とする請求項１から６のいずれか１項に記載の生体組織多次元可視装置。

20

【請求項８】

前記第２の計算手段が、前記帯状の領域内に存在している画素データのうちの超音波進行方向に沿った画素データの高輝度部分の輝度値を求めて各断面についての１次元画像データを求める計算手段であることを特徴とする請求項７に記載の生体組織多次元可視装置。

【請求項９】

前記第２の計算手段が、前記帯状の領域内に存在している画素データのうちの超音波進行方向に沿った所定数の画素の加算値が最大となる部分の平均輝度値を求めて各断面についての１次元画像データを求める計算手段であることを特徴とする請求項８に記載の生体組織多次元可視装置。

30

【請求項１０】

前記第２の計算手段が、音響陰影を考慮した輝度値を求めて各断面についての１次元画像データを求める計算手段であることを特徴とする請求項８又は９に記載の生体組織多次元可視装置。

【請求項１１】

前記第２の計算手段が、音響陰影が存在する場合は前記輝度値が高くなるように設定されていることを特徴とする請求項１０に記載の生体組織多次元可視装置。

【請求項１２】

40

前記第２の計算手段が、前記帯状の領域内に存在している画素データのうちの超音波進行方向に沿った全ての画素データの平均値を求めることにより各断面についての１次元画像データを求める計算手段であることを特徴とする請求項７に記載の生体組織多次元可視装置。

【請求項１３】

前記表示手段が、前記両２次元画像と、前記記憶手段に格納されている断層画像データに基づく所望の断面の断層画像とを同一の画面上に表示可能である表示手段であることを特徴とする請求項１から１２のいずれか１項に記載の生体組織多次元可視装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、超音波診断装置等を利用した生体組織多次元可視装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

超音波診断装置は、線形走査型の超音波プローブを生体組織表面にあてることにより、そのプローブの線形走査方向面内の生体組織の断層画像を表示するようにしたものである。例えば、人体のある組織を観察又は可視化しようとする場合は、超音波診断装置のプローブをその組織に近い体表面にあててパルス状の超音波を発射し反射された超音波の強度を時間軸に表示する。プローブからの上述の超音波を線形走査することによって1つの断層画像が得られる。その組織全体の診断を行うためには、プローブをその線形走査方向と垂直の方向に移動させながら多数の断層画像を得、これら多数の断層画像から目視により判断を行う。

10

【 0 0 0 3 】

従来の超音波診断装置による診断は、上述したように多数の断層画像を医師などが目視して判断を行うことによって、病理、病変を診断し異常部位を見つけていたので、診断には専門的な高度の経験と熟練とが要求され、特別の訓練を受けた医師が断層画像の読み取りを行うことが必要であった。即ち、従来の超音波診断装置は専門の医師が画像を解読して診断を行うためのものであった。

【 0 0 0 4 】

このような不都合を解消するため、超音波診断装置からの断層画像データをコンピュータにより画像処理して2次元画像又は3次元画像を作成し、これを断層画像データに基づく所望の断面の断層画像と同一の画面上に表示することなどにより、特別の経験がなくとも生体組織の観察が容易に行えるようにした多次元可視装置が本出願人により提案され公知となっている（例えば、特許文献1及び2）。

20

【 0 0 0 5 】

このような多次元可視装置を用いて血管を表示する技術も公知である（例えば、特許文献3及び4）。特許文献3には関心血管を指定して他と区別する技術が記載されており、特許文献4には血管の3次元表示方法が記載されている。

【 0 0 0 6 】

【特許文献1】特許第2785636号

30

【特許文献2】特許第2785679号

【特許文献3】特開平7-178090号公報

【特許文献4】特開2000-300555号公報

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、これら特許文献3及び4のごとく、血管を画面上に表示するだけでは、この血管と他の生体組織との位置関係を把握することが非常に困難であった。

【 0 0 0 8 】

従って本発明の目的は、血管と他の生体組織との位置関係を容易に把握することができる生体組織多次元可視装置を提供することにある。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、生体組織の互いに平行な複数の断面の各々について、超音波進行方向及び超音波走査方向に配列される複数の画素データからなる超音波断層画像データを形成する超音波診断手段と、超音波診断手段を用いて形成した各断面毎の断層画像データを格納する記憶手段と、各断面毎に血管を抽出するための少なくとも1つの第1の関心領域を設定する第1の関心領域設定手段と、各断面毎に骨組織を抽出するための第2の関心領域を設定する第2の関心領域設定手段と、記憶手段に格納されている各断面の断層画像データのうちの第1の関心領域内に存在している画素データを超音波進行方向に沿って演算処

50

理することにより各断面についての血管に関する１次元画像データを求める第１の計算手段と、記憶手段に格納されている各断面の断層画像データのうちの第２の関心領域内に存在している画素データを超音波進行方向に沿って演算処理することにより各断面についての骨組織に関する１次元画像データを求める第２の計算手段と、血管に関する複数の断面における求めた１次元画像データから２次元画像と骨組織に関する複数の断面における求めた１次元画像データから２次元画像とを同一の画面上に合成して表示する表示手段とを備えた生体組織多次元可視装置が提供される。

【００１０】

血管に関する２次元画像と骨組織に関する２次元画像とを同一の画面上に合成して表示しているため、血管と骨組織との位置関係を容易に把握することができる。

10

【００１１】

第１の関心域設定手段が、各断面毎に少なくとも１つの局所的な閉領域を設定する閉領域設定手段であることが好ましい。各断面毎に少なくとも１つの局所的な閉領域が設定され、これが関心領域となるので、所望の血管以外の生体組織や超音波の偽像、音響雑音などの影響を排除することができる。その結果、血管のみを抽出して明瞭に画像表示することが可能となる。

【００１２】

閉領域設定手段が、操作者が任意に設定した少なくとも２つの特定の断面における少なくとも１つの局所的な閉領域から、残りの全ての断面における少なくとも１つの局所的な閉領域を補間演算により設定する設定手段であることが好ましい。全ての断面、例えば１５０断面について、操作者が少なくとも１つの局所的な閉領域を設定することは煩雑であるが、少なくとも２つの特定の断面、例えば３～５断面のみを設定し、残りは補間計算で自動的に設定することにより、操作者の負担が大幅に軽減され、操作性が大幅に向上する。

20

【００１３】

この閉領域設定手段が、矩形形状又は楕円形状の少なくとも１つの局所的な閉領域を設定する設定手段であることがより好ましい。

【００１４】

第１の計算手段が、閉領域内に存在している画素データのうちの超音波進行方向に沿った画素データの低輝度部分の輝度値を求めて各断面についての１次元画像データを求める計算手段であることも好ましい。

30

【００１５】

第１の計算手段が、閉領域内に存在している画素データの輝度値を反転し、反転した輝度値が所定の閾値以下の場合は輝度値ゼロとした後、閉領域内において超音波進行方向に沿った画素データの平均輝度値を求めて各断面についての１次元画像データを求める計算手段であることがより好ましい。

【００１６】

第２の関心域設定手段が、各断面毎に超音波走査方向に沿った帯状の領域を設定する帯状領域設定手段であることも好ましい。

【００１７】

40

第２の計算手段が、帯状の領域内に存在している画素データのうちの超音波進行方向に沿った画素データの高輝度部分の輝度値を求めて各断面についての１次元画像データを求める計算手段であることが好ましい。

【００１８】

第２の計算手段が、帯状の領域内に存在している画素データのうちの超音波進行方向に沿った所定数の画素の加算値が最大となる部分の平均輝度値を求めて各断面についての１次元画像データを求める計算手段であることがより好ましい。

【００１９】

第２の計算手段が、音響陰影を考慮した輝度値を求めて各断面についての１次元画像データを求める計算手段であることも好ましい。この場合、第２の計算手段が、音響陰影が

50

存在する場合は輝度値が高くなるように設定されていることが好ましい。

【 0 0 2 0 】

第 2 の計算手段が、帯状の領域内に存在している画素データのうちの超音波進行方向に沿った全ての画素データの平均値を求めることにより各断面についての 1 次元画像データを求める計算手段であっても良い。

【 0 0 2 1 】

表示手段が、両 2 次元画像と、記憶手段に格納されている断層画像データに基づく所望の断面の断層画像とを同一の画面上に表示可能である表示手段であることが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 2 】

本発明によれば、血管に関する 2 次元画像と骨組織に関する 2 次元画像とを同一の画面上に合成して表示しているため、血管と骨組織との位置関係を容易に把握することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 3 】

図 1 は本発明における生体組織多次元可視装置の一実施形態の構成を概略的に示すブロック図である。

【 0 0 2 4 】

同図において、10 は超音波診断装置、11 はこの超音波診断装置 10 のプローブである。この超音波診断装置 10 は市販の一般的な超音波診断装置の構成を有するものであり、同図に示すように高周波パルス電圧を発生する発振器 10 a と、この高周波パルスを増幅してプローブ 11 に送り出す送信アンプ 10 b と、プローブ 11 から送られる反射パルス（エコー信号）を受けて増幅する受信アンプ 10 c と、受信アンプ 10 c の出力を表示する例えば液晶表示装置又は CRT 等の表示部 10 d と、受信アンプ 10 c の出力をビデオ信号に変換する機能と、1 断面画像分のビデオ信号を一時的に保存するバッファ機能を有するビデオ信号出力装置 10 e と、送信する高周波パルスと表示部 10 d との同期や発振周波数の選択制御などのその他の制御を行うコントローラ 10 f とを有している。

【 0 0 2 5 】

発振器 10 a の発振周波数は、検査対象 12 a の種類に応じて、例えば骨組織であるのか筋肉や血管等の軟部組織であるのか内臓であるのか等に応じて選択されるものであり、本実施形態においては、例えば、3 . 5 M H z、5 . 0 M H z、7 . 5 M H z のうちから選択できるように構成されている。なお、発振周波数に応じてプローブ 11 も交換することがある。

【 0 0 2 6 】

プローブ 11 は、多数の圧電振動子を 1 次元配列した線形走査型の超音波プローブである。このプローブ 11 は、図示されてない水袋又は体表に塗られたゼリー状の油を介して検査すべき人体 12 の皮膚表面に接触保持される。診断装置本体からこのプローブ 11 へ送られた高周波パルスは、1 次元配列された各圧電振動子に順次切り換えて印加され、これにより各圧電振動子から人体 12 の生体組織に超音波パルスが発射される。人体 12 内の検査対象 12 a 等で反射された超音波エコーは、各圧電振動子に印加されて電氣的パルスに変換されてエコー信号となり、診断装置本体へ送られる。

【 0 0 2 7 】

超音波診断装置 10 のビデオ信号出力装置 10 e の出力端子は、アナログのビデオ信号をデジタルデータに変換する A / D コンバータ 13 を介して、例えばパーソナルコンピュータ等によるデジタルコンピュータ 14 の入力インタフェース（図示なし）に接続されている。コンピュータ 14 は、図示されてない CPU（中央処理装置）、後述するプログラムが格納されている ROM（リードオンリメモリ）、RAM（ランダムアクセスメモリ）、画像メモリ、これらを接続するバス、その他一般的な制御回路を有しており、さらに図示のごときキーボード 14 a やマウス 14 b のごとき入力機器、CRT 14 c、外部メモリ 14 d 等を一般的に備えている。画像メモリは、超音波診断装置 10 から A / D コンバ

10

20

30

40

50

ータ13を介して送られる断層画像データを一時的に格納しておくものであり、一般的なRAMで構成可能である。本実施形態では150断面分の断層画像データが格納できる容量を有している。この容量を越えるデータが入力された場合は、先頭アドレスから順次オーバーライトされ、従って150画像分の最新画像データが常に記憶されていることとなる。

【0028】

次に本実施形態の動作をデジタルコンピュータ14のフローチャートに基づいて説明する。図2は、超音波断層画像データの取り込み動作制御プログラムを説明するフローチャートである。

【0029】

キーボード14aやマウス14bによって、操作者が超音波断層画像データの取り込みを指示すると、まずステップS1において、取り込み動作が所定時間遅延される。これは、取り込み指示からプローブ11の移動開始までの時間的遅れを吸収するためである。

【0030】

操作者又は図示しない自動送り装置がプローブ11を人体12の層表面を所定の軸に沿って一定速度で移動させている間に、ステップS2及びステップS3の処理が実行される。ステップS2では、従来と同様の超音波診断が行われて1画面分の、即ち1つの断面についての、超音波断層画像データが取り込まれ、コンピュータ内の画像メモリに格納される。ステップS3では、あらかじめ指定した分だけ画像を取り込んだかどうか判別する。この判別は、実際に取り込んだ画像数が指定数となったかどうか判定してもよいし、又は起動してから所定時間経過したかどうか判定することによってもよい。後者の方が処理内容を簡易化できる。指定画像分の取り込みが終了してない場合は、ステップS2へ戻り、終了した場合はこの取り込み処理が終了する。

【0031】

この時点で、画像メモリ内には指定数の断面に関する超音波断層画像データが格納されている。即ち、図3に示すように、画像メモリ内には人体12の互いに異なるn個の断面についての断層画像データが各断層毎に蓄積されることになる。図4は、このようにして画像メモリ内に格納されたn断面（例えば150断面）の断層画像データの構成を3次元で示している。

【0032】

図5は、画像表示動作制御プログラムを説明するフローチャートである。

【0033】

キーボード14aやマウス14bによって、操作者が画像表示を指示すると、ステップS11において、画像表示処理動作を開始する。次いでステップS12において、画像メモリに格納されている超音波断層画像データを1画像分（1断面分）だけ取り出し、RAMへ一時的に格納する。

【0034】

次のステップS13では、この取り出した超音波断層画像データについて低レベルのエコー部分をカットする処理を行う。この処理は、プローブ11と皮膚表面との間で生じるノイズを除去するために行われるものであり、その内容について、以下、図6及び図7を用いて説明する。

【0035】

図6はステップS13における処理を説明するフローチャートであり、図7は1つの断面の画像とその超音波断層画像データとの対応関係を示す図である。図6に示すように、1断面分の超音波断層画像データは、超音波走査方向（X軸、行方向）と超音波進行方向（Y軸、列方向）とのマトリクスで配列された多数の画素データ P_{xy} で構成されている。

【0036】

図6のステップS131において、RAM内の超音波断層画像データの先頭アドレスにポインタを合わせ、その画素データ P_{00} を読み出す。各画素データ P_{xy} はエコーレベ

10

20

30

40

50

ルに応じた 0 ~ 255 の輝度値で表されており、次のステップ S 1 3 2 では読み出した画素データ P_{00} が輝度値 50 以下であるかどうか判別する。画素データが輝度値 50 以下の場合のみ、次のステップ S 1 3 3 においてその画素データ P_{00} の輝度値を 0 とし RAM に再格納する。次のステップ S 1 3 4 では Y 軸方向（超音波進行方向、図 7 を参照のこと）の次の行の画素データ P_{10} に対応する位置にアドレスを歩進させる。次のステップ S 1 3 5 では Y 軸方向の全ての画素データ P_{01} 、 P_{02} 、 P_{03} 、 $\dots$ 、 P_{0m} について以上の処理が終了したかどうか判別し、終了してない場合はステップ S 1 3 1 に戻ってこれら画素データについて同様の処理を行う。終了した場合は次のステップ S 1 3 6 において X 軸方向（超音波走査方向、図 7 を参照のこと）の次の列の先頭行の画素データ P_{01} に対応する位置にアドレスを歩進させる。次のステップ S 1 3 7 では X 軸方向についても最後の列の画素データ P_{n0} 、 P_{n1} 、 $\dots$ 、 P_{nm} まで処理が終了したかどうか判別し、終了してない場合はステップ S 1 3 1 に戻って同様の処理を繰り返して行う。終了した場合は図 5 のステップ S 1 4 へ進む。

10

【0037】

図 5 のステップ S 1 4 では、皮膚表面の座標値の検出を行う。この処理は、超音波断層画像データを超音波の進行方向に順次チェックして隣接する画素データ間の輝度値の差が 0 でなくなった位置を皮膚表面として検出するものであり、そのより詳しい内容が図 8 に示されている。

【0038】

図 8 のステップ S 1 4 1 において、ステップ S 1 3 の処理が実施された後の RAM 内の超音波断層画像データが格納されている先頭アドレスにポインタを合わせ、その画素データ P_{00} を読み出す。次のステップ S 1 4 2 では前の画素データとの輝度値の差が 0 であるかどうか判別する。輝度値の差が 0 でなくなった場合のみ、この位置が皮膚表面であると判断して次のステップ S 1 4 3 においてその画素データの座標値を RAM に格納する。輝度値の差が 0 である場合はステップ S 1 4 4 へ進み、Y 軸方向（超音波進行方向、図 7 を参照のこと）の次の行の画素データ P_{01} に対応する位置にアドレスを歩進させる。次のステップ S 1 4 5 では Y 軸方向の全ての画素データ P_{01} 、 P_{02} 、 P_{03} 、 $\dots$ 、 P_{0m} について以上の処理が終了したかどうか判別し、終了してない場合はステップ S 1 4 1 に戻ってこれら画素データについて同様の処理を行う。終了した場合及び輝度値の差が 0 でなくなりステップ S 1 4 3 の処理を実行した場合は次のステップ S 1 4 6 において X 軸方向（超音波走査方向、図 7 を参照のこと）の次の列の先頭行の画素データ P_{01} に対応する位置にアドレスを歩進させる。次のステップ S 1 4 7 では X 軸方向についても最後の列の画素データ P_{n0} 、 P_{n1} 、 $\dots$ 、 P_{nm} まで処理が終了したかどうか判別し、終了してない場合はステップ S 1 3 1 に戻って同様の処理を繰り返して行う。終了した場合は図 5 のステップ S 1 5 へ進む。

20

30

【0039】

以上の処理により RAM 内には、この超音波断層画像データにおける皮膚表面 20（図 7 参照）の座標データが蓄積されることとなる。即ち、プローブ 11 と人体の層表面との間には水を詰めた水袋又はゼリー状の油のみでありプローブ 11 から発射された超音波ビームが音響インピーダンスの違いにより最初に反射するのは、その皮膚表面であるとみなされるので、輝度値の差が 0 であるかどうか判別することによって皮膚表面の位置が分かるのである。

40

【0040】

図 5 のステップ S 1 5 では、指定画像分について以上のステップ S 1 2 ~ S 1 4 の処理が全て終了したかどうか判別する。終了していない場合はステップ S 1 2 へ戻って同様の処理を繰り返して行う。終了した場合はステップ S 1 6 へ進む。

【0041】

ステップ S 1 6 では、ステップ S 1 5 で得た皮膚表面の座標データから、皮膚表面の補正曲線を作成する。

【0042】

50

次のステップ S 1 7 では、血管関心領域として、操作者が複数の特定の断層画像上に局所的な閉領域を設定する。図 9 はこの閉領域設定処理の内容を示すフローチャートである。

【 0 0 4 3 】

まず、ステップ S 1 7 1 において、操作者が指定した断面の断層画像が表示される。次いで、ステップ S 1 7 2 において、操作者がマウス 1 4 b など用いて、その断層画像上で楕円による閉領域を設定する。この設定は、楕円の中心位置及び大きさを指定することにより行われる。即ち、操作者は、表示されている断層画像上において、偽像や音響雑音を避けながら、検査対象である血管のみをできるだけ包み込むようにマウス 1 4 b を操作しながら、少なくとも 1 つの楕円の閉領域を設定する。具体的には、マウス 1 4 b をクリックすると、カーソル位置を中心にした規定の大きさの楕円が生成され、表示される。マウスをドラッグするか、又は画面上に表示された操作ボタンをクリックすることによって、その中心位置及び大きさを調整し、血管の外周により近づくことができるように構成されている。

10

【 0 0 4 4 】

図 1 0 は本実施形態における閉領域による血管関心領域、及び帯状の閉領域による骨組織関心領域を示している。

【 0 0 4 5 】

同図に示すごとく、楕円の閉領域 1 0 0 で血管 1 0 1 a 及び 1 0 1 b を包み込むように設定することによって、不要な他の生体組織、偽像や音響雑音を含めないように血管関心領域設定が可能となる。一方、骨組織関心領域は、超音波走査方向に沿った帯状の閉領域 1 0 2 で骨組織 1 0 3 a 及び 1 0 3 b を含むように設定される。なお、図 1 0 は、血管関心領域として 1 つの閉領域を設定する例であるが、2 つ以上の閉領域を設定しても良いことは明らかである。

20

【 0 0 4 6 】

図 1 1 に示すように、楕円の中心位置の座標を $C(x_0, y_0)$ 、長径を a 、短径を b とすると、楕円の式は $(x - x_0)^2 / a^2 + (y - y_0)^2 / b^2 = 1$ で与えられる。血管関心領域は楕円の閉領域として表され、画像処理においても楕円で演算されるが、コンピュータ内部では、この楕円が外接する矩形の左上のコーナー座標 $P_{C1}(x_1, y_1)$ 及び右下のコーナー座標 $P_{C2}(x_2, y_2)$ が、この断面における関心領域データとして記憶される。この場合、 $x_0 = (x_1 + x_2) / 2$ 、 $y_0 = (y_1 + y_2) / 2$ 、 $a = (x_2 - x_1) / 2$ 、 $b = (y_2 - y_1) / 2$ となる。

30

【 0 0 4 7 】

図 9 の次のステップ S 1 7 3 では、複数の特定の断面の断層画像について血管関心領域としての閉領域の設定を終了したかどうか判別し、設定していない場合は、ステップ S 1 7 1 へ戻って次の設定すべき断面の断層画像の表示を行ってステップ S 1 7 2 へ進み、同様の処理を行う。

【 0 0 4 8 】

操作者による閉領域の設定は、全ての断面、例えば 1 5 0 断面について行くと処理が煩雑となるので、少なくとも 2 つの特定の断面、例えば 3 ~ 5 断面のみで行う。この特定の断面としては、最初の断面及び最後の断面に加えて、対象となる血管が変曲している断面を選ぶことが、後に他の断面の断層画像の閉領域を補間で求めた場合に、より正確な閉領域の自動設定が可能となる。

40

【 0 0 4 9 】

図 5 のステップ S 1 8 では、ステップ S 1 7 で設定した複数の特定の断面の断層画像における閉領域から、残りの全ての断面における閉領域を補間演算により自動的に設定する。図 1 2 はこの閉領域設定処理の内容を示すフローチャートであり、図 1 3 は特定の断面の断層画像とそこで設定されている楕円の閉領域との関係を示す図であり、図 1 4 は補間演算を説明する図である。

【 0 0 5 0 】

50

まず、ステップS 1 8 1では、1つの断面の断層画像を取り出して、その断層画像において閉領域が設定されているかどうか設定状況を検出する。その断層画像上に閉領域が設定されている場合はステップS 1 8 2からステップS 1 8 3へ進み、設定されていない場合はステップS 1 8 6へ進む。図13に示すように、最初の断面130では閉領域130aが設定されているので、ステップS 1 8 3へ進む。

【0051】

ステップS 1 8 3では、この断面130に対応する断面131、即ち次に閉領域設定が行われている特定の断面131の断層画像を取り出して、その断面で設定されている閉領域131aの状況、例えばその数などを検出する。その断面で設定されている閉領域の数が最初の断面の断層画像の閉領域の数と一致した場合は対応しているとしてステップS 1 8 4からステップS 1 8 5へ進み、一致しない場合は補間演算ができないので、この図12の処理、従って図5のステップS 1 8の処理を終了し、操作者による閉領域の設定をやり直す。

【0052】

ステップS 1 8 5では、閉領域が設定されている2つの断面130及び131間の全ての断面について、補間演算により楕円の閉領域が求められる。

【0053】

補間演算は、本実施形態では、直線補間が用いられている。即ち、図14に示すように、閉領域の設定されている断面130及び131における楕円の閉領域130a及び131aが外接する矩形130b及び131bの左上のコーナー座標 $P_{C1130}(x_{1130}, y_{1130})$ 及び $P_{C1131}(x_{1131}, y_{1131})$ により、算出する断面133における楕円の閉領域133aが外接する矩形133bの左上のコーナー座標 $P_{C1133}(x_{1133}, y_{1133})$ が直線補間される。同様に、外接矩形130b及び131bの右下のコーナー座標 $P_{C2130}(x_{2130}, y_{2130})$ 及び $P_{C2131}(x_{2131}, y_{2131})$ により、算出する断面133における外接矩形133bの右下のコーナー座標 $P_{C2133}(x_{2133}, y_{2133})$ が直線補間される。

【0054】

この補間演算により、

$$x_{1133} = (n_1 x_{1131} + n_2 x_{1130}) / (n_1 + n_2)$$

$$y_{1133} = (n_1 y_{1131} + n_2 y_{1130}) / (n_1 + n_2)$$

$$x_{2133} = (n_1 x_{2131} + n_2 x_{2130}) / (n_1 + n_2)$$

$$y_{2133} = (n_1 y_{2131} + n_2 y_{2130}) / (n_1 + n_2)$$

なる座標 $P_{C1133}(x_{1133}, y_{1133})$ 及び $P_{C2133}(x_{2133}, y_{2133})$ が得られる。ただし、 n_1 は断面130からの断面133までの断面数、 n_2 は断面133からの断面131までの断面数である。

【0055】

次のステップS 1 8 6においては、全ての断面について閉領域が設定されていることを検出したかどうか判別し、設定されている場合はこの図12の処理を終了する。設定されていない場合はステップS 1 8 1へ戻り、現在の断面131において閉領域131aが設定されているかどうか設定状況を検出する。この現在の断面131では閉領域131aが設定されているので、ステップS 1 8 2からステップS 1 8 3へ進み、前述した内容と同様の処理が実行され、この断面131とこれに対応する断面132との間の断面について補間演算によって閉領域が求められる。

【0056】

このように、図5のステップS 1 8の補間演算によって、全ての断面、例えば150断面の楕円閉領域が設定される。閉領域が複数設定されている場合も同様に補間演算することによって、全ての断面に楕円閉領域が設定される。このようにして設定された閉領域を各断面を縦断する方向に連結すると、対象となる血管に沿ってこれを包含する管状の領域が形成される。

【0057】

図5のステップS19では、超音波断層画像データから血管の2次元画像データを求められる。ステップS19のより詳しい内容が図15に示されている。

【0058】

図15のステップS191においては、コンピュータ14のRAM内のポインタによって指定された1つの断面における血管関心領域である閉領域内の断層画像データの輝度値 $D = 0 \sim 255$ が反転される。即ち、 $D' = 255 - D$ の演算が行われる。

【0059】

次のステップS192では、反転した輝度値 D' があらかじめ定めた閾値より大きいかどうか判別し、大きい場合はステップS193へ進みその反転した輝度値 D' をその画素の輝度値とし、一方、大きくない場合はステップS194へ進んでその画素の輝度値をゼロにクリアする。

10

【0060】

次のステップS195では、血管関心領域内の全ての画素について上述の処理が終了したかどうか判別し、終了していない場合はステップS192へ戻って同様の処理を繰り返して実行する。

【0061】

血管関心領域内の全ての画素についてステップS192～S194の処理が終了した場合はステップS196へ進み、血管関心領域内における超音波走査方向(X軸方向)に並ぶ各画素列について、超音波進行方向(Y軸方向)の画素の輝度値の平均値を求め、これをその断面における1次元画像データとする。

20

【0062】

次いで、ステップS197において、全ての断面についてこのような1次元の画像データが得られたかどうか判別し、得られていない場合は、次の断面についてステップS191～S196へ戻って同様の処理を繰り返して実行する。全ての断面(150断面)について終了した場合は図5のステップS20へ進む。

【0063】

以上の処理により、図16に示すように、血管関心領域160内の血管161a及び161bを示す2次元輝度画像データが得られる。血管は超音波断層画像としては、低輝度部分であるが、本実施形態では、その輝度値を反転しているため、得られる2次元輝度画像データでは、高輝度部分として表されることとなる。

30

【0064】

図5のステップS20では、超音波断層画像データから骨組織の2次元画像データを求められる。ステップS20のより詳しい内容が図17に示されている。

【0065】

図17のステップS201においては、コンピュータ14のRAM内のポインタによって指定された1つの断面における超音波断層画像データが読み出される。次いで、ステップS202において、その指定断面における皮膚及びその下の脂肪層に対応する画素データが超音波断層画像データから削除される。皮膚及び脂肪層の深さ192a(図19参照)は、可変の表面補正值としてあらかじめ設定されている。従って、削除すべき画素データ領域は、皮膚表面座標データとこの表面補正值とによって規定されることとなる。

40

【0066】

次のステップS203においては、超音波走査方向(X軸方向)に等幅で展開するその断面における骨組織関心領域である帯状の開領域内の断層画像データから超音波進行方向(Y軸方向)において高輝度部分を探し、その部分の輝度値を算出する。さらに、帯状開領域内の輝度分布から音響陰影の有無を判別し、音響陰影が存在しない部分では、高輝度部分の輝度値が減少するような補正を行い、補正後の高輝度部分の超音波進行方向(Y軸方向)の画素における平均輝度値を求め、これをその断面における1次元画像データとする。

【0067】

以下、このステップS203の演算処理内容について、図18を用いて詳しく説明する

50

。

【 0 0 6 8 】

まず、帯状の骨組織関心領域 1 8 0 内の断層画像データについて、X 軸方向の最も手前の画素列において、Y 軸方向に m_1 画素分の輝度値を加算した値 D_1 を求める。Y 軸方向に 1 画素づつずらしながら同様に D_1 を求め、 D_1 が最大となる Y 軸方向位置及びそのときの値 $D_{1 \text{ MAX}}$ を求める。この最大値 $D_{1 \text{ MAX}}$ は、対象とする骨組織 1 8 1 a 及び 1 8 1 b の部分である高輝度部分で得られることとなる。次いで、この D_1 が最大である位置に続けて Y 軸方向に m_2 画素分の輝度値を加算した値 D_2 を求める。ただし、この値 D_2 を求める場合、帯状の骨組織関心領域 1 8 0 の外の断層画像データも使用することがある。 m_1 及び m_2 は、実験的に決定した係数であり、その一例として、例えば $m_1 = 5$ 、 $m_2 = 20$ である。

10

【 0 0 6 9 】

次いで、音響陰影に基づく補正係数である音響陰影効果係数 S_e を $S_e = D_{1 \text{ MAX}} / (D_{1 \text{ MAX}} + D_2)$ から算出する。この音響陰影効果係数 S_e は、音響陰影が存在するときは大きくなり、存在しない場合は小さくなる。

【 0 0 7 0 】

その後、この音響陰影効果係数 S_e 及び最大値 $D_{1 \text{ MAX}}$ を用いて、その X 軸方向の画素列における平均輝度値 D を、 $D = D_{1 \text{ MAX}} (k_1 S_e + k_2)$ から求める。 k_1 及び k_2 も、実験的に決定した係数であり、その一例として、例えば $k_1 = 0.7$ 、 $k_2 = 0.3$ である。

20

【 0 0 7 1 】

次いで、X 軸方向の次の画素列において同様の演算を行って平均輝度値 D を求め、帯状の骨組織関心領域 1 8 0 内の全ての画素列について平均輝度値 D を求めることにより、この断面の 1 次元画像データを得る。

【 0 0 7 2 】

次いで、ステップ S 2 0 4 において、指定された断面についての X 軸に沿った平均輝度値 D が（例えば 2 5 6 階調の）輝度情報に変換され、1 本の線の輝度画像として C R T 1 4 c 上に表示される。これは、例えば図 1 9 の破線 1 9 1 a に沿った線画像に相当している。

【 0 0 7 3 】

上述した説明では、帯状の骨組織関心領域内の音響陰影を考慮した高輝度部分の平均輝度値 D を求めて各断面の 1 次元画像データを算出しているが、帯状の骨組織関心領域内における超音波進行方向（Y 軸方向）に沿った全ての画素データの平均値を求めて各断面の 1 次元画像データを算出しても良い。この場合の平均値の算出方法としては、関心領域内における各列の全ての画素データの和を関心領域内におけるその列の画素数で割り算することによって得られる。なお、本発明における帯状の骨組織領域内に存在している画素データを超音波進行方向に沿って演算処理することによって各断面の 1 次元画像データを求める方法は、上述したものに限定されるものではない。

30

【 0 0 7 4 】

次のステップ S 2 0 5 においては、ポイントを次の断面における超音波断層画像データ及び皮膚表面座標データに移動する。次のステップ S 2 0 6 では、全ての断面について上述のステップ S 2 0 1 ~ S 2 0 5 の処理が終了したかどうか判別する。終了していない場合はステップ S 2 0 1 へ戻って同様の処理を繰り返して行う。全ての断面について終了した場合は図 5 のステップ S 2 1 へ進む。

40

【 0 0 7 5 】

以上の処理により、図 1 8 に示すように、骨組織関心領域 1 8 0 内の骨組織 1 8 1 a 及び 1 8 1 b を示す 2 次元輝度画像データが得られる。骨組織関心領域 1 8 0 は、超音波走査方向（X 軸方向）に広がった領域であるため、上述の処理によって検出されるのは骨組織だけに限らず、その他の輝度が高い生体組織や全体の輪郭も検出される。

【 0 0 7 6 】

50

図5のステップS21では、以上のごとくして求められた血管に関する2次元輝度画像データと骨組織に関する2次元輝度画像データとが合成され、コンピュータのCRT14c上に、図19に示すように、合成された2次元の輝度画像191がX線像のごとく表示されることとなる。この合成にあたっては、血管に関する2次元輝度画像データにおいて血管の存在しない部分が骨組織に関する2次元輝度画像データの対応する画素データで置き換えられることとなる。

【0077】

次のステップS22では、図19に示すように、指定された断面についての断層画像192がコンピュータ14のRAM内に格納されている超音波断層画像データを用いて、2次元の輝度画像191と同一の画面190内に表示される。次のステップS23では、指定された断面の位置を表すマーク197が2次元画像191の側部に表示され、これによって2次元輝度画像と断層画像との対応関係が一目で分かるようになる。このマーク197の表示としては、例えば、(1)そのマークの表示色を他部分の像と異なる色とする、(2)マーク197を点滅させる、(3)マーク197に破線、鎖線又は点滅線等の特別の線を付随させる等がある。

【0078】

例えばキーボード14a又はマウス14b等を用いて、画面190上でマーク197を移動させることによって所望の断面を指定し、その指定された断面の超音波断層画像データを画面190上に表示することができる。

【0079】

以上述べたように、本実施形態では、図19に示すように、対象となる血管194a及び194bの2次元輝度画像データと骨組織195a、195b及び195cの2次元輝度画像データとが合成されてなる2次元輝度画像データが表示されるため、血管194a及び194bの骨組織195a、195b及び195cに対する位置関係を明確に把握することができる。また、血管194a及び194bの外周にできるだけ近接しできるだけこれら血管のみを包み込むような楕円の血管閉領域193を各断面に設け、このようにして設定された閉領域193を各断面を縦断する方向に連結することにより、血管に沿ってこれを包含する管状の領域が形成され、このような管状の血管閉領域193内で演算を行うことによって、不要な他の生体組織、偽像や音響雑音を含まない画素データでの画像処理が可能となり、所望の血管のみを明瞭に画像表示することが可能となる。さらに、骨組織閉領域196が超音波走査方向(X軸方向)に広がった領域であるため、検出されるのは骨組織だけに限らず、その他の輝度が高い生体組織や全体の輪郭も検出されるから、血管の位置関係をより明瞭に把握できる。

【0080】

もちろん本実施形態によれば、所望の断面に関する断層画像の隣に検査対象である血管及び骨組織の合成2次元輝度画像が表示され、しかも合成2次元輝度画像のどの位置の断層画像かがマーク等で明示されるので、両者の関係が具体的(客観的)に把握でき、特別の経験がなくとも血管の解析を容易に行うことができる。このため、外部からは診断できないもの及びX線撮像でも診断が難しいものについて、特別の経験がないものでも把握することができる。しかも操作が簡単であり、容易に観察することができる。また、X線のごとく危険性もなく、操作に法的な制限がないのでだれでも簡便に使用することができる。さらに、CTスキャン装置等に比してはるかに安価に製造することができる。

【0081】

なお、上述の実施形態においては、血管及び骨組織の2次元画像を輝度画像で表しているが、血管及び骨組織の2次元画像を適当な数の輝度値別に異なる色とした色画像で表示することによってより明瞭に表示するようにしてもよいことは明らかである。

【0082】

なお、このようにして表示された2次元輝度画像を参照し、抽出対象の血管が管状の閉領域に含まれるように閉領域の再設定を行うことも可能であり、その場合、より明瞭に画像表示することができる。

【 0 0 8 3 】

図 2 0 ~ 図 2 2 は、図 1 9 に示したごとく断層画像及び 2 次元輝度画像をコンピュータの画面上に実際に表示した例を示す写真図である。図 2 0 は断層画像と血管 1 9 4 a 及び 1 9 4 b の 2 次元画像データとを表示した場合、図 2 1 は断層画像と血管 1 9 4 a 及び 1 9 4 b 及び骨組織 1 9 5 a、1 9 5 b 及び 1 9 5 c の合成した 2 次元画像データとを表示した場合、図 2 2 は断層画像と血管 1 9 4 a 及び 1 9 4 b の 2 次元画像データと骨組織 1 9 5 a、1 9 5 b 及び 1 9 5 c の合成した 2 次元画像データと血管 1 9 4 a 及び 1 9 4 b 及び骨組織 1 9 5 a、1 9 5 b 及び 1 9 5 c の合成した 2 次元画像データとを表示した場合である。

【 0 0 8 4 】

10

図 2 0 及び図 2 1 を比較すれば明らかなように、血管及び骨組織を合成した 2 次元画像データである図 2 1 の本発明では、血管の位置関係を非常に明確に把握することが可能である。

【 0 0 8 5 】

以上述べた実施形態は全て本発明を例示的に示すものであって限定的に示すものではなく、本発明は他の種々の変形態様及び変更態様で実施することができる。従って本発明の範囲は特許請求の範囲及びその均等範囲によってのみ規定されるものである。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 6 】

【図 1】本発明における生体組織多次元可視装置の一実施形態の構成を概略的に示すブロック図である。

20

【図 2】超音波断層画像データの取り込み動作制御プログラムを説明するフローチャートである。

【図 3】人体とその断層画像との関係を説明する図である。

【図 4】画像メモリ内に格納された n 断面の断層画像データが 3 次元で表わす図である。

【図 5】画像表示動作制御プログラムを説明するフローチャートである。

【図 6】図 5 の低レベルエコーカット処理の内容を説明するフローチャートである。

【図 7】1 つの断面例における画像とその超音波断層画像データとの対応関係を示す図である。

【図 8】図 5 の皮膚表面位置の検出処理の内容を説明するフローチャートである。

30

【図 9】図 5 の閉領域を設定する処理の内容を説明するフローチャートである。

【図 1 0】閉領域による血管閉心領域と開領域による骨組織閉心領域とを説明する図である。

【図 1 1】楕円を特定する座標を説明する図である。

【図 1 2】図 5 の閉領域の補間処理の内容を説明するフローチャートである。

【図 1 3】特定の断面の断層画像とそこで設定されている楕円の閉領域との関係を示す図である。

【図 1 4】図 1 2 の閉領域の補間処理における演算内容を説明する図である。

【図 1 5】図 5 の血管の 2 次元画像データを求める処理内容を説明するフローチャートである。

40

【図 1 6】血管の 2 次元画像データを形成する処理を説明する図である。

【図 1 7】図 5 の骨組織の 2 次元画像データを求める処理内容を説明するフローチャートである。

【図 1 8】図 1 7 の音響陰影を考慮した高輝度部分の平均輝度値の演算内容を説明する図である。

【図 1 9】図 5 の画像表示動作制御プログラムによって表示される画面例を示す図である。

【図 2 0】断層画像及び 2 次元輝度画像をコンピュータの画面上に実際に表示した例を示す写真図である。

【図 2 1】断層画像及び 2 次元輝度画像をコンピュータの画面上に実際に表示した例を示

50

す写真図である。

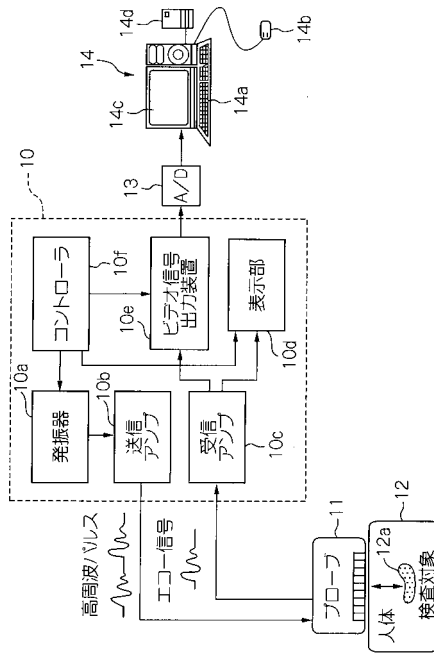
【図 2 2】断層画像及び 2 次元輝度画像をコンピュータの画面上に実際に表示した例を示す写真図である。

【符号の説明】

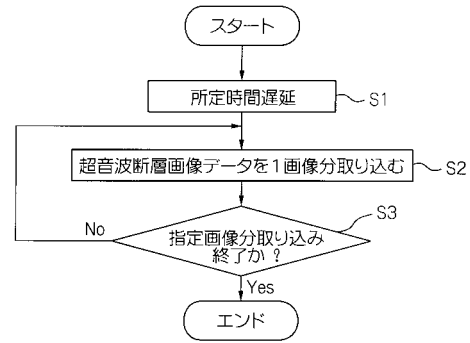
【 0 0 8 7 】

- 1 0 超音波診断装置
- 1 0 a 発振器
- 1 0 b 送信アンプ
- 1 0 c 受信アンプ
- 1 0 d 表示部 10
- 1 0 e ビデオ信号出力装置
- 1 0 f コントローラ
- 1 1 プローブ
- 1 2 人体
- 1 2 a 検査対象
- 1 3 A / D コンバータ
- 1 4 デジタルコンピュータ
- 1 4 a キーボード
- 1 4 b マウス
- 1 4 c C R T 20
- 1 4 d 外部メモリ
- 2 0 皮膚表面
- 1 0 0、1 6 0、1 9 3 血管関心領域
- 1 0 1 a、1 0 1 b、1 6 1 a、1 6 1 b、1 9 4 a、1 9 4 b 血管
- 1 0 2、1 8 0、1 9 6 骨組織関心領域
- 1 0 3 a、1 0 3 b、1 8 1 a、1 8 1 b、1 9 5 a、1 9 5 b、1 9 5 c 骨組織
- 1 3 0、1 3 1、1 3 3 断面
- 1 3 0 b、1 3 1 b、1 3 3 b 矩形領域
- 1 9 0 画面
- 1 9 1 2 次元輝度画像 30
- 1 9 2 断層画像
- 1 9 7 マーク

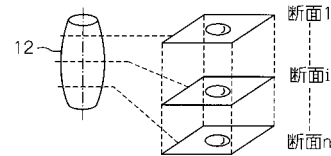
【図 1】



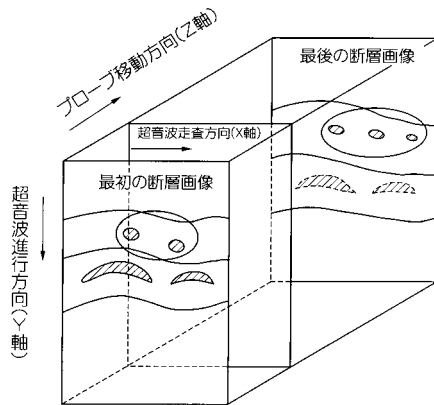
【図 2】



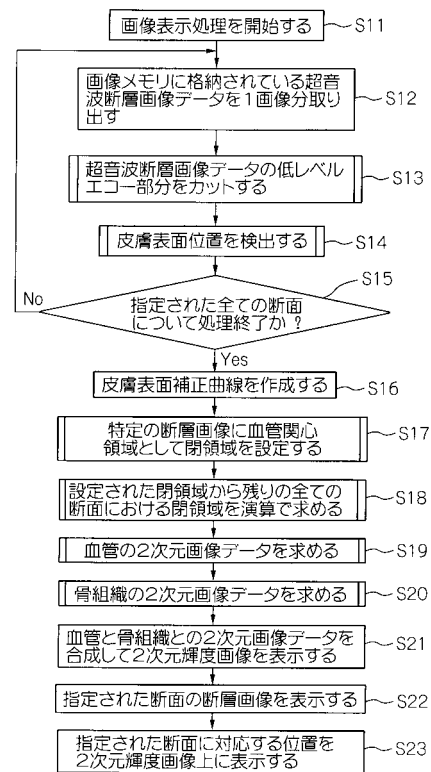
【図 3】



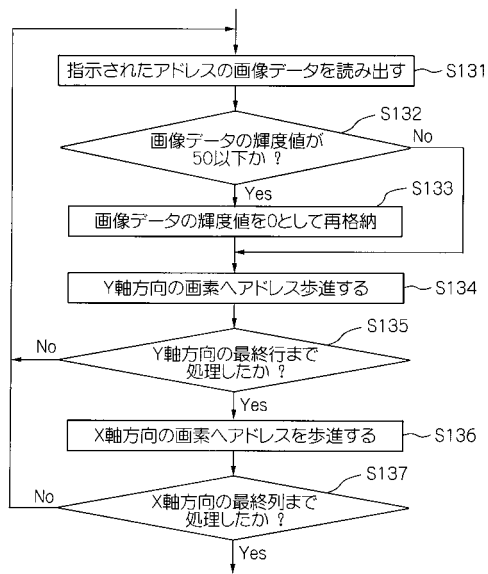
【図 4】



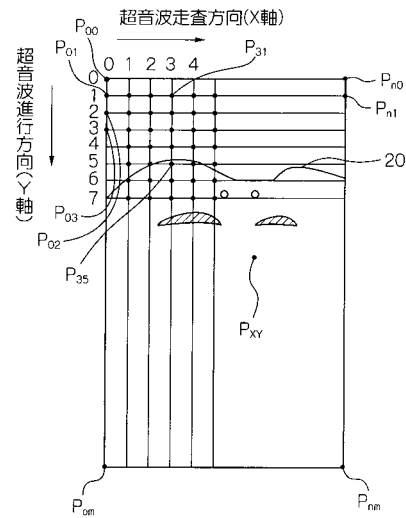
【図 5】



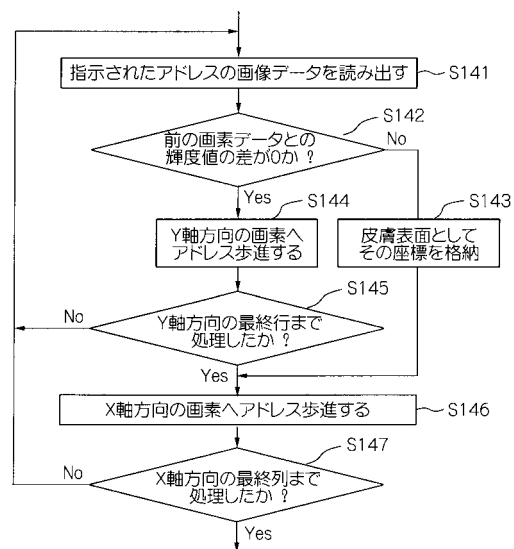
【図 6】



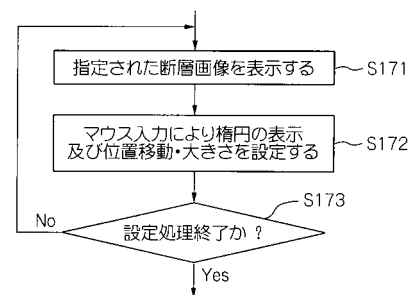
【図 7】



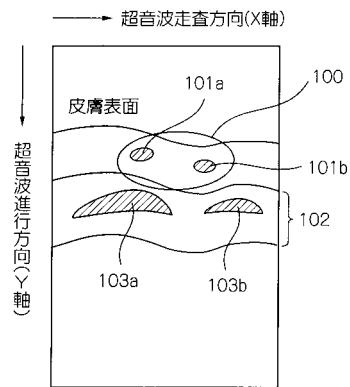
【図 8】



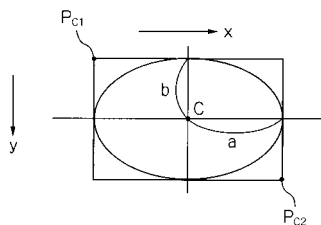
【図 9】



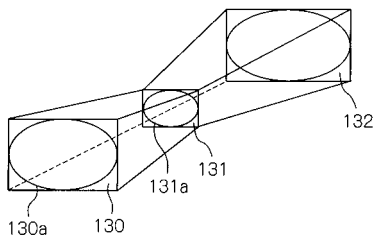
【図 10】



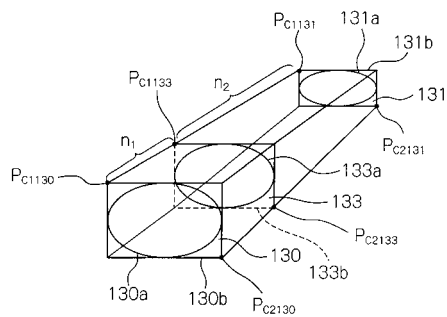
【図 11】



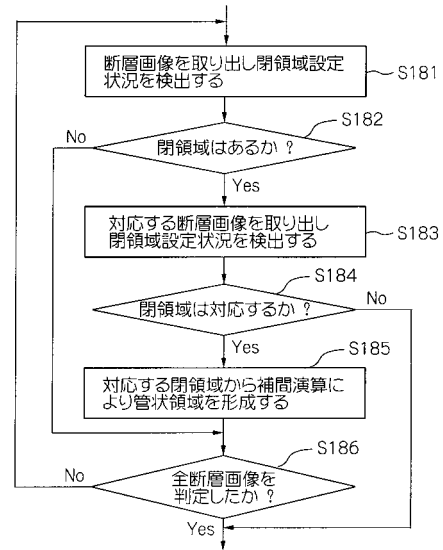
【図 13】



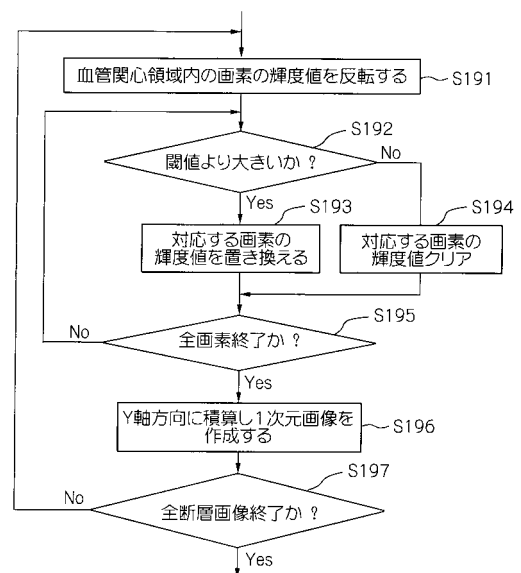
【図 14】



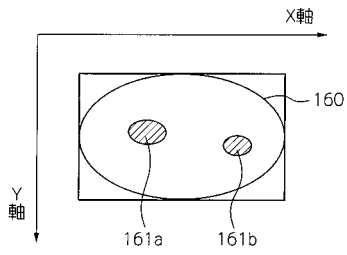
【図 12】



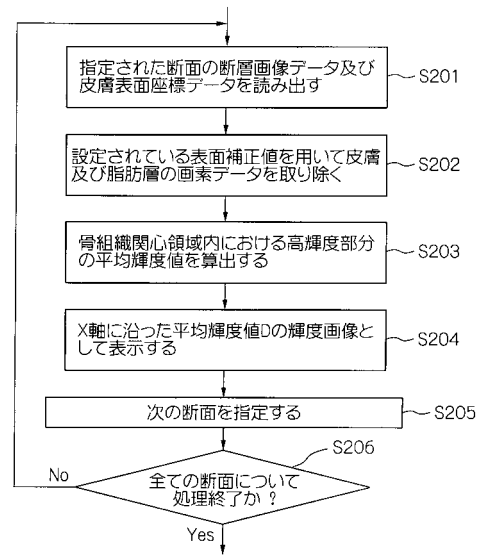
【図 15】



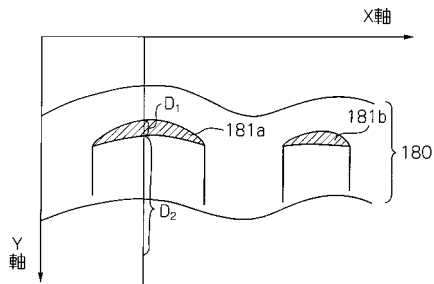
【図 16】



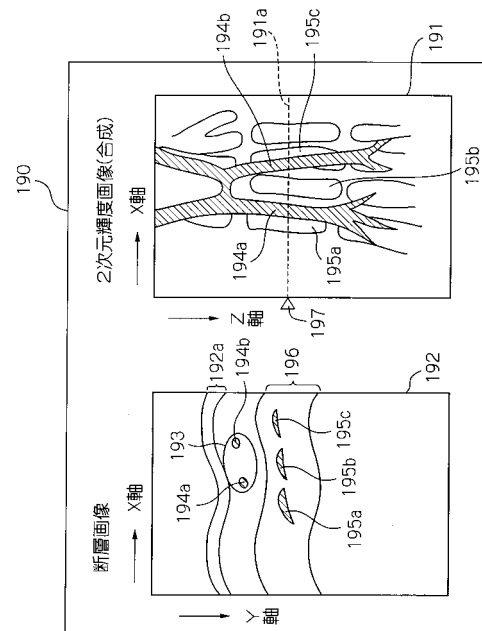
【図 17】



【図 18】



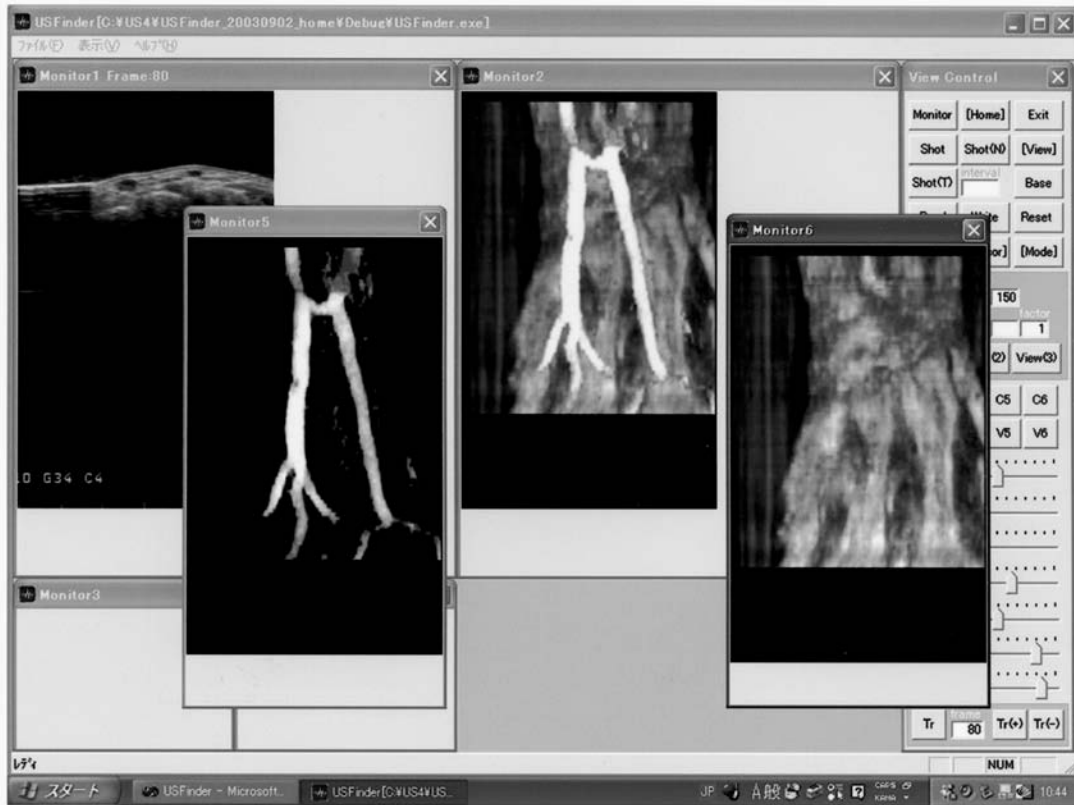
【図 19】



【図 21】



【図22】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-170056(JP,A)
特開平11-206766(JP,A)
特開平11-056840(JP,A)
特開2003-265475(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	生体组织多次元可视装置		
公开(公告)号	JP4356414B2	公开(公告)日	2009-11-04
申请号	JP2003343185	申请日	2003-10-01
[标]申请(专利权)人(译)	SS蜂		
申请(专利权)人(译)	有限公司S・S・蜂		
当前申请(专利权)人(译)	有限公司S・S・蜂		
[标]发明人	大城英夫		
发明人	大城 英夫		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD10 4C601/DD14 4C601/EE04 4C601/JB36 4C601/JB48 4C601/JB57 4C601/JC07 4C601/JC20 4C601/JC37		
代理人(译)	山本圭一		
其他公开文献	JP2005103129A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供生物组织多维可视化设备，轻松掌握血管和另一个生物组织之间的位置关系。解决方案：该生物组织多维可视化设备具有存储装置，该存储装置存储使用超声诊断装置形成的多个断层图像数据部分；第一感兴趣区域设定是指为每个区间提取血管；第二感兴趣区域设定是指为每个区间提取骨组织。该设备沿着超声波前进方向计算存储在存储装置中的各个部分的断层图像数据中存在于第一感兴趣区域中的像素数据，以找到与血管相关的一维图像数据；从超声波行进方向计算断层图像数据中存在于第二感兴趣区域中的像素数据，以找到与骨组织相关的一维图像数据；并且在同一屏幕上构成并显示从与血管和骨组织相关的多个部分的一维图像数据中找到的二维图像。 Z

図 4】

