

(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2005-102945

(P2005-102945A)

(43) 公開日 平成17年4月21日(2005.4.21)

(51) Int. Cl.⁷
A61B 8/00

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2003-340138 (P2003-340138)
(22) 出願日 平成15年9月30日(2003.9.30)

(71) 出願人 599168914
株式会社エス・エス・ビー
東京都豊島区南池袋二丁目35番4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
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB13 BB16 DD10 EE04
JB45 JB48 JB50 JC02 JC06
JC08 JC25 JC33 JC37 KK15
KK31

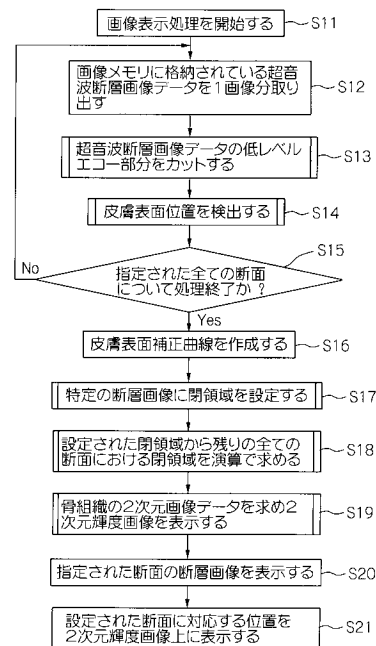
(54) 【発明の名称】 生体組織多次元可視装置

(57) 【要約】

【課題】 所望の生体組織のみを選択的に抽出してより明瞭に可視化できる生体組織多次元可視装置を提供する。

【解決手段】 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閉領域設定手段によって設定された閉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1次元画像データを求める計算手段と、生体組織の複数の断面における求めた1次元画像データから2次元画像を表示する表示手段とを備えている。

【選択図】 図5



【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閉領域設定手段によって設定された閉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1次元画像データを求める計算手段と、生体組織の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次元画像を表示する表示手段とを備えたこと

10

【請求項 2】

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1に記載の生体組織多次元可視装置。

【請求項 3】

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1又は2に記載の生体組織多次元可視装置。

20

【請求項 4】

前記計算手段が、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1から3のいずれか1項に記載の生体組織多次元可視装置。

【請求項 5】

前記計算手段が、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4に記載の生体組織多次元可視装置。

30

【請求項 6】

前記計算手段が、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4又は5に記載の生体組織多次元可視装置。

【請求項 7】

前記計算手段が、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6に記載の生体組織多次元可視装置。

【請求項 8】

前記計算手段が、前記閉領域外に存在している画素データをも考慮して音響陰影を求めように設定されていることを特徴とする請求項6又は7に記載の生体組織多次元可視装置。

40

【請求項 9】

前記計算手段が、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1から3のいずれか1項に記載の生体組織多次元可視装置。

【請求項 10】

前記表示手段が、前記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9のいずれか1項に記載の生体組織多次元可視装置。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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】

【0002】

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

【0003】

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。

20

【0004】

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）。

【0005】

特に特許文献2では、各断層毎の断層画像データのうちの、超音波走査方向に沿った2つの線分間の領域として指定された関心領域内に存在している画素データのうち、超音波進行方向に沿った画素データの平均値を算出して2次元画像データを求めている。

30

【0006】

【特許文献1】特許第2785636号

【特許文献2】特許第2785679号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献2のごとく、各断層画像の関心領域を超音波走査方向に沿って画像全体に広がる2つの線分間の帯状領域とし、その内部の画像処理を行って骨組織を検出しようとする、骨以外の他の生体組織や超音波の偽像、音響雑音などの存在により、骨組織部分のみを抽出して明瞭に画像表示することが非常に困難であった。

40

【0008】

従って本発明の目的は、所望の生体組織のみを選択的に抽出してより明瞭に可視化できる生体組織多次元可視装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

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閉領域設定手段によっ

50

て設定された閉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1次元画像データを求める計算手段と、生体組織の複数の断面における求めた1次元画像データから2次元画像を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】

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、この閉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1次元画像データが求められることにより、これが複数断面となることにより、2次元画像として表示される。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、所望の生体組織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、例えば骨組織などの所望の生体組織部分のみを抽出して明瞭に画像表示することが可能となる。

10

【0011】

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

【0012】

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。

【0013】

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。

【0014】

この計算手段が、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。

30

【0015】

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、計算手段が、音響陰影が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。

【0016】

計算手段が、閉領域外に存在している画素データをも考慮して音響陰影を求めるように設定されているかもしれない。

【0017】

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。

40

【0018】

表示手段が、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】

【0019】

本発明によれば、所望の生体組織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、例えば骨組織などの所望の生体組織部分のみを抽出して明瞭に画像表示することが可能となる。

50

【発明を実施するための最良の形態】**【0020】**

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。

【0021】

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10a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10b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10cと、受信アンプ10c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10dと、受信アンプ10c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10eと、送信する高周波パルスと表示部10d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10fとを有している。

10

【0022】

発振器10aの発振周波数は、検査対象12a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、3.5MHz、5.0MHz、7.5MHz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。

20

【0023】

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、図示されてい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12a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気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。

【0024】

超音波診断装置10のビデオ信号出力装置10e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、図示されていない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14aやマウス14bのごとき入力機器、CRT14c、外部メモリ14d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。

30

40

【0025】

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。

【0026】

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。

50

【0027】

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。

10

【0028】

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。

【0029】

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。

【0030】

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。

20

【0031】

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。

【0032】

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 $P_{x,y}$ で構成されている。

30

【0033】

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 $P_{0,0}$ を読み出す。各画素データ $P_{x,y}$ はエコーレベルに応じた0~255の輝度値で表されおり、次のステップS132では読み出した画素データ $P_{0,0}$ 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S133においてその画素データ $P_{0,0}$ の輝度値を0としRAMに再格納する。次のステップS134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 $P_{1,0}$ に対応する位置にアドレスを歩進させる。次のステップS135ではY軸方向の全ての画素データ $P_{0,1}$ 、 $P_{0,2}$ 、 $P_{0,3}$ 、・・・、 $P_{0,m}$ 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S131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S136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 $P_{0,1}$ に対応する位置にアドレスを歩進させる。次のステップS137ではX軸方向についても最後の列の画素データ $P_{n,0}$ 、 $P_{n,1}$ 、・・・、 $P_{n,m}$ 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S131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S14へ進む。

40

50

【0034】

図5のステップS14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では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。

【0035】

図8のステップS141において、ステップS13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S142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S143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S144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S145ではY軸方向の全ての画素データ P_{01} 、 P_{02} 、 P_{03} 、・・・、 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S141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S143の処理を実行した場合は次のステップS146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S147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} 、・・・、 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S131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S15へ進む。

10

20

【0036】

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。

【0037】

図5のステップS15では、指定画像分について以上のステップS12～S14の処理が全て終了したかどうか判別する。終了してない場合はステップS12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S16へ進む。

30

【0038】

ステップS16では、ステップS15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。

【0039】

次のステップS17では、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。

【0040】

まず、ステップS171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S172において、操作者がマウス14bなどを用いて、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、検査対象である生体組織、例えば骨組織、筋肉や血管等の軟部組織又は内臓（以下の説明では骨組織であるとする）、のみをできるだけ包み込むようにマウス14b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14b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、骨組織の外周により近づくことができるよう

40

50

に構成されている。

【0041】

図10の(A)は本実施形態における閉領域による関心領域、(B)特許文献2に記載された閉領域による従来の関心領域をそれぞれ示している。

【0042】

同図(B)に示すごとく対象とする骨組織100a及び100bを含む帯状の開領域である従来の関心領域102によると、不要な他の生体組織が関心領域に含まれてしまうが、同図(A)に示すごとく楕円の閉領域101a及び101bで骨組織100a及び100bそれぞれのみ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まないように関心領域設定が可能となる。なお、図10は、閉領域を2つ設定する例であるが、3つ以上の閉領域を設定しても良いし、単一の閉領域を設定しても良いことは明らかである。

10

【0043】

図11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。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。

20

【0044】

図9の次のステップS173では、複数の特定の断面の断層画像について閉領域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S171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S172へ進み、同様の処理を行う。

【0045】

操作者による閉領域の設定は、全ての断面、例えば150断面について行う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、対象となる骨組織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。

30

【0046】

図5のステップS18では、ステップS17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12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13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14は補間演算を説明する図である。

【0047】

まず、ステップS181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S182からステップS183へ進み、設定されていない場合はステップS186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S183へ進む。

40

【0048】

ステップS183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S184からステップS185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S18の処理を終了し、操作者による閉領域の設定をやり直す。

50

【0049】

ステップS185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。

【0050】

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。

10

【0051】

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。

20

【0052】

次のステップS186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S181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S182からステップS183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。

30

【0053】

このように、図5のステップS18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、対象となる骨組織に沿ってこれを包含する管状の領域が形成される。

【0054】

図5のステップS19では、超音波断層画像データから骨及び軟部組織の2次元画像データを求め、これに基づいて2次元輝度画像をCRT14c上に表示する。ステップS19のより詳しい内容が図15に示されている。

40

【0055】

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つの断面における超音波断層画像データが読み出される。次いで、ステップS192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172a(図17参照)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。

【0056】

次のステップS193においては、その断面における関心領域である閉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

50

を算出する。さらに、閉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。

【0057】

以下、このステップS193の演算処理内容について、図16を用いて詳しく説明する。

【0058】

まず、楕円の関心領域160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_{1MAX} を求める。この最大値 D_{1MAX} は、対象とする骨組織161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、楕円の関心領域160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。

【0059】

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 Se を $Se = D_{1MAX} / (D_{1MAX} + D_2)$ から算出する。この音響陰影効果係数 Se 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。

【0060】

その後、この音響陰影効果係数 Se 及び最大値 D_{1MAX} 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、 $D = D_{1MAX} (k_1 Se + k_2)$ 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。

【0061】

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、関心領域160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。

【0062】

次いで、ステップS194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256階調の）輝度情報に変換され、1本の線の輝度画像としてCRT14c上に表示される。これは、例えば図17の破線171aに沿った線画像に相当している。

【0063】

上述した説明では、楕円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、楕円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、本発明における閉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。

【0064】

次のステップS195においては、ポインタ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S196では、全ての断面について上述のステップS191～S195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S191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S20へ進む。

【0065】

10

20

30

40

50

以上の処理によりコンピュータのCRT14c上には、図17に示すように、骨組織を示す2次元の輝度画像171がX線像のごとく表示されることとなる。

【0066】

図5のステップS20では、図17に示すように、指定された断面についての断層画像172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171と同一の画面170内に表示される。次のステップS21では、指定された断面の位置を表すマーク175が2次元画像171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175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175を点滅させる、(3)マーク175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。

10

【0067】

例えばキーボード14a又はマウス14b等を用いて、画面170上でマーク175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170上に表示することができる。

【0068】

以上述べたように、本実施形態では、図17に示すように、対象となる骨組織174a及び174bの外周にできるだけ近接しこれら骨組織174a及び174bのみを包み込むような楕円の閉領域173a及び173bを各断面に設け、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ことにより、図18に示すような対象となる骨組織174a及び174bに沿ってこれを包含する管状の領域176a及び176bが形成される。このような管状の関心領域176a及び176b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、所望の骨組織のみを明瞭に画像表示することが可能となる。

20

【0069】

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骨組織の2次元輝度画像が表示され、しかも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人体組織、例えば骨、軟部組織の腱、筋結合組織等の損傷変化の解析を容易に行うことができる。このため、骨折、打撲、捻挫等、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、容易に骨、腱、筋肉組織について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。

30

【0070】

なお、上述の実施形態においては、骨組織の2次元画像を輝度画像で表しているが、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り体内の損傷変化を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。

【0071】

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、抽出対象の骨組織が管状の関心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。

40

【0072】

図19～図21は、図17に示したごとき断層画像及び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19は本発明による楕円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た場合、図20は本発明による楕円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た場合、図21は従来技術による超音波走査方向(X軸方向)に沿って画像全体に広がる2つの線分間の帯状の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

50

の平均値を求めて各断面の1次元画像データを算出した場合である。

【0073】

図21の従来技術に比べて、図19及び図20の本発明では、骨組織が明瞭に表示されており、その骨折部分が鮮明に示されている。特に図19の方式は、図20の方式に比べて骨折部分がさらに鮮明に表示されている。

【0074】

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】

10

【0075】

【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。

【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。

20

【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。

【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10】閉領域による閉心領域と従来技術による閉心領域とを比較して説明する図である。

【図11】楕円を特定する座標を説明する図である。

【図12】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13】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14】図12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。

30

【図15】断層画像データについて音響陰影を考慮した高輝度部分の平均輝度値を算出し各断面毎の2次元画像データを形成する図5の処理の内容を説明するフローチャートである。

【図16】図15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17】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18】各断層の閉領域を連結して形成される管状の領域を説明する図である。

【図19】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。

40

【図20】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21】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】

【0076】

10 超音波診断装置

10 a 発振器

10 b 送信アンプ

10 c 受信アンプ

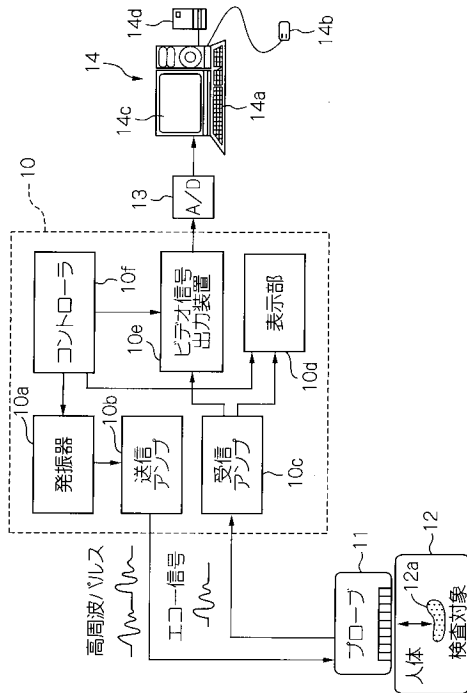
50

- 10 d 表示部
- 10 e ビデオ信号出力装置
- 10 f コントローラ
- 11 プローブ
- 12 人体
- 12 a 検査対象
- 13 A/Dコンバータ
- 14 デジタルコンピュータ
- 14 a キーボード
- 14 b マウス
- 14 c CRT
- 14 d 外部メモリ
- 20 皮膚表面
- 100 a、100 b、161、174 a、174 b 骨組織
- 101 a、101 b、130 a、131 a、133 a、160 閉領域
- 102 帯状の関心領域
- 130、131、133 断面
- 130 b、131 b、133 b 矩形領域
- 170 画面
- 171 2次元輝度画像
- 172 断層画像
- 175 マーク
- 176 a、176 b 管状領域

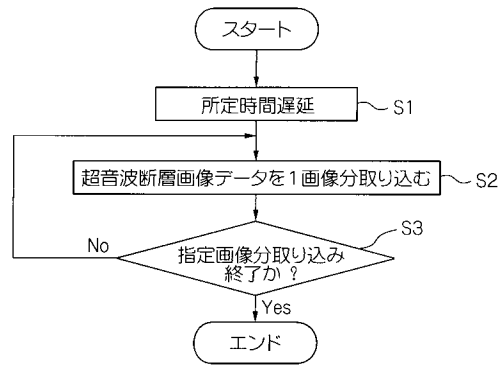
10

20

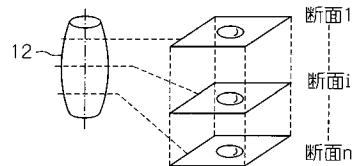
【図1】



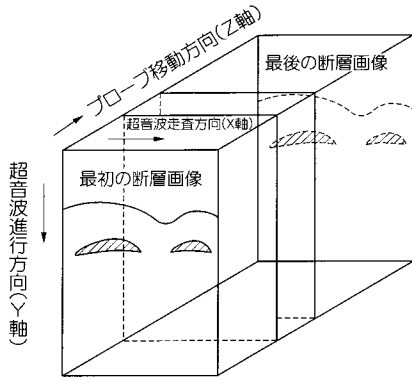
【図2】



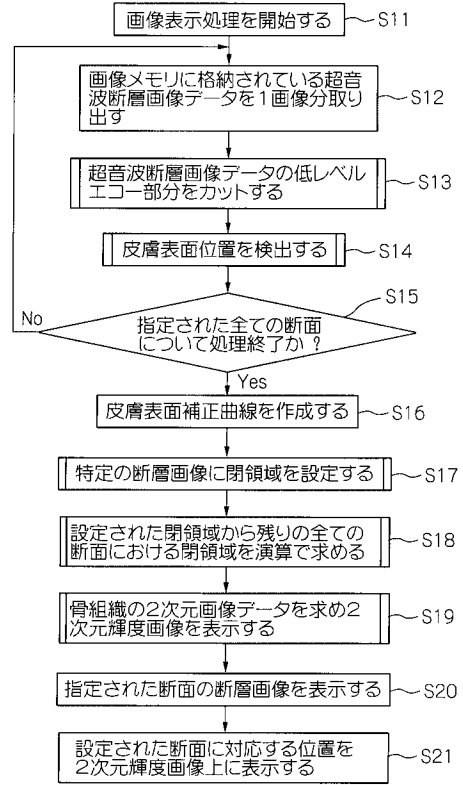
【図3】



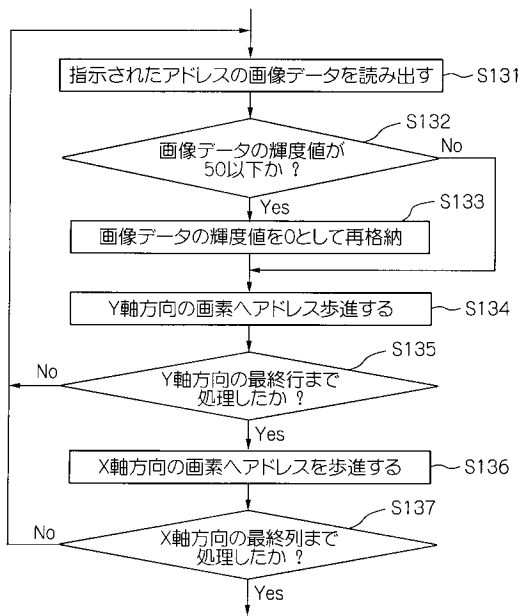
【 図 4 】



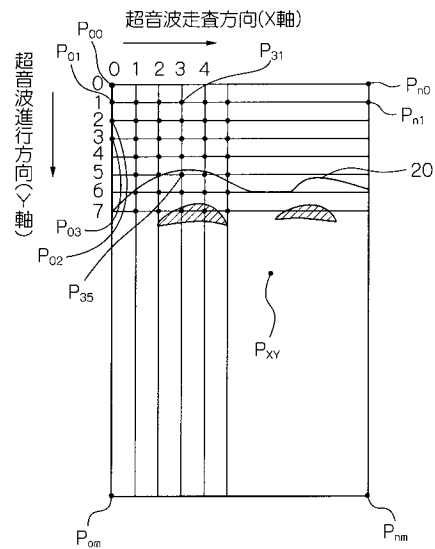
【 図 5 】



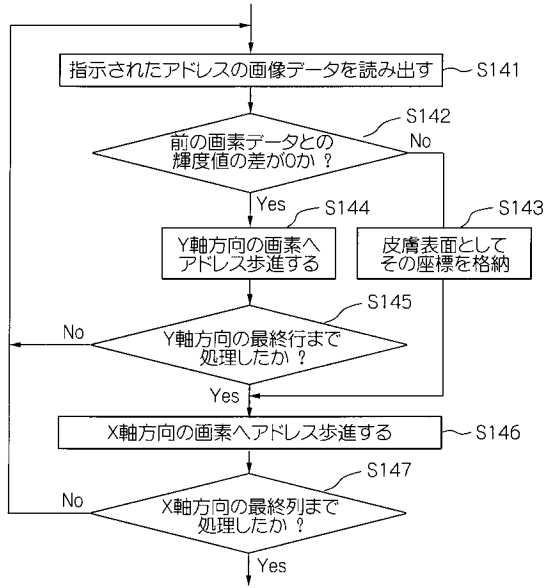
【 図 6 】



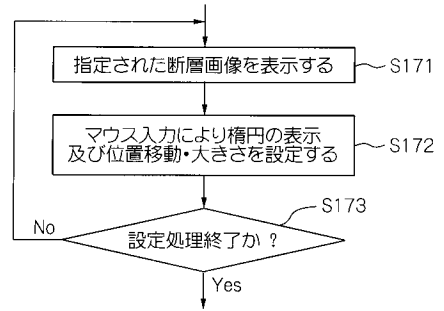
【 図 7 】



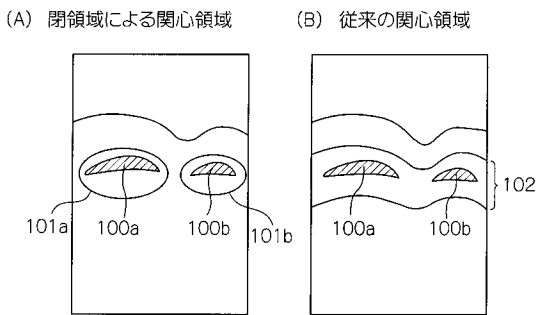
【 図 8 】



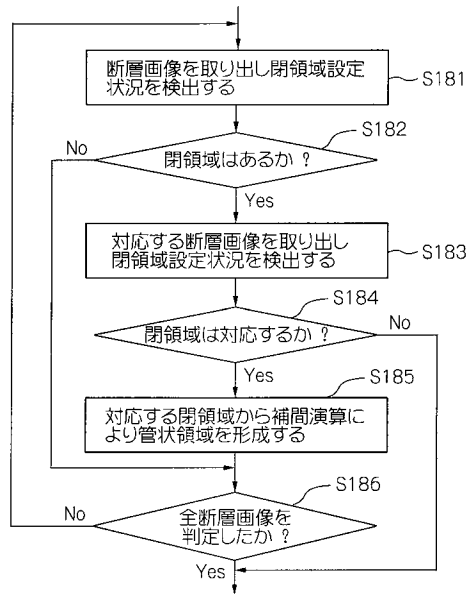
【 図 9 】



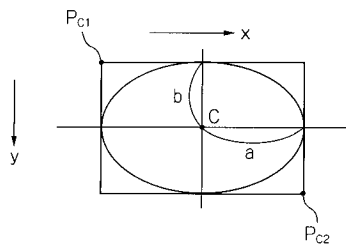
【 図 10 】



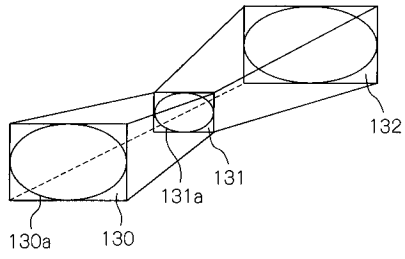
【 図 12 】



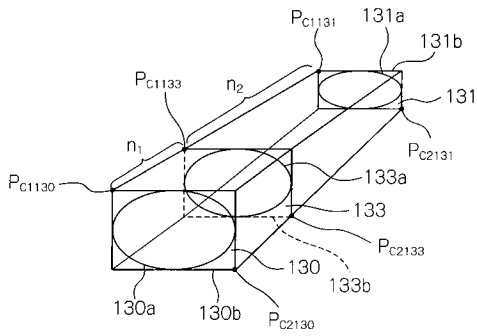
【 図 11 】



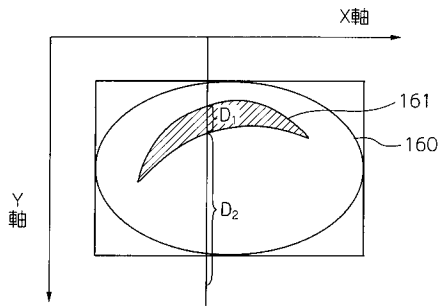
【 図 1 3 】



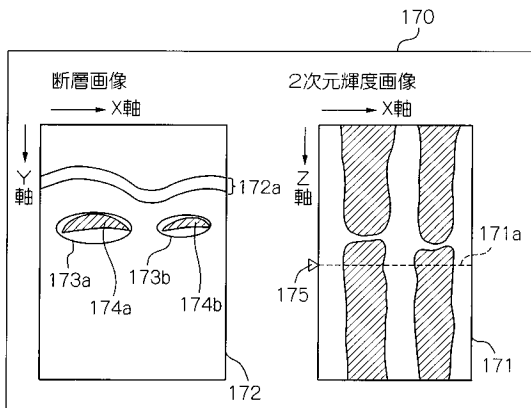
【 図 1 4 】



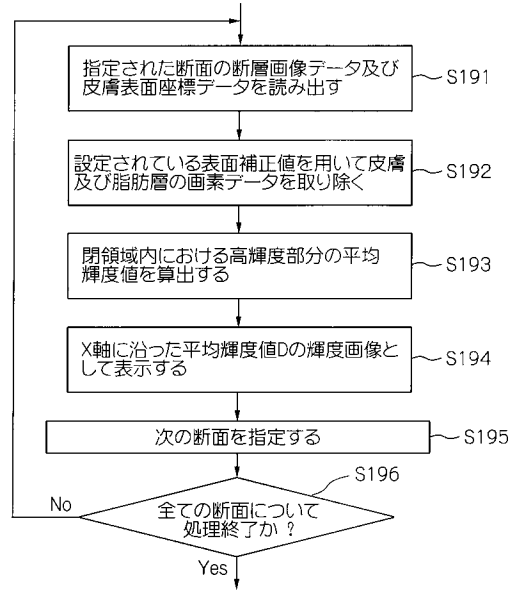
【 図 1 6 】



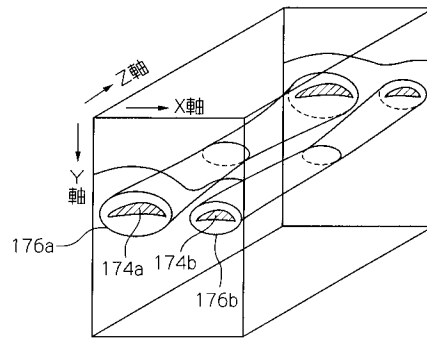
【 図 1 7 】



【 図 1 5 】



【 図 1 8 】



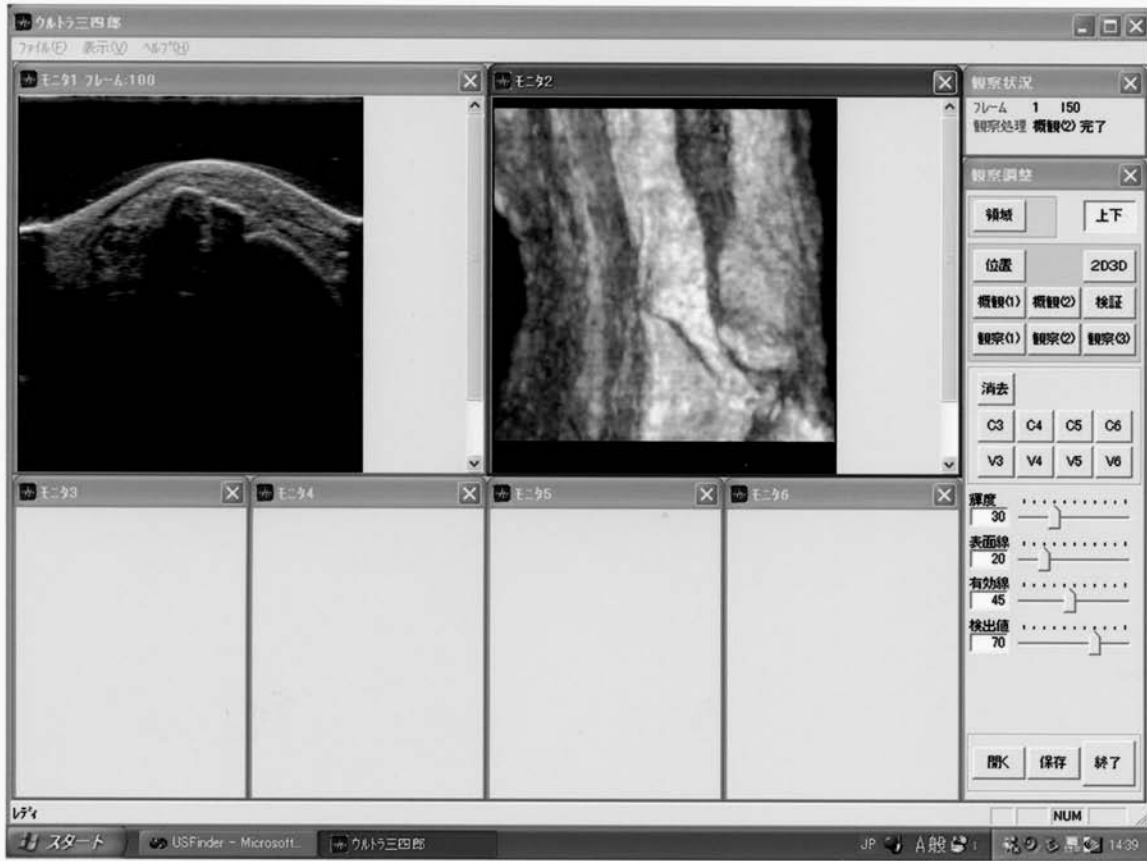
【 図 1 9 】



【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



专利名称(译)	生体组织多次元可视装置		
公开(公告)号	JP2005102945A	公开(公告)日	2005-04-21
申请号	JP2003340138	申请日	2003-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	SS蜂		
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	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB13 4C601/BB16 4C601/DD10 4C601/EE04 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JB50 4C601/JC02 4C601/JC06 4C601/JC08 4C601/JC25 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK15 4C601/KK31		
代理人(译)	山本圭一		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种活组织的多维可视化系统，该系统能够选择性地仅提取所需的活组织并使其更清晰地可视化。 解决方案：对于生物组织的多个相互平行的横截面中的每一个，超声诊断装置用于形成超声断层图像数据，该超声断层图像数据由沿超声行进方向和超声扫描方向排列的多个像素数据组成，用于存储使用超声诊断装置形成的每个横截面的断层图像数据的存储装置，用于为每个横截面设置至少一个局部封闭区域的封闭区域设置装置以及用于存储的存储装置 在每个横截面的断层图像数据中，通过处理沿着超声波传播方向在由封闭区域设置装置设置的封闭区域中存在的像素数据来获得每个横截面的一维图像数据。 提供了计算装置和显示装置，用于从所获得的一维图像数据中在活体组织的多个截面中显示二维图像。 [选择图]图5

