

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4400157号
(P4400157)

(45) 発行日 平成22年1月20日(2010.1.20)

(24) 登録日 平成21年11月6日(2009.11.6)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 11 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2003-331312 (P2003-331312) (22) 出願日 平成15年9月24日 (2003. 9. 24) (65) 公開番号 特開2005-95290 (P2005-95290A) (43) 公開日 平成17年4月14日 (2005. 4. 14) 審査請求日 平成18年9月11日 (2006. 9. 11)</p>	<p>(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</p>
--	--

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】

非フリーズ状態時は、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を含む断層画像データを順次形成して出力し、フリーズ状態時は、静止した1断面の断層画像データを出力する超音波診断手段と、

該超音波診断手段に接続された画像処理手段とを備えており、

該画像処理手段が、前記超音波診断手段から出力される1断面の断層画像データを判定用メモリに取り込み、所定領域内の該取り込んだ画像データの各画素データと前回該判定用メモリに取り込んだ1断面の断層画像データにおける前記所定領域内の各画素データとの差分の平均値を求める計算手段と、該求めた平均値があらかじめ定めた閾値を越えたかどうかを少なくとも検知してフリーズ状態から非フリーズ状態に移行したと判定する判定手段と、フリーズ状態から非フリーズ状態に移行したと判定された場合に、前記超音波診断手段から当該画像処理手段の画像メモリへの断層画像データの連続した取り込みを開始する処理手段とを備えている

ことを特徴とする生体組織多次元可視装置。

【請求項2】

前記計算手段は、前記差分が所定値以上である画素についてのみ、平均値を求める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】

前記判定手段は、前記求めた平均値があらかじめ定めた閾値を越えた回数が所定回数を越えた場合に、フリーズ状態から非フリーズ状態に移行したと判定する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。

【請求項 4】

前記判定手段は、非フリーズ状態からフリーズ状態に移行した後、前記求めた平均値があらかじめ定めた閾値を越えた回数が所定回数を越えた場合に、フリーズ状態から非フリーズ状態に移行したと判定する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。

【請求項 5】

前記所定領域は、前記超音波診断手段の超音波フォーカス領域を含むことを特徴とする請求項 1 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。

【請求項 6】

前記所定領域は、前記超音波診断手段の時刻表示位置近傍の領域を含むことを特徴とする請求項 1 から 5 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 7】

前記画素データは、各画素の輝度値を表すデータ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。

【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。

【0003】

このように、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。

【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】

【特許文献 1】特許第 2 7 8 5 6 3 6 号

【特許文献 2】特許第 2 7 8 5 6 7 9 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

超音波診断装置は、一般に、断層画像データとしてのビデオ信号のみを出力し、その他

10

20

30

40

50

の制御情報などは一切出力しないように構成されている。また、超音波診断装置は、医療機器として認定されているため、勝手に内部を改造することはできない。

【0007】

上述したとき構成の生体組織多次元可視装置では、超音波診断装置からコンピュータへの断層画像データの連続的な取り込みをどの時点で開始し、画像処理を行うべきかを、超音波診断装置の操作者がコンピュータのキーボードやマウスを用いて、その都度指示することが行われていた。

【0008】

このように、超音波診断装置自体の操作とコンピュータのマウスなどの操作とを同時に行って断層画像データの連続的な取り込みの開始を指示することは、非常に煩雑であり、断層画像データの連続的な取り込みの正確な開始時点を規定することが難しかった。

10

【0009】

従って本発明の目的は、断層画像データの連続的な取り込み開始指示が簡易にかつ正確に行え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】

【0010】

本発明によれば、非フリーズ状態時は、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断層画像データを順次形成して出力し、フリーズ状態時は、静止した1断面の断層画像データを出力する超音波診断手段と、超音波診断手段に接続された画像処理手段とを備えており、画像処理手段が、超音波診断手段から出力される1断面の断層画像データを判定用メモリに取り込み、所定領域内の取り込んだ画像データの各画素データと前回判定用メモリに取り込んだ1断面の断層画像データにおける所定領域内の各画素データとの差分の平均値を求める計算手段と、求めた平均値があらかじめ定めた閾値を越えたかどうかを少なくとも検知してフリーズ状態から非フリーズ状態に移行したと判定する判定手段と、フリーズ状態から非フリーズ状態に移行したと判定された場合に、超音波診断手段から画像処理手段の画像メモリへの断層画像データの連続した取り込みを開始する処理手段とを備えている生体組織多次元可視装置が提供される。

20

【0011】

今回取り込んだ1断面の断層画像データのうちの所定領域内の画素データと前回取り込んだ1断面の断層画像データのうちの所定領域内の画素データとの差分の平均値を求め、求めた平均値があらかじめ定めた閾値を越えたかどうかを少なくとも検知してフリーズ状態から非フリーズ状態に移行したと判定し、フリーズ状態から非フリーズ状態に移行したと判定された場合に、断層画像データの連続した取り込みを開始する。このように、超音波診断装置のフリーズ機能を利用し、フリーズ状態から非フリーズ状態に移行したと判定した際に、断層画像データの連続した取り込みを開始している。このため、コンピュータを直接操作する必要がないため、断層画像データの連続的な取り込みの開始指示を簡易にかつ正確に行うことができる。なお、超音波診断装置には、フリーズボタン又はフットスイッチによりフリーズ機能をオン（フリーズ状態にする）、オフする（非フリーズ状態にする）フリーズスイッチが必ず設けられており、超音波診断装置の操作者は、このフリーズスイッチを用いて超音波断層画像の取得の開始及び停止を通常は行っている。

30

40

【0012】

計算手段は、上述の差分が所定値以上であるものについてのみ、平均値を求める手段であることが好ましい。

【0013】

判定手段は、求めた平均値があらかじめ定めた閾値を越えた回数が所定回数を越えた場合に、フリーズ状態から非フリーズ状態に移行したと判定する手段であることも好ましい。

【0014】

判定手段は、非フリーズ状態からフリーズ状態に移行した後、求めた平均値があらかじめ

50

め定めた閾値を越えた回数が所定回数を越えた場合に、フリーズ状態から非フリーズ状態に移行したと判定する手段であることがより好ましい。

【 0 0 1 5 】

所定領域は、超音波診断装置の超音波フォーカス領域、及び / 又は超音波診断手段の時刻表示位置近傍の領域を含むことが好ましい。

【 0 0 1 6 】

画素データは、各画素の輝度値を表すデータであることが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 7 】

本発明によれば、コンピュータを直接操作する必要がないため、断層画像データの連続的な取り込み開始の指示を簡易にかつ正確に行うことができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 8 】

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 1 9 】

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、フリーズ機能をオン（フリーズ状態にする）、オフする（非フリーズ状態にする）フリーズボタン又はフットスイッチなどのフリーズスイッチ 10 f 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、フリーズ機能のオン、オフ制御等のその他の制御を行うコントローラ 10 g とを有している。

【 0 0 2 0 】

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 MHz、5.0 MHz、7.5 MHz 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 1 】

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 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 2 】

超音波診断装置 10 のコントローラ 10 g は、フリーズスイッチ 10 f がオンとなると、発振器 10 a から的高周波パルスの出力を停止させる。これによってプローブ 11 からの超音波パルスの送受信が停止し、超音波診断装置 10 からはビデオ信号出力装置 10 e のバッファ内に記憶されている静止画像である 1 断面画像分のビデオ信号が常に出力される。この状態がフリーズ状態である。フリーズスイッチ 10 f がオフとなると、発振器 10 a から的高周波パルスが出力され、これによってプローブ 11 からの超音波パルスの送受信が再開し、超音波診断装置 10 からは動画像である連続的な断面画像のビデオ信号が

10

20

30

40

50

出力される。この状態が非フリーズ状態である。

【0023】

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画像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。

10

【0024】

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はフリーズ機能がオン(フリーズ状態)であるかオフ(非フリーズ状態)であるかを検出して超音波断層画像データの取り込み動作を行うプログラムを説明するフローチャートである。

20

【0025】

スタンバイ状態となると、まず、ステップS1において、前回取り込んだ断層画像データと今回取り込んだ断層画像データとの差分の平均値(各画素の輝度変化の平均値)の閾値Nを設定する。この差分の平均値の閾値Nは、8ビットのグレースケールの輝度値(0~255)で例えば6に設定されるが、変更可能である。

【0026】

次いで、ステップS2において、カウンタC1及びC2をクリアし、カウンタC1の閾値Mに初期値、例えば15(フレームレートとほぼ同じ値)を与える(C1=0、C2=0、M=15)。

【0027】

次のステップS3では、超音波診断装置10から1断面分の断層画像データを取り込み、特定エリア(所定領域)のデータ保存用メモリに保存する。ただし、取り込んだ際に、メディアフィルタによってノイズ除去を行う。

30

【0028】

特定エリアとは、超音波診断装置10が非フリーズ状態にあるときに、その画像データにおける輝度変化が大きい領域である。

【0029】

図3は超音波診断装置10によって得られる断層画像を表示した画面例を示す図である。同図に示すように、特定エリアは、具体的には、超音波のフォーカスが行われる領域30及び画面上で時刻表示が行われる領域31である。これらの領域は、ほぼ固定されているため、あらかじめ設定することが可能である。なお、取り込んだ1断面分の断層画像の画素データを全てデータ保存用メモリに保存しても良いし、特定エリア内の画素データのみをデータ保存用メモリに保存しても良い。

40

【0030】

次のステップS4では、超音波診断装置10からさらに1断面分の断層画像データを取り込み、特定エリアのデータ保存用メモリの前回とは異なる領域に保存する。この場合も、取り込んだ際に、メディアフィルタによってノイズ除去を行う。

【0031】

次いで、ステップS5において、特定エリア内の前回取り込んだ各画素データと今回取り込んだ各画素データとの差分を計算し、その差分の絶対値が3以上である画素について

50

、特定エリア内の全ての画素の差分の総和を計算する（差分を積算する）。差分の絶対値が2以下のものについては、ノイズであるとみなして計算しない。

【0032】

次いで、ステップS6において、特定エリア内の画素の差分の平均値を求める。即ち、差分の総和を特定エリア内の画素数で割る。得られた差分の平均値（輝度変化の平均値）は、次のステップS7において、メモリに格納される。

【0033】

次のステップS8では、計算した差分の平均値（輝度変化の平均値）がその閾値Nを越えているかどうかが判別される。差分の平均値が閾値Nを越えていない場合はステップS9へ進み、越えている場合はステップS9を飛び越えてステップS10へ進む。

10

【0034】

ステップS9では、カウンタC1の値がその閾値Mを越えた（ $C1 > M$ ）かどうか判別する。閾値Mを越えていない場合は、ステップS10へ進み、越えている場合はステップS11へ進む。

【0035】

ステップS10では、カウンタC1の値を1つインクリメントする（ $C1 = C1 + 1$ ）。

【0036】

ステップS11では、カウンタC1をクリアし、カウンタC2の値を1とし（ $C1 = 0$ 、 $C2 = 2$ ）、ステップS4へ戻る。

20

【0037】

ステップS10の次のステップS12では、カウンタC1の値がその閾値Mプラス1を越え（ $C1 > M + 1$ ）かつカウンタC2の値が1である（ $C2 = 1$ ）かどうか判別する。 $C1 > M + 1$ かつ $C2 = 1$ ではない場合は、ステップS4へ戻り、 $C1 > M + 1$ かつ $C2 = 1$ である場合はステップS13へ進む。

【0038】

ステップS13では、超音波診断装置10から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、画像メモリ内に格納される。次のステップS14では、あらかじめ指定した数の画像を取り込んだかどうか判別し、あらかじめ指定した数の画像を取り込むまで、ステップS13及びS14の処理が繰り返される。

30

【0039】

以下、このプログラムによる作用について説明する。

【0040】

ステップS8の判別処理において、フリーズ状態である場合は、同じ画像データで差分を計算していることから特定エリア内の差分の平均値が閾値Nを越えることはなく、従って、このステップS8からはステップS9へ進む。カウンタC1の値は、初期状態では0となっているため、ステップS9の判別処理ではステップS10へ進み、さらに、ステップS12からステップS4へ戻り、同様のステップS4 S5 S6 S7 S8 S9 S10 S12の処理が繰り返される。カウンタC1の値がその都度インクリメントされることにより、 $C1 > M$ となると、ステップS9からステップS11へ進み、 $C1 = 0$ 、 $C2 = 1$ となるが、フリーズ状態である限りは差分の平均値が閾値Nを越えないのでこのステップS9の処理が行われるため、 $C1 > M + 1$ となることはない。従って、ステップS12からステップS13へは進まず、ステップS4へ必ず戻る。ただし、フリーズ状態であることが一度検出されると、カウンタC2の値が1となる。即ち、 $C1 > M$ であるが、差分の平均値が閾値Nを越えていない場合に $C2 = 1$ となる。

40

【0041】

操作者がフリーズスイッチ10fをオフとして、非フリーズ状態となると、超音波診断装置10からは連続的な断面画像のビデオ信号が出力されるので、特定エリア内で輝度変化が生じ、差分の平均値が閾値Nを越えることとなる。これにより、ステップS8からステップS9を常に飛び越してステップS10へ進むので、ステップS4 S5 S6 S

50

7 S 8 S 1 0 S 1 2 の処理が繰り返されることとなる。この場合、ステップ S 9 の処理が行われないので、 $C 1 > M + 1$ となり、また、 $C 2 = 1$ であることから、ステップ S 1 2 からステップ S 1 3 へ進んで連続した超音波断層画像データの取り込みが行われる。即ち、フリーズ状態（フリーズオン）から非フリーズ状態（フリーズオフ）となった場合にのみ、連続した画像データの取り込みが行われる。

【 0 0 4 2 】

なお、フリーズオフとした際、通常は操作者はプローブ 1 1 を移動させこれによって断層画像データが変化するが、プローブ 1 1 を全く移動させなかった場合にも、時刻表示が行われる領域では、時刻変化による輝度変化が生じるのでこのフリーズオフを検出することが可能である。

10

【 0 0 4 3 】

ステップ S 1 3 及び S 1 4 における超音波断層画像データの連続的な取り込み処理について、より詳しく説明する。操作者がフリーズスイッチをオフとし、操作者自身が又は図示しない自動送り装置がプローブ 1 1 を人体 1 2 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これらステップ S 1 3 及びステップ S 1 4 の処理が実行される。ステップ S 1 3 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、画像メモリ内に格納される。ステップ S 1 4 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、例えば 1 5 0、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いない場合は、ステップ S 1 3 へ戻り、終了した場合は取り込み終了となる。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 4 に示すように、画像メモリ内には人体 1 2 の互いに異なる n 個の断面 $D_1 \sim D_n$ 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。

20

【 0 0 4 4 】

このようにして取り込んだ超音波断層画像データを画像表示するための処理方法はいかなるものであっても良いが、その単なる一例について、以下説明する。

【 0 0 4 5 】

図 5 は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表示処理を行うプログラムを説明するフローチャートである。

30

【 0 0 4 6 】

キーボード 1 4 a やマウス 1 4 b によって、操作者が画像表示を指示すると、ステップ S 2 0 において画像表示処理動作を開始する。次いで、ステップ S 2 1 において、コンピュータ 1 4 の画像メモリに格納されている超音波断層画像データを RAM へ 1 画像分（1 断面分）だけ取り込む。

【 0 0 4 7 】

次のステップ S 2 2 では、この取り込んだ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 1 1 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る。

40

【 0 0 4 8 】

次のステップ S 2 3 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差分が 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る。即ち、プローブ 1 1 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 1 1 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、差分が 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。

【 0 0 4 9 】

50

次のステップS 2 4では、指定画像分について以上のステップS 2 1～S 2 3の処理が全て終了したかどうかを判断する。終了していない場合はステップS 2 1へ戻って同様の処理を繰り返して行く。終了した場合はステップS 2 5へ進む。

【0050】

ステップS 2 5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CRT 1 4 c上に表示する。

【0051】

このステップS 2 5では、コンピュータ1 4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及び皮膚表面の座標データを読み出し、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する。皮膚及び脂肪層の深さ6 2 a (図6参照)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。次いで、可変の関心領域6 2 a (図6参照)内において超音波進行方向即ち深さ方向の超音波断層画像データの平均値を算出する。これにより、指定された断面における全ての列の平均値が算出されることとなる。関心領域は、例えば、観察すべき骨及び軟部組織がこの領域内に位置するように、この領域の端縁の深さを指定することによって特定される。次いで、指定された断面についての超音波走査方向に沿った算出平均値が(例えば2 5 6の)輝度情報に変換され、1本の線の輝度画像としてCRT 1 4 c上に表示される。これが、例えば図6の破線6 1 aに沿った線画像に相当している。指定画像分の全ての断面について上述の処理を行うことにより、コンピュータのCRT 1 4 c上には、図6に示すように、中指の骨及び軟部組織を示す2次元の輝度画像6 1がX線像のごとく表示されることとなる。

【0052】

次のステップS 2 6では、図6に示すように、指定された断面についての断層画像6 2がコンピュータ1 4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6 1と同一の画面6 0内に表示される。次のステップS 2 7では、指定された断面の位置を表すマーク6 3が2次元画像6 1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。

【0053】

例えばキーボード1 4 a又はマウス1 4 b等を用いて、画面6 0上でマーク6 3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6 0上に表示することができる。

【0054】

以上述べたように、本実施形態によれば、特定エリア内の、今回取り込んだ1断面の断層画像データと前回取り込んだ1断面の断層画像データとの差分の平均値を求め、求めた平均値があらかじめ定めた閾値を越えたかどうかを見てフリーズ状態から非フリーズ状態に移行したと判定し、断層画像データの連続した取り込みを開始している。このように、超音波診断装置のフリーズ機能を利用し、フリーズ状態から非フリーズ状態に移行したと判定した際に、断層画像データの連続した取り込みを開始しているため、コンピュータを直接操作する必要がないため、断層画像データの連続的な取り込みの開始指示を簡易にかつ正確に行うことができる。

【0055】

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】

【0056】

【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】フリーズ機能がオンであるかオフであるかを検出して超音波断層画像データの取

10

20

30

40

50

り込み動作を行うプログラムを説明するフローチャートである。

【図3】超音波診断装置によって得られる断層画像を表示した画面例を示す図である。

【図4】人体とその断層画像との関係を説明する図である。

【図5】画像表示処理の一例を実行するプログラムを説明するフローチャートである。

【図6】図5の画像表示処理プログラムによって表示される画面例を示す図である。

【符号の説明】

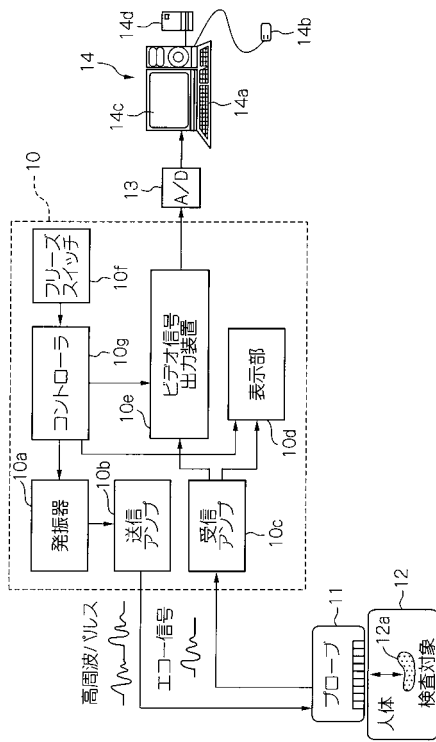
【0057】

- 10 超音波診断装置
- 10a 発振器
- 10b 送信アンプ
- 10c 受信アンプ
- 10d 表示部
- 10e ビデオ信号出力装置
- 10f フリーズスイッチ
- 10g コントローラ
- 11 プローブ
- 12 人体
- 12a 検査対象
- 13 A/Dコンバータ
- 14 デジタルコンピュータ
- 14a キーボード
- 14b マウス
- 14c CRT
- 14d 外部メモリ

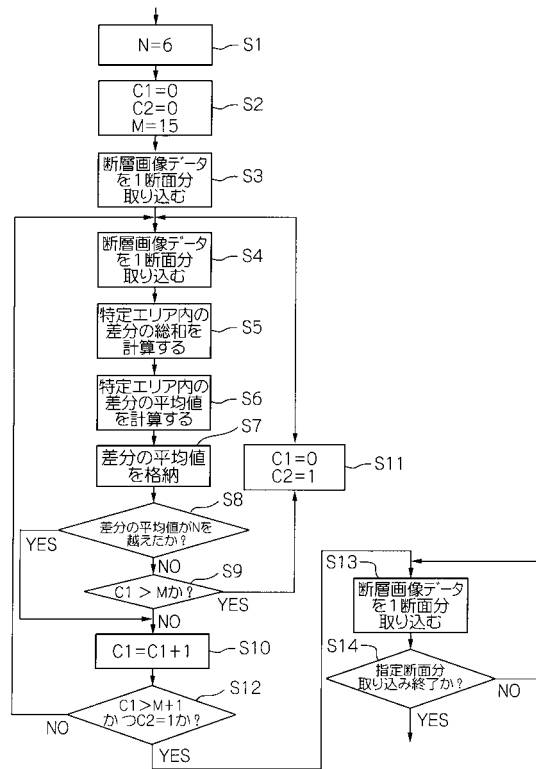
10

20

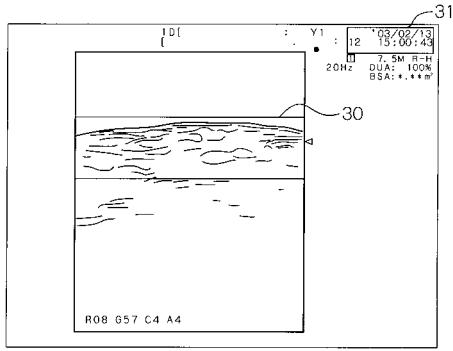
【図1】



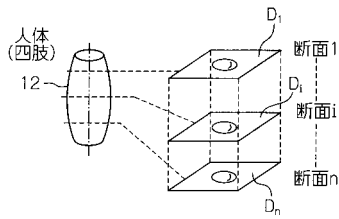
【図2】



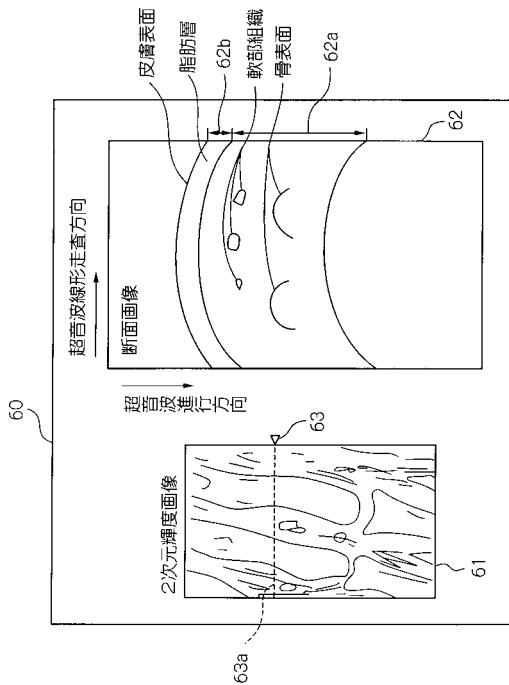
【図3】



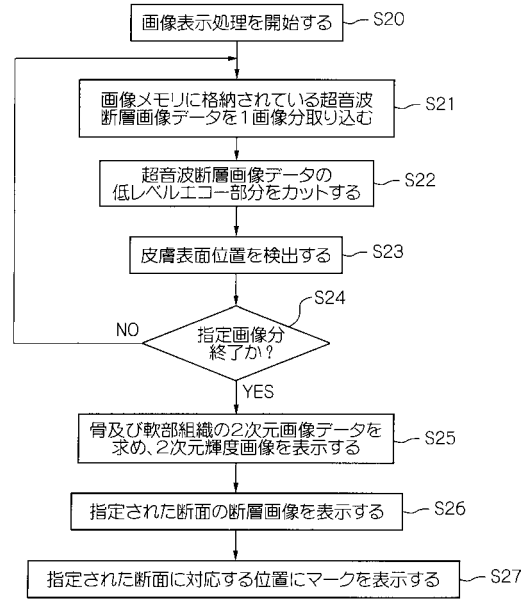
【図4】



【図6】



【図5】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平07 - 194597 (JP, A)
実開平06 - 061211 (JP, U)
特開平04 - 297246 (JP, A)
特開2002 - 330424 (JP, A)
特開平05 - 253225 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	生体组织多次元可视装置		
公开(公告)号	JP4400157B2	公开(公告)日	2010-01-20
申请号	JP2003331312	申请日	2003-09-24
[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	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB21 4C601/EE11 4C601/JB40 4C601/JB45 4C601/JC11 4C601/JC18 4C601/JC37 4C601/KK01 4C601/LL04		
代理人(译)	山本圭一		
其他公开文献	JP2005095290A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够简单准确地指示断层图像数据的连续捕获开始的生物组织多维可见装置。在非冷冻状态的时候，对于每个身体组织的相互平行的多个横截面的，断层图像数据被顺序地形成，其包括多个布置在所述超声波行进方向和超声波扫描方向的像素数据的输出，冷冻时，用于输出一个横截面的断层图像数据的超声波诊断装置还在捕获一个横截面的断层像数据，从超声波诊断装置中，所述预定区域内捕获的图像数据的各像素计算装置，用于计算上次拍摄的一个区间的断层图像数据中的预定区域中的数据与每条像素数据之间的差值的平均值；用于判断状态已从非冻结状态变为非冻结状态的判断装置，以及用于判断断层图像数据的判断装置以及用于开始连续摄取图像的处理装置。 .The

1

