

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

診断部位に当接される超音波プローブを介して、当該診断部位内の走査断面に超音波を送信すると共に、当該送信された超音波に起因する前記走査断面からの反射波を受信する超音波送受信ユニットと、

前記診断部位に設けられた第 1 の検出器から受信する第 1 の情報に基づいて、前記診断部位の形状を計算すると共に、前記超音波プローブに設けられた第 2 の検出器から受信する第 2 の情報に基づいて、前記診断部位に対する前記走査断面の位置を計算する計算ユニットと、

前記計算された形状を有する前記診断部位を模擬的に映像化したコンピュータグラフィックス画像を生成すると共に、前記受信された反射波に基づいて、前記走査断面に関する超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

前記超音波画像と前記コンピュータグラフィックス画像とを同時に表示する表示ユニットと、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記診断部位が変形した場合には、

前記計算ユニットは、前記変形に伴う第 1 の検出器から受信する第 1 の情報に基づいて、前記診断部位の形状を計算すると共に、前記第 2 の検出器から受信する第 2 の情報に基づいて、前記診断部位に対する前記走査断面の位置を計算し、

前記画像生成ユニットは、前記変形に対応した前記診断部位を模擬的に映像化したコンピュータグラフィックス画像を生成すると共に、前記受信された反射波に基づいて、前記走査断面に関する超音波画像を生成し、

前記表示ユニットは、前記超音波画像と前記コンピュータグラフィックス画像とを同時に表示すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記表示ユニットは、前記超音波画像と前記コンピュータグラフィックス画像とを空間的に対応付けて重畳表示することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示ユニットは、前記超音波画像と前記コンピュータグラフィックス画像とを並列表示することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記表示ユニットは、前記超音波画像を主画像として表示し、前記コンピュータグラフィックス画像をサブ画像として表示することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像生成ユニットは、超音波画像で映像化不可能な部位及び超音波画像で映像化可能な部位を選択的に映像化する前記コンピュータグラフィックス画像を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像生成ユニットは、超音波画像で映像化不可能な部位及び超音波画像で映像化可能な部位の双方を含む前記コンピュータグラフィックス画像を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

超音波プローブを用いて取得された診断部位内の走査断面に関する超音波画像データと、前記診断部位に設けられた第 1 の検出装置から受信する第 1 の情報と、前記超音波プローブに設けられた第 2 の検出装置から受信する第 2 の情報と、を時間情報に対応づけて記憶する記憶手段と、

前記診断部位に設けられた第 1 の検出器から受信する第 1 の情報に基づいて、前記診断

10

20

30

40

50

部位の形状を計算すると共に、前記超音波プローブに設けられた第２の検出器から受信する第２の情報に基づいて、前記診断部位に対する前記走査断面の位置を計算する計算ユニットと、

前記計算された形状を有する前記診断部位を模擬的に映像化したコンピュータグラフィックス画像を生成すると共に、前記受信された反射波に基づいて、前記走査断面に関する超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

前記超音波画像と前記コンピュータグラフィックス画像とを同時に表示する表示ユニットと、

を具備することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項９】

10

コンピュータに、

超音波プローブを用いて取得された診断部位内の走査断面に関する超音波画像データと時間的に対応付けられ、前記診断部位に設けられた第１の検出装置から受信する第１の情報に基づいて、前記診断部位の形状を計算させる計算機能と、

前記超音波画像データと時間的に対応付けられ、前記超音波プローブに設けられた第２の検出装置から受信する第２の情報に基づいて、前記診断部位に対する前記走査断面の位置を計算させる計算機能と、

前記計算された形状を有する前記診断部位を模擬的に映像化したコンピュータグラフィックス画像を生成させると共に、前記受信された反射波に基づいて、前記走査断面に関する超音波画像を生成させる画像生成機能と、

20

前記超音波画像と前記コンピュータグラフィックス画像とを同時に表示させる表示機能と、

を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、例えば整形分野に用いられる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【０００２】

30

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返し検査が行えるほか、システムの規模がＸ線、ＣＴ、ＭＲＩなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便である。また、超音波診断はＸ線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

【０００３】

整形領域においても、超音波診断は頻繁に利用される。例えば、腱、筋肉、骨（の表面）など比較的微細な組織を観測部位として、リウマチや組織の断裂の診断を形態学的に診断する場合等に用いられる。この様に整形領域において超音波画像診断を用いる利点は、上記のように微細な構造の変化を捉えることその他、リアルタイム観察による動きの状態をも観察できることである。

40

【０００４】

ところで、一般的に、超音波診断画像は、Ｘ線ＣＴ装置や磁気共鳴映像装置の画像に比べ、読影に熟練が必要と言われている。その理由の一つは、Ｘ線ＣＴ装置、磁気共鳴映像装置がいわゆる人体の輪切の状態を表現でき、皮膚表面や骨格といった組織との大局的な位置関係を把握し易いのに対し、超音波断層像は、しばしば臓器の一部分のみを画像化することが多く、臓器の位置関係が捕らえにくくなるからである。そのため、超音波画像を記録する際、超音波プローブを当てる位置などを明示的に記録しておく必要がしばしば起こる。特に、整形領域では、このような必要性が顕著であると言える。また、超音波は骨を透過しない。このため、超音波画像では、骨の表面の輪郭のみしか映像化されない。ま

50

た、骨の周囲に存在する軟骨、靱帯、腱なども小さな組織でありながら、その３次元形態は複雑である。従って、ある一つの断層に対応する超音波画像みでの解剖学的把握は比較的困難である。

【 0 0 0 5 】

上述した整形分野における超音波画像診断ならではの課題に対しては、種々の解決策が提案されている。その多くは、リアルタイムで収集している超音波画像とは別に、皮膚表面や骨格等と超音波画像との位置関係の把握を支援するための支援画像を並列表示或いは重畳表示するものである。支援画像としては、予めX線CT装置、磁気共鳴映像装置、核医学診断装置等で取得された診断部位の画像、シェーマ（教科書に記載の図や解剖図）、コンピュータグラフィックス（CG）等が用いられる。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 6 - 2 5 9 5 8 号 公 報

【 非特許文献 】

【 0 0 0 7 】

【 非特許文献 1 】 Y. Akatsuka et al.: AR navigation system for neuro-surgery, Proc. MICCAI 2000, pp. 833-818 (2000)

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

20

【 0 0 0 8 】

しかしながら、従来の整形分野における超音波画像診断には、以下の問題がある。すなわち、従来の手法は、全て静止した臓器等に対してのみ有効なものである。従って、例えば、肘を伸ばした状態から曲げた状態に変化する過程を超音波画像によりリアルタイムで画像診断する場合に、支援画像を超音波画像と共に対応付けて表示することはできない。もちろん、従来の手法においても、ユーザがプローブ断面を変化させることで、超音波画像と共に並列表示される支援画像も変化させることができる。しかしながら、このような診断画像は静止した３次元データの一部を切り出したものに過ぎず（すなわち、形状等が変化しない診断部位を異なる断面によって切り出したものに過ぎず）、関心領域の臓器等は変形を前提として扱われていない。これは、予め準備される支援画像データ（例えば、X線CT装置によって取得されたボリュームデータ（三次元データ））が、ある１時刻の瞬間を撮影したものであり、これを用いて断面位置に応じた支援画像を切り出しているからである。従って、従来の手法により臓器等の変形も考慮した支援画像を提供しようとすると、時間的に変化させた（診断部位の動きに対応した）複数のパターンのボリュームデータを取得しておく必要がある。これは、データ量が膨大となり、現実的でない。

30

【 0 0 0 9 】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、例えば診断部位が変形したり臓器の一部である場合等であっても、現実の診断部位と超音波画像との対応を容易且つ迅速に把握することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを提供することを目的としている。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【 0 0 1 1 】

本実施形態に係る超音波診断装置は、診断部位に当接され、当該診断部位内の走査断面に超音波を送信すると共に、当該送信された超音波に起因する前記走査断面からの反射波を受信する超音波プローブと、前記診断部位に設けられた第１の検出装置から受信する第１の情報に基づいて、前記診断部位の形状を検出すると共に、前記超音波プローブに設けられた第２の検出装置から受信する第２の情報に基づいて、前記診断部位に対する前記走査断面の位置を検出する検出ユニットと、前記検出された形状を有する前記診断部位を模

50

擬的に映像化した三次元コンピュータグラフィックスを生成すると共に、前記診断部位に対する前記走査断面の位置に基づいて、前記三次元コンピュータグラフィックスから前記走査断面に対応する支援画像を生成する支援画像生成ユニットと、前記超音波プローブによって受信された反射波に基づいて、前記走査断面に関する超音波画像を生成する超音波画像生成ユニットと、前記超音波画像と前記支援画像とを同時に表示する表示ユニットと、を具備するものである。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】図1は、実施形態に係る超音波診断装置の構成ブロック図である。

【図2】図2は、実施形態に係る画像診断支援機能に従う処理の流れを示したフローチャートである。

【図3】図3は、患部を肘である場合のプローブ用位置検出器と診断部位用位置検出器の装着例を示した図である。

【図4】図4は、診断部位用位置検出器からの出力に基づいて計算された形状を有する患部のコンピュータグラフィックス画像の一例を示した図である。

【図5】図5は、診断部位が変形した場合のコンピュータグラフィックス画像の一例を示した図である。

【図6】図6は、診断部位が変形した場合のコンピュータグラフィックス画像の一例を示した図である。

【図7】図7は、診断部位用位置検出器からの出力に基づいて計算された形状を有する患部のコンピュータグラフィックス画像の他の例を示した図である。

【図8】図8は、超音波画像とコンピュータグラフィックス画像とを空間的に対応付けて重畳表示する例を説明するための図である。

【図9】図9は、超音波画像とコンピュータグラフィックス画像との表示形態の変形例を説明するための図である。

【図10】図10は、超音波画像とコンピュータグラフィックス画像との表示形態の変形例を説明するための図である。

【図11】図11は、超音波画像とコンピュータグラフィックス画像との表示形態の変形例を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。また、以下の実施形態においては説明を具体的とするため、肘を対象とした整形診断であるとする。しかしながら、これに拘泥されることなく、肘以外の所定の部位（特に関節）、呼吸等によって動く臓器等に対しても有効である。

【0014】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置1、装置本体11に接続される超音波プローブ12、入力装置13、モニター14、装置本体に内蔵される超音波送信ユニット21、超音波受信ユニット22、Bモード処理ユニット23、ドブラ処理ユニット24、画像生成ユニット25、画像メモリ26、画像合成ユニット27、制御プロセッサ（CPU）28、記憶ユニット29、インタフェースユニット30を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0015】

超音波プローブ12は、超音波送受信ユニット21からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有している。当該超音波プローブ12から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として

10

20

30

40

50

超音波プローブ 12 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【0016】

入力装置 13 は、装置本体 11 に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域 (ROI) の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体 11 にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。例えば、操作者が入力装置 13 の終了ボタンやフリーズボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

10

【0017】

モニター 14 は、画像合成ユニット 27 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

【0018】

超音波送信ユニット 21 は、パルス発生器 21A、送信遅延部 21B、パルサ 21C 等を有している。パルス発生器 21A では、所定のレート周波数 f_r Hz (周期; $1/f_r$ 秒) で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、送信遅延部 21B では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。パルサ 21C は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ 12 に駆動パルスを印加する。

20

【0019】

なお、超音波送信ユニット 21 は、制御プロセッサ 28 の指示に従って所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンブ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0020】

超音波受信ユニット 22 は、プリアンプ 22A、受信遅延部 22B、加算器 22C を有している。プリアンプ 22A では、プローブ 12 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。受信遅延部 22B では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器 22C は、遅延時間が与えられた各エコー信号を加算する加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

30

【0021】

B モード処理ユニット 23 は、送受信ユニット 21 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。画像生成ユニット 25 は、B モード処理ユニット 23 からの信号を反射波の強度を輝度にて表した B モード画像としてモニター 14 に表示される。この時、エッジ強調や時間平滑化、空間平滑化など、種々の画像フィルタも施され、ユーザの好みに応じた画質を提供できるようにしている。

40

【0022】

ドプラ処理ユニット 24 は、送受信ユニット 21 から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報は画像生成ユニット 25 に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニター 14 にカラー表示される。

【0023】

画像生成ユニット 25 は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像

50

を生成する。また、画像生成ユニット 25 は、専用プロセッサや画像データを格納する記憶メモリ等を搭載しており、これらを用いた座標変換処理、補間処理等により 3 ボリュームデータの再構成処理を行う。さらに、画像生成ユニット 25 は、入力装置 13 からの指示に応答して、走査断面画像、ボリュームデータ利用画像（MPR 画像、ボリュームレンダリング画像等）を生成する。なお、当該画像生成ユニット 25 に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【0024】

画像メモリ 26 は、例えばフリーズする直前の複数フレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。この画像メモリ 26 に記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、超音波動画像を表示することも可能である。

10

【0025】

画像合成ユニット 27 は、画像生成ユニット 25 から受け取った画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニター 14 に出力する。特に、画像合成ユニット 27 は、後述する画像診断支援機能に従う処理において、所定の診断部位を超音波走査して得られる超音波画像と、当該超音波走査面に対応して生成されたコンピュータグラフィックス画像とを、空間的位置を対応させながら重畳表示、或いは並列表示するための合成を行う。

【0026】

制御プロセッサ 28 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する制御ユニットである。制御プロセッサ 28 は、記憶ユニット 29 から画像生成・表示等を実行するための制御プログラム、後述する画像診断支援機能を実現するための専用プログラム等を読み出して、自身が有するメモリ上に展開し、診断部位の形状の計算、当該診断部位に対する超音波走査面の位置の計算、診断部位の形状に対応し超音波走査面と同じ視点からのコンピュータグラフィックス画像の生成等の各種処理に関する演算・制御等を実行する。

20

【0027】

記憶ユニット 29 は、送受信条件、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、診断情報（患者 ID、医師の所見等）、診断プロトコル、ボディマーク生成プログラム、後述する画像診断支援機能を実現するための専用プログラム、各フレームに対応する走査断面画像、ボリュームデータ、種々の診断部位を模擬的に映像化した診断部位毎のコンピュータグラフィックス画像データ、その他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像メモリ 26 中の画像の保管などにも使用される。内部記憶ユニット 29 のデータは、インタフェースユニット 30 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

30

【0028】

インタフェースユニット 30 は、入力装置 13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、当該インタフェースユニット 30 によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0029】

また、超音波診断装置 1 には、プローブ用位置検出器 40、診断部位用位置検出器 41 が接続される。

40

【0030】

プローブ用位置検出器 40 は、超音波プローブ 12 に装着され、診断部位に対する超音波プローブ 12 の位置（すなわち、診断部位に対する走査断面の位置）を計算するためのプローブ位置情報を発生し、超音波診断装置 1 に出力する。

【0031】

診断部位用位置検出器 41 は、診断部位に装着され、診断部位の形状を計算するための診断部位位置情報を発生し、超音波診断装置 1 に出力する。

【0032】

50

(画像診断支援機能)

次に、本超音波診断装置 1 が有する画像診断支援機能について説明する。本機能は、例えば整形領域において腱、筋肉、骨表面等を含む診断部位（例えば、肘、膝等）を動かしながら超音波画像診断する場合、或いは、臓器全体でなくその一部のみを画像化するため臓器の位置関係が捉えにくい場合等において、診断部位の超音波画像と当該診断部位の超音波画像取得時の形状に対応したコンピュータグラフィックス画像（CG 画像）とを、位置を対応付けて所定の形態でリアルタイムに表示することで、画像診断を支援するものである。

【 0 0 3 3 】

図 2 は、実施形態に係る画像診断支援機能に従う処理（画像診断支援処理）の流れを示したフローチャートである。以下、各ステップにおいて実行される処理の内容について説明する。なお、ステップ S 3 ～ S 7 の各処理は、逐次繰り返し実行される。

10

【 0 0 3 4 】

[患者情報・送受信条件等の入力受け：ステップ S 1]

入力装置 1 3 を介して患者情報の入力、送受信条件（被走査領域の大きさを決めるための画角、焦点位置、送信電圧等）、被検体の所定領域を超音波走査するための撮像モード、スキャンシーケンス等の選択が実行される（ステップ S 1）。入力、選択された各種情報・条件等は、自動的に記憶ユニット 2 9 に記憶される。

【 0 0 3 5 】

[プローブ用位置検出器 4 0 ・診断部位用位置検出器 4 1 の装着：ステップ S 2]

20

プローブ用位置検出器 4 0 が超音波プローブ 1 2 へ、診断部位用位置検出器 4 1 が診断部位の複数の位置へ、それぞれ装着される（ステップ S 2）。なお、診断部位用位置検出器 4 1 の装着位置や装着個数は、診断部位の大きさ、形状によって決定されるのが好ましい。例えば、診断部位が肘である場合には、図 3 に示すように、関節によって分離される上腕、下腕のように、関節部位の可動部ごとに装着するのが望ましい。

【 0 0 3 6 】

[超音波プローブ位置及び診断部位位置の検出：ステップ S 3]

プローブ用位置検出器 4 0 による超音波プローブ位置情報の検出と、診断部位用位置検出器 4 1 により診断部位位置情報の検出と、が開始される（ステップ S 3）。ここで、超音波プローブ位置情報及び診断部位位置情報は、超音波プローブと診断部位との間における相対的な位置座標であってもよいし、超音波プローブ及び診断部位の位置とは独立した原点及び座標系による絶対的な位置座標であってもよい。プローブ用位置検出器 4 0 によって検出された超音波プローブ位置情報、診断部位用位置検出器 4 1 により検出された診断部位位置情報は、それぞれインタフェースユニット 3 0 を介して制御プロセッサ 2 8 に送られる。なお、本ステップの処理は、随時実行される。従って、超音波プローブ位置情報、診断部位位置情報は、それぞれリアルタイムで検出され、制御プロセッサ 2 8 に送り出されることになる。

30

【 0 0 3 7 】

[超音波画像の取得：ステップ S 4]

超音波プローブ 1 2 が診断部位の所望の位置に当接され、診断部位の所望の走査断面位置における超音波走査が実行され、超音波データが取得される。取得された超音波データは、逐次超音波受信ユニット 2 2 を経由して B モード処理ユニット 2 3 に送られる。B モード処理ユニット 2 3 は、対数増幅処理、包絡線検波処理等を実行し、画像生成ユニット 2 5 は、信号強度が輝度で表現される画像データを生成する。その結果、超音波画像が、所定の情報と共にモニタ 1 4 にリアルタイム表示される（ステップ S 4）。

40

【 0 0 3 8 】

[診断部位形状の計算・走査断面位置の計算：ステップ S 5]

制御プロセッサ 2 8 は、超音波走査時に対応する診断部位位置情報を用いて、診断部位の形状を計算する。また、制御プロセッサ 2 8 は、超音波走査時に対応する超音波プローブ位置情報を用いて、超音波走査面の診断部位に対する位置を計算する（ステップ S 5）

50

。

【 0 0 3 9 】

[形状に対応するＣＧ画像の生成：ステップＳ６]

次に、制御プロセッサ２８は、予め記憶された当該診断部位に関するＣＧ画像データを用いて、計算された診断部位の形状に対応し、計算された走査断面と同じ視点からのＣＧ画像を生成する（ステップＳ６）。本ステップで生成されるＣＧ画像は、例えば診断部位が肘等の関節を有する部位である場合には、図４に示すように骨の３次元モデルのデータを有し、関節部で可動となっている。

【 0 0 4 0 】

なお、各診断部位に関するＣＧ画像データ（モデル）は、形状等に応じて複数準備する必要はない。すなわち、走査断面の説明図（シェーマ）等として使用するために、診断部位に関するＣＧ画像データを、画像処理により、計算された診断部位の形状に変形させて当該形状に対応するＣＧ画像を生成できればよい。従って、例えば、各診断部位毎に代表的な１種類のＣＧ画像データがあればよい。ただし、腱や人体などの組織は別のパーツとして準備され、断層像の説明図として使用する際には、解剖学的な情報をおおまかに提示できることが可能であることが望ましい。

【 0 0 4 1 】

ＣＧ画像は、例えば図４、図５、図６に示すように、骨の周囲には、同様に筋肉を模擬した弾性モデルが用意され、骨の動きに合わせて伸縮し変形するようになっている。このような動き（変形）に対応するＣＧ画像は、逐次検出される超音波プローブ位置情報、診断部位位置情報を用いて、リアルタイムに生成される。

【 0 0 4 2 】

なお、ＣＧ画像は、図４、図５、図６に示した様に、比較的単純化された形状や色を有するものであってよい。また、シェーディング（影）なども省略してリアルタイム性を優先することも可能である。その一方で、必要に応じて、図７に示すように、ある程度実写的なＣＧ画像を生成するようにしてもよい。さらに、ＣＧ画像は、超音波画像で映像化不可能な部位及び超音波画像で映像化可能な部位を選択的に、或いは双方を含むように生成できることが好ましい。

【 0 0 4 3 】

[超音波画像及びＣＧ画像の表示：ステップＳ７]

画像合成ユニット２７は、生成された超音波画像とＣＧ画像とを空間的に対応付け、所定の文字情報等と合成する。モニタ１４は、位置が対応付けられた超音波画像とＣＧ画像とを、所定の形態で表示する（ステップＳ７）。

【 0 0 4 4 】

図８は、位置が対応付けられた超音波画像とＣＧ画像とを重畳表示した場合の一例を示した図である。ＣＧ画像の透明度（或いは不透明度）は任意に制御できることが好ましい。同図の例では、ＣＧ画像が半透明である場合を示した。この様に、ＣＧ画像を例えば半透明にすることで、ＣＧ画像上のどの部位が超音波画像（診断画像）のどの領域に対応するかを容易に把握することが可能となる。なお、重畳表示されたＣＧ画像は、所定の操作（例えばその透明度を１００％とする、削除する等の操作）により非表示とすることも可能である。

【 0 0 4 5 】

なお、超音波画像とＣＧ画像との表示形態は、図８や図９の例（すなわち、空間的に位置対応付けされた重畳表示）に拘泥されない。例えば、例えば図１０に示すように、超音波画像とＣＧ画像とを並列的に表示してもよい。また、図１１に示すように、例えば超音波画像を主画像とし、ＣＧ画像をサブ画像として大きさを変えて表示するようにしてもよい。

【 0 0 4 6 】

以上述べた超音波診断装置によれば、例えば診断部位を肘とする超音波画像診断において、当該肘を図４に示す状態から図５、図６に示すように変形した場合には、当該変形に

10

20

30

40

50

対応したＣＧ画像がリアルタイムで生成されることになる。生成された各ＣＧ画像は、超音波プローブ１２を介して逐次取得される超音波画像と空間的に対応付けて表示される。従って、操作者は、関節等を曲げることによって変化した超音波画像を観察しつつ、ＣＧ画像によって、例えば関節の曲げ角度、超音波画像に含まれるおおよその組織構造等を推定することができる。その結果、骨表面等を含む診断部位（例えば、肘、膝等）を動かしながら超音波画像診断する場合、或いは、臓器全体でなくその一部のみを画像化するため臓器の位置関係が捉えにくい場合等においても、現実の診断部位と超音波画像との対応を容易且つ迅速に把握することができる。

【００４７】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【００４８】

（１）本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（ＣＤ－ＲＯＭ、ＤＶＤなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【００４９】

（２）上記実施形態においては、画像診断支援機能を超音波診断装置において実現する場合を例として説明した。しかしながら、本画像診断支援機能は、超音波画像処理装置においても実現することができる。すなわち、所定走査断面についての超音波画像データ、超音波プローブ位置情報、診断部位位置情報を時間情報と共に取得し、記憶ユニット２９に記憶しておく。超音波画像処理装置においては、記憶ユニット２９に記憶された各情報を事後的に読み出し、時間情報に基づいて超音波画像データ、超音波プローブ位置情報、診断部位位置情報に対応付けながら、ステップＳ５～ステップＳ７の各処理を逐次実行することで、上記実施形態と同様の作用効果を実現することができる。

【００５０】

（３）上記実施形態においては、プローブ用位置検出器４０、診断部位用位置検出器４１の動作は超音波診断装置の動作と独立したものとし、超音波プローブ位置情報、診断部位位置情報を逐次取得する場合を例示した。しかしながら、当該例に拘泥されず、超音波診断装置は、超音波走査と同期して超音波プローブ位置情報、診断部位位置情報を取得するようにしてもよい。

【００５１】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【符号の説明】

【００５２】

１…超音波診断装置、１１…装置本体、１２…超音波プローブ、１３…入力装置、１４…モニター、２１…超音波送信ユニット、２１Ａ…パルサ、２１Ｂ…送信遅延部、２１Ｃ…パルス発生器、２２…超音波受信ユニット、２２Ａ…プリアンプ、２２Ｂ…受信遅延部、２２Ｃ…加算器、２３…Ｂモード処理ユニット、２４…ドブラ処理ユニット、２５…画像生成ユニット、２６…画像メモリ、２７…画像合成ユニット、２８…制御プロセッサ（ＣＰＵ）、２９…記憶ユニット、３０…インタフェースユニット、４０…プローブ用位置検出器、４１…診断部位用位置検出器

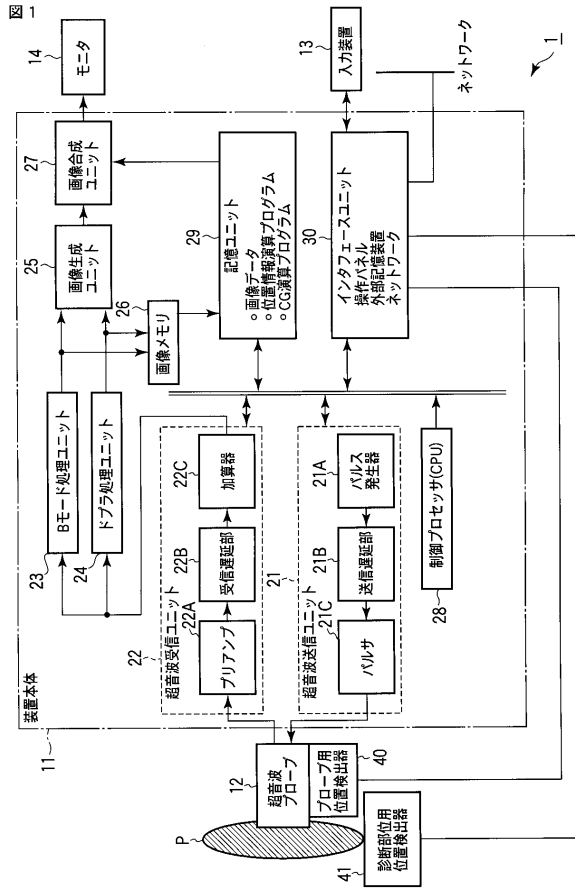
10

20

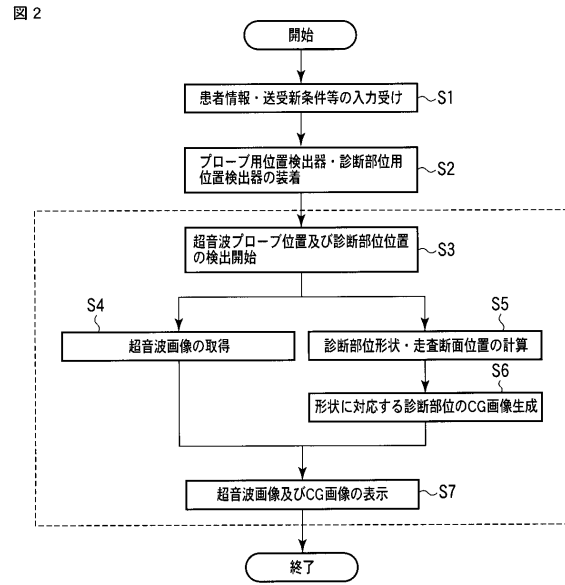
30

40

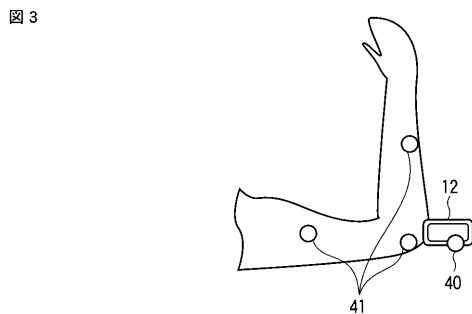
【図 1】



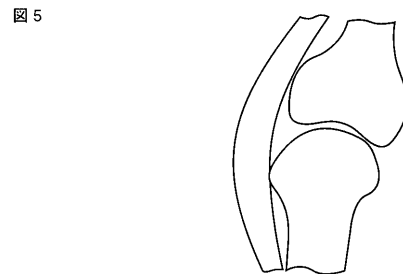
【図 2】



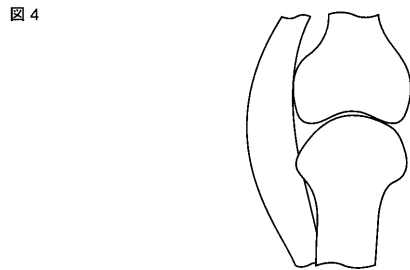
【図 3】



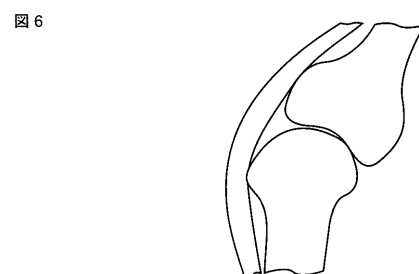
【図 5】



【図 4】

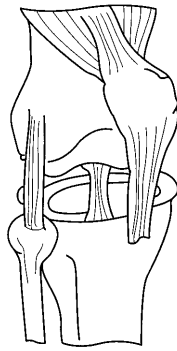


【図 6】



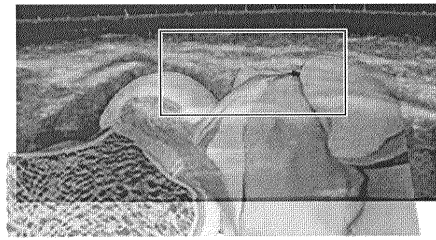
【図 7】

図 7



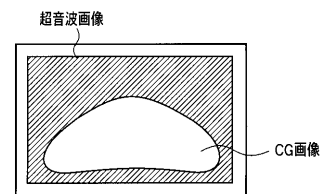
【図 8】

図 8



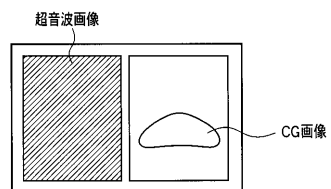
【図 9】

図 9



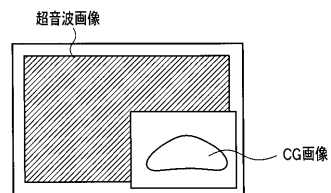
【図 10】

図 10



【図 11】

図 11



フロントページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 神山 直久
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 三戸部 時子
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- F ターム(参考) 4C601 BB03 DE01 EE05 EE11 GA18 GA21 JC21 JC25 JC37 JC40
KK21 KK24 KK25 KK43 KK44 LL33

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP2012050551A	公开(公告)日	2012-03-15
申请号	JP2010194282	申请日	2010-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	神山直久 三戸部時子		
发明人	神山 直久 三戸部 時子		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DE01 4C601/EE05 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/JC40 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/LL33		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：例如，提供一种超声波诊断装置，即使诊断区域改变其形状，也能够容易且快速地获取实际诊断区域和超声波图像之间的对应关系。解决方案：该超声波诊断装置包括：超声波探测;检测单元基于从设置在诊断区域的第一检测器接收的第一信息检测诊断区域的形状，并基于从提供的第二检测器接收的第二信息检测扫描截面相对于诊断区域的位置在超声波探头中;支持图像生成单元，生成三维计算机图形，其中具有检测到的形状的诊断区域被模拟可视化，并且基于扫描截面的位置从三维计算机图形生成与扫描截面对应的支撑图像。关于诊断区域;超声波图像生成单元基于由超声波探头接收的反射波生成与扫描截面相关的超声波图像。

