

(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2005-74226

(P2005-74226A)

(43) 公開日 平成17年3月24日(2005.3.24)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7
G 0 6 T 15/00	G 0 6 T 15/00 2 0 0	5 B 0 8 0

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2004-247894 (P2004-247894)	(71) 出願人	300019238 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
(22) 出願日	平成16年8月27日 (2004.8.27)	(74) 代理人	100093908 弁理士 松本 研一
(31) 優先権主張番号	10/652,747	(74) 代理人	100105588 弁理士 小倉 博
(32) 優先日	平成15年8月29日 (2003.8.29)	(74) 代理人	100106541 弁理士 伊藤 信和
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

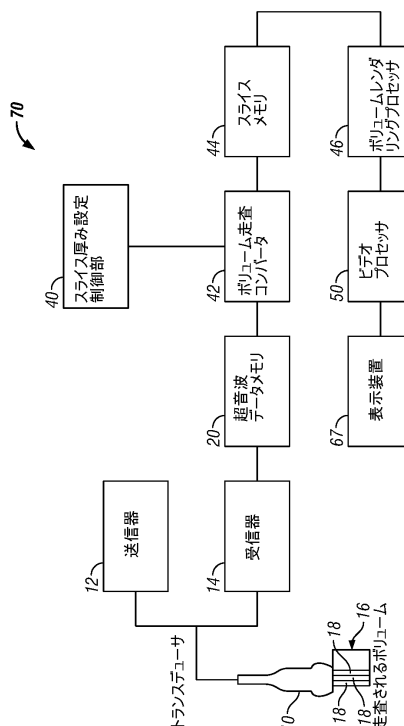
(54) 【発明の名称】 多数の強調画像を提示する方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】 データボリューム内の識別された平面に基づく多数の強調画像を処理し表示する方法及び装置を提供する。

【解決手段】 異なる解剖学的特徴の多数の強調画像 (160-166) を提示する方法及び装置が提供される。多数の解剖学的特徴を有する超音波ボリュームデータセットが収集される。多数の強調画像 (160-166) がデータセット内の多数の解剖学的特徴に基づき同時に提示される。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

異なる解剖学的特徴の多数の強調画像（160 - 166）を提示する方法であって、多数の解剖学的特徴を有する超音波ボリュームデータセットを収集する段階と、前記ボリュームデータセット内の前記多数の解剖学的特徴に基づく多数の強調画像（160 - 166）を同時に提示する段階と、を含む方法。

【請求項 2】

前記解剖学的特徴が、骨、軟組織、コントラスト、及び血管の少なくとも1つを含む請求項1に記載の方法。

10

【請求項 3】

ボリュームレンダリング法を選択する段階を更に含み、前記多数の強調画像（160 - 166）が該ボリュームレンダリング法に基づくものである請求項1に記載の方法。

【請求項 4】

予め定められた画像強調法を用いて前記ボリュームデータセットを処理する段階を更に含み、前記多数の強調画像（160 - 166）の各々を異なる画像強調法を用いて処理する請求項1に記載の方法。

【請求項 5】

前記処理段階が、リアルタイム超音波情報を受信する間に、前記ボリュームデータセットをリアルタイムで処理する段階を更に含み、

20

前記提示段階が、前記多数の強調画像（160 - 166）をリアルタイムで提示する段階を更に含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 6】

前記多数の解剖学的特徴を強調するためにボリュームレンダリング法を選択する段階を更に含み、前記ボリュームレンダリング法が、サーフェステクスチャ、最大濃度、最小濃度、平均投射、傾斜光レンダリング、及び最大透過性のうちの1つである請求項1に記載の方法。

【請求項 7】

前記ボリュームデータセット内の平面（132）を識別する段階と、前記多数の強調画像（160 - 166）の各々における前記平面（132）の厚み（142）を識別する段階と、前記厚み（142）に基づく前記データセットを処理する段階と、を更に含み、前記多数の強調画像（160 - 166）の各々が異なる厚み（142）に基づくものである請求項1に記載の方法。

30

【請求項 8】

多数の強調画像（160 - 166）を提示する方法であって、ボリュームメトリックデータを含むデータセットを収集する段階と、画像強調法を用いて前記データセットの一部を処理する段階と、前記一部に基づく多数の画像（160 - 166）を提示する段階と、を含む、前記多数の画像（160 - 166）の各々が異なる画像強調法を用いて処理され、該多数の画像（160 - 166）が同時に提示される方法。

40

【請求項 9】

前記収集する段階が、以下の収集方式、すなわち、3Dボリューム、4Dボリューム、従来型グレイスケール超音波検査、Bフロー、カラードプラー、組織ドプラー、パワードプラー、ハーモニク及びコハーモニク超音波の少なくとも1つを用いて前記データセットを収集する段階を更に含む請求項8に記載の方法。

【請求項 10】

収集タイプを識別する段階と、

50

前記収集タイプに基づく前記画像強調法のサブセットを予め定める段階と、
を更に含む請求項 8 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般に、診断用超音波システムに関する。詳細には、本発明は、データボリューム内の識別された平面に基づく多数の強調画像を処理し表示する方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の超音波スキャナは、データボリュームを収集し表示することができる。残念ながら、C平面、すなわちボリュームを含む一連の走査平面の横軸から見た画像などの、同じボリューム内で解剖学的データの異なるタイプ及びビューを表示し比較することは困難であった。データの一部を処理又は観察しないことによって、重要な診断データを見落とし、又は見逃す可能性があり、多数の画像を選択し観察するために余分な時間が必要となる場合がある。

【0003】

更に、例えば、骨又は軟組織などの特定の特徴を強調するためのC平面データの処理には、ユーザ側に時間と専門性を必要とする。ユーザは、使用する適正な画像処理プロトコルの経験と認識が必要である。データの再処理には時間がかかり、その結果、検査時間が長くなり、恐らくは患者処理能力が低下する可能性がある。更に、X線などの他の診断装置からの画像データの観察により精通することができる医師は、他の処理画像と比較するために超音波ボリュームからX線のような画像が生成できる場合には、超音波データの観察はより有益であると認識することができる。

【特許文献1】米国特許第5787889号

【特許文献2】米国特許第5911691号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

従って、上述及び他のこれまでに経験から得られた問題点を解決する、ボリューム内からC平面データを処理し表示するためのシステム及び方法が望まれる。

【課題を解決するための手段】

【0005】

1つの実施形態において、異なる解剖学的特徴の多数の強調画像を提示する方法は、多数の解剖学的特徴を有する超音波ボリュームデータセットを収集する段階を含む。多数の強調画像が同時に提示される。多数の強調画像はボリュームデータセット内の多数の解剖学的特徴に基づく。

【0006】

1つの実施形態において、多数の強調画像を提示する方法は、ボリュームメトリックデータを含むデータセットを収集する段階を含む。データセットの一部分は画像強調法を用いて処理される。多数の画像は当該一部分に基づいて提示される。多数の画像の各々は異なる画像強調法を用いて処理される。多数の画像は同時に提示される。

【0007】

1つの実施形態において、多数の強調画像を収集し提示するシステムは、超音波信号を関心領域と送受信するためのトランスデューサを備える。受信器は、一連の隣接する走査平面を含む超音波信号を受信する。一連の隣接する走査平面はボリュームメトリックデータセットを含む。プロセッサは、一連の隣接する走査平面を処理し、一連の隣接する走査平面を横断するボリュームメトリックデータセットの一部分を識別する。プロセッサは、画像強調法を用いて該一部分を処理する。出力は多数の画像を同時に提示する。多数の画像の各々は異なる画像強調法を用いて処理される。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

図1は、本発明の実施形態に従って形成される超音波システム100のブロック図を示す。超音波システム100は、プローブ106内でトランスデューサ104を駆動して身体内にパルス状超音波信号を放射する送信器102を含む。種々の幾何形状を使用することができる。超音波信号は、血球又は筋肉組織などの身体内構造体から後方散乱されて、トランスデューサ104に戻るエコーを生成する。エコーは、受信器108によって受信される。受信エコーは、ビームフォーマ110を通過し、該ビームフォーマはビームを形成し、RF信号を出力する。次いで、RF信号はRFプロセッサ112を通過する。或いは、RFプロセッサ112は、RF信号を復調してエコー信号を表すIQデータペアを形成する複合型復調器(図示せず)を含むことができる。次に、RF又はIQ信号データは、一時記憶としてRF/IQバッファ114に直接送ることができる。ユーザ入力120は、患者データ、走査パラメータ、走査モードの変更などを入力するのに用いることができる。

10

【0009】

また、超音波システム100は、信号プロセッサ116を含み、収集された超音波情報(すなわちRF信号データ又はIQデータペア)を処理し、表示システム118に表示するための超音波情報のフレームを作製する。信号プロセッサ116は、収集された超音波情報に関する複数の選択可能な超音波診断装置によって、1つ又はそれ以上の処理操作を実行するように適合されている。収集された超音波情報は、エコー信号が受信されると走査段階の間に、リアルタイムで処理することができる。更に、又はこれに替えて、超音波情報を走査段階の間にRF/IQバッファ114に一時的に記憶して、リアルタイムで即時に、又はオフライン操作で処理することができる。

20

【0010】

超音波システム100は、人の眼のほぼ知覚速度である毎秒50フレームを超えるフレームレートで超音波情報を連続的に収集することができる。収集された超音波情報は、より遅いフレームレートで表示システム118上に表示される。直ちに表示されるよう予定されていない収集された超音波情報の処理済みフレームを記憶するために、画像バッファ122を含む。好ましくは画像バッファ122は、少なくとも数秒間の超音波情報のフレームを十分記憶できる容量のものである。超音波情報のフレームは、収集の順番又は時間による検索を容易にする方法で記憶される。画像バッファ122は、任意の既知のデータ記憶媒体を含むことができる。

30

【0011】

図2には、本発明の1つの実施形態により形成された超音波システム70が示される。システム70は、送信器12及び受信器14に接続されるプローブ10を含む。プローブ10は、超音波パルスを送信し、走査された超音波ボリューム16の内側構造体からのエコーを受信する。メモリ20は、走査された超音波ボリューム16由来の受信器14からの超音波データを記憶する。ボリューム16は様々な技術(例えば3D走査、リアルタイム3Dイメージング、ボリューム走査、位置センサを有するトランスデューサを用いた2D走査、ボクセル相関技法を用いるフリーハンド走査、2D又はマトリクスアレイトランスデューサなど)により得ることができる。

40

【0012】

トランスデューサ10は、関心領域(ROI)を走査しながら、直線又はアーク状経路に沿うように移動する。直線状又はアーク状の位置の夫々において、トランスデューサ10は走査平面18を収集する。走査平面18は、隣接する走査平面18のグループ又はセットからなどの厚みに関して収集される。走査平面18はメモリ20内に記憶され、次いで、ボリューム走査コンバータ42へ送られる。幾つかの実施形態において、トランスデューサ10は、走査平面18ではなくラインを収集することができ、メモリ20は、走査平面18ではなく、トランスデューサ10によって得られたラインを記憶することができる。ボリューム走査コンバータ20は、走査平面18ではなく、トランスデューサ10に

50

よって収集されたラインを記憶することができる。ボリューム走査コンバータ42は制御入力40からスライス厚み設定を受信し、これは走査平面18から生成されるスライスの厚みを識別する。ボリューム走査コンバータ42は、多数の隣接する走査平面18からデータスライスを生成する。各データスライスを形成するために収集される隣接する走査平面18の数は、スライス厚み制御入力部40によって選択された厚みにより決まる。データスライスは、スライスメモリ44に記憶され、ボリュームレンダリングプロセッサ46によってアクセスされる。ボリュームレンダリングプロセッサ46は、データスライスに関してボリュームレンダリングを実行する。ボリュームレンダリングプロセッサ46の出力は、ビデオプロセッサ50及び表示装置67に送られる。

【0013】

各エコー信号サンプル(ボクセル)の位置は、幾何学的精度(すなわち1つのボクセルから次のボクセルまでの距離)及び超音波応答(及び超音波応答からの派生値)に関して定められる。好適な超音波応答には、グレイスケール値、カラーフロー値、血管又はパワードプラー情報を含む。

【0014】

図3は、1つの実施形態による図2のシステム70によって収集されたリアルタイム4Dボリューム16を示す。ボリューム16は、角度26で互いから広がる半径方向境界22及び24を有する扇形断面を含む。プローブ10は、縦方向に超音波ファイヤリングを電子的に集束し導いて、各走査平面18の隣接する走査ラインに沿って走査し、横方向に超音波ファイヤリングを電子的又は機械的に集束し導いて、隣接する走査平面18を走査する。図2に示すように、プローブ10により収集された走査平面18は、メモリ20に記憶され、ボリューム走査コンバータ42によって極座標からデカルト座標に走査変換される。多重走査平面を備えるボリュームは、ボリューム走査コンバータ42から出力され、レンダリングボックス30としてスライスメモリ44に記憶される。スライスメモリ44のレンダリングボックス30は多数の隣接する画像平面34から形成される。

【0015】

レンダリングボックス30は、オペレータによって、スライス厚み32、幅36、及び高さ38を有するような大きさに定めることができる。ボリューム走査コンバータ42は、スライス厚み制御入力40によってスライスの厚みパラメータを調整するよう制御して、所望の厚みのレンダリングボックス30を形成することができる。レンダリングボックス30は、ボリュームレンダリングされる走査ボリューム16の一部を表す。ボリュームレンダリングプロセッサ46は、スライスメモリ44にアクセスし、レンダリングボックス30の厚み32に沿ってレンダリングする。

【0016】

操作中、予め定められた実質的に一定の厚みを有する3Dスライス(レンダリングボックス30とも呼ばれる)は、スライス厚み設定制御部40(図2)によって収集され、ボリューム走査コンバータ42(図2)で処理される。レンダリングボックス30を表すエコーデータは、スライスメモリ44に記憶することができる。予め定められる厚みは、典型的には2mmから20mmであるが、2mmより小さいか、又は20mmより大きな厚みも、用途及び走査される領域の大きさによっては好適とすることができる。スライス厚み設定制御部40は、不連続又は連続する厚み設定を有する回転可能ノブを含むことができる。

【0017】

ボリュームレンダリングプロセッサ46は、画像平面34の画像部分48にレンダリングボックス30を投影する(図3)。ボリュームレンダリングプロセッサ46の処理の後、画像部分48のピクセルデータは、ビデオプロセッサ50を通過し、次いで、表示装置67に送られる。レンダリングボックス30は、走査ボリューム16内の任意の位置に配置することができ、任意の方向に方向付けることができる。ある状況においては、走査される領域の大きさに基づいて、レンダリングボックス30が走査ボリューム16の小部分のみであることが有利な場合がある。

10

20

30

40

50

【0018】

図4は、表示装置67の一方側への奥行き44を有するBモード画像130を示す。表示される画像はBモード画像であるが、隣接する画像平面34のボリューム16(図3)などのボリュームデータセットは、前述のようにリアルタイムで収集されている。ユーザは、ユーザ入力120を使用して、Bモード画像130上に關心のある平面132を形成することができる。平面132はC平面(すなわち前方から後方へ)などの平面を最小厚み0.1mmを有するボリュームデータセットを通して識別する。従って、平面132はデータセット又はボリューム16の部分又はサブセットを定める。平面132は、プローブ10に対して半径方向、垂直方向、又は中間の角度とすることができる。平面132が識別されると、ユーザは、ユーザ入力120を用いて角度136を通じて平面132を回転することができる。ユーザはまた、平面132をプローブ10に向かって上方138へ、又はプローブ10から離れて下方140へ移動することができる。

10

【0019】

次に、ユーザは、平面132によって識別されたボリュームデータセットに対して行われる画像強調法及び/又は他の処理を選択することができる。画像強調法は、例えばボリュームレンダリング法とすることができる。ユーザが骨に関する画像データを表示したい場合には、この解剖学的特徴に基づく画像強調法を選択する。軟組織及び血管など他の解剖学的特徴も処理することができる。例えばユーザは、ユーザ入力120を用いて、骨の強調画像を表示するために最大濃度などのボリュームレンダリング技法を選択することができる。或いは、画像強調技法のサブセットを、胎児走査、肝臓などの実行される走査のタイプに基づいてユーザに提案又は提言することができる。平面132によって識別されたデータセットは、強調画像134を生成するように処理される。強調画像134は、図4に示されるより大きなフォーマットなどで表示装置67上にリアルタイムで単独に表示することができる。或いは、強調画像134は、Bモード画像130と同時に且つリアルタイムで表示装置67に表示することができる。

20

【0020】

更にユーザは、ボリュームデータセットの厚み142を修正することができる。例えば、厚み142は平面132の上下から等距離とすることができる。又は平面132は厚み142の上端又は下端を識別することができる。厚み142は表示装置67にライン又は数値フォーマット(図示せず)として表示しても良く、或いは表示しなくても良い。換言すると、厚み142を変更することにより、ユーザは、C平面又は他の平面132に平行で、ユーザが定めたボリューム30の多数の層から画像データを観察することができる。定められた厚み142は、画像強調法、解剖学的特徴、奥行き144、及び/又は収集タイプに基づくものとすることができる。ユーザが厚み142を修正した後で平面132の位置を変更すると、厚み142の大きさを維持することができる。例えば、ユーザが骨に基づく強調画像134を表示したい場合には、より厚い厚み142を定める。ユーザが血管に基づく強調画像134を表示したければ、より薄い厚み142を定める。

30

【0021】

平面132の位置及び厚み142に対するユーザの変更は、リアルタイムに表示することができる。従って、強調画像134は、平面132及び/又は厚み142を変更するときに更新される。従ってユーザは、望ましい強調画像134が表示されるまで、継続して厚み142を修正して平面132を移動させることができる。

40

【0022】

図5は、關心のある平面を識別する平面152を有するBモード画像150を示す。平面152は、前述のようにC平面を定めることができる。Bモード画像150は、ユーザに参照フレームを提供し、ユーザがリアルタイムデータに基づく平面152を識別することが可能となる。単に例証として、図5のBモード画像150は胎児を示している。肝臓、心臓、腎臓などの他の生体組織を走査して処理できることは理解すべきである。

【0023】

平面152に対応する強調画像154は、Bモード画像150と同時に表示装置67に

50

示される。この実施例において、ユーザは、平面152を選択して、最大濃度といったボリューム・コントラスト・イメージングを用いて、胎児の腕のC平面画像を表示するようにしている。厚み142の大きさは、前述のように増減することができる。

【0024】

図6は、表示装置67に同時に表示された4つの強調画像160-166を示す。強調画像160-166の各々は、画像強調法の予め定められたセットに従って処理され、図4の平面132などのデータの平面に対応する。

【0025】

図8は、図2の超音波システム70の一部200のブロック図を示す。図8において、スライス厚み設定制御部40は、4つの個別の厚み制御器180-186を含む。ボリュームレンダリングプロセッサ46は、4つの個別のレンダリング設定制御器190-196を含む。図8は概念図に過ぎないことを理解するべきである。例えば、1つのスライス厚み設定制御部40は、多数の異なるスライス厚み142を同時に設定するのに使用することができる。1つのボリュームレンダリングプロセッサ46は、異なるレンダリング法を設定し、多数のデータボリュームを同時に処理するのに使用することができる。

【0026】

ユーザが、Bモードボリュームデータセットの収集を開始すると、胎児、肝臓などといった実行される走査のタイプが、ユーザ入力120を介して識別される。ユーザはまた、走査の奥行き144を調整して、Bモード画像内に所望の情報を含むようにする。次いで、オペレータは、図4で既に論じたように平面132を定める。以下の議論は3D及び4DのBモードボリュームメトリック・データの収集に限定されるが、従来のグレイスケール超音波検査法、Bフロー、ハーモニック及びコハーモニック超音波検査法、カラードプラー、組織ハーモニック・イメージング、パルス反転ハーモニック・イメージング、パワードプラー、組織ドプラーなど他の収集モードを使用することができる点は理解するべきである。

【0027】

収集タイプに応じて、解剖学的特徴の異なるサブセットを、画像強調法の異なるサブセットと関連付けて予想することができる。例えば、胎児を走査すると、解剖学的特徴のサブセットは、骨、血管、コントラスト、及び軟組織を含むことができ、これらは超音波特有の応答が知られている。しかしながら、肝臓を走査すると、システム70は解剖学的特徴のサブセットに骨を含むことができない。更に、走査の奥行き144はまた、画像強調法に関連する厚み142に影響を与える。

【0028】

次に、ユーザは、ユーザ入力120を通して4つの強調画像160-166の解剖学的処理を開始することができる。例えばユーザ入力120は、1つのプロトコル又はボタン選択を含むことができる。画像強調法に関連する解剖学的特徴のサブセットが予め定められる。サブセットは、初期設定を提供することができ、これは任意の生体組織を走査するときに適用される。或いは、解剖学的特徴のサブセットは、収集タイプ、プローブタイプ、奥行き144などの1つ又はそれ以上に基づくことができる。スライス厚み設定制御部40の厚み制御180-186は、解剖学的特徴の予め定められたサブセットを自動的に設定する。従って、異なる強調画像160-166の厚み142の各々は、データセットの少なくとも共通のサブセットを含む。ボリュームレンダリングプロセッサ46のレンダリング設定制御器190-196は自動的に適正な画像強調法を識別し、ボリュームレンダリングプロセッサ46は、各厚み制御器180-186によって識別されたスライスデータを処理する。次いで、強調画像160-166は、表示装置67に表示される。従って、強調画像160-166の各々の正確な厚み142は、ユーザのために自動的に定められ、そのため、ユーザが異なる解剖学的特徴の強調画像を表示するために手動で厚み142を変更する必要はない。

【0029】

例えば、強調画像160は、「骨」の解剖学的特徴設定を使用することができる。この

10

20

30

40

50

設定を用いると、厚み制御器 180 は 10 - 15 mm の間のような厚み 142 を自動的に定める。レンダリング設定制御器 190 が、最大濃度レンダリング法など適正な技術を識別し、ボリュームレンダリングプロセッサ 46 が平面 132 に平行で厚み 142 内にあるボリューム 30 の層を処理する。強調画像 162 は、「軟組織」の解剖学的特徴設定を使用することができる。この設定を用いると、厚み制御 182 が厚み 142 を識別し、これは約 3 mm とすることができる。レンダリング設定制御器 192 は、X 線レンダリング法などの適正な技術を識別し、ボリュームレンダリングプロセッサ 46 は、平面 132 に平行で厚み 142 内にあるボリューム 30 の層を処理する。X 線レンダリング法は、X 線放射を使用するとき生成されるスライス画像に匹敵する画像を提供するのに用いることができる。この技術はまた、平均投射と呼ぶことができる。他のレンダリングモードは、傾斜光レンダリング及び最大透明性などの解剖学的特徴を強調するのに使用することができる。更に、他の画像処理法を強調画像を処理して生成するのに使用することができる。

10

【0030】

同様に強調画像 164 及び 166 は、「コントラスト」及び「血管」解剖学的特徴設定をそれぞれ使用することができる。厚み制御器 184 及び 186 は、厚み 142 を識別し（単なる例証として、それぞれ、低閾値 0 で 1 mm と 5 - 10 mm）、レンダリング設定制御器 194 及び 196 は技術を識別する（単なる例証としてそれぞれ、表面及び最小濃度レンダリング法）。ボリュームレンダリングプロセッサ 46 は、平面 132 に平行で強調画像 164 及び 166 の各々の厚み 142 内にあるボリューム 30 の層を処理する。

【0031】

強調画像 160 - 166 は、表示装置 67 上に同時に表示される。前述の処理では強調画像 160 - 166 を単独で生成するように述べたが、強調画像 160 - 166 は同時に生成することができる店は理解すべきである。従って、多数の解剖学的特徴を強調して、表示装置 67 上に表示し、同時に互いに対して対照することができる。

20

【0032】

従って、ボリュームデータセットの表示及び処理は、処理されるボリュームデータセット内の解剖学的特徴のサブセットを予め定義して、画像強調法の関連するサブセットを識別することによって自動的に実行される。ユーザは、適正な画像強調法を選択する必要が無く、走査のための正確な厚み 142 を定めて解剖学的特徴の所望の強調画像 160 - 166 を表示する必要もない。更に同じ C 平面ボリュームデータセットに基づく多数の強調画像 160 - 166 を自動的に表示することにより、この場合強調画像 160 - 166 はデータセットの少なくとも共通のサブセットを含み、同じ平面 132（C 平面）の異なる解剖学的特徴を含む画像を容易に比較することができる。このようにして、処理された情報を自動的に提示することで、有用な診断データを表示できない可能性、又は見落とす可能性が低くなる。また、キーストロークの数及び他の必要な入力といったユーザ入力が極めて簡素化され、強調画像 160 - 166 を手動で処理するのに必要な時間が排除される。

30

【0033】

或いは、ユーザは、自動的に識別し処理することを求める別の解剖学的特徴を予め定めることができる。解剖学的特徴及び関連する画像強調法のユーザが予め定めたサブセットは、収集タイプ、プローブタイプ、及び/又は個人的好みなどに基づくことができる。図 6 には 4 つの強調画像 160 - 166 が示されるが、表示装置 67 の大きさ、ユーザの好みなどに基づいて、強調画像 160 - 166 より多くも少なくも表示できることは理解するべきである。

40

【0034】

図 7 は、図 5 の平面 152 により識別された C 平面のような、C 平面に基づく多数の強調画像 172 - 178 を示す。ユーザが走査タイプ及び平面 152 を識別した後、強調画像 172 - 178 が自動的に処理されて表示される。強調画像 172 は、骨解剖学的特徴設定、すなわち最大濃度レンダリング法を用いて処理される。強調画像 174 は、軟組織解剖学的特徴設定、すなわち X 線レンダリング法を用いて処理される。強調画像 176 は

50

、コントラスト解剖学的特徴設定、すなわちサーフェスレンダリング法を用いて処理される。強調画像 178 は、血管解剖学的特徴設定、すなわち最小濃度レンダリング法を用いて処理される。強調画像 172 - 178 は、表示装置 67 上に同時に表示される。

【0035】

強調画像 172 - 178 は、ボリューム 30 が収集されるときにリアルタイムで表示することができる。この実施形態において、Bモード画像 150 は、異なる表示装置 67 上に表示することができるか、又は表示することができず、或いは強調画像 172 - 178 の 1 つに代わって、又はこれに加えて表示することができる。或いは、ボリューム 30 を収集及び記憶した後、強調画像 172 - 178 を生成することができる。図 5 及び図 7 は画像強調法としてボリュームレンダリング法を使用するが、強調画像 154 及び 172 - 178 を処理するのに他の画像強調法を使用可能であることを理解すべきである。

10

【0036】

本発明を様々な特定の実施形態について説明してきたが、当業者であれば本発明が請求項の精神及び範囲内にある変更を実施できることは理解されるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図 1】本発明の 1 つの実施形態によって形成される超音波システムのブロック図。

【図 2】本発明の 1 つの実施形態によって形成される超音波システム。

【図 3】本発明の 1 つの実施形態による図 2 のシステムによって収集されるリアルタイム 4D ボリューム。

20

【図 4】本発明の 1 つの実施形態によって表示される B モード画像及び強調画像。

【図 5】本発明の 1 つの実施形態によって識別される関心のある平面を有する B モード画像。

【図 6】本発明の 1 つの実施形態により、表示装置上に同時に表示される 4 つの強調画像。

【図 7】本発明の 1 つの実施形態により図 5 の平面で識別される C 平面に基づく多数の強調画像。

【図 8】本発明の 1 つの実施形態による図 2 の超音波システムの一部のブロック図。

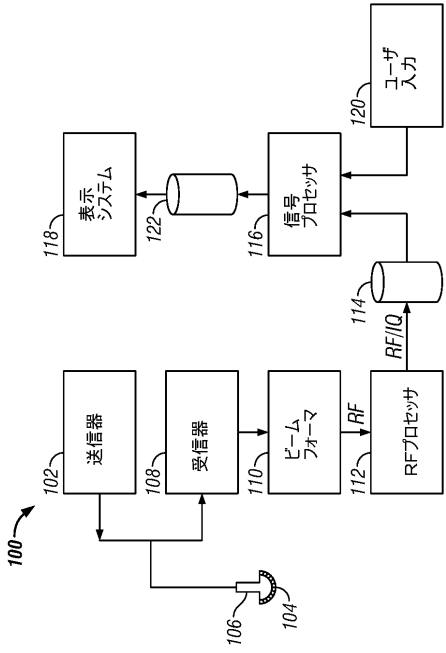
【符号の説明】

【0038】

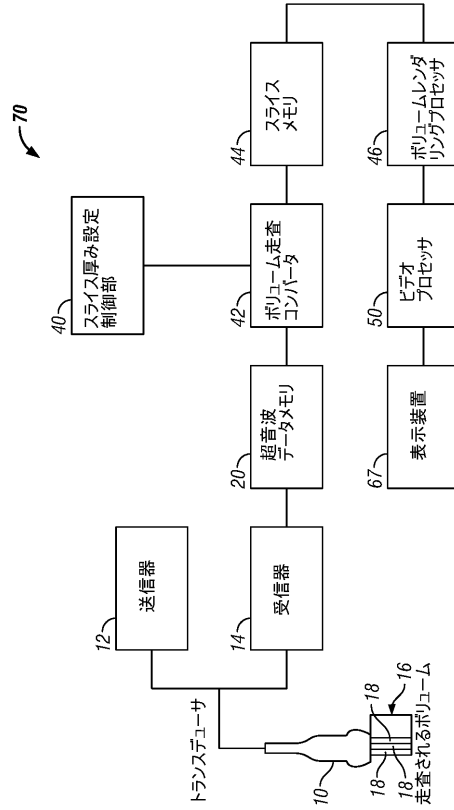
- 12 送信器
- 14 受信器
- 20 超音波データメモリ
- 40 スライス厚み設定制御部
- 42 ボリューム走査コンバータ
- 44 スライスメモリ
- 46 ボリュームレンダリングプロセッサ
- 50 ビデオプロセッサ
- 67 表示装置

30

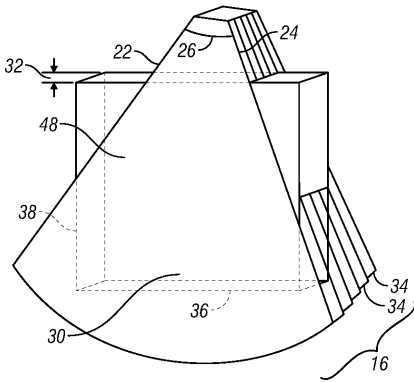
【 図 1 】



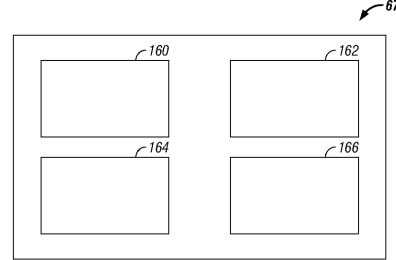
【 図 2 】



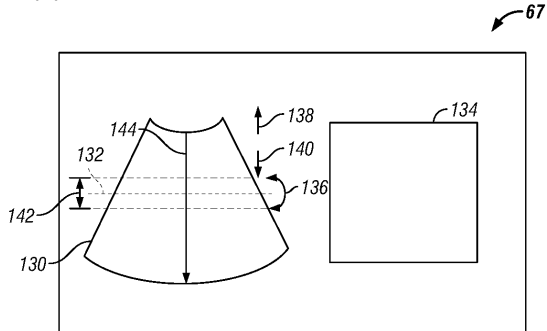
【 図 3 】



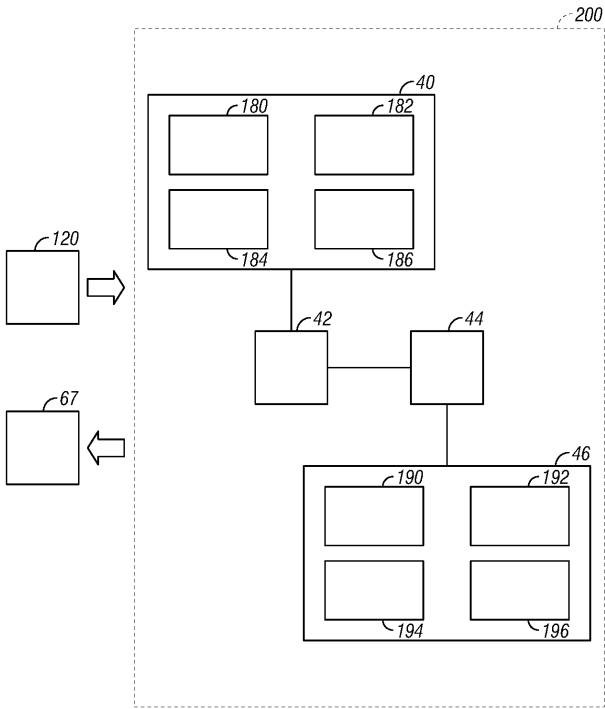
【 図 6 】



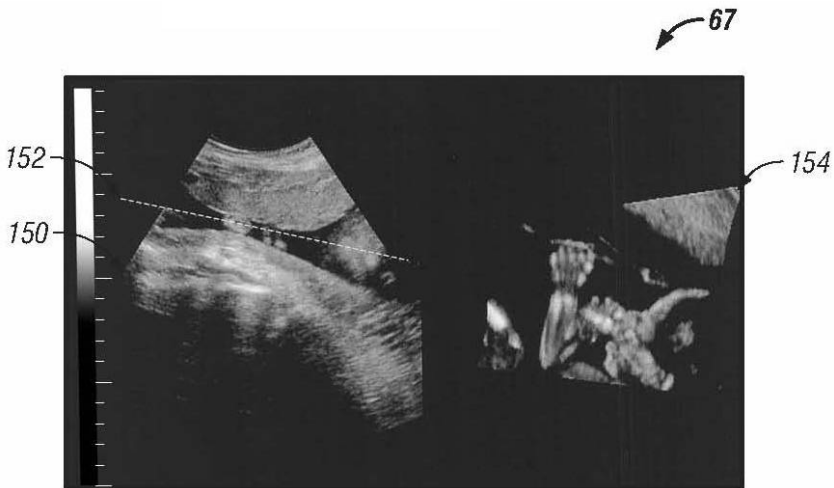
【 図 4 】



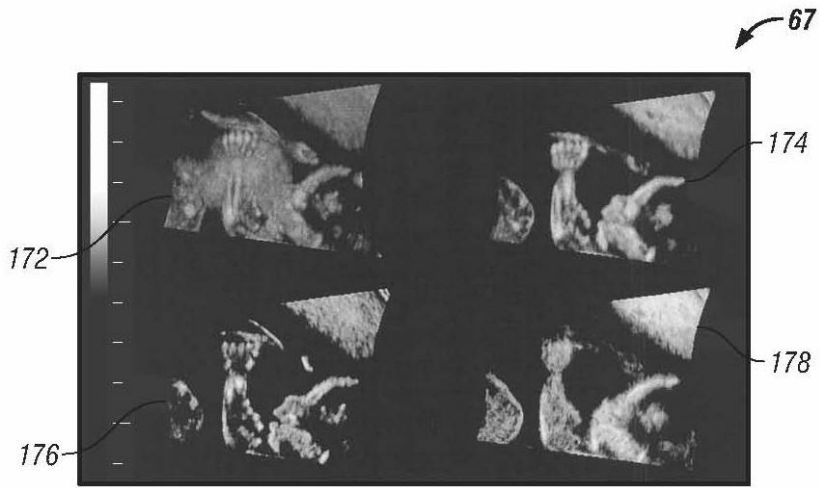
【 図 8 】



【 図 5 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(74)代理人 100129779

弁理士 黒川 俊久

(72)発明者 アーサー・グリツキー

オーストリア、ポルハム、ホルンズバーグ・17 /アー - 4710番

(72)発明者 ジョセフ・シュタイニンガー

オーストリア、ヴォックラマルクト、シュミットハム・20 /アー - 4870番

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD09 DD10 DD14 DE04 DE05 DE09 EE11 JC06 JC21

JC27 JC30 JC31 JC33 JC37 KK12 KK15 KK19 KK25

5B057 AA07 CA08 CA13 CB08 CB12 CD14 CH01 DA16 DC09 DC22

DC36

5B080 AA17

