

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4831538号
(P4831538)

(45) 発行日 平成23年12月7日 (2011. 12. 7)

(24) 登録日 平成23年9月30日 (2011. 9. 30)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006. 01)**G 0 6 T** 1/00 (2006. 01)**G 0 6 T** 15/08 (2011. 01)

A 6 1 B 8/08

G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

G 0 6 T 15/00 2 0 0

請求項の数 9 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2004-247894 (P2004-247894)
 (22) 出願日 平成16年8月27日 (2004. 8. 27)
 (65) 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)
 審査請求日 平成19年8月23日 (2007. 8. 23)
 (31) 優先権主張番号 10/652, 747
 (32) 優先日 平成15年8月29日 (2003. 8. 29)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 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
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5 3
 1 8 8・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブルバード・ダブリュー・7 1 0
 ・3 0 0 0
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

異なる解剖学的特徴を有する複数の強調画像 (1 6 0 - 1 6 6) 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収集段階と、
 前記超音波ボリュームデータセット内に厚さ (1 4 2) を有する1つの平面 (1 3 2)
 を識別する識別段階と、

前記超音波ボリュームデータセット内で複数の画像強調処理法を用いて前記平面 (1 3
 2) を含み前記多数の解剖学的特徴に対応して予め設定された異なる厚さのスライスデー
 タを処理し複数の強調画像を形成する処理段階であって、前記複数の強調画像の各々は、
 異なる解剖学的特徴を強調するところの異なる画像強調処理法を用いて生成され、前記超
 音波ボリューム・データセットを収集しながらリアルタイムにこの画像強調処理を行い、
 上記データセットが格納された後に上記画像強調処理を可能ならしめるものである、画像
 強調処理段階と、

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 (1
 6 0 - 1 6 6) を同時に提示する提示段階と、

を具備することを特徴とする方法。

【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。

【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】

前記処理段階は、予め定められた複数の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しながら同時に複数の強調画像を生成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。

10

【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】

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、

前記データセット内で 1 つの平面（１４２）を識別する段階と、

複数の画像強調法を用いて前記平面を含み、前記多数の解剖学的特徴に対応して予め設定された異なる厚さのスライスデータを処理する段階であって、前記データセットを収集すると同時にリアルタイムに前記強調処理を実行せしめ、前記収集されたデータセットが格納された後も前記画像強調処理を実行せしめる、前記処理段階と、

20

前記データセットに基づいて、複数の画像（１６０ - １６６）を異なる画像強調法により処理して提示する段階であって、前記異なる画像強調法は対応する異なる解剖学的特徴を強調する、前記提示工程と、を含み、

それぞれが異なる厚さを有する前記多数の画像（１６０ - １６６）が同時に提示されることを特徴とする方法。

【請求項 8】

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、ハーモニック及びコハーモニッ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 7 に記載の方法。

30

【請求項 9】

収集タイプを識別する段階と、

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 7 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

40

【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

50

、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。

【 0 0 0 3 】

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。

10

【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】

【 0 0 0 4 】

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】

【 0 0 0 5 】

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。

20

【 0 0 0 6 】

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。

【 0 0 0 7 】

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。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 8 】

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。

40

50

【 0 0 0 9 】

また、超音波システム 1 0 0 は、信号プロセッサ 1 1 6 を含み、収集された超音波情報（すなわち R F 信号データ又は I Q データペア）を処理し、表示システム 1 1 8 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 1 1 6 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 R F / I Q バッファ 1 1 4 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。

【 0 0 1 0 】

超音波システム 1 0 0 は、人の眼のほぼ知覚速度である毎秒 5 0 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 1 1 8 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 1 2 2 を含む。好ましくは画像バッファ 1 2 2 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 1 2 2 は、任意の既知のデータ記憶媒体を含むことができる。

【 0 0 1 1 】

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 7 0 が示される。システム 7 0 は、送信器 1 2 及び受信器 1 4 に接続されるプローブ 1 0 を含む。プローブ 1 0 は、超音波パルスを送信し、走査された超音波ボリューム 1 6 の内側構造体からのエコーを受信する。メモリ 2 0 は、走査された超音波ボリューム 1 6 由来の受信器 1 4 からの超音波データを記憶する。ボリューム 1 6 は様々な技術（例えば 3 D 走査、リアルタイム 3 D 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 2 D 走査、ボクセル相関技法を用いるフリーハンド走査、2 D 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。

【 0 0 1 2 】

トランスデューサ 1 0 は、関心領域（R O I）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 1 0 は走査平面 1 8 を収集する。走査平面 1 8 は、隣接する走査平面 1 8 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 1 8 はメモリ 2 0 内に記憶され、次いで、ボリューム走査コンバータ 4 2 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 1 0 は、走査平面 1 8 ではなくラインを収集することができ、メモリ 2 0 は、走査平面 1 8 ではなく、トランスデューサ 1 0 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 2 0 は、走査平面 1 8 ではなく、トランスデューサ 1 0 に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 4 2 は制御入力 4 0 からスライス厚み設定を受信し、これは走査平面 1 8 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 4 2 は、多数の隣接する走査平面 1 8 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 1 8 の数は、スライス厚み制御入力部 4 0 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 4 4 に記憶され、ボリュームレンダリングプロセッサ 4 6 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 4 6 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 4 6 の出力は、ビデオプロセッサ 5 0 及び表示装置 6 7 に送られる。

【 0 0 1 3 】

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、血管又はパワーブラー情報を含む。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 4 】

図 3 は、 1 つの実施形態による図 2 のシステム 7 0 によって収集されたリアルタイム 4 D ボリューム 1 6 を示す。ボリューム 1 6 は、角度 2 6 で互いから広がる半径方向境界 2 2 及び 2 4 を有する扇形断面を含む。プローブ 1 0 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 1 8 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 1 8 を走査する。図 2 に示すように、プローブ 1 0 により収集された走査平面 1 8 は、メモリ 2 0 に記憶され、ボリューム走査コンバータ 4 2 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 4 2 から出力され、レンダリングボックス 3 0 としてスライスメモリ 4 4 に記憶される。スライスメモリ 4 4 のレンダリングボックス 3 0 は多数の隣接する画像平面 3 4 から形成される。

10

【 0 0 1 5 】

レンダリングボックス 3 0 は、オペレータによって、スライス厚み 3 2、幅 3 6、及び高さ 3 8 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 4 2 は、スライス厚み制御入力 4 0 によってスライスの厚みパラメータを調整するように制御して、所望の厚みのレンダリングボックス 3 0 を形成することができる。レンダリングボックス 3 0 は、ボリュームレンダリングされる走査ボリューム 1 6 の一部を表す。ボリュームレンダリングプロセッサ 4 6 は、スライスメモリ 4 4 にアクセスし、レンダリングボックス 3 0 の厚み 3 2 に沿ってレンダリングする。

【 0 0 1 6 】

20

操作中、予め定められた実質的に一定の厚みを有する 3 D スライス（レンダリングボックス 3 0 と呼ばれる）は、スライス厚み設定制御部 4 0（図 2）によって収集され、ボリューム走査コンバータ 4 2（図 2）で処理される。レンダリングボックス 3 0 を表すエコーデータは、スライスメモリ 4 4 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 2 mm から 2 0 mm であるが、2 mm より小さいか、又は 2 0 mm 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 4 0 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。

【 0 0 1 7 】

ボリュームレンダリングプロセッサ 4 6 は、画像平面 3 4 の画像部分 4 8 にレンダリングボックス 3 0 を投影する（図 3）。ボリュームレンダリングプロセッサ 4 6 の処理の後、画像部分 4 8 のピクセルデータは、ビデオプロセッサ 5 0 を通過し、次いで、表示装置 6 7 に送られる。レンダリングボックス 3 0 は、走査ボリューム 1 6 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 3 0 が走査ボリューム 1 6 の小部分のみであることが有利な場合がある。

30

【 0 0 1 8 】

図 4 は、表示装置 6 7 の一方側への奥行き 4 4 を有する B モード画像 1 3 0 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 3 4 のボリューム 1 6（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 1 2 0 を使用して、B モード画像 1 3 0 上に興味のある平面 1 3 2 を形成することができる。平面 1 3 2 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 . 1 mm 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 1 3 2 はデータセット又はボリューム 1 6 の部分又はサブセットを定める。平面 1 3 2 は、プローブ 1 0 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 1 3 2 が識別されると、ユーザは、ユーザ入力 1 2 0 を用いて角度 1 3 6 を通じて平面 1 3 2 を回転することができる。ユーザはまた、平面 1 3 2 をプローブ 1 0 に向かって上方 1 3 8 へ、又はプローブ 1 0 から離れて下方 1 4 0 へ移動することができる。

40

【 0 0 1 9 】

次に、ユーザは、平面 1 3 2 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

50

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。

10

【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、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して行うことができる。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。

20

【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。

【００２２】

図５は、関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。

30

【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。

40

【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

50

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べきである。

10

【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。

20

30

【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に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。

40

【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

50

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。

10

【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。

20

【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 より多くも少なくとも表示できることは理解すべきである。

30

【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、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】

40

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。

【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。

50

【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。

【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。

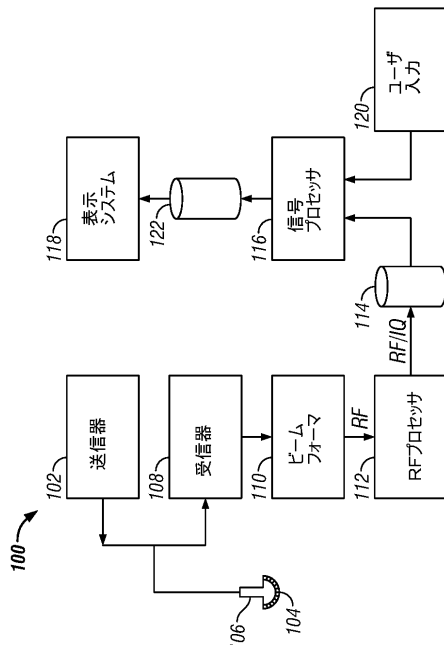
【図8】本発明の1つの実施形態による図2の超音波システムの一部のブロック図。

【符号の説明】

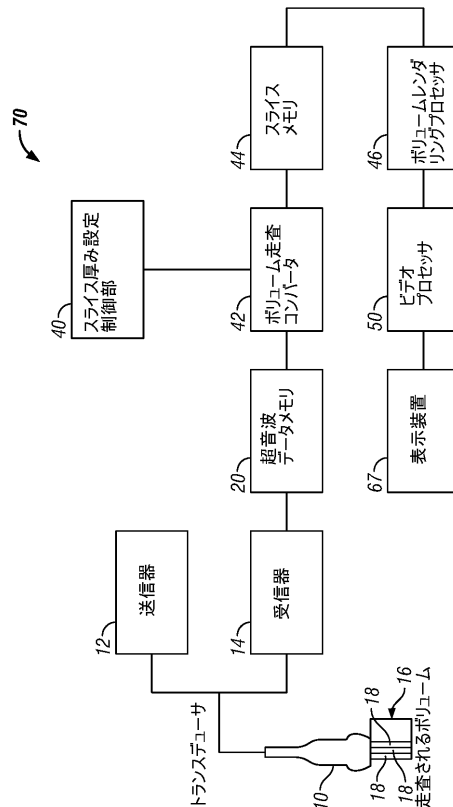
【0038】

- 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

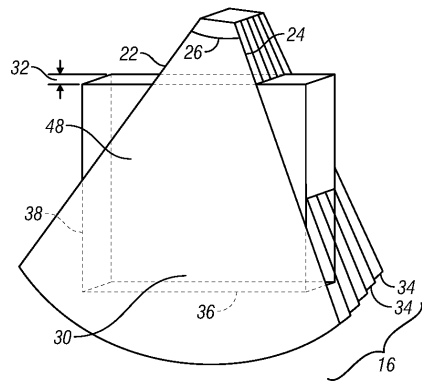
【図1】



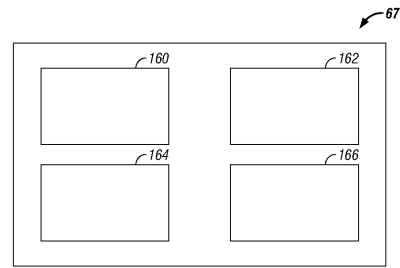
【図2】



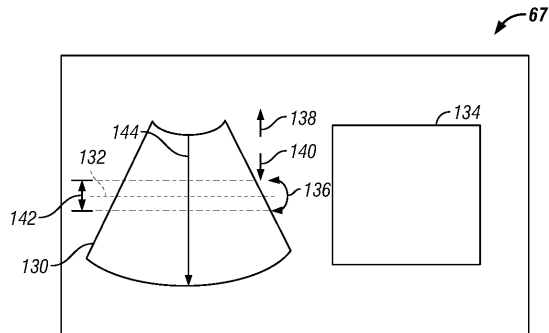
【図 3】



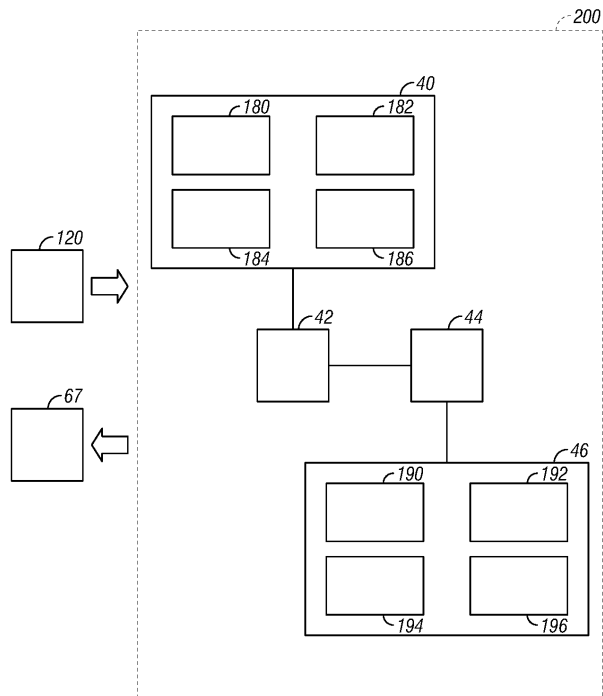
【図 6】



【図 4】



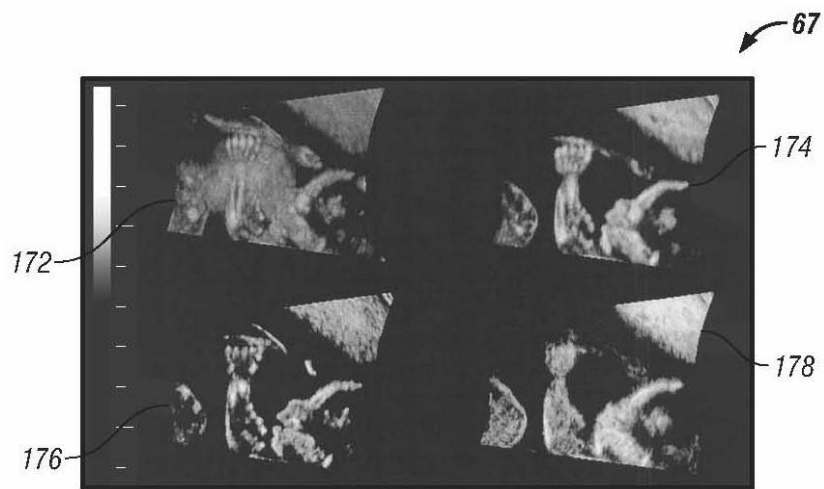
【図 8】



【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、ボルハム、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

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開２０００ - ３００５５５（ＪＰ，Ａ）

特開平０７ - １６３５５８（ＪＰ，Ａ）

特開２００１ - ０７９００３（ＪＰ，Ａ）

特開平１１ - １５５８６１（ＪＰ，Ａ）

特開平０５ - ２２８１４６（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)

A 6 1 B 8 / 0 8

G 0 6 T 1 / 0 0

G 0 6 T 1 5 / 0 8

专利名称(译)	呈现多个突出显示图像的方法		
公开(公告)号	JP4831538B2	公开(公告)日	2011-12-07
申请号	JP2004247894	申请日	2004-08-27
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	アーサーグリツキー ジョセフシュタイニンガー		
发明人	アーサー・グリツキー ジョセフ・シュタイニンガー		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00 G06T15/08 A61B8/00 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/483 G01S7/52063 G01S7/52074		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D G06T15/00.200 A61B8/14 G06T15/08 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/DD10 4C601/DD14 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/DE09 4C601/EE11 4C601/JC06 4C601/JC21 4C601/JC27 4C601/JC30 4C601/JC31 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK19 4C601/KK25 5B057/AA07 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CD14 5B057/CH01 5B057/DA16 5B057/DC09 5B057/DC22 5B057/DC36 5B080/AA17		
代理人(译)	小仓 博 伊藤 亲		
审查员(译)	川上 則明		
优先权	10/652747 2003-08-29 US		
其他公开文献	JP2005074226A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种方法和装置，用于基于数据量内的识别的平面处理和显示多个增强图像。解决方案：提供了用于呈现不同解剖特征的多个增强图像160-166的方法和装置。获取具有多个解剖特征的超声体积数据集。基于数据集内的多个解剖特征同时呈现多个增强图像160-166。Z

【 図 2 】

