

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2005-511235

(P2005-511235A)

(43) 公表日 平成17年4月28日(2005.4.28)

(51) Int.Cl.⁷

A 61 B 8/00

F 1

A 61 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2003-552140 (P2003-552140)
 (86) (22) 出願日 平成14年11月26日 (2002.11.26)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年6月11日 (2004.6.11)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2002/005025
 (87) 國際公開番号 WO2003/051202
 (87) 國際公開日 平成15年6月26日 (2003.6.26)
 (31) 優先権主張番号 10/023,080
 (32) 優先日 平成13年12月14日 (2001.12.14)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

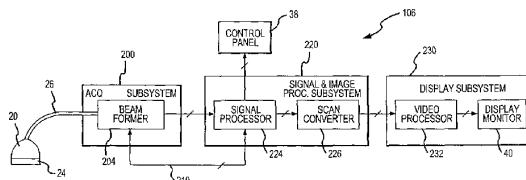
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ベーー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 Grootewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波撮像システム及び方法

(57) 【要約】

超音波撮像システムは、ディスプレイの観察画面上に発生されるべき超音波画像を生じさせる画像プロセッサに結合された超音波走査ヘッドを含む。画像プロセッサは、送波及び受波ビームを発生するビームフォーマ、信号プロセッサ、並びに従来のスキャンコンバータを含む。信号プロセッサは、画像に対応する画像データを発生するようビームフォーマからの信号を受信し、画像データを解析し、解析に基づいて、使用されるべき送波焦点位置の数、並びに、各焦点位置に対する最適な場所を決定する。次に、信号プロセッサは、焦点位置の場所を設定するようビームフォーマへデータを結合する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波画像が生成されるディスプレイを有する超音波撮像システムにおいて送波される超音波の一組のビームの焦点位置を自動的に設定する方法であって、

前記超音波ディスプレイは、深さ軸及び方位軸を有し、

前記方法は、

前記超音波画像の関心領域を識別するために前記超音波画像を自動的に解析し、及び／又は前記超音波画像中の関心領域を選択し、

前記送波される超音波のビームの焦点位置の場所を前記超音波画像の関心領域の場所に對応するよう自動的に設定する段階とを有する方法。 10

【請求項 2】

前記送波される超音波のビームの焦点位置の場所を自動的に設定する動作は、前記超音波ディスプレイの前記深さ軸に沿った少なくとも 2 つの焦点位置の夫々の場所を自動的に設定することを含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記超音波ディスプレイの前記深さ軸に沿った少なくとも 2 つの焦点位置の夫々の場所を設定する動作は、前記超音波ディスプレイの前記深さ軸に沿った焦点位置の夫々の場所を前記超音波ディスプレイの前記方位軸に沿った夫々の場所に対して設定することを含む、請求項 2 記載の方法。 20

【請求項 4】

前記送波される超音波のビームの焦点位置の場所を前記超音波の関心領域の場所に對応するよう自動的に設定する動作は、前記焦点位置の数及び各焦点位置の場所を自動的に設定することを含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 5】

前記関心領域を選択する動作は、前記深さ軸及び前記方位軸の両方に沿って前記超音波画像の複数の関心領域を選択することを含み、前記送波される超音波のビームの焦点位置の場所を自動的に設定する動作は、前記超音波画像の前記選択された各関心領域の特徴に基づいて前記送波される超音波のビームの夫々の焦点位置の場所を自動的に設定することを含む、請求項 1 記載の方法。 30

【請求項 6】

超音波トランステューサのアレイを有する走査ヘッドと、

前記走査ヘッドに結合され、前記走査ヘッドに超音波のビームを送波させるよう前記走査ヘッドに電気信号を与え、前記走査ヘッドによって受波される超音波エコーに応じて前記走査ヘッドから電気信号を受信するビームフォーマと、

前記走査ヘッドによって送波される超音波のビームは前記ビームフォーマに与えられる制御信号によって決められる焦点位置で合焦され、

前記ビームフォーマから信号を受信するよう結合され、前記信号を超音波画像に対応する画像データへ変換し、前記画像データに対応する超音波画像中の関心領域を識別するよう前記画像データを解析するよう動作可能であり、前記超音波画像の関心領域の場所に對応する前記送波された超音波のビームの焦点位置の場所を設定するよう前記制御信号を発生するよう動作可能な画像プロセッサと、 40

前記画像プロセッサに結合され、前記画像データに対応する超音波画像を発生するディスプレイとを含む、

超音波撮像システム。

【請求項 7】

前記画像プロセッサは、前記ビームフォーマに、夫々の焦点位置を有する少なくとも 2 つの超音波ビームを送波させるよう前記ビームフォーマに信号を与えるよう動作可能であり、前記焦点位置の場所は、前記画像プロセッサによって前記ビームフォーマに印加される信号によって制御される、請求項 6 記載の超音波撮像システム。

【請求項 8】

10

20

30

40

50

前記画像プロセッサは、前記超音波ディスプレイの深さ軸に沿って前記焦点位置の夫々の場所を設定するよう前記ビームフォーマに信号を印加するよう更に動作可能である、請求項6記載の超音波撮像システム。

【請求項9】

前記画像プロセッサは、所定の画像特徴を識別するために前記超音波画像を解析するよう動作可能である、請求項6記載の超音波撮像システム。

【請求項10】

前記画像プロセッサは、所定の画像特徴を自動的に識別するよう動作可能な自動化された境界検出プロセッサを有する、請求項9記載の超音波撮像システム。

【請求項11】

超音波トランスデューサのアレイを有する走査ヘッドと、

前記走査ヘッドに結合され、前記走査ヘッドに超音波のビームを送波させるよう前記走査ヘッドへ電気信号を印加し、前記走査ヘッドによって受波される超音波エコーに応答する前記走査ヘッドからの電気信号を受信するビームフォーマと、前記走査ヘッドによって送波される超音波のビームは前記ビームフォーマに印加される制御信号によって決定され、

深さ軸及び方位軸の両方に沿って超音波画像中の関心領域を識別する情報を含む情報をユーザが入力することを可能とするよう構成されたユーザインタフェース装置と、

前記ビームフォーマ及び前記ユーザインタフェースから信号を受信するよう結合され、前記信号を超音波画像に対応する画像データへ変換する画像プロセッサと、

前記ユーザインタフェース装置に応答的であり、前記入力された情報に基づいて前記送波された超音波のビームの焦点位置の場所を設定するよう前記制御信号に結合するよう動作可能な制御線と、

前記画像プロセッサに結合され、前記画像データに対応する超音波画像を発生するディスプレイとを含む、

超音波撮像システム。

【請求項12】

ユーザインタフェース装置は、超音波画像中の複数の関心領域を識別する情報をユーザが入力することを可能とする構成とされ、前記制御線は、送波された超音波のビームの夫々の焦点位置の場所を前記ビームフォーマに設定せるよう前記ビームフォーマに信号を印加するよう動作可能である、請求項11記載の超音波撮像システム。

【請求項13】

超音波トランスデューサのアレイを有する走査ヘッドと、

前記走査ヘッドに結合され、前記走査ヘッドに超音波のビームを送波させるよう前記走査ヘッドに電気信号を印加し、前記走査ヘッドによって受波される超音波エコーに応答的な前記走査ヘッドからの電気信号を受信するビームフォーマと、前記走査ヘッドによって送波される超音波のビームは前記ビームフォーマに印加される制御信号によって決定される焦点位置に合焦され、

前記ビームフォーマ及び前記ユーザインタフェースから信号を受信するよう結合され、前記信号を超音波画像に対応する画像データに変換し、送波された超音波のビームの焦点位置の場所を深さ軸に沿った複数の関心領域の場所に対応するよう設定する制御信号を前記方位軸に沿った関心領域の場所の関数として発生するよう動作可能である、画像プロセッサと、

前記画像プロセッサに結合され、前記画像データに対応する超音波画像を発生するディスプレイとを有する、

超音波撮像システム。

【請求項14】

前記画像プロセッサは、前記超音波画像を解析するよう、また前記解析に基づき前記複数の関心領域を識別するよう動作可能である、請求項13記載の超音波撮像システム。

【請求項15】

10

20

30

40

50

前記画像プロセッサは、前記ビームフォーマに前記超音波ディスプレイの深さ軸に沿った少なくとも2つの焦点位置の夫々の場所を設定させるよう、前記ビームフォーマに信号を印加するよう動作可能である、請求項13記載の超音波撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像診断法に係り、特に、送波された超音波ビームの1つ又はそれ以上の焦点位置の場所を自動的に選択するシステム及び方法に関する。10

【背景技術】

【0002】

超音波は、様々な撮像モードを用いて組織及び血管を撮像するために使用されうる。例えば、Bモード走査は、画像の各領域の明るさが、対応する組織の領域からの超音波反射波の強度の関数であるグレースケール値で組織を描写することにより組織を撮像するために使用されうる。Bモード走査は、器官及び血管の形状を視覚化し、組織中の腫瘍といった塊の存在を検出するのに使用されうる。ドップラ走査は、動脈又は静脈を通って流れる血液といった動く音の反射体の速度を示す画像を与えるために使用されうる。血管を通る血液の流れのパターンを撮像するためにドップラ走査を用いることにより、血管の内部形状を推論することが可能となる。結果として、血管中の部分的な閉塞が検出されうる。

【0003】

図1中、従来の超音波画像診断システム10が示されている。超音波撮像システム10は、関心となる組織、器官、又は血管を含む目標領域と接して配置されるトランスデューサ面を有する走査ヘッド20を含む。以下説明するように、走査ヘッド20は、トランスデューサ素子24のアレイを含み、各トランスデューサ素子24は、送信信号を超音波ビームの成分へ変換し、超音波反射波を夫々の受信信号へ変換する。これらの信号は、ケーブル26を通じて走査ヘッド20と撮像ユニット30との間で結合される。撮像ユニット30は、カート34に搭載されて示されている。撮像システムはまた、システム10に対するユーザのインターフェースを可能とする制御パネル38を含む。観察画面44を有するディスプレイモニタ40は、撮像ユニット30の上面の上に配置される。20

【0004】

動作中、走査ヘッド20中のトランスデューサ素子24は、図2に示すように超音波エネルギーをまとめて送波する。全ての又は幾つかのトランスデューサ素子24へ、一般的には1-20MHzの周波数である夫々の電気信号が印加される。電気信号が印加されるトランスデューサ素子24の数は、送波アーチャの寸法を決定する。アーチャの寸法は、以下に説明するように、撮像視野の寸法及び解像度に影響を与える。実際には、トランスデューサ素子24に印加される電気信号の位相は、ビーム50が焦点位置52で合焦されるよう調整される。トランスデューサ面の下の焦点位置52の深さは、トランスデューサ素子24に印加される電気信号の位相の差の大きさによって制御される。焦点位置52の有効長に対応する焦点距離は、送波アーチャの寸法及び利得、即ち、ビーム50を形成するのに用いられるトランスデューサ素子24の数によって決定される。理想的には、焦点位置52は、最も高く関心が持たれる特徴が最善の達成可能な焦点におさまる位置となるよう、位置決めされるべきである。図2中、焦点位置52は、図示のため、実際の一般的な場合よりもかなり「鋭く」示されている。個々のトランスデューサ素子24からの超音波は、通常は組織によって回折され、焦点位置52の有効長は、実際にはビーム50が点となる場所よりもビーム50が狭められた領域において長くなる。40

【0005】

上述のように、トランスデューサ素子24はまた、超音波反射波を受波し、対応する電気信号を発生するにも使用される。図3に示すように、受信された信号の位相及び利得は、トランスデューサ素子24から結合される信号間の位相差に対応する焦点位置58に合焦される受波ビーム56を効率的に発生するよう調整される。(明瞭性のため、2つのトランスデューサ素子24のみに対するビーム成分を示すが、ビーム成分は全ての作動中の50

トランスデューサ素子に対して存在することが理解されよう）。受波ビーム 5 6 はまた、トランスデューサ素子 2 4 から結合される信号間の位相差を調整することにより、「ステアリング」され、即ち、トランスデューサ面に対して垂直な軸からずらされる。実際は、これらの信号間の位相差は、焦点位置 5 8 が比較的深い位置 6 0 からの深さから超音波が反射される比較的浅い位置 6 2 へ動的に変化するよう、各超音波送波からの時間遅延の関数として調整される。従って、送波ビーム 5 0 に対する焦点位置 5 2 が一定の場所であるのに対して、受波ビーム 5 6 に対する焦点位置 5 8 は、超音波が反射される深さと共に動的に変化する。以下説明するように、本願発明は、受波ビーム 5 6 に対する焦点位置 5 8 の場所ではなく送波ビーム 5 0 に対する焦点位置 5 2 の場所に関連する。

【0006】

10

図 4 に、観察画面 4 4 上に表示された典型的な B モード超音波画像 6 4 を示す。超音波画像 6 4 は、組織 6 6 や血管 6 8 といった多数の解剖学的特徴を示す。図 4 に示す特別な場合には、医療術者にとっての関心領域は血管 6 8 である。結果として、送波ビームの焦点位置は、望ましくは血管 6 8 の深さに配置されるべきである。従来の超音波撮像システム 1 0 (図 1) は、送波ビームの焦点位置の場所を調整する可能性を有する。図 4 に示すように、画像 6 4 の深さ軸に沿った焦点位置の場所は、観察画面 4 4 の右側のカーソル 7 0 によって示される。焦点位置の場所は、制御パネル 3 8 (図 1) で制御を操作することといった適当な手段で調節される。結果として、医療術者は、送波ビームの焦点位置を超音波画像 6 4 中の最も高い関心が持たれる領域に配置することができる。

【0007】

20

関心対象は、単一の焦点位置によって有效地に合焦されうるよりも大きいこと、又は、単一の焦点位置によっては適切に合焦されえない多数の対象が異なる被写界深度にあることがありうる。この問題に対する 1 つの解決策は、図 5 に示すように 2 つ以上の送波合焦点位置を用いて画像を発生する従来の超音波撮像システム 1 0 によって与えられる。観察画面 4 4 は、比較的大きい血管 8 4 を含む組織 8 2 を示す B モード画像 8 0 を示す。単一の焦点領域は、血管 8 4 を最適に撮像するには小さすぎることがある。このために、医療術者は、図 5 に示すように、多数の焦点位置、例えば観察画面 4 4 の右側のカーソル 8 6 、 8 8 によって示されるような 2 つの焦点位置を選択することができる。焦点位置の場所は、例えば制御パネル 3 8 の制御を操作することといった適当な手段によって調整されうる。

【0008】

30

2 つの送波焦点位置は、まず、第 1 の焦点位置で合焦される超音波のビームを送波することによって用いられる。次に、上述のように超音波反射波が得られ、それに対応する第 1 の組のデータが適当な手段によって記憶される。次に第 2 の焦点位置で合焦される超音波の第 2 のビームが送波され、次にやはり超音波反射波が得られ、それに対応する第 2 の組のデータが記憶される。次に、記憶された 2 組のデータを用いて画像 8 0 が形成され、このとき、第 1 の焦点位置にある画像の部分は主に第 1 の組のデータから導出され、第 2 の焦点位置にある画像の部分は主に第 2 の組のデータから導出される。多数の送波焦点領域を用いる望ましい方法は、特許文献 1 に記載されている。

【0009】

40

システム 1 0 の動作について、図 4 及び図 5 に示す B モード画像を参照して説明した。しかしながら、ドップラ画像といった他の種類の画像に対して同じ原理が適用されうることが理解されよう。

【0010】

50

システム 1 0 は、図 4 及び図 5 を参照して上述したように、送波焦点位置を最適に位置決めするよう動作しうるが、それでもなお限界や問題がある。例えば、送波焦点位置を正しい位置におくことはかなり時間がかかる。更に、正しい数の焦点位置を選択し、各焦点位置を最適な場所におくことは非常に高い水準の技能を必要としうる。上述の及び他の理由により、焦点位置はしばしば最適な場所には配置されておらず、多くの場合、術者は焦点位置を最適な位置にしようと試みもしない。実際に、術者は、焦点位置の場所が調整されうること、または、多数の焦点位置が使用されうることに気づきもしないことがある。

【特許文献 1】米国特許第 6,315,723 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

従って、特別な操作技能を必要とすることなく、焦点位置の最適な数及びそれらの最適な位置を迅速かつ容易に選択しうるシステム及び方法が必要とされる。

【課題を解決するための手段】

【0012】

超音波診断撮像システム及び方法は、超音波走査ヘッドによって送波される超音波のビームの焦点位置の場所を超音波ディスプレイ上に表示される超音波画像の解析に基づいて自動的に設定する画像プロセッサを用いる。画像プロセッサは、関心領域を自動的に識別するために画像を解析してもよく、又は関心領域はユーザによって手動で選択されてもよい。画像プロセッサは、画像の質といった画像の特徴を解析することによって関心領域を自動的に識別しうる。画像プロセッサは、関心領域中の超音波画像の質を最大化するために、焦点位置の場所を関心領域の場所に対応させること、又は何らかの他の手段によって設定しうる。画像プロセッサはまた、超音波画像の解析に基づいて、超音波送波の数及び夫々の焦点位置の場所を選択してもよい。画像プロセッサはまた、深さ (depth) 軸に沿った焦点位置の場所を超音波ディスプレイの方位 (azimuth) 軸に沿った関心領域の場所の関数として変化させることにより焦点位置の場所を動的に変化させてもよい。

10

【0013】

本発明の異なる実施例によれば、超音波画像中の関心領域を識別するために超音波画像を自動的に解析する動作は、所定の画像特徴を識別するよう超音波画像を自動的に解析することを含み、所定の画像特徴を識別するよう超音波画像を自動的に解析する動作は、自動化された境界検出によって画像データを解析することを含みうる。

20

【0014】

自動化された境界検出によって画像データを解析する動作は、時間的に異なる画像の画像データを解析することを含み、ビームの焦点位置の場所を自動的に設定する動作は、少なくとも周期的にビームの焦点位置の場所を更新することを含む。

【0015】

超音波画像中の関心領域を識別するために超音波画像を自動的に解析する動作は、画像の所定の領域中の画像の質を解析することを含みうる。

30

【0016】

送波される超音波のビームの焦点位置の場所を自動的に設定する動作は、所定の領域中の画像の質を最適化するために焦点位置の場所を設定することを含みうる。

【0017】

本発明によれば、超音波画像が発生されえ、深さ軸及び方位軸を有するディスプレイを有する超音波撮像システム中で送波される超音波のビームの焦点位置を設定する方法は、超音波画像を観察すること、

超音波画像中の関心領域を選択すること、
超音波画像の選択された関心領域の特徴に基づき送波される超音波のビームの焦点位置の場所を自動的に設定することを含みうる。

40

【0018】

選択された関心領域の場所に基づき送波される超音波のビームの焦点位置の場所を自動的に設定する動作は、超音波ディスプレイの方位軸に沿った夫々の場所に対して超音波ディスプレイの深さ軸に沿った複数の位置に対する焦点位置へ自動的に設定することを含みうる。

【0019】

選択された関心領域の場所に基づき送波される超音波のビームの焦点位置の場所を自動的に設定する動作は、超音波ディスプレイの深さ軸に沿った少なくとも 2 つの焦点位置の夫々の場所を設定することを含みうる。

50

【 0 0 2 0 】

選択された関心領域の特徴に基づき送波される超音波のビームの焦点位置の場所を自動的に設定する動作は、選択された領域における画像の質を最大化させるために焦点位置の場所を自動的に設定することを含む。

【 0 0 2 1 】

超音波画像中の関心領域を選択する動作は、選択された関心領域を分割する選択された関心領域の位置に対応する場所において超音波ディスプレイ上に識別マークを配置することを含みうる。

【 0 0 2 2 】

選択された関心領域の特徴に基づき送波される超音波のビームの焦点位置の場所を自動的に設定する動作は、焦点位置の数及び各焦点位置の場所を選択された関心領域の特徴に基づいて自動的に設定することを含みうる。

【 0 0 2 3 】

本発明の超音波撮像システムでは、走査ヘッド中の超音波トランステューサは線形配列として配置されうる。

【 0 0 2 4 】

本発明の超音波撮像システムでは、制御線は、ビームフォーマに夫々の焦点位置を有する少なくとも2つの超音波ビームを送波させるよう、ビームフォーマに信号を印加するよう動作可能でありえ、焦点位置の場所は制御線によってビームフォーマに印加される信号によって制御される。

【 0 0 2 5 】

本発明の超音波撮像システムは更に、ユーザが複数の関心領域を識別する情報を入力することを可能とするような構造とされたユーザインターフェース装置を含みうる。

【 発明を実施するための最良の形態 】**【 0 0 2 6 】**

図6に、本発明による超音波撮像システム100の1つの実施例を示す。システム100は、図1の撮像システム10で用いられるのと同じ多くの要素を用いる。従って、簡略化のため、これらの要素には同じ参照番号が付され、それらの機能及び動作の説明は繰り返さない。システム100は、システム10で用いられる撮像ユニット30とは異なる撮像ユニット106を用いる点で主に図1に示すシステム10とは異なる。撮像ユニット106中で用いられる要素について、図11を参照して以下説明する。

【 0 0 2 7 】

システム100は、図7に示すように、本発明の1つの実施例に従って超音波画像110を発生しうる。システム100は、適当な手段によって関心領域112の位置を見つけるために画像110を自動的に解析することによって画像110を発生する。システム100は、超音波画像を解析するための既存のアルゴリズムを用いてこの解析を行ってもよいが、超音波画像を解析するための後に開発されるアルゴリズムもまた使用されてもよい。1つの実施例では、アルゴリズムは、最も明るい領域の位置を見つけるために画像110を解析し、この領域は関心領域として選択される。他の実施例では、予想関心領域の特徴が取得されている画像の種類によって定義される「組織特定撮像(tissue specific imaging)」が用いられる。フィリップスHD1500超音波システム上で利用可能な「組織特定撮像」では、ユーザは撮像されるべき解剖学的構造を選択し、超音波システムは解剖学的構造を走査するための望ましいパラメータで超音波システム自体を自動的に初期化する。例えば、ユーザは、「産科撮像」又は「心臓撮像」を選択しうる。産科走査では、予想関心領域は、画像中の比較的明るい領域内にあるであろう。心臓撮像では、関心領域は、左心室又は僧帽弁と行った心臓の特定の領域の画像特徴によって定義されうる。

【 0 0 2 8 】

関心領域の寸法、画像中の明るい対象の位置、産科撮像における胎児又は心臓撮像における心臓といった関心となる解剖学的構造の同一性、統計的な解析(均一性、特徴の識別力等)、又は送波ビームの現在の焦点深度といった他の因子に基づき、システム100は

10

20

30

40

50

、画像 110 を発生するために最適に使用されるべきである顔の位置を決定する。システム 100 は、次に、各送波焦点位置の場所を示すために観察画面 44 の右側にカーソル 114、116 を置く。本発明の 1 つの実施例では、ユーザはこれらの自動的に決定された位置を例えば制御パネル 38 上の制御を操作するといった適当な手段によって手動で調整できる。

【 0029 】

図 8 に示す他の実施例では、システム 100 は、ユーザが、例えばマウス、トラックボール、又はライトペンといったポインティングデバイスを用いること、又は、タッチパネルディスプレイ上に表示された関心領域を触ることといった適切な手段によって画像 122 中の関心領域 120 を指定することを可能とする。システム 100 は次に、このユーザ入力から、画像 122 の続くバージョンを発生するのに使用されるべき、送波焦点位置の場所、又は、多数の送波焦点の数及び場所を決定する。システムはまた、分割境界 126 又は他の印でユーザによって選択される関心領域 120 の境界をつけ、深さ軸に沿って焦点位置の場所を示すために観察画面 44 の右側にカーソル 128 を置くことが望ましい。

【 0030 】

自動境界分割の望ましい技術は、「Automated Border Detection in Ultrasonic Diagnostic Images」なる名称の米国特許出願第 09 / 732,613 号明細書に記載されている。この文献に記載されているように、心臓といった構造の画像データは、僧帽弁平面及び心筋の境界の位置といった特定の解剖学的特徴を識別するために解析される。僧帽弁の働きの診断が医師にとって関心のあるものである場合、例えば、僧帽弁平面の識別情報は、超音波画像中の僧帽弁の深さを識別する。自動化された境界検出は、例えば産科の患者の中の胎児の解剖学的構造といった体の中の他の構造を識別するためにも使用されうる。自動化された境界の検出を用いた本発明の実施例は、関心となる解剖学的構造を識別し、すると識別される解剖学的構造の深さは、超音波画像中の焦点位置の数及び / 又は位置を設定するのに使用されうる。

【 0031 】

自動化された境界検出は、時間的に順次の画像に対して動作しうるため、周期的又は連続的に画像データを解析する技術が使用され、従って、時間とともに解剖学的構造を追跡しうる。この情報は、周期的又は連続的に焦点位置を更新するのに使用され、従って走査ヘッド又は解剖学的な動きがある場合でも焦点を絶えず最適化する。望ましくは、焦点位置が変化されず、小さい動きの変化に対してジッタを示さないよう、何らかの形のヒステリシス又は積分が用いられる。

【 0032 】

上述のように、システム 100 のフレームレートは、用いられる焦点位置の数が増加するにつれて減少する。1 つの実施例では、ユーザは、システムが使用しうる多数の焦点位置の数、最小の許容可能なフレームレートを制限し、又は多数の送波焦点位置の自動選択が阻止される程度を選択することができる。この実施例では、システム 100 は、多数の焦点位置の使用を選択してもよいが、これは多数の送波焦点位置が画像 110 の質に対して非常に重要である場合にのみ行われる。フレームレートのパフォーマンスの制限がない他の実施例では、システム 100 は、多数の 5 の焦点位置が画像の質をかなり改善させることは、多数の焦点位置の使用を自動的に選択しうる。

【 0033 】

図 9 に示す本発明の他の実施例では、システム 100 は、画像 132 中の関心領域 130 を自動的に選択するか、例えばポインティングデバイスを用いて、又は分割境界 134 で領域を区切ることといった適当な手段によってユーザが関心領域 130 を指定することを可能とする。システム 100 は次に、例えば画像の細部の鮮銳さを解析することといった従来の又は今後開発されるアルゴリズムによって、関心領域 130 中の画像 132 の質を自動的に解析する。関心領域 130 の各解析の後、システム 130 は、焦点位置の最適な場所が決定されるまで、焦点位置の場所及び / 又は焦点位置の数を変更する。システム 100 はまた、画像 132 を作るのに用いられた焦点位置の数及び夫々の位置を示すよう

10

20

30

40

50

観察画面の右縁にカーソル 136、138 を配置することが望ましい。また、例えば、焦点位置が計算される周波数を制限すること、又は、焦点位置の場所を決定するのに用いられる因子の比較的大きい変化に対してのみ新しい焦点位置が計算されるようヒステリシス又は閾値処理を用いることによって、焦点位置の場所を決定するのに必要とされる処理の量を制限するための技術が使用されうる。

【0034】

図 10 に示す本発明の更なる実施例では、システム 100 は、2 つの関心領域が異なる深さに配置される送波焦点位置の場所を選択する上述の問題を解決する。関心領域は、上述のように、自動的に又はユーザ入力を通じて見つけられ得る。図 10 に示すように、観察画面 44 上の画像 140 は、第 1 の血管 144 及び第 2 の血管 146 を含む組織 142 を含む。第 1 の血管 144 は、方位軸 150 に沿った、即ち観察画面 44 の左側の第 1 の位置、及び、深さ軸 152 に沿った、即ち観察画面 44 の下の付近の第 1 の位置に配置される。第 2 の血管 146 は、方位軸 150 に沿った、即ち観察画面 44 の右側の第 2 の位置、及び、観察画面 44 の上方の深さ軸 152 に沿った第 2 の位置に配置される。深さ軸 152 に沿った血管 144、146 の異なる場所は、どの焦点位置の単一の場所も両方の血管 144、146 を撮像するのに最適なものとすることを防ぐ。2 つの異なる焦点位置、即ち一方は第 1 の血管 144 の深さに配置され、一方は第 2 の血管 146 の深さに配置される、が使用されうる。しかしながら、このアプローチは、撮像システム 100 のフレームレートを減少させることとなる。

【0035】

本発明の 1 つの実施例によれば、関心領域、例えば血管 144、146 が上述のように自動的又は手動で選択された後、システム 100 は、深さ軸 152 に沿った 1 つ以上の焦点位置の場所を方位軸 150 に沿った各関心対象の位置の関数として自動的に変更する。システム 100 が、画像 140 の左側で血管 144 を撮像しているとき、システム 100 は、画像 140 の深さ軸に沿った血管 144 の位置に対応する焦点位置に対する場所を選択する。システム 100 が、画像 140 の右側の血管 146 を撮像しているとき、システム 100 は、画像 140 の深さ軸に沿った血管 146 の位置に対応する焦点位置に対する場所を選択する。結果として、焦点位置の場所は、深さ軸 152 に沿って動的に可変であり、これは一般的な画像フレームでも達成でき、関心領域が画像の異なる横の領域を占めるときに利益を得ることが可能である。

【0036】

図 10 を参照して説明される本発明の実施例は、他の実施例と組み合わされうる。例えば、画像 140 中の各関心領域は、図 7 を参照して上述したように画像 140 を自動的に解析することによって、又は、図 8 を参照して上述したようにユーザが関心領域を指定することを可能とすることによって、選択されうる。焦点位置の場所を動的に変化させることはまた、例えば図 9 を参照して上述したように所定の領域中で画像 140 の質を最適化させることによって、上述の技術を用いて設定されうる。当業者によれば、他の組合せ及び代替策が明らかとなろう。

【0037】

動作上、ユーザは、例えば制御パネル 38 (図 1) 上のキーを押すことといった適当な手段により 1 つ以上の焦点位置の場所の設定を手動で開始させうる。或いは、システム 100 は、1 つ以上の焦点位置の場所を周期的に設定するために、バックグラウンドで動作しうる。焦点位置の設定を開始する他の手段もまた使用されうる。

【0038】

図 6 のシステムにおいて使用される撮像ユニット 106 の 1 つの実施例を、図 11 に示す。撮像ユニット 106 は、ケーブル 26 を通じて走査ヘッド 20 に結合されるビームフォーマ 204 を含む捕捉サブシステム 200 を含む。走査ヘッド 200 のトランステューサ素子からの電気信号は、各捕捉された走査ラインのエコーに対応する信号をビームへと処理するビームフォーマ 204 へ印加される。上述のように、ビームフォーマ 204 は、走査ヘッドに超音波エネルギーのビームを送波させるよう、走査ヘッド 200 中のトラン

10

20

30

40

50

スデューサ素子 26 に電気信号を印加する。ビームフォーマ 204 は、送波ビームを特定の深さへ合焦するために、走査ヘッド 20 のトランスデューサ素子に印加される信号の夫々の遅延を制御する。焦点位置の場所は、制御線 210 を通じて印加される制御データによって制御される。

【0039】

ビームフォーマ 204 からの受信された信号は、従来の信号プロセッサ 224 と従来のスキャンコンバータ 226 とを含む信号・画像処理サブシステム 220 へ印加される。信号プロセッサ 224 は、図 7 乃至 10 に示される画像といった画像に対応する画像データを発生するようビームフォーマ 204 から画像を受信する。信号プロセッサ 224 はまた、図 7 乃至 図 10 を参照して説明したように、焦点位置の最適位置又は焦点位置の最適な数とそれらの最適な場所を決定するために画像の所定の部分に対応する画像データを解析しうる。信号プロセッサ 224 はまた、上述のように例えば焦点位置調整処理を開始する命令又は質について解析されるべき画像領域を指定する情報といったユーザ入力を受信するよう制御パネル 38 (図示せず) とインターフェース接続される。信号プロセッサ 224 は、焦点位置の最適な場所又は焦点位置の最適な数とそれらの最適な場所を決定した後、焦点位置の場所を制御するために、制御線 210 を通じてビームフォーマへ適当な制御データを印加する。信号プロセッサ 224 はまた、送波及び受波アパーチャの寸法を制御するデータといった、ビームフォーマ 204 へ他のデータを結合させうる。信号プロセッサからの画像データは次に、画像データを所望の画像フォーマットの夫々の超音波画像フレーム 5 データへと整えるスキャンコンバータ 226 へ印加される。

10

20

30

【0040】

信号・画像処理サブシステム 220 からの画像フレームデータは、ビデオプロセッサ 232 及びディスプレイモニタ 40 を含むディスプレイサブシステム 230 へ転送される。ビデオプロセッサ 232 は、スキャンコンバータ 226 からの画像フレームデータを、ディスプレイモニタ 40 による使用のために、NTSC 又は VGA 10 ビデオ信号といった適当なビデオ信号へ変換する。

【0041】

上述のことより、本発明の特定の実施例について例示のために説明したが、本発明の趣旨及び範囲から逸脱することなく様々な変更がなされうることが認められよう。従って、本発明は、特許請求の範囲以外によって限定されるものではない。

30

【図面の簡単な説明】

【0042】

【図 1】従来の超音波診断撮像システムの等角図である。

【図 2】図 1 のシステムで用いられる超音波走査ヘッドが電気信号に応じて超音波エネルギーのビームを送波する方法を示す概略図である。

【図 3】図 1 のシステムで用いられる超音波走査ヘッドが超音波エネルギーのビームを受信し対応する電気信号を発生する方法を示す概略図である。

【図 4】従来の超音波撮像システム中のディスプレイの観察画面上に示す超音波画像を示す図である。

【図 5】超音波画像が 2 つの別々の焦点位置を用いて発生される従来の超音波撮像システム中のディスプレイの観察画面上に示される超音波画像を示す概略図である。

40

【図 6】本発明による超音波診断撮像システムの 1 つの実施例を示す等角図である。

【図 7】本発明の 1 つの実施例による図 6 の超音波撮像システムの観察画面上に示される超音波画像を概略的に示す図である。

【図 8】本発明の他の実施例による図 6 の超音波撮像システムの観察画面上に示される超音波画像を概略的に示す図である。

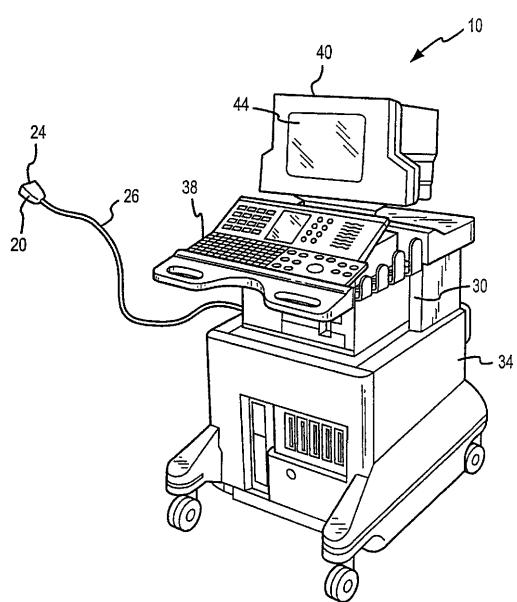
【図 9】本発明の更なる実施例による図 6 の超音波撮像システムの観察画面上に示される超音波画像を概略的に示す図である。

【図 10】本発明の他の実施例による図 6 の超音波撮像システムの観察画面上に示される超音波画像を概略的に示す図である。

50

【図11】図6の超音波撮像システムにおいて使用される本発明による撮像ユニットの1つの実施例を示すブロック図である。

【図1】



【図2】

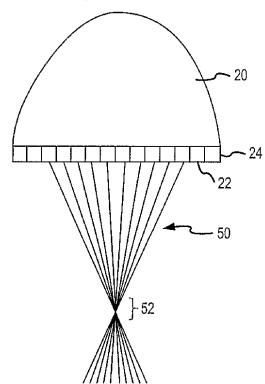


FIG.2

【図3】

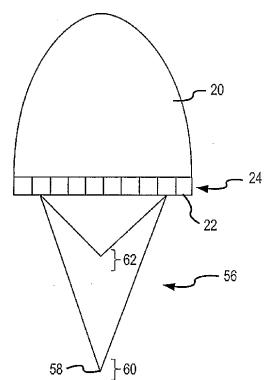
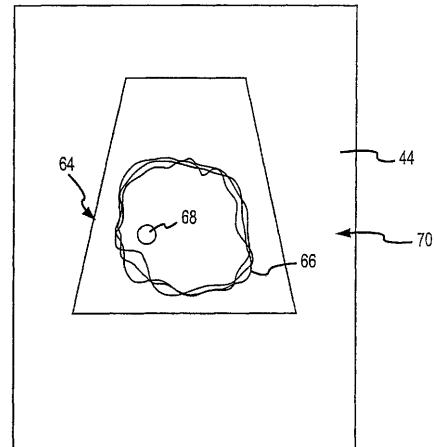


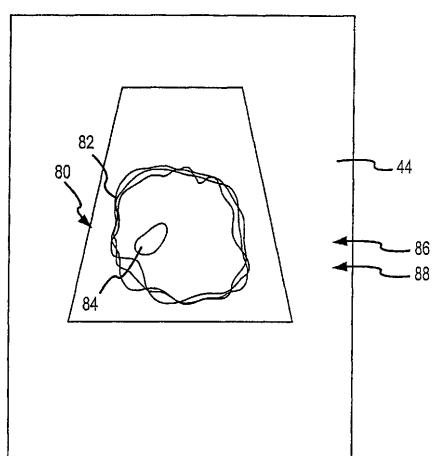
FIG.3

【図4】



(従来技術)

【図5】



(従来技術)

【図6】

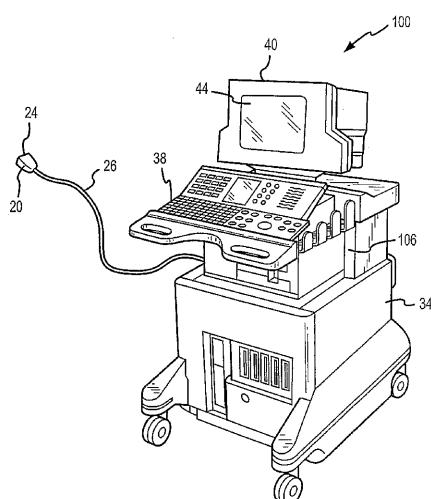


FIG.6

【図7】

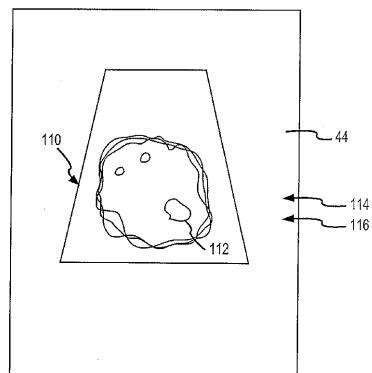


FIG.7

【図8】

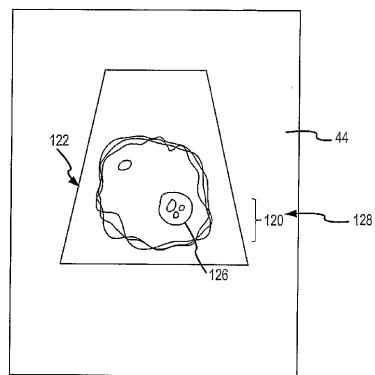


FIG.8

【図9】

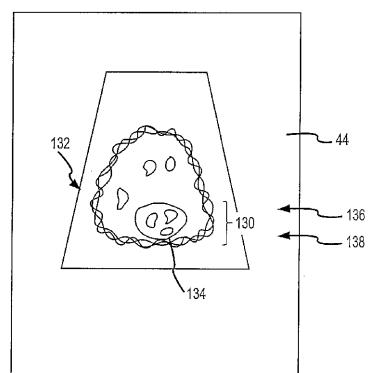


FIG.9

【図10】

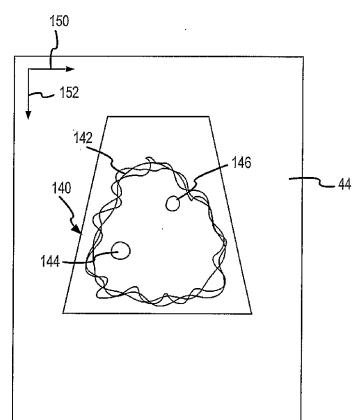
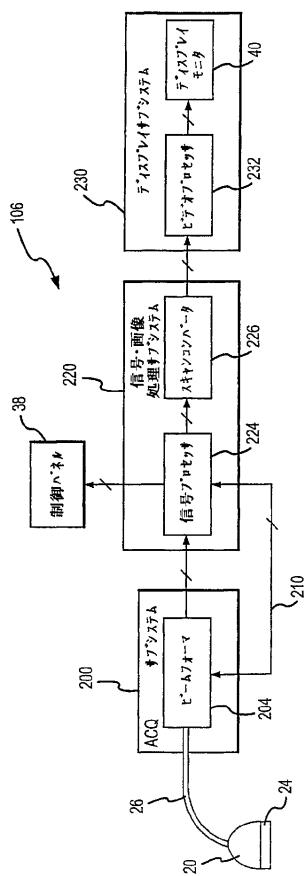


FIG.10

【図11】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		PCT/IB 02/05025
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B8/08 G01S7/52		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B G01S		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 193 660 B1 (MARSHALL JANICE L ET AL) 27 February 2001 (2001-02-27) column 2, line 13 -column 6, line 35 column 9, line 22 -column 11, line 41; figures 1-3 ---	1-15
X	US 6 217 516 B1 (BROCK-FISHER GEORGE A ET AL) 17 April 2001 (2001-04-17) column 3, line 46 -column 6, line 14; figure 2 ---	1-4,11
A	US 6 077 226 A (WASHBURN MICHAEL JOSEPH ET AL) 20 June 2000 (2000-06-20) column 2, line 31 -column 3, line 47 column 8, line 42 -column 11, line 53; figures 4,7 -----	1,11,13
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.
<p>* Special categories of cited documents :</p> <p>*A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>*E* earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>*L* document which may throw doubt on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>*O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>*P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>*X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>*Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.</p> <p>*&* document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 24 February 2003		Date of mailing of the international search report 06/03/2003
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Fax: 31 651 epo nl Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Artikis, T

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

PCT/IB 02/05025

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US 6193660	B1	27-02-2001	NONE		
US 6217516	B1	17-04-2001	NONE		
US 6077226	A	20-06-2000	EP 1041395 A2 JP 2000300562 A US 6500122 B1	04-10-2000 31-10-2000 31-12-2002	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,N0,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 シュミージング, ダニエル シー
オランダ国, 5656 アーアー アンドーフェン, プロフ・ホルストラーン 6

(72)発明者 シェナル, セドリック
オランダ国, 5656 アーアー アンドーフェン, プロフ・ホルストラーン 6

(72)発明者 オルソン, ラーズ ジェイ
オランダ国, 5656 アーアー アンドーフェン, プロフ・ホルストラーン 6

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD14 EE09 HH22 HH29 JB55 JC08 JC09 JC37 KK12
KK31

专利名称(译)	超声成像系统和方法		
公开(公告)号	JP2005511235A	公开(公告)日	2005-04-28
申请号	JP2003552140	申请日	2002-11-26
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	シュミージングダニエルシー シェナルセドリック オルソンラーズジェイ		
发明人	シュミージング,ダニエル シー シェナル,セドリック オルソン,ラーズ ジェイ		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/467 A61B8/08 A61B8/4405 A61B8/461 G01S7/52046 G01S7/5206 G01S7/52084		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/HH22 4C601/HH29 4C601/JB55 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK31		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10/023080 2001-12-14 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声成像系统包括耦合到图像处理器的超声扫描头，该图像处理器产生要在显示器的观看屏幕上生成的超声图像。图像处理器包括用于生成发送和接收的波束形成器，信号处理器和常规的扫描转换器。信号处理器接收来自波束形成器的信号以生成与图像相对应的图像数据，分析图像数据，并且基于该分析计算要使用的发送焦斑位置的数量和焦点焦点位置的数量确定最佳位置。信号处理器然后将数据耦合到波束形成器以设置焦点位置的位置。

