(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2006-525837
(P2006-525837A)
(43)公表日　平成18年11月16日(2006.11.16)

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード（参考）
A61B 8/00	(2006.01)	A61B 8/00		4C601
G01S 15/89	(2006.01)	G01S 15/89	B	5J083

審査請求 未請求　予備審査請求 未請求　（全 21 頁）

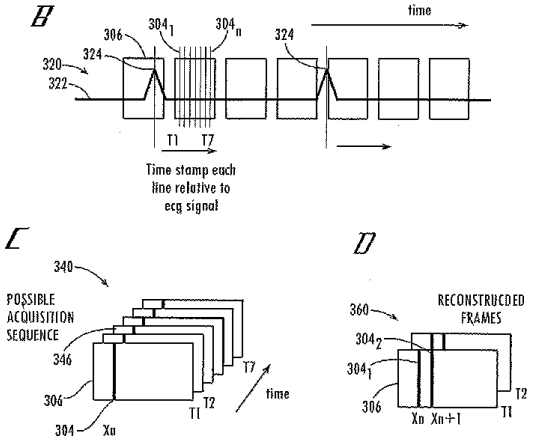
(21)出願番号　特願2006-506630 (P2006-506630)
(86)(22)出願日　平成16年5月10日 (2004.5.10)
(85)翻訳文提出日　平成17年11月24日 (2005.11.24)
(86)国際出願番号　PCT/IB2004/001935
(87)国際公開番号　WO2004/099814
(87)国際公開日　平成16年11月18日 (2004.11.18)
(31)優先権主張番号　60/468,956
(32)優先日　平成15年5月9日 (2003.5.9)
(33)優先権主張国　米国(US)
(31)優先権主張番号　60/468,958
(32)優先日　平成15年5月9日 (2003.5.9)
(33)優先権主張国　米国(US)
(31)優先権主張番号　60/470,234
(32)優先日　平成15年5月14日 (2003.5.14)
(33)優先権主張国　米国(US)

(71)出願人　504461529
ビジュアルソニックス　インコーポレイテッド
カナダ国　エム４エヌ　３エヌ１　オンタリオ，　トロント，　ヨンジ　ストリート　３０８０，　スイート　６０２０，　ボックス　８９
(74)代理人　100078282
弁理士　山本　秀策
(74)代理人　100062409
弁理士　安村　高明
(74)代理人　100113413
弁理士　森下　夏樹

最終頁に続く

(54)【発明の名称】線ベースの画像再構成を用いて、超音波画像を生成するためのシステム

(57)【要約】
超音波画像を制作するためのシステムは、少なくとも２０メガヘルツ（ＭＨｚ）の周波数で超音波エネルギーを生成することが可能な変換器を有するスキャンヘッドと、超音波エネルギーを受信するための、および、スキャン線ベースの画像再構成を用い、少なくとも一秒当り２００フレーム（ｆｐｓ）の効果的なフレームレートで超音波画像を生成するための、プロセッサとを備える。上記の超音波は、およそ２０ＭＨｚから６０ＭＨｚの周波数範囲において発生し、迅速に動く組織および血流の像を映すために、小動物上に実行される。



【特許請求の範囲】
【請求項１】
超音波画像を生成するための方法であって、
少なくとも２０メガヘルツ（ＭＨｚ）の周波数で超音波を生成することと、
少なくとも２０ＭＨｚの周波数で、超音波を被験体へ送信することと、
該被験体から超音波を受信することと、
スキャン線ベースの画像再構成を用い、少なくとも一秒当り２００フレーム（ｆｐｓ）の効果的なフレームレートを有する画像を提供するために、該受信された超音波を処理することと
を含む、方法。
【請求項２】
およそ２０ＭＨｚから６０ＭＨｚの周波数範囲において超音波を生成することをさらに包含する、請求項１に記載の方法。
【請求項３】
迅速に動く組織の像を映すために、小動物上に前記超音波を用いることをさらに包含する、請求項１に記載の方法。
【請求項４】
前記小動物がマウスである、請求項３に記載の方法。
【請求項５】
血流の像を映すために、小動物上に前記超音波を用いることをさらに包含する、請求項１に記載の方法。
【請求項６】
前記小動物がマウスである、請求項５に記載の方法。
【請求項７】
複数のスキャン線を生成することであって、それぞれのスキャン線が、特定の位置で生成され、ＥＣＧリズムの基準点から時間的にオフセットされる、ことをさらに包含する、請求項１に記載の方法。
【請求項８】
前記位置と、前記基準点から時間的にオフセットされる前記点とに基づいた複数のスキャン線を調整することをさらに包含する、請求項７に記載の方法。
【請求項９】
超音波画像を制作するためのシステムであって、
少なくとも２０メガヘルツ（ＭＨｚ）の周波数で超音波エネルギーを生成することが可能な変換器を有するスキャンヘッドと、
超音波エネルギーを受信し、スキャン線ベースの画像再構成を用いて、少なくとも一秒当り２００フレーム（ｆｐｓ）の効果的なフレームレートで超音波画像を生成するプロセッサと
を備える、システム。
【請求項１０】
およそ２０ＭＨｚから６０ＭＨｚの周波数範囲において前記超音波が発生する、請求項９に記載のシステム。
【請求項１１】
迅速に動く組織の像を映すために、前記超音波が小動物上に実行される、請求項９に記載のシステム。
【請求項１２】
血流の像を映すために、前記超音波が小動物上に実行される、請求項９に記載のシステム。
【請求項１３】
複数のスキャン線を生成するように構成される送信サブシステムであって、それぞれのスキャン線が、特定の位置で生成され、ＥＣＧリズムの基準点から時間的にオフセットさ

れる、サブシステムをさらに備える、請求項１０に記載のシステム。
【請求項１４】
前記位置と、前記基準点から時間的にオフセットされる該点とに基づいた前記複数のスキャン線を調整するように構成される、画像再構成サブシステムをさらに備える、請求項１０に記載のシステム。
【請求項１５】
超音波画像を生成するためのシステムであって、
少なくとも２０メガヘルツ（ＭＨｚ）の周波数で超音波を生成する手段と、
少なくとも２０ＭＨｚの周波数で、超音波を被験体へ送信する手段と、
該被験体から超音波を受信する手段と、
スキャン線ベースの画像再構成を用い、少なくとも一秒当り２００フレーム（ｆｐｓ）の効果的なフレームレートを有する画像を提供するために、該受信された超音波を処理する手段と
を備える、システム。
【請求項１６】
およそ２０ＭＨｚから６０ＭＨｚの周波数範囲において超音波を生成する手段をさらに備える、請求項１５に記載のシステム。
【請求項１７】
複数のスキャン線を生成するための手段であって、それぞれのスキャン線が、特定の位置で生成され、ＥＣＧリズムの基準点から時間的にオフセットされる、手段をさらに備える、請求項１５に記載のシステム。
【請求項１８】
前記位置と、前記基準点から時間的にオフセットされる該点とに基づいた前記複数のスキャン線を調整する手段をさらに備える、請求項１７に記載のシステム。
【請求項１９】
超音波画像を生成するための方法であって、該方法は、
２０メガヘルツ（ＭＨｚ）から６０メガヘルツの周波数範囲で超音波を生成することと、
該超音波を小動物へ送信することと、
該小動物から該超音波を受信することと、
迅速に動く組織の像を映すために、スキャン線ベースの画像再構成を用い、少なくとも一秒当り２００フレーム（ｆｐｓ）の効果的なフレームレートを有する画像を提供するために、該受信された超音波を処理することとを包含し、
該処理することが、
複数のスキャン線を生成することであって、それぞれのスキャン線が、特定の位置で生成され、ＥＣＧリズムの基準点から時間的にオフセットされる、ことと、
該位置と、該基準点から時間的にオフセットされる該点とに基づいた該複数のスキャン線を調整することとをさらに包含する、方法。
【請求項２０】
超音波画像を生成するための方法であって、該方法は、
２０メガヘルツ（ＭＨｚ）から６０メガヘルツの周波数範囲で超音波を生成することと、
該超音波を該小動物へ送信することと、
該小動物から超音波を受信することと、
血流の像を映すために、スキャン線ベースの画像再構成を用い、少なくとも一秒当り２００フレーム（ｆｐｓ）の効果的なフレームレートを有する画像を提供するために、該受信された超音波を処理することとを包含し、
該処理することが、
複数のスキャン線を生成することであって、それぞれのスキャン線が、特定の位置で生成され、ＥＣＧリズムの基準点から時間的にオフセットされる、ことと、

該位置と、該基準点から時間的にオフセットされる該点とに基づいた該複数のスキャン線を調整することとをさらに包含する、方法。

【請求項２１】

超音波画像を制作するためのシステムであって、

２０メガヘルツ（ＭＨｚ）から６０メガヘルツの周波数範囲で超音波エネルギーを生成することが可能な変換器を有するスキャンヘッドと、

超音波エネルギーを受信し、スキャン線ベースの画像再構成を用いて、少なくとも一秒当り２００フレーム（ｆｐｓ）の効果的なフレームレートで超音波画像を生成する、プロセッサと、

複数のスキャン線を生成するように構成される送信サブシステムであって、それぞれのスキャン線が、特定の位置で生成され、ＥＣＧリズムの基準点から時間的にオフセットされる、サブシステムと、

該位置と、該基準点から時間的にオフセットされる該点とに基づいた該複数のスキャン線を調整するように構成される画像再構成サブシステムと

を備える、システム。

【請求項２２】

超音波画像を生成するためのシステムであって、該システムは、

２０メガヘルツ（ＭＨｚ）から６０メガヘルツの周波数範囲で超音波を生成する手段と、

超音波を被験体へ送信する手段と、

該被験体から超音波を受信する手段と、

スキャン線ベースの画像再構成を用いて、少なくとも一秒当り２００フレーム（ｆｐｓ）の効果的なフレームレートを有する画像を提供するために、該受信された超音波を処理する手段とを備え、

該処理する手段が、

複数のスキャン線を生成する手段であって、それぞれのスキャン線が、特定の位置で生成され、ＥＣＧリズムの基準点から時間的にオフセットされる、手段と、

該位置と、該基準点から時間的にオフセットされる該点とに基づいた該複数のスキャン線を調整する手段とを備える、システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

（関連出願の参照）

本出願は、「ＳＣＡＮ　ＨＥＡＤ　ＦＯＲ　ＵＬＴＲＡＳＯＵＮＤ　ＩＭＡＧＩＮＧ　ＳＹＳＴＥＭ」（代理人整理番号第Ｔ００５１８－０００５－ＵＳＰ２号（第１９０３０４－３２７７８６号））と題され、２００３年５月９日に出願された米国仮出願番号第６０／４６８，９５８号、「ＲＥＭＯＶＡＢＬＥ　ＡＣＯＵＳＴＩＣ　ＷＩＮＤＯＷ」（代理人整理番号第Ｔ００５１８－００１４－ＰＲＯＶ－ＵＳ号（第１９０３０４－３２６１８６号））と題され、２００３年５月９日に出願された米国仮出願番号第６０／４６８，９５６号、および、「ＭＥＴＨＯＤ　ＡＮＤ　ＡＰＰＡＲＡＴＵＳ　ＦＯＲ　ＯＢＴＡＩＮＩＮＧ　ＡＮ　ＵＬＴＲＡＳＯＵＮＤ　ＩＭＡＧＥ」（代理人整理番号第Ｔ００５１８－００１１－ＵＳＰ１（１９０３０４－３２５２００））と題され、２００３年５月１４日に出願された米国仮出願番号第６０／４７０，２３４号の優先権および利益を主張し、それらの全ては、この文書において、ここに援用される。

【０００２】

本発明は、線ベースの画像再構成を用いて、超音波画像を生成することに関する。

【背景技術】

【０００３】

超音波画像処理は、医学的診断、ならびに、卒中および心臓発作などのような心疾患の場面の理解ために重要となってきている。鼓動の速い動き、および他の迅速に動く組織な

どのために、特別な技術は、迅速に動く組織の正確な視覚的表示を提供するために、画像を迅速に取り込むように設計されている。心臓の弁および心筋壁の正確な動きが特に重要である。高品質の表示および血流パターンの分析もまた重要である。

【０００４】

心電図（または、「ＥＣＧ」および、時に「ＥＫＧ」と呼ばれる）は、その動きの間、心臓から由来する電気信号を監視するために利用される技術である。心臓から由来する電気信号は、心臓の近くにおける肌の表面で検出され得る。ＥＣＧ信号は、心臓機能の循環をトレースするために利用され得る。様々な「ＥＣＧゲーティング」または「ＥＣＧ同期化」技術は、心臓の循環に関連して、画像獲得のタイミングと協働するための、同時に獲得されるＥＣＧ信号を利用することによって、超音波画像獲得を改良するために開発されてきている。

【０００５】

超音波ＥＣＧ技術は、ＥＣＧ波形上で、特定の時間間隔で完全な画像フレームを獲得することに照準を絞っている。それぞれの鼓動に関連し、特定の時間に超音波フレーム獲得の開始を「トリガ」することによって、および、心臓の循環において同じ位置の画像を繰り返し得ることによって、システムは、「ストロボ」の原理を用いて、心臓の動きを効果的に止めることができる。システムはまた、ＥＣＧ波形における標準点からの特定の間隔において画像獲得を始めるので、動いている心臓の画像の二つのセットが、心臓の循環における同じ位置から始まり、同期化され得、比較され得る。一コマごとの基準でのＥＣＧゲーティングは、任意に与えられたフレームのための獲得時間が、描写される動きと比較して、相対的に短いかぎりで、良い技術である。良い例は、短い露出時間を有する写真である。動きが速いほど、動いている構造を正確に撮り込むために必要とされる露出時間は短くなる。長すぎる露出時間は、結果的に歪んだ画像になる。

【０００６】

ＥＣＧベースのフレームの再整理はまた、迅速に動く組織を視覚化するために試みられている。フレームベースの再整理技術において、フレームレートにおける適度な増加は、データフレームを集め、ＥＣＧ信号へそれぞれのフレーム獲得の開始時間を比較することで、データフレームを再整理することによって、達成されることができる。フレームは、次いで、さらに速いレートで再生され得る。しかしながら、この技術は、迅速に動く組織の本当の表示を生まない。なぜならば、フレームを得るために必要とされる限定された時間は、データを、フレーム間で重ねさせてしまうからである。このように、それぞれの「ストップモーション」のフレームは、完全な時間的独立を有し得ないのである。

【０００７】

これらの既存のＥＣＧベースの画像処理技術は、人間の心エコー検査の領域や、心臓の検査のための超音波の使用で、十分に活用されているが、小動物において、迅速に動く組織を画像処理することなどのように、より速いフレームレートへの適用には不十分である。例えば、マウスのような小動物の心臓の速度は、人間の心臓の速度よりもかなり速い。フレーム獲得が相対的に瞬時的であるという想定は、より速い速度では、もはや当てはまらず、それゆえ、フレームベースでのゲーティング超音波獲得は、そのような迅速に動く組織の画像処理のためには有益ではない。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【０００８】

（要約）

一局面において、本発明は、超音波画像を制作するためのシステムであり、少なくとも２０メガヘルツ（ＭＨｚ）の周波数で、超音波エネルギーを生成することが可能な変換器を有するスキャンヘッドと、超音波エネルギーを受信するための、および、線ベースの画像再構成を用いて、少なくとも一秒当たり５００フレーム（ｆｐｓ）の効果的なフレームレートでの超音波画像を生成するためのプロセッサとを含む。

【０００９】

動作に関連する方法もまた提供される。本発明の他のシステム、方法、特徴、および利点は、以下の図面および詳細な記載の試験において、当業者にとって、明らかであり、明らかになる。全ての追加のシステム、方法、特徴、利点は、本記載に含まれるものであり、本発明の範囲内であり、および、添付されている請求項によって保護されることが意図される。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１０】

本発明は図面を参照することでより良く理解され得る。図面内の構成要素は正確な縮尺である必要はなく、その代わり、本発明の原理をはっきりと示すことに強調が置かれる。さらに、図面において、同一参照番号は、異なる図の全てにおいて、対応する部分を指示する。

【００１１】

線ベースの画像処理を用いた超音波画像を生成するためのシステムは、一秒間に５００フレームを上回る効果的なフレームレートを有する超音波画像を提供する。そのシステムは以前に利用可能であったものよりも相当に高い解像度をイネーブルするＥＣＧベースの技術を取り入れ、超音波（および超音波バイオ顕微鏡法）を用い、マウス、ネズミ、ウサギ、または他の小動物などの小動物における心臓などといった、迅速に動く組織（ａｎａｔｏｍｙ）の正確な描写をさせる。バイオ顕微鏡法は、生物学的、遺伝子学的、および生化学的技術における最近の進歩のために、ますます重要であり、それは、マウスを、心疾患を含めた病気の研究のための望ましい試験被験体として向上させている。

【００１２】

一つの局面において、線ベースの画像再構成を用いた超音波画像処理を生成するためのシステムは、それに比例する妥当な時間および詳細な解像度を有し、小動物の心臓の動きの像を映し分析する必要性と、特に取り組む。そのような画像処理はまた、人体内の小さな構造を画像処理することに応用可能である。それは、例えば、一秒間に２００フレームよりも多くの効果的なフレームレートが所望される場合、他の超音波画像処理へも適用される。

【００１３】

休息の間の人間の心臓は、通常、６０～９０ｂｐｍ（一分間当たりの鼓動）の速さで、規則正しく鼓動する。臨床での超音波では、医師は、正確に動きを描写するために、通常、心拍当たり１００フレームを所望し、結果的に、およそ１００ｆｐｓ（一秒当たりのフレーム）のフレームレートで画像処理をする。類似した状況の下での成体のマウスの心臓は、３００～６００ｂｐｍの速度で鼓動する。それゆえ、心拍当たり１００フレームに到達するためには、所望される画像処理フレームレートは、およそ５００～１０００ｆｐｓか、それ以上である。

【００１４】

超音波画像は、多数のパルスエコーの分析および融合によって形成される。「Ａ－Ｓｃａｎ」または超音波「線」と呼ばれる、個々のパルスエコーを用いて、所望される画像処理領域内の範囲をスキャンすることによって、効果的に画像は形成される。それぞれのパルスエコーは、被験体へ伝えるための、および変換器へ戻すための音波エネルギーのために、最小の時間を要求する。その画像は、十分なスキャン線の数を用いて、所望される画像領域を「カバーすること」によって完了され、そのスキャン線は、被験体の組織の十分な詳細が表示され得るように、所望される画像領域を「描き加えること（ｐａｉｎｔｉｎｇ　ｉｎ）」と呼ばれる。線が得られる数および順序は、超音波システムによって制御され得、それはまた、得られた未加工のデータを画像へと変える。「スキャン変換（ｓｃａｎ　ｃｏｎｖｅｒｓｉｏｎ）」と呼ばれるプロセスにおいて、ハードウェア電子機器およびソフトウェア製品の組み合わせ、または画像構成、を用いることで、得られた超音波画像は、ディスプレイを見るユーザが画像処理された被験体を見ることができるように、表される。

【００１５】

画像を得るために要求される時間を低減させるために、画像は複数の範囲にさらに分割され、それぞれの範囲は、単一のスキャン線に対応する。超音波スキャン動作の間、得られたＥＣＧ信号は、個々に分割されたデータ（例えば、個々のパルス－エコー、または、それぞれのスキャン線に関連された「未加工のデータ」）を時間登録するために用いられる。スキャン変換メカニズムは、超音波線を利用し、ＥＣＧ信号を用いて時間登録され、リアルタイムで得られ得るよりも相当に速い効果的なフレームレートを有する画像を現像する。一連の画像フレームは、迅速に動く組織の非常に精密さの高い表示（例えば、高フレームレート）を再構成するために、時間プールおよび未加工のデータが登録された位置から再構成される。

【００１６】

図１は、画像処理システム１００を図示したブロック図である。システム１００は、被験体１０２を作用する。超音波プローブ１１２は、画像情報を得るために、被験体１０２の近くに位置される。超音波プローブは、限定はされないが、２０ＭＨｚよりは高い周波数であり、２５ＭＨｚ、３０ＭＨｚ、３５ＭＨｚ、４０ＭＨｚ、４５ＭＨｚ、５０ＭＨｚ、５５ＭＨｚ、６０ＭＨｚおよびそれ以上などのような周波数を含む、高周波数で超音波エネルギーを生成する。さらに、上記された周波数よりもはるかに高い超音波動作周波数もまた、考えられている。被験体１０２は、被験体１０２からの心臓のリズムを得るために、心電図（ＥＣＧ）電極１０４へ接続される。電極１０４からの心臓の信号は、超音波システム１３１へ提供するための信号を調整するために、ＥＣＧアンプ１０６に送信される。信号プロセッサまたは他のそのようなデバイスは、その信号を調整するためのＥＣＧアンプの代わりに用いられ得ることは理解される。電極１０４からの心臓の信号が適している場合、アンプ１０６または信号プロセッサの使用は、もっぱら避けられ得る。

【００１７】

超音波システム１３１は、制御サブシステム１２７、時おり「スキャン変換器」と呼ばれる画像構成サブシステム１２９、送信サブシステム１１８、受信サブシステム１２０、およびユーザ入力デバイス１３６を含む。プロセッサ１３４は、制御サブシステム１２７に結合され、ディスプレイ１１６はプロセッサ１３４に結合される。メモリ１２１は、プロセッサ１３４に結合される。メモリ１２１は、コンピュータメモリの任意のタイプであり得、通常、ランダムアクセスメモリ「ＲＡＭ」と呼ばれ、その中で、本発明のソフトウェア１２３が実行される。ソフトウェア１２３は、超音波データの獲得、処理、および表示を制御し、迅速に動く組織が画像処理され得るように、超音波システム１３１に、高レートフレーム画像を表示させる。ソフトウェア１２３は、獲得および処理するための一つ以上のモジュール、および、超音波システム１３１からの表示データを含む。そのソフトウェアは、以下で記載されるように、超音波サブシステムを取り込むマシンコードの様々なモジュールを含む。データは、超音波システムから得られ、完全な画像を形成するために処理され、次いで、ディスプレイ１１６上にて、ユーザに表示される。ソフトウェア１２３は、多数の獲得セッションの管理をし、これらのセッションを保存およびロードする。超音波データの後処理はまた、そのソフトウェア１２３を介して、イネーブルされる。

【００１８】

線ベースの画像再構成を用いて、超音波画像を生成するためのシステムは、ハードウェアおよびソフトウェアの組み合わせを用いて実施され得る。線ベースの画像再構成を用いて、超音波画像を生成するためのシステムのハードウェアの実施は、以下の技術（それらは当業者によって十分に既知である）の任意もしくは組み合わせを含む。個別電子構成要素、データ信号上でロジック機能を実施するためのロジックゲートを有する個別ロジック回路、適切なロジックゲートを有する特定用途向け集積回路、プログラム可能なゲートアレイ（ＰＧＡ）、フィールドプログラム可能なゲートアレイ（ＦＰＧＡ：ｆｉｅｌｄ ｐｒｏｇｒａｍｍａｂｌｅ ｇａｔｅ ａｒｒａｙ）などである。

【００１９】

線ベースの画像再構成を用いた超音波画像を生成するシステムのためのソフトウェアは、ロジック機能を実施するための実行可能な命令のリストを含み、コンピュータベースシ

ステム、プロセッサを含むシステム、あるいは、命令実行システム、装置、またはデバイスからの命令を持ってくることができ、且つ、その命令を実行することができる他のシステムなどのように、命令実行システム、装置またはデバイスに接続される、任意のコンピュータ可読媒体において実施され得る。

【００２０】

本文書との関連において、「コンピュータ可読媒体」とは、命令実行システム、装置、またはデバイスに接続されるプログラムを含み、格納し、通信し、伝え、または運ぶ、任意の手段であり得る。コンピュータ可読媒体は、例えば、限定されるものではないが、電子、磁気、光学、電磁気、赤外線、または半導体の、システム、装置、デバイス、または伝達媒体であり得る。コンピュータ可読媒体のさらに特定の例（網羅的ではないリスト）は、以下を含む。一つ以上のワイヤを有する電気的（電子的）接続、ポータブルコンピュータディスケット（磁気的）、ランダムアクセスメモリ（ＲＡＭ）、読み出し専用メモリ（ＲＯＭ）、消去可能記憶装置（ＥＰＲＯＭまたはフラッシュメモリ）（磁気的）、光ファイバー（光学的）、ポータブルコンパクトディスク読み出し専用メモリ（ＣＤ－ＲＯＭ）（光学的）などである。コンピュータ可読媒体は、紙、または、プログラムが印刷される他の適切な媒体であり得ることに注意したい。そのプログラムは、例えば、紙または他の媒体の光学的スキャンを介して、電子的に取り込まれると、次いで、編集され、解釈され、または他の適切な方法において処理され、必要な場合、次いで、コンピュータメモリに記憶される。

【００２１】

メモリ１２１は、超音波システム１００によって得られた画像データ１１０を含み得る。コンピュータ可読記憶媒体１３８は、以下でさらに説明されるように、超音波システム１３１の動作に関連されるステップまたはアルゴリズムの実行をプロセッサに命令および／または構成するように、プロセッサへ命令を提供するために、そのプロセッサに結合される。コンピュータ可読媒体１３８は、（例示の目的のみである）磁気ディスク、磁気テープ、ＣＤ－ＲＯＭのような光学的記憶可能媒体、およびＰＣＭＣＩＡカードのような半導体メモリなどのようなハードウェアおよび／またはソフトウェアを含み得る。それぞれの場合において、媒体は、小さいディスク、フロッピー（登録商標）ディスケット、のような形態アイテムの形を取り得、あるいは、ハードディスクドライブ、ソリッドステート（ｓｏｌｉｄ　ｓｔａｔｅ）メモリカード、またはサポートシステムにおいて提供されるＲＡＭなどのように比較的大きい形を取り得る。上記のリストされた例の媒体は、単独または組み合わせで使用され得る。

【００２２】

超音波システム１３１は、超音波システム１３１の様々な構成要素の動作を命令するための制御サブシステム１２７を含み得る。制御サブシステム１２７および関連される構成要素は、一般的な目的のプロセッサを命令するためのソフトウェアとして、または、ハードウェアの実施における特定の電子機器として、提供され得る。超音波システム１３１は、受信された超音波エコーによって生成された電気信号を、プロセッサ１３４によって操作され得るデータおよび、ディスプレイ１１６上で画像として表され得るデータに変換するための画像構成サブシステム１２９を含む。制御サブシステム１２７は、超音波送信信号を超音波プローブ１１２へ提供するために、送信サブシステム１１８に接続される。超音波プローブ１１２は、今度は、超音波受信信号を受信サブシステム１２０へ提供する。受信サブシステム１２０はまた、受信された信号を表す信号を画像構成サブシステム１２９へ提供する。受信サブシステム１２０はまた、制御サブシステム１２７に接続される。スキャン変換器３２は、制御サブシステム１２７によって、画像データ１１０を有するディスプレイの画像を表すために受信されたデータを動作することを命令される。

【００２３】

超音波システム１３１は、ＥＣＧアンプ１０６から信号を受信するように構成されるＥＣＧ信号プロセッサ１０８を含む。ＥＣＧ信号プロセッサ１０８は、様々な信号を制御サブシステム１２７へ提供する。受信サブシステム１２０はまた、ＥＣＧ信号プロセッサ１

０８から、ＥＣＧタイムスタンプを受信する。受信サブシステム１２０はまた、制御サブシステム１２７および画像構成サブシステム１２９へ接続される。画像構成サブシステム１２９は、制御サブシステム１２７によって命令される。

【００２４】

超音波システム１３１は、超音波プローブ１１２を介して、超音波データを送受信し、画像処理システム１００の動作パラメータを制御するためにユーザにインターフェースを提供し、組織および／または生理機能を表示する静止画像および動画を明確に表すために適切なデータを処理する。画像は、インターフェースディスプレイ１１６を介してユーザに提示される。

【００２５】

超音波システム１３１の、ヒューマン・マシン・インターフェース１３６は、ユーザからの入力を受け取り、その入力を、超音波プローブ１１２の動作を制御するために変換する。ヒューマン・マシン・インターフェース１３６はまた、処理された画像およびデータを、ディスプレイ１１６を介してユーザに提供する。

【００２６】

画像構成サブシステム１２９と協働するソフトウェア１２３は、被験体１０２の迅速に動く組織を画像処理するために使用され得る高フレームレート超音波画像を生み出す受信サブシステム１２０によって生み出された電気信号で、動作する。

【００２７】

図２Ａおよび図２Ｂは超音波画像処理の方法を表す略図である。図２Ａにおいて、扇形フォーマットスキャンにおける超音波プローブ１１２の動作が一般的に図示される。図２Ａにおいて、扇形フォーマット画像を得るための超音波プローブ１１２の使用は、数字２００によって示される。超音波信号は、超音波エネルギーの「線」２０６を突き出させている方向２０２を伝える。超音波プローブ１１２は弧２０４に沿って動く。超音波信号はこのように、扇形フォーマット画像２１０の部分２０８の像を映すか、または「描き加える」。

【００２８】

画像の別のフォーマットは図２Ｂにおける数字２２０によって図示される。超音波プローブ１１２は、超音波エネルギーの「線」２２６を突き出させている方向２２２において信号を伝える。その超音波プローブ１１２の位置は、線２２４に沿って動く。超音波信号はこのように、長方形フォーマット画像２３０の部分２２８の像を映すか、または「描き加える」。

【００２９】

画像の他のフォーマットが超音波プローブ１１２を用いて利用され得ることは理解される。上記の例は、画像の他のフォーマットのために利用される一般的な原理を図示する。空間的に限定されたデータを獲得する任意の技術は、一つの領域に書き込むことを含め、二次元、三次元の画像処理に利用され得る。

【００３０】

制御サブシステム１２７は、ユーザ選択パラメータおよび他のシステム入力に基づいて、超音波プローブ１１２の動作と調和して動く。

【００３１】

制御サブシステム１２７は、データがそれぞれの空間的位置で、および、ＥＣＧ信号に関連するそれぞれの時間のウィンドウで、獲得される。それゆえ、完全なデータセットは、ＥＣＧ信号に沿ったそれぞれの時間のウィンドウ、および画像フレームのそれぞれの空間的部分のための未加工のデータを含む。不完全なデータセットは、完全なデータセットに近づくために使用される不完全なデータセットにおける値の間での適切な改変に使用され得る。

【００３２】

送信サブシステム１１８は、ユーザ選択パラメータに基づいて、超音波パルスを生成する。超音波パルスは、制御サブシステム１２７によって適切に配列決定され、被験体１０

２への送信のために、プローブ１１２へ適用される。

【００３３】

受信サブシステム１２０は被験体１０２から戻ってくるエコーデータを記録し、ユーザ選択パラメータに基づく超音波エコーデータを処理する。受信サブシステム１２０はまた、プローブ１１２からの空間的登録信号を受信し、画像構成サブシステム１２９へ、受信されたデータに関連される位置およびタイミング情報を提供する。

【００３４】

図３Ａから３Ｅは、線ベースの画像再構成を用いて、超音波画像を生成するためのシステムの動作を図示した略図である。以下で記載される動作は、超音波システム１３１の動作を制御するためにソフトウェア１２３を使用し、実施され得る。図３Ａは、超音波フレーム３００を図示する。超音波プローブ１１２（図１）は、線３０２に沿った超音波信号を生成する。図３Ａは、超音波信号の一般的な形を示す、模範的な代表例の信号を図示する。線３０８に沿った超音波プローブ１１２のそれぞれの位置は、長方形フォーマット画像フレーム３０６におけるスキャン線３０４を提供する。スキャン線は、３０４_{1}から３０４_{n}とラベルされ、フレーム当たりの線の数によって生じる。

【００３５】

図３Ｂは、心臓リズムトレース３２２に沿った、複数の画像フレーム３０６を示す略図３２０である。心臓リズムトレース３２２における部分３２６ａおよび３２６ｂは、「Ｒ」波と呼ばれる。ＥＣＧ信号プロセッサ１０８（図１）を用いたＥＣＧ信号を監視することによって、心臓リズムトレース３２２における特定のポイント３２４が識別され得、そのポイント３２４と関連する、および、ポイント３２４からオフセットされた、それぞれの線３０４に、タイムスタンプが得られる。そのポイン３２４は、Ｒ波のピークと呼ばれる。このように、フレーム３０６における同じ線３０４を集めることによって（それぞれのフレームにおけるそれぞれの線３０４はポイント３２４から同じオフセットを有する）、図３Ｂにおいて示されるように、獲得シーケンス３４０は得られる。獲得シーケンス３４０は、同じスキャン線３０４が集められたフレーム３０６を含み、このように、ポイント３２４の間の中心の完全なサイクルを生む。図３Ｄにおいて示されるように、フレーム３０６は、例えば、多数のスキャンライン３０４_{1}および３０４_{2}を再び集めることによって、再構成され得る。超音波プローブ１１２のそれぞれの位置$Ｘ_{n}$、$Ｘ_{n+1}$は、図３Ｅにおいて示される、Ｔ１、Ｔ２…Ｔ７の線を生む。

【００３６】

画像獲得の間、画像構成サブシステム１２９は、入力として、それぞれの線のための位置およびＥＣＧタイム登録情報を含む、スキャン線３０４に関連する未加工のデータ全てを記録する。許容可能な画像を提供するための十分な量のデータが集められた場合、制御システム１２７は、信号を、画像構成サブシステム１２９に送信し、画像のサブ領域（例えば、個々のスキャン線３０４）を集めることによって、それぞれのスキャン線３０４のための未加工のデータが完全な画像へと集められる、再構成シーケンスを開始する。そのサブ領域は、ＥＣＧサイクルにおける特定のポイント３２４に一時的に関連し、通常は、Ｒ波からＲ波への心臓の循環に対応する。一連の画像フレームにわたる個々のスキャン線の集まりは、結果として、完全な画像フレームの一連の時間連続（ｓｅｑｕｅｎｔｉａｌ ｔｉｍｅ－ｓｅｒｉｅｓ）となる。見られる場合、構成された画像フレームの一連の時間連続は、５００ｆｐｓを超えて、効果的なフレームレートを有するように見え、迅速に動く組織のスムーズで正確な描写として見える。

【００３７】

表示されるフレーム獲得の最小時間は、このように、画像フレーム３０６の全体を得るために必要とされる時間というよりもむしろ、それぞれの未加工のデータスキャン線３０４を得るために必要とされる最大時間であり、リアルタイム、または、フレームベース画像再構成を用いて得られるものよりもはるかに効果的なフレームを提供する。

【００３８】

例示的なＥＣＧ信号は、数字４００によって図４において示される。ＥＣＧ信号は、ト

レース３２２によって表される。超音波システム１３１のＥＣＧ信号処理モジュール１０８（図１）は、Ｒ波パルスのピーク検出を用いて、スキャン線３０４が適時に参照されるＥＣＧ信号トレース３２２上で、一定した、およびリピート可能な点（図３Ｂにおける３２４）を自動的に検出する。これは、それぞれのスキャン線に関連されたそれぞれの未加工のデータのための、関連するＥＣＧタイムスタンプの起点として利用されるポイントを自動的に検出する。

【００３９】

図５、６、および７は、線ベースの画像再構成を利用する超音波画像を生成するためのシステムの動作を集合的に図示したフローチャートである。そのフローチャートにおけるブロックは、図に表された順において実行され得、または実行され得ず、または同時に実行され得る。

【００４０】

図５は、線ベースの画像再構成を用いて、超音波画像を生成するためのシステムの動作全体を図示するフローチャート５００である。ブロック５０２において、プローブ１１２における変換器は、その行程の一つの端のホーム位置にて登録される。変換器１１２の動きは、「Ｈｉｇｈ Ｆｒｅｑｕｅｎｃｙ，Ｈｉｇｈ Ｆｒａｍｅ－Ｒａｔｅ Ｕｌｔｒａｓｏｕｎｄ Ｉｍａｇｉｎｇ Ｓｙｓｔｅｍ」と題され、２００３年１０月１０日に出願された、同一出願人による、同時係属の、米国特許出願番号第１０／６８３，８９０号において記載され、ここに援用される。ブロック５０４において、超音波データは、ブロック５０２に記載、およびメモリ１２１（図１）に格納されたプローブ位置のために、獲得される。ブロック５０４の動作は、図６において、より詳細に記載される。

【００４１】

ブロック５０６において、ブロック５０４において獲得されたデータが処理される。ブロック５０６の動作は、図７において、より詳細に記載される。

【００４２】

ブロック５０８においては、ブロック５０４において獲得されブロック５０６において処理されたデータが表示される。ブロック５１２において、プローブ１１２がその行程または掃引の端に到達したかどうかが決定される。プローブ１１２がその行程の端に達していない場合、ブロック５１４においてその位置は増分され、その処理はブロック５０４に戻り、データ獲得は続く。ブロック５１２において、プローブ１１２がその行程の端に達した場合、次いでブロック５１６において、線ベースの再構成された画像がディスプレイ１１６上に表示される（「Ｂモード」ループと呼ばれる）。

【００４３】

図６は、図５における獲得ブロック５０４の動作を図示するフローチャート６００である。ブロック６０２において、ＥＣＧデータは、ブロック６０６におけるメモリ１２１において獲得され格納される。ブロック６０４において、超音波データは、ブロック６０８におけるメモリ１２１において獲得され格納される。超音波データのそれぞれの線３０４（図３Ａおよび図３Ｂ）はブロック６０８において格納される。超音波信号は、スキャン線に関連されたデータを含み、また、スキャン線に関連された空間的登録信号も含む。未加工のデータおよび空間的登録情報を含む超音波信号は、受信サブシステム１２０によるタイムスタンプとともに、識別される。

【００４４】

ブロック６１２において、ＥＣＧおよび超音波データの獲得は、システムのユーザによって特定された期間、継続される。ブロック６１２において特定された期間は、超音波データ線３０４（図３Ａおよび図３Ｂ）の数を決定し、特定のプローブ位置にて獲得される。少なくともデータの一つの中心サイクルが集められた場合、十分なデータの量が得られる。一つ以上の中心サイクルにわたってデータを集めることは、画像の正確性を改良する。

【００４５】

図７は、図５の処理データブロック５０６の動作を図示するフローチャート７００であ

る。ブロック７０２において、上記され、図３Ｂにて示されたように、Ｒ波（３２６ａおよび３２６ｂ）における第１の特定のポイント３２４の位置を見つけるために、ブロック６０６（図６）において格納されたＥＣＧデータがスキャンされる。これは、それぞれのスキャン線に関連された未加工のデータのそれぞれの要素のための関連するＥＣＧタイムスタンプの起点として、適時にポイントを自動的に検出する。いったんピーク３２４の位置が見つけられると、ブロック６０８において格納された超音波データにおいて対応するポイントは、ブロック７０４において位置を見つけられる。ブロック７０６において、このポイントの後に続く超音波データのそれぞれの線３０４は、ブロック７１０において、そのピーク３２４から時間位置のずれに基づいて、再構成されたフレーム３０６（図３Ｃおよび３Ｄ）へ置かれる。例えば、ピーク３２４の後のＴｎミリ秒に得られた線３０４は、フレームＴｎに置かれる。

【００４６】

ブロック７１２において、次のＲ波のピーク３２４が到達されたかどうかが決定される。次のＲ波のピーク３２４が到達されていない場合、そのプロセスはブロック７０６へ戻る。ブロック７１２において、次のピーク３２４が到達された場合、ブロック７１４において、処理するべき任意の追加のデータが存在するかどうかが決定される。処理するべき追加のデータがある場合、画像再構成サブシステム１２９は、ブロック７１６においてタイムカウンターをリセットする。ブロック７１４において、処理するべき追加のデータがない場合、その処理は終了する。

【００４７】

図８を参照し、超音波システム１００の一実施形態が、例示のためだけに示される。この例において、超音波システム１００は、移動のために、キャスターの上に自立して立つ。ヒューマン・マシン・インターフェース１３６は、ディスプレイ１１６、キーボード１４６、およびフットコントロール１４８を含む。制御サブシステム１２７および関連する構成要素はケース内部に位置される。

【００４８】

図９を参照し、超音波プローブ１１２の一実施形態が、例示のためだけに示される。超音波プローブ１１２の目的は、超音波信号を生成し、受信することであり、未加工のデータを含み、それぞれのスキャン線の位置登録とともに、その信号を超音波システム１３１へフィードバックすることである。

【００４９】

スキャンヘッドとも呼ばれる超音波プローブ１１２は、超音波圧力波を電気信号に、および、受信された超音波圧力波を電気信号に、変換するための電圧要素、ならびに、超音波ビームの位置を変えるためのメカニズムを含む。一実施例において、位置付けメカニズムは、高解像度ステッピングモータに接続される光学位置エンコーダ（ｏｐｔｉｃａｌ ｐｏｓｉｔｉｏｎ ｅｎｃｏｄｅｒ）を含み、「Ｈｉｇｈ Ｆｒｅｑｕｅｎｃｙ，Ｈｉｇｈ Ｆｒａｍｅ－Ｒａｔｅ Ｕｌｔｒａｓｏｕｎｄ Ｉｍａｇｉｎｇ Ｓｙｓｔｅｍ」と題され、２００３年１０月１０日に出願された、同一出願人による、同時係属の、米国特許出願番号第１０／６８３，８９０号に記載され、ここに援用される。他の実施形態において、位置付けメカニズムは、変化するパルシングおよび遅延メカニズムを用いて、電気的に導びかれ得る圧電要素のアレイを含む。使用される位置付けメカニズムに関係なく、それぞれのスキャン線の位置は、図１において記載されたように、それぞれのスキャン線によって決定および関連される。

【００５０】

図１０および図１１を参照し、ＥＣＧ装置８００の一実施形態が、さらに詳細に示される。ＥＣＧ装置は、ＥＣＧ電極１０４およびＥＣＧアンプ１０６（図１）を含む。ＥＣＧアンプ１０６は、通常は、小動物の熱要素（図には示されていない）もまた制御する、制御モジュール（図には示されていない）におけるＥＣＧ電極１０４（図１）の近くに位置される。

【００５１】

図１０および図１１の実施形態は、成体のマウスからＥＣＧ信号を集めるように設計されたＥＣＧ電極のセットの例を図示する。さらに、ノブ（図には示されていない）が、様々な手順において必要とされるように、プラットフォームの位置を調整するために提供される。制御は、そのプラットフォームのために、迅速な高さ調節を提供する。ノブは、そのプラットフォームを所定の位置に維持するための磁石を動作し、そのプラットフォームの雑な位置をすばやく解除させる。

【００５２】

小動物から得られたＥＣＧ信号の強さは弱いので、その信号は、超音波システムへ送信される前に、増幅される。

【００５３】

それぞれのスキャン線のためにプローブ１１２の位置、および、ＥＣＧトレース３２２（図３Ｂ）における参照ポイントに関連するそれぞれのスキャン線の獲得時間、を正確に登録することによって（それぞれのスキャン線は未加工のデータ要素を有する）、一秒当り２００フレーム、またはそれを越える効果的なフレームレートが、十分に再構成されたデータセットでの再生の間、達成され得る。本発明にしたがって構成された超音波システムは、プローブ１１２に関する位置登録とＥＣＧサイクルに関連するスキャン線に関する時間登録との両方を記録し、このように、それぞれの未加工のデータ要素を識別する。その未加工のデータ要素は、次いで、高精密高フレームレート画像を構成するために使用される。

【００５４】

第１の実施は、例えば一秒当り１０００フレームでの完全にデータ独立した画像順序を獲得するための能力を証明する。その動作は、さらに速いフレームレートにて実行され得ることが期待される。そのフレームレートは、任意の所定の超音波線のための、パルス繰り返し周波数（ＰＲＦ）のリミットと同じ速さであり得る。ＰＲＦは最大画像深度を制限する。最大画像深度は、ＰＲＦの二倍で割った音速（例えば、音速÷（２×ＰＲＦ））と等しい。これは、およそ一秒当り１００，０００フレームと同じ速さであり得ることが期待される。

【００５５】

それゆえ、データがＥＣＧ信号に関連するそれぞれの時間ウィンドウのための、それぞれの空間的位置にて獲得されることを保証し、未加工のデータ（超音波線または「Ａ－Ｓｃａｎ」）の獲得を調整する制御システムが提供されることが、理解される。

【００５６】

さらに、ＥＣＧ信号に関連するそれぞれの時間ウィンドウにて、一連の空間的に完全な画像フレームを再構成することが可能である、画像構成サブシステム（またはスキャン変換器）が提供される。

【００５７】

本発明は、ある特定の実施形態に関連して記載されたが、その様々な修正は、ここに添付された請求項において要説されているように、本発明の範囲から離れることなく、当業者に明らかである。

【図面の簡単な説明】

【００５８】

【図１】図１は、超音波画像処理システムのブロック図である。

【図２】図２Ａおよび２Ｂは、超音波画像処理の方法を表す略表示である。

【図３Ａ】図３Ａは、線ベースの画像再構成を用いて、超音波画像を生成するためのシステムを図示した略図である。

【図３Ｂ】図３Ｂは、線ベースの画像再構成を用いて、超音波画像を生成するためのシステムを図示した略図である。

【図３Ｃ】図３Ｃは、線ベースの画像再構成を用いて、超音波画像を生成するためのシステムを図示した略図である。

【図３Ｄ】図３Ｄは、線ベースの画像再構成を用いて、超音波画像を生成するためのシス

テムを図示した略図である。
【図３Ｅ】図３Ｅは、線ベースの画像再構成を用いて、超音波画像を生成するためのシステムを図示した略図である。
【図４】図４は、図１のシステムにおいて用いられた、例示的な心電図信号である。
【図５】図５は、線ベース画像処理再構成を用いた超音波画像を生成するためにシステムの全体の動作を図示したフローチャートである。
【図６】図６は、図５の獲得ブロックの動作を図示したフローチャートである。
【図７】図７は、図５の処理データブロックの動作を図示したフローチャートである。
【図８】図８は、図１の超音波システムの略図である。
【図９】図９は、図１の超音波スキャンヘッドの略図である。
【図１０】図１０は、図１の電極の略図である。
【図１１】図１１は、図１０の平面図である。

【図１】

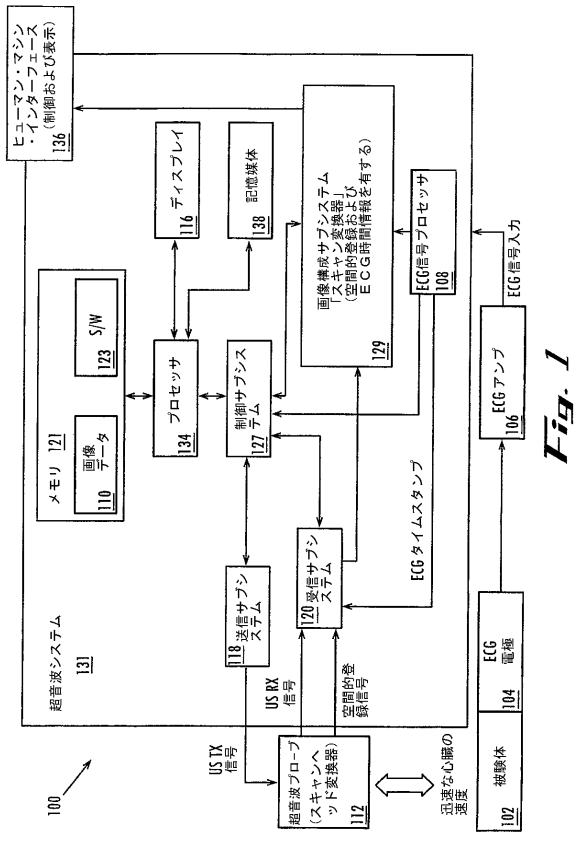


Fig. 1

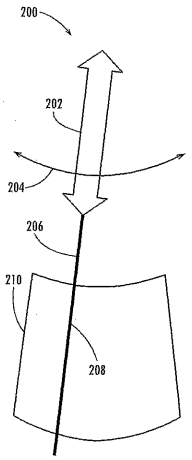


Fig. 2A

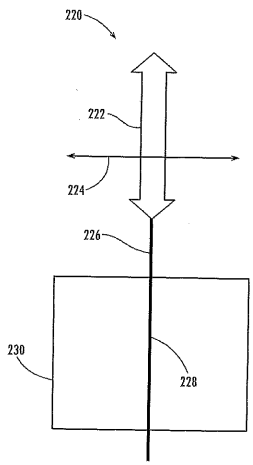


Fig. 2B

【図３Ａ】

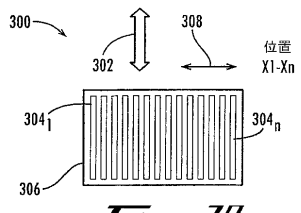


Fig. 3A

【図３Ｂ】

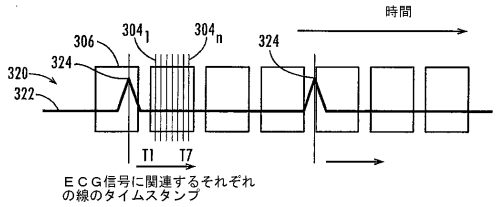


Fig. 3B

【図３Ｃ】

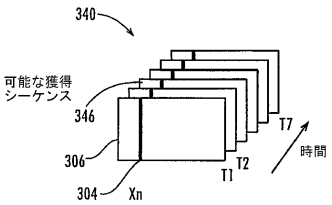


Fig. 3C

【図３Ｄ】

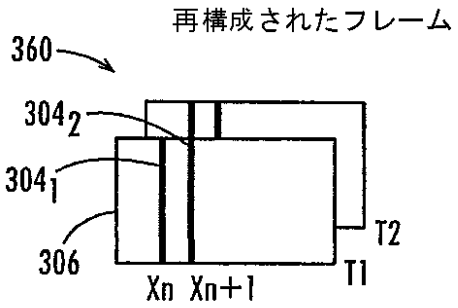


Fig. 3D

【図３Ｅ】

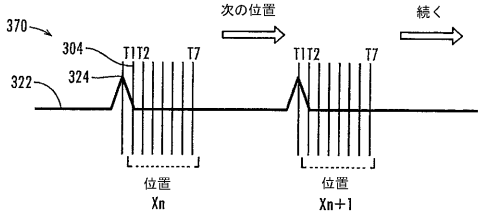


Fig. 3E

【図４】

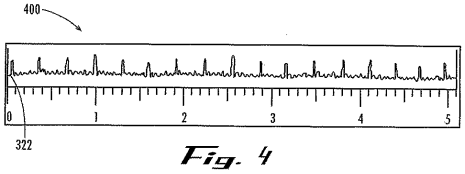


Fig. 4

【図５】

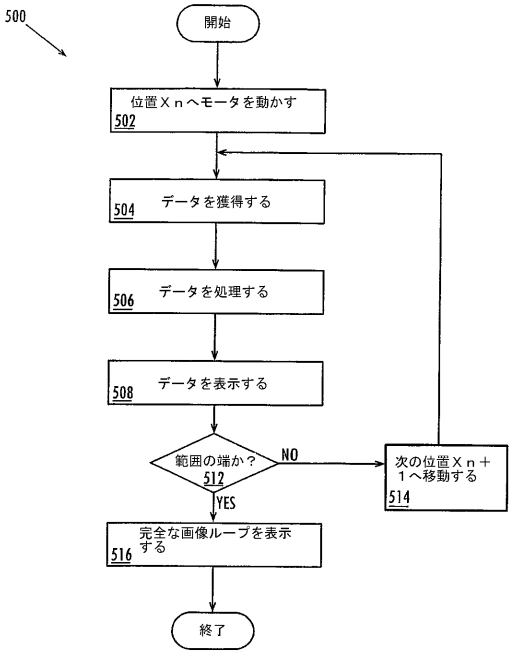


Fig. 5

【図６】

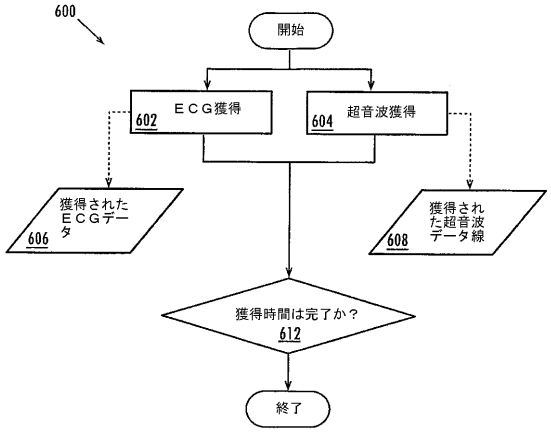


Fig. 6

【図７】

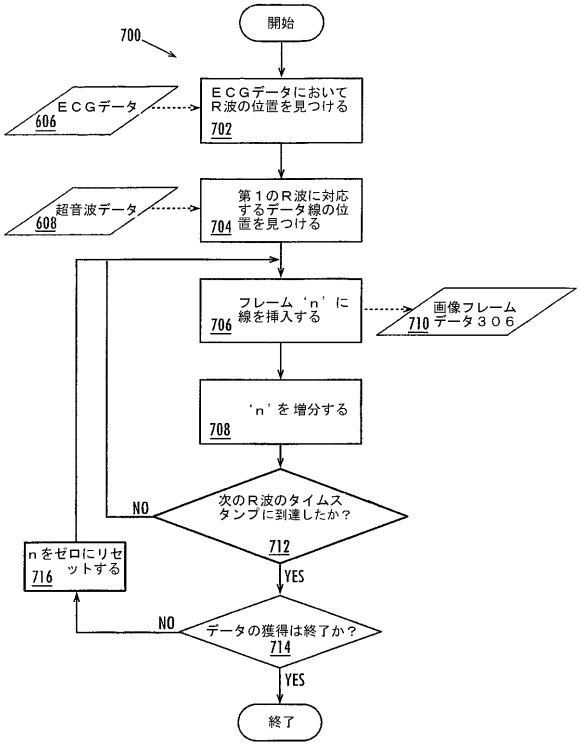


Fig. 7

【図８】

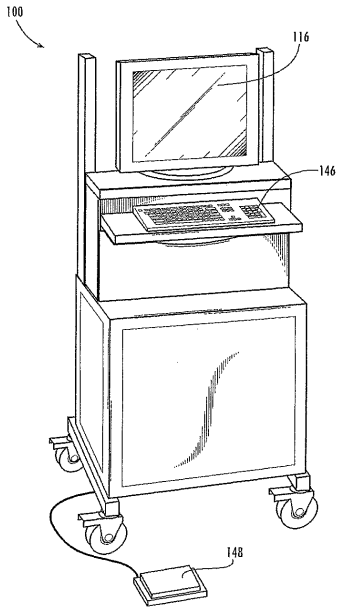


Fig. 8

【図９】

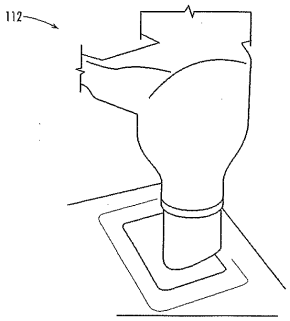


Fig. 9

【図１０】

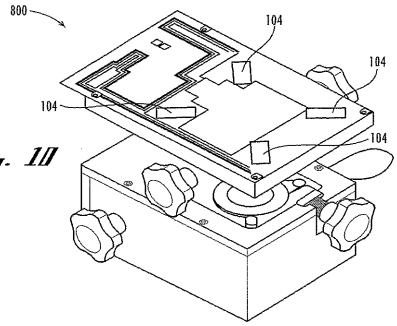


Fig. 10

【図１１】

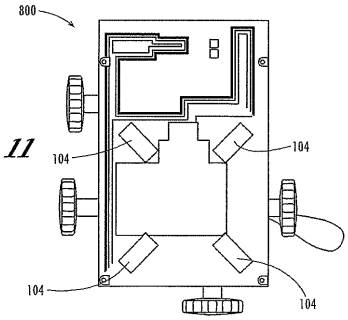


Fig. 11

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Internati ..plication No
PCT/IB2004/001935

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 7 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 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, INSPEC, WPI Data, PAJ

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	FOSTER F S ET AL: "High frequency ultrasound imaging: from man to mouse" IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM, vol. 2, 22 October 2000 (2000-10-22), pages 1633-1638, XP010540928 abstract; figures 1,2,5,6 page 1633, left-hand column - page 1635, right-hand column page 1636, right-hand column - page 1637, left-hand column -/--	1-22

[X] Further documents are listed in the continuation of box C.

[X] Patent family members are listed in annex.

° Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"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

"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

"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.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
12 August 2004	20/08/2004

Name and mailing address of the ISA	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Reuss, T

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (January 2004)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/IB2004/001935

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	TURNBULL D H ET AL: "In vivo ultrasound biomicroscopy in developmental biology" TRENDS IN BIOTECHNOLOGY, ELSEVIER PUBLICATIONS, CAMBRIDGE, GB, vol. 20, no. 8, 1 August 2002 (2002-08-01), pages S29-S33, XP004371933 ISSN: 0167-7799 abstract; figures 1,2 page S29, left-hand column - page S30, right-hand column page S32, left-hand column - page S33, left-hand column	1-22
A	WO 98/40014 A (ROBIN MEDICAL INC ; NEVO EREZ (US)) 17 September 1998 (1998-09-17) the whole document	1-22
A	US 4 413 521 A (VAN KEMENADE MARTINUS J C) 8 November 1983 (1983-11-08) abstract; figures 3,4 column 1, line 51 - column 2, line 39	7,8,13, 14,17-22

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (January 2004)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No
PCT/IB2004/001935

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)		Publication date
WO 9840014	A	17-09-1998	AU	6673498 A	29-09-1998
			WO	9840014 A1	17-09-1998
			US	6224553 B1	01-05-2001
US 4413521	A	08-11-1983	NL	8102104 A	16-11-1982
			AU	547614 B2	24-10-1985
			AU	8302782 A	04-11-1982
			CA	1186398 A1	30-04-1985
			DE	3214887 A1	18-11-1982
			ES	8304310 A1	16-05-1983
			FR	2505047 A1	05-11-1982
			GB	2097534 A ,B	03-11-1982
			IT	1150936 B	17-12-1986
			JP	3058734 B	06-09-1991
			JP	57183841 A	12-11-1982
			SE	450860 B	03-08-1987
			SE	8202573 A	30-10-1982

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 10/736,232
(32)優先日 平成15年12月15日(2003.12.15)
(33)優先権主張国 米国(US)

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,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,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,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,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,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,NA,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 リュー, ゴドウィン
カナダ国 エル７エル １エヌ８ オンタリオ, バーリントン, スプルース アベニュー ５３８９
(72)発明者 ホワイト, クリス アレクサンドル
カナダ国 エム４ピー ２ケー８ オンタリオ, トロント, レッドパス アベニュー ２３３
(72)発明者 フォスター, ステュワート
カナダ国 エム４イー １ワイ５ オンタリオ, トロント, グレン オーク ドライブ ２４
(72)発明者 リトル, トム
カナダ国 エム４エヌ ２ビー６ オンタリオ, トロント, ゴルフデール ロード ５４

Ｆターム(参考) 4C601 BB16 DD15 EE07 FF08 GA18 GA21 GB04 HH06 JB55 JC03
JC16
5J083 AA02 AB17 AC30 AD13 AE10 BA01 BD12 CA01 DC05 EA16

专利名称(译)	使用基于线的图像重建生成超声图像的系统		
公开(公告)号	JP2006525837A	公开(公告)日	2006-11-16
申请号	JP2006506630	申请日	2004-05-10
[标]申请(专利权)人(译)	视声公司		
申请(专利权)人(译)	视觉苏nix苹果公司		
[标]发明人	リューゴドウィン ホワイトクリスアレクサンドル フォスターステュワート リトルトム		
发明人	リュー, ゴドウィン ホワイト, クリス アレクサンドル フォスター, ステュワート リトル, トム		
IPC分类号	A61B8/00 G01S15/89 G01S7/52 G01S7/521		
CPC分类号	G01S7/52088 A61B8/5284 G01S7/52034 G01S7/52079 G01S7/52085 G01S15/894 G01S15/8956		
FI分类号	A61B8/00 G01S15/89.B		
F-TERM分类号	4C601/BB16 4C601/DD15 4C601/EE07 4C601/FF08 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GB04 4C601/HH06 4C601/JB55 4C601/JC03 4C601/JC16 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC30 5J083/AD13 5J083/AE10 5J083/BA01 5J083/BD12 5J083/CA01 5J083/DC05 5J083/EA16		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	60/468956 2003-05-09 US 60/468958 2003-05-09 US 60/470234 2003-05-14 US 10/736232 2003-12-15 US		
其他公开文献	JP4805140B2 JP2006525837A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于开发超声图像的系统，包括：扫描头，具有能够以至少20兆赫兹（MHz）的频率产生超声能量的换能器;以及处理器，用于接收超声能量并用于以有效帧速率产生超声图像。使用基于扫描线的图像重建，每秒至少200帧（fps）。