

(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2004-506458

(P2004-506458A)

(43) 公表日 平成16年3月4日(2004.3.4)

(51) Int. Cl.⁷
A61B 8/00

F I
A61B 8/00

テーマコード (参考)
4C301
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2002-519965 (P2002-519965)
(86) (22) 出願日 平成13年8月9日 (2001.8.9)
(85) 翻訳文提出日 平成14年4月16日 (2002.4.16)
(86) 国際出願番号 PCT/EP2001/009332
(87) 国際公開番号 W02002/014888
(87) 国際公開日 平成14年2月21日 (2002.2.21)
(31) 優先権主張番号 09/641,306
(32) 優先日 平成12年8月17日 (2000.8.17)
(33) 優先権主張国 米国 (US)
(81) 指定国 EP (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), JP

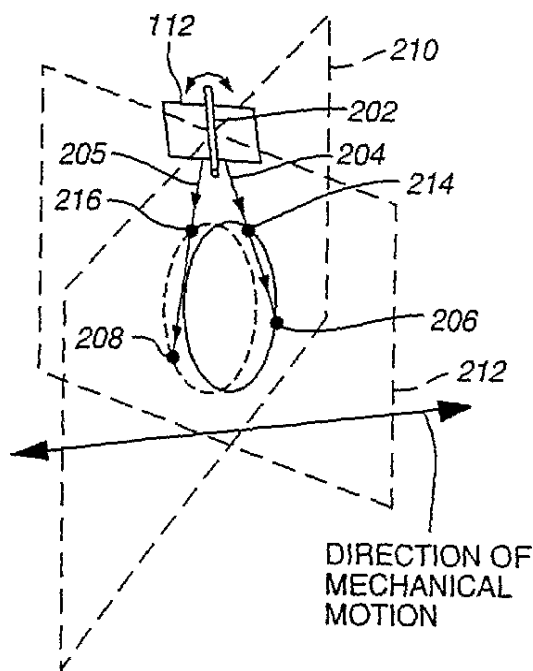
(71) 出願人 590000248
コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
Koninklijke Philips Electronics N. V.
オランダ国 5621 ペーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1
Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands
(74) 代理人 100070150
弁理士 伊東 忠彦
(74) 代理人 100091214
弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 三次元の対象の多平面超音波画像を作成する方法

(57) 【要約】

容積測定領域全体からのデータを獲得することなく、対象の容積測定領域の多平面画像を作成するための方法。本方法は、容積測定領域にわたってトランスデューサを掃引することを含む。掃引の間の試料採取位置で、トランスデューサからの超音波ビームは、容積測定領域中へ伝達されると共に、複数の走査される表面の一又は複数と交差する。掃引の間に伝達されるビームの数は、容積測定領域全体を走査するために伝達されるであろうビームの数より少ない。容積測定領域からのエコーを、伝達されるビームに応じて、トランスデューサで受信する。受信されたエコーから、複数の表面に対応する平面画像を形成する。ある変形において、本方法は、容積測定領域全体を走査から受信するであろうエコーよりも少ない容積測定領域からのエコーを、トランスデューサで、受信することを含む。これは、この変形は、容積測定領域内の埋没した表面に対応する平面画像の作成を可能にする。その領域の有限な複数の表面のみを、容積測定領域全体よりもむしろ走査しているので、高い画像品質及び広い視野の平面画像を実時間で作成し表示することがで



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象の容積測定領域の多平面超音波画像を作成する方法であって、
トランスデューサを、前記測定領域にわたって前記トランスデューサを走査することによ
って、動かすこと、
前記走査の間の試料採取位置で、前記容積測定領域中に、走査される複数の表面の一又は
複数と交差する、前記トランスデューサからの超音波ビームを伝達すること、
前記トランスデューサにおいて、伝達される前記ビームに応じて前記容積測定領域からの
エコーを受信すること、及び、
受信された前記エコーから、前記複数の表面に対応する平面画像を形成すること、を含み 10
、
前記ビームは、走査毎に少なくとも二つの表面と交差し、
前記走査の間の伝達されるビームの数は、前記容積測定領域全体を走査するために伝達さ
れるであろうビームの数より少ない、方法。

【請求項 2】

前記表面の少なくとも一つは、平面であり、
各々の試料採取位置で伝達されるビームは、それぞれ、走査されるそれぞれの前記平面に
おける表面の各々にある請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記平面における表面の二つは、相互に直角である請求項 2 記載の方法。 20

【請求項 4】

前記伝達されるビームは、それぞれ、前記走査されるそれぞれの平面のみにある請求項 2
記載の方法。

【請求項 5】

前記表面は、前記容積測定領域内で交差する請求項 1 記載の方法。

【請求項 6】

前記受信されたエコーから平面画像を形成することは、Bモード処理装置、コントラスト
信号検出器、又はドップラー処理装置でエコー信号を処理することを含む請求項 1 乃至 5
いずれか 1 項記載の方法。

【請求項 7】

前記平面画像を各々の走査の後に表示することを含み、
前記走査、前記伝達、前記受信、及び前記形成は、表示の実時間速度で前記平面画像を一
新するのに十分な速度で繰り返される請求項 1 乃至 6 いずれか 1 項記載の方法。 30

【請求項 8】

前記トランスデューサを走査することは、前記トランスデューサを機械的に動かすことを
含む請求項 1 乃至 7 いずれか 1 項記載の方法。

【請求項 9】

前記トランスデューサを走査することは、前記伝達されるビームを電子的に操縦すること
を含む請求項 1 記載の方法。

【請求項 10】

前記走査される表面における点から前記トランスデューサによって受信されたエコーのみ
を、画像を形成するために処理する請求項 1 乃至 9 いずれか 1 項記載の方法。 40

【請求項 11】

対象の容積測定領域の多平面超音波画像を作成することに対して、
トランスデューサを、前記測定領域にわたって前記トランスデューサを掃引することによ
って、動かすこと、
前記掃引の間の試料採取位置で、前記容積測定領域中に、走査される複数の表面の一又は
複数と交差する、前記トランスデューサからの超音波ビームを伝達すること、
前記トランスデューサにおいて、伝達される前記ビームに応じて前記容積測定領域からの
エコーを受信すること、及び、 50

受信された前記エコーから、前記複数の表面に対応する平面画像を形成すること、を含み、前記受信されたエコーは、前記容積測定領域全体の走査から受信されるであろうエコーより少ない、請求項 1 記載の方法。

【請求項 1 2】

対象の容積測定領域の多平面超音波画像を作成する装置であって、前記容積測定領域にわたって掃引するか又は走査するために適合した超音波トランスデューサ、前記トランスデューサに連結されると共に、前記トランスデューサが、掃引の間における複数の試料採取位置で、容積測定領域中に、走査される複数の表面の一又は複数と交差する超音波ビームを伝達させることに適合した制御装置、及び、前記トランスデューサに連結されると共に前記トランスデューサによって獲得されたデータから前記複数の表面に対応する平面画像を形成することに適合した処理装置、を含み、前記ビームは、掃引毎に少なくとも二つの表面と交差し、前記掃引の間の伝達されるビームの数は、前記容積測定領域全体を走査するために伝達されるであろうビームの数より少ない、装置。

10

【請求項 1 3】

前記表面の少なくとも二つは、平面であり、前記トランスデューサによって伝達される前記超音波ビームは、それぞれ、それぞれの前記平面の表面にある請求項 1 2 記載の装置。

20

【発明の詳細な説明】

【0001】

[技術分野]

この発明は、一般的に超音波撮像、特に、超音波データを獲得すると、実時間に対象の多平面超音波画像を作成することに関する。

【0002】

[背景]

三次元超音波撮像の主な利点は、人体のような対象の容積を通じて特有の画像平面、従来の二次元の走査を通じては入手可能ではない画像平面、を得るための、それが提供する能力である。例えば、三次元画像技術を通じて、組織のある領域のいくつかの異なる断面を同時に見ること、それによって異なる角度から特徴を観察することができる。代わりに、ある一定の場合には、皮膚のような対象の表面より下の一定の深さで画像平面を見ることが望ましい場合もある。このような画像平面は、対象に対する超音波探触子の方位のために、普通の二次元走査で得られない。

30

【0003】

一般的に、三次元の撮像技術は、関心のある領域においてデータの容積全体を獲得して、次に所望の平面画像を見るために適切な角度におけるデータを“通して切断する”ことによって、役に立つ。しばしば、多くの平面画像を、コンピューターのモニターで同時に表示することができる。

【0004】

しかしながら、先行の三次元超音波撮像方法は、三次元画像を構築するために、関心のある容積測定領域全体からデータを獲得しなければならない。これらの方法は、典型的に、わずかに一乃至二体積毎秒の速度で三次元データを獲得することができる。結果として、これらの方法は、相対的に遅く、関心のある領域における急速な変化を捉えることが必要である実時間において、有用な平面画像を生成するためには適切ではない。実時間の平面画像を十分に生成するためデータ獲得速度を上げるために、視野の画像品質を犠牲にする。これは、特に外科、心臓学、及び産科の領域において、このような画像の臨床的な有用性をたいいてい減少させる。

40

【0005】

[要約]

50

本発明と一致して、容積測定領域全体からのデータを獲得することなく、対象におけるある容積測定領域の多平面画像を作成するための方法及び装置を開示する。本発明の一つの態様において、本方法は、その容積測定領域にわたってトランスデューサを掃引することを含む。掃引の間の試料採取位置で、トランスデューサからの超音波ビームは、容積測定領域中へ伝達されると共に、複数の走査される表面の一又は複数と交差し、その表面は、平面又は非平面であり得る。伝達されるビームの数は、容積測定領域全体を走査するために伝達されるであろうビームの数より少ない。容積測定領域からのエコーを、伝達されるビームに応じて、トランスデューサで受信する。受信されたエコーから、複数の走査される表面に対応して、平面画像を形成する。容積測定領域全体よりもむしろ、その領域の有限な複数の表面のみを走査しているため、高い画像品質及び広い視野の平面画像を実時間で作成し表示することができる。

10

【0006】

本発明の別の態様において、本方法は、容積測定領域全体を撮像するために処理されるであろうエコーよりも少ない容積測定領域からのエコーの処理を含む。この変形は、容積測定領域内の埋没した表面に対応する平面画像の作成を可能にする。

【0007】

[詳細な説明]

図1は、本発明に一致した方法及び装置を使用することができる超音波診断撮像システム100のブロック図である。本発明は、この撮像システムを伴う使用に限定されないが、しかしその撮像システム中では、例としてのみ実施されているように示されることが理解されるはずである。撮像システム100においては、中央制御装置120は、伝達周波数制御手段117に、所望の伝達周波数帯を伝達することを命令する。超音波探触子110のトランスデューサ112が基本周波数帯の超音波を伝達することを引き起こす、伝達周波数制御手段117に、伝達周波数帯のパラメータ f_{tr} を連結する。もちろん、どんな超音波周波数又は周波数特性として既知である周波数の群を、浸透における所望の深さ並びにトランスデューサ及び超音波システムの感度を十分考慮して、使用してもよいことが理解されると思われる。

20

【0008】

探触子110のトランスデューサ112は、ビームの形態で超音波エネルギーを伝達する不連続の素子の配列を含むと共に、この伝達に応じて戻されるエコー信号を受信する。探触子を機械的に動かすか又は様々な配列素子に対して伝達のタイミングを電子的に調節することによって、対象の異なる部分を走査するためにビームを操縦することができる。撮像システム100において、この操縦は、中央処理装置120によって制御される。次に、制御装置120は、中央処理装置へ指令を伝達するためのインターフェースプログラム及び(マウス、トラックボール、スタイラス、タブレット、タッチスクリーン、若しくは他のポインティングデバイスのような)ポインティングデバイス、キーボード、又は他の入力デバイスを含むユーザーシステムインターフェース119を介して入れられるユーザーからの命令に対して、応答する。代わりに、その制御装置に、予め決められたデフォルトの方式で自動的にビームを操縦するために、プログラムを供給してもよい。受信された信号は、伝達/受信(T/R)スイッチ114を通じて連結されると共に、アナログ-デジタル変換器115によってデジタル化される。A/D変換器の試料採取周波数 f_s は、中央制御装置120によって制御される。試料採取の理論によって決められる所望の試料採取速度は、受信されるエコーの最も高い周波数 f_c の少なくとも二倍である。最小の必要条件よりも高い試料採取速度も使用することができる。信号の試料は、コヒーレントなエコー信号を形成するためのビーム形成器116によって、遅延させられて加算される。次にコヒーレントなエコー信号を、デジタルフィルター118によって、所望の通過帯域に濾波する。デジタルフィルター118は、周波数帯を、より低い又はベースバンドの周波数範囲へ偏移させることもできる。デジタルフィルターの特性は、フィルターに乗数の加重及び間引き制御を提供する、中央制御装置120によって制御される。好ましくは、その配置は、有限インパルス応答フィルタ(FIR)として動作させるために制御され

30

40

50

、濾波及び間引きの両方を行う。広範囲のフィルター特性が、中央制御装置 120 の制御の下で、フィルターの加重及び間引きの割合のプログラミングを通じて可能である。デジタルフィルターの使用は、異なるフィルター特性を提供することにおける柔軟性の利点を許容する。デジタルフィルターを、ある瞬間に受信された基本周波数、次に調和周波数を通過させるためにプログラムすることができる。このようにデジタルフィルターを、交互に基本及び調和デジタル信号の画像若しくは線、又は時間間隔を空けた系列で異なる交互の調和波の線を生成するために、信号処理の間に単純にフィルター係数を変化させることによって、動作させることができる。

【0009】

デジタルフィルター 118 から、濾波されたエコー信号を、Bモード処理装置 137、コントラスト信号検出器 128、又はドップラー処理装置 130 によって、検出して処理する。Bモード処理装置は、周波数合成、空間合成、調和画像形成、及び当技術において周知である他の典型的なBモード機能を含むがそれらに限定はされない機能を果たす。ドップラー処理装置は、速度及びパワーのドップラー信号を生成するために、エコー信号に変換のドップラー処理を適用する。処理装置 137 及び 130 並びにコントラスト信号検出器 128 の出力は、表示装置 150 における二次元の超音波画像としての表示のための映像処理装置 140 に連結する。中央処理装置 120 は、入ってくる信号の系列のトラックを保持するので、映像処理装置 140 が、形成する画像中にカレントデータを置くことを可能にする。信号を映像処理装置 140 によって受信すると、データは、表示装置へ供給され、ラスタライズされた画像を生成する。また、二つの処理装置及びコントラスト信号検出器の出力は、画像記憶装置 164 に蓄積されると共にそこから映像処理装置 140 へ提供される、三次元画像のレンダリング用の三次元画像レンダリング処理装置 162 へ連結される。三次元のレンダリングを、従来の方で行ってもよい。この配置と共に、オペレーターは、超音波画像の二又は三次元表示用のコントラスト信号検出器 128、並びに、処理装置 137 及び 130 の出力の間で選択することができる。

【0010】

図 1 のシステムは、探触子 110、トランスデューサ 112、映像処理装置 140、及び/又は画像レンダリング処理装置 162 を通じて、人体のような対象における容積測定領域の多数の実時間における平面画像を、体が走査されている間に、作成するための能力を提供する。これらの平面画像は、体を通じた断面として取られるとき、相互に対する幾何学的関係を知っており、診断者が異なる方位から体の特徴を見ることを可能にする。臨床医は、組織の特徴の空間的な関係を視覚化するために、断面の相対的な角度を調節することを望む場合もある。ユーザーインターフェース 119 を通じて、オペレーターは、表示された断面の方位を、画像において関心のある特徴を伴うそれらを整列するために、調節することができる。実時間性能は、容積測定領域全体を走査するために伝達される必要があるであろう、非常に多くの数のビームよりもむしろ、所望の平面画像を構築するために必要とされるある一定の超音波ビームのみを発生させることによって、達成される。

【0011】

図 2 A 及び 2 B は、直交する平面 210 及び 212 のような、(典型的には平面又は非平面の、鞍形状、即ち表面に沿った行程の異なる方向において同じ又は異なる曲率を有するものを含む)表面の第一の組みを得るために、探触子 110 及びそのトランスデューサ 112 を使用して、本発明に従う一組の平面画像を作成するための一つの方法を示す。トランスデューサ 112 は、図に示すように、ジンバル 202 又は他の旋回軸支持物に据え付けられ、体の関心のある領域にわたって往復して掃引するか又は走査するために動力を供給される。掃引周波数は、より高い又はより低い速度を所望の実時間の撮像における程度に依存して使用することができるけれども、好ましくは、実時間で平面画像を作成することを許容するために、少なくとも八回毎秒の掃引である。トランスデューサ 112 が関心のある領域にわたって掃引すると、それは、図に示す位置のような、連続する試料採取位置でビームを発生させる。各々の試料採取位置で、トランスデューサ 112 は、平面 210 における焦点 206 に収束する個々のトランスデューサ素子からの信号を含む第一のビ

ームを発生させる。図に示す位置で、一つのこのようなビーム 204 は、平面 210 における点 206 に収束する。この例における各々の試料採取位置で、トランスデューサ 112 は、平面 212 における焦点に収束する、個々のトランスデューサ素子からの信号を含む第二のビームも発生させる。図に示す位置で、ビーム 205 は、平面 212 における点 208 に収束する。そして、トランスデューサの各々の試料採取位置で、二つのビームを、一つが、二つのそれぞれの平面の各々において、各々のそれぞれの線に沿って、放出する。選ばれた点からの情報の選択的な受信を可能にするための当技術における周知技術である、エコー信号の選択的な操縦、通門、及び/又は、焦点合わせを通じて、関心のある平面において伝わるエコー信号のみを、伝達されたビームに応じて受信すると共に処理する。平面 210 において、例えば、ビーム 204 における点 214 及び 206 での反射は、空洞及び組織のような、関心のある領域内の異なる存在物間の境界を表す。同様に、平面 212 において、線 205 における点 216 及び 208 での反射は、関心のある領域内の異なる存在物間の境界も表す。

10

【0012】

二つの平面画像を発生させるための上記の走査方法は、その早さのために好ましいが、しかし限定的ではない。変形は可能である。望ましければ、追加の平面にありそれによってそれら追加の平面を定義するか、又は追加の表面に交差する、追加のビームを発生させることができる。もちろん、各々の追加のビームは、発生するのに追加の時間がかかり、従って、掃引速度に影響する。所望の数の平面、及びそれらの方位は、ユーザーインターフェース 119 を通じて中央処理装置 120 へ伝達される。加えて、トランスデューサ 112 を、各々の平面における一つより多くの点に向かって方向付けられたビームを放出するために、制御することができる。代わりに、ビームが、掃引毎に、少なくとも二つの平面内にあるか、少なくとも二つの非平面の表面と交差するか、又は、少なくとも一つの平面内にあると共に少なくとも一つの非平面の表面と交差する限りは、トランスデューサを、各々の試料採取位置での全ての表面より少ないところで、ビームを放出するために制御することができる。これら及び他の明白な変形は、選んだ変形に依存して、異なる速度及び異なる分解能であるが、実時間で多平面を生成することができる。さらに、どんな二次元の超音波撮像技術も、例えば、B モード、コントラスト信号検出、調和撮像、又はドップラー撮像を、このデータ獲得機構と共に同等に適用することができる。

20

【0013】

二つの平面 210 及び 212 から獲得されたデータは、対応する平面画像を構築するために、一又は複数の処理装置 137、130、又はコントラスト信号検出器 128 によって使用される。平面画像は、好ましくは、実時間の撮像を提供するために、二つの掃引速度で作成される。容積測定領域が連続的に走査されると、平面画像を、映像処理装置 140 によって並べて、又は表示装置 150 における三次元の透視図において、同時に表示するか、又は後で見ることができる。

30

【0014】

得られた平面画像は、各々、検討中の体の断面を表す。トランスデューサ 112 は、関心のある領域の範囲を定める全角度を通じて掃引する。実時間の画像を得るために、掃引の作動は、関心のある領域にわたって往復して繰り返され、ゆっくり時間をかけて一連の平面画像を生成する。図 3A 及び B は、平面 210 及び 212 から獲得されるデータから構築される、このような平面画像の例を示す。このように収集された、制限されたデータは、例えば八回毎秒又はそれ以上で度々、実時間でこれらの平面画像を構築すると共に一新することを可能にする。これらの画像を、例えばゆっくり時間をかけて空洞の容積における変化を決定するために、使用することができる。画像を、一コマ毎の単位で、ユーザーによって決定される速度で、蓄えると共に後で再生することができ、診断者が、例えば心臓の左心室のような可変な大きさの空洞における最大及び最小の寸法を決定するために、注意深く作動を検討することを可能にする。上述のように、本方法を、追加の平面及び/又は非平面の表面からのデータを獲得するために使用することができ、そのようにすることは、都合がよいと考えられるはずである。例えば、器官が、平面 210 又は 212 と交

40

50

差によってしないかもしれない軸外の組織を有することが推測されたと仮定すれば、異なる方位の、さもなければ、平面の一つに平行でその平面に垂直な方向に変位した、他の平面を、平面 2 1 0 及び 2 1 2 に対して示される画像を増加させるか又は置き換えるために、選ぶかもしれない。

【 0 0 1 5 】

図 4 A 及び 4 B は、図 2 A 及び 2 B における平面と異なる方位を伴う一組の平面からデータを獲得するために使用するときの上の方法を示す。この実施例において、平面 4 1 0 は、ジンバル 2 0 2 及びトランスデューサ 1 1 2 の回転の軸に平行であり、平面 4 1 2 は、その回転の軸及び平面 4 1 0 の両方に直交する。トランスデューサ 1 1 2 は、試料採取位置を通じて掃引すると、一つのビームのみを、その信号が例えば点 4 1 6 及び 4 0 8 で反射することが示される線 4 0 5 によって表されるような、平面 4 1 2 にあるほとんどのトランスデューサの試料採取位置で発生させる。多数のビームが、トランスデューサの試料採取位置で発生すると共に、そのビームが、整列された平面 4 1 0 にあり、それによって、それを定義するのは、トランスデューサがその掃引における中心点にあるときのみである。線 4 0 4 は、点 4 1 4 及び 4 0 6 で反射される信号を示す、これらのビームの一つを表す。多数のビームを発生させると共にデータの多数の線を獲得するために必要とされる時間のために、本方法は、データがうまく獲得されることを保証するため、トランスデューサ 1 1 2 の掃引を、この中心点で遅くするか又は止めることを必要とする場合もある。

10

【 0 0 1 6 】

図 5 A 及び 5 B は、一組の平面 5 1 0 及び 5 1 2 からデータを得るために使用され得るトランスデューサ 5 0 0 の第二の実施例を示す。この実施例は、平面 5 1 0 にあり点 5 1 4 及び 5 0 6 と交差するビーム 5 0 4、また平面 5 1 2 にあり点 5 1 6 及び 5 0 8 と交差するビーム 5 0 5 のような、ビームを発生させる。二次元配列のトランスデューサから発出する線を、二次元において電子的に操縦することができ、このように、トランスデューサを関心のある容積測定領域にわたって機械的に掃引する要求を回避する。同様にして、データを、二次元配列のトランスデューサへ適用可能な周知のビーム操縦及び収束及び/又は通門の技術を使用して、それぞれの平面において関心のある線から受信する。

20

【 0 0 1 7 】

図 6 A 及び 6 B は、埋没した平面 6 1 0 及び 6 1 2 のようなトランスデューサ 1 1 2 の平面に対して直交しない一又は複数の平面からデータを獲得するための関連した方法を示す。図 6 A は、トランスデューサの回転の行程における与えられた点で、平面 6 1 0 における(それに示される透視において、それぞれ点 6 1 6、6 2 0、及び 6 2 2 によって表される)線 6 1 0、6 2 0、及び 6 2 2 のような一定の深さにあり得る線(即ち、ここで、一定の深さの線は、図 6 A の平面に垂直であるものである)に、又は平面 6 1 2 における線 6 1 8 に、ある点からデータを集めるために、多くのビームを発生させることを示す側面図である。図 6 B は、線 6 1 0、6 2 0、及び 6 2 2 のような各々の線と共に、平面 6 1 0 における平行な線を、そのそれぞれの一定の深さで、示す平面図である。さらに、受信されたエコーの動的な操縦、通門、及び収束を通じて、データを、トランスデューサ 1 1 2 と、図 6 A における点 6 0 2 及び 6 0 4 のような、関心のある平面における任意の点との間で、ビームに沿った点に対して得ることができる。交互に、例えば、平行線、同心円、又は一般的に、関心のある平面若しくはその部分を網羅する任意の組みの線であり得る、平面 6 1 0 のような平面内のどんな方位の線に沿った点においても操縦、通門、及び収束によって、走査をすることができる。

30

40

【 0 0 1 8 】

これまで考えた全ての場合に対するさらなる一般化として、データを、平面又は非平面である二次元の表面(今後は、“表面”とも呼ばれる)から獲得することができる。同じ手続きが適用される。

【 0 0 1 9 】

埋没した表面からデータを獲得する特別な場合を図 7 A 及び 7 B に示すと共に、ここで、単一の水平面 7 0 5 を、体の最大の深さよりも少ない一定の深さで、走査する。そのよう

50

に得られたデータも、平面とトランスデューサとの間の任意の場所にある点の集合からのデータだけでなく、平面705の画像を表示するために使用することができる。後者の点からのデータを、平面705に向けて方向付けられたビームの各々から受信されたエコーの動的な焦点合わせを通じて収集する。この方式で収集されるデータの量は、関心のある全領域の三次元撮像の場合に収集されるであろうデータの全体よりも少ない。上述の例と同様に、単一の非平面を走査することができるかもしれない。

【0020】

模範的实施例における本発明の原理を説明し記載したが、説明した実施例を、このような原理から逸脱することなく配置及び詳細において変更することができることは当業者には明確であるはずである。本発明の原理を適用することができる多くの可能な実施例の点から見て、説明した実施例がこれらの原理を教唆する目的であり、本発明の範囲における限定であることを目的としないことは理解されるはずである。従って、発明者は、発明者の発明として、請求項及びそれらの同等なもの、範囲及び主旨内で成立する全てを請求する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に従う超音波診断撮像システムのブロック図である。

【図2】A及びBは、トランスデューサの第一の実施例を使用して、本発明に従う一組の平面画像を作成するための方法を示す。

【図3】A及びBは、図2の方法によって作成される平面画像の実時間における表示を示す。

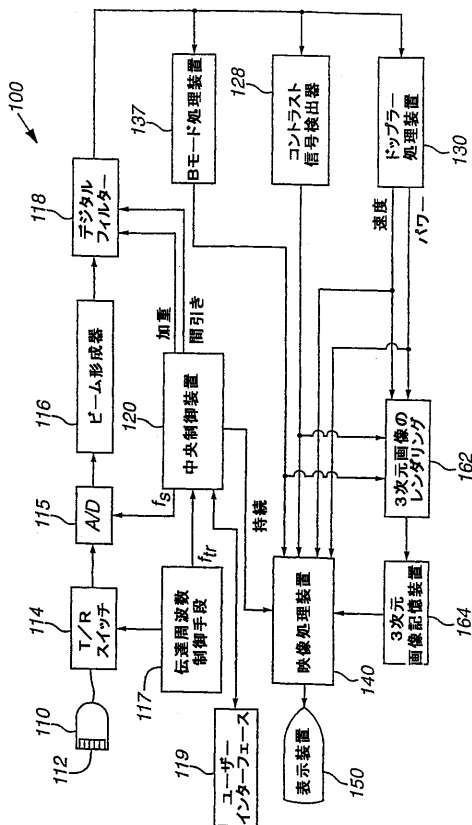
【図4】A及びBは、図2 A及びBの方法における変形を示す。

【図5】A及びBは、本発明を伴う使用のための、トランスデューサの第二の実施例を示す。

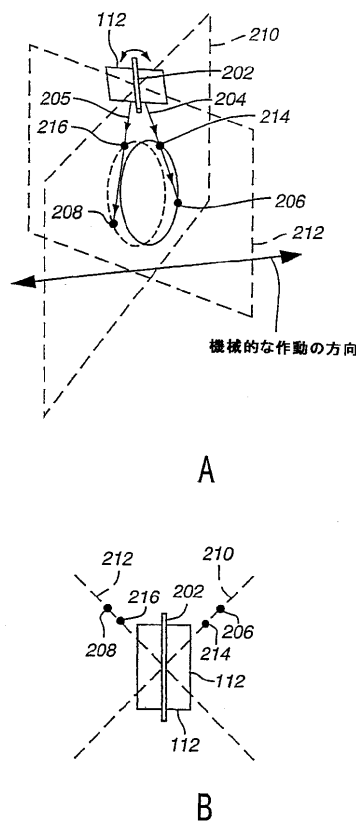
【図6】A及びBは、本発明に従う一組の平面画像を作成するための別の方法を示す。

【図7】A及びBは、図6 A及びBの方法における変形を示す。

【図1】



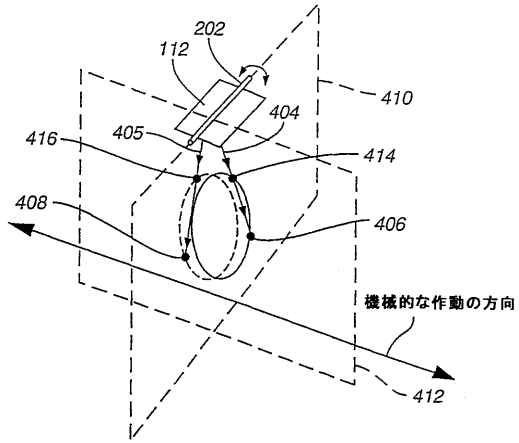
【図2】



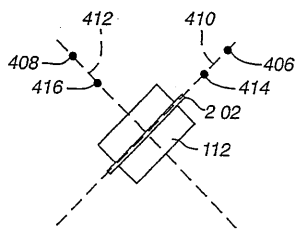
10

20

【 図 4 】



A



B

【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
21 February 2002 (21.02.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/14888 A2

- (51) International Patent Classification: G01S (74) Agent: **LOTTIN, Claudine**; Internationaal Octrooibureau B.V., Prof Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
- (21) International Application Number: PCT/EP01/09332 (81) Designated State (*national*): JP.
- (22) International Filing Date: 9 August 2001 (09.08.2001) (84) Designated States (*regional*): European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 09/641,306 17 August 2000 (17.08.2000) US
Published:
— without international search report and to be republished upon receipt of that report
- (71) Applicant: **KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.** [NL/NL]; Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA Eindhoven (NL).
For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.
- (72) Inventor: **DETMER, Paul**; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).



(54) Title: METHOD FOR CREATING MULTIPLANAR ULTRASONIC IMAGES OF A THREE DIMENSIONAL OBJECT

(57) Abstract: A method for creating multiple planar images of a volumetric region of an object without acquiring data from the entire volumetric region. The method includes sweeping a transducer across the volumetric region. At sampling positions during the sweep, ultrasonic beams from the transducer are transmitted into the volumetric region, which intersect one or more of a plurality of surfaces to be scanned. The number of transmitted beams during the sweep is fewer than the number of beams that would be transmitted to scan the entire volumetric region. Echoes from the volumetric region are received at the transducer in response to the transmitted beams. From the received echoes, planar images corresponding to the plurality of surfaces are formed. In a variation, the method includes receiving at the transducer fewer echoes from the volumetric region than the echoes that would be received from scanning the entire volumetric region. This enables the creation of planar images corresponding to buried surfaces within the volumetric region. Because only a finite plurality of surfaces of the region is being scanned rather than the entire volumetric region, planar images of high image quality and a broad field of view can be created and displayed in real-time. The method can also be performed by scanning the transducer. The method is carried out by ultrasonic apparatus.

WO 02/14888 A2

WO 02/14888

PCT/EP01/09332

1

Method for creating multiplanar ultrasonic images of a three dimensional object

TECHNICAL FIELD

This invention relates generally to ultrasonic imaging and, more particularly, to creating multiple planar ultrasonic images of an object in real-time, as the ultrasonic data is acquired.

5

BACKGROUND

A major advantage of three-dimensional ultrasonic imaging is the ability it provides to obtain unique image planes through the volume of an object such as a human body, image planes not available through conventional two-dimensional scanning. For example, through three-dimensional imaging techniques one can look simultaneously at several different cut planes of a region of tissue to thereby observe features from different angles. Alternatively, it may be desirable in certain instances, to view an image plane at a constant depth below the object surface such as the skin; such an image plane cannot be obtained with normal two-dimensional scanning because of the orientation of the ultrasonic probe relative to the object.

15

Generally, three-dimensional imaging techniques work by acquiring an entire volume of data in the region of interest, and then "slicing through" the data at appropriate angles to view desired planar images. Often a number of planar images can be displayed simultaneously on a computer monitor.

20

Prior three-dimensional ultrasonic imaging methods, however, must acquire data from the entire volumetric region of interest in order to construct three-dimensional images. These methods can typically acquire three-dimensional data at a rate of no more than one to two volumes per second. Consequently, these methods are relatively slow and not suitable for generating useful planar images in real-time, which is necessary to capture rapid changes in the region of interest. To speed up the data acquisition rate sufficiently to generate real-time planar images, the image quality or the field of view is sacrificed. This usually reduces the clinical usefulness of such images, especially in the areas of surgery, cardiology and obstetrics.

25

WO 02/14888

PCT/EP01/09332

2

SUMMARY

In accordance with the invention, method and apparatus are disclosed for creating multiple planar images of a volumetric region of an object without acquiring data from the entire volumetric region. In one aspect of the invention, the method includes sweeping a transducer across the volumetric region. At sampling positions during the sweep, ultrasonic beams from the transducer are transmitted into the volumetric region and intersect one or more of a plurality of surfaces to be scanned, which surfaces can be planar or non-planar. The number of transmitted beams is fewer than the number of beams that would be transmitted to scan the entire volumetric region. Echoes from the volumetric region are received at the transducer in response to the transmitted beams. From the received echoes, planar images are formed corresponding to the plurality of surfaces scanned. Because only a finite plurality of surfaces of the region are being scanned rather than the entire volumetric region, planar images of high image quality and a broad field of view can be created and displayed in real-time.

In another aspect of the invention, the method includes processing fewer echoes from the volumetric region than the echoes that would be processed to image the entire volumetric region. This variation enables the creation of planar images corresponding to buried surfaces within the volumetric region.

20 BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

Fig. 1 is a block diagram of an ultrasonic diagnostic imaging system according to the invention.

Figs. 2A and B show a method for creating a set of planar images according to the invention, using a first embodiment of a transducer.

25 Figs. 3A and B show a display, in real time, of the planar images created by the method of Fig. 2.

Figs. 4A and B show a variation on the method of Figs. 2A and B.

Figs. 5A and B show a second embodiment of a transducer for use with the invention.

30 Figs. 6A and B show another method for creating a set of planar images according to the invention.

Figs. 7A and B show a variation on the method of Figs. 6A and B.

DETAILED DESCRIPTION

WO 02/14888

PCT/EP01/09332

3

Fig. 1 is a block diagram of an ultrasonic diagnostic imaging system 100 with which methods and apparatus in accordance with the invention can be used. It should be understood that the invention is not limited to use with this imaging system but is shown implemented therein only as an example. In the imaging system 100, a central controller 120
5 commands a transmit frequency control 117 to transmit a desired transmit frequency band. The parameters of the transmit frequency band, f_{tr} , are coupled to the transmit frequency control 117, which causes a transducer 112 of an ultrasonic probe 110 to transmit ultrasonic waves in the fundamental frequency band. It will be understood, of course, that any ultrasonic frequency or group of frequencies, known as a frequency signature, may be used,
10 with due consideration of the desired depth of penetration and the sensitivity of the transducer and ultrasonic system.

The transducer 112 of the probe 110 comprises an array of discrete elements that transmit ultrasonic energy in the form of a beam, and receive echo signals returned in response to this transmission. The beam can be steered to scan different parts of an object by
15 mechanically moving the probe or electronically adjusting the timing of the transmission for the various array elements. In image system 100, this steering is controlled by central controller 120. The controller 120, in turn, responds to commands from a user entered via a user system interface 119 that includes an interface program and a pointing device (such as a mouse, trackball, stylus, tablet, touch screen or other pointing device), keyboard, or other
20 input device for conveying instructions to the central controller. Alternatively, the controller may be programmed to steer the beam automatically in a predetermined, default manner. The received signals are coupled through a transmit/receive (T/R) switch 114 and digitized by an analog-to-digital converter 115. The sampling frequency f_s of the A/D converter is controlled by the central controller 120. The desired sampling rate dictated by sampling theory is at least
25 twice the highest frequency f_c of the received echoes. Sampling rates higher than the minimum requirement can also be used. The signal samples are delayed and summed by a beam former 116 to form coherent echo signals. The coherent echo signals are then filtered by a digital filter 118 to a desired passband. The digital filter 118 can also shift the frequency band to a lower or baseband frequency range. The characteristics of the digital filter are
30 controlled by the central controller 120, which provides the filter with multiplier weights and decimation control. Preferably the arrangement is controlled to operate as a finite impulse response (FIR) filter, and performs both filtering and decimation. A wide range of filter characteristics is possible through programming of the weighting and decimation rates of the filter, under control of the central controller 120. The use of a digital filter allows the

WO 02/14888

PCT/EP01/09332

4

advantage of flexibility in providing different filter characteristics. A digital filter can be programmed to pass received fundamental frequencies at one moment, and harmonic frequencies at the next. The digital filter can thus be operated to alternately produce images or lines of fundamental and harmonic digital signals, or lines of different alternating harmonics in a time-interleaved sequence, simply by changing the filter coefficients during signal processing.

From the digital filter 118, the filtered echo signals are detected and processed by a B mode processor 137, a contrast signal detector 128, or a Doppler processor 130. The B mode processor performs functions that include, but are not limited to, frequency compounding, spatial compounding, harmonic image formation, and other typical B mode functions that are well known in the art. The Doppler processor applies conventional Doppler processing to the echo signals to produce velocity and power Doppler signals. The outputs of the processors 137 and 130 and contrast signal detector 128 are coupled to a video processor 140 for display as a two-dimensional ultrasonic image on the display 150. The central controller 120 keeps track of the sequence of the incoming signals, and so enables the video processor 140 to place the current data in the forming image. As signals are received by the video processor 140, the data is fed to the display, producing rasterized images. The outputs of the two processors and contrast signal detector are also coupled to a three-dimensional image rendering processor 162 for the rendering of three-dimensional images, which are stored in an image memory 164 and provided from there to the video processor 140. Three-dimensional rendering may be performed in a conventional manner. With this arrangement, an operator can select among the outputs of the contrast signal detector 128 and the processors 137 and 130 for two- or three-dimensional display of an ultrasonic image.

The system of Fig. 1, through the operation and control of the probe 110, transducer 112, the video processor 140, and/or the image rendering processor 162, provides the ability to create multiple real-time planar images of a volumetric region of an object such as a human body, while the body is being scanned. These planar images, when taken as slices through a body, have known geometric relationships to each other, enabling a diagnostician to view body features from different orientations. The clinician may wish to adjust the relative angles of the slices to visualize spatial relationships of tissue features. Through user interface 119, an operator can adjust the orientation of the slices displayed to align them with the features of interest in the image. Real-time performance is achieved by generating only certain ultrasonic beams needed to construct the desired planar images, rather than the much

WO 02/14888

PCT/EP01/09332

5

greater number of beams that would have to be transmitted to scan the entire volumetric region.

Figs. 2A and 2B show one method for creating a set of planar images according to the invention, using the probe 110 and its transducer 112 to obtain a first set of surfaces (typically planar, or non-planar, including saddle-shaped, i.e., having the same or different curvatures in different directions of travel along the surface), such as orthogonal planes 210 and 212. The transducer 112 is mounted on a gimbal 202 or other pivotable support and is powered to sweep, or scan, back and forth across the region of interest of a body, as indicated in the figure. The sweep frequency is preferably at least eight sweeps per second to allow planar images to be created in real-time, though higher or lower rates can be used depending upon the degree of real-time imaging desired. As the transducer 112 sweeps across the region of interest, it generates beams at successive sampling positions, such as the position shown in the figure. At each sampling position, the transducer 112 generates a first beam comprising signals from the individual transducer elements that converge on a focal point in a plane 210. At the position shown in the figure, one such beam 204 converges on point 206 in plane 210. At each sampling position in this example, the transducer 112 also generates a second beam comprising signals from the individual transducer elements, that converge on a focal point in a plane 212. At the position shown in the figures, a beam 205 converges on point 208 in plane 212. At each sampling position of the transducer, then, two beams are emitted, one along each respective line in each of the two respective planes. Through selective steering, gating, and/or focusing of the echo signals, which are techniques well-known in the art for enabling selective receiving of information from chosen points, only echo signals that travel in the planes of interest are received and processed in response to the transmitted beams. In plane 210, for example, reflections at points 214 and 206 on beam 204 represent boundaries between different entities within the region of interest, such as a cavity and tissue. Similarly, in plane 212, reflections at points 216 and 208 on ray 205 also represent boundaries between different entities within the region of interest.

The above scanning method for generating two planar images is preferred because of its speed, but is not exclusive. Variations are possible. If desired, additional beams can be generated which lie in and thereby define additional planes, or intersect additional surfaces. Each additional beam, or course, takes additional time to generate and therefore affects the sweep rate. The desired number of planes and their orientation is conveyed to central controller 120 through user interface 119. In addition, the transducer 112 can be controlled to emit beams directed toward more than one point in each plane. Alternatively,

WO 02/14888

PCT/EP01/09332

6

the transducer can be controlled to emit beams at fewer than all surfaces at each sampling position, as long as the beams lie in at least two planes, or intersect at least two non-planar surfaces, or lie in at least one plane and intersect at least one non-planar surface, per sweep. These and other obvious variations can produce multiple planar images in real-time, but at
5 different rates and with different resolutions, depending on the variation chosen. Furthermore, any two-dimensional ultrasonic imaging technique, for example, B mode, contrast signal detection, harmonic imaging, or Doppler imaging, can be applied equally well with this data acquisition scheme.

The data acquired from the two planes 210 and 212 are used by one or more of
10 the processors 137, 130, or the contrast signal detector 128 to construct the corresponding planar images. The planar images are preferably created at the sweep rate to provide real-time imaging. The planar images can be simultaneously displayed side-by-side by the video processor 140, or in a three dimensional perspective view on the display 150 as the volumetric region is continuously scanned, or viewed later.

The obtained planar images each represent a cross-section of the body under study. The transducer 112 sweeps through a total angle that subtends the region of interest. To obtain real-time images, the sweeping motion is repeated back and forth over the region of interest, producing a succession of planar images over time. Figs. 3A and B show
15 examples of such planar images, constructed from data acquired from planes 210 and 212. The limited data thus collected enables these planar images to be constructed and refreshed in real-time, for instance, eight times per second or more frequently. These images can be used to determine, for instance, changes in cavity volume over time. The images can be saved and later played back at a rate determined by the user, on a frame-by-frame basis, enabling a
20 diagnostician to carefully study the motion to determine for instance, the maximum and minimum dimensions of a variable-sized cavity such as the heart left-ventricle. As noted above, the present method can be used to acquire data from additional planes and/or non-planar surfaces, should it be deemed advantageous to do so. If, for instance, an organ was suspected to have an off-axis tumor that might not be intersected by planes 210 or 212, other
25 planes of different orientations, or else parallel to one of the planes and displaced in the direction perpendicular to that plane, might be chosen to augment or replace images shown
30 for planes 210 and 212.

Figs. 4A and 4B show the above method in use to acquire data from a set of planes with an orientation different from the planes in Figs. 2A and 2B. In this embodiment, a plane 410 is parallel to the axis of rotation of gimbal 202 and transducer 112, and a plane

WO 02/14888

PCT/EP01/09332

7

412 is orthogonal to both that axis of rotation and plane 410. As the transducer 112 sweeps through the sampling positions, only one beam is generated at most transducer sampling positions lying on plane 412, such as represented by ray 405 whose signals are shown reflecting, for instance, from points 416 and 408. It is only when the transducer is at the center-point in its sweep that multiple beams are generated at a transducer sampling position, which beams lie in and thereby define the aligned plane 410. Ray 404 represents one of these beams, showing signals reflected from points 414 and 406. Because of the time required to generate multiple beams and acquire multiple lines of data, the method may require that the sweep of the transducer 112 be slowed or stopped at this center-point, to ensure that the data is acquired successfully.

Figs. 5A and 5B show a second embodiment of a transducer 500 that can be used to obtain data from a set of planes 510 and 512. This embodiment generates beams such as beam 504 that lies in plane 510, intersecting points 514 and 506; also beam 505 that lies on plane 512, intersecting points 516 and 508. The rays emanating from two-dimensional array transducer 500 can be electronically steered in two dimensions, thus avoiding the need to mechanically sweep the transducer across the volumetric region of interest. In similar fashion, data is received from the lines of interest in the respective planes using well-known beam steering and focusing and/or gating techniques applicable to a two-dimensional array transducer.

Figs. 6A and 6B show a related method for acquiring data from one or more planes that are not orthogonal to the plane of the transducer 112, such as buried planes 610 and 612. Fig. 6A is a side view showing that, at a given position in the transducer's rotational travel, a number of beams is generated to gather data from points lying in a line that can be of constant depth (i.e., a line of constant depth here is one which is perpendicular to the plane of Fig. 6A) such as lines 616, 620 and 622 (represented by points 616, 620 and 622 respectively in the perspective shown) in the plane 610, or line 618 in plane 612. Fig. 6B is a top view showing parallel lines in plane 610, with each line such as lines 616, 620 and 622, at its respective constant depth. Moreover, through dynamic steering, gating, and focusing of received echoes, data can be obtained for points along the beam between the transducer 112 and any point on the plane of interest, such as points 602 and 604 in Fig. 6A. Alternately, scanning can be done by steering, gating, and focusing on points along lines of any orientation within a plane such as plane 610, which can be for instance, parallel lines, concentric circles, or in general any set of lines that covers the plane of interest or portion thereof.

WO 02/14888

PCT/EP01/09332

8

As a further generalization to all cases considered heretofore, data can be acquired from two-dimensional surfaces (also called "surfaces" henceforth) that are planar or non-planar. The same procedure applies.

5 A special case of acquiring data from buried surfaces is shown in Figs. 7 A and 7B, wherein a single horizontal plane 705, at a constant depth less than the greatest depth of the body, is scanned. The data so obtained can be used to display an image of plane 705, as well as data from a collection of points lying anywhere between the plane and the transducer. Data from the latter points are collected through dynamic focusing of the echoes received from each of the beams directed toward plane 705. The amount of data collected in this fashion is less than
10 the totality of data that would be collected in the case of three-dimensional imaging of the entire region of interest. In similar fashion to the examples discussed above, a single non-planar surface could be scanned.

Having illustrated and described the principles of the invention in exemplary
embodiments, it should be apparent to those skilled in the art that the illustrative
15 embodiments can be modified in arrangement and detail without departing from such principles. In view of the many possible embodiments to which the principles of the invention can be applied, it should be understood that the illustrative embodiments are intended to teach these principles and are not intended to be a limitation on the scope of the invention. I therefore claim as my invention all that comes within the scope and spirit of the
20 following claims and their equivalents.

WO 02/14888

PCT/EP01/09332

9

CLAIMS:

1. A method for creating multiplanar ultrasonic images of a volumetric region of an object, comprising:
moving a transducer by scanning said transducer across the volumetric region;
at sampling positions during the scan, transmitting ultrasonic beams from the
5 transducer into the volumetric region which intersect one or more of a plurality of surfaces to be scanned, the beams intersecting at least two surfaces per scan, the number of transmitted beams during the scan being fewer than the number of beams that would be transmitted to scan the entire volumetric region;
receiving at the transducer echoes from the volumetric region in response to
10 the transmitted beams; and
from the received echoes, forming planar images corresponding to the plurality of surfaces.
2. The method of claim 1 wherein at least one of the surfaces is planar, and
15 beams transmitted at each sampling position lie respectively in each of the respective planar surfaces to be scanned.
3. The method of claim 2, wherein two of the planar surfaces are orthogonal to each other.
20
4. The method of claim 2 wherein the transmitted beams lie respectively in only the respective planes to be scanned.
5. The method of claim 1 wherein the surfaces intersect within the volumetric
25 region.
6. The method of one of claims 1 to 5, wherein forming planar images from the received echoes includes processing echo signals with a B mode processor, contrast signal detector, or Doppler processor.

WO 02/14888

PCT/EP01/09332

10

7. The method of one of claims 1 to 6, including displaying the planar images after each scan, and wherein the scanning, transmitting, receiving, and forming are repeated at a sufficient rate to refresh the planar images at a real-time rate of display.
- 5 8. The method of one of claims 1 to 7, wherein scanning the transducer includes mechanically moving the transducer.
9. The method of claim 1 wherein scanning the transducer includes electronically
10 steering the transmitted beams.
10. The method of one of claims 1 to 9, wherein only echoes received by the transducers from points on the surfaces to be scanned are processed to form images.
- 15 11. The method of Claim 1, for creating multiplanar ultrasonic images of a volumetric region of an object, comprising:
moving the transducer by sweeping said transducer across the volumetric region;
at sampling positions during the sweep, transmitting ultrasonic beams from the
20 transducer into the volumetric region which intersect one or more of a plurality of surfaces to be scanned;
receiving at the transducer, echoes from the volumetric region in response to the transmitted beams, the echoes received being fewer than the echoes that would be received from scanning the entire volumetric region; and
25 from the received echoes, forming planar images corresponding to the plurality of surfaces.
12. An apparatus for creating multiplanar ultrasonic images of a volumetric region of an object, comprising:
30 an ultrasonic transducer adapted to sweep or scan across the volumetric region;
a controller coupled to the transducer and adapted to cause the transducer to transmit, at a plurality of sampling positions during the sweep, ultrasonic beams into the volumetric region which intersect one or more of a plurality of surfaces to be scanned, the

WO 02/14888

PCT/EP01/09332

11

beams intersecting at least two surfaces per sweep, the number of transmitted beams during the sweep being fewer than the number of beams that would be transmitted to scan the entire volumetric region; and

5 a processor coupled to the transducer and adapted to form planar images corresponding to the plurality of surfaces from data acquired by the transducer.

13. The apparatus of claim 12 wherein at least two of the surfaces are planar, and the ultrasonic beams transmitted by the transducer lie respectively in the respective planar surfaces.

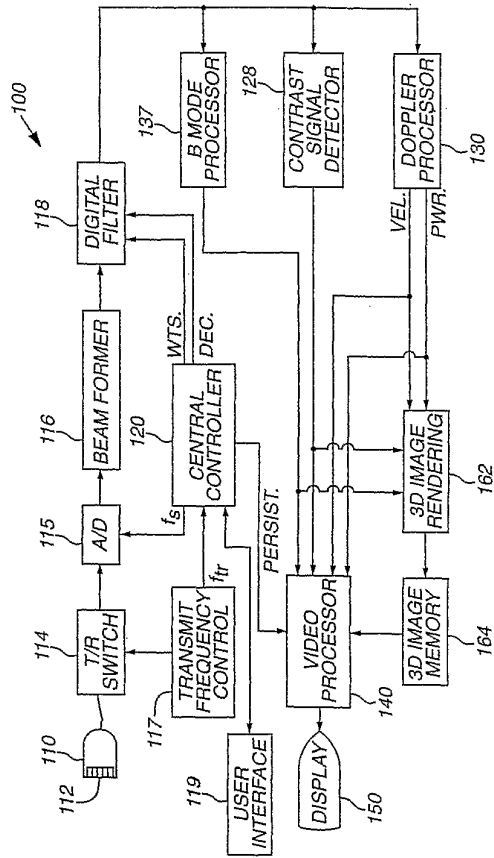


FIG. 1

2/7

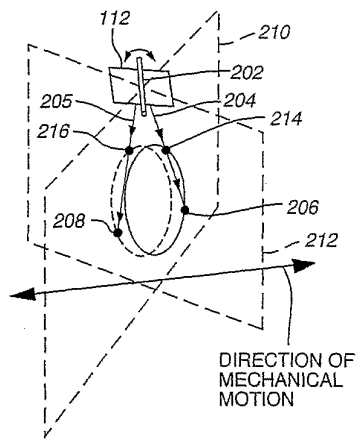
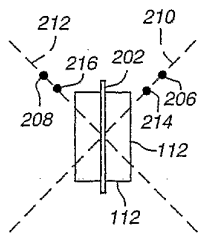


FIG. 2A



3/7

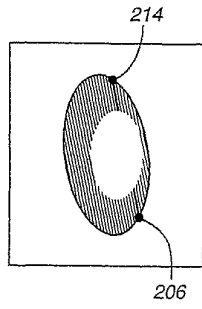


FIG. 3A

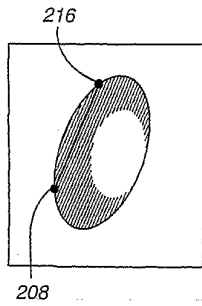


FIG. 3B

WO 02/14888

PCT/EP01/09332

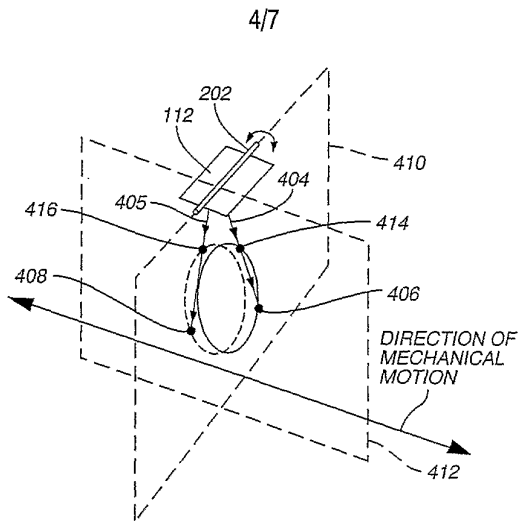


FIG. 4A

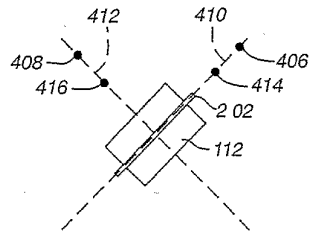


FIG. 4B

WO 02/14888

PCT/EP01/09332

5/7

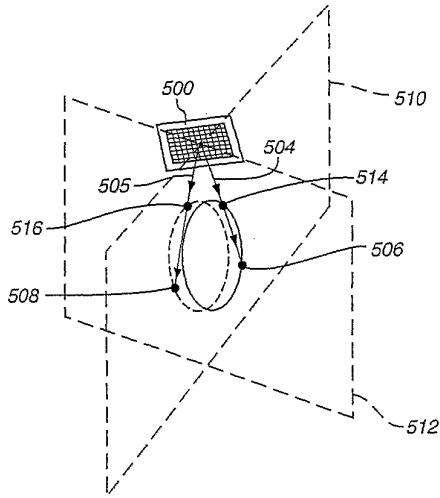


FIG. 5A

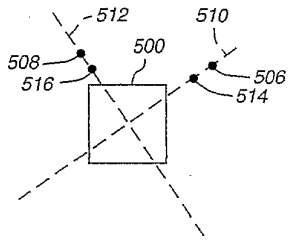
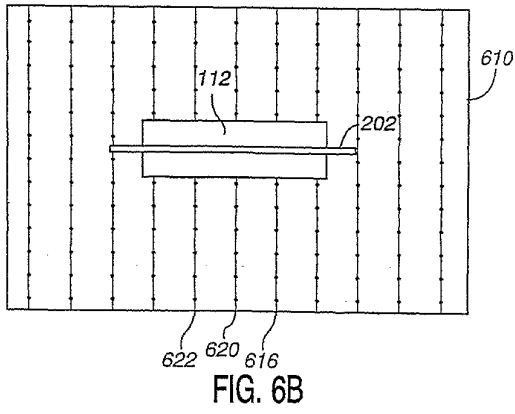
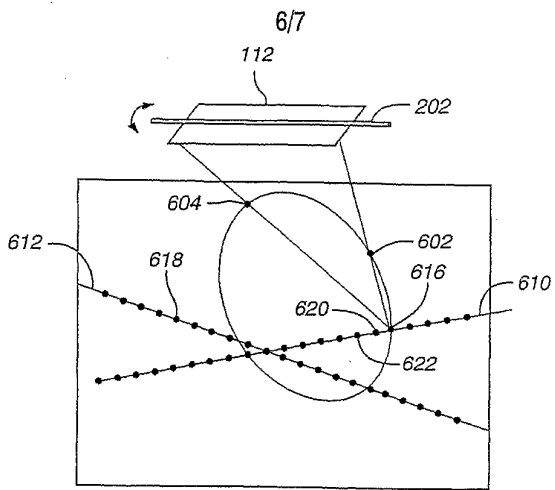


FIG. 5B

WO 02/14888

PCT/EP01/09332



WO 02/14888

PCT/EP01/09332

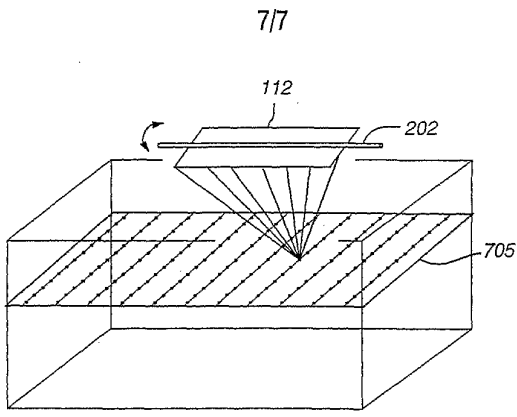


FIG. 7A

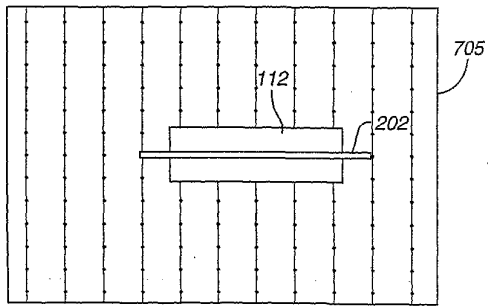


FIG. 7B

【国際公開パンフレット(コレクトバージョン)】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



(43) International Publication Date
21 February 2002 (21.02.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/14888 A3

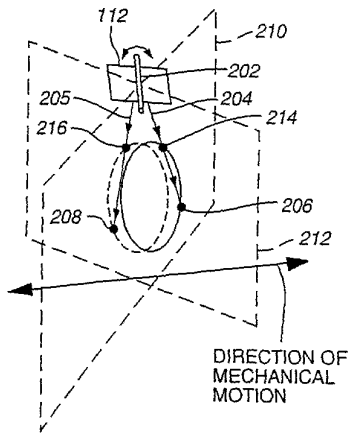
- (51) International Patent Classification: G01S 15/89
- (74) Agent: LOTTIN, Claudine; Internationaal Octrooibureau B.V., Prof Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
- (21) International Application Number: PCT/EP01/09332
- (81) Designated State (national): JP
- (22) International Filing Date: 9 August 2001 (09.08.2001)
- (84) Designated States (regional): European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 09/641,306 17 August 2000 (17.08.2000) US
- Published: with international search report
- (71) Applicant: KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V. (NL/NL); Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA Eindhoven (NL).
- (88) Date of publication of the international search report: 30 May 2002
- (72) Inventor: DETMER, Paul; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: METHOD FOR CREATING MULTIPLANAR ULTRASONIC IMAGES OF A THREE DIMENSIONAL OBJECT



WO 02/14888 A3



(57) Abstract: A method for creating multiple planar images of a volumetric region of an object without acquiring data from the entire volumetric region. The method includes sweeping a transducer across the volumetric region. At sampling positions during the sweep, ultrasonic beams from the transducer are transmitted into the volumetric region, which intersect one or more of a plurality of surfaces to be scanned. The number of transmitted beams during the sweep is fewer than the number of beams that would be transmitted to scan the entire volumetric region. Echoes from the volumetric region are received at the transducer in response to the transmitted beams. From the received echoes, planar images corresponding to the plurality of surfaces are formed. In a variation, the method includes receiving at the transducer fewer echoes from the volumetric region than the echoes that would be received from scanning the entire volumetric region. This enables the creation of planar images corresponding to buried surfaces within the volumetric region. Because only a finite plurality of surfaces of the region is being scanned rather than the entire volumetric region, planar images of high image quality and a broad field of view can be created and displayed in real-time. The method can also be performed by scanning the transducer. The method is carried out by ultrasonic apparatus.

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Internal Application No PCT/EP 01/09332
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G01S15/89		
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, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 2000, no. 08, 6 October 2000 (2000-10-06) - & JP 2000 135217 A (TOSHIBA CORP), 16 May 2000 (2000-05-16) abstract & US 6 245 017 B1 (ABE YASUHIKO ET AL) 12 June 2001 (2001-06-12) abstract; figures 11A,12 column 7, line 55 -column 8, line 44 ---	1,12
E	US 6 276 211 B1 (SMITH STEPHEN W) 21 August 2001 (2001-08-21) abstract; figures 7A,7B column 6, line 64 -column 7, line 45 -----	1,12
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 claim 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. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 21 February 2002		Date of mailing of the international search report 07/03/2002
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Niemeijer, R

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International Application No
PCT/EP 01/09332

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
JP 2000135217 A	16-05-2000	US 6245017 B1	12-06-2001
US 6276211 B1	21-08-2001	NONE	

フロントページの続き

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 デイトマー, ポール

オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

Fターム(参考) 4C301 BB13 BB22 BB26 EE10 JC01 KK19

4C601 BB03 BB05 BB06 BB09 BB16 EE07 JC01 JC25 JC33 KK21

【要約の続き】

きる。また、本方法を、トランスデューサを走査することによって行うことができる。本方法は、超音波装置によって実行される。

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2004506458A5	公开(公告)日	2008-10-02
申请号	JP2002519965	申请日	2001-08-09
[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	デイトマーポール		
发明人	デイトマー,ポール		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8925 A61B8/483 G01S7/52046 G01S7/52063 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S7/5208 G01S7/52085 G01S15/8936 G01S15/8993 G01S15/8995 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/BB13 4C301/BB22 4C301/BB26 4C301/EE10 4C301/JC01 4C301/KK19 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/BB16 4C601/EE07 4C601/JC01 4C601/JC25 4C601/JC33 4C601/KK21		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	09/641306 2000-08-17 US		
其他公开文献	JP2004506458A		

摘要(译)

一种用于创建感兴趣的体积区域的多平面图像而无需从整个体积区域获取数据的方法。该方法包括在体积区域上扫描换能器。在扫描期间的采样位置，来自换能器的超声波束被传输到体积区域中，并与多个扫描表面中的一个或多个相交。在扫描期间传输的光束数量小于扫描整个体积区域时传输的光束数量。响应于透射束，换能器接收到来自体积区域的回波。根据接收到的回波，形成对应于多个表面的平面图像。在一种变型中，该方法包括在换能器处接收比从扫描接收整个体积区域的回波更少的来自体积区域的回声。这允许该变体创建对应于体积区域中的掩埋表面的平面图像。由于仅扫描该区域中有限数量的表面，而不是整个体积区域，因此可以实时创建和显示高图像质量和宽视场的平面图像。该方法也可以通过扫描换能器来执行。该方法由超声设备执行。