

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A) (11)特許出願公表番号

特表2003 - 512915

(P2003 - 512915A)

(43)公表日 平成15年4月8日(2003.4.8)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マコード (参考)
A 6 1 B 8/08		A 6 1 B 8/08	4 C 3 0 1
G 0 1 S 15/89		G 0 1 S 15/89	B 4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00	400	G 0 6 T 1/00	B 5 B 0 4 7
17/40		17/40	A 5 B 0 5 0
			5 J 0 8 3

審査請求 未請求 予備審査請求 (全 20数)

(21)出願番号 特願2001 - 535081(P2001 - 535081)

(86)(22)出願日 平成12年10月19日(2000.10.19)

(85)翻訳文提出日 平成13年7月3日(2001.7.3)

(86)国際出願番号 PCT/EP00/10365

(87)国際公開番号 W001/033251

(87)国際公開日 平成13年5月10日(2001.5.10)

(31)優先権主張番号 09/433,124

(32)優先日 平成11年11月3日(1999.11.3)

(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) , JP , KR

(71)出願人 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 PHILIP S ELECTRONICS N . V .

オランダ国 5621 ベーアー アインドーフェン フルネヴァウツウェッハ 1

(72)発明者 ダニエル イェー レノン

オランダ国 5656 アーアー アインドーフェン プロフ ホルストラーン 6

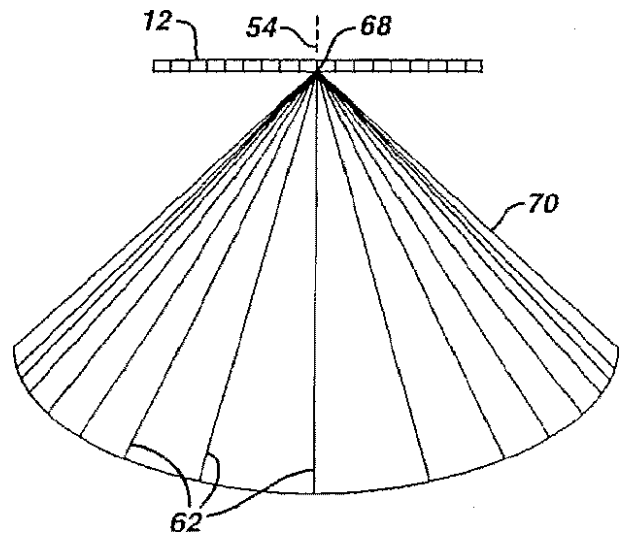
(74)代理人 弁理士 杉村 興作 (外 1 名)

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 容積均一走査形超音波診断撮像システム

(57)【要約】

3D超音波撮像用に容積領域をより一層均一に走査するための超音波診断撮像システム及び方法につき記述する。ステアリングした走査ビームの像平面を、容積領域を経て延在する軸を中心に回転させ、この軸の近くのみは、軸から遠く離れたビームよりも広く離間させる。このように走査ビームの間隔を不均一にすると、被走査容積領域を横切るサンプリング密度があまり相違しなくなる。本発明による方法は、1D及び2Dの双方のアレイトランスジューサで実施することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波アレイトランスジューサによってステアリングされるビームにより容積領域を超音波的に走査する方法が：

前記ビームを前記容積領域の中心部付近では比較的広めに離間させるべくステアリングするステップ；及び

前記ビームを前記容積領域の周辺部付近では比較的接近して離間させるべくステアリングするステップ；

を含むようにして、前記容積領域の中心部と周辺部との間のサンプリング密度の不均衡を低減させることを特徴とする容積領域走査方法。

【請求項2】 前記アレイトランスジューサが前記ビームを方位角及び仰角の双方向に電子的にステアリングすることを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項3】 前記アレイトランスジューサが前記ビームを方位角方向に電子的にステアリングし、且つ前記方法が、前記ビームを仰角方向に機械的にステアリングするステップも具備していることを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項4】 前記ビームを仰角方向に機械的にステアリングする前記ステップが、前記アレイトランスジューサを或る回転軸の周りにて回転させるステップを含み、前記回転軸が前記ビームにより走査される容積領域の中心と一列に整列することを特徴とする請求項3に記載の方法。

【請求項5】 前記ビームを像平面内にて、該像平面の端部におけるよりも該像平面の中心部にて比較的広く離間させるべく、方位角方向に電子的にステアリングすることを特徴とする請求項4に記載の方法。

【請求項6】 前記アレイトランスジューサを線形アレイトランスジューサとすることを特徴とする請求項5に記載の方法。

【請求項7】 前記アレイトランスジューサをフェイズドアレイトランスジューサとすることを特徴とする請求項5に記載の方法。

【請求項8】 ステアリングしたビームで容積領域を比較的均一に走査する超音波診断撮像システムであって：

アレイトランスジューサと；

該アレイトランスジューサに結合され、ビームを方位角方向にて、前記容積領

域の中心に向かって比較的広く離間させ、且つ前記容積領域の周辺部に向かって比較的接近して離間させるべく電子的にステアリングする手段と；

前記ビームを方位角の方向に電子的にステアリングする前記手段に結合され、前記ビームを仰角方向にステアリングする手段と；

前記アレイトランスジューサによって発生された信号を受信すべく結合されて、3次元の表示情報を発生するための3Dレンダリングプロセッサと；

該3Dレンダリングプロセッサに結合され、3次元の超音波画像を表示するためのディスプレイデバイスと；

を具備していることを特徴とする超音波診断撮像システム。

【請求項9】 前記ビームを方位角方向に電子的にステアリングする手段が、ビーム形成器を具備していることを特徴とする請求項8に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項10】 前記ビームを仰角方向にステアリングする手段が、前記アレイトランスジューサを回転させる手段を具備していることを特徴とする請求項9に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項11】 前記アレイトランスジューサが線形アレイトランスジューサから成り、且つ前記ビーム形成器がビームを像平面内にて方位角方向にステアリングするようにしたことを特徴とする請求項10に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項12】 前記アレイトランスジューサがフェーズドアレイトランスジューサから成り、且つ前記ビーム形成器がビームを像平面内にて方位角方向にステアリングするようにしたことを特徴とする請求項10に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項13】 前記アレイトランスジューサが2Dアレイトランスジューサから成り、且つ前記ビーム形成器がビームを方位角及び仰角の双方向に電子的にステアリングする手段を具備するようにしたことを特徴とする請求項9に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項14】 前記3Dレンダリングプロセッサが表面レンダリングプロセッサから成ることを特徴とする請求項8に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項15】 前記3Dレンダリングプロセッサが容積レンダリングプロセッサから成ることを特徴とする請求項8に記載の超音波診断撮像システム。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、超音波診断撮像システム、特に3次元撮像するために容積領域を均一に走査する超音波診断撮像装置に関するものである。

【0002】**【従来の技術】**

容積領域、又は3次元物体を3次元撮像するために超音波で走査する場合には、その領域又は物体を完全且つ適切にサンプリング又は走査して、これにて得られる3次元像が前記容積領域、又は3次元物体を忠実且つ完璧に表すようにするのが望ましい。通常の2次元の平面撮像用に今日広く用いられているアレイトランスジューサ走査ヘッドで容積領域を超音波で走査する技法は多数提案されている。アレイ走査ヘッドは像平面を走査することにより作動するから、像（イメージ）容積は、走査ヘッドの像平面を容積領域の注目個所に亘って掃引させることにより走査することができる。米国特許第5,353,354号及び第5,474,073号には、線形掃引技法が開示されており、この方法によると、容積領域を横切って走査ヘッドを動かすと、一連の平行な画像平面が取得され、像平面は被走査領域に亘って移動する。このようにして取得される画像データは、走査ヘッドの像平面のx及びy座標を有し、空間的に他と全く別の各平面はz座標を規定する。走査ヘッドが扇形走査をする場合には、掃引される容積の形状は楔状になる。走査ヘッドが各平面にて平行な走査線により線形走査する場合には、掃引される容積の形状は立方体又は長方形の箱状になる。

【0003】

第2の容積走査技法は、走査ヘッドを皮膚の表面におけるピボット点を中心にして揺するか、又は扇形に動かすやり方である。この揺する動作を正確に行なう装置は米国特許第5,487,388号に記載されている。このような扇形動揺技法は、走査ヘッドにおける2次元の像平面の形状（線形又は扇形）に依存して、身体を楔状又はピラミッド状の容積に亘って掃引する。

【0004】

さらに第3の容積測定技法は、ピボット点を中心に走査ヘッドを回転させるやり方である。この方法は、走査面が線形であるのか、扇形の形状をしているかに応じて、走査ヘッドを像平面の中心の回りにて回転させる場合に、身体の円筒形又は円錐形の容積を掃引する。このような走査を行なうために外部及び内部的の双方にて動作する走査ヘッドが開発されている。McCann外による論文「Multidimensional Ultrasonic Imaging for Cardiology」, the Proceedings of the IEEE, vol. 76, no. 9 (1988年9月)の第1063~73ページ”には、回転走査面技法が示され、且つ心臓を経胸腔的に走査する外部的に適用される走査ヘッドが記載されている。走査面は、フェーズドアレイトランスジューサをステップモータで角度増分的に回転させることによって回転させられる。このモータの使用によって角度増分を均一に制御することができ；斯かる論文に示されている用途では、走査面を正確に1.8°の増分量で進めるようにしている。回転式の容積走査技法は、米国特許第5,181,514号に記載されているように、多面の経食道心エコー検査(TEE)プローブで身体の内部を走査することもできる。多面TEEプローブは、本来はアレイトランスジューサをその中心の周りにて回転させる機能をするから、アレイトランスジューサを回転させると、連続走査面のデータを取得でき、且つこれらのデータ記憶させることができ、これを3次元の像の形成に用いることができる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

前記McCann等による論文は、回転的に取得される画像データが不均一な分布となることに言及している。データ密度は回転軸の周りでは比較的高くなり、被走査容積の周辺部では比較的低くなる。前記McCann等の論文では、斯かる不均一性に対処するのに、周辺部における画素間の空所を穴埋めする処理、即ち、補間、フィルタリング又は平滑化処理とも称される方法をとるようにしている。McCann等が指摘しているように、このような処理は徹底して行わなければならない、McCann等によると、満足の行く画像を得るには平滑化処理を10回まで繰り返す必要があるとしている。McCann等は言及していないが、周辺部は空間的にアンダーサンプリングされ、平滑化データにアーチファクト及び不正確性をまねく可能性が

ある。そこで、もっと均質的に一様にサンプリングされた容積データを発生する走査技法で斯かる問題を低減又はなくすことが所望される。

【0006】

【課題を解決するための手段】

本発明の原理によれば、容積領域をその中心軸の周りにて均一に走査する技法及び装置を提供するのであって、中心軸付近の走査ビームは比較的広めに離間させるも、空間サンプリング密度に対して所望される基準を満足し得るようにする。容積領域の周辺部に向けて走査ビームを比較的接近して離間させて、容積領域の中心部と周辺部の位置における空間サンプリング密度をできるだけ等しくする。本発明による方法を実施するための走査ヘッドが有するアレイトランスジューサは、そのアレイの中心部に向かって広めに離間され、且つアレイの端部に向かって接近して離間されるビームを送信及び受信し得るようにする。アレイを機械的又は電子的に回転させることによって、より一層均一にサンプリングされる容積画像データが得られる。

【0007】

【発明の実施の形態】

本発明をより詳細に説述するために、添付の図面に従ってこれを説明する。

【0008】

先ず、図1を参照するに、ここには本発明の原理に従って構成した超音波診断撮像システム及び走査ヘッドを示してある。走査ヘッド10は、内部に回転トランスジューサアレイ12を位置させるハウジングを具えている。トランスジューサアレイ12は円形のアパーチャ14内で回転する。図示のアレイは、走査面の方位角方向にのみビームを向けることができる1Dアレイである。このようなトランスジューサアレイを、回転コントローラ22の制御下にて、ハウジング内でモータによって機械的に回転させる。モータは米国特許第5,402,793号に記載されているような、多面TEEプローブのリニヤ又はステッパモータとするか、或いはMcCann外による前記論文に記載されているような、胸郭経由回転アレイプローブ(a trans-thoracic rotating array probe)のモータとすることができる。モータが1Dアレイトランスジューサを回転させると、その走査面は回転軸を中心に回転

する。この回転軸はアレイの中心を通るように、即ち、アレイトランスジューサがその中心の周りを回転するようにするのが好適であるが、アレイトランスジューサを、その中心を外れた軸の周りにて回転させる例も好適である。アレイトランスジューサを2Dアレイとする場合には、ビームを方位角と仰角との双方向に電子的に向けることができる。このような場合には、トランスジューサを機械的に回転させる必要がない。ビームは、送-受信ビーム形成器のステアリング遅延を制御することにより、容積領域の中心軸の周りにて仰角と方位角との双方向に電子的に向けることができる。

【0009】

走査ヘッド10はビーム形成器20に結合されており、このビーム形成器はアレイトランスジューサ12によって発生されるビームの送信ステアリング兼フォーカシングと、受信したビームのステアリング兼ダイナミックフォーカシングとを制御する。走査ヘッド10は上述したような回転コントローラ22にも結合させる。回転コントローラ22がアレイトランスジューサを機械的に回転させる場合には、回転情報をビーム形成器20に供給して、ビームの送信及び受信がトランスジューサの回転に合わせて調整されるようにする。回転情報は、例えば、トランスジューサアレイの回転を追跡するシャフトエンコーダ又はカウンタによってビーム形成器に供給することができる。2Dアレイのビームを電子的にステアリングする例では、回転コントローラを走査ヘッドに結合させる必要はないが、この回転コントローラは、ステアリングした所望シーケンスのビームに対するステアリング遅延情報をビーム形成器20に供給するのに用いることができる。いずれの場合にも、ビーム形成器はアレイトランスジューサを制御して、超音波ビームで身体の或る容積領域を走査する。

【0010】

ビーム形成器20によって形成したコヒーレントな受信ビームは信号処理回路24に結合させる。この信号処理回路は、当業者に既知のように、組織や、動きや又は流れに関する超音波画像信号を発生すべく作動する。信号処理回路は、検出用の基本又は高調波信号を処理し、例えばグレイスケール又はドップラー画像信号として処理することができる。超音波信号のフィルタリング及び合成処理も

この信号処理回路によって行なうことができる。この場合には、画像信号をフレームストア26に、それらの信号の位置にならって容積データアレイ又は一連のプレーナデータアレイの形態で格納させる。フレームストアには走査変換関数も含めて、画像信号を極座標又は直線座標で、所望される表示フォーマットにさらに処理するか又は方向付けることができる。

【0011】

身体の或る容積領域から取得した画像信号は3Dレンダリングプロセッサ30に結合させる。この3Dレンダリングプロセッサとしては、3D画像表現を形成すべく処理する既知の任意タイプのものを使用することができる。3Dレンダリングプロセッサは、表面レンダリングを行なうべく容積データを処理することができ、これは胎児の顔や、心臓のような或る器官の壁部又は表面を3D撮像するのに有効である。3Dレンダリングプロセッサは容積レンダリングを行なうこともでき、これは心臓又は腎臓の動脈のような血管流の3D画像を形成するのに有効である。いずれの場合にも、3Dレンダリングプロセッサによって発生される3D表示信号をディスプレイ装置40に結合させて、所望される3次元の超音波画像を表示させることができる。

【0012】

図2は角度的に方向付けた複数の走査面52によって走査される円筒状の容積領域50の頂面図である。これは容積領域の頂面図であるから、走査面52は頂部から真っ向に見た図である。この図は、回転角度が20°ずつ均一に増えるように離間させた9つの走査面による容積領域の走査を示している。これらの走査面は図1の走査ヘッド10により、アレイトランスジューサ12を180°の回転角度に亘って回転させ、20°ずつの増分角度で画像データの走査面を取得することにより取得することができる。図2が示すように、回転軸をアレイトランスジューサの中心に位置させる場合には、取得される画像データの走査面は共通の中心点54、即ち回転軸の位置にて交差する。容積領域のこの中心点における走査面の密度が、角度的に離間する走査面の離間幅が広くなる容積領域の周辺部における出口よりも大きくなることが判る。

【0013】

図3は、各走査面のビームが均一に離間されている際における図2の各走査面の、ビーム又は走査線の位置を示している。この例におけるビームは、容積領域50内を頂部から見て、図3のドットがその原点からの各ビーム又は走査線のビューを表すように、ビームをアレイトランスジューサの表面に対して直角にステアリングされる。例えば、アレイトランスジューサがこの位置にある場合には、 0° の位置と 180° の位置との間に延在する21個のビーム62から成る走査面がある。真っ向から見たビームは走査面を横切って均一に離間されている。なお、完全なる走査面の1つを 0° の位置と 180° の位置との間に延在するように示しており、また、他の走査面の半部だけを 0° の位置と 180° の位置の上方に示してあるが、図面の下側にも図示してはないが同様な走査面及びビームのアレイが存在することに留意すべきである。

【0014】

各ビームは容積領域の深さ経るビームに沿って取得される一連のサンプルで構成される。ビームは走査面に沿って均一に離間されるから、容積領域は或る所定の走査面内では均一にサンプリングされる。しかしながら、多数の走査面のビームが交差する図3に示したような、走査面に対して直角の或る面を調べる場合には、ビームによって行なわれるサンプリングが不均一になる。例えば、回転軸54の近くに描いた点線の円64はほぼ14個のビームによって横切られて、サンプリングされるのに対して、容積領域50の周辺付近における同じ大きさの点線の円66は、僅か約4個のビームによって横切られて、サンプリングされるだけである。従って、走査面に対して直角な各面は、中心部においては接近してサンプリングされるも、周辺部では粗くサンプリングされることになる。

【0015】

図4 aは、アレイトランスジューサ12によって発生される、平行にステアリングして均一に離間させたビーム62の線形アレイ走査を示す。このようにして作動させ、且つ中心軸54の周りを回転させるアレイトランスジューサは、図3に示したようなビーム62を取得するのに用いることができる。本発明の原理に従って、アレイトランスジューサ12のビームを図4 bに示したように不均一な分布となるようにステアリングすれば、空間サンプリングがかなり均一なものとなる。この図

に示すように、ビームを、中心軸54の付近では像平面を比較的広めの間隔で横切るようにステアリングすると共に、アレイの端部に向かってビームを接近して離間させるようにする。このような不均一なプレーナビーム密度によって、(トランスジューサを図2に示したように容積領域を走査すべく回転させた際に)容積領域の中心部と周辺部との間のサンプリング密度が良好に平衡が取れたものとなる。走査面がそれらの角度変動のために広く離間される周辺部では、プレーナビームの密度が大きくなるために、図3の場合よりも周辺での走査密度が大きくなる。走査面が共に接近する容積領域の中心では、プレーナビームの密度が粗くなるために、図3の場合よりも走査密度が低下する。ビームの間隔は、所望される3D画像の精細度に必要とされるサンプリング基準によって決定するのが好適である。ビームは容積領域を適切に空間サンプリングすべく共に十分に接近させて、補間又は走査面間のスペースの充填によって、エイリアス又は空間アンダサンプリングによって生じる他のアーチファクトをまねかないようにすべきである。走査面内におけるビームの間隔及び走査面の角度分離による中央部と周辺部の双方の空間サンプリング密度は、アーチファクトのない適切な空間サンプリングに対するサンプリング基準を満足させるのに充分なように選定するのが好適である。

【0016】

図5aはフェーズドアレイ走査用のアレイトランスジューサ12の動作を示し、このアレイトランスジューサによって、ビーム62を共通の原点、即ちセクタの頂点68から出て、セクタ70を走査すべくステアリングする。様々なフェーズドアレイの例では、ビーム62が、実際には仮想の頂点走査と称されるアレイトランスジューサ12の後方の点から出るようにビームをステアリングして、前記頂点が、米国特許第5,487,388号に記載されているように、患者の肋骨を通して撮像する場合に有効なアレイトランスジューサの前方に位置するようにすることができる。アレイトランスジューサ12をこのように作動させ、且つ中心軸54を中心に回転させると、ビーム62は円錐状の容積領域を走査する。図3の場合におけるように、図5aに示した均一なビーム間隔によると、円錐形状の中心におけるサンプリング密度は周辺部におけるよりも大きくなり、トランスジューサアレイに近づくとつれてサンプリング密度は、ビームの角度が変わるために深い部分よりも大きく

なる。円錐状容積の中心部と周辺部との間のサンプリング密度の不均衡は、本発明の原理に従って、ビームを図5bに示すようにセクタ70の周辺におけるよりも、セクタの中心にて大きく離間させるようにビームをステアリングすることによって低減させることができる。アレイトランスジューサをこのように作動させ、且つ容積領域を異なる回転角度でサンプリングすべく回転させると、容積領域の中心部と周辺部との間のビーム（サンプリング）密度の不均衡が低減する。

【0017】

本発明の原理は、ビームを方位角と仰角の双方向に電子的に向けることができる2次元のアレイトランスジューサに適用することもできる。例えば、図5bの例は、2Dアレイトランスジューサ12'で構成することができ、これにてビームを方位角方向に電子的にステアリングし、且つトランスジューサを機械的に回転させる代わりに、ビームを仰角方向に電子的にステアリングすることもできる。ビームはいずれも共通の頂点68から出るべくステアリングすることができ、且つビームは電子/機械的ステアリング用のあらゆる電子ステアリングの代わりとして、プレーナシーケンス又は他の任意の所望シーケンスで取得することができる。ステアリングしたビームは中心軸54の周りの容積領域の中心付近では広く離間され、容積領域の周辺部に向かって接近して離間されて、容積領域の内部と周辺部との間のサンプリング密度が一層均一に平衡がとられるようになる。ビームを仰角（回転）方向に機械的にステアリングする必要性がないために、3次元像を高速で発生させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の原理に従って構成した超音波診断撮像システム及び走査ヘッドをブロック図にて示した図である。

【図2】 走査面の回転による容積走査を示した図である。

【図3】 ビーム間隔が均一の場合における回転走査面の容積データ密度を示した図である。

【図4a】 均一に離間した走査線での線形走査を示した図である。

【図4b】 本発明の原理による非均一離間走査線での線形走査を示した図である。

【図5 a】 均一に離間した走査線での扇形走査を示した図である。

【図5 b】 本発明の原理による非均一離間走査線での扇形走査を示した図である。

【図1】

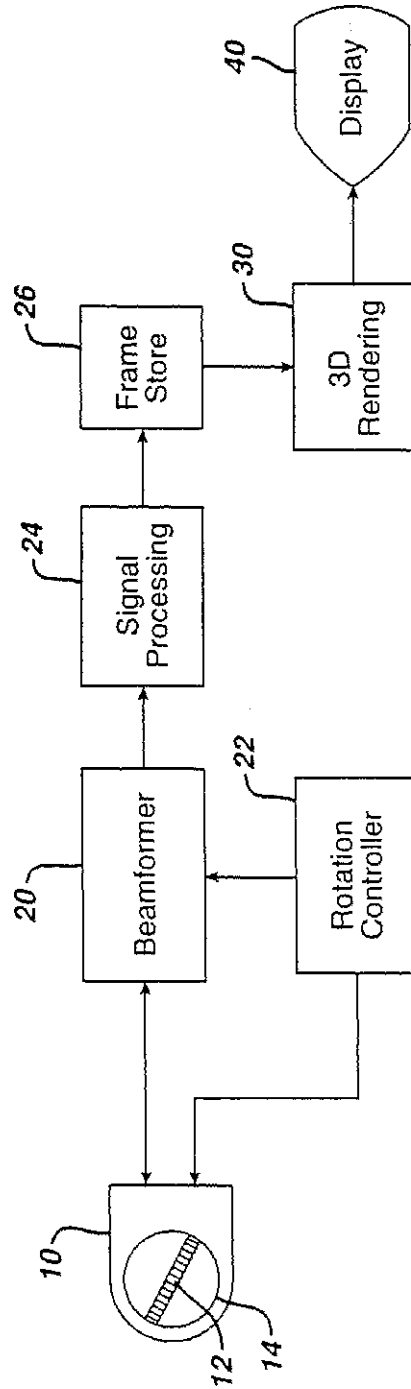


FIG. 1

【圖2】

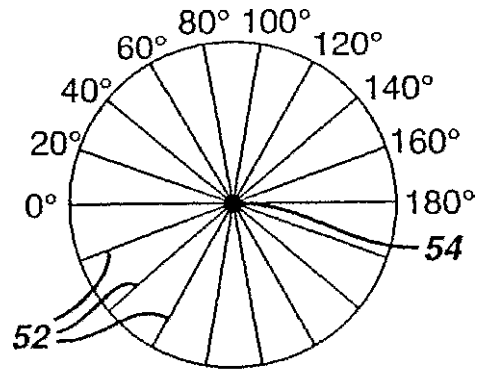


FIG. 2

【圖3】

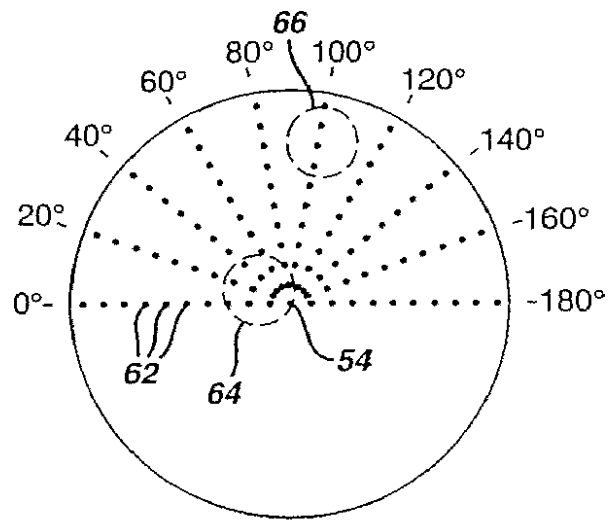


FIG. 3

【図4a】

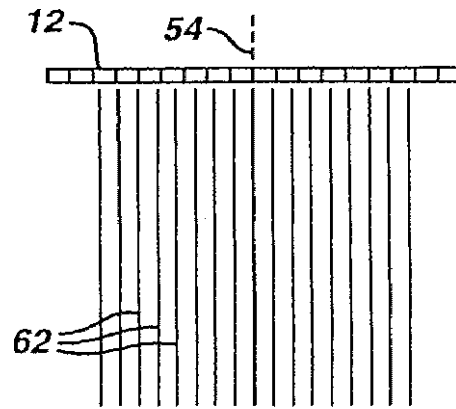


FIG. 4a

【図4b】

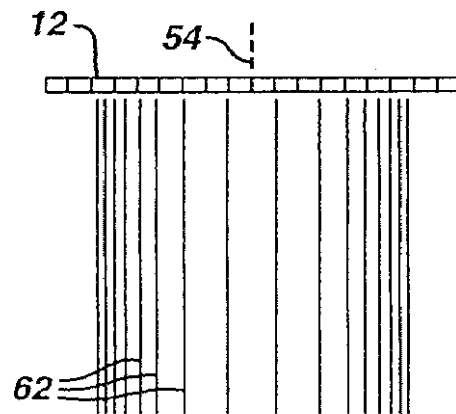


FIG. 4b

【図5a】

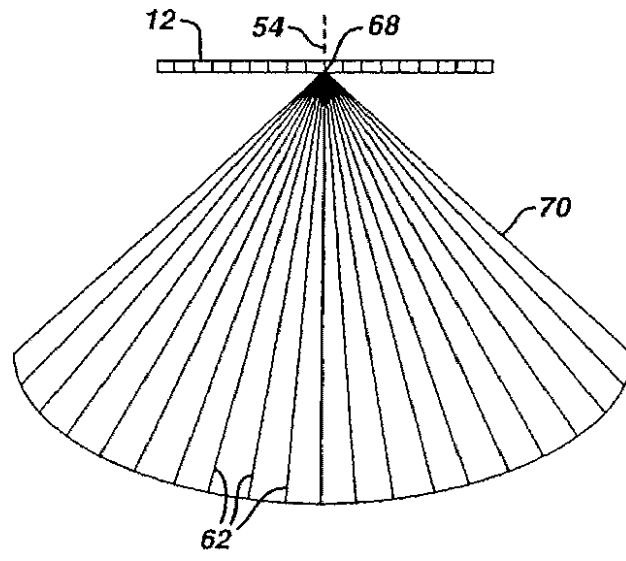


FIG. 5a

【図5b】

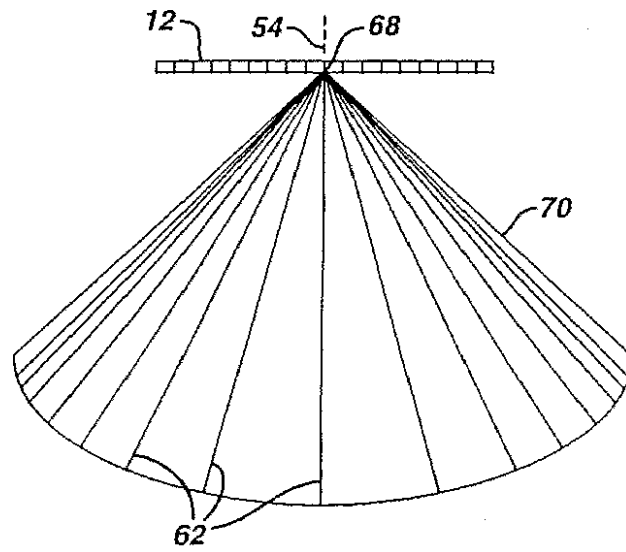


FIG. 5b

【國際調查報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

		Int. National Application No. PCT/EP 00/10365
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G01S15/89 A61B8/12 G10K11/34 G10K11/35		
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 A61B G10K		
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, WPI Data, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 0 627 635 A (ADVANCED TECH LAB) 7 December 1994 (1994-12-07) column 1, line 1 -column 2, line 16 ---	1, 8
A	US 5 301 168 A (MILLER DAVID G) 5 April 1994 (1994-04-05) column 1, line 66 -column 4, line 4 column 13, line 10 - line 35 figure 15 ---	1, 8
A	US 5 159 931 A (PINI RICCARDO) 3 November 1992 (1992-11-03) abstract column 1, line 9 -column 4, line 2 column 6, line 67 -column 7, line 25 --- -/--	1, 8
<input checked="" 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 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. *Z* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 14 February 2001		Date of mailing of the international search report 21/02/2001
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5616 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax. (+31-70) 340-3016		Authorized officer Roost, J

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

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No PCT/EP 00/10365

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>FENSTER A ET AL: "3-D ULTRASOUND IMAGING: A REVIEW" IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE,US,IEEE INC. NEW YORK, vol. 15, no. 6, 1 November 1996 (1996-11-01), pages 41-51, XP000638027 ISSN: 0739-5175 page 44</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1,8

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/EP 00/10365

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0627635 A	07-12-1994	US 5123415 A	23-06-1992
		AT 130939 T	15-12-1995
		AT 163232 T	15-02-1998
		DE 69114934 D	11-01-1996
		DE 69114934 T	23-05-1996
		DE 69128919 D	19-03-1998
		DE 69128919 T	13-08-1998
		EP 0467690 A	22-01-1992
		JP 4232888 A	21-08-1992
US 5301168 A	05-04-1994	DE 9320179 U	24-02-1994
US 5159931 A	03-11-1992	NONE	

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 AA02 BB13 BB23 BB28 BB30
DD01 DD02 DD25 EE07 GB03
GB04 GB09 GD09 HH08 HH24
HH25 HH37 HH38 JB06 JB29
JB35 KK17
4C601 BB03 BB05 BB06 BB07 BB09
BB11 BB12 BB14 BB16 DD03
DD09 DE01 EE04 GA17 GA21
GA29 GB01 GB03 GB04 GB06
HH17 HH30 HH31 JB01 JB04
JB05 JB28 JB34 JB45 JC25
JC26 KK21 KK22
5B047 AA07 AA17 AB02 BB10 BC14
CA04
5B050 AA02 BA09 EA26 FA02 FA06
5J083 AA02 AB17 AC29 AD13 AE10
BC02 BC19 BD04 BD06 BD07
DC05 EA14 EA18

专利名称(译)	体积均匀扫描超声诊断成像系统		
公开(公告)号	JP2003512915A	公开(公告)日	2003-04-08
申请号	JP2001535081	申请日	2000-10-19
[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	ダニエル イー レノン		
发明人	ダニエル イー レノン		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89 G06T1/00 G06T17/40 G10K11/34 G10K11/35		
CPC分类号	G01S7/52085 A61B8/14 A61B8/483 G01S7/52046 G01S15/8915 G01S15/894 G01S15/8993 G10K11/346 G10K11/355 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/08 G01S15/89.B G06T1/00.400.B G06T17/40.A		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/BB23 4C301/BB28 4C301/BB30 4C301/DD01 4C301/DD02 4C301/DD25 4C301/EE07 4C301/GB03 4C301/GB04 4C301/GB09 4C301/GD09 4C301/HH08 4C301/HH24 4C301/HH25 4C301/HH37 4C301/HH38 4C301/JB06 4C301/JB29 4C301/JB35 4C301/KK17 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/BB09 4C601/BB11 4C601/BB12 4C601/BB14 4C601/BB16 4C601/DD03 4C601/DD09 4C601/DE01 4C601/EE04 4C601/GA17 4C601/GA21 4C601/GA29 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH17 4C601/HH30 4C601/HH31 4C601/JB01 4C601/JB04 4C601/JB05 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22 5B047/AA07 5B047/AA17 5B047/AB02 5B047/BB10 5B047/BC14 5B047/CA04 5B050/AA02 5B050/BA09 5B050/EA26 5B050/FA02 5B050/FA06 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC29 5J083/AD13 5J083/AE10 5J083/BC02 5J083/BC19 5J083/BD04 5J083/BD06 5J083/BD07 5J083/DC05 5J083/EA14 5J083/EA18		
优先权	09/433124 1999-11-03 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了一种用于更均匀地扫描体积区域以进行3D超声成像的超声诊断成像系统和方法。转向扫描光束的像平面绕着穿过体积区域的轴旋转，该轴附近的光束比远离该轴的光束更宽。通过以这种方式使扫描光束的间隔不均匀，整个扫描体积区域的采样密度没有太大不同。可以在1D和2D阵列换能器中实施根据本发明的方法。

