

(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 - 527178

(P2003 - 527178A)

(43)公表日 平成15年9月16日(2003.9.16)

(51) Int. Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
G 0 1 S 15/89		G 0 1 S 15/89	Z 5 B 0 5 0
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	D 5 B 0 5 7
17/40		17/40	A 5 J 0 8 3

審査請求 未請求 予備審査請求 (全 32数)

(21)出願番号 特願2001 - 568107(P2001 - 568107)

(86)(22)出願日 平成13年3月6日(2001.3.6)

(85)翻訳文提出日 平成13年11月16日(2001.11.16)

(86)国際出願番号 PCT/EP01/02529

(87)国際公開番号 W001/069282

(87)国際公開日 平成13年9月20日(2001.9.20)

(31)優先権主張番号 09/528,339

(32)優先日 平成12年3月17日(2000.3.17)

(33)優先権主張国 米国(US)

(81)指定国 E P (A T , B E , C H , C Y ,
D E , D K , E S , F I , F R , G B , G R , I E , I
T , L U , M C , N L , P T , S E , T R) , J P

(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न्दー
フェン フルネヴァウツウェッハ 1

(72)発明者 エントレキン ロバート アール

オランダ国 5656 アーアー アイन्दー
フェン プロフ ホルストラーン 6

(72)発明者 ジャゴ ジェームス アール

オランダ国 5656 アーアー アイन्दー
フェン プロフ ホルストラーン 6

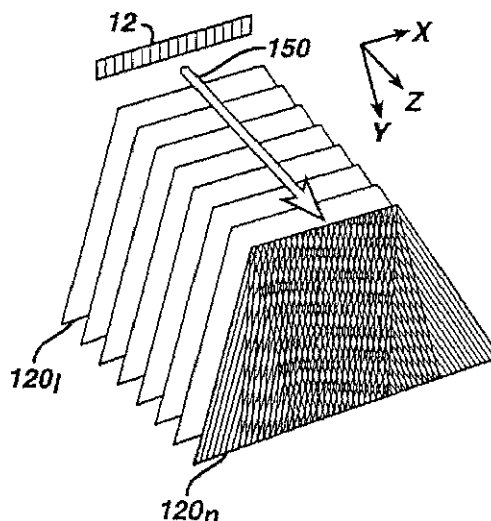
(74)代理人 弁理士 津軽 進 (外 1 名)

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 空間的に混合された三次元超音波画像

(57)【要約】

超音波プローブが身体の容積領域をスキャンすべく移動させられる。移動させられると、その領域内のターゲットが多重的な視認方向から尋問される。多重的な視認方向からのエコー・データが混合されて、空間混合画像データを形成すべく混合され、三次元表示フォーマットでの表示用に処理される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 身体の容積領域の空間混合画像データを取得する方法であって、身体の容積領域をスキャンすべく経路に沿ってアレイ変換器を移動するステップと、前記変換器が前記経路を移動する一方で、多重的な視認方向で前記容積領域における各ターゲットから画像データを取得するステップと、前記容積領域の空間的に混合された三次元表示を形成するために前記画像データを処理するステップと、を含む方法。

【請求項2】 前記処理のステップが、空間混合画像データを作り出すために前記画像データを混合するステップと、前記空間混合画像データの三次元表示を形成するステップと、を含む請求項1に記載の方法。

【請求項3】 前記処理のステップが、表面レンダリングのステップ、又は、容積レンダリングのステップを含む、請求項1又は2に記載の方法。

【請求項4】 前記容積レンダリングのステップが、前記容積領域内の組織及び流れの空間的に混合された三次元表示を形成するステップと、可変混濁パラメータを利用して、組織及び流れの前記空間的に混合された三次元表示を形成するステップと、を更に含む、請求項3に記載の方法。

【請求項5】 前記処理のステップが、1つ又はそれ以上の平面配向で前記容積領域の1つ又はそれ以上の平面画像を形成することを含む、請求項1乃至4の内の何れか一項に記載の方法。

【請求項6】 前記経路が直線であるか、又は、前記経路が前記容積領域と交差しない軸線回りの弓状経路である、請求項1乃至5の内の何れか一項に記載の方法。

【請求項7】 前記取得のステップが、複数の画像スライスを取得することを含み、各スライスが、多重的な視認方向で尋問された複数のターゲットを含む、請求項1乃至6の内の何れか一項に記載の方法。

【請求項8】 前記身体における容積領域の空間混合画像データを取得するために、

身体の容積領域をスキャンすべく、開始点から終了点まで経路に沿ってアレイ変換器を移動するステップと、

異なる視認方向に沿って前記領域の一部をスキャンする2つ又はそれ以上のビーム・スキャンング・シーケンスによって、前記アレイ変換器が実質的に前記経路上の第1の点にある際に画像データを取得するステップと、

異なる視認方向に沿って前記領域の一部をスキャンする2つ又はそれ以上のビーム・スキャンング・シーケンスによって、前記アレイ変換器が実質的に前記経路上の第2の点にある際に画像データを取得するステップであって、前記画像データが、異なる視認方向から前記ターゲットへ操舵されたビームによって取得された前記領域における個別のターゲットからのデータを含むステップと、

空間混合画像データを作り出すために異なる視認方向から見た共通ターゲットから取得された前記画像データを混合するステップと、

前記容積領域の空間的に混合された三次元表示を形成するために前記空間混合画像データを処理するステップと、

を含む、請求項1乃至6の内の何れか一項に記載の方法。

【請求項9】 前記異なる視認方向が異なる仰角方向に延在している、請求項8に記載の方法。

【請求項10】 前記ビーム・スキャンング・シーケンスが、実質的に平面的なビーム・スキャンング・シーケンスを含み、前記変換器が実質的に所与の点にある際に前記2つ又はそれ以上のビーム・スキャンング・シーケンスが、

前記容積領域の実質的に共通するスライスであるか、

前記容積領域の実質的に平行するスライスであるか、

前記容積領域の非平行スライスであるか、の何れかである、請求項8又は9に記載の方法。

【請求項11】 前記取得のステップが、

前記容積領域における実質的に平面的な複数のターゲット領域の各々に対して、異なる視認方向から見た共通グループにおける前記ターゲット各々に尋問する前記容積領域における前記共通グループのターゲットにおける複数の成分フレームを取得するステップを含み、

前記混合のステップが、前記複数の成分フレームの各々の前記画像データを空間的に混合することを含む、請求項1乃至6の何れか一項に記載の方法。

【請求項 1 2】 前記複数の成分フレームの各々が迅速順序で順次取得される、請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 3】 前記身体の容積領域の空間混合画像データを取得する前記ステップが、

身体の容積領域をスキャンすべく開始点から終了点まで経路に沿ってアレイ変換器を移動するステップと、

前記アレイ変換器が前記開始点から前記終了点まで移動させられている際に前記容積領域の空間的に異なる視認方向を表す画像データの成分フレームを取得するか、又は、前記アレイ変換器が前記開始点から前記終了点まで移動させられている際に前記容積領域の一連のフレームにおいて取得された空間混合画像データを取得するかの何れかのステップと、

前記容積領域の空間的に混合された三次元表示を形成するために前記画像データを処理するステップと、

を含む、請求項 1 乃至 6 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 1 4】 前記容積領域の前記フレームが、

実質的に平行しているか、又は、相互に角度的に配向されているかの何れかである、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 5】 前記移動及び取得のステップが、開始点及び終了点を有して前記第 1 と名付けられた経路とは異なる第 2 の経路に対して繰り返される、請求項 1 乃至 1 4 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 1 6】 前記取得のステップが、前記変換器が前記経路を移動している間、ビームを多重的な視認方向に電子的に操舵することで実行される、請求項 1 乃至 1 5 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 1 7】 前記取得画像データを空間的に位置合わせするステップを更に含む、請求項 1 乃至 1 6 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 1 8】 身体の容積領域の空間混合画像を作り出す超音波診断画像形成システムであって、

前記身体の容積領域をスキャンして超音波画像データを取得すべく経路に沿って移動可能である移動可能なアレイ変換器と、

前記アレイ変換器と結合され、前記容積領域のスキャン中に多重的な交差視認方向にビームを操舵するビーム操舵回路と、

前記取得超音波画像データに応答して、空間ベースで前記画像データを混合する混合画像プロセッサと、

前記混合画像プロセッサに応答して、前記容積領域の空間混合画像を表示する画像ディスプレイと、

を備える超音波診断画像形成システム。

【請求項19】 前記ビーム操舵回路が、前記変換器が前記経路を移動している間、ビームを多重的な視認方向に電子的に操舵するように動作する、請求項18に記載の超音波診断画像形成システム。

【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画像形成に関し、特に空間的に混合された三次元超音波画像形成のシステム及び方法に関する。

【0002】**【従来の技術】**

本願（米国特許出願）と同時係属中の米国特許出願第 09 / 335 , 058 号及び第 09 / 435 , 118 号は、超音波診断画像のリアルタイム空間混合を実行する装置及び方法を開示している。空間混合は多数の有利な地点又は視認方向から獲得された所与のターゲットの超音波画像データが、例えば、線形的若しくは非線形的な平均化又はフィルタリング（濾過）でそれらデータを結合することによって、単一の混合画像に結合される画像形成技術である。そうした混合画像は、典型的には、従来の単一視認方向から作り出される超音波画像よりもより低いスペックル及びより良好な正反射性の反射体描写を示す。

【0003】**【発明が解決しようとする課題】**

多数の技術が、空間混合の三次元（3D）容積超音波画像データへ適用を拡張するための文献に提案されてきている。スペックル低減及びより良好な反射体描写が三次元画像のより良好なレンダリングを遂行する能力を改善できるので、三次元画像データは空間混合からの利益を得ることができ、それはクラッター効果が3Dレンダリング・プロセスを弱らせるためである。3D空間混合スペクトルの一方の限界は、例えば米国特許 5 , 653 , 235 号に記載された大型スタティック二次元超音波変換器アレイによる画像データの取得である。この米国特許で述べられているように、もしその二次元アレイが超音波ビームを容積領域にわたって広範に電子的に操舵できれば、そのプローブを物理的に移動させるオペレータの必要性無しに空間混合された3D画像が取得され得る。しかしながらそうした完全電子制御型で且つ物理的移動無しのシステムはとてつもなく技術的精巧さを必要として、未だに商業的に実現可能とされていない。

【0004】

前記スペクトルの他方の限界は、A. Moskalik等の "Registration of Three-dimensional Compound Ultrasound Scans of the Breast for Refraction and Motion Correction", Ultrasound in Med. & Biol., vol. 21 No. 6, pp769-78 (1995)、及び、R. Rohling等の "Automatic Registration of 3-D Ultrasound Images", Ultrasound in Med. & Biol., vol. 24, No. 6, pp841-54 (1998)に記載されたシステム及び技術である。これら技術は性能的には相当に劣ったシステムを含み、オペレータが1D変換アレイを患者の身体を横切るように移動させるに従って超音波画像の順次的な平面を取得することによって動作する。第2のスキャン及びそれに引き続くスキャンにおいて、身体に対する変換プローブの配向は、そのプローブを各回毎に異なるように傾斜又はチルトすることで変更される。それによって各スキャンで異なる配向で一連の超音波画像を取得する。次いでこうした異なるスキャンからの画像は、通常は変換器プローブに結着された位置センサの使用によって位置合わせ(重ね合わせ)調整が為された後に結合される。完全な電子的に操舵アプローチと比較して複雑性が遙かに下回った装備を必要とする一方で、混合用に画像データを取得するための多重的なスキャンの作業は動き効果及び位置合わせ調整の不精密性の影響を受けやすい技法をもたらす。そうした問題は画像データにぶれを導入し得て、それが3D画像レンダリング・プロセスに悪影響を及ぼし得る。よって、完全な電子的に操舵のアプローチの複雑性及び付随コストを有することがないが、多重スキャン・アプローチによって導入される不精密性を回避する中間的アプローチを採用することが望ましい。

【0005】

【課題を解決するための手段】

本発明の原理に従えば、空間混合三次元超音波画像を作り出す装置及び技法が提供される。スキャニングが、身体の三次元容積をスキャンすべくプローブを移動することによって遂行される。このプローブが移動させられると、多重的なスキャンが異なる視認方向で電子的に遂行される。単一のスキャンの完了で、空間混合三次元画像が形成可能となるように、画像データがターゲットの多重的な視認方向から提供される。単一スキャンで多重視認方向を取得することによって

、動き効果及び意図的な位置合わせ調整処理の必要性が著しく低減される。多重スキャンが遂行され混合され得て、スキャン数及び視認方向の積の関数としてのスペックル低減は増大する。

【0006】

【発明の実施の形態】

先ず図1を参照すると、超音波診断画像形成システムが、本発明の原理に従って容積画像情報の超音波空間混合を遂行すべく、ブロック線図の形態で示されている。アレイ変換器12を含むスキャンヘッド10は、画像フィールドにわたって破線での矩形C及び平行四辺形A、Bによって示されたように異なる角度でビームを伝播させる。スキャンラインの3グループが図中に描かれ且つA、B、Cによって示されており、各グループのスキャンラインがスキャンヘッドに対して異なる角度で操舵されており、それらA、B、Cによって輪郭が描かれた3つの成分画像フレームを混合する例が図示されている。ビームの伝播は、アレイに沿った所定原点からの各ビームを所定の角度又は操舵角度で且つ所定の焦点に伝播するために、アレイ変換器の各要素の位相整合及び起動時間を制御するトランスミッタ14によって制御される。各スキャンラインから戻るエコーはアレイの各要素によって受信され、アナログ-デジタル・変換(不図示)等によってデジタル化されて、デジタル・ビームフォーマー(digital beamformer)16へ結合される。デジタル・ビームフォーマーはアレイ要素からのエコーを遅延させ合算して、各スキャンラインに沿って一連の焦点が合ったコヒーレントなデジタル・エコー標本を形成する。トランスミッタ14及びビームフォーマー16はシステム・コントローラ18の制御の下で操作させられ、該コントローラはこの超音波システムのユーザによって操作されるユーザ・インターフェース20の制御設定値に順に応答する。このシステム・コントローラは所望数のスキャンライン群を所望の角度、焦点、伝播エネルギー、及び周波数で伝播すべくトランスミッタを制御する。更にこのシステム・コントローラは、使用されるアパーチャ及び画像深度のために受信されたエコー信号を適切に遅延し結合すべく、デジタル・ビームフォーマーをも制御する。

【0007】

スキャンライン・エコー信号はプログラマブル・デジタル・フィルタ22で濾過され、該フィルタが対象の周波数の帯域を規定する。調波コントラストエージェントの画像形成又は組織調波画像形成の実行の際、フィルタ22の通過域はその伝播帯域の調波を通過させるように設定される。基本周波数画像形成の場合、基本周波数帯域は通過させられ、2つの帯域が混合調波及び基本周波数画像形成のために分離させられ通過させられ得る。調波周波数分離は、パルス反転として知られると共に米国特許第5,706,819号及び同第5,951,478号に記載された技術によって実行され得る。濾過された信号は、Bモード画像形成用の検出器24によって検出されると共にドップラー画像形成用のウォールフィルタ26に結合されるか、又は、それらの内の何れか一方の措置が為される。好適実施例において、フィルタ22及び検出器24は多重的なフィルタ及び検出器を含んで、受信された信号は多重的な通過帯域に分離され得て、個別に検出され、再結合されて、周波数混合によって画像スペckルを低減させる。Bモード画像形成の場合、検出器24はエコー信号包絡線の振幅検出を実行することになる。ドップラー画像形成の場合、受信された信号は、先ず、所望のドップラー信号を通過させて、血流を画像形成する際の緩慢な移動状態であるか若しくは静止状態である組織からの欲せざる信号等の欲せざる信号を拒絶すべくウォール濾過(wall filtering)を被る。組織移動がドップラー画像形成されようとしている際、ウォール・フィルタは静止組織信号だけを拒絶すべく設定されるか、又は、ウォール・フィルタがシステム利得でか若しくはより大きな振幅の信号を強調すべく設定された感度で完全にバイパスされるかの何れかが可能である。好適実施例において、ウォール・フィルタリングは数学的マトリックス演算によって実行されて、流れが画像形成されようとしている際の組織移動効果、又は、移動組織が画像形成されようとしている際の流れ効果を低減する。各種エコーの一揃えが画像における各点に対してアセンブリされ、ドップラー・プロセッサ28によってドップラー処理されて、ドップラー・シフト、ドップラー・パワー強度 p 、速度 v 、又は、変異度 σ の各推定値を作り出す。

【0008】

ドップラー及び/又はBモードの信号はプロセッサ30における空間混合によ

って処理される。プロセッサ30へ付与されるこれら信号は、先ず、事前プロセッサ32によって事前処理される。事前プロセッサ32は、所望に応じて、重み付け係数で信号標本に事前に重み付けができる。これら標本は、特定の混合画像を形成すべく使用される成分フレーム数の関数である重み付け係数で、事前重み付けさせられ得る。また事前プロセッサは、混合される標本又は画像の数が変わる場合、その移行(部)を平滑にするために1つの重複画像のエッジにあるエッジ線にも重み付けすることができる。事前処理された信号標本は、次いで、再標本化器34における再標本化処理を被り得る。各成分フレームの信号標本は異なる視認(操舵)方向から取得されるので、オーバーレイされる際、成分フレームの標本は一般的に相互に精密に空間位置合わせ状態とはならない。再標本化器34は、各成分フレームの推定値を、各成分フレームが混合される共通推定標本空間基準と重ね合わせ状態となるように空間的に再整合させ得る。再標本化器は、米国特許出願第09/335,059号(1999年6月17日出願)に記載されているように、取得中の構造移動又はスキャンヘッド移動による誤整合、又は、構造を通過中の音の速度における変動による誤整合が為された各成分フレームの推定値を再整合及び位置合わせをも為すことができる。再標本化器は、データを所望の表示配向の座標へ再標本化することでスキャン変化をも実行することができる。

【0009】

再標本化の後、画像フレームはコンバイナ36で混合又は結合される。結合は、合算、平均化、ピーク検出、一時濾過、又は、他の結合手段を含み得る。結合される標本も、このプロセスのこのステップでの結合に先行して重み付けされ得る。最終的には、事後処理が事後プロセッサ38によって実行される。事後プロセッサは結合された値を表示範囲の値に正規化する。事後処理は検索テーブル(LUT)によって最も容易に具現化され得て、混合画像の表示に適合した値の範囲になるように混合値範囲の圧縮及びマッピングを同時に実行し得る。画像における特定の点で混合される視認方向の数の関数として変動する圧縮範囲によって、空間的変動圧縮を利用することが望ましい場合もある。

【0010】

混合プロセスは推定値データ空間又は表示ピクセル空間において実行され得る。好適実施例において、空間混合は推定値空間データで行われ、混合画像データはその後に所望画像フォーマットである表示空間データにスキャン変換される。混合画像は、推定値又は表示ピクセルの何れかの形態でのシネループ(Cineloop (米国登録商標))・メモリに保存され得る。もし推定値形態で保存されたならば、表示のためにシネループ・メモリからの再生の際にスキャン変換され得る。そのスキャン変換に追隨して、同一画像フィールドに一時的に近似すると共にそれと実質的に同一であるBモード及びドップラー画像がオーバーレイされ得て、混合Bモード画像情報及び混合ドップラー画像情報双方の画像を形成する。ドップラー画像は、表示のより大きなフレーム率となる非空間混合Bモード画像とも結合され得る。ドップラー、Bモード、又は、それらの結合である空間混合画像は、ビデオ・プロセッサ44で表示のために処理され、画像ディスプレイ50上に表示される。

【0011】

本発明の原理に従えば、空間混合画像データは容積画像レンダリング・プロセッサ40によって三次元表示フォーマットで提示される。以下により詳細に説明されるように、Bモード又はドップラーのデータである、空間混合を被った容積領域からの画像データは容積画像レンダリングによって処理されて、3Dディスプレイ表示用となる。このレンダリングはユーザ・インターフェース20で選択されたレンダリング制御信号によって制御され、システム・コントローラ18でプロセッサ40へ付与される。レンダリング制御信号は、例えばドップラー又は組織信号情報のレンダリング、及び/又は、例えば組織の容積を通じて流れを視認可能とするような混濁重み付けでの画像データのレンダリングを為させるように、プロセッサ40を事前調整することが可能である。シネループ・メモリは動的な視差レンダリングされた画像シーケンスを保存することによって容積レンダリング・プロセッサを支援するように操作され得て、該画像は、次いで、直接的にビデオ・プロセッサ44へ向けて再生されるか、又は、未スキャン変換画像がメモリに保存される際、容積レンダリング・プロセッサを介してスキャン変換のために再生される。

【0012】

異なる視認方向から取得された超音波信号は異なるスペックル・パターンを表すので、異なる視認方向からの信号の結合は画像スペックルのアーティファクトを低減することになる。異なる視認方向は界面及び境界のより良好な描写をも提供するが、これはその画像内には接線方向から境界又は界面が何等視認されないからである。更にはドップラー及びカラーフロー(color flow)画像形成は超音波ビーム及び流れ速度間に依存する角度を有することが知られている。角度が増大すると、即ち、血流又は組織動作の方向がビームとより直交するようになると、ドップラー・シフトは減少する。それが完全に直交すると平均ドップラー・シフト周波数はゼロである。流れ又は動きが異なる視認方向から視認される本発明の実施例において、流れ又は動きは常に2つ以上のアングルから視認されるので、ドップラー信号のこのゼロ脱落は防止される。

【0013】

図2は、図1の空間混合プロセッサ30の好適具現化例を図示している。プロセッサ30は、好ましくは、様々なやり方で画像データを処理する1つ又はそれ以上のデジタル信号プロセッサ60によって具現化される。デジタル信号プロセッサ60は受信画像データに重み付けを為し得て、例えば、視認方向毎に又はフレーム毎にピクセルを空間的に整合すべく画像データを再標本化できる。デジタル信号プロセッサ60は、個別の画像フレームをバッファする複数のフレーム・メモリへ処理された画像フレームを方向付ける。フレーム・メモリ62によって保存され得る画像フレームの数は、好ましくは、16フレーム等の混合されるべき画像フレームの最大数と少なくとも同等である。好適実施例においてこれらデジタル信号プロセッサは、画像表示深さ、最大混合の領域の深さ、医療用途、混合表示率、動作モード、及び取得率等を含む制御パラメータに応答し、所与の時点で混合される画像数を決定する。デジタル信号プロセッサは、アキュムレータ・メモリ64内の混合画像としてのアセンブリのために、フレーム・メモリ62に保存された成分フレームを選択する。アキュムレータ・メモリ64内に形成された混合画像は正規化回路66によって重み付け又はマッピングが為されて、所望の数の表示ビットに圧縮され、そして、もし所望であれば、検索テ

ープル (L U T) 6 8 によって再マッピングされる。完全に処理された混合画像は、次いで、三次元表示フォーマットでのレンダリングのために容積画像レンダリング・プロセッサへ送られる。

【 0 0 1 4 】

空間混合を具現化する1つのアプローチは、大きなF I F O (先入れ先出し) メモリ・バッファ100を用いて、図3に示されるように最終混合画像を形成すべく混合 (典型的には平均化によって、即ち合算102及び正規化103) されることになる成分画像フレームを一時的に保存する。例えば、もし取得画像が512ピクセル×512ピクセル×1バイトであり、且つ、混合されるべき画像が10個あれば、バッファ・メモリ100は2.5メガバイトの容量を有する必要がある。混合フレームが取得フレーム率又は表示フレーム率の何れかで生成されるリアルタイム空間混合の場合、混合を実行するハードウェアは、混合フレーム率でこのバッファ・メモリにおけるフレームの全てにアクセスする十分な帯域幅を有する必要があると共に、フレームの全てを合算する十分な処理能力を有してその率で混合フレームを正規化する。先の例を進めるために、もし必要とされる混合フレーム率が60Hzであれば、混合画像プロセッサは少なくとも150メガバイト/秒のデータ帯域幅が必要となり、そして、少なくとも 150×10^6 乗算/蓄積操作/秒を実行する必要があるだろう。

【 0 0 1 5 】

別の混合画像プロセッサは図4に示されており、それは当該プロセッサに課せられる帯域幅及び処理要件を相当に低減する。この実施例は、平均化における含まれる合算を線形及び結合 (F I R) 濾過動作であると考えることによって獲得される。図4において、混合画像の完全精度を維持すべき十分なビット深さを好ましくは有するアキュムレータ・メモリ110は第1のN個のフレーム (N は混合されるべき成分フレームの数) を合算することによって初期化される。引き続き混合画像は、アキュムレータ・メモリ110内における合算フレームから最も古い取得フレームを減算し (即ち、図中のF I F O の左側における現行フレーム前のN - 1個のフレーム) 、そして、最も新しい (最新の) フレーム (図中のF I F O の右側) をアキュムレータ・メモリへ加算することによって獲得される

。正規化103は、容積レンダリング等の他の操作上へ送る前に、合算前の入力成分フレーム上か、又は、アキュムレータ・メモリ110から読取られた合算画像上かの何れかで実行され得る。

【0016】

60Hzの率で混合された10フレームでの先に付与された例において、必要とされるデータ帯域幅は、FIFOバッファ・メモリ100から現行フレーム及び最も古いフレームにアクセス（即ち、現行フレームに先行するN個のフレーム）すること、即ち、30メガバイト/秒、が必要とされているものである一方で、操作の数は、アキュムレータ・メモリ110からこれらフレームを加算及び減算すること、即ち、約 30×10^6 乗算/蓄積操作/秒、が必要とされるものである。このアプローチの長所の内の1つは、混合フレーム率だけに依存する帯域幅及び処理要件が混合されるべき成分フレームの数と独立していることである。アキュムレータ・メモリ110に必要とされる余剰なメモリは、 $512 \times 512 \times 2$ バイト又は0.5メガバイトとなり、それは256個の混合フレームまでに対する十分な精度を提供する。

【0017】

このアプローチの1つの短所は、混合操作が加算及び乗算等の線形及び結合である操作に限定されていることである。線形組合せ規則に従わないピーク検出又は中間濾過等の他の操作はこの実施例では可能ではない。しかしながら、これら操作は図3で記載された混合アプローチで可能である。

【0018】

データ帯域幅要件を更に低減する本発明の更なる実施例は、出力フレーム率（即ち、混合画像が生成される率）が取得フレーム率（即ち、成分画像が取得される率）より実質的に低ければ可能である。これは、もし混合フレームが取得率で生成されれば、各混合フレームは先行する混合フレームと共通するN-1個の取得フレームを共有すると考える際に合理的な仮定である。言い換えれば、リアルタイム空間混合において非常にたくさんのインヒーレントな残像が存在し、その残像の量は混合されるフレーム数に直に比例する。よって、動き誘導されぶれの効果を最少化すべく最も高い可能性がある取得率を維持することが望ましい。し

かしながら、連続的なフレーム間での高い一時的相関や表示率が取得率より低くなり得ると云う事実を思えば、その取得率で混合画像を生成することは不必要であるかもしれない。

【0019】

図5は、本発明の別の実施例を示し、 N が混合される成分フレームの数であり、 M がアキュムレータの数であるとした場合、出力（表示）フレーム率が常に取り得フレーム率より低い $\text{CEIL}(N/M)$ の係数である2つ（又はそれ以上）のアキュムレータ・メモリA及びBを用いている。アキュムレータ・メモリA及びBはピンポン風に混合画像を生成すべく使用される。2つのアキュムレータの場合、メモリAは第1の N 個のフレームを合算することで最初に初期化される一方、メモリBは $(\text{CEIL}(N/2) + 1)$ フレームが達成されるまで蓄積を開始しない。続いて、各アキュムレータ・メモリは、 N 個の連続的なフレームが合算されるやいなや、その混合画像をマルチプレクサ120に利用可能とさせる。次いでアキュムレータ・メモリは、成分フレームの新しい蓄積を開始する前に直ちにクリアされる。アキュムレータ・メモリは混合の平均化方法のためにクリアされるので、この方法において最も古い取得フレームをメモリ内の蓄積された合計フレームから減算する必要性はなく、唯一必要なことは最も新しいフレームを両アキュムレータへ加算することである。更には、引き続いての減算のために成分フレームをセーブする必要性がないので、成分フレームの記憶のための個別バッファ・メモリを有する必要がある。よってこの実施例は超音波システムの画像バッファ要件を低減できる。マルチプレクサは正規化103及び表示のために送信させるべく、最新の蓄積混合画像を選択する。

【0020】

先行する例を用いると、10個の混合フレームでの60Hzの取得率は、2つのアキュムレータの場合、 $60 / \text{CEIL}(10/2) = 12\text{Hz}$ の出力率を付与する。FIFOへの必要とされるデータ帯域幅は15メガバイト/秒だけである一方、2つのアキュムレータ・メモリは1メガバイトのメモリと先の実施例と同一の 30×10^6 操作/秒を必要としている。両アキュムレータ・メモリの出力は正規化されなければならないが、これは合計で約 6×10^6 操作/秒に対し

て12Hzの出力率で為され得、第1実施例と比較して正規化処理要件に関して全体で500%の低減を表している。この方法の別の長所は、混合演算子がもはや結合的ではないので（それは依然として線形である必要がある）、ピーク検出等の操作は可能であることである。

【0021】

先行する実施例と同様に、この更なる実施例のメモリ及び処理要件は混合されるフレーム数とは独立している。しかしながらより高い出力率は、処理要件に関する同時発生的な増大を伴って、図5での破線で示されるようにアキュムレータの追加によって達成され得る。成分画像を混合する更に別の代替例は、帰納的なIIRフィルタのアーキテクチャを利用することである。混合データの何等かの断片の帰納的なフィードバックは混合画像に制御可能な残像を提供する。このIIRフィルタは、入力データの2つのソースを有する画像アキュムレータとして構成され得て、そのソースの一方が新しい成分画像データであり、他方がアキュムレータによって作り出された混合画像の重み付けされた部分である。

【0022】

容積画像レンダリング・プロセッサ40は、様々なやり方で空間的に混合された容積画像データの3D表示を創り出すべく動作可能である。このプロセッサはその容積上又はその容積内の面を描写し、組織又は脈管構造の面レンダリングを提供できる。容積データは、画像データの一連のスライスとして又は容積ブロックとして提供され得る。画像は容積画像データを通過する任意の平面から形成されて、合成されたスライス画像を創り出し、マルチ-プレーナ・リフォーマッティングとして知られる3次元技術である。容積データを提供する1つの好適なやり方は、動き視差として知られるレンダリング形態である。図6は、身体の容積領域から取得された一連の画像スライス $120_1 \sim 120_n$ を図示している。この例において、各画像は3つの成分画像の混合画像である。成分フレーム 120_{1A} 、 120_{1B} 、 120_{1C} が、視認者に最も近い混合画像 120_1 用に表示されている。容積画像データは多数の投影線によって平面140上に投影されており、それら投影線の内の1つが投影線130として示されている。投影平面140に対するピクセルは、所定の態様で、投影線130に沿って画像データを蓄積すること

によって作り出される。投影線に沿った画像データは、例えば、投影線に沿った最大、中間又は平均強度を合算、積分、又は、検出することによって蓄積され得る。このプロセスは、ピクセルが全投影平面に対して決定されるまで、複数の平行し且つ空間的に別個の投影線 130 に対して繰り返される。投影平面は、用いられた特定の投影線方向から見た容積データを表す。このプロセスが、各特定の投影線方向における一連の投影平面を作るために繰り返される。投影線方向を漸進的に増大又は減少する順番で投影平面が迅速な順序で表示されると、容積領域が視認者前に 3 次元で回転するように現れる。システム・コントローラによって供給されるレンダリング・パラメータを調整することによって、視認者は、例えば、より強い強度で若しくはより弱い強度で、又は、より不透明性で若しくはより弱い不透明性で、組織又は脈管構造をレンダリングする選択肢を有し、視認者がその容積内部で又はその容積を通して見ることを可能とすると共に、その容積領域内部の面、構造、又は流れを試験することを可能とする。

【0023】

図7は、本発明に従った空間的に混合された容積画像データを取得するための1つの技術を図示している。アレイ変換器12を含むプローブが、矢印150によって示されたz方向へ容積領域上を移動させられる。アレイ変換器は、1D（方位角操舵だけの単一行）アレイ、1.25Dアレイ（仰角次元の電子合焦なしの多重行）、1.5Dアレイ（電子合焦されるが、仰角次元に操舵されない）、1.75D（制限された三次元操舵を伴う大きなピッチ・アレイ）、又は、2Dアレイ（広範な三次元操舵を伴う微細ピッチ・アレイ）であり得る。プローブが移動させられると、空間混合画像フレーム $120_1 \sim 120_n$ が迅速に続いた混合画像のための成分フレームA, B, Cをスキャンすることで取得される。図7は、各成分フレームにおける各スキャンラインが平行し、フレーム毎に異なる角度である操舵された線形成分フレームの使用を図示している。成分フレームは、図7aに図示されるように径方向に操舵されたスキャンラインをそれぞれが含むオフセットされたセクター・フレーム 122_A , 122_B , 122_C でもあり得る。また理解して頂けるように、増大された数の成分フレーム、それ故の増大された数の視認方向は空間混合画像を改善することとなり、各画像に対して適切な数の

成分フレームは9又はそれ以上までに範囲が及ぶことができることである。連続的なプローブ位置での迅速に続いた混合画像に対する成分フレームの取得によって、動き的なぶれの効果が著しく低減されるが、それは1つの成分フレームから次の成分フレームまで動き的な効果が殆どないからである。加えて、画像の成分フレームは全て本質的には同一プローブ位置を基準としているので、個別の混合画像の成分フレームを位置合わせする必要性は殆どない。矢印150に沿ってのプローブの単一掃引が完了すると、スキャンされた容積領域の一連の空間混合画像平面は取得され、所望の3D表示フォーマットへの容積レンダリングの準備が整う。

【0024】

図7のスキャニング技術は所望であればフリーハンドで実行可能である。即ち、プローブを比較的安定した速度で移動することによって、z（スキャニング）方向の間隔を画像形成する画像は相対的に均一であり得て、満足行く3D画像の作成を可能としている。更にフリーハンドでのスキャニングの効果の詳細は再発行米国特許第36,564号に見出され得る。代替的には、もし解剖組織上の精密3D画像が所望されれば、成分フレームがプローブ位置の測定から取得をトリガーすることによってz方向への正確な間隔増分で取得され得る。これは、米国特許第5,529,070号で説明されているようにプローブに結着された位置センサによって、又は、当業界で知られているような様々なスキャニング機構及びジグによって、米国特許第5,127,409号に説明されているようなドブラー方法を用いて為され得る。プローブ位置の測定から取得をトリガーすることによって、定量化及び測定に適合する容積データが作り出され得る。理解して頂けるように、プローブ移動の経路150は凹次元又は凸次元の何れかにおいて湾曲又は弓状であることが可能である。もし移動経路が凹状であって、成分フレームがスキャンされる容積領域内において相互に交差する場合、追加的な空間混合が提供されることになる。

【0025】

図8a及び図8bは、プローブが容積領域にわたって掃引される際に空間混合が二次元で実行される場合の他のスキャニング技術を図示している。この技術は

、方位角（ AZ ）方向及び仰角（ EL ）方向の両方においてビームを電子的に操舵することができる二次元アレイ変換器212を用いる。変換器212を含むプローブが矢印250によって示される z 方向へ移動させられると、成分フレームが2つ又はそれ以上の平面配向で空間混合のために取得される。図示の例において、一連の混合画像は $x-y$ 平面と平行すると共に、 $x-y$ 配向に対して傾斜した平面配向で作られ出される。これは、矢印250のスキニング方向に沿っての3つの異なる位置 220_1 、 220_2 、 220_3 に対して図8aに図示されている。位置 220_1 で、多重成分フレームが変換器アレイの平面と直交する角度 0_1° で取得される。これら成分フレームは結合されて、 0° 配向での空間混合画像を作り出す。ビームを仰角次元で操舵することによって、別の組の成分フレームが $-\theta$ 配向で取得されて、 220_1 位置を基準とした $-\theta$ 配向での第2の空間混合画像を作り出す。次いでビームは仰角的に $+\theta_1$ 配向まで操舵されて、該 $+\theta$ 配向での空間混合画像の作成のための第3の組の成分フレームを取得する。よって、各画像平面は、異なる視認方向の混合画像情報を含み、3つの画像平面の各々はスキャンされる容積内におけるそれ自体の独自平面方向で観察される。異なる平面配向で多重空間混合画像を取得するこのプロセスは、例えばプローブ箇所 220_3 に対する平面配向 $-\theta_3$ 、 0_3° 、 $+\theta_3$ によって示されたように、二次元アレイ・プローブがスキャンされる際の連続的な位置で繰り返される。スキャンが完了すると、3組の混合画像が3つの平面配向でスキャンされた容積にわたって取得される。よってその容積内のターゲットは、より大きな容積空間混合のための多重次元での視認方向によって尋問される。

【0026】

理解して頂けるように、図8a及び図8bの技術は一次元アレイ・プローブによって手動で3回掃引することで実行され得て、1回目が前方（ 0° ）に真っ直ぐ配向されたプローブ・ビームであり、2回目が $-\theta$ 配向へ傾けられたプローブであり、3回目が $+\theta$ 配向へ傾けられたプローブである。この3回掃引スキャンは単一掃引を相当に上回る掃引を必要としているので、それは移動せず且つプローブの掃引間に移動することない静止状態での解剖に対してより好ましい。プローブ位置センサの使用によってか又は画像データ相関等の分析技術によってかの何

れかで、各掃引からのデータ・セットの三次元的位置合わせが一般に必要とされている。

【0027】

先行する例における変換器スキャニング経路150, 250, 350が直線経路として示されている一方、理解して頂けるように、それら経路が次元又はそれ以上で湾曲させられて、身体の湾曲容積領域をスキャンする。

【0028】

図9は、空間混合画像を取得すべくプローブが複数の異なる方向に掃引される別のスキャニング技術を図示している。例えば、線形アレイ12を具備するプローブは方向350₂に掃引されてから方向350₄に掃引され得て、2組の直交平面次元での容積の空間混合画像を取得する。他の掃引方向350₁及び350₃が示すように、プローブは付加的な方向へ掃引され得て、付加的な平面配向での空間混合画像を取得する。好ましくはこのスキャン技術は、相対的に静止状態の解剖構造に対して利用され、画像データの三次元位置合わせによって達成される。

【0029】

図10は、楔形状容積400が円弧状にプローブ変換器を移動することによってスキャンされる別のスキャニング技術を図示している。プローブ変換器が円弧450によって示される方向へ揺動されると、一連の成分画像はスキャン面が容積領域を通して扇形に散開させられるに連れて取得される。この容積空間混合スキャンが単一掃引で実行されるので、先行する技術の幾つかに対して記載された静止状態解剖構造又は位置合わせ処理に拘束されない。図10はプローブ変換器付近の楔の先端で発散する楔形状容積を図示している一方、プローブ変換器は代替的には該変換器から遠隔の線で収束する円弧状に掃引され得る。この収束スキャンにおいて、個別混合スキャン平面は他のスキャン平面と直交するように方向付けされ得て、空間混合の度合いを増大している。

【0030】

図11は、プローブ変換器アレイがピボット点回りに旋回させられる別の技術を図示している。好ましくはこのピボット点は変換器アレイの中心Cである。プローブが旋回すると、画像平面は真っ直ぐな側面又は傾斜側面を伴う近似的な円

筒状容積500を掃引する。成分画像は、プローブが回転させられながら取得され、混合されて、ピボット軸回りの異なる角度位置で空間混合画像を形成する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の原理に従って構成された超音波診断画像形成システムのブロック線図を図示する。

【図2】図1の空間混合プロセッサの好適具現化例のブロック線図を図示する。

【図3】フレーム・メモリ及び混合画像アキュムレータを具備する空間混合プロセッサのブロック線図を図示する。

【図4】部分的に合算した混合画像に対して動作するアキュムレータを用いる第2の空間混合プロセッサのブロック線図を図示する。

【図5】多重混合画像を同時に処理すべく、多数のアキュムレータを使用する本発明の別の実施例のブロック線図を図示する。

【図6】本発明の一実施例で使用に適合する三次元レンダリング技術を図示する。

【図7】本発明の原理に従った異なる視認方向からの容積領域のスキャンングを図示する。

【図7a】本発明の原理に従った異なる視認方向からの容積領域のスキャンングを図示する。

【図8a】容積領域のスキャンング中の多重的交差平面における異なる視認方向から超音波画像データ取得する技術を図示する。

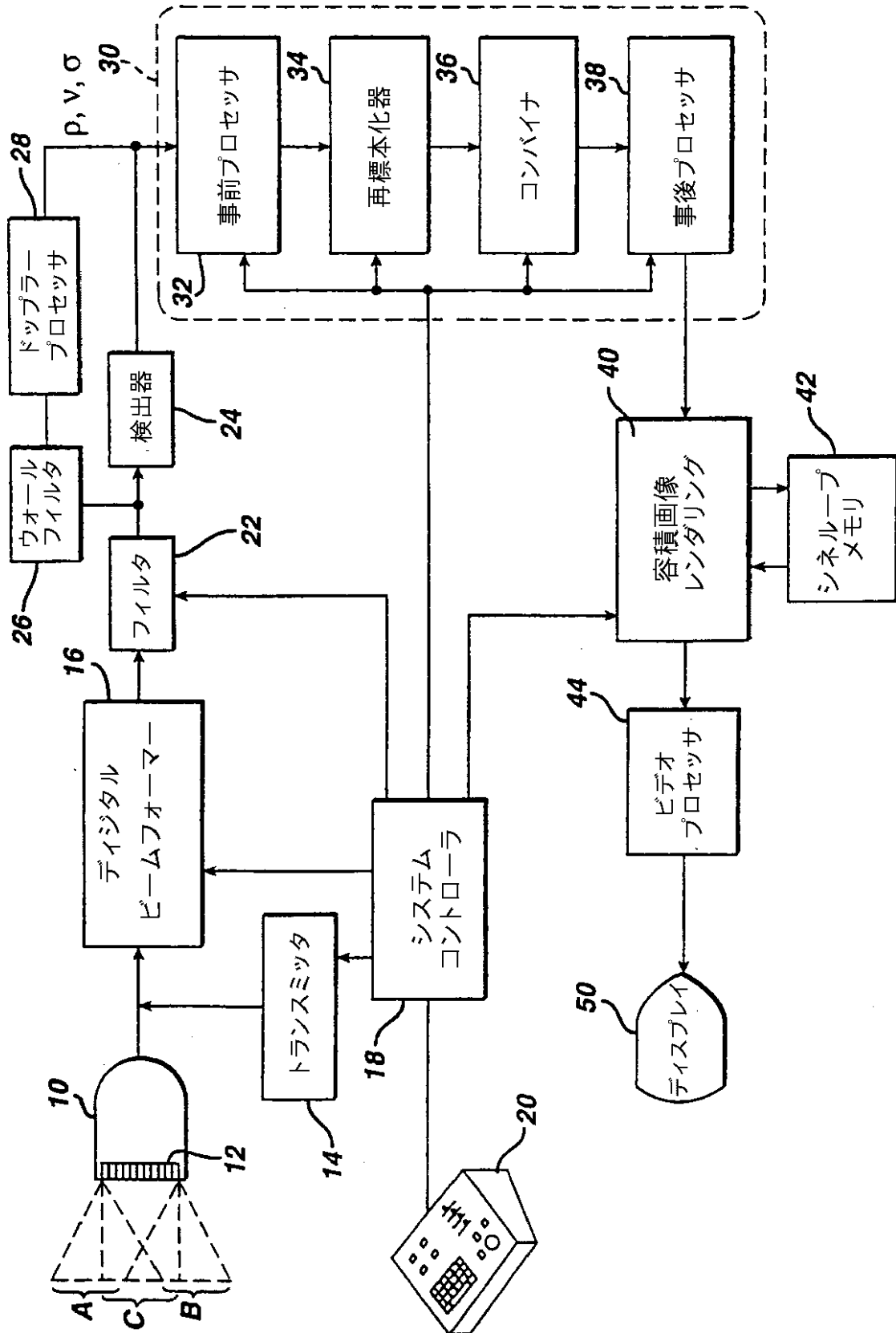
【図8b】容積領域のスキャンング中の多重的交差平面における異なる視認方向から超音波画像データ取得する技術を図示する。

【図9】多数の異なる方向付けが為されたスキャンング掃引による容積領域のスキャンングを図示する。

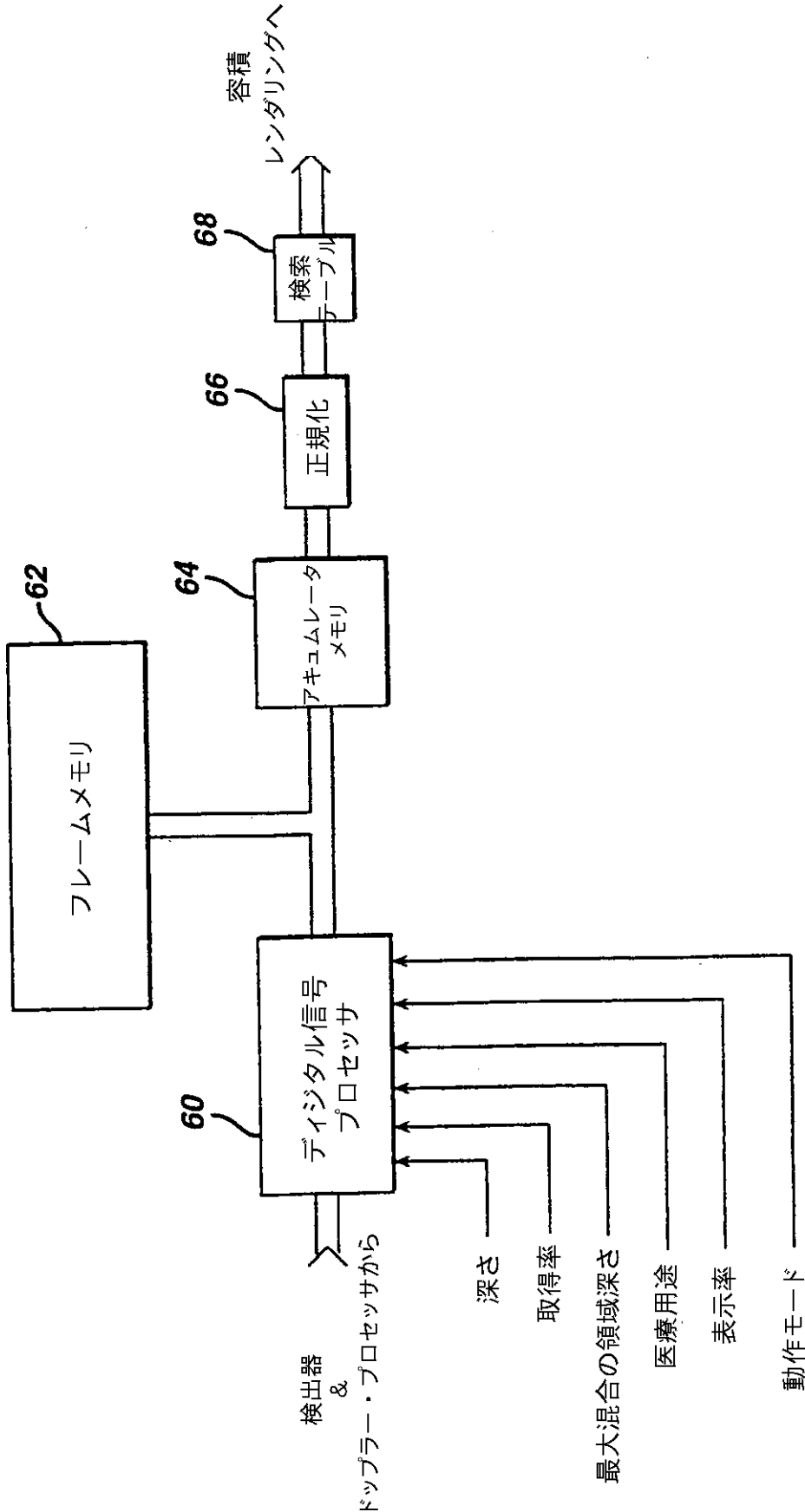
【図10】変換器画像平面の角度付け掃引による容積領域のスキャンングを図示する。

【図11】変換器画像平面の回転による容積領域のスキャンングを図示する

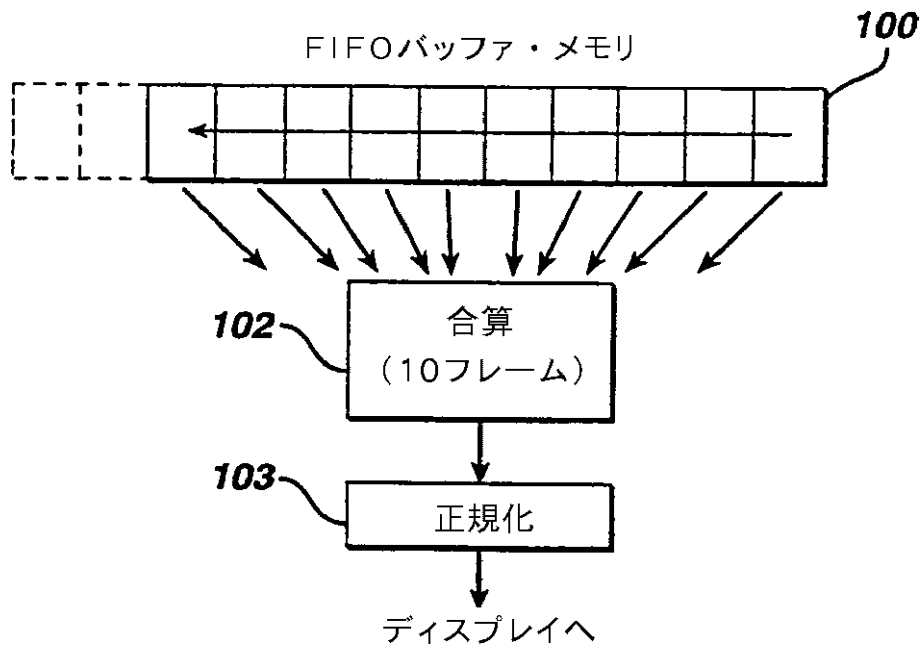
【図1】



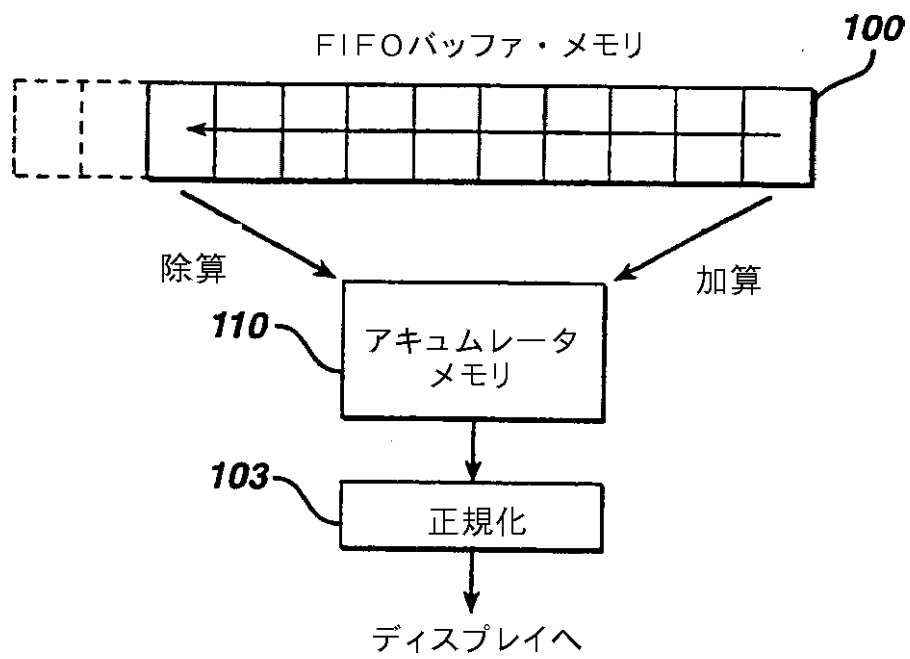
【図2】



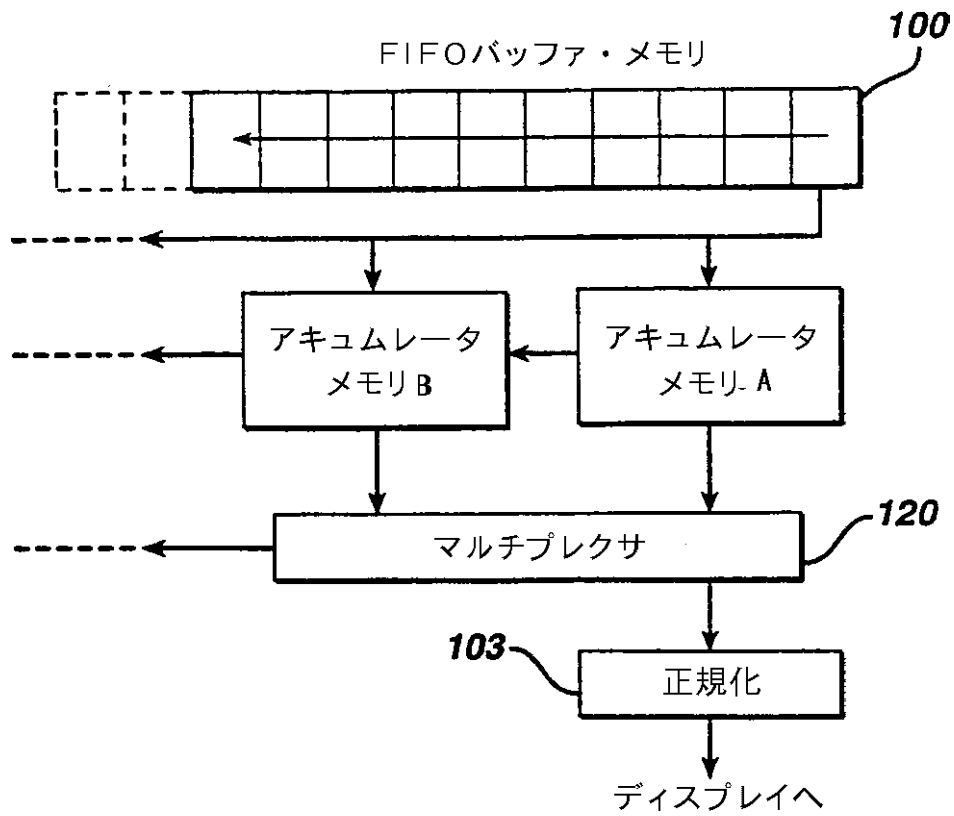
【図3】



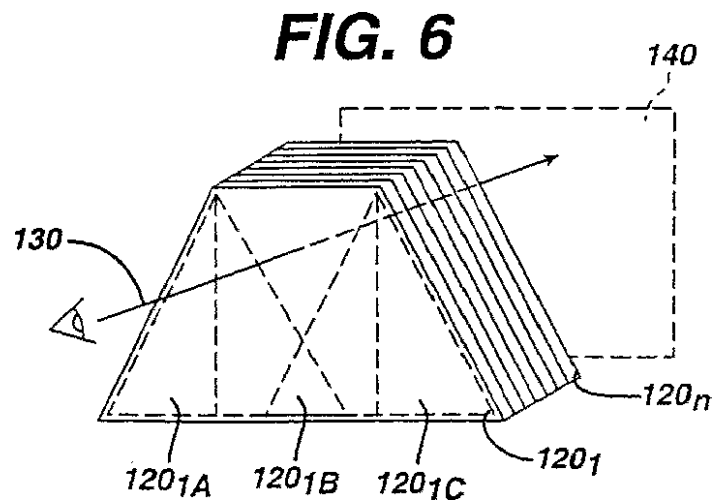
【図4】



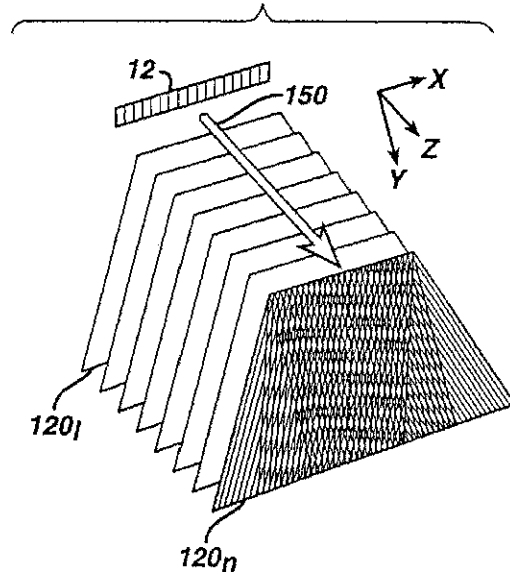
【図5】



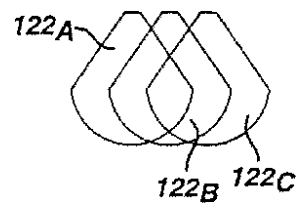
【図6】



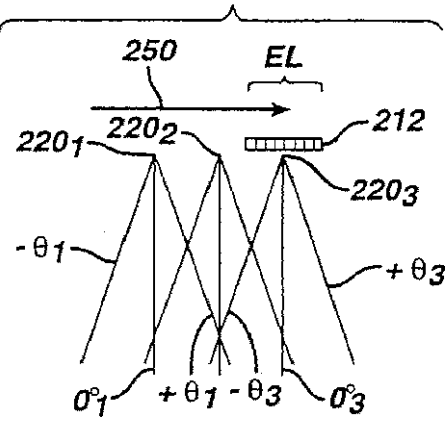
【図7】

FIG. 7

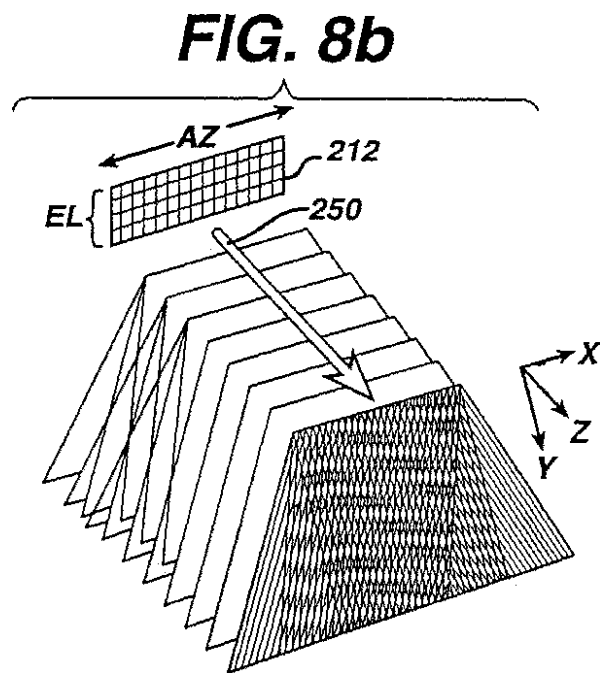
【図7a】

FIG. 7a

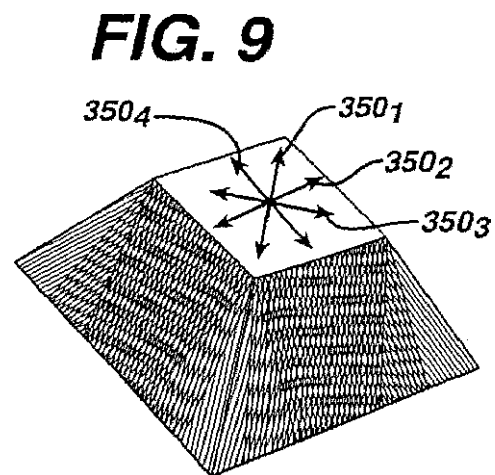
【図8a】

FIG. 8a

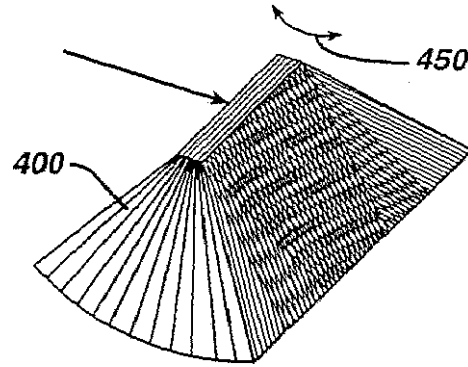
【図8b】



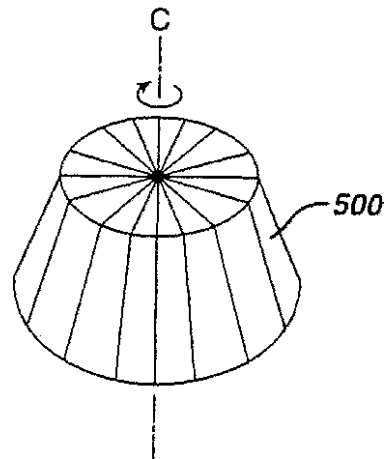
【図9】



【図10】

FIG. 10

【図11】

FIG. 11

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No. PCT/EP 01/02529		
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G01S15/89 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, WPI Data, PAJ, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	EP 0 797 106 A (ADVANCED TECH LAB) 24 September 1997 (1997-09-24) abstract; figures 1,2,4 page 2, line 38 - line 45 page 4, line 16 - line 37	1-7,10, 16,18,19
Y	ENTREKIN R ET AL: "Real time spatial compound imaging in breast ultrasound: technology and early clinical experience" MEDICAMUNDI, SEPT. 1999, PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, NETHERLANDS, vol. 43, no. 3, pages 35-43, XP002181821 ISSN: 0025-7664 figure 1B	1-7,10, 16,18,19
-/--		
☒ Further documents are listed in the continuation of box C. ☒ 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 *G* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 2 November 2001		Date of mailing of the international search report 13/11/2001
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5816 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

International Application No.
PCT/EP 01/02529

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JESPERSEN S K ET AL: "ULTRASOUND SPATIAL COMPOUND SCANNER FOR IMPROVED VISUALIZATION IN VASCULAR IMAGING" 1998 IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM PROCEEDINGS, SENDAI, MIYAGI, JP, OCT. 5 - 8, 1998, IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM PROCEEDINGS, NEW YORK, NY: IEEE, US, vol. 2, 5 October 1998 (1998-10-05), pages 1623-1626, XP000871850 ISBN: 0-7803-4096-5 abstract ----	1,18
A	LEOTTA D F ET AL: "Three-dimensional spatial compounding of ultrasound scans with incidence angle weighting" 1999 IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM PROCEEDINGS, INTERNATIONAL SYMPOSIUM (CAT. NO.99CH37027), 1999 IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM, PROCEEDINGS, INTERNATIONAL SYMPOSIUM, CAESARS TAHOE, NV, USA, 17-20 OCT. 1999, pages 1605-1608 vol.2, XP002181820 1999, Piscataway, NJ, USA, IEEE, USA ISBN: 0-7803-5722-1 * "Introduction", page 1605 - 1606 * abstract; figure 1 ----	1,18
A	US 5 655 535 A (TEO TAT-JIN ET AL) 12 August 1997 (1997-08-12) abstract ----	1,18
A	US 5 653 235 A (TEO TAT-JIN) 5 August 1997 (1997-08-05) cited in the application abstract; figures 1,4 column 1, line 30 - line 44 column 5, line 5 -column 5, line 15 -----	1,18

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/EP 01/02529

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0797106	A	24-09-1997	EP 0797106 A2	24-09-1997
			JP 9262236 A	07-10-1997
			NO 971314 A	23-09-1997
			US 5720291 A	24-02-1998
US 5655535	A	12-08-1997	US 5899861 A	04-05-1999
			US 5782766 A	21-07-1998
US 5653235	A	05-08-1997	NONE	

フロントページの続き

(72)発明者 ジャゴ ジェームス アール
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
F ターム(参考) 4C301 BB13 BB22 BB26 JB29 JC11
KK16
5B050 AA02 BA03 BA09 EA26 FA02
FA06
5B057 AA07 BA05 CA12 CB13 CD14
CH01 CH11 DA16
5J083 AA02 AB17 AC28 AC29 BC02
BD04 BE53 CA12 DA01 DC05
EA14 EA18

专利名称(译)	空间混合三维超声图像		
公开(公告)号	JP2003527178A	公开(公告)日	2003-09-16
申请号	JP2001568107	申请日	2001-03-06
[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	エントレキンロバートアール ジャゴジェームスアール		
发明人	エントレキン ロバート アール ジャゴ ジェームス アール		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89 G06T1/00 G06T17/40		
CPC分类号	G01S15/8993 A61B8/483 G01S7/52053 G01S15/8995 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/00 G01S15/89.Z G06T1/00.290.D G06T17/40.A		
F-TERM分类号	4C301/BB13 4C301/BB22 4C301/BB26 4C301/JB29 4C301/JC11 4C301/KK16 5B050/AA02 5B050/BA03 5B050/BA09 5B050/EA26 5B050/FA02 5B050/FA06 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA12 5B057/CB13 5B057/CD14 5B057/CH01 5B057/CH11 5B057/DA16 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC28 5J083/AC29 5J083/BC02 5J083/BD04 5J083/BE53 5J083/CA12 5J083/DA01 5J083/DC05 5J083/EA14 5J083/EA18		
优先权	09/528339 2000-03-17 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

移动超声探头以扫描身体的体积区域。移动时，将从多个查看方向询问区域内的目标。来自多个观看方向的回波数据被混合，混合以形成空间混合的图像数据，并被处理以三维显示格式显示。

