

(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 - 534074

(P2003 - 534074A)

(43)公表日 平成15年11月18日(2003.11.18)

(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	B 4 C 6 0 1
			5 J 0 8 3

審査請求 未請求 予備審査請求 (全 29数)

(21)出願番号 特願2001 - 586489(P2001 - 586489)

(86)(22)出願日 平成13年5月2日(2001.5.2)

(85)翻訳文提出日 平成14年1月22日(2002.1.22)

(86)国際出願番号 PCT/EP01/04951

(87)国際公開番号 W001/090776

(87)国際公開日 平成13年11月29日(2001.11.29)

(31)優先権主張番号 09/577,021

(32)優先日 平成12年5月23日(2000.5.23)

(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 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヱィ
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 ジャゴ, ジェームズ アール
オランダ国,5656 ア-ア- アインドーフェン,プロフ・ホルストラ-ン 6

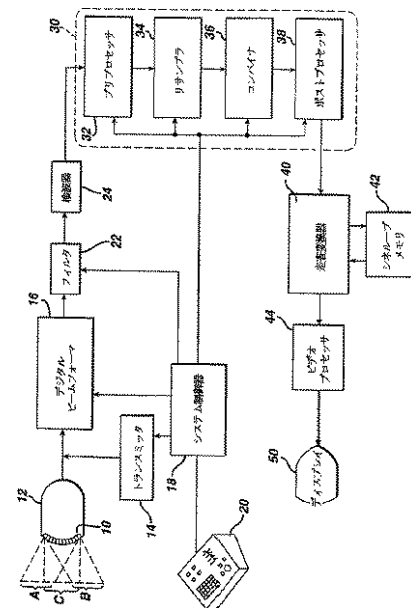
(74)代理人 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 湾曲アレイ走査ヘッドを使用する超音波空間合成

(57)【要約】

本発明の超音波診断撮像システムは、湾曲アレイ走査ヘッドから多数の観測方向において発信されるビームを用いて、空間的に合成される超音波画像を形成するよう使用される。ビームステアリングは、湾曲アレイの曲率と電子ビームステアリングの関数である。ビームは、平行ビームの群でステアリングされるか、又は、アレイのビーム起点に対し共通の角度向きを有する群でステアリングされる。説明される実施例は、ビームフォーミング及びレジストレーション係数の使用、サンプリングの均一性、スペckル減少の均一性、最大合成効果が得られる大きな領域の点で利点を提供する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 空間的に合成される超音波画像を形成する超音波診断撮像システムであって、

湾曲アレイ振動子と、

上記湾曲アレイ振動子に接続され、多数の観測方向から画像フィールド内の点に呼び掛けする電子ステアリングビームを形成するよう上記湾曲アレイ振動子を駆動させるトランスミッタと、

上記湾曲アレイ振動子に接続され、上記発信されたビームに応じてコヒーレントエコー信号を形成するビームフォーマと、

上記ビームフォーマに接続され、多数の観測方向の空間的にレジスタされたエコーを組合せ、空間的に合成された画像信号を形成する信号プロセッサと、

上記合成された画像信号に応じて、空間的に合成された画像を表示する表示装置を含むシステム。

【請求項2】 上記湾曲アレイ振動子は、ビームA₁乃至A_Nからなる第1のビーム群A、ビームB₁乃至B_Nからなる第2のビーム群B、及び、ビームC₁乃至C_Nからなる第3のビーム群Cを発信する請求項1記載の超音波診断撮像システム。

【請求項3】 各群の上記ビームは略平行である請求項2記載の超音波診断撮像システム。

【請求項4】 各群の上記ビームは、上記湾曲アレイ振動子の面における上記ビームの起点に対し、所定のステアリング角を示す請求項2記載の超音波診断撮像システム。

【請求項5】 上記ビームA₁乃至A_Nは、上記湾曲アレイ振動子の上記面に対する垂線に対し角度 θ_1 でステアされ、上記ビームB₁乃至B_Nは、上記湾曲アレイ振動子の上記面に対する上記垂線に対し角度 θ_2 でステアされ、上記ビームC₁乃至C_Nは、上記湾曲アレイ振動子の上記面に対する上記垂線に対し角度 θ_3 でステアされる請求項3記載の超音波診断撮像システム。

【請求項6】 上記角度 θ_2 は、 $-\theta_1$ と等しい請求項5記載の超音波診断撮像システム。

【請求項7】 上記角度 θ_3 は、ゼロ度である請求項6記載の超音波診断撮像システム。

【請求項8】 上記ビームフォーマは、係数値の組を使用して走査線の上記コヒーレントエコー信号を形成し、

上記係数値の組と同一の係数値の組を使用して、1つ以上の走査線の上記コヒーレントエコー信号を形成する請求項7記載の超音波診断撮像システム。

【請求項9】 上記ビームA 1 乃至A N はそれぞれ、上記ビームの起点において上記湾曲アレイ振動子の上記面に対する垂線に対し角度 θ_1 でステアされ、上記ビームB 1 乃至B N は、上記ビームの起点において上記湾曲アレイ振動子の上記面に対する上記垂線に対し角度 θ_2 でステアされ、上記ビームC 1 乃至C N は、上記ビームの起点において上記湾曲アレイ振動子の上記面に対する上記垂線に対し角度 θ_3 でステアされる請求項4記載の超音波診断撮像システム。

【請求項10】 上記ビームフォーマは、係数値を使用して走査線の上記コヒーレントエコー信号を形成し、

同一の大きさの係数値の組を使用して、ビーム群に応じて形成される走査線群の各走査線の上記コヒーレントエコー信号を形成する請求項2記載の超音波診断撮像システム。

【請求項11】 群の各ビームは、上記湾曲アレイ振動子の上記面に対し略同一の入射角を示す請求項2記載の超音波診断撮像システム。

【請求項12】 群の各ビームは、略同一のグレーティングローブパフォーマンスを示す請求項2記載の超音波診断撮像システム。

【請求項13】 各群の上記ビームは、均一な角度間隔で配置される請求項2記載の超音波診断撮像システム。

【請求項14】 上記ビームフォーマは、走査線に沿って上記湾曲アレイ振動子の開口によってエコー信号を形成し、

上記走査線上の点に呼び掛けするよう使用される上記開口の中心は、深度の関数として線形に離れる請求項1記載の超音波診断撮像システム。

【請求項15】 上記開口は、深度の関数としてその寸法が増加する請求項14記載の超音波診断撮像システム。

【請求項16】 上記信号プロセッサは係数を使用して多数の観測方向のエコーを空間的にレジスタし、

上記係数は、走査線に依存せずに、深度に依存する請求項1記載の超音波診断撮像システム。

【請求項17】 空間的に合成される超音波画像を形成する超音波診断撮像システムを使用する方法であって、

湾曲アレイ振動子からステアされるビームによって、多数の観測方向から画像フィールドにおける点に呼び掛けし、上記ビームは、上記湾曲アレイ振動子の曲率と電子ビームステアリングとの組合せによってステアされる段階と、

上記多数の観測方向における上記点から受信されるエコーからビームフォーミングする段階と、

上記多数の観測方向の空間的にレジスタされたエコーを組合せ、空間的に合成される画像信号を形成する段階と、

空間的に合成された画像を表示する段階とを含む方法。

【請求項18】 湾曲アレイ走査ヘッドから多数の観測方向に発信されるビームによって空間的に合成される超音波画像を形成するよう、請求項1乃至16のうちいずれか一項記載の超音波診断撮像システムを使用するための命令の組を含むコンピュータプログラムプロダクト。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

本発明は、超音波診断撮像システムに係り、より詳細には、ドプラ信号情報の空間的に合成された画像を形成する超音波診断撮像システムに関する。

【0002】

米国特許出願番号09/335,058に、超音波診断画像のリアルタイム空間合成を行う装置及び方法が説明される。空間合成とは、多数の視点又は角度から得られる所与のターゲットの多数の超音波画像が単一の合成画像に組み合わせられる撮像技術であり、これは、各角度から得られるデータを合成画像の各点において組合せることによって（例えば、線形又は非線形的に平均化するか又はフィルタリングすることによって）得られる。合成された画像は一般的に、単一の視点からの従来の超音波画像より低いスペckル、及び、良好な鏡面反射体の描写を示す。

【0003】

構成された実施において、超音波振動子は、多数の異なる視点からターゲットを走査する。例えば、フェーズドアレイ振動子によって幾つかのセクタ画像が連続的に捕捉されることが可能であり、各セクタ画像の頂点は、フェーズドアレイに沿って異なる点に置かれる。第2の例として、ステアドリニアアレイを使用し、ターゲットを一連のビーム群で撮像することが可能である。各群は、アレイの軸に対し異なる角度に向けられる（ステアされる）。どちらの場合においても、受信された画像は、ビームフォーミング及び検波による通常の方法で処理され、メモリに格納される。合成画像を形成するために、画像は空間的に整列され（例えば、共通のビームステアリング基準によって既に整列されていない場合は）、これは、画像データを空間的に相関させることによって行われる。画像内の共通の空間位置は、次に平均化又は加算によって合成され、結果として得られる合成画像が表示される。

【0004】

空間合成によって得られる画質の改善は、異なる観測方向からのエコーの数の関数であり、エコーは、画像フィールドにおける様々な点において合成される。

上述した特許出願では、有限寸法の走査ヘッドアレイは、最大空間合成が生じる画像領域を形成することを説明し、この画像領域は、上述した出願には、最良画質領域(RMIQ)と称している。RMIQは、観測方向の数と、異なる観測方向によって横断される角度範囲の関数である。できるだけ広いRMIQが得られ、且つ、そのRMIQが画像フィールドのほとんどの部分をカバーすることが好適である。

【0005】

本発明の原理によると、空間合成は、湾曲アレイ走査ヘッドを使用して行われる。1つの実施例では、異なる観測方向のビームは、平行な群としてステアされ、それにより、画像走査変換が容易にされる。別の実施例では、異なる観測方向のビームは、アレイの湾曲を利用して半径方向にステアされ、それにより、ビームフォーミング及び画像走査変換が容易にされ、サンプリングの均一性が改善され、RMIQの寸法が改善され、信号対雑音比が改善される。

【0006】

図1を最初に参照するに、本発明の原理に従って構成される超音波診断撮像システムを示す。湾曲アレイ状の振動子10を含む走査ヘッド12は、画像フィールド全体に亘って、点線の矩形及び平行四辺形によって示される異なる角度で、ビームを発信する。図面には、3つの走査線群が示され、A、B、及びCとラベル付けされ、各群は、画像フィールドに対し異なる角度にステアされる。各群において、各ビームは、ビーム中心がそこから延在するアレイ面上の起点の接線に対し異なる入射角を示す。これらの角度は、群の1つの端からもう1つの端まで(見る人の基準点に応じて)次第に増加するか又は減少する。ビームの発信は、トランスミッタ4によって制御され、トランスミッタは、アレイ振動子の各素子の位相調整及び作動時間を制御し、それにより、各ビームをアレイ上の所定の起点から、且つ、所定の角度で発信させる。各走査線に沿って戻ってくるエコーは、そのビームに対する開口アレイのアクティブ素子によって受信され、アナログデジタル変換によってデジタルにされ、デジタルビームフォーマ16に接続される。一般的に各ビームのアクティブ開口は、エコーがより深い深度から受信され、及び/又は、ゾーンフォーカシングによってより深い深度に送信されると動的

に広がる。デジタルビームフォーマは、アレイ素子からのエコーを遅延し且つ合わせ、各走査線に沿っての一連の焦点が合わされた、コヒーレントなデジタルエコーサンプルを形成する。トランスミッタ14及びビームフォーマ16は、システム制御器18の制御下で動作される。システム制御器18は、超音波システムのユーザによって動作されるユーザインタフェース20への制御の設定に応じる。システム制御器はトランスミッタを制御し、所望の角度、所望の発信エネルギー、及び、所望の周波数で、所望の数の走査線群を発信させる。システム制御器は更にデジタルビームフォーマを制御し、使用される開口及び画像深度に対し受信したエコー信号を適当に遅延させ、且つ、組合わせさせる。

【0007】

走査線エコー信号は、プログラマブルデジタルフィルタ22によってフィルタが施され、フィルタは、関心の周波数帯域を画成する。ハーモニック造影剤を撮像する際又はティッシュハーモニック撮像を行う際に、フィルタ22の通過帯域は、送信帯域の高調波を通過するよう設定される。フィルタが施された信号は、検波器24によって検波される。好適な実施例では、フィルタと検波器は、複数のフィルタと検波器を含み、それにより、受信信号は、多数の通過帯域に分割され、個々に検波且つ組合わされて、周波数合成によって画像スペckルが減少する。Bモード撮像では、検波器24は、エコー信号包絡線の振幅検波を行う。ドブラ撮像では、全部のエコーは、画像中の各点に対しアセンブルされ、ドブラシフト又はドブラパワー強度を推定するべくドブラ処理される。

【0008】

本発明の原理によると、デジタルエコー信号は、プロセッサ30内において空間合成によって処理される。デジタルエコー信号は、最初にプリプロセッサ32によって前処理される。プリプロセッサ32は、所望される場合は、重み付け係数によって信号サンプルに前もって重み付けすることが可能である。サンプルは、特定の合成画像を形成するのに使用されるコンポーネントフレームの個数の関数である重み付け係数によって前もって重み付けされることが可能である。プリプロセッサは、1つの重なる画像の端にあるエッジラインに重み付けすることも可能であり、それにより、合成されるサンプル又は画像の個数が変わる移り変わ

りを滑らかにする。前処理された信号サンプルは、次にリサンブラ34においてリサンプリングされてもよい。リサンブラ34は、1つのコンポーネントフレームの推定値を他のコンポーネントフレームの推定値、又は、表示空間の画素とレジストレーションされるよう空間的に再整列することが可能である。

【0009】

リサンプリングした後、画像フレームは、コンバイナ36によって合成される。組合せには、加算、加算平均、ピーク検波、又は、他の組合せ手段が含まれてよい。組み合わせられるサンプルも、この処理のこの組合せの段階の前に重み付けされてよい。最後に、ポストプロセッサ38によって後処理が行われる。ポストプロセッサは、組み合わせられた値を表示範囲値に正規化する。後処理は、ルックアップテーブルによって最も容易に実行されることが可能であり、同時に圧縮、及び、合成値の範囲を、合成画像の表示に好適である値の範囲にマッピングすることが可能である。

【0010】

合成処理は、推定データ空間又は表示画素空間において行われ得る。好適な実施例では、走査変換は、走査変換器40によって合成処理の後に行われる。合成画像は、推定値又は表示画素形式のいずれかでシネループメモリ42内に格納される。推定値形式で格納されると、画像は、表示のためにシネループメモリから再生されるときに走査変換され得る。走査変換器とシネループメモリは、米国特許第5,485,842号及び第5,860,924号に説明されるように空間的に合成される画像の3次元表現か、又は、連続的に捕捉され、横の寸法において部分的に重なる画像を重ねることによる長くされた視野のディスプレイを可能にする。走査変換の後に、空間的に合成された画像は、ビデオプロセッサ44によって表示されるよう処理され、画像ディスプレイ50上に表示される。

【0011】

図2は、図1の空間合成プロセッサ30の好適な実施を説明する。プロセッサ30は、1つ以上のデジタル信号プロセッサ60によって実施されることが好適であり、信号プロセッサは、画像データを様々な方法で処理する。デジタル信号プロセッサ60は、受信した画像データに重み付けし、例えば、フレーム毎に空

間的に画素を整列させるよう画像データをリサンプリングすることが可能である。デジタル信号プロセッサ60は、処理された画像フレームを複数のフレームメモリ62に案内し、フレームメモリ62は個々の画像フレームをバッファリングする。フレームメモリ62によって記憶可能である画像フレームの個数は、例えば、16フレームといった合成されるべき画像フレームの最大数に少なくとも等しいことが好適である。上記参照された米国特許出願に説明されるように、デジタル信号プロセッサは、画像表示深度、走査線の数又は走査線密度、発信焦点領域、各パルス繰り返し間隔(PRI)の不感時間の長さ、画像線あたりの発信回数、最も合成される領域の深度、臨床への適用、同時モードの個数、関心領域の寸法、動作モード、及び、所与の時点において合成するためのコンポーネントフレームの個数を決定する捕捉レートを含むシステム制御パラメータの変更に応じる。デジタル信号プロセッサは、フレームメモリ62内に格納されるコンポーネントフレームを選択し、アキュムレータメモリ64内で合成画像として組み合わせる。アキュムレータメモリ64内で形成される合成画像は、正規化回路66によって重み付けされるか又はマッピングされ、その後、所望される表示ビット数に圧縮され、更に、所望される場合には、ルックアップテーブル(LUT)68によってリマッピングされる。完全に処理された合成画像は、次にフォーマッティング及び表示のために走査変換器に送信される。

【0012】

デジタル信号プロセッサ60は、画質を改善するが、その一方で、許容範囲のリアルタイム合成画像フレームレートを依然として供給するよう合成されるべきフレームの数を決定する。コンポーネントフレームの数を増やすことによって、合成画像の画質が比例して又は無限に増加するわけではない。従って、空間合成走査において画質を改善するべく有用に使用可能であるフレームの実際的な最大数があり、各フレームはそれぞれが最小角でステアされる。この数は、振動子設計及びアクティブ開口径によって大きく異なることが可能であるが、大きい受け角及び小さいアクティブ開口を有するアレイに対し、各合成画像につき最大で16のコンポーネントフレームが可能である。フレームの最大有用数は、また、関心の組織内におけるスペックルと異方性散乱の混合、従って、臨床への適用に

も依存する。

【0013】

図3は、本発明の原理による湾曲アレイ振動子の第1の合成走査形式を示す。湾曲アレイ振動子は、図解を簡単にするために1Dアレイとして示すが、1.5Dアレイ、1.75Dアレイ、又は2Dアレイであってもよい。湾曲アレイ振動子10は、左端の素子10₁から右端の素子10_nまでの弧状に延在するn個の素子から構成される。弧は、所望される適用に応じて、きつく湾曲されても、緩く湾曲われていてもよい。この実施例では、湾曲アレイは、3つの観測方向にビーム群を発信し且つ受信する。ビームA1乃至ANから構成されるビーム群は、アレイ面の中心に対し垂直な線に対し+ の角度で方向付けられる。ビームB1乃至BNから構成されるビーム群は、上記と同一の線に対し- の角度で方向付けられる。ビームC1乃至CNから構成されるビーム群は、上記と同一の線に対し0°の角度で方向付けられる。各群のビームNの数は同一であるか又は群によって異なってもよく、アレイ素子nの個数より多いか、等しいか、又は少なくともよい。各群のビームは平行であり、各ビームの、アレイ面上のビーム起点との入射角が漸次変わるので、各群の最も内側のビーム(群BのB1、群AのAN、及び、群CのC(N/2))から進むにつれて離隔距離が増加する。従って、発信及び受信ビームフォーミングに使用される時間遅延及び重み付け係数は、各群に亘って走査線毎に漸次変わる。この実施例では、ビームフォーミングが容易となり、なぜなら、走査形式の左右対称性によって、係数及び重み付けを、複数の走査線に対し再利用することが可能となるからである。ビームANとB1は、同一のビームフォーミング重み付け及び係数を使用してよいが、逆の順序で使用されなければならない。というのは、ビームANとB1の開口は互いの鏡像だからである。同様に、ビームC1とCnも鏡像であり、同一の係数及び重み付けを使用することが可能である。構成された実施例では、鏡像関係とは、同一の大きさの値を異なる走査線に対し使用してもよいが、異なる符号で使用するを意味する。この左右対称性による利点は、群A及びBのそれぞれ全体において互いにあり、また、群Cの2つの半分に対しある。

【0014】

図3の合成走査形式では、画像フィールドの中心に略三角形の領域70の、3つの観測方向全てに走査されるRMIQを有する。この領域は、左端において走査線B1によって、右端において走査線ANによって、上部において湾曲アレイ10によって境界付けられる。従って、この三角形の領域は、空間合成の最大の効果を示す。

【0015】

図4は、本発明の原理による第2の合成走査形式を示す。この実施例では、アレイ面の起点に共通する向きを有する観測方向を使用する。図4のビームは、3つの群にまとめられる。即ち、中間ビームAi、Aj、及びAkを含むA1乃至ANの群、中間ビームBi、Bj、及びBkを含むB1乃至BNの群、及び、C1乃至CNの群である。A1乃至ANの群の各走査線は、アレイ面の走査線の起点に対し同一の入射角を有する。図示される実施例では、入射角は、アレイ面に対し垂直な線に対し約+30°であるよう示される。B1乃至BNの群の各走査線は、同一の基準線に対し-30°の入射角であり、C1乃至CNの群の各走査線は、同一の基準線に対し0°の入射角である。

【0016】

この第2の合成走査形式は、多数の利点を提供する。1つの利点は、所与の群の各ビームに対し同一のビームフォーミング時間遅延及び重み付け係数を使用することが可能であることであり、これは、有限アレイの端のエッジ効果のための通常の許容差が与えられ、ビーム開口は、異なるビームに対しアレイを平行移動されるからである。群Aの各ビームは、発信と受信の際に、例えば、+30°の角度にステアされる。群の左右対称性によって、エッジ効果があるとしても、ビームA1に使用される係数及び重み付けは、反映され、例えば、ビームBNに使用することが可能となるというような利点が与えられる。

【0017】

もう1つの利点は、この走査形式によってより広い視野が実現されることである。これは、図3と図4の走査画像フィールドを比較すれば明らかである。

【0018】

もう1つの利点は、改善された信号対雑音パフォーマンス、又は、言い換える

と、図3の実施例と比較するとより大きな有用開口であることである。図4の実施例における最も鋭い入射角は、最も鋭い観測方向角度であり、ここでは 30° である。図3の実施例では、これらの角度は湾曲アレイの弧によってより鋭くされ、このことは図5aに示される。図5aは、図3のアレイの端におけるアレイ素子 10_1 から3つのビーム又は走査線が放出している様子を示す。3つのビームは、群A、B、及びCの他のビームとそれぞれ平行となるようステアされる。図5aに示すように、ビームAは、素子 10_1 の面に対し略垂直(12°)で延在し、従って、比較的有効にステアされ、強く受信されるであろう。しかし、ビームCは垂線に対し 42° の入射角を有し、ビームBは垂線に対し 72° の入射角を有し、ビームステアリング、集束、及び、受信にはあまり寄与しないであろう。入射角が鋭角であるほど、ビームエコーの受信は悪くなる、或いは、別の言い方をすると、その素子によって受信されたエコーのビームフォーミングされた信号に対し寄与が小さく、及び/又は、信号対雑音比が悪くなる。このことは、最も鋭い入射角は 30° である図4の素子 10_1 のビームA、B、及びCに対し比較され、これは、図5aに示す。更に、この説明は、ビーム中心に対してだけのものである。入射角は、素子のアクティブ発信及び受信開口の1つの端ではより鋭くなる。このような高い入射角では、信号強度はかなり弱いか又は雑音が多いので、その素子は発信又は受信開口から除外される。というのは、これらの素子のビームフォーミングへの寄与は、余りにも小さいか又は雑音が多いか、或いはその両方であり、それにより、特にフィールドの浅い深度において、アクティブ開口を制限してしまうからである。

【0019】

図4の実施例のもう1つの利点は、グレーティングローブパフォーマンスであり、これは図5a及び図5bに示される。図5a及び図5bの両方に、ビームBに対し同一のグレーティングローブが示され、グレーティングローブは、主ローブ80と副ローブ81及び82から構成される。グレーティングローブは、画像フィールド内にあまり延出しないことが好適である。図5bが示すように、 30° の角度では、グレーティングローブ80、81、82は、素子 10_1 の前にある画像フィールド内に延在しない。しかし、図5aのビームBは、 72° の入射

角を有し、グレーティングローブ81を画像フィールド内にもたらし、画像パフォーマンスを劣化させてしまう。従って、図4の実施例は、より良好なグレーティングローブパフォーマンスを有するものと見られる。

【0020】

図4の実施例のもう1つの利点は、大きく拡大されたRM IQであり、RM IQとは全ての観測方向に走査される画像フィールドである。図4のRM IQ90は、左端のビームB1の位置から右端のビームANの位置まで延在することが分かる。図示されるように、このRM IQは、図3の実施例の場合における小さな三角形の領域とは異なり、かなり大きな台形、略矩形の領域である。RM IQは、アレイの湾曲をよりきつくすることにより、又は、より浅い観測方向角度を使用することに更に大きくすることが可能である。

【0021】

図4の実施例のもう1つの利点は、より均一な空間サンプリングである。上述したように、ビーム起点がアレイ面に亘って均一に間隔が置かれる場合、走査線密度は、図3の画像フィールドの中心において最も高く、ビーム及び走査線がフィールドの端に向かってより大きく離れるに従って小さくなる。図4の実施例では、ビーム起点の均一な間隔は、各走査群全体に亘って、走査線間の均一な離隔距離をもたらす、これは、ビームA_i、A_j、A_k、B_i、B_j、B_k、C_i、C_j、C_kの角度間隔によって示される。ビームは離れたフィールドでは、走査の放射特性により開くが、均一な角度で間隔が置かれているので、画像フィールドの均一な空間サンプリングを与える。

【0022】

図4の実施例のもう1つの利点は、ビームの開口は、深度の関数として均一に離れ、フィールドの深度に亘ってより良好な合成及び均一なスペckル減少を与える。このことを図6に示す。図6は、走査線SLを示し、そこから、湾曲アレイ振動子10によって異なる観測方向からエコーが受信される。アレイ振動子から近い走査線に沿った深度D₁において、ある点が3つの異なる観測方向からビームb₁、b₂、及びb₃によって呼び掛けされる。ビームb₁は、点D₁から開口A₁の素子によって受信され、ビームb₂は、点D₁から開口A₂によって

受信され、ビーム b_3 は、点 D_1 から開口 A_3 によって受信される。走査線 SL に沿ってより深い深度における点も多数の観測方向からビームによって呼び掛けられ、ビーム受信開口は、エコーがより深い深度から受信されるにつれて大きくなる（即ち、より多くの素子を含む）。従って、大きい開口 A_4 のビーム b_4 と、大きい開口 A_6 のビーム b_6 は、より深い点 D_2 に呼び掛けする。ビーム b_2 は、点 D_2 に呼び掛けするのに使用可能であるが、このより深い深度からの走査線 SL に沿ってのエコーは、大きい開口 A_5 によって受信される。

【0023】

この実施例では、近いフィールド点 D_1 は、3つの比較的小さい開口 A_1 、 A_2 、及び A_3 からのビームによって呼び掛けられ、これらの開口は、例えば、 D_2 といったより深い点が呼び掛けされると、その寸法を A_4 、 A_5 、及び A_6 に成長させる。呼び掛けビームの開口中心は、より深い点 D_n が呼び掛けされるときに深度と共に均一に離れ、この均一性によって、画像の合成効果及び結果としてのスペックル減少に均一性を与える。このことは、数学的に以下の式から始めることによって示すことが可能である。

【0024】

【数1】

$$C = R \left(\phi_B - \sin^{-1} \left(\frac{R \sin \phi_B}{R + r} \right) \right)$$

ただし、 C は、アレイ面に沿っての開口中心の離隔距離であり、 R は、湾曲アレイの曲率半径であり、 ϕ_B は、ビームのアレイ面における交点に対し、ラジアンで示されるビームステアリング角であり、 r は、アレイから呼び掛けされる走査線上の点への範囲である。比較的小さなビームステアリング角に対しては、

【0025】

【数2】

$$C \cong R \left(\phi_B - \left(\frac{R \sin \phi_B}{R+r} \right) \right), \text{ であり、従って}$$

$$C \cong R \phi_B - \frac{R^2 \sin \phi_B}{R+r}$$

$$C \cong R^2 \phi_B + Rr \phi_B - R^2 \phi_B \text{ そして}$$

$$C \cong Rr \phi_B$$

これは、開口の離隔距離Cが、深度rに対し線形に関連することを示す。この線形関係は、本発明のこの実施からより均一なスペckル減少が結果として得られることを意味する。

【0026】

両方の湾曲アレイ走査実施例によって実現される利点は、図7に示されるように、各群の各走査線に対し同一の一連のレジストレーション係数を使用できることである。「Ultrasonic Diagnostic Imaging System with Spatial Compounding of Resampled Image Data」なる名称の米国特許出願番号09/335,160は、空間合成のための2段階の走査変換処理を説明し、この処理により異なる観測方向からのエコーは最初にレジスタされ、次に推定空間内で合成され、次に所望の画像形式に表示空間で走査変換される。この技術の利点は、空間合成動作モードから合成しない撮像との間で切替わる際に、走査変換器の再プログラミングを必要としないことである。走査変換器の視点から見ると、入来画像データは同一に見え、同一の方法で処理される。走査変換器の再プログラミングは必要ないので、ユーザは動作モード間でより迅速に切替えることが可能である。この2段走査変換処理は、本発明の全ての実施例に使用してもよい。図7は、図4の合成走査技術に対しての、2段処理のうちの第1の処理である推定空間におけるレジストレーションを示す。図7では、湾曲アレイ上の起点に対し垂直に方向付けられる群Cの走査線(C1、C2、C3、...、CN)が得られ、等しい範囲(時間)区分を示す印においてデジタルビームフォーマによってサンプリングされる。群Aの走査線(A1、A2、A3、...、AN)は、画像フィールド全体に

亘って共通の入射角で得られ、×印で示される等しい範囲区分でサンプリングされる。ここで、群Aのサンプル(×)は、群Cのサンプル()とレジスタされるべきである。これを行うために好適な方法は、4点補間である。例えば、C2のサンプル102は、4つのAのサンプル202、204、206、及び208によって輪郭が描かれる四辺形の中にある。Cサンプル102の位置におけるAサンプルは、4つの得られたAサンプルから、4点補間、又は、上下若しくは左右補間によって補間され、これにより、4つのAサンプルは、Cサンプル102の位置に対しての近接性に比例して組み合わせられる。この比例組合せは、Aサンプルに重み付けを行い、次にAサンプルを組み合わせることによって達成される。

【0027】

C2走査線を下に移動して、走査線の次のCサンプルの位置106においてAサンプルが補間される。サンプル位置106は、4つのAサンプル202、204、214、及び216によって境界付けられ、これらのサンプルは、位置106におけるAサンプルを補間するために使用される。全ての位置関係が、サンプル102の位置からサンプル106の位置に対し変わっているので、位置106におけるAサンプルを補間するために、4つの重み付け係数の新しい組が使用される。この処理は、走査線に沿って下方向に続けられ、毎回、補間のために(位置に比例する)重み付け係数の適当な組が使用される。

【0028】

しかし、隣の走査線に対しレジストレーション処理が行われる場合に、前の走査線に対して使用された一連の重み付け係数を再利用することが可能である。これは、画像フィールド全体に亘ってサンプルの空間関係が繰り返されていることによる。例えば、走査線C3の位置108におけるAサンプルを補間するためにAサンプル208、210、204、及び212に与えられる重み付けは、前の走査線C2の位置102におけるAサンプルを補間するために前に使用された重み付けと同一の値を有する。レジストレーションのための補間係数は、深度に依存するものであって、走査線に依存するものではなく、従って、走査線毎に同一であることが可能である。このようにして、同一の補間重み付けの組を、各走査線のレジストレーションのために使用することが可能であり、それにより、走査

線毎に重み付け係数を再計算することが必要でなくなる。

【0029】

空間的に合成される超音波画像を形成するために超音波診断撮像システムを使用する方法は、湾曲アレイ振動子からステアされたビームによって複数の観測方向から画像フィールドの点に呼び掛けをし、ビームは、アレイの曲率及び電子ビームステアリングの組合せによってステアされる段階と、複数の観測方向において上記点から受信されるエコーからビームフォーミングする段階と、複数の観測方向の空間的にレジスタされたエコーを組合せ、空間的に合成された画像信号を形成する段階と、空間的に合成された画像を表示する段階とを含む。ビームは、平行ビーム路にステアされてもよい。又は、ビームの第1の群は、アレイ振動子面に沿って異なる点からステアされ、第1の群の各ビームは、それぞれの起点においてアレイ振動子面に対し第1の角度を示してもよく、ビームの第2の群は、アレイ振動子面に沿って異なる点からステアされ、第2の群の各ビームは、それぞれの起点においてアレイ振動子面に対し第2の角度を示す。

【0030】

1つの実施例では、上記の方法は更に、1つ以上の走査線のエコーを、同一の大きさの係数値の組によってビームフォーミングする段階を含む。ビーム群は、均一の角度間隔でステアされてもよい。ビームフォーミングは、開口を使用し多数の観測方向からエコーを走査線上の点に形成してもよく、開口の中心は、深度の関数によって線形に離れ、開口は、深度が増加するに従って大きくなる。

【0031】

1つの実施例では、上記の方法は更に、画像フィールド内における異なる深度でエコーをレジスタする段階を含み、同じ深度にある点は、同一のレジストレーション係数値を使用する。

【0032】

本発明は更に、上述されたように湾曲アレイ走査ヘッドから多数の観測方向に発信されたビームによって空間的に合成される超音波画像を形成するために、超音波診断撮像システムを使用するための命令の組を含むコンピュータプログラムプロダクトに関する。

【図面の簡単な説明】**【図1】**

本発明の原理に従って構成される超音波診断撮像システムを示すブロック図である。

【図2】

図1の空間合成プロセッサの好適な実施を示すブロック図である。

【図3】

本発明の原理による湾曲アレイ振動子の第1の合成走査形式を示す図である。

【図4】

本発明の原理による湾曲アレイ振動子の第2の合成走査形式を示す図である。

【図5a】

図3の合成走査形式に使用されるビーム角を示す図である。

【図5b】

図4の合成走査形式に使用されるビーム角を示す図である。

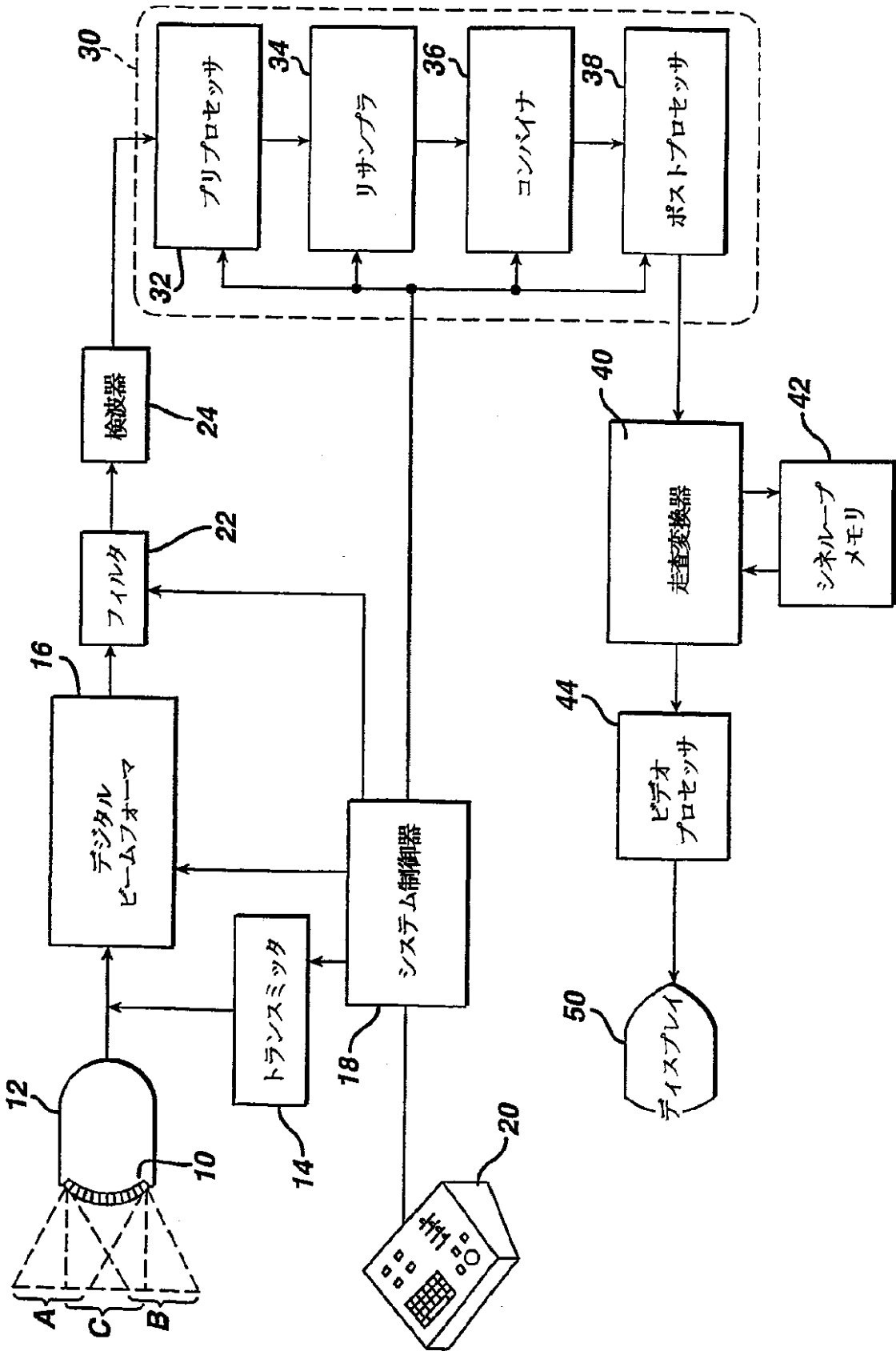
【図6】

画像フィールドの深度に伴う開口の離隔距離を示す図である。

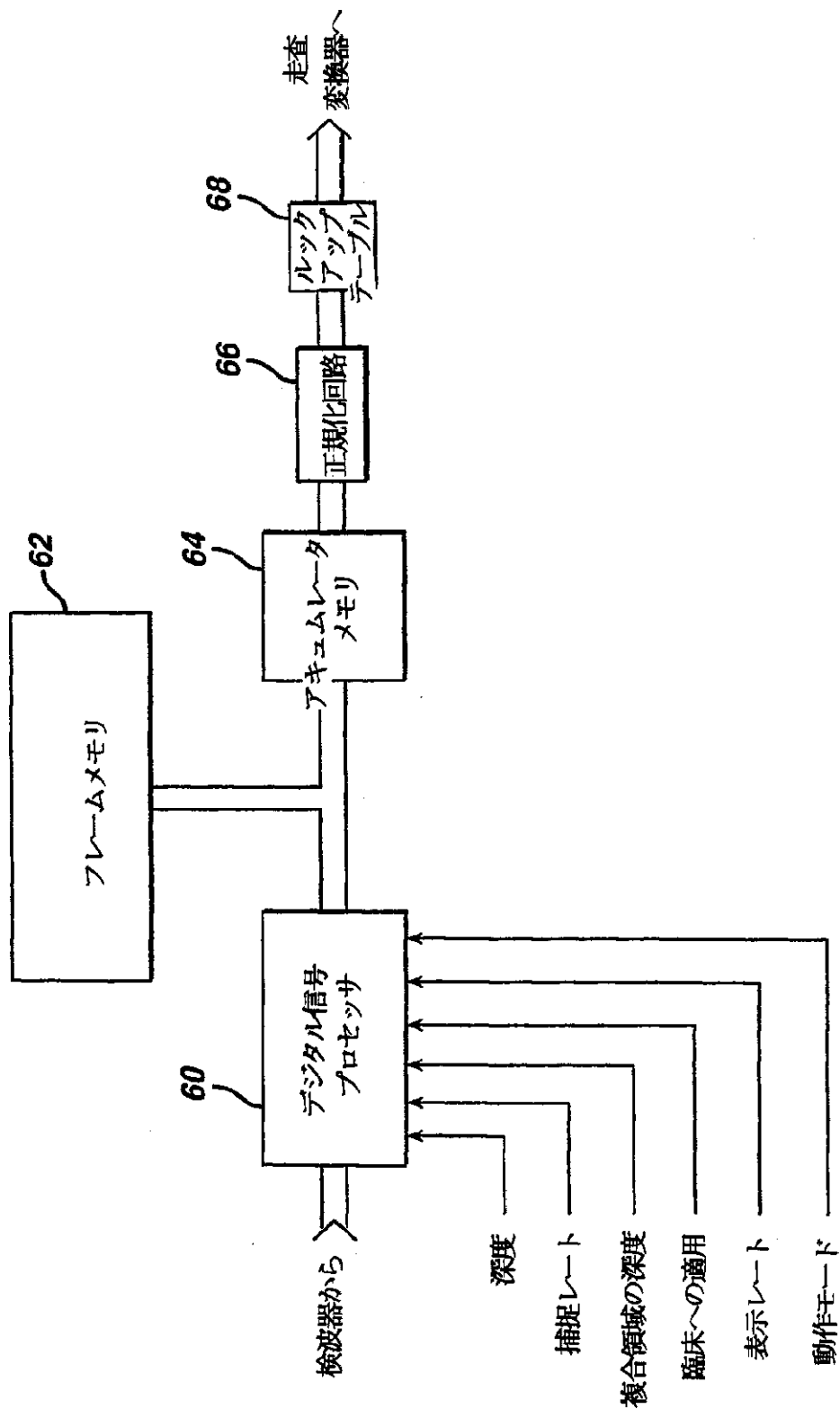
【図7】

図4の合成走査形式を使用することによって実現されるレジストレーション処理効率を示す図である。

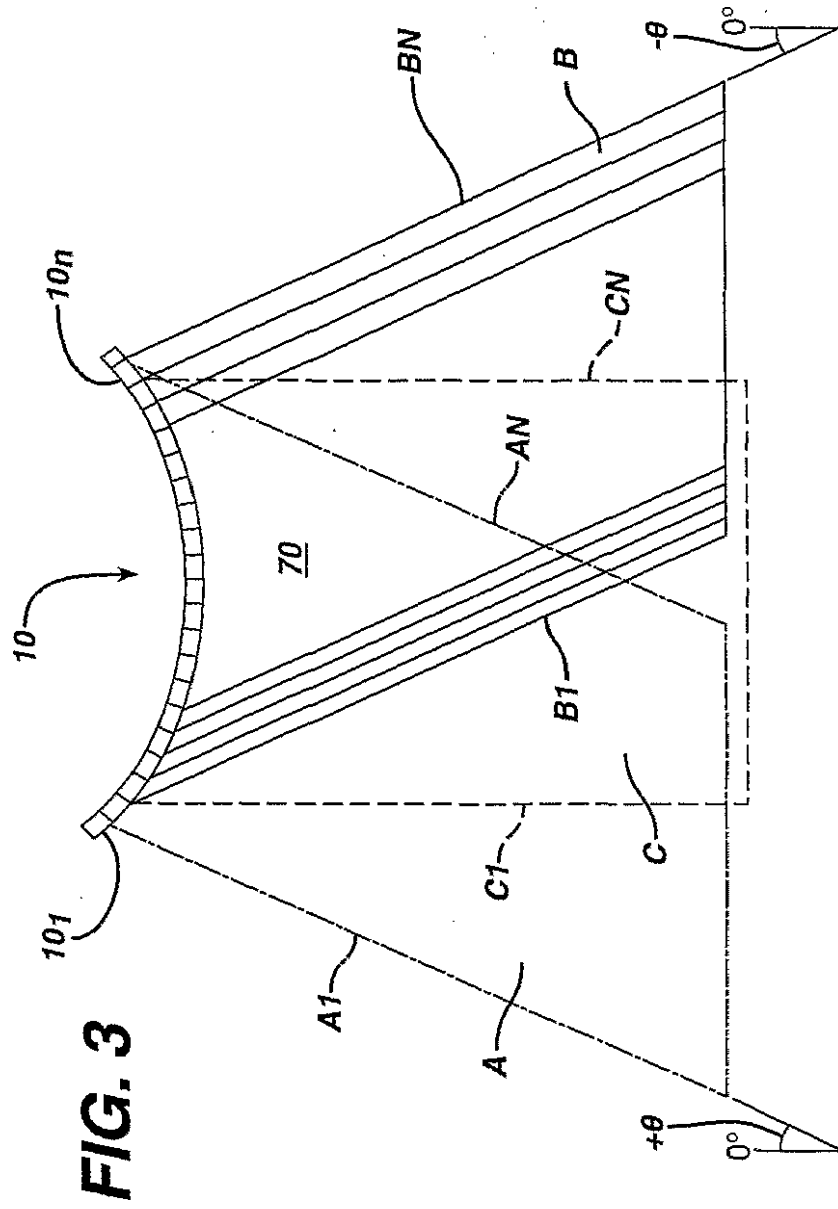
【図1】



【図2】

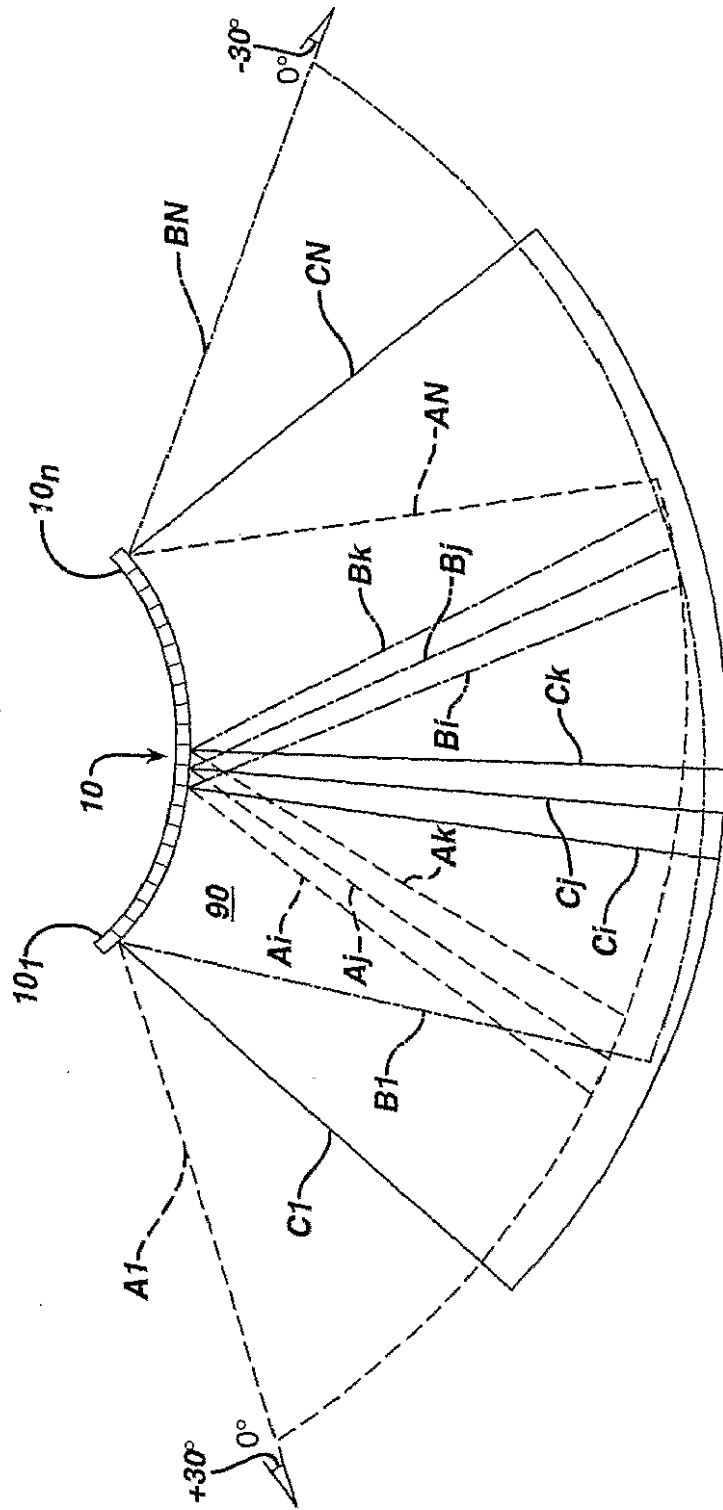


【図3】



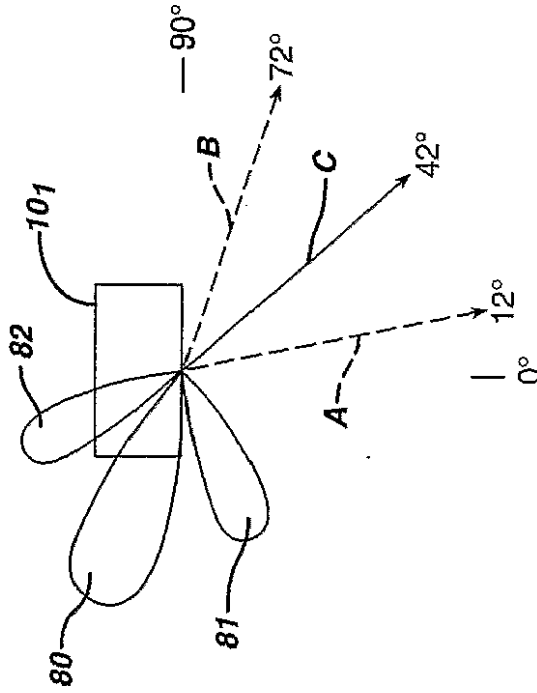
【図4】

FIG. 4



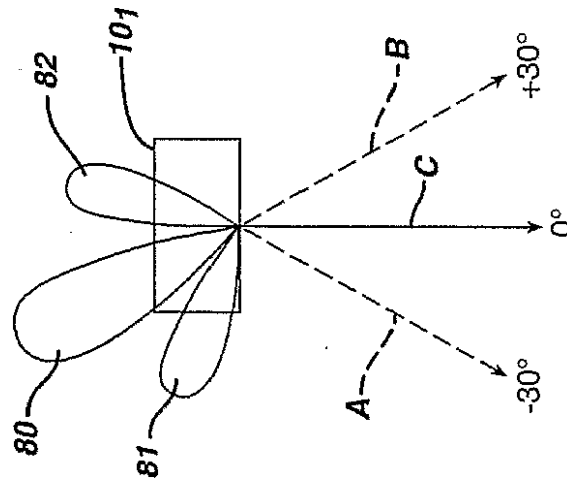
【図5a】

FIG. 5a



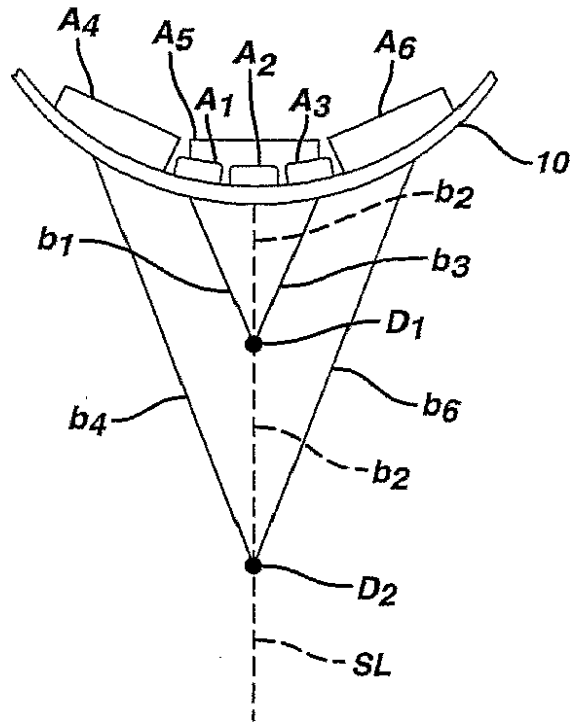
【図5b】

FIG. 5b



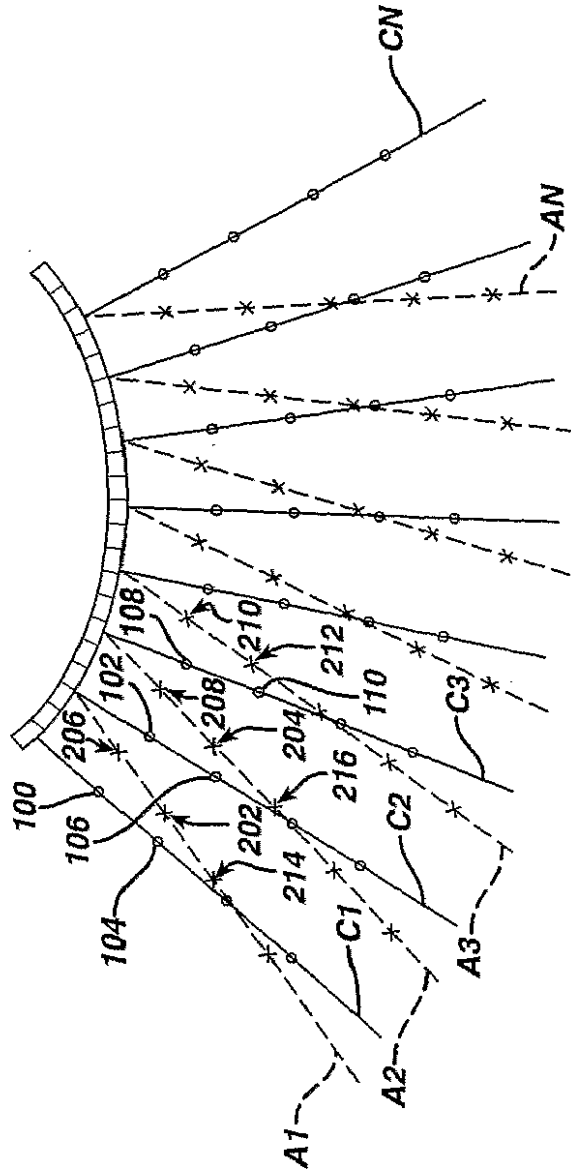
【図6】

FIG. 6



【図7】

FIG. 7



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

		Internal Application No PCT/EP 01/04951
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, 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	US 5 653 235 A (TEO TAT-JIN) 5 August 1997 (1997-08-05) abstract; figures 1,5B column 1, line 30 - line 44 column 3, line 25 -column 4, line 30 column 6, line 31 - line 51	1,17,18 2,3
Y	WO 00 20884 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV) 13 April 2000 (2000-04-13) abstract; figures 1,3A,3B,3C page 6, column 33 -page 7, column 16	2,3
A	US 6 057 632 A (USTUNER KUTAY F) 2 May 2000 (2000-05-02) abstract; figure 5 column 4, line 15 - line 42 column 6, line 35 - line 45 column 7, line 53 -column 8, line 2	1,17,18
-/--		
<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. *B* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 3 December 2001		Date of mailing of the international search report 13/12/2001
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

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/EP 01/04951

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	ENTREKIN R ET AL: "Real time spatial compound imaging in breast ultrasound: technology and early clinical experience" MEDICAMUNDI, PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, SHELTON, CT,, US, vol. 43, no. 3, pages 35-43, XP002181821 ISSN: 0025-7664 figure 1B -----	1,17,18

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.

PCT/EP 01/04951

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5653235	A	05-08-1997	NONE	
WO 0020884	A	13-04-2000	WO 0020884 A1	13-04-2000
			WO 0020885 A1	13-04-2000
			WO 0020886 A1	13-04-2000
			WO 0020887 A1	13-04-2000
			WO 0020888 A1	13-04-2000
			WO 0020889 A1	13-04-2000
			WO 0020890 A1	13-04-2000
			EP 1046057 A1	25-10-2000
			EP 1046058 A1	25-10-2000
			EP 1046059 A1	25-10-2000
			EP 1046060 A1	25-10-2000
			EP 1046061 A1	25-10-2000
			EP 1046062 A1	25-10-2000
			EP 1046063 A1	25-10-2000
			US 6210328 B1	03-04-2001
			US 6283917 B1	04-09-2001
			US 6117081 A	12-09-2000
			US 6224552 B1	01-05-2001
			US 6126598 A	03-10-2000
			US 6126599 A	03-10-2000
			US 6135956 A	24-10-2000
			US 2001014773 A1	16-08-2001
US 6057632	A	02-05-2000	NONE	

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C301 AA02 BB01 BB12 BB14 BB23
BB24 EE04 EE08 EE15 GB06
HH08 HH13 HH15 HH33 JB06
JB29 JB32 JB42 JB45 JC05
LL04
4C601 BB05 BB06 BB07 BB08 BB21
BB27 EE02 EE05 EE12 GB01
GB03 GB04 HH14 HH17 HH22
HH24 HH38 JB01 JB03 JB04
JB05 JB28 JB33 JB34 JB45
JB47 JB55 LL01 LL02
5J083 AA02 AB17 AC12 AC18 AD13
AE08 BA01 BC02 BD02 BD08
BD12 CA01 CA12 DA01 DC05
EA10 EB02

专利名称(译)	利用曲面阵列扫描头进行超声空间合成		
公开(公告)号	JP2003534074A	公开(公告)日	2003-11-18
申请号	JP2001586489	申请日	2001-05-02
[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	ジャゴジェームズアール		
发明人	ジャゴ,ジェームズ アール		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/892 G01S7/52077 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/00 G01S15/89.B		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB01 4C301/BB12 4C301/BB14 4C301/BB23 4C301/BB24 4C301/EE04 4C301/EE08 4C301/EE15 4C301/GB06 4C301/HH08 4C301/HH13 4C301/HH15 4C301/HH33 4C301/JB06 4C301/JB29 4C301/JB32 4C301/JB42 4C301/JB45 4C301/JC05 4C301/LL04 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/BB08 4C601/BB21 4C601/BB27 4C601/EE02 4C601/EE05 4C601/EE12 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/HH14 4C601/HH17 4C601/HH22 4C601/HH24 4C601/HH38 4C601/JB01 4C601/JB03 4C601/JB04 4C601/JB05 4C601/JB28 4C601/JB33 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JB55 4C601/LL01 4C601/LL02 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC12 5J083/AC18 5J083/AD13 5J083/AE08 5J083/BA01 5J083/BC02 5J083/BD02 5J083/BD08 5J083/BD12 5J083/CA01 5J083/CA12 5J083/DA01 5J083/DC05 5J083/EA10 5J083/EB02		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	09/577021 2000-05-23 US		
其他公开文献	JP5324733B2 JP2003534074A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的超声诊断成像系统用于使用从弯曲阵列扫描头沿多个观察方向发射的光束形成空间组合的超声图像。电子束控制是弯曲阵列的曲率和电子束控制的函数。光束以平行光束的组或相对于阵列的光束原点具有共同角度取向的组进行操纵。所描述的实施例在使用波束形成和配准因子，采样均匀性，斑点减少均匀性以及获得最大组合效果的大面积方面提供了优点。

