

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-113794

(P2004-113794A)

(43) 公開日 平成16年4月15日(2004.4.15)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/00

F I

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 23 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2003-330869 (P2003-330869)
 (22) 出願日 平成15年9月24日 (2003. 9. 24)
 (31) 優先権主張番号 259705
 (32) 優先日 平成14年9月27日 (2002. 9. 27)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(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, 5
 621 BA Eindhoven, T
 he 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】 三次元超音波診断画像形成方法及びシステム

(57) 【要約】

【課題】 ビームフォーマに結合されたトランスジューサ素子の二次元アレイによりポリウム範囲を電子的に走査する超音波画像形成方法及び装置。

【解決手段】 ポリウム範囲に超音波エネルギーを送信するためにアレイの素子を動作させる段階と、送信された超音波エネルギーに応じてアレイの素子によりエコー信号を受信する段階と、動作された素子の配列を制限することにより前記ポリウム範囲に対応するビームパターンのサブセットから構成されるサブ部分におけるポリウム範囲をサンプリングするビームを形成する段階と、から構成される超音波画像形成方法及び装置を開示している。

【選択図】 図14a



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ビームフォーマに結合されたトランスジューサ素子の二次元アレイによりボリューム範囲を電子的に走査するための方法であって；

ボリューム範囲に超音波エネルギーを送信するためにアレイの素子を動作させる段階；

送信された超音波エネルギーに応じてアレイの素子によりエコー信号を受信する段階；並びに

動作された素子の配列を制限することにより前記ボリューム範囲に対応するビームパターンのサブセットから構成されるサブ部分におけるボリューム範囲をサンプリングするビームを形成する段階；

から構成されることを特徴とする方法。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の方法であって、ビームを形成する段階は、前記サブセットを選択するために軸方向からみると、円形状のビームパターンにビームを方向付ける手順を含む、ことを特徴とする方法。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の方法であって、ビームを形成する段階は、前記サブセットを選択するために軸方向からみると、楕円形状のビームパターンにビームを方向付ける手順を含む、ことを特徴とする方法。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の方法であって、アレイの素子を動作する段階は送信ビームを送信する手順から構成され、且つビームを形成する段階は全ての送信ビームのための複数の走査線を得る手順から構成される、ことを特徴とする方法。

20

【請求項 5】

請求項 4 に記載の方法であって、ビームを形成する段階は、円形パターン状に空間的に配列された位置において複数の走査線を得る手順から更に構成される、ことを特徴とする方法。

【請求項 6】

請求項 4 に記載の方法であって、アレイの素子を動作する段階は 2 次元アレイが操作ヘッドに設けられることが必要であり且つエコー信号を受信する段階は走査ヘッドにおいてマイクロビームフォーマにより受信されたエコー信号を部分的にビーム形成する手順から更に構成され、ビームを形成する段階は超音波システムに設けられるマルチモードビームフォーマを用いて複数の走査線を得る手順から構成される、ことを特徴とする方法。

30

【請求項 7】

超音波エネルギーのビームをボリューム範囲に送信し且つその代わりに超音波信号を受信するトランスジューサ素子の二次元アレイを含むトランスジューサ；並びに

ボリューム範囲のサブ範囲を空間的にサンプリングするために機能するアレイの素子に結合するビームフォーマであって、ビームパターンはサブ範囲に対応するアレイの幾何学的形における素子のファイアリングを制限することによりビームパターンが得られる、ビームフォーマ；

から構成されることを特徴とする三次元超音波診断画像形成システム。

40

【請求項 8】

請求項 7 に記載の三次元超音波診断画像形成システムであって、ビームフォーマはビームの軸方向からみて N 個の辺からなる多角形状にあるビームパターンにおいてビームを方向付けるために機能し、ここで、N は 6 より小さい整数である、ことを特徴とする三次元超音波診断画像形成システム。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の三次元超音波診断画像形成システムであって、N は 6 に等しい、ことを特徴とする三次元超音波診断画像形成システム。

【請求項 10】

50

請求項 8 に記載の三次元超音波診断画像形成システムであって、N は 8 に等しい、ことを特徴とする三次元超音波診断画像形成システム。

【請求項 11】

請求項 8 に記載の三次元超音波診断画像形成システムであって、N は 10 に等しい、ことを特徴とする三次元超音波診断画像形成システム。

【請求項 12】

請求項 8 に記載の三次元超音波診断画像形成システムであって、N は 12 に等しい、ことを特徴とする三次元超音波診断画像形成システム。

【請求項 13】

請求項 8 に記載の三次元超音波診断画像形成システムであって、ビームパターンが円形に近づくように、N は十分大きい、ことを特徴とする三次元超音波診断画像形成システム。 10

【請求項 14】

請求項 8 に記載の三次元超音波診断画像形成システムであって、ビームパターンが楕円形に近づくように、N は十分大きい、ことを特徴とする三次元超音波診断画像形成システム。

【請求項 15】

請求項 7 に記載の三次元超音波診断画像形成システムであって、ビームフォーマは全ての送信ビームのための複数の走査線を得るマルチラインビームフォーマから構成され、ボリューム範囲は大きいボリューム範囲のサブボリュームであることが可能である、ことを特徴とする三次元超音波診断画像形成システム。 20

【請求項 16】

請求項 15 に記載の三次元超音波診断画像形成システムであって、走査ヘッドは、素子により受信される超音波信号を部分的にビーム形成するために機能するアレイの素子に結合されるマイクロビームフォーマと、超音波システムに走査ヘッドを接続するケーブルと、から更に構成され、マルチラインビームフォーマは部分的にビーム形成される超音波信号に対応して超音波システムに設けられる、ことを特徴とする三次元超音波診断画像形成システム。

【請求項 17】

請求項 16 に記載の三次元超音波診断画像形成システムであって、超音波システムは、補間走査線を形成する部分的にビーム形成された超音波信号に対応する補間器を更に含む、ことを特徴とする三次元超音波診断画像形成システム。 30

【請求項 18】

請求項 16 に記載の三次元超音波診断画像形成システムであって、アレイの素子は八角形状のパッチ状にグループ化され、且つ各々のパッチの素子はパッチにより受信される信号をビーム形成するために機能するマイクロビームフォーマに結合されている、ことを特徴とする三次元超音波診断画像形成システム。

【請求項 19】

請求項 7 に記載の三次元超音波診断画像形成システムであって、アレイの素子は楕円形の詰まったパターン状に配列されている、ことを特徴とする三次元超音波診断画像形成システム。 40

【請求項 20】

請求項 7 に記載の三次元超音波診断画像形成システムであって、アレイの素子は円形の詰まったパターン状に配列されている、ことを特徴とする三次元超音波診断画像形成システム。

【請求項 21】

請求項 7 に記載の三次元超音波診断画像形成システムであって、システムは、少なくとも 1 つの単一のボリューム及び複数のボリュームモードにおいて操作されることが可能である、ことを特徴とする三次元超音波診断画像形成システム。

【請求項 22】

請求項 7 に記載の三次元超音波診断画像形成システムであって、ボリューム範囲は大きいボリューム範囲のサブボリュームであることが可能である、ことを特徴とする三次元超音波診断画像形成システム。

【請求項 23】

請求項 7 に記載の三次元超音波診断画像形成システムであって、トランスジューサは全ての操作モードにおいて送信するために配列されている、ことを特徴とする三次元超音波診断画像形成システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断デジタル画像形成システムに関し、特に、ボリューム画像形成に適用するための超音波診断画像形成システムにおける超音波診断画像形成システムにおけるボリューム獲得のボリューム又はフレームレートの増加に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断の画像品質は、多くの疾病の診断及び処理において超音波診断を不可欠なものにしている。そのためには、獲得、再構成及びレンダリング技術に適用される、例えば、三次元、Bモード、カラードプラ及びパワードプラ等の三次元超音波画像形成技術の開発は、診断画像形成の分野に対する有用な結果を伴い、着実に前進している。

【0003】

三次元超音波画像形成の目的の 1 つは、A a r o n F e n s t e r と D o n a l d B . D o w n e y により “ 3 - D U l t r a s o u n d I m a g i n g ” と題されて学術誌 A R e v i e w I E E E E N G I N E E R I N G I N M E D I C I N E A N D B I O L O G Y , p p 4 1 - 4 9 , N o v . - D e c . 1 9 9 6 に発表されたように、三次元で患者の臓器をよりよく見えるようにする能力を超音波診断に与えるために従来の獲得技術の変わり易さを減少させることである。F e n s t e r と D o w n e y は、呼吸器、心臓及び無意識的な動きによるアーチファクト及び歪みと幾何学的歪みを防止するために、相対的位置及び角のある部分（獲得幾何学構成）が正確に把握されなければならないとする本発明者の見解を支持する立場をとっている。後者は速く且つ適切なゲート制御された獲得を必要とする。そのために、本発明は、二次元のトランスジューサアレイを用いる電子的二次元走査に重点を置くことにする。

【0004】

図 1 は、本発明の原理に従って用いられる超音波診断画像形成システムを示している。トランスジューサアレイ 10 を含む走査ヘッド（交換可能であるトランスジューサ）26 は、ビームフォーマ 36 にケーブル 11 により接続されている。ビームフォーマは、送信ビームの方向を換え且つ焦点合わせする送信のためのトランスジューサアレイの素子に適用される動作信号のタイミングを制御し、送信ビームにより輪郭を描かれる走査線に沿ってコヒーレントなエコー信号を生成するために、トランスジューサ素子から受け取られた信号を適切に遅延させ及び結合させる。ビームフォーマの送信のタイミングは又、心拍の特定な位相を用いて画像獲得を同期又はゲート制御することが所望されるとき、E C G 信号に対応する。ビームフォーマは、ボリュームの範囲に亘って超音波ビームを掃引させるために機械的に動かされるとき、走査ヘッドの位置信号に更に対応し、これにより、ボリューム範囲に関してトランスジューサの方向合わせが適切になされるとき、ビームの送信が可能になる。

【0005】

ビームフォーマの出力は、基本周波数信号及び調和周波数信号の分離のためにパルス反転プロセッサ 38 に結合される。パルス反転プロセッサは当該技術分野において周知であり、米国特許第 5,706,819 号明細書（特許文献 1）及び米国特許第 5,951,478 号明細書（特許文献 2）に説明されている。これらの特許明細書は、交流位相のパルスからのエコーが基本信号から調和コントラスト信号を分離するためにどのように用い

10

20

30

40

50

られることができるかについて説明している。基本信号及びノ又は調和信号は、所望の表示される情報に依存して、Bモード又はドップラ処理がなされることが可能である。ドップラ処理に対しては、信号はフロー静止組織及びフロー運動組織の間で区別することが可能であるウォールフィルタ22に結合される。コントラスト画像形成のための好適なウォールフィルタは、米国特許出願公開第09/156,097号明細書(特許文献3)に説明されているが、調和コントラスト信号分離を実施することが可能である。フィルタリングされた信号は、ドップラのパワー、速度及び変動の評価を行うドップラプロセッサ42に適用される。

【0006】

調和ドップラ信号評価のための好適なドップラプロセッサについては、米国特許第6,036,643号明細書(特許文献4)に説明されている。ドップラ画像形成を汚染する走査ヘッドの動きからもたらされるアーチファクトはフラッシュサプレッサ44により取り除かれる。画像形成の前又は後に、フラッシュアーチファクトを除去するために種々の技術を用いることが可能であり、それらの技術には、米国特許第5,197,477号明細書(特許文献5)に説明されているノッチフィルタ技術、米国特許第5,782,769号明細書(特許文献6)に説明されている最大最小フィルタ技術が含まれる。処理されたドップラ信号はドップラ画像メモリ40に記憶される。Bモード処理がなされた信号は、信号増幅を検出するBモードプロセッサ24に適用される。Bモード処理がなされた信号は組織画像メモリ40に記憶される。

【0007】

Bモード及びドップラ信号は座標変換プロセッサ46に適用される。従来の二次元画像形成に対しては、座標変換プロセッサはスキャンコンバータとして機能し、必要に応じて極座標を直交座標に変換し、補間画像データを用いて受信線間の空間を満たす。走査変換画像は、表示装置100に画像を表示するためのビデオフォーマットに画像情報を入れるビデオプロセッサ70に結合される。画像は又、その機能がユーザに呼び出される場合、ループに記憶するためにCine loop(登録商標)メモリ56に結合される。

【0008】

三次元画像形成が超音波システムにより実施される場合、被走査ボリュームにおける画像情報平面内のドップラ信号及び組織を走査変換するために座標変換プロセッサを用いることが可能であり、三次元データマトリクスに画像データの座標を変換するために座標変換プロセッサを用いることが可能である。好適には、座標変換プロセッサは、座標変換プロセッサにより処理される画像データの三次元表示をレンダリングすることが可能であるボリュームレンダリングプロセッサ50を用いて座標を操作する。

【0009】

組織の三次元画像は、制御パネル又はユーザインタフェース(UIF)を用いてユーザにより選択される組織レンダリングパラメータ54に従ってレンダリングされる。ドップラ情報の三次元画像は、血流レンダリングパラメータ52によりレンダリングされる。これらのパラメータは、三次元画像における組織の透過率の度合いのようなレンダリングプロセスの各々の側面を制御し、それ故、ビューアは組織内部の脈管構造を見ることが可能である。このような能力は、組織及びフローの両者の三次元画像をレンダリングするとき、米国特許第5,720,291号明細書(特許文献7)に記載されているように、重要である。三次元画像を、Cine loop(登録商標)メモリに記憶し、そして動的視差表示において走査ボリュームを表示するために再生することができる。周囲の組織を伴うことのないフローの三次元レンダリングは、米国再発行特許発明第36,564号明細書(特許文献8)に記載されているように、血管の流れの連続性及び血管中の障害物を現すことが可能であり、本発明に従った冠状動脈診断には有用である。

【0010】

冠状動脈を含む心臓のボリューム領域を走査するために、異なるトランスジューサを用いることが可能である。IDアレイ(方位掃引)か又は1.5D或いは1.75Dアレイ(方位掃引及び仰角焦点)のどちらかを、三次元ボリュームにおいてビームを掃引するた

10

20

30

40

50

めに機械的に動かすことが可能である。1.75Dアレイ（方位及び仰角における最小の電子的掃引）又は二次元アレイ（方位及び仰角における十分な電子的掃引）を用いることが可能である。二次元トランスジューサアレイ10を用いた実施形態について、図2に示す。二次元アレイにおける重要な考慮は、超音波システムにプローブを接続するために用いられるケーブルワイヤの数である。ケーブル導体の数、従ってケーブルのサイズを減少させるために種々の方法を用いることができ、この中には、超音波システムへのワイヤレス接続、プローブにおけるマイクロビーム形成、デジタル又はアナログタイミング多重化、スパース行列及び送信/受信マルチプレクサの使用等が含まれる。1つの解決方法は、米国特許第6,142,946号明細書（特許文献9）に記載されているような、超音波システムにワイヤレスでエコー信号を送信する高周波プローブである。

10

【0011】

他の解決方法は、ケーブル接続が用いられるとき、米国特許第6,102,869号明細書（特許文献10）に記載されているような、走査ヘッドと超音波システムの間のビームフォーマを分割することである。図2の例はこの方法を実施するものであり、トランスジューサ26における仰角ビーム形成及び超音波システム101の方位ビーム形成がなされる。例えば、二次元アレイは、方位方向に広がる128列の素子（図中に矢印AZにより示される）と仰角方位に6行の素子（矢印ELにより示される）から構成される。各々のアレイの素子が超音波システムにそれぞれの胴体により接続される場合、768本の導体のケーブルが必要とされることになる。図2は、6つの素子からなる各々の列が、適切に、列の6つの素子からの信号を励起し（送信に関して）、遅延及び結合する（受信に関して）仰角ビームフォーマ36aに結合することを示している。これは、1つの仰角のビームフォーマ化信号に各々の列の6つの信号を結合し、次いで超音波システムへのケーブル導体において結合され、このとき、仰角ビーム形成化信号は方位方向においてビーム形成される。前述の例において、128列の仰角ビーム形成化信号はケーブル11の128個の導体において結合され、走査ヘッドのビーム形成を伴わないプローブに比較してケーブルサイズが著しく減少する。少なくとも仰角掃引が仰角ビームフォーマ36aにおいて実施され、好適には、掃引及び焦点合わせの両方が仰角ビームフォーマにおいて実施される。

20

【0012】

仰角ビームフォーマの操作について、図3a及び3bに示す。図3aにおいて、ビームは、仰角方向において素子の列を構成する、素子10₁から10_nまで広がる0°の矢印により示されるアレイトランスジューサに垂直に走査される。焦点を形成する異なる素子についての遅延102の相対的長さにより示されるように、列の中央における信号は列の端部における信号に比べて遅延する。遅延された受信信号は加算器104により結合され、このとき、方位ビームフォーマ36bの方にケーブル11内の信号導線に連結される。図3bは、30°の矢印により示されるような仰角にある30°の傾きにおいて左側からビームが送信又は受信されるときの状態を示している。この場合、遅延102の相対的長さにより示すように、アレイの左側の信号はより大きく遅延する。受信信号は加算器104により結合され、方位ビームフォーマ36bの方にケーブルにより結合される。

30

【0013】

図4a乃至7cは、3つの異なる方法（バッファリング素子又は利得素子を省略する）における仰角ビームフォーマの実施について示している。図4aは、各々のトランスジューサ素子10_mがアナログ遅延線106に結合される。遅延の長さは、遅延線の入力又は出力タップを選択することにより設定され、遅延された信号は、信号がデジタル的に結合される場合、アナログ加算器又はA/D変換器に結合される。図4bにおいて、各々のトランスジューサ素子10_mはCCD遅延線108に結合される。遅延の長さは、遅延線における電荷蓄積素子の数を決定する入力又は出力タップを選択することにより、又は、電荷サンプルが電荷蓄積素子を通り抜ける速度を変化させることにより、設定される。遅延線の出力は、サンプリングされるアナログフォーマット中に又はデジタル化された後に加算される。

40

50

【0014】

図4は、仰角ビームフォーマのデジタル的实施形態を示している。この例において、仰角ビームフォーマは128個のサブビームフォーマ120を有し、各々は6つのトランスジューサ素子についての1つの仰角列からの信号を処理する。10₁から10_nまでの各々のトランスジューサ素子は、A/D変換器110に結合され、デジタル化された信号は、シフトレジスタ、FIFOレジスタ又はランダムアクセスメモリにより形成されることが可能であるデジタル遅延線112により遅延される。適切に遅延された信号は、加算器104において結合され、方位ビームフォーマにケーブル導体を通過して結合される。マルチビット信号サンプルを用いるときにケーブル導体を保護するために、幾つかのビームフォーマチャンネル120からのデータ値はインターリーブ(時間多重化)され、所望のリアルタイムの画像形成性能のレベルに対して十分なデータ速度において同じ導体群を通過して送られる。

10

【0015】

図5は、操作ヘッドの行革ビームフォーマの多くのビームフォーマチャンネル120の構成及び制御について示している。ビームフォーマはN個の仰角サブビームフォーマ120₁乃至120_nから構成され、各々のサブビームフォーマは、この例において参照番号6で示すように、仰角方向のトランスジューサ素子の列からの信号を受信する。仰角ビーム形成(仰角角度及び焦点等)を制御するためのデータは、走査ヘッド26におけるタイミング且つ遅延復号器及びデータ記憶器126に、好ましくはケーブル導体を連続的に通過して送られる。このような制御データは復号され、遅延値は、各々のトランスジューサ素子についての所望の遅延のためにビームフォーマのチャンネルを設定する遅延制御器124に結合される。動的な焦点合わせのために、遅延は、エコーが受信されたときに、変化される。より小さい(近接場)アパチャが所望されるとき、一部の最も外側のチャンネルに0の重み付けを適用することにより、仰角アパチャを変化させることが可能である。タイミング且つ遅延復号器及びデータ記憶器126は又、パルス送信器122₁乃至122_nにより送信タイミングを制御するために用いられ、パルス送信器の各々は、この例の仰角列における6つのトランスジューサ素子の送信を制御する。

20

【0016】

受信されたエコー信号が、図4a及び4bに示されるように、アナログドメインにおいて処理されるとき、この例における仰角ビームフォーマの128個のチャンネルからの信号が128本のケーブル導体を通過して方位ビームフォーマ36bに送られる。エコー信号がデジタル的に処理されるとき、128個のチャンネルからの信号はインターリーブ(interleave; 時間多重化)され、デジタル導体を通過して超音波システム101における方位ビームフォーマに送られる、

30

二次元で電子的に方向を変えることができる本当の形態は、同一出願人による同時係属中の米国特許出願公開09/912,785号明細書に開示されている。その発明の様子について、図6に示す。この図は、3000個以上のトランスジューサ素子をもつ二次元トランスジューサアレイ200の平面図である。図を簡略化するために、個々のトランスジューサ素子を示す図中の小さいボックスは互いに空間において配置するように示している。しかしながら、構成された形態においては、個々のトランスジューサ素子は繰り返される六角形状に密に詰まった状態にある。この二次元アレイは、全体的には、十二角形の輪郭を有している。好ましい操作モードにおいては、ビームはアレイの中心から外側方向に送信され、方向付けされてアレイの中心から垂直な線について少なくとも±30°の円錐状に焦点合わせがなされる。真っ直ぐの方向に方向付けされるとき、送信される走査線に沿って受信されたるエコーは、初期にはアレイの中心において受信され、それ以降は中心の円形又はアーク状素子群に受信され、アレイの表面への走査線の投影に沿って外側方向に広がっていく。図に示した形態においては、中央の略4分の1の素子がビーム送信のために用いられる。全体のアレイはエコーの受信に利用可能である。

40

【0017】

図6のアレイ200は、12個のトランスジューサ素子の交互の明るい部分と暗い部分

50

のグループ分け 202 がなされて示されている。これらのグループ分け 202 (以下では“パッチ”と呼ぶ)の1つを分離したものを拡大して図7に示す。これらの12個の素子からなる不規則な六角形状のパッチ202は、以下で詳細に説明するが、エコーの受信の間に共にビーム形成される。アレイの中央の素子(約750個の素子)は、高電圧muxスイッチにより送信のために3つから成る群に結合される。

【0018】

図8a乃至8fは、ビーム送信の間に可能となる幾つかの3つの素子からなる配置を示している。この送信のグループ化は又、直線において互いに隣接する3つの素子から単純に構成されることができる。所定のビームを送信するために用いられる正確な配置は、所望のビーム特性及び方位に依存する。又、図8gに4つの素子のダイヤモンド形状のグループ化により示すように、送信のために4つの素子を互いに接続することが可能である。

【0019】

3000以上の導体を用いるケーブルは、現在、实际的ではないため、アレイの12個の素子の各々のパッチを走査ヘッドにおいてビーム形成する。これにより、超音波システムビームフォーマに結合されなければならない信号数を約256に減少できる。このとき、超音波システムにおける256個のチャンネルビームフォーマを、走査ヘッドからの部分的にビーム形成された信号をビーム形成するために用いることが可能である。

【0020】

二次元アレイの12個の素子の各々の受信パッチの素子は十分小さく、隣接して配置され、密に詰まっているため、パッチの素子により受信されたエコー信号は、約40°又はそれ以下に角度の方向付けをするように名目受信周波数において1波長の範囲以内に位置合わせがなされる(焦点遅延は省略する)。次いで、素子のエコーは、全てのパッチ素子信号を正確に時間的に位置合わせするためにサンプリングされる。このサンプリングは、好適には波長の1/16又はそれ以下のサンプリングクロック量子の正確さの範囲内の時間アライメントに全てのパッチ素子から信号を至らしめるために、ほんの僅かな波長部分の正確さをもつ遅延のサンプリングの範囲において、なされる。

【0021】

パッチ素子からの時間アライメントがなされた信号は、次いで結合される。このような各々のパッチのビーム形成は、相互接続を容易にするために走査ヘッドにおけるトランスジューサアレイのすぐ後方に配置されたマイクロエレクトロニクスにより行われる。サンプリング時間の移動及びアライメントは、図9に示すサンプリング遅延線によりなされる。部分的にビーム形成がなされる素子のパッチの各々の素子204は、増幅器206によりサンプリング入力スイッチ208に結合される。サンプリング入力スイッチ208は、逐次的に、コンデンサ212にトランスジューサ信号について連続的導電サンプリングを行う。スイッチ208の逐次性は、クロック信号により増加されるリングカウンタ210の制御下に置かれている。リングに濃くした部分で示すように、サンプリング入力スイッチは、円を描くようにして、コンデンサ212のそれぞれにおいて連続的に入力信号をサンプリングする。増幅器206は両極性出力ドライブを有しており、それ故、コンデンサの電荷は、サンプリング時の瞬間的な信号レベルに増加されるか減少(放電)されることになる。

【0022】

コンデンサ212に蓄積された信号サンプルは、第2リングカウンタ216の制御の下で、逐次的方式で、蓄積された信号をサンプリングするサンプリング出力スイッチ214によりサンプリングされる。第2リングカウンタ216のリングに濃くした部分で示すように、サンプリング出力スイッチ214は、入力スイッチ及びリングカウンタに対する特定の時間的關係において蓄積された信号をサンプリングする。入力サンプリング及び出力のサンプリングの間の時間遅延は、2つのリングカウンタ間の時間遅延を確立する時間シフト220により設定される。このように、出力信号のサンプリング時間は、2つのリングカウンタ間のタイミングの差の関数として、一定の値ずつ進めたり遅らせたりすることができる。この操作により、パッチの中央の素子のサンプリング時間のような所望の時間

アライメントに、全てのパッチの素子の出力信号サンプルを至らせることができる。パッチの全ての素子からの信号が所望のサンプリング時間の範囲内にあるとき、信号は超音波システムにおける更なるビーム形成のために1つの信号に結合されることが可能である。時間アライメントされた出力信号は、増幅器218により更に増幅され、パッチの他の素子の信号と結合させるために加算器に結合される。

【0023】

三次元画像形成は、ボリューム範囲が全体的なボリュームに亘り超音波ビームを用いて十分サンプリングできることが必要である。これには、多くの量のボリュームデータのセットを得るためにかなり多くの必要な時間が必要である、非常に多くの送信-受信サイクルを必要とする。このようなかなり多くの取得時間を必要とするために、リアルタイムの三次元表示装置のフレーム速度は遅く且つ画像は運動アーチファクトの影響を受け易い。従って、ボリューム範囲の必要な走査線を得るために必要とされる時間を最小にすることが要求される。

【0024】

1つの解決方法としては、図13及び14に示すような、マルチラインビーム形成、走査線補間、又はそれら両方を用いることがある。画像形成が成されるボリュームをサンプリングするために、正方形又は長方形状(断面をみるときに)ビームを方向付けすることが可能である一方、画像形成が成される範囲を十分に且つ空間的に一様にサンプリングするためにボリューム範囲において三角形又は六角形状に方向付けされたビームを用いてデータを得ることが知られている。図11aは、ボリューム範囲の走査線が軸方向に見えるボリューム範囲を貫く断面図である。

【0025】

図11a及び11bから分かるように、19本の走査線が全ての送信ビームにつて生成される。走査線の位置は六角形パターン内に空間的に配置されている。1つの六角形パターンの19本の走査線の位置は走査線に沿った軸方向の円により示されている。19本の走査線の位置は、ビームを横切る所望の最小強度の“太った”送信ビームにより高周波を当てられる。この例における送信ビームは走査線270の位置、即ち中央にあり、全ての19本の走査線の位置を取り囲んでいる破線250により示される円において所定の音響強度が保たれる。トランスジューサアレイの素子により受信されるエコーは、上述の走査ヘッドにおけるマイクロビームフォーマ280により部分的にビームが形成され、図15aに示すように、超音波システムにおいて19xマルチラインビームフォーマ282に結合される。

【0026】

図11aは、3072個の素子の二次元トランスジューサアレイが12個の素子のパッチにおいて操作され、多重化を伴わないで256個の信号導体を用いてケーブル281により超音波システムに結合される256個のパッチ信号を生成することを示している。19xマルチラインビームフォーマは、19セットの遅延を用いてトランスジューサのパッチから受信された256個のエコー信号を処理し、図11aに示す19の受信走査線252乃至274を同時に形成しりために加算する。19本の走査線は、当該技術分野で周である調和分離、Bモード、ドップラ及びボリュームレンダリング関数の一部又は全てを実行する画像プロセッサ184に結合される。

【0027】

二者択一的に或いはマルチラインの走査線形成に関連して、走査線データを作るために補間を用いることが可能である。図11bは、バックグラウンドのグリッドパターンにより示される六角形パターン状に画像形成されるボリュームから得られた塗りつぶした円によりマーキングされた一連の走査線361乃至367を示している。走査線361乃至367は、個別的に得ること、又はマルチライン獲得により2つ又はそれ以上の群として得ることが可能である。塗りつぶされていない円の位置における走査線は、2点高周波補間を用いて得られた走査線から補間される。補間された走査線371は、隣接する走査線362及び362の各々を1/2だけ重み付けすることにより補間され、次いで、その結果

が結合される。用いられた重み付けは、値が補間される 3 つの受信された走査線の位置に関連して得られる走査線の位置の関数である。

【0028】

同様に、補間された走査線 372 は、隣接する走査線 362 及び 367 を用いて補間され、補間された走査線 373 は隣接する走査線 361 及び 367 を用いて補間される。3 つの走査線の各々の群は、係数が 2 つの $(2 - 1)$ である重み付け係数を用いて 3 つの中間にある走査線を補間するために用いられ、保管されたデータのビットを移動し且つ加算することにより補間を即座に実行することが可能である。これにより、多重化を用いることを回避し、リアルタイムの三次元表示速度のための高速度処理の利点を得られる。

【0029】

図 14c は、ボリュームの走査線密度が補間により更に増加する図 11b の補間の更なる反復を示している。この図において、更に 2 つの走査線のセット 381 乃至 383 及び 387 乃至 392 が先のセットの間で補間されている。これらの走査線は先に補間された走査線のセットを用いて補間されることが可能であり、又は、それらは得られた走査線 361、362 及び 367 から直接（所望の場合；及び同時に）補間されることが可能である。これらの走査線は又、2 という係数である重み付け係数により重み付けされる利点がある。

【0030】

3 つの受信された走査線 381 乃至 383 に対して最も中央寄りに補間された走査線のセットは、重み付け係数 $1/2$ 及び $1/4$ を用いて補間される。例えば、走査線 381 は、 $(1/2 \text{ (走査線 361)} + 1/4 \text{ (走査線 362)} + 1/4 \text{ (走査線 367)})$ により得られる。外側の走査線のセットは、米国特許第 5,940,123 号明細書において記載された重み付け、 $1/4$ 、 $3/4$ により得られる。例えば、走査線 392 は、 $(1/4 \text{ (走査線 367)} + 1/4 \text{ (走査線 361)})$ により得られ、又は、多重化を回避するために、 $(1/4 \text{ (走査線 367)} + 1/4 \text{ (走査線 361)} + 1/4 \text{ (走査線 361)} + 1/4 \text{ (走査線 361)})$ により得られる。図 14c は、中央側の走査線 384 乃至 386 の群及び外側の走査線 393 乃至 396 の群を含む、受信された走査線 362、363、367 に対応する補間走査線のセットを示している。運動アーチファクトを低減するために、受信された走査線データは高周波又は表示に先立ち検出されたフォームにおいてフィルタリングされることが可能である。

【0031】

上述の例は線形補間フィルタカーネルを用いる。非線形形状の補間カーネル（コサイン、サイン等）を用いることも又可能である。

【0032】

超音波システムに走査ヘッドを接続するために必要なケーブルのサイズを減少させるためのパッチを用いることにより、特定の操作条件下で、走査ビームパターンにおいて不所望のグレーティングローブを生じることとなる。これは個々のトランスジューサ素子を単一ユニットにグループ化することに起因し、上述のようなマイクロビーム形成を用いる場合でさえ、トランスジューサアレイに粗いピッチを与えることとなる。各々のパッチが送信ビーム場における多重且つ密に配置された走査線からの信号を受信することが可能である全体的に二次元アレイのサブアパチャであるとみなすことにより、この問題を低減することが可能である。

【0033】

サブアパチャからの信号を遅延し、走査線を受信されたマルチライン群を作るために加算することができる。サブアパチャの周期性により生じ、最終画像にクラッタをもたらすグレーティングローブは、各々のサブアパチャ（パッチ）からの 2 つ又はそれ以上の異なる方向付けをされた信号を得ることにより減少される。この方向付けの差は、パッチのビーム幅以内に小さく保たれる。方向付けの遅延プロファイルを $1/2$ より小さく保つことにより、重大なグレーティングローブを画像場の外側に保たれる。

【0034】

10

20

30

40

50

単純な一次元の例はこのような効果を示す。素子間の間隔（ピッチ）が $\lambda/2$ である 64 個の素子をもつ一次元線形アレイを考えることにする。そのアレイをそれぞれが 16 個の素子からなる 4 つのパッチに分割する。2 つのビームが、各々のパッチにおける通常の方角に対して左と右に方向付けされる。この方向付けされた角度は、これら 2 つの受信されたマルチラインの間に、他の線又はサンプルを補間することができるように、制限される。そのマルチラインは、半径方向に十分離れていて空間を満たす補間線を生成するためのサポートとなり、高周波補間が空間アンダーサンプリングによりアーチファクトを生成しないように互いに十分に近接していることが望ましい。

【0035】

例えば、方向付け遅延が $\pm \lambda/8$ 以下に対応するように制限される場合、各々のパッチから方向付けされた 2 つのビームは通常のパッチビームパターンである約 1 dB の幅の範囲内に納まる。又、何れかの素子における左又は右のマルチラインの間の方角付け遅延は、それ故、 $\lambda/4$ に制限されるため、単純な 2 つのタップ補間フィルタを用いて補間線を得ることが可能である。 $\lambda/8$ 遅延制限は方向付け角度を略 $\pm (\lambda/8) / (4 \times \lambda)$ 即ち $1/32$ ラジアンに制限する。このように、左及び右のマルチラインの間の方角は、約 $1/16$ ラジアン即ち約 3.6 ラジアンにすることができる。他の 2 つの線が 2 つの受信されたマルチライン間で対称的に補間される場合、得られる線間間隔は約 1.2° である。又、所望に応じて、非常に多くの、より接近したマルチライン又は補間線を得ることが可能である。

【0036】

一次元アレイの例において、名目上の方角付けされ多方向において方向付けされた各々のパッチから単一の走査線を生成することに代えて、2 つの走査線が生成され、1 つは名目上の方角付け方向の僅かに左に方向付けされ、1 つは僅かに右に方向付けされる。二次元アレイの場合には、幾つかの変化が可能である。直線二次元アレイについては、4 つの走査線が直交関係にある方向付けされた左、右、上及び下の各々のパッチに対して得られる。六角形アレイのような三角形ベースの二次元アレイについては、図 10 d に示すように、3 つの走査線が 120° の回転角で得られる。この図において得られた走査線は、それぞれ、 B_0 、 B_{120} 及び B_{240} であり、ここで下に添えた数字はパッチの名目上の方角付け方向に垂直な面内の回転方向を意味し、角度 θ は、各々の走査線が名目上の方角付け方向から傾いた小さい角度である。角度 θ は上述のように小さく保たれ、それ故、3 つの走査線は名目上の方角付けビームのビーム幅の範囲内に保たれる。図 10 c は、図 10 a に示すシステムにより得られるように、パッチ 202 の面に垂直方向に名目上の方角付けされたビームをもつ、パッチ 202 に垂直方向にある単一の走査線 B_0 を示している。

【0037】

前述の例は、直線的なアレイに対して長方形の走査幾何学を、そして六角形のアレイに対して三角形の幾何学を用いることが提案されたが、走査幾何学は、元来、アレイの幾何学にリンクしない。長方形の走査は六角形のアレイを用いて実行されることが可能であり、その逆も又可能である。

【0038】

図 10 d に図示するようなシステム操作について図 10 b に示す。この図における走査ヘッドは、図 10 a のマイクロビームフォーマ 280 が行ったように、1 つの線に代えて、各々のパッチから 3 つのマルチラインの信号（例えば、 B_0 、 B_{120} 及び B_{240} ）を生成する 12 個の素子をもつパッチのマイクロビームフォーマ 350 を含む。マイクロビームフォーマパッチのマルチラインが、 n 本のケーブル 351 の導体を通じて超音波システムのマルチラインビームフォーマ 352 に送られる。全てのパッチからのマルチライン走査線は、複数の走査線を形成するためにシステムマルチラインビームフォーマ 352 において結合される。又、マルチライン走査線間で高周波補間を実行することが可能である。

【0039】

10

20

30

40

50

しかしながら、各々のパッチからのマルチライン信号を結合する（ビーム形成する）よりむしろビーム形成された信号において高周波補間を実行する場合、高周波補間は、ビーム形成の結合に先立ち、別々に各々のパッチから受信される信号において実行されることが好ましい。この場合、高周波補間の重み付け及び加算操作に先立ち、各々の名目上の方向付け方向のための各々のパッチ信号は、各々のパッチの位置と補間線の名目上の線からのオフセットとにより決定される量によって僅かに遅延又は前進される。遅延の効果は、高周波補間のステップにおいて結合されたパッチ波形のコヒーレンスを最大化することである。これは、補間エラーを減少させ且つ感度を改善する。特に、N個の補間線がM個のパッチから得られ、各々のパッチはK個のマルチラインを有する場合、K個の遅延状態により先行される各々の補間器と共に、MN個の高周波補間器が必要とされる。

10

【0040】

又、連続送信間のターゲットの運動が過度でない場合、非マルチラインモードの状態異なる方向から受信されるパッチ信号において、これと同じ方法（即ち、パッチ信号の結合に先立つ、遅延+個々のパッチの高周波補間）を用いることが可能である。次いで、複数の走査線が画像プロセッサ284により処理され、上述のように表示装置100に表示される。多重化、即ち所望に応じた多重化により減少することができる数を伴うことなく、256個のパッチの各々からの3つのマルチラインが同時に送られる場合は、ケーブルの受信信号導体の数nは768個である。

【0041】

超音波システムにより受信されるパッチマルチラインは、所望により、システムビームフォーマの前に付加的走査線を形成するために補間されることが可能である。しかしながら、補間処理（重み付けと加算）が数学的にビーム形成の操作と同等であるため、ビーム形成マルチラインの形成のためにパッチマルチラインをシステムビームフォーマに直接供給することが可能である。

20

【0042】

幾つかの表示フォーマットが三次元表示について知られている。図12は、二次元トランスジューサアレイ200により走査されるボリューム範囲300を示している。その走査されるボリューム範囲は、トランスジューサからのビームの方向付けにより、四角形、円筒形又はピラミッド形等のあらゆる所望の形状にされることが可能である。この例においては、ボリューム範囲300は、六角形のピラミッド形に示している。ボリューム範囲300内には画像平面302が示され、それは二重線により描かれている。画像平面302は、ボリューム範囲300が走査されるとき、時間インターリーブ方式で走査される。

30

【0043】

図15に示されているような時間インターリーブは、ボリューム範囲300全体を走査するために必要とされるより少ない時間で画像平面302からのエコーデータを完全に得ることが可能であり、それ故、画像平面302の表示のフレーム速度はボリューム表示のフレームの速度より非常に速い。

【特許文献1】米国特許第5,706,819号明細書

【特許文献2】米国特許第5,951,478号明細書

【特許文献3】米国特許出願公開第09/156,097号明細書

40

【特許文献4】米国特許第6,036,643号明細書

【特許文献5】米国特許第5,197,477号明細書

【特許文献6】米国特許第5,782,769号明細書

【特許文献7】米国特許第5,720,291号明細書

【特許文献8】米国再発行特許発明第36,564号明細書

【特許文献9】米国特許第6,142,946号明細書

【特許文献10】米国特許第6,102,869号明細書

【非特許文献1】Aaron Fenster、Donald B. Downey、A Review IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY, pp41-49, Nov.-Dec. 1996 “3-D Ult

50

r a s o u n d I m a g i n g ”

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0044】

図13は、エコーデータがボリューム表示のために得られる間のシーケンスE₃₀₀を示している。このシーケンスは、平面表示のためのエコーデータE₃₀₂が得られる間に、周期的に中断される。一部の平面エコーデータは、両方の表示のために用いられる。このシーケンスの相対的持続時間と各々の表示のために必要な送信-受信サイクルとは、2つの表示のフレーム速度の関係を決定する。

【0045】

この点において、フレーム速度と走査時間は、一般に、三次元画像形成と二次元トランスジューサアレイに影響を及ぼす重要な要素であり、勿論相互に関係している。走査時間が短い場合、処理時間とフレーム速度を改善する必要がある。従って、操作時間の最短化又は走査されるボリュームの最小化は、処理時間とフレーム速度を改善するための理想的なやり方であって、即ちあらゆるタイプの三次元画像形成の所望の目的である。

【課題を解決するための手段】

【0046】

従って、本発明の目的は、二次元アレイベースのトランスジューサを用いて、走査時間を短縮し、且つ三次元ボリュームの画像形成を行うためにフレーム速度を大きくすることである。本発明の他の目的は、全体的なボリュームの画像に対してボリュームがないか又は殆どないボリューム範囲を走査することを回避することである。しかも、本発明の更なる目的は、リアルタイムにボリューム獲得する全体的又は効果的なボリューム（又は、フレーム）速度を、約25%上げることである。

【0047】

本発明の目的は、例えば円形又は楕円形のビームパターンについてのボリュームのサブセットを用いることにより達成でき、それにより21%だけ少ない又はそれ以上に少ないビームを用いることが可能である。そのような21%の時間節約は、ボリュームフレーム速度の27%の利得に相当する。そのようにするために、走査は、殆どにおいて中央の円形又は楕円形であるが、特異な重要性をもつ直角四角形又は四角形範囲の部分又はサブセットのみを得ることを目的とするものである。そのような円形又は楕円形範囲に対する走査の限界により、特別に重要である角をもつ部分は無視され、ボリューム速度及び画像品質は改善される。

【0048】

特に重要なことは、オリジナルパターン又は全体のビームパターンのサブセットはあらゆる形状、サイズ及び方向のものが可能であり、本発明のシステムはそのような種々の組み合わせについて実行することが可能である自由度をもっている。そのことから、ビームパターンの幾何学的自由度は主なボリューム又はサブボリュームにおいて適用することが可能であり、それ故、サブセットは主なボリュームのサブセット又はサブセットのサブセット（例えば、Bモードボリュームにおけるカラードップラ）となる。更に、本発明は、Bモード等の1つのボリュームがカラー等の他のボリュームと重ねられることが可能である、多重サブボリュームにおけるそれらの応用を実施できる可能性を視野に入れている。

【0049】

円形及び楕円形の規定は本発明により可能な自由度をもつ特性のうちの2つの導入であり、本発明をこれらの導入に限定するものではない。更に、特定のシステムを単一ボリューム（基本的及び/又は調和的）及び多重ボリューム（ドップラ、フロー及びパワー等）等に特定のシステムに導入することが可能である、あらゆる三次元モードにこの幾何学的自由度を用いることが可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0050】

音速物理学は、一定の単位時間に実行されることが可能である走査線の数を

10

20

30

40

50

制限し、それ故、リアルタイムのボリウム画像形成におけるボリウム速度はBモード、カラードププラ及び他のボリウム画像形成モードについてときどき不十分である。従来の二次元アレイベースのトランスジューサを用いるボリウム画像形成は、4つの全ての辺における同じ長さ又は2つの辺における同じ長さのどちらかによりピラミッド状のボリウムを生成するために、正方形または長方形形状のビームパターンを用いる。

【0051】

図14a及び14bは、従来の4つの辺をもつピラミッド状ボリウム及び従来の二次元アレイトランスジューサを、それぞれ示している。本発明以前の殆どの三次元ボリウム走査は、そのようなトランスジューサアレイを用いて実施された。しかしながら、そのようなアレイは、上述のように、画像形成されるボリウムの重要部分は周囲ではなく中央にあるという利点を享受していない。それは、エッジではなく、中央にあるボリウムの位置の最も求めているフィーチャであり、それ故、ピラミッド状ボリウム又は4つの辺の角に関連するボリウムの部分は取るに足らない部分である。しかも、ボリウムの角の部分の走査には時間を要する。更に、画像のエッジにおいて、平面に対して垂直である角度勾配がエッジにおいてあるため、その部分における品質は、より中央において所望される画像品質に比べて低いものとなる。

10

【0052】

本発明は、図14cにおいて示したような画像形成される対応する形状のボリウムを得るために、例えば、図14dに示す楕円形パターン（このパターン派円形も又可能である）に対して、従来の2次元アレイを用いて、あらゆる所望の形状とサイズのファイアリングパターン（firing pattern）を生成する。即ち、円形又は楕円形形状パターンから構成されるアレイパターンのみがファイア（fire）され、長方形形状の範囲に比べて20又は21%だけ小さい範囲から得られる。その結果、そのような楕円形又は円形の直径と同じ正方形又は長方形において走査するために必要とされる時間に対して21%程度、時間が短縮され、それはボリウムフレームレートにおいて27%の利得に対応する。

20

【0053】

殆どの場合にカバーされる円又は楕円状の走査範囲は、正方形又は長方形において必要な対象の範囲と略おなじであるため、その利点は容易に明らかである。角における画像はそれらが中央にないために欠けているが、角の品質はビームの位置付けの本質的な結果として低下する。その点において、そのようなスキームを、あらゆる二次元アレイトランスジューサ及びボリウム画像形成のための全ての操作可能モードに適用することが可能である。又、ソフトウェアにより、インターリーブ画像形成又は他の高次のマルチライン等のビームファイアリング（beam firing）のあらゆる修正及びリアルタイム又はゲート制御された画像形成と共に本発明を用いることが可能である。

30

【0054】

本発明の好適な実施形態として、八角形のアレイパターン及びそれに対応するボリウムを図15a及び15bに示している。多角形パターンの辺の数及びそれに対応する多角形のボリウムは、本発明の目的のためにNとし、ここで、Nは5より大きい正の整数である（好ましくは、図15a及び15bに示すように、8である）。例えば、12又は16より、Nが大きくなるにつれ、N個の辺のパターン及びそれに対応するN個の辺のピラミッドのボリウムは、円又は楕円形のそれに近づき始める。本発明の第2の好適な実施形態は、Nが10であり、第3の実施形態においては、Nは12である。しかしながら、辺の数は、実際の観点からのみ制限されることに留意されたい。

40

【図面の簡単な説明】

【0055】

【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を示す図である（先行技術）。

【図2】走査ヘッド及び超音波システムのためのビーム形成のパーティショニングを示す図である（先行技術）。

50

【図 3 a】走査ヘッドビームフォーマにより仰角方向にビームを方向付けることを示す図である（先行技術）。

【図 3 b】走査ヘッドビームフォーマにより仰角方向にビームを方向付けることを示す図である（先行技術）。

【図 4 a】走査ヘッド仰角ビームフォーマの他の形態を示す図である（先行技術）。

【図 4 b】走査ヘッド仰角ビームフォーマの他の形態を示す図である（先行技術）。

【図 4 c】走査ヘッド仰角ビームフォーマの他の形態を示す図である（先行技術）。

【図 5】図 4 a、4 b 及び 4 c の仰角ビームフォーマと共に動作する方位ビームフォーマを示す図である（先行技術）。

【図 6】本発明に従った三次元走査のための二次元トランスジューサアレイを示す平面図である（先行技術）。 10

【図 7】図 6 のトランスジューサアレイの受信サブアパチャを示す図である（先行技術）。

【図 8 a】図 6 のトランスジューサアレイの他の受信サブアパチャを示す図である（先行技術）。

【図 8 b】図 6 のトランスジューサアレイの他の受信サブアパチャを示す図である（先行技術）。

【図 8 c】図 6 のトランスジューサアレイの他の受信サブアパチャを示す図である（先行技術）。

【図 8 d】図 6 のトランスジューサアレイの他の受信サブアパチャを示す図である（先行技術）。 20

【図 8 e】図 6 のトランスジューサアレイの他の受信サブアパチャを示す図である（先行技術）。

【図 8 f】図 6 のトランスジューサアレイの他の受信サブアパチャを示す図である（先行技術）。

【図 8 g】図 6 のトランスジューサアレイの他の受信サブアパチャを示す図である（先行技術）。

【図 9】所望のタイミング関係における図 6 のトランスジューサアレイのトランスジューサ素子により受信される信号をサンプリングするための走査ヘッドマイクロ回路を示す図である（先行技術）。 30

【図 10 a】図 6 のトランスジューサアレイにより受信された信号を処理するために適切な操作ヘッドマイクロビームフォーマ及びマルチラインビームフォーマシステムを示す図である（先行技術）。

【図 10 b】システムのマルチラインビームフォーマと組み合わせてマルチライン走査ヘッドマイクロビームフォーマを使用することを示す図である（先行技術）。

【図 10 c】二次元トランスジューサアレイパッチから方向付けされる単一ラインビームを示す図である（先行技術）。

【図 10 d】二次元トランスジューサアレイパッチから方向付けされるマルチラインビームを示す図である（先行技術）。

【図 11 a】六角形走査パターンのための図 10 a のシステムの動作を示す図である（先行技術）。 40

【図 11 b】六角形走査パターンを作り上げるために補間を用いることを示す図である（先行技術）。

【図 11 c】六角形走査パターンを作り上げるために補間を用いることを示す図である（先行技術）。

【図 12】二次元画像平面を含む三次元ボリュームを示す図である（先行技術）。

【図 13】図 12 の二次元画像平面と三次元ボリュームのタイミング補間されたサンプリングを示す図である（先行技術）。

【図 14 a】本発明によりアドレスされた、先行技術において用いられたトランスジューサの幾何学的形を示す図である。 50

【図 1 4 b】本発明によりアドレスされた、先行技術において用いられた走査パターンを示す図である。

【図 1 4 c】本発明に従って実施することが可能であるトランスジューサの幾何学的形を示す図である。

【図 1 4 d】本発明に従って実施することが可能である走査パターンを示す図である。

【図 1 5 a】本発明に従った N ($N = 8$) 個の辺をもつビームパターンを示す図である。

【図 1 5 b】本発明に従った N ($N = 8$) 個の辺をもつビームパターンを示す図である。

【符号の説明】

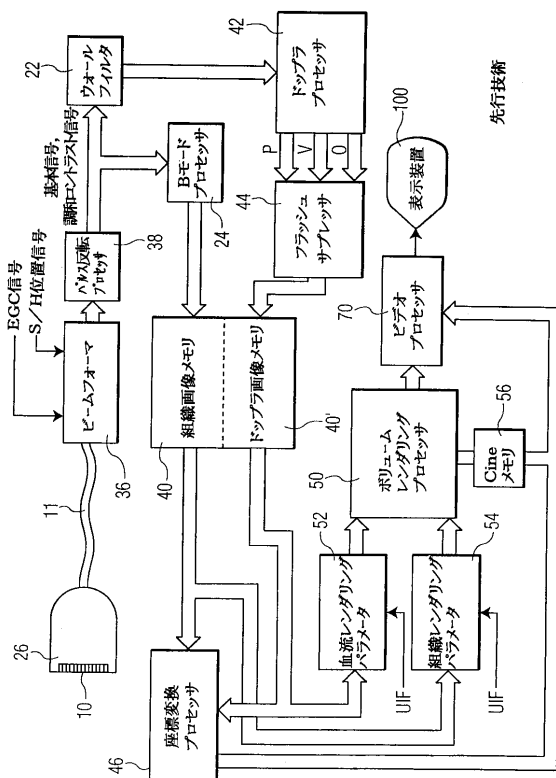
【 0 0 5 6 】

1 0	トランスジューサアレイ	10
1 0	二次元トランスジューサアレイ	
1 1	ケーブル	
2 2	ウォールフィルタ	
2 4	B モードプロセッサ	
2 6	走査ヘッド (トランスジューサ)	
3 6	ビームフォーマ	
3 6 a	仰角ビームフォーマ	
3 6 b	方位ビームフォーマ	
3 8	パルス反転プロセッサ	
4 0	組織画像メモリ	20
4 0	ドップラ画像メモリ	
4 2	ドップラプロセッサ	
4 4	フラッシュサプレッサ	
4 6	座標変換プロセッサ	
5 0	ボリュームレンダリングプロセッサ	
5 2	血流レンダリングパラメータ	
5 4	組織レンダリングパラメータ	
5 6	C i n e l o o p (登録商標)メモリ	
7 0	ビデオプロセッサ	
1 0 0	表示装置	30
1 0 1	超音波システム	
1 0 2	遅延	
1 0 4	加算器	
1 0 6	アナログ遅延線	
1 0 8	C C D 遅延線	
1 1 2	デジタル遅延線	
1 2 0	ビームフォーマチャネル	
1 2 2	パルス送信器	
1 2 4	遅延制御器	
1 2 6	タイミング且つ遅延復号器及びデータ記憶器	40
2 0 0	二次元トランスジューサアレイ	
2 0 2	パッチ	
2 0 4	パッチ素子	
2 0 6	増幅器	
2 0 8	サンプリング入力スイッチ	
2 1 0	リングカウンタ	
2 1 2	コンデンサ	
2 1 4	サンプリング出力スイッチ	
2 1 6	第 2 サンプリング出力スイッチ	
2 1 8	増幅器	50

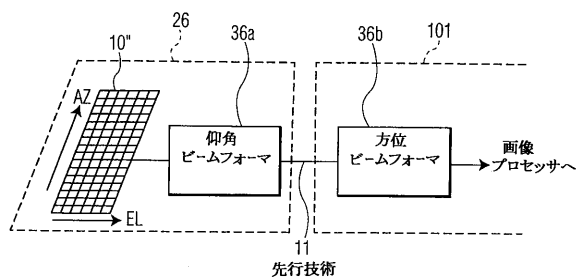
- 2 2 0 時間シフト
 2 5 2 乃至 2 7 4 受信走査線
 2 8 0 マイクロビームフォーマ
 2 8 1 ケーブル
 2 8 2 19 x マルチビームフォーマ
 2 8 4 画像プロセッサ
 3 0 0 ボリューム範囲
 3 0 2 画像平面
 3 5 0 3つのマルチラインの信号を生成する12個の素子をもつパッチのマイクロビームフォーマ
 3 5 1 ケーブル
 3 5 2 システムのマルチラインビームフォーマ
 3 6 1 乃至 3 9 6 走査線

10

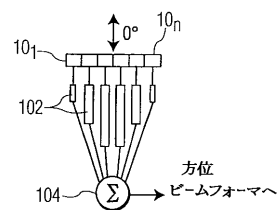
【図1】



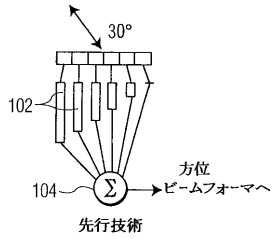
【図2】



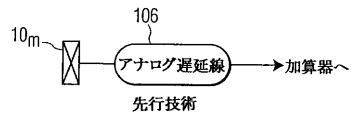
【図3a】



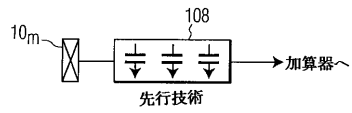
【図 3 b】



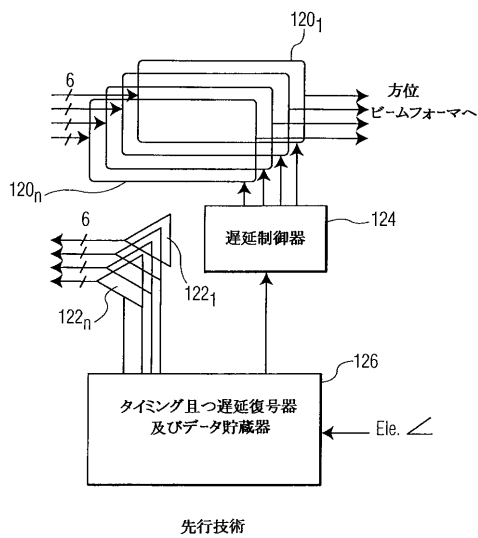
【図 4 a】



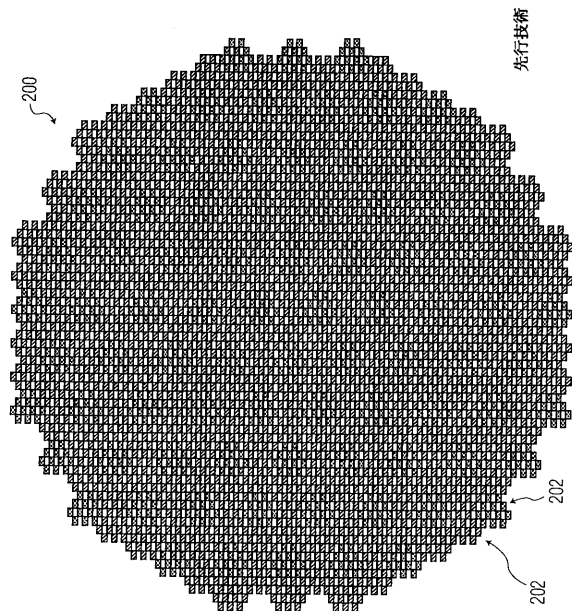
【図 4 b】



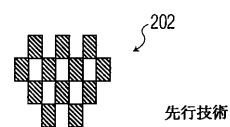
【図 5】



【図 6】



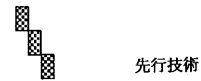
【図 7】



【図 8 a】



【図 8 b】



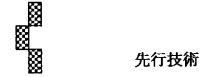
【図 8 c】



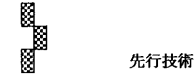
【図 8 d】



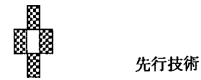
【図 8 e】



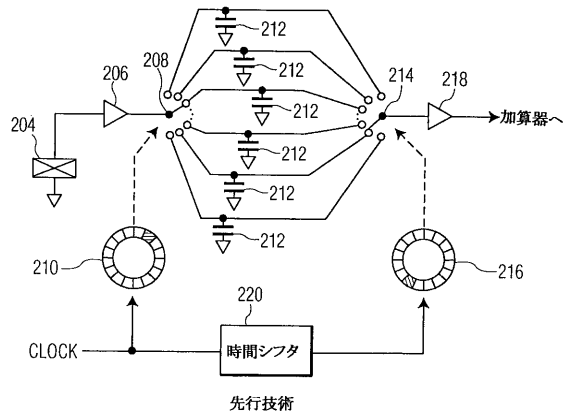
【図 8 f】



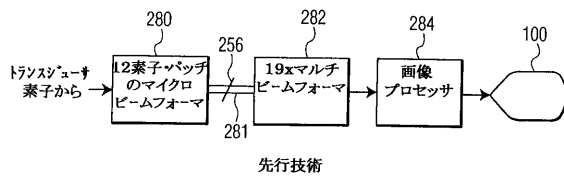
【図 8 g】



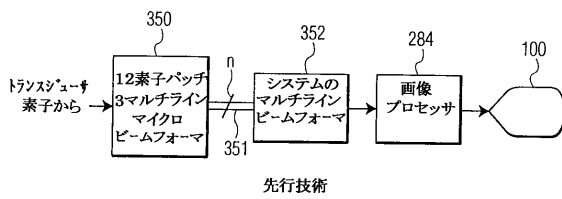
【図 9】



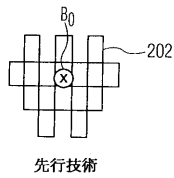
【図 10 a】



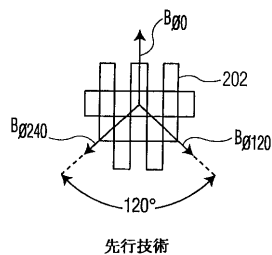
【図 10 b】



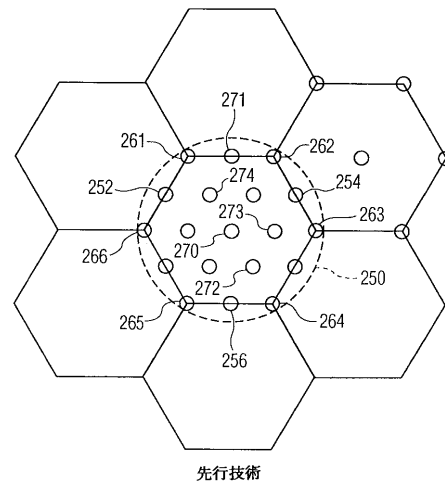
【図 10 c】



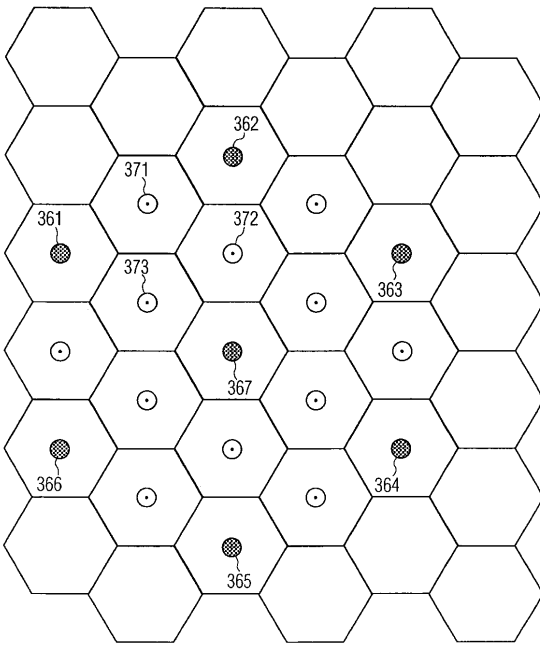
【図 10 d】



【図 11 a】

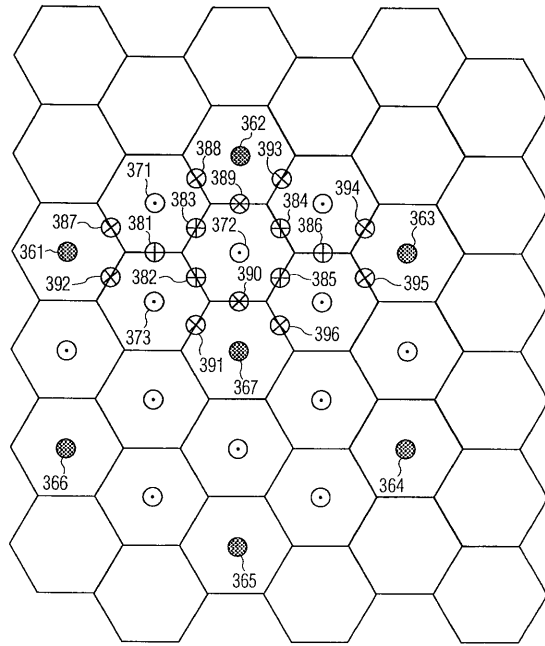


【図 1 1 b】



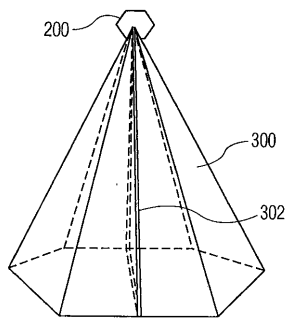
先行技術

【図 1 1 c】



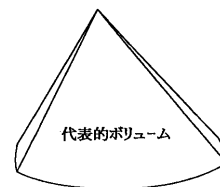
先行技術

【図 1 2】

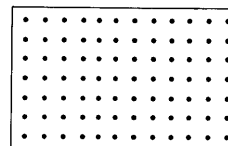


先行技術

【図 1 4 a】



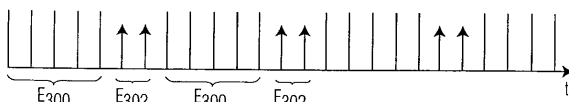
【図 1 4 b】



【図 1 4 c】

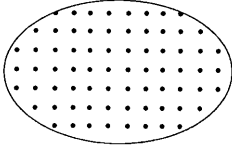


【図 1 3】

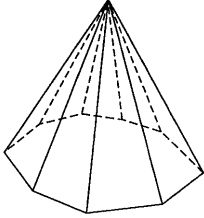


先行技術

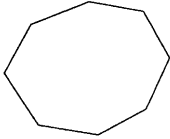
【 図 1 4 d 】



【 図 1 5 a 】



【 図 1 5 b 】



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 シャン ニン リー

アメリカ合衆国, ワシントン州 9 8 0 1 2 , ミル・クリーク , ワンハンドレッドシックスティフ
ォース・ストリート・サウスイースト 1 6 2 1

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB06 DE04 DE05 EE06 EE08 GB06 GB10 HH22 HH27
HH28 HH31 JB03 JC02

专利名称(译)	三维超声诊断图像形成方法和系统		
公开(公告)号	JP2004113794A	公开(公告)日	2004-04-15
申请号	JP2003330869	申请日	2003-09-24
[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	シャンニンリー		
发明人	シャン-ニン リー		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89 G10K11/34		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE06 4C601/EE08 4C601/GB06 4C601/GB10 4C601/HH22 4C601/HH27 4C601/HH28 4C601/HH31 4C601/JB03 4C601/JC02 4C601/DE08 4C601/DE12 4C601/HH21		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10/259705 2002-09-27 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声成像方法和设备，用于通过耦合到波束形成器的换能器元件的二维阵列来电子扫描体积范围。 SOLUTION：操作阵列中的元素以将超声能量传输到一定的范围，阵列中的元素根据所传输的超声能量接收回波信号，并且操作了操作中的元素。 通过限制阵列，在由与该体积范围相对应的束模式的子集组成的子部分中形成对一个体积范围进行采样的束；以及一种超声成像方法和装置，包括：有。 [选择图]图14a

