

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4869555号
(P4869555)

(45) 発行日 平成24年2月8日(2012.2.8)

(24) 登録日 平成23年11月25日(2011.11.25)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/00

請求項の数 5 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2003-572465 (P2003-572465)
 (86) (22) 出願日 平成15年3月3日 (2003.3.3)
 (65) 公表番号 特表2005-518860 (P2005-518860A)
 (43) 公表日 平成17年6月30日 (2005.6.30)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2003/000958
 (87) 国際公開番号 WO2003/073940
 (87) 国際公開日 平成15年9月12日 (2003.9.12)
 審査請求日 平成18年3月2日 (2006.3.2)
 審判番号 不服2010-29189 (P2010-29189/J1)
 審判請求日 平成22年12月24日 (2010.12.24)
 (31) 優先権主張番号 10/091,952
 (32) 優先日 平成14年3月5日 (2002.3.5)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 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
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笹田 秀仙
 (72) 発明者 ヤゴ ジェイメス アール
 オランダ国 5 6 5 6 アーアー アイン
 ドーフェン プロフ ホルストラーン 6
 シーオー

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】組み合わされたスキャンヘッド接続部を持つ診断用超音波撮像システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数のトランステューサ素子を持つスキャンヘッドであって、前記トランステューサ素子のそれぞれがトランステューサ素子端子を持つ当該スキャンヘッドと、

複数の第1端子及び少なくとも1つの第2端子を持つ第1時分割マルチブレクサであって、前記第1端子が前記トランステューサ素子の前記トランステューサ素子端子にそれぞれ結合され、前記第2端子の数が前記第1端子の数より少ない、当該第1時分割マルチブレクサと、

前記第1時分割マルチブレクサの前記第2端子に結合された通信リンクと、

複数の第3端子及び少なくとも1つの第4端子を持つ第2時分割マルチブレクサであって、前記第4端子が前記通信リンクに結合され、前記第3端子の数が前記第1端子の数と等しく、前記第4端子の数が前記第2端子の数に等しい、当該第2時分割マルチブレクサと、

前記第2時分割マルチブレクサの前記第3端子に結合された超音波プロセッサと、
 を有する診断用超音波撮像システムであって、

前記スキャンヘッドからの受信信号を前記超音波プロセッサに結合するのに、前記第1時分割マルチブレクサを使用して前記受信信号を時分割多重化し、前記第2時分割マルチブレクサを使用して前記時分割多重化された受信信号を時分割分離し、

前記超音波プロセッサからの送信信号を前記スキャンヘッドに結合するのに、前記第2時分割マルチブレクサを使用して前記送信信号を時分割多重化し、前記第1時分割マルチ

フレクサを使用して前記時分割多重化された送信信号を時分割分離する、診断用超音波撮像システム。

【請求項 2】

前記第1時分割マルチフレクサが、

前記複数の第1端子及び前記通信リンクに結合された前記第2端子を持つ第1マルチフレクサ回路であって、前記複数の第1端子は、対応する前記トランスデューサ素子の前記トランスデューサ素子端子に結合され、前記第1マルチフレクサ回路が、前記第2端子を前記複数の第1端子のそれぞれに結合するために制御入力部に印加される第1デジタル制御信号に応答する当該第1マルチフレクサ回路、

を有する、請求項1に記載の診断用超音波撮像システム。

10

【請求項 3】

前記第1時分割マルチフレクサが、

それぞれ対応する前記トランスデューサ素子に結合される複数の入力端子を持つサンプル／ホールド回路であって、前記トランスデューサ素子のそれぞれから結合された信号のサンプルを保持し且つ対応する出力端子に前記サンプルを供給するように動作する当該サンプル／ホールド回路と、

前記複数の第1端子と前記第2端子とを持つ第1マルチフレクサ回路であって、前記複数の第1端子が、前記サンプル／ホールド回路の前記対応する出力端子に結合され、前記第1マルチフレクサ回路が、前記第2端子を前記複数の第1端子のそれぞれに結合するために制御入力部に印加される第1デジタル制御信号に応答する当該第1マルチフレクサ回路と、

を有する、請求項1に記載の診断用超音波撮像システム。

20

【請求項 4】

前記第2時分割マルチフレクサが、

前記超音波プロセッサに結合された前記複数の第3端子と前記通信リンクに結合された前記第4端子とを持つ第2マルチフレクサ回路であって、前記第4端子を前記複数の第3端子のそれぞれに結合するために制御入力部に印加される第2デジタル制御信号に応答する当該第2マルチフレクサ回路、

を有する、請求項2又は3に記載の診断用超音波撮像システム。

30

【請求項 5】

前記第2時分割マルチフレクサが、前記通信リンクに結合された入力端子と、前記超音波プロセッサに結合されたデジタル出力ポートを持つアナログ／デジタルコンバータを有し、前記アナログ／デジタルコンバータが、クロック信号に応答して前記通信リンクから受信された電圧レベルを対応するデジタル値に変換し、前記デジタル値を前記デジタル出力ポートに印加する、請求項2又は3に記載の診断用超音波撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、診断用超音波撮像システムに関し、より詳しくは、超音波スキャンヘッドを超音波プロセッサに結合する相対的に少ないチャネルを持つ通信リンクを有するシステムに関する。

40

【背景技術】

【0002】

超音波診断撮像システムは、超音波撮像及び測定を実行するのに幅広く使用されている。例えば、心臓専門医、放射線専門医、及び産科医は、それぞれ心臓、様々な腹部の臓器、又は発育している胎児を検査するために超音波撮像システムを使用する。診断画像は、スキャンヘッドを患者の皮膚に対して配置し、前記スキャンヘッド内に配置された超音波トランスデューサ素子を作動して超音波エネルギーを前記患者の体に送ることにより、これらのシステムから得られる。これに応答して、超音波エコーは、前記体の内部構造から反射され、戻ってくる音響エコーは、前記スキャンヘッド内の前記トランスデューサ素子に

50

より電子信号に変換される。

【0003】

図1は、先行技術による超音波撮像システム10を示す。スキャンヘッド12は、ハンドル部14を含み、ハンドル部14は、トランスデューサ・アセンブリ16を支える。トランスデューサ・アセンブリ16は、一般に、チタン酸バリウム又はチタン酸ジルコン酸鉛(PZT)のような結晶性材料から形成され、それぞれ超音波周波数における信号を送信及び受信することができる圧電性トランスデューサ素子18のアレイを形成するように構成される。このように形成されたトランスデューサ素子18は、線形アレイに配置されてもよく、又は代わりに、様々な2次元構成で配置されてもよい。スキャンヘッド・ケーブル20は、プロセッサ22及びスキャンヘッド12が通信することを可能にするために、一端でスキャンヘッド12に結合され、反対の端で超音波プロセッサ22に結合される。超音波プロセッサ22は、トランスデューサ・アセンブリ16により送信された超音波信号の焦点を合わせるためにスキャンヘッド12と信号を交換することができるビームフォーマ24を含む。焦点合わせは、各素子において印加された電圧の相対的な時間遅延を制御することにより達成され、これにより前記電圧は、走査される体の中の選択された点に焦点を合わせた最終的な超音波信号を生成するために組み合わされる。このように達成された焦点は、各連続するトランスミッタ励起において移動されることができ、これにより送信される信号は、前記トランスデューサを動かさずに体内の様々な深さにおいて前記体を横断して走査することができる。同様な原理は、前記トランスデューサが前記体の内部領域からリターンエコーを受信する場合にもあてはまる。トランスデューサ素子18において生成される電圧は、時間において個々に遅延され、最終的な信号が、前記体内の単一の受信焦点から反射された音響エコーにより支配されるように合計される。焦点を合わせた前記信号は、この場合、視覚的なディスプレイ28上に前記体の走査された領域の視覚的な画像を表示する前に、後の付加的な処理のために超音波プロセッサ22内に配置された画像プロセッサ26に転送することができる。システム・コントローラ30は、ビームフォーマ24及び画像プロセッサ26と協動的に相互作用してビーム形成信号の処理及びビームフォーマ24からのデータフローを制御する。

【0004】

より細かい解像度を持つ診断画像と、トランスデューサ素子の2次元アレイを必要とする3次元診断画像とに対する必要性は、非常に多数の個々のトランスデューサ素子18を含むトランスデューサ・アセンブリを持つシステムの開発に進歩的に導いた。結果として、トランスデューサ・アレイ16は、数百から三千ほどの範囲の数の個々のトランスデューサ素子18を含みうる。一般に、トランスデューサ・アセンブリ16内の各トランスデューサ素子18は、個々の同軸ラインによりプロセッサ22に結合されなければならない。全ての前記同軸ラインがスキャンヘッド・ケーブル20を通って延在するので、スキャンヘッド・ケーブル20の直径は、トランスデューサ素子18の数が増加するにつれて増加する。結果として、トランスデューサ・アセンブリ16のサイズが増加するので、スキャンヘッド・ケーブル20は、ケーブルの減少された可とう性と増加されたケーブルサイズ及び重さとにより、超音波処置の間に操作することは增加的に難しくなる。トランスデューサ・アレイのサイズ及び複雑さが着実に増加すると、スキャンヘッド・ケーブル20の直径及び重さは、ひどく大きくなることができる。

【0005】

スキャンヘッド12が、より容易に操作されることを可能にする1つの技術は、スキャンヘッド12と超音波プロセッサ22との間に同軸ケーブル以外の通信リンクを使用することである。例えば、無線又は光リンクが、同軸ケーブルの代わりに使用されることがある。しかしながら、多数のトランスデューサ素子18のそれぞれからの信号をプロセッサ22に結合する必要性は、他の理由でも問題となりうる。例えば、無線リンクの間のクロスカップリングを防ぐことは難しいことがありえ、スキャンヘッド12と超音波プロセッサ22との間に光リンクに必要な自由な“見通し線”を維持することが難しいことがありうる。従って、無線又は光リンクは、スキャンヘッド・ケーブルの重さ及び可とう性の

問題を解決することができるが、これは、解決するのが難しい他の問題を作る。

【0006】

幾つかの先行技術の超音波撮像システムは、スキャンヘッド12と超音波プロセッサ22との間に延在するケーブル20内の同軸ラインの数の減少に帰着したスキャンヘッド12内の回路を採用した。これらの先行技術の超音波撮像システムの幾つかは、最初は、かなり少数のトランスデューサ素子を持つスキャンヘッドに対して設計された。多数のトランスデューサ素子18を持つスキャンヘッド12が開発されたとき、これらは、スキャンヘッド12内にマルチプレクサ(図示されていない)を配置することにより既存の超音波プロセッサ22と共に使用するように構成された。この場合、異なるグループのトランスデューサ素子18を超音波プロセッサ22に選択的に結合するために前記マルチプレクサを使用することによりスキャンヘッド18内の全てよりは少ないトランスデューサ素子18からなる開口からの信号を使用して、ビームが合成されることができる。この場合、超音波画像は、送信開口、受信開口、又は両方が各サイクルに対して前記マルチプレクサを使用して再配置される複数の送信及び受信サイクルの処理により得られる。

10

【0007】

このアプローチが、かなり多数のトランスデューサ素子18を持つスキャンヘッドを、より少数のビームフォーマ24入力チャネルを持つ超音波プロセッサに対して適合する点で成功であったが、この成功は、代償無しでは得られない。特に、各超音波画像を得るために複数の送信及び受信サイクルを実行する必要性は、前記超音波撮像システムのフレームレートを大幅に減少することができ、従って、超音波画像を得るには、かなり時間がかかる。加えて、前記システムは、どの時点においても前記スキャンヘッド内の利用可能な開口全体を使用することができない。

20

【0008】

スキャンヘッド・ケーブル20内の同軸ケーブルの数の減少に帰着する、先行技術の超音波撮像システムにおいて使用された他の技術は、ビームフォーマ24により実行される処理機能の少なくとも幾つかを実行する前処理回路をスキャンヘッド12内に配置することである。トランスデューサ素子18からの前処理信号の結果として、トランスデューサ素子18からの信号は、同軸ケーブルを介して結合されなければならない信号の数を減らすために組み合わされる。結果として、スキャンヘッド12内の前処理回路を使用することは、スキャンヘッド・ケーブル20内の同軸ケーブルの数を減少する。このアプローチが、スキャンヘッド・ケーブル20内の同軸ケーブルの数の全体的な減少を可能にするが、重大な欠点が依然として存在する。例えば、機能の少なくとも幾つかがスキャンヘッド12の設計により固定されるので、超音波プロセッサ22が、得られる画像の種類及び他の要素に依存してスキャンヘッド12とインターフェースすることができる可とう性は、減少される。更に、トランスデューサ素子18アセンブリが全体的に又は部分的にの何れかで故障する場合には、かなり高価な前処理回路を含むスキャンヘッド12は、故障したトランスデューサ素子18と共に捨てられなければならないかもしれない。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

40

従って、多数の素子を持つにもかかわらず、可とう性と、全ての前記トランスデューサ素子を相対的に太いケーブルを介して前記超音波プロセッサに同時に結合することにより得られることができる機能性とを犠牲にすることなく、相対的に細いケーブル又は相対的に少ないチャネルを持つ通信リンクを介して前記超音波プロセッサに結合されることができるスキャンヘッドに対する必要性が存在する。

【課題を解決するための手段】

【0010】

超音波診断用撮像システム及び方法は、超音波スキャンヘッド内の対応するトランスデューサ素子からの信号を組み合わせて複合信号とし、前記複合信号を超音波プロセッサに結合する。前記複合信号は、この場合、前記超音波プロセッサにおいて構成成分に分離さ

50

れ、前記トランステューサ素子からの元の信号を回復する。結果として、相対的に少ない同軸ケーブルのような相対的に少ないチャネルを持つ通信リンクは、前記スキャンヘッドからの前記複合信号を前記超音波プロセッサに結合するために使用されることがある。前記トランステューサ素子からの前記信号は、前記スキャンヘッドにおいて組み合わされ、前記超音波プロセッサにおいて時分割多重化により分離されることがある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

本発明による診断用超音波撮像システム40の実施例が、図2に図示される。システム40は、図1のシステム10に非常に類似している。従って、簡略にするため、同一の構成要素は、同じ参照符号を与えられ、これらの構造及び動作の説明は繰り返されないだろう。図2のシステム40は、相対的に細いスキャンヘッド・ケーブル46がスキャンヘッド44を超音波プロセッサ50に結合することを可能にする異なるスキャンヘッド44を使用する点で図1のシステム10とは異なる。スキャンヘッド44は、信号結合器52の包含を除き図1のシステム10で使用されるスキャンヘッド12と実質的に同一であり、様々な実施例が、下に説明されるだろう。同様に、超音波プロセッサ50は、信号分離器56の存在を除いて図1のシステム10で使用される超音波プロセッサ22と実質的に同一であり、様々な実施例が、下に説明されるだろう。

【0012】

信号結合器52及び信号分離器56の実施例は、図3に示される。本実施例において、信号結合器52は、時分割マルチプレクサ60を使用して実施され、信号分離器56は、時分割デマルチプレクサ60を使用して実施される。マルチプレクサ60及びデマルチプレクサ64は、信号ライン66及び少なくとも1つの制御ライン68を介して互いに結合され、全ての前記ラインは、スキャンヘッド・ケーブル46(図2)を通って延在する。

【0013】

マルチプレクサ60及びデマルチプレクサ64の動作は、ここで図4を参照して説明されるだろう。図4に示されるように、複数の信号S₁、S₂...S_Nは、対応するトランステューサ素子18により生成される。トランステューサ素子18は、時分割マルチプレクサ60の対応する入力部に結合され、時分割マルチプレクサ60は、対応する時間t₁、t₂...t_N; t₁+t₂+t...t_N+t; t₁+2t₂+t₃...t_N+2t等の対応する時間に前記信号をサンプリングする。前記信号は、增幅のような前記スキャンヘッド内の他の信号調整を受けてもよい。サンプルは、この場合、信号ライン66に印加され、信号ライン66を介して時分割デマルチプレクサ64に結合される。デマルチプレクサ64は、トランステューサ素子18からの前記サンプルを対応する出力端子に印加してトランステューサ素子18により生成された信号を再作成する。タイミングtは、トランステューサ素子18からの前記信号の最高周波数成分の少なくとも2倍の逆数を選択され、これにより全ての周波数成分は、信号ライン66を介して結合されるだろう。必要とされる信号ライン66の数は、トランステューサ素子18の数、トランステューサ素子18からの前記信号の最大周波数成分、及び信号ライン66の帯域幅に依存するだろう。一実施例において、トランステューサ素子18のそれぞれからの信号は、20MHzでサンプリングされ、これによりサンプルは、10MHzまでの前記信号の全ての周波数成分を保持することができる。信号ライン66は、500MHzの帯域幅を持つ。結果として、信号ライン66は、25のトランステューサ素子18からの前記信号を結合することができる。200のトランステューサ素子18を持つスキャンヘッド44は、従って、8の信号ライン66を必要とするだろう。特に有利である信号ラインは、光ファイバ・リンクであり、光ファイバ・リンクの幅広いスペクトルは、波分割多重(WDM)及び他の光多重化技術により多数のトランステューサ素子に対するチャネルに対応することができる。

【0014】

ビームフォーマ24からの信号は、本質的に同じ態様で超音波エネルギーのパルスを送信するためにスキャンヘッド44に結合されることがある。事実、本発明の幾つかの実施

10

20

30

40

50

例において、マルチプレクサ 60 及びデマルチプレクサ 64 は、同じ回路を用いて実施されることができる。簡略にするため、本発明の様々な実施例は、スキャンヘッド 44 からの受信信号を超音波プロセッサ 50 に結合する目的で記述されるだろう。しかしながら、同じ技術が、超音波プロセッサ 50 からの送信信号をスキャンヘッド 44 に結合するために使用されると理解されるだろう。また、タイミング情報を含む前記送信信号は、通常、ビームフォーマ 24 によりデジタル形式で生成され、これらのデジタル信号は、従って、スキャンヘッド 44 に効率的に結合される。

【0015】

時分割マルチプレクサ 60 及び時分割デマルチプレクサ 64 の実施例が、図 5 に示される。時分割マルチプレクサ 60 は、対応するトランスデューサ素子 18 に結合された入力端子と、信号ライン 66 に結合された单一の出力端子とを持つ従来のマルチプレクサ回路 70 を用いて実施される。マルチプレクサ回路 70 は、超音波プロセッサ 50 からの CLK 信号によりクロックされ、超音波プロセッサ 50 内の他の回路（図示されていない）からの RST 信号によりリセットされるカウンタ 72 からの信号により制御される。超音波プロセッサ 50 内の時分割デマルチプレクサ 64 は、カウンタ 78 からの信号により制御されるデマルチプレクサ回路 76 を用いて同様に実施される。カウンタ 78 は、カウンタ 72 をクロック及びリセットするのに使用された同じ CLK 及び RST 信号によりクロック及びリセットされる。

【0016】

動作中に、カウンタ 72、78 は、初めに RST パルスによりリセットされ、これによりカウンタ 72 は、第 1 トランスデューサ素子 18 を信号ライン 66 に結合し、デマルチプレクサ 76 は、信号ライン 66 を第 1 出力端子に結合する。カウンタ 72、78 は、この場合、CLK パルスにより逐次的に増加され、これによりマルチプレクサ 70 に連続したトランスデューサ素子 18 を信号ライン 66 に結合させる。同時に、デマルチプレクサ 76 は、信号ライン 66 をデマルチプレクサ 76 の対応する出力端子に結合する。デマルチプレクサ 76 の前記出力端子は、相対的に太く、重く且つ不とう性のスキャンヘッド・ケーブル 20 を持つ従来のスキャンヘッド 12 が結合されるだろう、ビームフォーマ 24 のような超音波プロセッサ 50 の同じ構成要素に結合される。

【0017】

図 6 は、図 5 の時分割マルチプレクサ 60 と共に使用可能である時分割デマルチプレクサ 64 の他の実施例を示す。時分割デマルチプレクサ 64 は、カウンタ 72 に印加される同じ CLK 信号により制御されるアナログ / デジタル（“A / D”）コンバータ 80 を用いて実施される。本実施例において、時分割マルチプレクサ 60 は、図 5 を参照して上で記述されたのと同じ態様で動作する。A / D コンバータ 80 は、信号ライン 66 上に存在するサンプルの振幅を決定し、対応するデジタル値を生成する。前記デジタル値は、前記スキャンヘッドに通常結合される回路から“下流”にある超音波プロセッサ 50 内の回路に印加される。例えば、トランスデューサ素子 18 からの信号は、典型的には、ビームフォーマ 24 内の A / D コンバータに結合される。図 6 の実施例において、A / D コンバータ 80 の出力部は、前記ビームフォーマ内の前記 A / D コンバータの出力部が通常接続されるだろう場所と同じ場所でビームフォーマ 24 に結合されるだろう。

【0018】

動作中に、超音波プロセッサ 50 は、初めに、RST パルスをカウンタ 72 に印加する。カウンタ 72 は、この場合、デジタル値をマルチプレクサ 70 に印加してマルチプレクサ 70 に第 1 トランスデューサ素子 18 を信号ライン 66 に結合させる。第 1 CLK パルスは、この場合、カウンタ 72 を増加してマルチプレクサ 70 に第 2 トランスデューサ素子 18 を信号ライン 66 に結合させる。しかしながら、カウンタ 72 及びマルチプレクサ 70 が前記 CLK パルスに応答することができる前に、前記 CLK パルスは、A / D コンバータ 80 に第 1 トランスデューサ素子 18 からの信号のサンプルの振幅を示すデジタルワードを出力させる。残りのトランスデューサ素子 18 からのサンプルの振幅に対応するデジタルワードは、同じ態様で得られる。

10

20

30

40

50

【0019】

時分割デマルチプレクサの他の実施例は、図7に図示される。20MHzサンプルレート及び500MHzの通信リンク帯域幅の例において、500MHzで動作するA/Dコンバータを採用することはかなり高価であるかもしれない。80MHzで動作する低周波A/Dコンバータは、より実際的且つ経済的である。この低周波数において、前記スキャンヘッド内のアナログ・マルチプレクサ60'は、単一のケーブル内に複数の信号、例えば24のトランスデューサ素子からの24の信号を多重化するために使用されることができる。前記ケーブルの超音波システム側において、アナログ・デマルチプレクサ64'は、変調速度のわずか、例えばマルチプレクサ60'のレートの6分の1で動作し、それぞれ4つの時分割多重化信号を有する6つのアナログ出力を生成する。デマルチプレクサ64'のクロック信号は、図7におけるMで除算することにより示されるように、カウンタ78の出力をMで除算することにより作成されることができる。前記デマルチプレクサの出力は、それぞれデマルチプレクサ64'と同じレート、本例においてはマルチプレクサ60'のレートの6分の1で動作する6つのA/Dコンバータに結合される。各A/Dコンバータの出力ストリームにおける時分割多重化された4つのチャネルは、この場合、上で述べられたデジタル領域で分離される。

【0020】

図8は、図5、6又は7の時分割デマルチプレクサ64と共に使用可能である時分割マルチプレクサ60の他の実施例を示す。図8の時分割マルチプレクサ60により実行される機能は、トランスデューサ素子18からの信号がサンプリングされるタイミングにおいて図5の時分割マルチプレクサ60により実行される機能と異なる。図5の時分割マルチプレクサ60において、トランスデューサ素子18からの信号は、異なる時間にサンプリングされる。サンプルを得る際の相対的な遅延は、ビームフォーマ24においてトランスデューサ素子18からの信号を処理する場合に考慮に入れられなければならない。結果として、ビームフォーマ24における前記信号の処理は、トランスデューサ素子18からの信号が、いつでもサンプリングができる従来の診断用超音波撮像システムより複雑である。

【0021】

図8の時分割マルチプレクサ60は、サンプル/ホールド("S/H")回路90と、マルチプレクサ回路92と、マルチプレクサ回路92の動作を制御するカウンタ94とを用いて実施される。動作中に、超音波プロセッサ50は、S/H回路90に全てのトランスデューサ素子18から対応する出力部において前記信号を同時にサンプリングさせるRSTパルスを生成する。前記RSTパルスは、カウンタ94をリセットし、これによりマルチプレクサ回路92にS/H回路90からの第1出力を信号ライン66に結合させる。この後のCLKパルスは、S/H回路90からの残りの出力を信号ライン66に順次結合する。S/H回路90からの全ての前記出力が、信号ライン66に結合された後に、前記RSTパルスは、再び生成され、全てのトランスデューサ素子18からの前記信号を再びサンプリングする。

【0022】

図2の信号結合器52及び信号分離器56の上述の実施例は、時分割多重化を使用する。しかしながら、信号結合器52及び信号分離器56は、周波数分割多重化のような他の手段を代わりに使用することができる。例えば、図9を参照して、各トランスデューサ素子18は、例えば周波数変調器、位相変調器又は振幅変調器であってもよい対応する変調器100に結合される。変調器100の出力部は、合計器102に結合される。変調器100のそれぞれは、異なる周波数帯で動作し、該帯域内のキャリア信号は、例えば振幅変調器("AM")、周波数変調器("FM")又は位相変調器("PM")を介して、対応するトランスデューサ素子18からの信号により変調される。前記AMは、両側波帯振幅変調器であってもよく、又は帯域幅効率を2倍にするために、単側波帯振幅変調器であってもよい。図10に図示されるように、第1変調器100aは、 f_0 乃至 $f_0 + f_f$ にわたる周波数帯で動作し、第2変調器100bは、 $f_0 + f_f$ 乃至 $f_0 + 2f_f$ にわたる

周波数帯で動作し、以下も同様である。周波数帯の幅 f は、全ての周波数成分が信号ライン 66 を介して結合されるように、トランスデューサ素子 18 からの信号の最高周波数成分の少なくとも 2 倍に選択される。

【0023】

図 9 の実施例は、それぞれが反射された超音波の振幅に対応する電圧を生成するトランスデューサ素子 18 に関する説明だが、他の技術も可能である。例えば、トランスデューサ素子 18 は、MEMS 技術を使用して作れることが可能である。各可変リアクタンス音響トランスデューサ素子であってもよい。各可変リアクタンス音響トランスデューサ素子のキャパシタンスは、超音波振幅の関数であろう。各可変リアクタンス音響トランスデューサ素子は、発振器回路（図示されていない）内で使用され、前記発振器の動作周波数を決定するだろう。前記発振器の動作周波数は、従って、超音波エコーの振幅を示すだろう。前記発振器からの信号は、この場合、対応する変調器 100 を変調するために使用されるだろう。

10

【0024】

合計器 102 の出力部における複合信号は、信号ライン 66 を介して復調器 108 のセットに結合され、復調器 108 の 1 つは、各変調器に対して備えられる。各復調器 108 は、対応する変調器 100 が動作するのと同じ周波数帯で動作し、これにより各復調器 108 は、対応するトランスデューサ素子 18 からの出力信号を回復する。復調器 108 の出力部における信号は、スキャンヘッド・ケーブル 20 を介して個々に結合されたトランスデューサ素子 18 からの信号が結合される場所と同じ場所で超音波プロセッサ 50 内のビームフォーマ 24 に結合される。

20

【0025】

上記のことから、本発明の特定の実施例が、説明のためにここに記述されたが、本発明の精神及び範囲から外れることなく様々な変更が行われうることが理解されるだろう。例えば、様々な信号結合器及び信号分離器の実施例は、信号ラインを介して互いに結合されていると記述されたが、他の通信リンクが使用されることができる。例えば、信号結合器は、無線又は光通信リンクを介して信号分離器に結合されることができる。従って、本発明は、添付請求項によるものを除き制限されない。

【図面の簡単な説明】

【0026】

30

【図 1】スキャンヘッドを超音波プロセッサに接続するために相対的に太く、重く且つ不とう性のケーブルが使用される従来の診断用超音波撮像システムのブロック図である。

【図 2】スキャンヘッドを超音波プロセッサに接続するために相対的に細く、軽く且つ可とう性のケーブルが使用される本発明の一実施例による診断用超音波撮像システムのブロック図である。

【図 3】時分割多重化を採用する図 2 のシステムにおいて使用可能な超音波プロセッサの一部とスキャンヘッドとの実施例のブロック図である。

【図 4】図 3 のスキャンヘッド及びプロセッサの動作を図示する波形図である。

【図 5】図 3 の時分割多重化の実施例において使用可能な超音波プロセッサの一部とスキャンヘッドとの実施例のブロック図である。

40

【図 6】図 3 の時分割多重化の実施例において使用可能な超音波プロセッサの一部とスキャンヘッドとの他の実施例のブロック図である。

【図 7】図 3 の時分割多重化の実施例において使用可能な超音波プロセッサの一部とスキャンヘッドとの他の実施例のブロック図である。

【図 8】図 3 の時分割多重化の実施例において使用可能なスキャンヘッドの他の実施例のブロック図である。

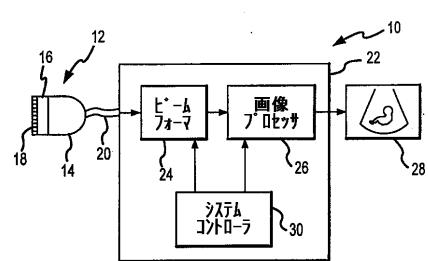
【図 9】周波数分割多重化を採用する図 2 のシステムにおいて使用可能な超音波プロセッサの一部とスキャンヘッドとの実施例のブロック図である。

【図 10】図 9 のスキャンヘッド及びプロセッサの動作を図示する周波数スペクトル図である。

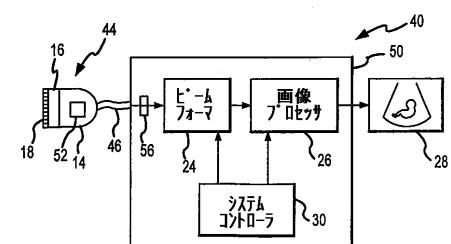
50

【図1】本発明の説明図である。

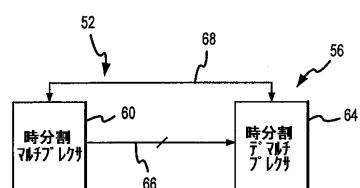
【図1】



【図2】



【図3】



【図4】

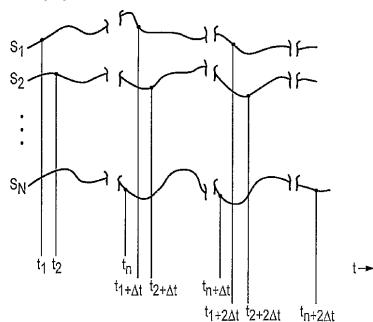
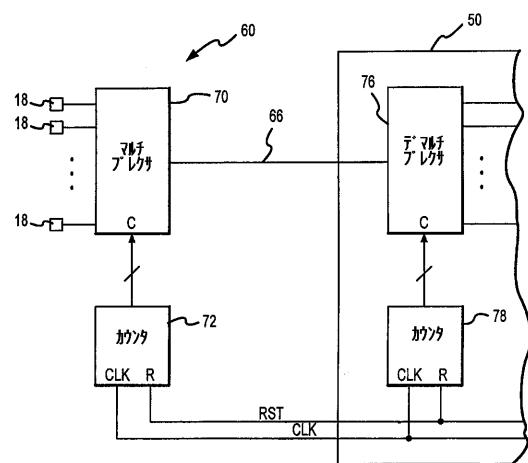
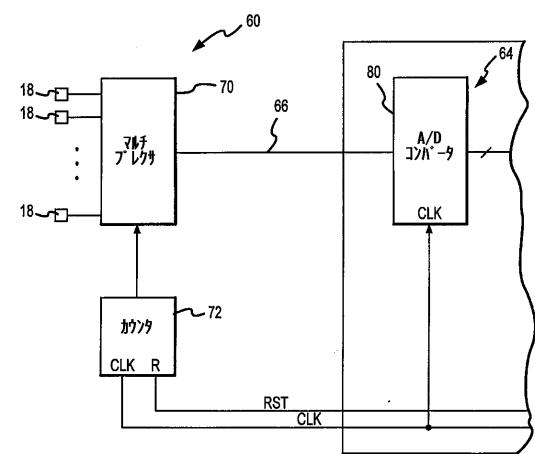


FIG.4

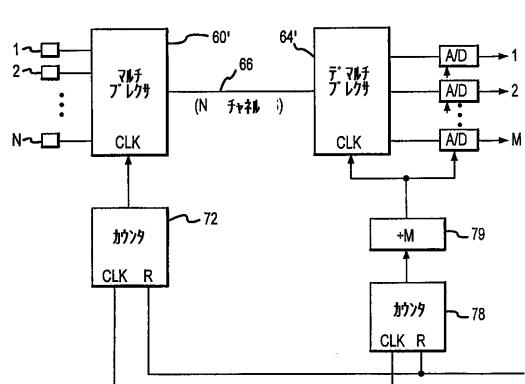
【図5】



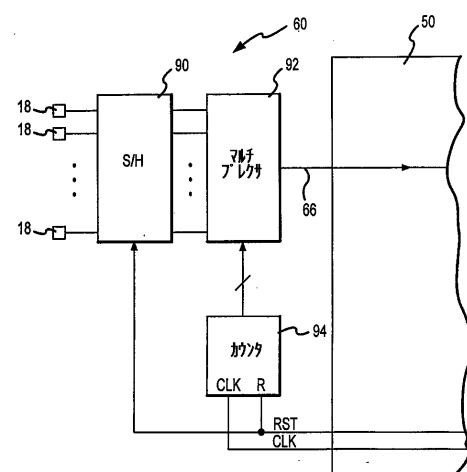
【図6】



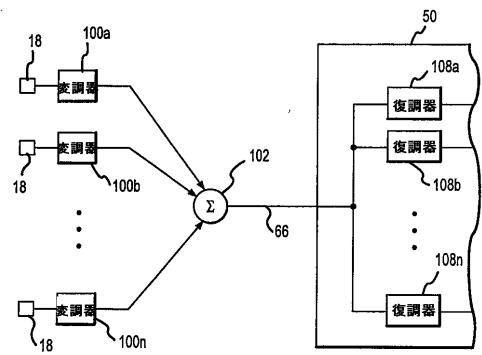
【図7】



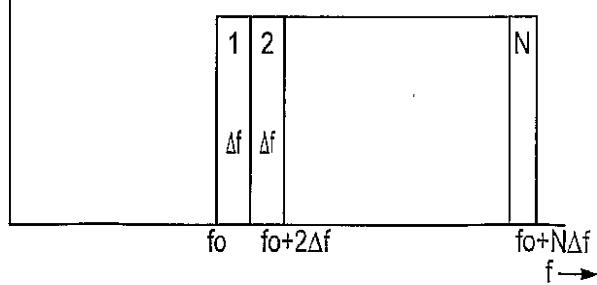
【図8】



【図9】



【図10】



【図11】

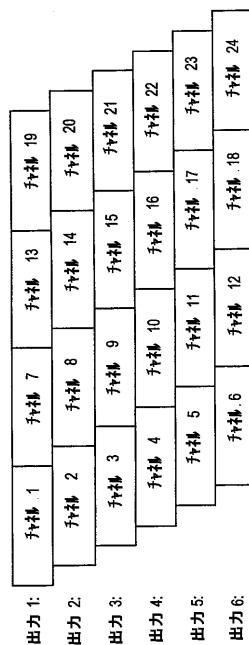


FIG.10

フロントページの続き

(72)発明者 シワルツ ガリイ エイ
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 シーオー
(72)発明者 ヘンデルソン デレク
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 シーオー
(72)発明者 マクスウェル ドウグ
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 シーオー
(72)発明者 スティセ ジヨン
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 シーオー
(72)発明者 ハルノイス マルコルム
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 シーオー

合議体

審判長 岡田 孝博
審判官 石川 太郎
審判官 後藤 時男

(56)参考文献 実開昭62-84406 (JP, U)
特表平10-504480 (JP, A)
特開平4-314435 (JP, A)
米国特許第6142946 (US, A)
特開平5-92002 (JP, A)
特開平3-178644 (JP, A)
国際公開第01/85031 (WO, A1)
特公昭54-34556 (JP, B2)
特開平7-177122 (JP, A)
特開昭60-53344 (JP, A)
特開平1-98336 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

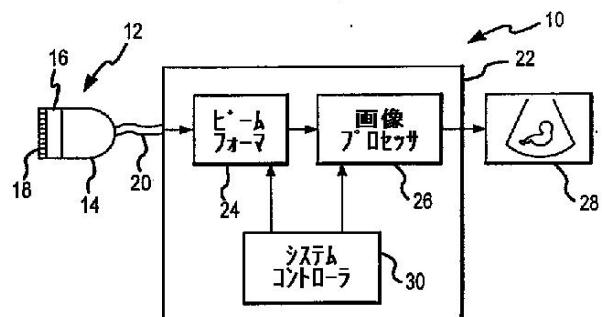
A61B 8/00

专利名称(译)	具有组合扫描头连接的诊断超声成像系统		
公开(公告)号	JP4869555B2	公开(公告)日	2012-02-08
申请号	JP2003572465	申请日	2003-03-03
[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		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ヤゴジエイメスアール シワルツガリイエイ ヘンデルソンデレク マクスウェルドウグ スティセジョン ハルノイスマルコルム		
发明人	ヤゴジエイメスアール シワルツガリイエイ ヘンデルソンデレク マクスウェルドウグ スティセジョン ハルノイスマルコルム		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52025 G01S15/8918 G01S15/8925		
FI分类号	A61B8/00		
审查员(译)	冈田孝弘		
助理审查员(译)	石川太郎 东京转到		
优先权	10/091952 2002-03-05 US		
其他公开文献	JP2005518860A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

诊断超声成像系统包括具有多个换能器元件的扫描头。信号组合器，例如时分复用器或频分复用器，耦合到每个换能器元件。信号组合器将来自换能器元件的信号组合成复合信号，并通过导线或其他通信链路将复合信号耦合到超声处理器。诸如时分多路分解器或频分多路分解器的信号分离器耦合到链路，并从复合信号中恢复来自换能器元件的每个信号。

【図1】



【図2】