

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2012-505696
(P2012-505696A)

(43) 公表日 平成24年3月8日(2012.3.8)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
H 0 4 R 3/00 (2006.01)	H 0 4 R 3/00 3 3 0	5 D 0 1 9

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2011-531613 (P2011-531613)
 (86) (22) 出願日 平成21年10月12日 (2009.10.12)
 (85) 翻訳文提出日 平成23年4月14日 (2011.4.14)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2009/054479
 (87) 国際公開番号 W02010/046803
 (87) 国際公開日 平成22年4月29日 (2010.4.29)
 (31) 優先権主張番号 61/106,652
 (32) 優先日 平成20年10月20日 (2008.10.20)
 (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
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アインドーフエン 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 笛田 秀仙
 (74) 代理人 100163809
 弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 高電圧トランスデューサを備える低電圧超音波システム

(57) 【要約】

超音波診断撮像システムは、低電圧送信機を用いてプローブ信号導体を駆動し、入力がこの信号導体に結合される低電圧受信機又はプリアンプを持つフロントエンド回路を含む低電圧超音波信号経路を持つ。送信高電圧が、システムメインフレームにおいて生み出され、プローブにおける高電圧送信機にプローブケーブルにより結合される。このプローブは、この信号導体に結合される低電圧入力と、トランスデューサアレイの要素に結合される出力とを持つ。送信 / 受信スイッチは、プローブに配置され、高電圧送信機と並列に結合される。

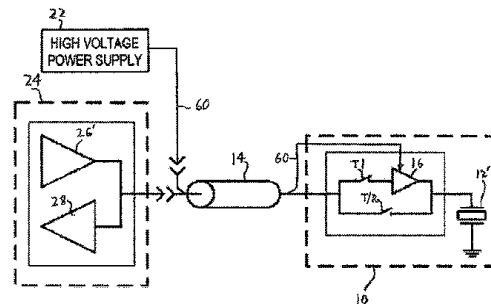


Fig. 4

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

低電圧システムメインフレーム信号経路を持つ超音波診断撮像システムであって、
各々がプローブ信号導体に結合される複数の低電圧送信機出力と低電圧受信機入力とを
持つ超音波システムメインフレームと、

プローブ高圧電源導体に結合される高圧電源と、

超音波プローブとを有し、該プローブが、トランスデューサ要素のアレイと、各々が前
記高圧電源導体に結合され、入力がプローブ信号導体に結合され、出力がトランスデュー
サ要素に結合される高電圧送信機と、各々がトランスデューサ要素及びプローブ信号導体
の間で結合される複数の送信 / 受信スイッチとを持つ、超音波診断撮像システム。

10

【請求項 2】

前記超音波プローブが更に、各々がトランスデューサ要素及びプローブ信号導体の間で
結合される複数のプリアンプを有する、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 3】

前記超音波プローブが更に、各々がトランスデューサ要素及びプローブ信号導体の間で
結合される複数の遅延部を有する、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 4】

前記超音波システムメインフレームが、各々がプローブ信号導体に結合するよう構成さ
れる複数のビーム形成チャンネルを伴い構成され、

各ビーム形成チャンネルは、前記チャンネルに関する前記プローブ信号導体に結合される出
力を持つ低電圧送信機と、前記チャンネルに関する前記プローブ信号導体に結合される入力
を持つ低電圧受信機とを含む、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

20

【請求項 5】

前記プローブ信号導体及び前記高圧電源導体が、前記超音波プローブのケーブルに含ま
れる、請求項 4 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 6】

前記超音波プローブが、各々がトランスデューサ要素を持ち、個別のプローブ信号導体
に結合される複数のプローブチャンネルを伴い構成され、

プローブチャンネルが更に、プローブ信号導体及びトランスデューサ要素の間で直列に結
合される送信スイッチ及び高電圧送信機と、前記高電圧送信機と並列に結合される送信 /
受信スイッチとを有する、請求項 5 に記載の超音波診断撮像システム。

30

【請求項 7】

前記高圧電源導体が、前記高電圧送信機の各々に結合される、請求項 6 に記載の超音波
診断撮像システム。

【請求項 8】

各プローブチャンネルが更に、第 2 のトランスデューサ要素を有し、

各プローブチャンネルが更に、前記チャンネルに関する前記プローブ信号導体と前記チャ
ネルに関する前記第 2 のトランスデューサ要素との間で直列に結合される第 2 の送信機及び
第 2 の高電圧送信機と、前記第 2 の高電圧送信機と並列に結合される第 2 の送信 / 受信ス
イッチとを有する、請求項 7 に記載の超音波診断撮像システム。

40

【請求項 9】

各プローブチャンネルが、複数のトランスデューサ要素を含み、

プローブチャンネルは更に、複数のマイクロビーム形成器チャンネルを有し、各マイクロ
ビーム形成器チャンネルが、前記プローブチャンネルに関する前記プローブ信号導体に結合さ
れる遅延要素と、前記遅延要素及びトランスデューサ要素の間で直列に結合される送信ス
イッチ及び高電圧送信機と、互いに直列に結合され、前記高電圧送信機と並列に結合される
プリアンプ及び送信 / 受信スイッチとを有する、請求項 7 に記載の超音波診断撮像システ
ム。

【請求項 10】

超音波診断撮像システムであって、

50

超音波システムメインフレームと、
 超音波プローブとを有し、
 前記超音波システムメインフレームが、
 高圧電源と、
 各々が低電圧送信機の出力及びプリアンプ又は受信機の入力に結合される複数のフロントエンドの入力/出力と、
 前記フロントエンドの入力/出力に結合されるビーム形成器と、信号プロセッサと、
 ディスプレイとを含み、
 前記超音波プローブが、
 前記高圧電源に結合される電源導体と前記フロントエンドの入力/出力に結合される複数の信号導体とを持つプローブケーブルと、
 複数のトランスデューサ要素と、
 各々が前記電源導体に結合され、各々が信号導体に結合される入力とトランスデューサ要素に結合される出力とを持つ、複数の高電圧送信機と、
 各々が高電圧送信機と並列に結合される複数の送信/受信スイッチとを含む、超音波診断撮像システム。

10

【請求項 1 1】

前記超音波システムメインフレームフロントエンドの前記低電圧送信機及びプリアンプ又は受信機が、低電圧集積回路として作られる、請求項 1 0 に記載の超音波診断撮像システム。

20

【請求項 1 2】

前記超音波プローブの前記高電圧送信機及び前記送信/受信スイッチが、高電圧の集積回路として作られる、請求項 1 0 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 1 3】

前記電源が、2つの補完的な高電圧を供給し、
 プローブケーブルは更に、前記2つの補完的な電圧に関する第1及び第2の電源導体を含む、請求項 1 0 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 1 4】

前記高電圧送信機がそれぞれ、パルス化された出力段を含む、請求項 1 0 に記載の超音波診断撮像システム。

30

【請求項 1 5】

前記高電圧送信機がそれぞれ、入力と出力とを持つリニア増幅器を有し、補完的な高電圧により電力を供給される出力段を含む、請求項 1 0 に記載の超音波診断撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断用超音波システムに関し、より詳細には、一体化された高圧電子機器を持つトランスデューサと共に作動する低電圧信号経路を持つ超音波システムに関する。

【背景技術】

40

【0002】

医療診断用超音波システムは、圧電トランスデューサ要素を用いて超音波を送信及び受信するプローブを使用する。圧電トランスデューサ要素は、このトランスデューサ要素により検出されることができ、戻りエコー信号を生じさせるのに十分なエネルギーを持つ組織を貫く送信信号レベルを実現するため、高電圧送信機回路を必要とする。より低い送信電圧は、超音波が組織をあまり貫通しないこと、不明瞭な画像を生じさせる貧弱な信号対ノイズレベル、又はより大きな深さからの検出可能なエコー信号が全くない状況を生じさせる。従って、今日の高性能超音波システムは通常、80ボルト以上のオーダーといった比較的高電圧の駆動信号を用いてトランスデューサ要素を駆動する。他方、受信機電子機器は、非常にデリケートな低電圧回路から成る。更に、受信機電子機器は、送信機回路と

50

同じトランスデューサ要素に接続されなければならない。これらの異なる要件の結果、送信/受信スイッチが必要になる。しばしばダイオードで形成される送信/受信スイッチは通常、エコー信号が受信される時閉じられ、高電圧回路から受信機を分離するため、送信機が作動するとき開かれる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

過去において、超音波システムの送信機及び受信機回路は、プリント回路基板上の別々の半導体要素で形成されてきた。しかし、半導体プロセスが進化したため、超音波システムの送信機及び受信機電子機器を一体化することができるようになった。今日超音波システムは、高圧送信機回路、低電圧受信機回路及び送信/受信スイッチを伴い構築されることができ、これらは全てが同じ集積回路に一体化される。しかしながら、この一体化は制限なしに行われるものではない。同じICに高電圧及び低電圧の電子機器が組み合わされることは、使用されることができないIC処理オプションを制限する。更に、送信機がプローブケーブルを介してプローブのトランスデューサ要素を駆動しなければならないので、単にケーブルを駆動するために、十分な出力が消費されなければならない。多くの超音波システムにおいて、ケーブルにおいて失われる出力を単に提供するために、送信出力のほぼ2/3が用いられる。このかなりの高出力の駆動能力は、集積回路が相当なサイズ及びコストとなることを必要とする。従って、超音波システムにおいて高電圧回路のサイズ及びコストを減らすことが望ましい。

10

20

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の原理によれば、システムメインフレームの超音波信号経路において低電圧回路だけを使用する診断用超音波システムが提供される。高圧送信機回路は、プローブに配置される。従って、信号経路に関してシステムメインフレームにおける唯一の高電圧回路は、プローブにおける送信回路に高電圧を供給する高圧電源である。これは、全体システム出力消費を減らす。なぜなら、システムメインフレームにおける高電圧送信機は、プローブケーブルにおける信号導体をもはや駆動しないからである。使用される出力が少なく、要求される冷却要件も低いため、システムパッケージが小さくされることができ。

30

【図面の簡単な説明】

【0005】

【図1】典型的な超音波診断撮像システムの信号経路をブロックダイアグラム形式で示す図である。

【図2】典型的な超音波システムのビーム形成器フロントエンド回路、ケーブル及び1Dアレイプローブトランスデューサをブロックダイアグラム形式で示す図である。

【図3】典型的な超音波システムのビーム形成器フロントエンド回路、ケーブル及び2Dアレイプローブトランスデューサをブロックダイアグラム形式で示す図である。

【図4】本発明の原理により構築される超音波システムのビーム形成器フロントエンド回路、ケーブル及び1Dアレイプローブトランスデューサをブロックダイアグラム形式で示す図である。

40

【図5】本発明の原理により構築される別の超音波システムのビーム形成器フロントエンド回路、ケーブル及び1Dアレイプローブトランスデューサをブロックダイアグラム形式で示す図である。

【図6】本発明の原理により構築される超音波システムのビーム形成器フロントエンド回路、ケーブル及び2Dアレイプローブトランスデューサをブロックダイアグラム形式で示す図である。

【図7】本発明の超音波システムに関するプローブでの使用に適した高電圧FET送信機回路を示す図である。

【図8】本発明の超音波システムに関するプローブでの使用に適した高電圧演算増幅器送信機回路を示す図である。

50

【発明を実施するための形態】

【0006】

図1を最初に参照すると、典型的な超音波システム信号経路がブロック図形式で示される。プローブ10は、超音波エネルギーを送信及び受信するトランスデューサアレイ12を含む。トランスデューサアレイ12は、画像平面からのエネルギーを送信及び受信するトランスデューサ要素の1次元(1D)アレイ又は2D又は3D撮像のためボリュメトリック領域からの超音波を送信及び受信する2次元(2D)アレイとすることができる。1Dアレイプローブは、特定のときにプローブケーブル14の導体に特定のアレイ要素を接続するための受動的なマッチング要素及びマルチプレクサを含むことができる。このプローブは、受信エコー信号のレベルを押し上げるためのプリアンプを有することもできる。2Dアレイプローブは通常、プローブにおけるビーム形成の一部を実行するためのマイクロビーム形成回路を含み、システムメインフレームにおけるビーム形成器20に3D画像信号を結合するのに他の態様で必要とされるケーブル導体の数を減らす。

10

【0007】

ハンドヘルド又は携帯ユニットからラップトップ状の構成又はカートベースのシステムまで、システムメインフレームは、複数の構成を取ることができる。システムメインフレームは、プローブケーブル14が接続されるビーム形成器20を含む。ビーム形成器20は、2つの機能、即ち送信及び受信を実行する。送信ビーム形成器は、所望の組織に浸透する超音波を提供するのに必要とされる高エネルギー信号を用いてトランスデューサアレイの要素を駆動することになる。この目的のため、送信ビーム形成器は、高圧電源22から高電圧を供給される。プローブにおけるトランスデューサ要素は、ケーブル14の導体を介して駆動される。送信ビーム形成器は、この要素だけでなくケーブルを駆動するためのエネルギーを供給しなければならない。送信機では対応する出力消費が存在する。ビーム形成器20は、アレイの要素により受信され、ケーブル14の導体を介してビーム形成器20に結合されるエコー信号をビーム形成する受信ビーム形成器も含む。コヒーレント・ビーム形成されたエコー信号は、例えばフィルタリング、検出、信号複合及びドップラー処理といった信号処理機能を実行する信号プロセッサ30に結合される。処理されたエコー信号は、表示のため所望の画像フォーマットへと信号を処理する画像プロセッサ40に結合される。結果として生じる画像信号は、画像ディスプレイ50に表示される。こうして、システムメインフレームにおける超音波信号経路は、メインフレームに対するプローブケーブル14の接続で始まり、ディスプレイ50での超音波画像の表示で終わる。メインフレームにおいて、信号がプローブ10及びケーブル14に送られて、これらから受信される。

20

30

【0008】

図2は、システムメインフレームのフロントエンド24を示す図である。ここで、プローブケーブル14及びトランスデューサアレイ12への接続がより詳細に説明される。図2は、1Dアレイトランスデューサを持つプローブ10を示す図である。このプローブの唯一の要素12'が、フロントエンド電子回路24によりビーム形成器20のそのチャンネルに接続されて示される。フロントエンド電子回路は、図面に示される3つの要素、即ち送信機26、送信/受信(T/R)スイッチ及びプリアンプ28を含む。通信のため、送信機26は、トランスデューサ要素12'に対する適切な送信信号を用いてケーブル14の導体を駆動するため高圧電源22により電力を供給される。通信の間、T/Rスイッチは、高電圧の送信信号からプリアンプを保護するために開かれる。通信の後、アレイ要素12'がエコー信号を受信しているとき、送信機は活動しておらず、アレイ要素12'からの低レベル・エコー信号をプリアンプ28に適用するため、T/Rスイッチが閉じられる。増幅されたエコー信号は、ビーム形成器20の受信ビーム形成器のチャンネルにより処理される。この実施形態において、ケーブル14の導体に対する信号接続が、要素12'の高電圧の駆動要求を満たす高電圧の接続であるということが分かる。この電圧は、送信機26により供給される。送信機26、T/Rスイッチ及びプリアンプ28は、別々の要素から形成されるか、単一のモノリシック高電圧IC上に形成されるか、又は別々の要素及

40

50

び IC の組合せで形成されることができる。

【 0 0 0 9 】

図 3 は、3 D 撮像のため 2 D アレイプローブに結合されるとき図 2 のシステムメインフレームを示す図である。この場合、プローブ 1 0 は、2 D アレイトランスデューサに関するプローブ内で少なくとも何らかのビーム形成を提供するマイクロビーム形成器 1 1 を含む。アレイトランスデューサの 2 つの要素 1 2 ' が、マイクロビーム形成器 1 1 に接続されて示される。通信のため、メインフレーム送信機 2 6 により生み出される高電圧の駆動信号は、ケーブル 1 4 を介して減衰器 1 7 に結合される。減衰器は、マイクロビーム形成器にとって適切なレベルへと駆動部電圧レベルを減衰させる。送信信号は、個別のトランスデューサ要素 1 2 ' にとって適切であるよう、遅延

10

↓

により遅延される。マイクロビーム形成器における送信スイッチ $T_1 \dots T_n$ は、通信の間閉じられ、マイクロビーム形成器における受信スイッチ $R_1 \dots R_n$ 及び T/R スイッチは、このとき開かれる。これは、システムメインフレームにおける T/R スイッチと同じである。トランスデューサ要素 1 2 ' はその後、マイクロビーム形成器の送信機 1 6 による必要な高電圧の送信信号により駆動される。この送信機は、高圧電源 2 2 によりエネルギーを与えられる。エコー受信の間、送信スイッチ $T_1 \dots T_n$ は開かれ、受信スイッチ $R_1 \dots R_n$ 及び T/R スイッチは閉じられる。受信されるエコーは、マイクロビーム形成器におけるプリアンプ 1 8 により増幅され、マイクロビーム形成器遅延

20

↓

により遅延され、少なくとも部分的にビーム形成されたエコー信号を形成するため遅延の出力に結合される。ケーブル 1 4 の導体によりシステムメインフレームに結合される減衰要素及びビーム形成された信号を迂回するため、減衰器スイッチは受信の間閉じられる。ここで、これらはプリアンプ 2 8 に対して、及びビーム形成の完了のため受信ビーム形成器に対して、閉じられた T/R スイッチにより結合される。この構成において、高電圧の要素が、システムメインフレーム送信機 2 6 に関して、更に、マイクロビーム形成器 1 1 における送信信号経路に関して必要とされる。図の例では、マイクロビーム形成器の遅延段及びプリアンプ 1 8、並びにメインフレーム・プリアンプ 2 8 だけは、高電圧の要素である必要はない。この例における残りのマイクロビーム形成器要素の全ては高電圧の要素であるので、高電圧の処理が通常、マイクロビーム形成器 IC の要素の全てに対して使用される。

30

【 0 0 1 0 】

1 D アレイトランスデューサを持つ超音波システムに関する本発明の実施形態が、図 4 に示される。本発明は、高電圧の回路機能の全てをトランスデューサプローブに再配置することにより、超音波フロントエンドの回路を新規に分割することを提供する。単にトランスデューサにこれらを移すことなく、これは、システムメインフレームの空間、コスト、及び電力要件を減らすことになる。メインフレームにおける高電圧の回路は、電源に制限される。メインフレーム信号経路を低電圧回路に制限することは、メインフレーム機能に関するより高度な（低電圧の）IC 技術の使用を可能にする。これは、更なる一体化及びコスト/パワー節減に関する機会を提供する。比較的大きい及び高価な高電圧の IC 技術の使用は、これを必要とする回路だけへと制限される。それは、1 D トランスデューサに関する送信機及び T/R スイッチと、2 D トランスデューサに関するマイクロビーム形成器とである。トランスデューサに送信機を配置することは、ケーブルの駆動に関連付けられる出力消費を削減し、全体の出力消費を所与のレベルのパフォーマンスに減らす。図 4 の例において、ビーム形成器 2 0 の各チャンネルに対するシステムメインフレームフロントエンド回路 2 4 は、低電圧送信機 2 6 ' と低電圧プリアンプ 2 8 とを有する。メインフレームにおける T/R スイッチは除去される。なぜなら、送信機からの高電圧からプリアンプ 2 8 を保護する必要がないからである。フロントエンドの要素に関して使用される低電

40

50

圧は、システムデザイナーにより使用される半導体技術に依存するが、通常3.5～5ボルトの範囲であろう。高圧電源が、システムメインフレームにおいてまだ存在するが、システムメインフレームにおける高電圧の信号要素に電力を供給するために用いられるのではなく、プローブケーブル14の電源導体60を用いてプローブ10に高電圧を供給するために使用される。従って、もはやいかなる高電圧の要素もシステムメインフレームの信号経路にないことが分かる。

【0011】

図4のプローブ10において、高電圧の電源導体60は、送信機16に供給電圧を与えるために用いられる。プローブ10内部の実線のボックスで輪郭が示される要素は、1つのプローブチャンネルにおける要素である。これは、システムメインフレームからの信号導体と同じ数のプローブチャンネルが存在するものとして理解されたい。送信スイッチT1は、送信機16の入力に低電圧駆動信号を適用するため、プローブ送信の間閉じられる。この送信機は、高電圧の送信信号を用いてトランスデューサ要素12'を駆動することにより反応する。高電圧の送信信号が低電圧信号経路に適用されることを回避するため、プローブにおけるT/Rスイッチは、送信の間開かれる。超音波送信の後、トランスデューサ要素12'がエコー信号を受信しているとき、送信スイッチT1は開かれ、T/Rスイッチは閉じられる。後者は、送信機を迂回し、ケーブル14の信号導体にエコー信号を送る。プリアンプは、必要に応じてT/Rスイッチ及びケーブル導体の間に設けられることができる。受信されるエコー信号は、増幅及び後続の受信ビーム形成のため受信機プリアンプ28へとケーブル14により伝導される。低電圧ICが、システムメインフレームのフロントエンドの回路24に関して使用されることができる。これは、システムメインフレームのT/Rスイッチがもはや必要でないので簡略化される。もちろん、ケーブル14の信号導体を駆動することに関連付けられるいかなる高電圧の出力消散ももはや存在しない。

10

20

【0012】

図5は、強化された開口制御を備える本発明のシステムメインフレームの例である。プローブにおけるスイッチの制御は、方位角、高度又はその両方において、プローブの開口を変換する能力を提供する。この制御は、深さの増加と共に開口を動的に拡大する能力も与える。知られているように、開口（又は光線）中心のいずれかの側の要素は、等しく遅延されることができる。即ち、中心のいずれかの側の遅延は、互いに鏡像の関係にある。従って、図5において、送信機26'により生み出される低電圧送信信号は、ケーブル14の信号導体を介して、送信スイッチT1及びTnを通り、高電圧送信機16の入力へと結合される。送信機16は、電源導体60にわたり高圧電源22からの供給電圧により電力を供給される。送信信号が、トランスデューサ要素12'及び12''を駆動するために同時に与えられる。受信の際、受信される信号が送信機16を駆動するのを防止するため、送信スイッチT1及びTnは開かれ、送信機16を迂回し、ケーブル14の信号導体に受信されるエコー信号を与えるため、T/Rスイッチは閉じられる。ビーム形成において等しく遅延される2つの受信信号は、同じケーブル導体上で結合されることができる。受信されるエコー信号は、受信機プリアンプ28へとケーブル14により結合される。ここで、これらはビーム形成器20による後続のビーム形成のため増幅される。

30

40

【0013】

代替的に、トランスデューサに関する能動的な開口変換を制御するのに、図5における回路が使用されることができる。ここで、アレイ要素12の数は、ビーム形成チャンネル24の数より大きい。要素12'がビーム形成チャンネルに接続されるとき、スイッチT1は送信のために閉じられ、対応するT/Rスイッチは受信のために閉じられることになる。要素12''に関連付けられる両スイッチは、開かれたままにされる。逆にいえば、要素12''が同じビーム形成チャンネルに接続されるとき、スイッチTnは送信のために閉じられ、対応するT/Rスイッチは受信のため閉じられることになる。要素12'に関連付けられる両スイッチは、開かれたままにされる。従って、4つの独立スイッチの適切な制御により、各マイクロビーム形成器チャンネル及び関連付けられるアレイ要素が、起動

50

されることができ、能動的な開口が、トランスデューサアレイにわたり段階的に制御されることができる。

【 0 0 1 4 】

図 6 は、3 D 撮像のため 2 D アレイトランスデューサと共に作動する本発明のシステムメインフレームの例である。この図において、各プローブチャネルは、複数のトランスデューサ要素と共に作動する複数のマイクロビーム形成器チャネルを含む。この例において、低電圧システムメインフレームフロントエンド 2 4 の送信機 2 6 ' は、ケーブル 1 4 及びマイクロビーム形成器チャネルの遅延

↑

10

を、図 3 に示される高電圧の減衰器を必要とすることなく直接駆動する。これは、減衰させる高電圧の駆動信号が存在しないためである。減衰器及びその制御スイッチは、除去される。送信の間、高電圧送信機 1 6 の入力に遅延された駆動信号を適用するため、送信スイッチ $T_1 \dots T_n$ は閉じられ、プリアンプ 1 8 を送信信号から分離するため、受信スイッチ $R_1 \dots R_n$ 及び T/R スwitch は開かれる。送信機 1 6 はその後、高電圧の送信信号を用いてトランスデューサ要素 1 2 ' を駆動する。受信の際、送信スイッチ $T_1 \dots T_n$ は開かれ、受信スイッチ $R_1 \dots R_n$ 及び T/R スwitch は閉じられる。トランスデューサ要素 1 2 ' により受信されるエコー信号は、プリアンプ 1 8 により増幅され、遅延

↑

20

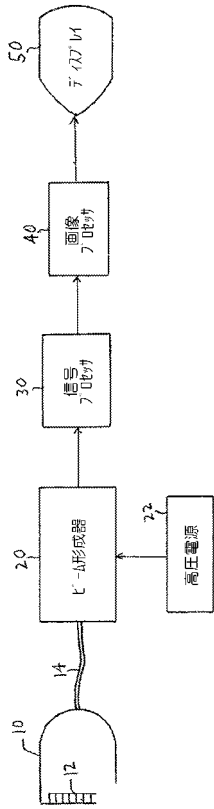
により適切に遅延され、少なくとも部分的にビーム形成されたエコー信号を形成するように結合される。これらの信号は、増幅及びビーム形成処理の完了のため、ケーブル 1 4 の信号導体により受信機プリアンプ 2 8 に結合される。図 6 のマイクロビーム形成器 1 1 の送信機 1 6 及び T/R スwitch だけが、高電圧の要素として作られる必要があることが分かる。

【 0 0 1 5 】

図 4、5 及び 6 の送信機 1 6 に関する適切な高電圧出力回路が、図 7 及び 8 に示される。図 7 は、F E T 半導体 7 2 及び 7 4 を有する、相補型駆動 F E T 回路を示す図である。補完的な高電圧 $HV+$ 及び $HV-$ は、F E T のソースドレイン電極にわたり結合される。補完的なアップ及びダウンの駆動信号が、所望のパルス波形を用いて半導体を駆動するために、F E T のゲート電極に適用される。F E T の中心接続は、接地にバイアスされるトランスデューサ要素 1 2 ' を駆動するために結合される。図 8 は、所望の波形形状を作るためのリニア増幅器として作動するよう、補完的な $HV+$ 及び $HV-$ 供給電圧により電力を供給される演算増幅器 8 0 を示す。入力駆動信号は、演算増幅器 8 0 の「+」入力に適用され、出力からのフィードバック経路は、演算増幅器の「-」入力にレジスタ 8 2 を用いて結合される。バイアスレジスタ 8 4 は、フィードバック経路から接地に結合される。演算増幅器 8 0 の出力は、接地にバイアスされるトランスデューサ要素 1 2 ' を駆動する。補完的な高電圧が使用されるとき、供給される各々の高電圧に関する電源導体をケーブル 1 4 が持つことになることを理解されたい。

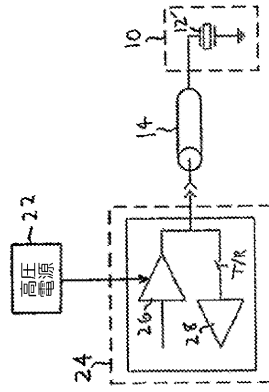
30

【 図 1 】



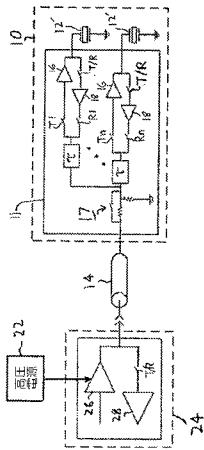
PRIOR ART

【 図 2 】



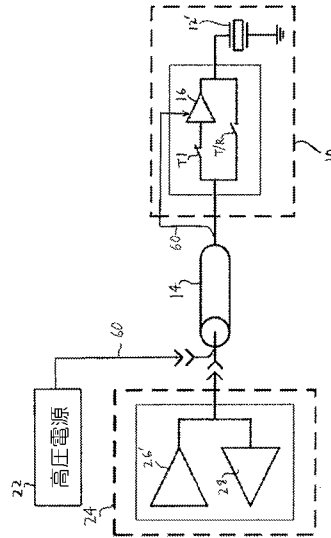
PRIOR ART

【 図 3 】



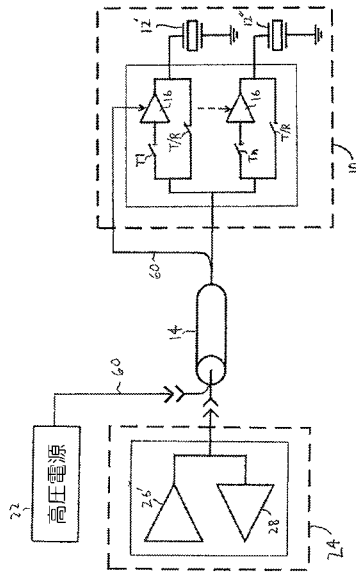
PRIOR ART

【 図 4 】

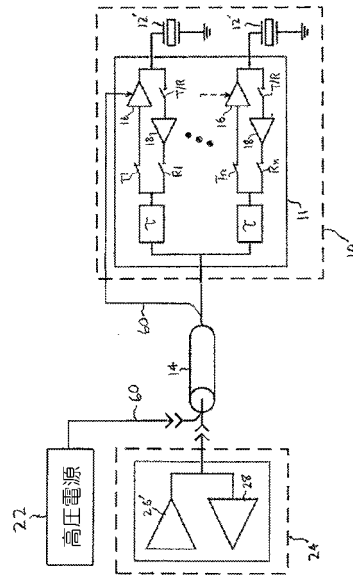


PRIOR ART

【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】

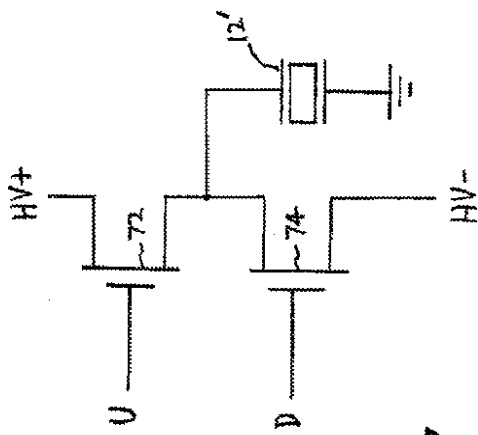


Fig. 7

【 図 8 】

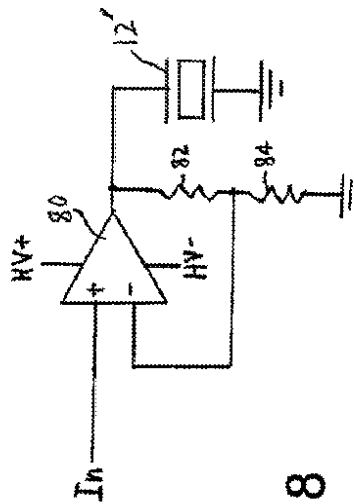


Fig. 8

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2009/054479

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G01S7/524		
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) 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		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2001/043090 A1 (SAVORD BERNARD J [US]) 22 November 2001 (2001-11-22) abstract; figures 1A, 1B, 5-17 paragraphs [0001] - [0007] paragraphs [0044] - [0049] paragraphs [0064] - [0073]	1-15
X	US 2005/096545 A1 (HAIDER BRUNO H [US] ET AL) 5 May 2005 (2005-05-05) abstract; figures 1-6 paragraphs [0001] - [0012] paragraphs [0020] - [0024] paragraphs [0030] - [0032]	1-15
-/-		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family 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. *&* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 15 January 2010		Date of mailing of the international search report 22/01/2010
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Zaneboni, Thomas

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2009/054479

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2006/030355 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; DUFORT BENOIT [US]; GOVIL ALOK [U] 23 March 2006 (2006-03-23) figures 1-3 page 2, line 3 - page 3, line 2 page 3, line 19 - page 5, line 25	1-15
X	US 5 744 898 A (SMITH STEPHEN W [US] ET AL) 28 April 1998 (1998-04-28) figures 8, 15-17 column 1, lines 14-17 column 5, lines 41-67 column 10, lines 11-19 column 15, line 57 - column 20, line 32	1-3, 10-15
A	WO 2005/019856 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; FREEMAN STEVEN [US]; SAVORD BERNA) 3 March 2005 (2005-03-03) the whole document	1-15
A	DE 103 36 101 A1 (SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS [US]) 1 April 2004 (2004-04-01) the whole document	1-15
A	US 6 432 055 B1 (CARP STUART L [US] ET AL) 13 August 2002 (2002-08-13) column 1, lines 41-67; figure 1	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2009/054479

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2001043090	A1	22-11-2001	NONE
US 2005096545	A1	05-05-2005	JP 2005131409 A 26-05-2005
WO 2006030355	A1	23-03-2006	CN 101019039 A 15-08-2007 EP 1792204 A1 06-06-2007 JP 2008512168 T 24-04-2008 US 2008243000 A1 02-10-2008
US 5744898	A	28-04-1998	NONE
WO 2005019856	A1	03-03-2005	AT 384958 T 15-02-2008 CN 1842724 A 04-10-2006 DE 602004011534 T2 29-01-2009 EP 1660907 A1 31-05-2006 JP 2007503242 T 22-02-2007
DE 10336101	A1	01-04-2004	NONE
US 6432055	B1	13-08-2002	NONE

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ロビンソン アンドリュー

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ポゼル ピーオー ボックス 3003
Fターム(参考) 4C601 EE13 EE14 GB18 GB21 GB22 GD06
5D019 FF04

专利名称(译)	具有高压传感器的低压超声系统		
公开(公告)号	JP2012505696A	公开(公告)日	2012-03-08
申请号	JP2011531613	申请日	2009-10-12
[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	ロビンソンアンドリユー		
发明人	ロビンソン アンドリユー		
IPC分类号	A61B8/00 H04R3/00		
CPC分类号	G01S7/5208 A61B8/4444 G01S7/5202 G01S7/523		
FI分类号	A61B8/00 H04R3/00.330		
F-TERM分类号	4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/GB18 4C601/GB21 4C601/GB22 4C601/GD06 5D019/FF04		
优先权	61/106652 2008-10-20 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声诊断成像系统具有包括前端电路的低压超声信号路径，前端电路利用低压发射器驱动探针信号导体并且具有低压接收器或前置放大器，其输入耦合到信号导体。发射高电压在系统主框架中产生并且通过探针电缆耦合到探针中的高压发射器，其具有耦合到信号导体的低电压输入和耦合到换能器阵列的元件的输出。发射/接收开关位于探头中，并与高压发射器并联耦合。

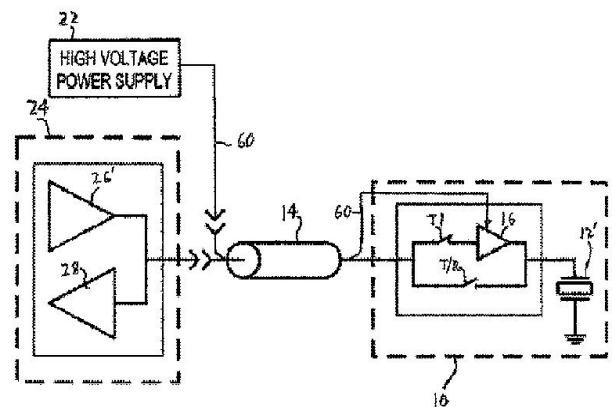


Fig. 4