

(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2005-536309

(P2005-536309A)

(43) 公表日 平成17年12月2日(2005.12.2)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/00

G01S 15/89

F I

A61B 8/00

G01S 15/89

テーマコード(参考)

4C601

5J083

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2004-533697 (P2004-533697)
 (86) (22) 出願日 平成15年7月28日(2003.7.28)
 (85) 翻訳文提出日 平成17年2月18日(2005.2.18)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2003/003345
 (87) 国際公開番号 W02004/023158
 (87) 国際公開日 平成16年3月18日(2004.3.18)
 (31) 優先権主張番号 10/225,008
 (32) 優先日 平成14年8月21日(2002.8.21)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

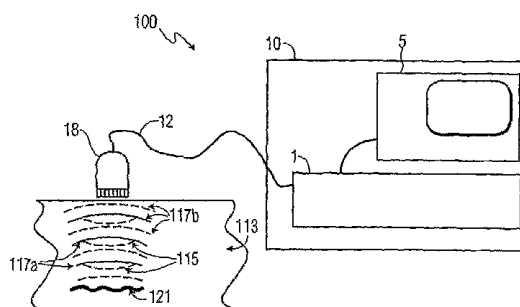
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 Groenewoudseweg 1, 5
 621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 改善されたハーモニクイメーシングのためのシステム及び方法

(57) 【要約】

超音波画像形成システムにおけるトランスデューサ応答感度を改善するためのシステム及び方法が開示される。好適な方法は、所望の送信スペクトルを選択するステップ、送信チャンネルのインパルス応答を定量化するステップ、送信チャンネルに印加されたときに所望の送信スペクトルを生成する駆動信号を計算するステップ、及び駆動信号をトランスデューサに印加するステップを含んでいる。他の方法は、所望のエコー応答スペクトルを選択するステップ、受信チャンネルインパルス応答を定量化するステップ、受信された超音波エコー信号に印加されたときに所望のエコー応答スペクトルを生成するフィルタを定式化するステップ、及びフィルタを適用するステップを含んでいる。改善された超音波画像形成システムは、トランスデューサ、超音波画像形成システムの送信モードでトランスデューサに励起信号を印加するために制御されるスイッチ、所望の超音波エネルギー波形がトランスデューサにより生成されるように送信チャンネルのインパルス応答に反応して励起信号を生成するために構成される信号成形器で実現される場合がある。また、改善さ



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波画像形成システムの送信チャネルのインパルス応答を識別する手段と、
所望の送信チャネルの信号スペクトルを選択する手段と、該送信チャネルの信号スペクトルはエンベロープ及び送信中心周波数により定義され、
送信チャネルで印加されたとき、選択された送信チャネルの信号スペクトルを生成する励起信号を決定する手段と、
該励起信号を印加する手段と、
該送信中心周波数の高調波に関して中心をなす反射された励起信号を受信する手段と、
該反射された励起信号に適用するため、所望の受信チャネル関数を選択する手段と、
該超音波画像形成システムの受信チャネルのインパルス応答を識別する手段と、
該所望のフィルタ関数及び該受信チャネルインパルス応答に応じて受信チャネルフィルタを定式化する手段と、
を有することを特徴とする超音波画像形成システム。

10

【請求項 2】

所望の送信チャネルの信号スペクトルを選択する該手段は、対称な関数を反映した所望の送信チャネルの信号スペクトルを識別する、
請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

該対称な関数はガウス関数を含む、
請求項 2 記載のシステム。

20

【請求項 4】

送信チャネルのインパルス応答を識別する該手段は、測定によりインパルス応答を決定する、
請求項 1 記載のシステム。

【請求項 5】

送信チャネルのインパルス応答を識別する該手段は、計算によりインパルス応答を決定する、
請求項 1 記載のシステム。

【請求項 6】

該決定する手段は、インパルス応答及び所望の送信スペクトルの関数として該励起信号を定式化する、
請求項 1 記載のシステム。

30

【請求項 7】

該定式化された励起信号は、逆フーリエ変換を計算することを含む、
請求項 6 記載のシステム。

【請求項 8】

該定式化は、逆畳み込み演算を実行することを含む、
請求項 6 記載のシステム。

【請求項 9】

該逆畳み込み演算は、ウィナーフィルタを使用する、
請求項 8 記載のシステム。

40

【請求項 10】

該逆畳み込み演算は、多項式の時分割を使用する、
請求項 8 記載のシステム。

【請求項 11】

超音波画像形成システムの受信チャネルのインパルス応答を識別する手段と、
所望の受信チャネルのフィルタ関数を選択する手段と、受信チャネルは該超音波画像形成システムにより送信された超音波エネルギーの高調波エコーを処理し、
該所望のフィルタ関数及び該受信チャネルのインパルス応答に応じて、受信チャネル

50

フィルタを定式化する手段と、
を有することを特徴とする超音波画像形成装置。

【請求項 1 2】

該選択する手段は、超音波エコーに印加されたとき、対称な関数でモデル化することができる受信信号を生じる所望の受信チャンネルフィルタを識別する、
請求項 1 1 記載のシステム。

【請求項 1 3】

該対称な関数はガウス関数を含む、
請求項 1 2 記載のシステム。

【請求項 1 4】

該選択する手段は、励起信号の基本周波数の倍数となる高調波での中心周波数をもつ所望の受信チャンネルのフィルタ関数を識別する、
請求項 1 1 記載のシステム。

【請求項 1 5】

該識別する手段は、測定によりインパルス応答を決定する、
請求項 1 1 記載のシステム。

【請求項 1 6】

該識別する手段は、計算によりインパルス応答を決定する、
請求項 1 1 記載のシステム。

【請求項 1 7】

該決定する手段は、該受信チャンネルのインパルス応答の関数及び該所望の受信チャンネルのフィルタ関数として受信フィルタを定式化する、
請求項 1 1 記載のシステム。

【請求項 1 8】

該定式化は、逆フーリエ変換を計算することを含む、
請求項 1 7 記載のシステム。

【請求項 1 9】

該定式化は、逆畳み込み演算を実行することを含む、
請求項 1 7 記載のシステム。

【請求項 2 0】

逆畳み込み演算はウィナーフィルタを使用する、
請求項 1 9 記載のシステム。

【請求項 2 1】

逆畳み込み演算は多項式時分割を使用する、
請求項 1 9 記載のシステム。

【請求項 2 2】

トランスデューサと、
該トランスデューサに結合され、超音波画像形成システムの送信モードで該トランスデューサに中心周波数を有する励起信号を印加するために位置されるスイッチと、

該スイッチに結合され、該励起信号を発生するために構成され、所望の超音波エネルギー波形が該トランスデューサにより発生されるように送信チャンネルのインパルス応答に
応答して該励起信号を調整するために構成される信号成形器と、

該トランスデューサに結合され、該受信チャンネルのインパルス応答及び所望のエコー
応答の信号スペクトルに
応答して定式化されるフィルタであって、該中心周波数の高調波での超音波エコー
応答を処理するために更に構成されるフィルタを含む受信チャンネル信号成形器と、

を有する改善された超音波画像形成システム。

【請求項 2 3】

該トランスデューサは、ハーモニックイメージングが可能な帯域幅を有する、
請求項 2 2 記載のシステム。

10

20

30

40

50

【請求項 2 4】

該トランスデューサにより発生された該所望の超音波エネルギー波形は、基本周波数で中心をなす対称的な関数でモデル化される、
請求項 2 2 記載のシステム。

【請求項 2 5】

該エコー応答の信号スペクトルは、該トランスデューサを介して送信された該励起信号の基本周波数の倍数となる少なくとも 1 つの高調波に関して中心をなす、
請求項 2 2 記載のシステム。

【請求項 2 6】

超音波画像形成システムにおいて軸解像度を高めて、トランスデューサ応答の感度を改善するための方法であって、

所望の送信スペクトルを選択するステップと、

該送信チャネルのインパルス応答を定量化するステップと、

該送信チャネルに印加されたとき、所望の送信スペクトルを生成する中心周波数を有する駆動信号を計算するステップと、

該駆動信号をトランスデューサに印加するステップと、

所望のエコー応答スペクトルを選択するステップと、

受信チャネルのインパルス応答を定量化するステップと、

受信された超音波エコー信号に印加されたとき、該中心周波数の高調波で該所望のエコー応答スペクトルを生成するフィルタを導出するステップと、

該フィルタを該受信された超音波エコー信号に適用するステップと、
を有することを特徴とする方法。

【請求項 2 7】

該トランスデューサは、ハーモニックイメージングが可能な通過帯域を有する、
請求項 2 6 記載の方法。

【請求項 2 8】

該トランスデューサにより発生された該所望の送信スペクトルは、該駆動信号の基本周波数で中心をなす対称的な関数でモデル化される、
請求項 2 6 記載の方法。

【請求項 2 9】

該受信された超音波エコー信号は、該トランスデューサを介して送信される駆動信号の基本周波数の倍数となる少なくとも 1 つの高調波に関して中心をなす、
請求項 2 7 記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、超音波画像形成に関し、より詳細には、高調波超音波画像形成の物理療法に関連する改善される軸解像度及び増加される感度のためのシステム及び方法が開示される。

【背景技術】

【0 0 0 2】

超音波画像形成は、その高い画質、安全性及び低コストのために多くの臨床治療の用途で使用されている。超音波画像形成は、人体のような媒体に向けられる圧力波を送信及び受信可能なフェーズドアレイ又はリニアアレイトランスデューサの使用により典型的に形成される。これらの超音波トランスデューサは、制御用の電子機器を含む場合がある筐体に更に組み立てられる場合があり、制御エレクトロニクスの組み合わせは、超音波プローブを形成する。

【0 0 0 3】

超音波プローブは、人体の様々な組織を通して圧力波を送信及び受信するためのトラン

10

20

30

40

50

スデューサに沿って使用される。その後、様々な超音波応答は、様々な構造及び人体の組織を表示するために超音波画像形成システムにより処理される。

【0004】

超音波画像形成システムは、画素の明るさが受信された超音波エコーの強度に基づく組織の二次元の明るさ又はBモード画像を形成することができる。別の一般的な画像形成の物理療法では、カラーフローイメージングとして典型的に知られており、血液の流れ又は組織の動きが観察される。カラーフローイメージングは、画像表示をカラー符号化するためにドップラー効果を利用する。カラーフロー画像形成では、後方散乱された超音波の周波数シフトは、組織又は血液からの後方散乱の速度を測定するために使用される。血管、心臓キャビティ等の内部から反射する音波の周波数は、血液細胞の速度に比例してシフトされる。トランスデューサの方向に動く細胞から反射された超音波の周波数は、正の範囲でシフトされる。逆に、トランスデューサから離れて動く細胞から反射される超音波の周波数は、負の範囲でシフトされる。ドップラーシフトは、流れの速度及び方向を表すため異なる色を使用して表示される場合がある。診断医及びオペレータを支援するため、カラーフロー画像は、Bモード画像に重ね合わせられる。

10

【0005】

超音波画像形成は、造影剤と共に使用されるときに特に有効となる。造影剤の画像形成では、マイクロバブルとして知られる気体又は液体が満たされた微小球の造影剤は、通常血液の流れである媒体に典型的に注入される。それらの物理的な特性により、造影剤は、超音波検査で浮き出ることとなり、したがって観察される組織に流れる血液又は該組織を通して流れる血液の量を識別するマーカーとして使用することができる。特に、造影剤は、容易に検出及び画像形成することができる放射状の発振を生成する超音波の場合が存在する場合に共振する。通常、この応答は、基本又は透過周波数 f_1 の第二高調波 $2f_1$ で画像形成される。造影剤を導入した後に解剖学上の構造を観察することで、医療関係者は、患者の循環器系内での血液が満たされた組織及び血流のダイナミクスの健康を診断するための画像形成能力を大幅に拡張することができる。たとえば、造影剤の画像形成は、心筋の境界の検出、微小血管の流れの評価、及び心筋の灌流を検出することに特に効果的である。

20

【0006】

Uhlenendorf等による米国特許第15,410,516号は、マイクロバブル - 組織信号比を改善するため、 f_1 の(第二、第三等の)整数の高調波、(たとえば $1/2$ 高調波である)サブハーモニック又は(たとえば $3/2$ 高調波である)ウルトラハーモニックを選択的に観察するため、無線周波(RF)フィルタを使用することができることを開示している。第二高調波は、高次の整数高調波、サブハーモニック又はウルトラハーモニックに比較して、この周波数で高いバブルの応答のために最も有効であることが分かっている。また、第二高調波は、トランスデューサでの帯域幅の制限のために最も実用的である(すなわち70%帯域幅よりも小さく、この場合、高いコーナ周波数 - 低いコーナ周波数から6dBポイント - 中心周波数により除算される6dBポイント、の差としてパーセント帯域幅が定義される)。しかし、シングルパルス抽出技術は、ハーモニックイメージングと共に、組織から散乱された大きな基本信号(f_1)が造影剤から生成される信号をマスクするので、低いマイクロバブル - 組織の信号強度比に苦しむ。

30

40

【0007】

シングルパルス抽出技術に関連する識別問題の結果として、解剖学上の組織からの超音波応答を抑圧するため、様々なマルチパルス技法が開発されてきている。これらマルチパルス抽出技術により、音響化されていない領域内での造影剤の濃度に応じた強度を有する診断表示となる。

【0008】

線形な組織の信号を相殺又は減衰するために組織に関する主要な線形応答の振る舞いを利用した幾つかの技術が開発されている。これら技術の幾つかでは、多数の伝送ラインが同じサイトのラインに沿って人体に巻かれる。送信波形は、トランスデューサにより受信された応答における変動を生成するため、(たとえば、電力、位相又は極性の観点で)ラ

50

インからラインに変更される。次いで、これらのデータポイントは、造影剤の非線形応答を主に含んでいるデータを得るため、それらの線形成分の影響を除くために処理される。

【0009】

先に説明された技術は、組織で発生された信号の影響を除くことに良好に作用し、解像度及びシステム感度における更なる改善が望まれる。パルスエコー超音波画像形成システムの横方向の解像度は、超音波ビームの幅に依存する。軸解像度は、超音波パルス期間に依存する。

【0010】

横方向の解像度は、音響レンズ又は電氣的に焦点合わせされるトランスデューサアレイを使用して静的又は動的に焦点合わせすることにより改善される場合がある。焦点合わせされた超音波ビームの幅は、送信パルスのその波長又は周波数成分に比例する。 10

【0011】

軸解像度は、高周波の超音波を使用すること、又は超音波パルスを短くすることで改善される場合がある。しかし、高周波の超音波パルスは、組織の減衰のために浸透の深さで制限される。組織の減衰は、送信パルスの周波数につれて増加する。

【0012】

一般に、超音波トランスデューサは、鋭い電圧スパイクを有する電子的な波形により励起される。このケースでは、トランスデューサのインパルス応答の長さは、超音波パルスの期間を制限する。トランスデューサのメカニカルダンピングは、インパルス応答関数の長さを更に減少する。しかし、メカニカルダンピングは、トランスデューサの帯域幅及び感度を犠牲にする。超音波パルスを送信すること、及び組織で発生された信号を受信することの両者について同じトランスデューサを使用することが一般的であるので、メカニカルダンピングは、トランスデューサの帯域幅を一般に制限するので、受け入れられないソリューションであることがある。 20

【0013】

高周波の伝送に関連する問題、及びトランスデューサのインパルス応答の長さを短くするための要求を克服するため、トランスデューサに印加される励起又は送信波形を変更することがある。励起波形の形状は、関連する送信された超音波パルスの形状及び期間を最終的に決定する。

【0014】

送信された超音波パルス波形を制御するための試みは、以下の特許で追跡することができる。Steven A. Jhonson (1978) による米国特許第4,222,274号では、2つの予め決定された形状の超音波ビームを送信可能な装置が提案されている。Goran Salomonsson等 (1982) による米国特許第4,520,670号では、重み付け最少自乗フィルタとして成形される励起信号により短い超音波パルスを生成するための方法及び装置が提案されている。コンプレックスビームフォーマを含む別のシステムは、Christopher R. Cole等 (1996) による米国特許第5,675,554号に記載されている。Cole等によるコンプレックスビームフォーマは、指定された搬送波周波数及びエンベロープを有する焦点合わせされた超音波ビームを生成可能である。 30

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0015】

しかしながら、搬送波及びエンベロープの観点で指定することができる波形を含めて、様々な指定された波形を有する超音波パルスを生成可能であることがなお望まれる。制限された利用可能なトランスデューサの帯域幅のため、以下の問題がハーモニックイメージングについて生じる。スペクトルの降下のため、送信及び受信された信号は、最大の利用可能なトランスデューサの帯域幅にわたり低減された感度を有している。制限されたトランスデューサの帯域幅は、従来の補償されない伝送方法が使用されるときに、利用可能なトランスデューサの帯域幅内にあるレンジを狭くするため、送信及び受信されたパルス周波数の帯域幅の両者をも制約する。 40 50

【 0 0 1 6 】

さらに、送信パルスは、トーンバースト励起のような従来の手段により発生されたとき、スペクトルサイドローブとなり、このスペクトルサイドローブは、送信及び受信されたスペクトルのオーバーラップ領域に漏れる。サイドローブは、応答及び結果的に得られる画像を好ましくないことに歪ませる。

【 0 0 1 7 】

さらに、スペクトルトランスデューサの振幅応答及び位相応答は、送信及びエコーの両者に関連する周波数スペクトルが非対称であるように、励起送信及び受信されたエコーを歪ませる。送信信号変更器は、送信及び／又は受信に関するトランスデューサ応答を補償することで、制限されたトランスデューサの帯域幅に関連する上述された課題を低減し、拡張されたハーモニックイメージングのための好適な信号形状を実現するための方法を提供する。送信信号変更器は、超音波送信システムのインパルス応答を考慮する駆動スペクトルを計算するために構成されるデジタルシグナルプロセッサを有する送信コントローラを含んでいる場合がある。デジタルシグナルプロセッサは、駆動信号が超音波トランスデューサに印加されたときに好適な送信スペクトル形状となる時間的な駆動信号を決定するために更に構成される。

10

【 0 0 1 8 】

デジタルシグナルプロセッサは、逆高速フーリエ変換を含む逆フーリエ変換方法を利用する場合がある。また、デジタルシグナルプロセッサは、トランスデューサ補償駆動スペクトルを導出するための代替的な逆畳み込み方法を利用する場合もある。

20

【 0 0 1 9 】

エコー信号成形器は、送信パルスの中心周波数の選定された高調波で中心周波数を有する受信フィルタで実現される場合がある。受信フィルタは、好適な受信信号スペクトル、及び所望の受信帯域幅を通してトランスデューサを含む超音波システムのインパルス応答に適合される場合がある。要求される受信フィルタは、様々な逆畳み込み方法により実現される場合がある。

【 0 0 2 0 】

超音波画像形成システムの軸解像度及び感度を拡張するための方法が開示される。その最も広い観点では、本方法は、以下のステップを実行することで実現することができる。音響の超音波送信スペクトルの好適なスペクトル形状を選択するステップ、送信スペクトルにわたりトランスデューサのインパルス応答を識別するステップ、送信駆動スペクトル形状を導出するステップ、導出された送信駆動スペクトルから時間的な駆動信号を決定するステップ、及び一時的な駆動信号を供給するステップ。

30

【 0 0 2 1 】

指定された波形は、送信された超音波パルスの周波数スペクトル及び時間期間を決定し、これにより近接場の励起と遠距離場の励起のような異なる用途について同じトランスデューサを使用することを可能にする。送信された超音波励起信号の正確な形状は、逆畳み込み又はウェーブレット変換のような画像再構成技術を容易にするために選択することができる。これにより改善された軸解像度及び優れた画質となる。同様に、受信されたエコーに関するトランスデューサのインパルス応答の悪影響を補償することで、観察中での組織の更に正確なレンダリングを達成することができる。

40

【 0 0 2 2 】

改善されたハーモニックイメージングのためのシステム及び方法の他の特徴及び利点は、以下の図面及び詳細な説明を精査することで当業者にとって明らかとなるであろう。全ての係る更なる特徴及び利点は、特許請求の範囲により保護されるものとして本明細書に含まれることが意図される。

【 0 0 2 3 】

本発明は、以下の図面を参照して良好に理解することができる。図面におけるコンポーネントは、本発明の原理の明確な例示に応じて配置されるスケーリング、強調が必ずしも必要ではない。さらに、図面では、同じ参照符号は、幾つかの図面を通して対応する部材

50

を示している。

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

この開示は、ハーモニックイメージング全般に関する。送信信号変更器は、トランスデューサ及びその関連する電子機器のインパルス応答を捕捉する。送信信号変更器は、送信チャンネル及びトランスデューサにより導入されたインパルス応答の作用が低減されるように供給される場合がある。送信信号変更器は、トランスデューサに印加されたときに所望の超音波送信周波数のスペクトルを生成する電氣的な波形を変更及び送信する。また、送信信号変更器は、時間又は時間領域の送信パルスの期間を短くすることで軸解像度を向上する。信号成形器を有する超音波画像形成システムは、受信スペクトルにおける基本又は送信信号の雑音を低減する。さらに、送信信号変更器は、観察される組織に関する更に正確なレンダリングとなる。

10

【0025】

送信信号変更器は、受信チャンネル及びトランスデューサにより導入されるインパルス応答の作用が送信周波数スペクトルの高調波に関して中心をなす所望の受信周波スペクトルから低減されるように利用される場合がある。送信チャンネル信号変更器は、個別に、又は受信チャンネル又はエコー信号成形器と共に実現される場合がある。

【0026】

図面を参照し、図1に注目して、改善された超音波画像形成システムが高調波の超音波画像形成の物理療法を改善するために本明細書で開示される様々な方法を実現する場合がある、一般的な診断用の環境を例示している。この点に関して、一般的な診断用の環境は、図1における概念図により説明され、参照符号100により一般的に示されている。図1に例示されているように、超音波画像形成システム10は、診断用環境100に配置されており、試験状態にある患者113、トランスデューサ18、及びインタフェースケーブル12を含んでいる。

20

【0027】

図1に示されるように、トランスデューサ18は、試験状態にある患者113の組織の一部を通して所定の位置に配置される。図1に更に示されるように、複数の送信信号は、超音波エレクトロニクスシステム1内で生成され、インタフェースケーブル12を介してトランスデューサ18に伝達される。複数の送信信号は、トランスデューサ18内で複数の送信パルス115（すなわち、超音波エネルギーパルス）に変換され、この複数の送信パルスは、印加された送信信号に응答してトランスデューサ18の面から発生される。超音波エレクトロニクスシステム1、インタフェースシステム12、及びトランスデューサ18は、複数の送信チャンネルを互いに定義する。

30

【0028】

送信パルス115が（超音波エネルギーの形式で）超音波処理を受けない試験状態にある患者113の組織の層に当たるとき、多数の送信パルス115は、組織の層113に侵入する。多数の超音波パルスの振幅が組織の層113の減衰作用を超える限り、多数の超音波パルス115は、内部のターゲット121に到達する。当業者であれば、異なる超音波インピーダンスをもつ組織間の組織の境界又は相互接続が複数の超音波パルス115のうちの基本又は送信周波数 f_1 での超音波応答を生じさせることを理解するであろう。超音波パルスで処理されない組織は、患者内の様々な組織の境界からの情報を伝達するため、送信パルスからそのうちに識別される場合がある基本の超音波応答を生じる。

40

【0029】

透過する組織層113からの減衰作用の大きさをを超える大きさの超音波反射117a, 117bは、超音波エレクトロニクスシステム1によりモニタされ、受信された超音波エコーの電氣的な表現に変換される場合がある。超音波エレクトロニクスシステム1及びディスプレイエレクトロニクスシステム5は、互いに動作し、複数の超音波エコー117から導出される超音波画像形成表示を生成する。

【0030】

50

当業者であれば、異なる超音波インピーダンスをもつ組織間の組織の境界又は相互接続は、複数の超音波パルス 115 の基本周波数 f_1 、及び高調波（たとえば、 $2f_1$ 、 $3f_1$ 、 $4f_1$ 等）の両者での超音波応答を生じることと理解されるであろう。超音波パルス 115 で処理されない組織は、患者内の様々な組織の境界からの情報を伝達するため、送信パルス 115 から時間的に識別される場合がある基本の超音波応答 117a 及び高調波の超音波応答 117b の両者を生じる。さらに、超音波パルス 115 で処理されない組織は、超音波処理されない波形の疎密部分が渦無しの部分よりも速く進行するため、高調波の応答 117b を生じることと理解されるであろう。波形の疎密部分と渦無しの部分の進行に関する異なるレートにより、様々な組織の境界を通して反射又は後方に散乱される、高調波信号を生成する波を歪ませる。

10

【0031】

好ましくは、超音波画像形成システム 10 は、基本周波数での複数の超音波パルス 115 を送信し、基本周波数の整数倍の高調波での複数の超音波エコーパルス又は受信パルス 117 を受信する。当業者であれば、高調波の応答 117b は、適切に広い帯域幅を有するトランスデューサ 18 により受信され、同時に、基本周波数を送信してその高調波周波数での関連する応答を受信することと理解されるであろう。

【0032】

図 1 に更に例示されるように、超音波エコー 117a 及び 117b は、基本応答及び高調波応答をそれぞれ反射する。なお、図 1 は内部のターゲット 121 に衝突する入射の多数の超音波送信パルス 115 に応答する第二の高調波を例示しているが、他の高調波の応答もまた観察される場合があることを述べておくことは重要である。例示するように、サブハーモニック応答、ハーモニック応答、及びウルトラハーモニック応答は、内部のターゲットが 1 以上の造影剤で一面に注がれるときに、組織の層 113 と内部のターゲット 121 との間の組織の境界で生成される場合があることが知られている。内部のターゲット 121 のみが基本周波数の整数倍で高調波応答を生じる。他方で様々な造影剤は、入射の超音波パルスに対するサブハーモニック応答、ハーモニック応答、及びウルトラハーモニック応答を生じることが示されている。組織の層 113 を進行することによる減衰作用の大きさを超える大きさの超音波反射は（たとえば、基本周波応答、サブハーモニック応答、ハーモニック応答、及びウルトラハーモニック応答）、以下に更に詳細に説明されるように、トランスデューサ 18、インタフェースケーブル 12、及び超音波エレクトロニクスシステム 1 の組み合わせによりモニタされ、電気信号に変換される場合がある。

20

30

【0033】

以下に開示される各種のハーモニックイメージング方法を実施可能な超音波画像形成システム 10 のアーキテクチャは、図 2 における機能ブロック図により例示され、参照符号 10 により一般的に示されている。なお、図 2 に示される多くの機能ブロックは、ハードウェア、ソフトウェア、又はその組み合わせで実現することができる論理的な機能を定義している。高速性を達成するため、現在のところ、特に以下に述べられない場合には大部分のブロックがハードウェアで実現されることが好ましい。この図は、それぞれのシステムコンポーネント必ずしも例示する必要はなく、代わりに、本明細書で開示される方法に関連するコンポーネントに応じて強調されることを理解されたい。

40

【0034】

図 2 を参照して、超音波画像形成システム 10 は、トランスデューサ 18 及びディスプレイエレクトロニクスシステム 5 と通信する超音波エレクトロニクスシステム 1 を含んでいる場合がある。図 2 に例示されるように、超音波エレクトロニクスシステム 1 は、適切なファームウェア及びソフトウェアに従って、様々なエレメントの動作及びタイミング、並びに超音波画像形成システム 10 内のシグナルフローを制御するために設計されたシステムコントローラ 21 を含んでいる場合がある。超音波エレクトロニクスシステム 1 は、送信信号変更器 14、無線周波（RF）スイッチ 16、複数のプリアンプ 20、時間利得補償器（TGC）22、及びアナログ-デジタルコンバータ（ADC）24 をさらに含んでいる場合がある。さらに、超音波エレクトロニクスシステム 1 は、複数のパラレルビー

50

ムフォーマ 26、パワー変調プロセッサ 27、エコー信号成形器 28、RF フィルタ 29、ミキサ 30、振幅検出器 32、ログメカニズム 34、ポストログフィルタ 36、及び 1 以上のイメージプロセッサ 38 を含んでいる場合がある。図 2 に更に例示されるように、ディスプレイエレクトロニクスシステム 5 は、ビデオプロセッサ 40、ビデオメモリ装置 42、及びディスプレイ 44 を含んでいる場合がある。

【0035】

トランスデューサ 18 は、横方向及び縦方向の両方で複数の素子を有するフェーズドアレイトランスデューサの形式をとる場合がある。複数のトランスデューサ素子は、圧電性材料から構成される場合があるが、たとえば、チタン酸ジルコン酸鉛 (PZT) に限定されない。それぞれの素子には、電気的なパルス又は他の適切なパルスが選択的に供給され、素子に対して超音波圧力波を試験状態にある対象物に集合的に伝播させる場合がある。さらに、これに応じて、1 以上のエコーが試験状態にある対象物により反射され、トランスデューサ 18 により受信され、このトランスデューサは、エコーを超音波エレクトロニクスシステム 1 内での検出及び処理のための電気信号に変換する。

10

【0036】

トランスデューサ 18 に関連する素子アレイは、個別の素子に供給される電気的なパルスを遅延させることで、トランスデューサアレイから放出されるビームを対象物を通して操縦可能にする。送信モードがアクティブであるとき、アナログ波形は、それぞれのトランスデューサ素子に伝達され、これにより対象物を通してビームのように特定の方向でパルスを選択的に伝播させる。

20

【0037】

受信モードがアクティブであるとき、それぞれのビーム位置にあるそれぞれのトランスデューサ素子で波形が感知又は受信される。それぞれのアナログ波形は、対象物を通して単一のビームに沿ってエコーが受信されたとき、ある期間を通してトランスデューサ素子により受信された一連のエコーを本質的に表している。時間遅延は、所望の方向で狭い受信ビームを形成するため、それぞれの素子から信号に与えられる。送信モード処理及び受信モード処理の両者により形成されたアナログ波形の全体のセットは、音響ラインを表しており、音響ラインの全体のセットは、一般にフレームと呼ばれる対象物の 1 つのビュー又は画像を表している。

【0038】

知られているように、フェーズドアレイトランスデューサは、システムコントローラ 21 又は代替的に送信信号変更器 14 において生じる場合がある、1 以上の制御信号に応答する内部エレクトロニクスのホストを含んでいる場合がある。たとえば、トランスデューサエレクトロニクスは、複数の超音波パルスを発生するための励起信号を印加するため、第一のトランスデューサ素子のサブセットを選択するために構成される場合がある。関連するやり方で、トランスデューサエレクトロニクスは、送信された超音波パルスに関連する超音波エコーを受信するため第二のトランスデューサ素子のサブセットを選択する。上述されたトランスデューサ素子の選択のそれぞれは、送信信号変更器 14 又はシステムコントローラ 21 で生じた 1 以上の制御信号に応答して、トランスデューサ 18 により行われる。

30

40

【0039】

図 2 に例示されるように、送信信号変更器 14 は、RF スイッチ 16 を介してトランスデューサに電気的に接続される場合がある。送信信号変更器 14 は、システムコントローラ 21 とさらに通信する。システムコントローラ 21 は、送信信号変更器 14 の動作を指示するための 1 以上の制御信号を送出するために構成される場合がある。これに応じて、送信信号変更器 14 は、RF スイッチ 16 を介してトランスデューサ 18 の素子のアレイの一部に周期的に伝達される場合がある一連の電気的なパルスを生成する場合があり、トランスデューサ素子に対して、先に説明された特性の試験状態にある対象物に超音波信号を放出させる。送信信号変更器 14 は、トランスデューサが送信パルス間の対象物からのエコーを受信し、本明細書で “PREAMP” とラベル付けされるパラレルアナログプリ

50

アンプ 20 のセットに送出することを可能にするため、パルス送信間の分離を典型的に提供する。RF スイッチ 16 は、トランスデューサ 18 への様々な送信及び受信電気信号をトランスデューサ 18 に、又はトランスデューサ 18 から向けるために構成される場合がある。

【0040】

複数のプリアンプ 20 は、試験状態にある対象物から反射されたエコーにより生成されたトランスデューサ 18 からのアナログの電気的なエコー波形を受信する場合がある。より詳細には、それぞれのプリアンプ 20 は、それぞれの音響ラインについて対応するトランスデューサ素子のセットからのアナログの電気エコー波形を受信する。さらに、プリアンプ 20 のセットは、連続した時間を通して一連の波形セット、それぞれ個別の音響ラインについて 1 セットを受信し、パイプライン処理方式で波形を処理する場合がある。パイプラインのセット 20 は、以下に説明されるように、更なる信号処理を可能にするための増幅されたエコー波形を提供するため、エコー波形を増幅するために構成される場合がある。トランスデューサ 18 により受信された超音波信号は低電力であるので、プリアンプ 20 のセットは、余分な雑音処理において生成されない十分な品質であるはずである。

10

【0041】

エコー波形は、試験状態にある対象物において段々に深くなる深さから受信されるので振幅において典型的に減衰するため、超音波エレクトロニクスシステム 1 における複数のアナログプリアンプ 20 は、当該技術分野では知られており、時間を通して受信されるそれぞれの音響ラインの利得を次第に増加するために設計される、パラレルの複数の TGC 22 にそれぞれ接続される場合があり、これによりその後の処理ステージでのダイナミックレンジの要件が低減される。さらに、TGC 22 のセットは、連続して時間を通して一連の波形セット、それぞれ個別の音響ラインについて 1 セットを受信する場合があり、パイプライン処理方式で波形を処理する。

20

【0042】

複数のパラレルのアナログ - デジタルコンバータ (ADC) 24 は、図 2 に示されるように、複数の TGC 22 とそれぞれ通信する場合がある。ADC 24 のそれぞれは、そのそれぞれのアナログエコー波形をデジタルエコー波形に変換するために構成される場合があり、このデジタルエコー波形は、当該技術分野で知られているように、それぞれの量子化された瞬間的な信号レベルをもつ、多数の離散的なロケーションポイント (深さに対応して数百から数千、超音波送信周波数又は時間の関数である場合がある) を有する。従来の超音波画像形成システムでは、この変換は、信号処理ステップにおける後方で行われることがあるが、ここで、超音波信号で実行される論理機能の多くはデジタルとすることができ、したがって変換は、信号処理プロセスにおける最初のステージであることが好ましい。TGC 22 に類似して、複数の ADC 24 は、連続して時間を通して個別の音響ラインについて一連の波形を受信し、パイプライン方式でデータを処理する場合がある。例として、システムは、B モードフレームレート 60 Hz でクロックレート 40 MHz の信号を処理する場合がある。

30

【0043】

パラレルビームフォーマ 26 のセットは、複数の ADC 24 と通信する場合があり、ADC 24 からの (トランスデューサ素子のそれぞれのセットに対応する) 多数のデジタルエコー波形を受信し、次いで単一の音響ラインを形成するために結合するために設計される。このタスクを達成するため、異なる時間量で個別のエコー波形を遅延させ、次いでコンポジットデジタル RF 音響ラインをつくるために、遅延された波形を互いに加える場合がある。上述した遅延及び総和ビームフォーミングプロセスは、従来技術でよく知られている。さらに、パラレルビームフォーマ 26 は、連続して時間を通して個別の音響ラインについて一連のデータコレクションを受信し、パイプライン処理方式でデータを処理する。

40

【0044】

電力変調プロセッサ 27 は、パラレルビームフォーマ 26 の出力に結合され、連続して

50

複数のデジタル音響ラインを受信及び処理するために構成される場合がある。電力変調プロセッサ 27 は、超音波処理されない複数のレベルをもつ複数のデジタル音響ラインを選択的に処理するため、システムコントローラ 21 又は送信信号変更器 14 と同調して動作するように構成される。複数の励起レベルをもつ一連の超音波パルスを生成するための超音波画像形成システム 100 の例は、本出願と共通の出願人を供給し、その内容がその全体のままで本明細書に盛り込まれる米国特許第 5,577,505 号に開示されている。図 2 の機能ブロック図で更に説明されるように、その動作は以下に説明されるエコー信号成形器 28 は、電力変調プロセッサ 27 と RF フィルタ 29 との間で設けられる場合がある。RF フィルタ 29 は、それぞれデジタル音響ラインを受信し、望まれない帯域外の雑音を除くために構成される帯域通過フィルタの構成をとる場合がある。図 2 に更に説明されるように、ミキサ 30 は、RF フィルタ 29 の出力で結合される場合がある。ミキサ 30 は、パイプライン方式で複数のデジタル音響ラインを処理するために設計される場合がある。ミキサ 30 は、RF フィルタ 29 からのフィルタリングされたデジタル音響ラインを局部発振器信号（簡素化のために図示せず）と結合し、複数のベースバンドデジタル音響ラインを最終的に生成する。

【0045】

好ましくは、局部発振器信号は、複素信号であって、同相信号（実部）及び 90° の位相のずれである直交位相信号（虚部）を有している。混合動作は、総和及び差の周波数信号を生成する場合がある。総和の周波数信号は、フィルタリング（除去）され、ほぼゼロ周波数での複素信号である差の周波数信号を残す。複素信号は、試験状態にある対象物で画像形成される解剖学上の構造の動きの方向を追従し、正確な広い帯域幅の振幅検出を可能にすることが望まれる。

【0046】

超音波エコー受信プロセスにおけるこのポイントまで、実質的に等価な機能を維持しつつ動作の順序が再順序付けされるように、全ての動作が実質的に線形であると考えられることができる。たとえば、あるシステムでは、ビームフォーミング又はフィルタリングの前に、より低い中間周波数（IF）又はベースバンドに混合することが望まれる。実質的に線形な処理機能のかかる再順序付けは、本発明の範囲内であると考えられる。

【0047】

振幅検出器 32 は、パイプライン方式で、ミキサ 30 からの複素ベースバンドデジタル音響ラインを受信及び処理する場合がある。それぞれの複素ベースバンドデジタル音響ラインについて、振幅検出器 32 は、振幅が検出されたデジタル音響ラインを生成するために音響ラインに沿ってそれぞれのポイントでの信号強度決定するため、ラインのエンベロープを分析する場合がある。算術的に、これは、振幅検出器 32 が音響ラインに沿ったそれぞれのポイントと対応するそれぞれの位相器の振幅（原点までの距離）を決定することを意味する。

【0048】

ログメカニズム 34 は、振幅検出器 32 から、振幅検出されたデジタル音響ラインをパイプライン方式で受信する場合がある。ログメカニズム 34 は、更なる処理のために圧縮されたデジタル音響ラインを生成するため、それぞれの音響ラインの数学上の対数（Log）を計算することで、データのダイナミックレンジを圧縮するために構成される場合がある。対数関数の実現により、最終的にディスプレイ上で、エコー強度の比に対応する明るさにおける変化に関するより現実的な表示を可能となる。

【0049】

ポストログフィルタ 36 は、通常は低域通過フィルタの構成であり、ログメカニズム 34 の出力に結合される場合があり、圧縮されたデジタル音響ラインをパイプライン方式で受信するために構成される場合がある。ポストログフィルタ 36 は、表示画像の品質を拡張するため、圧縮されたデジタル音響ラインに関連される高周波を除去又は抑圧する場合がある。一般に、ポストログフィルタ 36 は、表示された画像におけるスパイクを柔らかくする。また、低域通過ポストログフィルタ 36 は、アンチエイリアシングを実行するため

に構成することができる。低域通過ポストログフィルタ36は、空間解像度をグレイスケール解像度と本質的に交換するために設計することができる。

【0050】

1以上のイメージプロセッサ38は、低域通過ポストログフィルタ36の出力に結合される場合がある。イメージプロセッサ38のそれぞれは、適切な種類のランダムアクセスメモリ(RAM)を更に有する場合があり、フィルタリングされたデジタル音響ラインを低域通過ポストログフィルタ36から受信するために構成される場合がある。音響ラインは、2次元座標空間内に定義することができる。イメージプロセッサ38は、受信及びフィルタリングされたデジタル音響ライン内での画像情報を数学的に処理するために構成される場合がある。さらに、イメージプロセッサ38のそれぞれは、信号処理のための時間を通して音響ラインのデータを蓄積するために構成される場合がある。この点において、イメージプロセッサ38は、表示のための画素を生成するため、RAMに記憶されるときにデータを変換するスキャンコンバータを更に備えている。それぞれのスキャンコンバータは、全体のデータフレーム(すなわち、1つの表示における全ての音響ラインのセット、又は表示されるべきイメージ/ピクチャ)がRAMによりひとたび蓄積されると、RAMにおけるデータを処理する場合がある。たとえば、エコー情報の相対的な位置を定義するため、受信されたデータが極座標を使用してRAMに記憶される場合、スキャンコンバータは、極座標データをラスタ走査可能なプロセッサによりラスタスキャンが可能な矩形データ(すなわち、直交データ)に変換する場合がある。超音波電子システム1は、複数の超音波画像プレーンと関連する複数のイメージフレームを形成するため受信、エコー回復、及びイメージ処理機能を終了して、図2に例示されるように、それぞれのイメージフレームに関連するエコーイメージデータ情報をディスプレイエレクトロニクスシステム5に送出する場合がある。

【0051】

ディスプレイエレクトロニクスシステム5は、超音波エレクトロニクスシステム1からのエコーイメージデータを受信する場合があり、エコーイメージデータは、ビデオプロセッサ40に送出される場合がある。ビデオプロセッサ40は、エコーイメージデータ情報を受信するために設計される場合があり、画像情報をラスタ走査するために構成される場合がある。ビデオプロセッサ40は、ビデオメモリ装置42における記憶、及び/又はディスプレイ44を介した表示のためにピクチャエレメント(たとえば画素)を出力する。ビデオメモリ装置42は、デジタルビデオディスク(DVD)プレーヤ/レコーダ、コンパクトディスク(CD)プレーヤ/レコーダ、ビデオカセットレコーダ(VCR)、又は他のビデオ情報ストレージ装置の構成をとる場合がある。当該技術分野では公知であるように、ビデオメモリ装置42は、リアルタイム以外でユーザ/オペレータによるビューイング、及びポストデータコレクションイメージ処理を可能にする。

【0052】

ディスプレイ44の構成での従来の表示装置は、図2に例示されるように、ビデオプロセッサ40及びビデオメモリ42の両者と通信する場合がある。ディスプレイ44は、ビデオメモリ42及び/又はビデオプロセッサ40のいずれかからの画素データを周期的に受信し、ユーザ/又はオペレータによる超音波画像のビューイングのため、適切なスクリーン又は他の画像形成装置(たとえばプリンタ/プロッタ)を駆動する。

【0053】

超音波トランスデューサは、インパルス応答関数 $g(t)$ をもつリニアシステムとして扱うことができることは当該技術分野で知られている。この関係は、ブロック図で示されている。図示されるように、送信信号変更器14は、トランスデューサ18が超音波エレクトロニクスシステム1の送信チャネルである前に導入される場合がある。送信信号変更器14は、伝達関数 $f(t)$ によりモデル化される場合がある。図示されるように、送信信号変更器14は、入力50を介して所望の送信波形 $w(t)$ を受信し、出力60で、変更された送信波形 $w'(t)$ を生成する。出力60は、トランスデューサ18の入力に電氣的に結合される。ブロック図で更に例示されるように、送信信号変更器14が変更され

た送信波形 $w'(t)$ を発生し、トランスデューサ 18 に送出するとき、トランスデューサは、以下の関係により数学的に表される場合がある矢印 70 により概念的に表される音響出力信号 $h(t)$ を生成する。

【 0 0 5 4 】

【 数 1 】

$$h(t) = w(t) * g(t), \quad \text{式 1}$$

ここで “*” は畳み込みを示している。したがって、所望の音響出力波形 $h(t)$ を生成する超音波画像形成システム 10 について、超音波エレクトロニクスシステム 1 は、以下の変更された入力信号をトランスデューサ 18 に送出する。

10

【 0 0 5 5 】

【 数 2 】

$$w'(t) = w(t) * f(t), \quad \text{式 2}$$

式 1 及び式 2 によれば、フィルタ $f(t)$ により変更される入力信号により励起されるインパルス応答 $g(t)$ を有するシステムは、所望の音響波形を生成する。

20

【 0 0 5 6 】

【 数 3 】

$$h(t) = w(t) * g(t) = x(t) * f(t) * g(t). \quad \text{式 3}$$

成形フィルタ関数 $f(t)$ は、一般的な逆畳み込みの問題を解くことで得ることができる。フィルタ関数を解くための第一の方法は、 $f(t) = F^{-1} \{ F \{ f(t) \} \}$ のような逆フーリエ変換 F^{-1} を利用する。ここで $F \{ f(t) \}$ はフォワードフーリエ変換である。

30

【 0 0 5 7 】

【 数 4 】

$$f(t) = F^{-1}(1/F(g)). \quad \text{式 4}$$

先の関係の結果として、1 方向の複素トランスデューサスペクトル（インパルス駆動による励起の結果として測定又は計算により決定される）、及び好適な音響送信駆動スペクトルが $T(f - f_1)$ として表される場合、好適な音響送信駆動スペクトル $D(f - f_1)$ を達成するために要求される実際のトランスデューサの電氣的な駆動スペクトルは、 $D = T/X$ として決定される場合がある。先に説明されたように、時間的な駆動信号は、逆高速フーリエ変換のような逆フーリエ変換方法により駆動スペクトル D から決定することができる。ウィナーフィルタ又は多項式の時分割逆畳み込みのような、トランスデューサで補償される実際の駆動スペクトルを決定するため、代替的な逆畳み込み方法を使用することもできることを理解されたい。特に、上述された方法は、超音波エレクトロニクスシステム 1 の送信信号変更器 14 内の 1 以上のメモリ装置と共に動作する適切に構成された送信信号プロセッサにより実現される場合がある。それぞれの方法は、実質的に同様の結果を生じ、離散的な、デジタル的にサンプリングされた信号に当てはめることができる。

40

【 0 0 5 8 】

離散領域では、トランスデューサ 18 のインパルス応答関数 $g(t)$ は、トランスデュー

50

ーサのインパルス応答期間の時間間隔を通して m 毎に配置されるポイントでサンプリングされる。所望の波形 $w(t)$ は、その期間の時間間隔を通して n 個の一様に配置されるポイントのセットとして規定することができる。簡素化のため、両方の関数は、同じ周波数でサンプリングされ、同じ数のサンプルポイント m を含む場合がある。なお、短い期間の関数は、ゼロのトレイリングサンプルで連結される場合がある。

【0059】

必要な実際の出力 $w'(t)$ を生成することの送信信号変更器 14 の効率性は、 $w(t)$ 及び $g(t)$ をより正確にサンプリングし（すなわち、より多くのサンプリングポイントを使用し）、フィルタの次数を増加することで改善することができる。送信信号変更器 14 の全体の効率は、超音波エレクトロニクスシステム 1 のインパルス応答 $g(t)$ 、インタフェースケーブル 12、及び考慮中のトランスデューサ 18、所望の出力 $w(t)$ 及び（すなわち送信チャネルでの）近似された駆動信号のオーダ及び / 又は受信フィルタのオーダに依存することを理解されたい。一般に、高次のフィルタは、インパルス応答の補正を効率性に直接的に関連する。

【0060】

音響送信信号でのトランスデューサスペクトルの作用を補償すること、及び印加された駆動信号を調整することで、トランスデューサの全体の結合された応答及び駆動信号が利用可能なトランスデューサの帯域幅を拡大する作用を有するように、周波数関数としてのトランスデューサの応答感度における落ち込みを克服することができる。さらに、トランスデューサ 18 の周波数応答を補償することで、所望の対称的な形状の音響送信スペクトルを達成することができる。第一近似について、生成された高調波波形の観察された周波数スペクトル（すなわちエコー応答）は、送信されたスペクトルに形状及び帯域幅の点で類似している。しかし、受信された高調波波形の中心周波数は、対応する高調波の倍数 Nf_1 に変換される。ここで N は高調波番号を表す整数であり、 f_1 は送信スペクトルの中心周波数（すなわち基本中心周波数）である。また、受信された高調波スペクトルは、受信チャネルの周波数レンジを通したトランスデューサ 18 及び受信チャネルエレクトロニクスのインパルス応答により悪影響される。

【0061】

トランスデューサ 18 及びシステムエレクトロニクスのインパルス応答の望まれない作用を低減するため、エコー信号成形器 28 は、受信フィルタをも含む場合がある。受信フィルタを構成するため、ガウス関数のような所望の受信フィルタ関数 R は、倍数となる高調波の中心周波数 Nf_1 での中心周波数で選択される。その後、実際のフィルタ $F[Nf_1]$ は、送信パルスについて先に説明されたように、類似の逆畳み込み方法により導出される場合があり、 $F = R / X$ である。

【0062】

トランスデューサ応答の補償される受信フィルタの作用は、受信信号とトランスデューサの応答のコンビネーションの効率的な帯域幅と感度を拡張することである。なお、コンボジット信号成形器（すなわち、送信及び受信チャネル補償器の両方を含むシグナルシェイパー）は、この方法により駆動又は受信機能を選択的に変更するために変更することができる。さらに、送信信号の補償、及び受信又はエコー応答の補償の両方は、同時に適用することができる。

【0063】

当業者であれば、多数の高調波の受信機能は、基本又は送信中心周波数 f_1 の対応する高調波に関してそれぞれ中心をなす多数の受信フィルタ関数を実現することで、単一のトランスデューサの利用可能な帯域幅内で観察される場合があることをさらに理解されるであろう。（たとえば、超音波画像形成システム 10 は、基本周波数 f_1 で送信し、 $2f_1$ で中心をなす第二高調波スペクトル、及び $3f_1$ で中心をなす第三高調波スペクトルで受信するために構成される場合がある。）

送信及び受信スペクトルに対する上述された補償は、リアルタイムデジタル又は他のフィルタにより実現する場合がある。補償の計算は、経験に基づいて行うことができ、結果

10

20

30

40

50

を適切なフィルタにプログラムされる。さらに、トランスデューサ 18 及び他のトランスデューサのホストのインパルス応答は、測定及び / 又はモデル化される場合があり、結果は装置のそれぞれ内で記憶される。改善された超音波画像形成システム 10 は、補償計算を実行するために適切なインパルス応答にアクセスするためにプログラムすることができる。

【0064】

図 3 A は、高調波画像形成モデル 200 を介したハーモニックイメージングを例示している。図 3 A で例示されるように、理想的な広帯域のトランスデューサ周波数応答 213 は、送信周波スペクトル 211 を生成して単一のトランスデューサ 18 によりエコー周波数スペクトル 212 を受信するための超音波エレクトロニクス 1 と組み合わせてトランスデューサ 18 の広いレンジの周波数を進行する。図 3 A に更に例示されるように、送信周波数スペクトル 211 は、基本送信周波数 f_1 に関して中心をなす。同様に、受信周波スペクトル 212 は、第二高調波 $2f_1$ に関して中心をなす。

10

【0065】

図 3 B は、高次のエコー高調波が比較的広い周波数応答をもつ広帯域の超音波トランスデューサにより受信される場合があるかを例示している。この点に関して、図 3 B に例示されるハーモニックイメージングモデル 200 は、送信周波数スペクトル 211 の周波数レンジが第二高調波受信スペクトル 212 のみでなく第三高調波受信スペクトル 213 をも含む場合に十分に広いトランスデューサ周波数応答 210 を含んでいる。適切に構成された受信フィルタは、超音波画像を生成するため、送信中心周波数 f_1 の第 N 高調波により定義されることは、先の説明から明らかであることを理解されたい。

20

【0066】

約 2.7 MHz の中心周波数をもつ例示的な広帯域トランスデューサ 18 の実際の周波数応答 300 は、図 4 に例示されている。なお、周波数応答は、全体の周波数レンジにわたり平坦ではないことを述べることは重要である。さらに、周波数応答は、周波数応答 300 の下限及び上限（すなわちエッジ）の両者での比較的小さな周波数レンジを通してスペクトルの落ち込みを示す。

【0067】

図 5 A ~ 図 5 C は、時間領域の送信波形を実際の周波数応答 300（すなわち、送信チャネルのインパルス応答）に印加することを例示している。時間領域の送信信号 320 は、図 5 A に例示される実際の周波数応答のプロットの右に示されている。送信チャネルの実際の周波数応答が落ち込みのない領域を有しており、送信パルス周波数に平坦である場合、比較的平滑な音響送信周波数スペクトルとなる。図 5 B に例示されるように、送信チャネルの周波数応答が補償されないままである場合、時間領域の音響送信波形 320' は、所望のパルスを超えて延びる望まれないパルスの後部を含んでいる。周波数領域では、実際の音響送信周波数スペクトル 211' も悪影響を受ける。図 5 B に示されるように、実際の音響送信周波数スペクトル 211' は、組織に誘導される超音波エコーを受信するために選定される周波数レンジにおける望まれない送信チャネル雑音を含む高調波雑音の後部を含んでいる場合がある。

30

【0068】

図 5 C は、所望の送信周波スペクトル 355 を発生するため、時間領域での変更された励起信号 350 がトランスデューサに印加される場合があることを例示している。時間領域の送信信号 350 は、図 5 C に例示される実際の周波数応答プロットの右に示されている。トランスデューサ 18 の実際の周波数応答プロット 300 は、実現可能な送信周波スペクトル 355 のレンジションである。実現可能な送信周波スペクトル 355 は、送信チャネルのインパルス応答の補償がない場合に生じる、実際の送信周波スペクトル 211'（図 5）の高周波ノイズの後部及び他の望まれない特性を低減する。

40

【0069】

図 6 は、所望の受信周波スペクトル 365 の反射である時間領域で変更されたエコー応答信号 360 を生成するため、エコー応答信号フィルタが実際のエコー応答信号に適用さ

50

れる場合があることを例示している。変更されたエコー応答信号 360 は、図 5 に例示される実際の周波数応答プロット 300 の右に示されている。トランスデューサ 18 の実際の周波数応答プロット 300 内で、実現可能な受信周波スペクトル 365 のレンジションである。実現可能な受信周波数スペクトル 365 は、受信スペクトル周波数を通してトランスデューサのインパルス応答の望まれない特性を低減する。

【0070】

必要な送信信号を達成する好適な方法は、時間を通して送信電圧を変化させることによる。送信電圧を変化することは、結果的に得られる送信された超音波ライン 115 (図 1 参照) の圧力振幅を変換するという直接的な結果を有する。代替的に、異なる電力レベルは、トランスデューサ 18 のアパーチャサイズを制御することで達成される場合がある。アパーチャサイズは、合成開口方法論を使用することにより、横方向又は上昇する次元で変化する場合がある。アパーチャは、それぞれのグループから個別にファイア (fire) される送信超音波ライン 115 をもつ 2 以上のグループに分割される場合がある。次いで、その後の反射されるエネルギーが蓄積される。全体のアパーチャは、第二の入射圧力波を増加されるエネルギーレベルで送信するために使用される。その後の反射されるエネルギーは、再び記憶される。この実施の形態では、スケーリングステップは、2 以上の小さいアパーチャからの応答をビーム成形し、非線形応答を決定するため、それらの結果を全体のアパーチャからの励起による応答から引くことを含んでいる。

【0071】

送信されたパワーレベルを制御するやり方は、アレイにおける素子のサブセットにファイアすること、スケーリングされたサブセットの応答を全体のトランスデューサアレイからの応答に比較することである。本方法は、サンプリング状態でアパーチャから生じるグレイティングローブ、及びアパーチャの中心に関する非対称性から生じるステアリング誤差を低減及び/又は最小化するやり方で実行されるべきである。

【0072】

3 つのパルスをファイアするマルチパルス技術の限定するものではない例が以下に説明される。トランスデューサ 18 内の「偶数」番号の素子をファイアすることで、第一のパルスを発生する場合がある。第二のパルスは、トランスデューサ 18 の全ての素子を制御可能にファイアすることで発生される場合がある。「奇数」番号の素子をファイアすることで、第三のパルスが発生される場合がある。超音波エレクトロニクスシステム 1 の応答信号処理部分は、更なる数学的な処理のために第一及び第三のパルスからの応答を第二の応答信号で数学的に結合するために構成される場合がある。第一及び第三のパルスについて様々な素子のサブセットを形成するための素子の選択は、トランスデューサ素子のアレイの「偶数」及び「奇数」番号の素子に限定されないことを述べておくことは重要なことである。マルチパルスによる超音波非処理 (insonification) 及び画像形成技術を更に拡張するため、3 以上のパルスが生成及びファイアされる場合があることは、当業者により理解されるであろう。

【0073】

先に説明されたマルチパルス技術は、一对の用途に役立つ。第一に、素子のサブセットをファイアすることにより送信された電力を調節することで、それぞれの送信に対して同じ電力レベルを提供しつつ送信電力が低減される。送信波形が適切にスケーリング及び反転されない場合、又は波形がそれらの周波数成分で異なる場合、不完全な組織応答信号の相殺による望まれない残りのアーチファクトは、超音波エレクトロニクスシステム 1 により導入される場合がある。様々なパルスを発生するために使用される電圧レベルを整合させることで、超音波エレクトロニクスシステム 1 は、変動する電力レベルの超音波送信から発生される信号応答を数学的に結合することで導入される望まれない組織信号を低減する。関心のある受信帯域幅にわたる多数の様々な比較のレベルを通じた送信波形の電力振幅の整合は、送信電力のミスマッチから生じる場合がある残りの組織応答信号を低減する役割を果たす。

【0074】

10

20

30

40

50

マルチパルス技術を使用するから生じる第二の重要性は、第一のパルス応答を第三のパルス応答と数学的に結合することで、第一及び第三のパルス応答の結合により第二のパルス応答が数学的に処理された（すなわち減算された）とき、様々なパルス間で動きが抑圧されるように、関心のある組織の動き（すなわち心臓）が平均化される。

【0075】

送信された電力レベルを制御する更なる別のやり方は、位相反転技術を使用することである。位相反転技術は、超音波画像形成の当業者により良好に理解される。位相反転技術を使用する超音波応答を生成、検出、及び画像処理が可能な超音波画像形成システムの説明は、送信信号変更器を理解するために説明されることは必要ではなく、本明細書で説明される必要はない。検出された応答信号の数学的な後処理は、処理の所望の作用、及び応答信号を原因とする送信波形の位相に基づいて変動する場合があることを述べることは重要である。適用可能な応答処理をもつ複数の送信パルスの位相、強度、及び周波数成分のうちの1つ以上を調整することで、パルス間の動きアーチファクトは、実質的に低減されない場合がある。

10

【0076】

送信レベルを変動するために使用される場合がある別の技術は、圧縮波のビーム形状を利用することである。送信された圧縮波は、角度距離で変動する低減された振幅を有する。限定することのない例により、（トランスデューサ素子アレイのフェースからの）圧力波が0°で送信される場合、及び超音波エレクトロニクスシステム1が0.0及び0.25°での応答を受信するために構成される場合、0.25°で受信された電力は、送信ビームのピークから外れているので低い。

20

【0077】

ここで図7に参照が向けられ、図7は、図2の超音波画像形成システム10により実現される場合がある改善された高調波画像形成のための方法を説明するフローチャートを例示している。図6に例示されるように、改善された高調波画像形成500のための方法は、「開始」でラベル付けされるステップ502で開始する場合がある。ステップ504に例示されるように、所望の送信スペクトルが選択される。ステップ506では、超音波エレクトロニクスシステム1と共に、（トランスデューサを含めた）送信チャネルのインパルス応答が記録又はモデル化される。所望の送信スペクトル及び識別される送信チャネルのインパルス応答により、ステップ508で示されるように、超音波画像形成システム10は、所望の送信スペクトルを発生するために必要とされる実際の駆動スペクトルを計算する。駆動スペクトルがひとたび定義されると、ステップ510で示されるように、時間的な送信信号が決定される場合がある。ステップ512で示されるように、超音波画像形成システム10は、送信スペクトル周波数を通して所望の周波数応答を得ることが必要とされるときに送信信号を変更する場合がある。

30

【0078】

ステップ514に例示されるように、所望の受信スペクトルが選択される。ステップ516では、所望の受信周波数レンジを通して超音波エレクトロニクスシステム1と共にトランスデューサにより形成される受信チャネルのインパルス応答が記録又はモデル化される。ステップ518に示されるように、所望の受信スペクトル及び識別される受信チャネルのインパルス応答により、超音波画像形成システム1は、受信チャネルに印加されたときに、所望の受信スペクトルを生じる実際のエコー応答スペクトルを計算する。ステップ520で示されるように、受信スペクトルがひとたび定義されると、時間的な受信信号が決定される場合がある。ステップ522に示されるように、超音波画像形成システム1は、受信スペクトル周波数にわたって所望の周波数応答を得ることが必要とされるとき、受信された超音波エコー信号をフィルタリングする場合がある。本実施の形態で「終了」とラベル付けされるステップ524で例示されるように、改善されたハーモニクイメージング500のための方法は終了する場合がある。

40

【0079】

図1及び図2に示される超音波エレクトロニクスシステム1内で、シグナルシェイパー

50

、これが送信信号変更器 14 の形式で実現されるか、受信又はエコーシグナルシェイパー 28、又はその両者は、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、又はその組み合わせで実現することができることは、当業者により理解されるであろう。ソフトウェアで実現されるとき、命令実行システム、装置、若しくはコンピュータベースのシステム、プロセッサを含むシステム、又は命令実行システム、装置、又はデバイスから命令を取り出し、命令を実行する他のシステムによる使用、又は該他のシステムとの接続による使用のため、コンピュータ読み取り可能な媒体に記憶及び転送することができる。

【0080】

この開示の文脈で、「コンピュータ読み取り可能な媒体」は、命令実行システム、装置又はデバイスによる使用、又は命令実行システム、装置又はデバイスと接続して使用するためのプログラムを記憶、通信、伝播、又は転送する手段とすることができる。コンピュータ読み取り可能な媒体は、たとえば、電氣的、磁氣的、光学的、電磁的、赤外線、又は半導体システム、装置、デバイス、又は伝播媒体とすることができる。コンピュータ読み取り可能なメディアの更に特定の例は、以下を含んでいる。1以上の配線を有する電気コネクション、コンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ(RAM)、リードオンリメモリ(ROM)、イレーザブル・プログラマブル・リードオンリメモリ(EPROM)、エレクトリカル・イレーザブル・プログラマブル・リードオンリメモリ(EEPROM)、又はフラッシュメモリ、光ファイバ、及びコンパクトディスク・リードオンリメモリ(CD-ROM)。なお、コンピュータ読み取り可能な媒体は、たとえば、紙又は他の媒体の光学的走査を介して、プログラムが電子的に捕捉され、次いでコンパイル、解釈、又はさもなければ処理及びコンピュータメモリに記憶されたとき、プログラムがプリントされる紙又は他の適切な媒体とすることができる。

10

20

【0081】

ハードウェアで実現されたとき、信号成形器は、全てが当該技術分野で公知である以下のいずれか又は組み合わせで実現することができる。データ信号に応じて論理機能を実現するためのロジックゲートを有するディスクリートロジック回路、適切な組み合わせ論理ゲートを有する特定用途向け集積回路(ASIC)、プログラマブルゲートアレイ(PGA)、フィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)等。

【0082】

シグナルシェイパーの先に説明された実施の形態は、単なる可能な実現例であって、本発明の原理の明確な理解のために単に述べられている。本発明の原理から実質的に逸脱することなしに本発明の先に説明された実施の形態に対して多くの変形及び変更がなされる場合がある。全てのかかる変更及びバリエーションは、この開示の範囲内で本実施の形態に含まれることが意図され、以下の特許請求の範囲により保護される。

30

【図面の簡単な説明】

【0083】

【図1】例示的な診断用の画像形成環境の概念図である。

【図2】図1の改善された超音波画像形成システムの機能ブロック図である。

【図3】図3Aは、図2の超音波画像形成システムにより実現される場合がある例示的なハーモニックイメージングの物理療法を例示する図である。図3Bは、図2の超音波画像形成システムにより実現される代替的なハーモニックイメージングの物理療法を例示する図である。

40

【図4】図2の超音波画像形成システムに関連する場合がある超音波トランスデューサのインパルス応答を説明する図である。

【図5A】図2の超音波画像形成システムにより実現される場合がある送信パルススペクトルの印加及び操作を例示する一連の周波数及び時間スロットを与える図である。

【図5B】図2の超音波画像形成システムにより実現される場合がある送信パルススペクトルの印加及び操作を例示する一連の周波数及び時間スロットを与える図である。

【図5C】図2の超音波画像形成システムにより実現される場合がある送信パルススペクトルの印加及び操作を例示する一連の周波数及び時間スロットを与える図である。

50

【図 6】トランスデューサが時間領域で関連するエコープロットを受信したとき、図 2 の超音波画像形成システムにより生成される場合がある受信又はエコースペクトルの周波数領域のプロットを与える図である。

【図 7】図 2 の超音波画像形成システムにより実現される場合がある改善されたハーモニクイメージングのための方法を説明するフローチャートである。

【図 1】

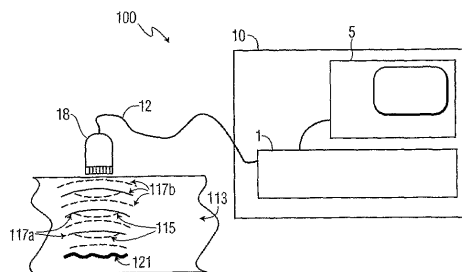


FIG. 1

【図 2】

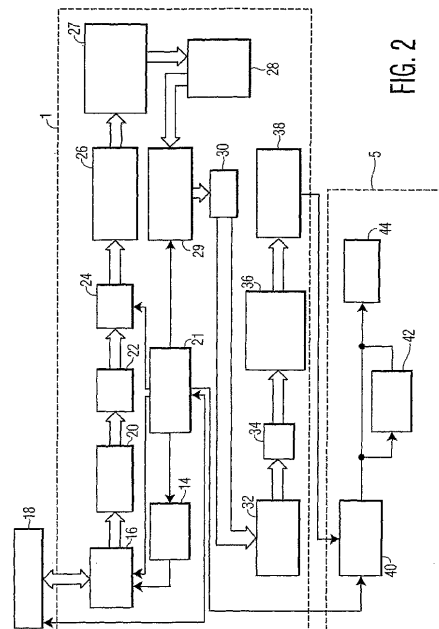


FIG. 2

【 図 4 】

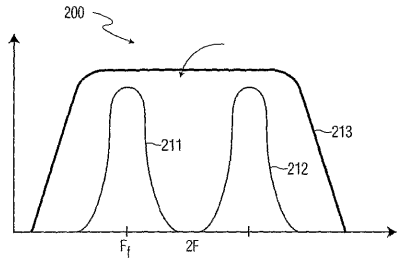


FIG. 3A

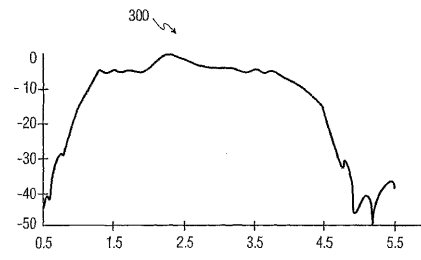


FIG. 4

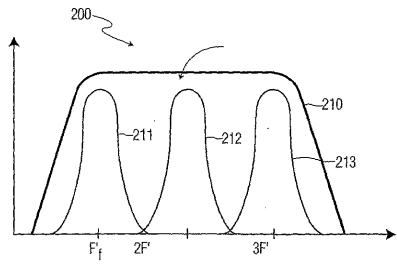


FIG. 3B

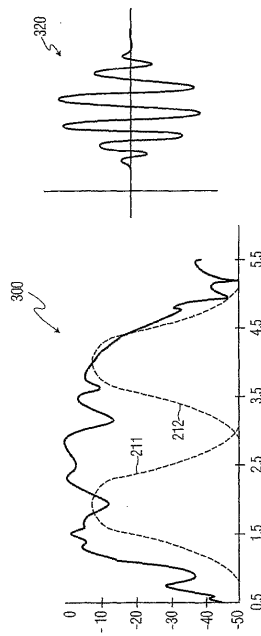


FIG. 5A



FIG. 5B

【 図 6 】

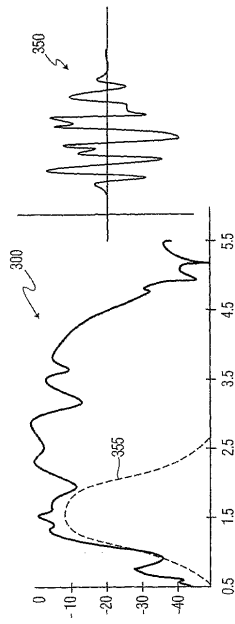


FIG. 5C

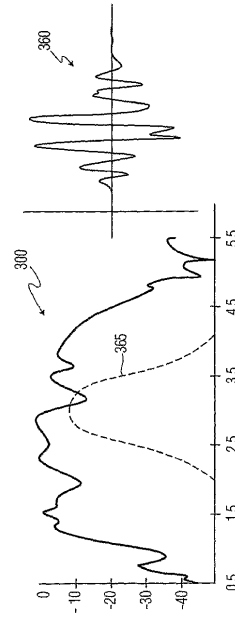


FIG. 6

【 図 7 】

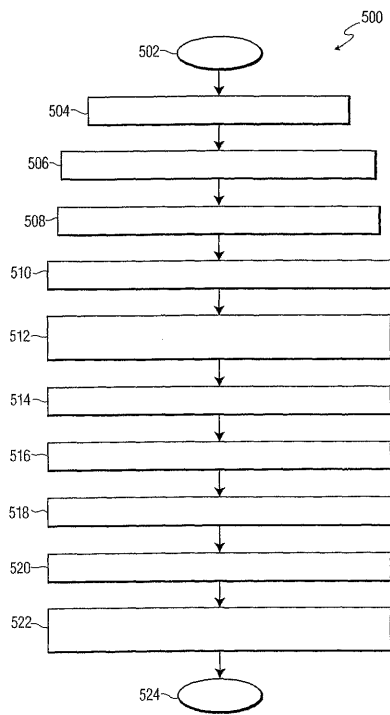


FIG. 7

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Internet Application No PCT/IB 03/03345
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G01S7/52 A61B8/00		
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 A61B		
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, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 231 512 B1 (HAIDER BRUNO HANS ET AL) 15 May 2001 (2001-05-15) column 2, line 64 -column 6, line 13; figures	1-29
A	EP 0 193 899 A (DYMAX CORP) 10 September 1986 (1986-09-10) column 4 -column 5; figures	1-29
A	US 5 410 516 A (UHLENDORF VOLKMAR ET AL) 25 April 1995 (1995-04-25) cited in the application abstract; claims; figures	1-29
A	US 4 222 274 A (JOHNSON STEVEN A) 16 September 1980 (1980-09-16) cited in the application abstract; claims; figures	1-29
-/-		
<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 *S* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
31 October 2003		07/11/2003
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Devine, J

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Internat. Application No. PCT/IB 03/03345
C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 83 02330 A (SALOMONSSON GOERAN;BOERJESSON PER OLA; HOLMER NILS G; LINDSTROEM KJELL) 7 July 1983 (1983-07-07) cited in the application the whole document ---	1-29
A	US 5 675 554 A (GEE ALBERT ET AL) 7 October 1997 (1997-10-07) cited in the application the whole document -----	1-29

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT					Internat	Application No
					PCT/IB 03/03345	
Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)		Publication date	
US 6231512	B1	15-05-2001	DE	10024871 A1	07-12-2000	
			JP	2001000434 A	09-01-2001	
EP 0193899	A	10-09-1986	CN	86102114 A	01-04-1987	
			DE	3671977 D1	19-07-1990	
			EP	0193899 A1	10-09-1986	
			IN	166145 A1	17-03-1990	
			JP	61253047 A	10-11-1986	
			US	4691571 A	08-09-1987	
US 5410516	A	25-04-1995	DE	3829999 A1	15-03-1990	
			US	6034922 A	07-03-2000	
			US	6221017 B1	24-04-2001	
			US	6064628 A	16-05-2000	
			US	6443899 B2	03-09-2002	
			AT	68887 T	15-11-1991	
			AU	637059 B2	20-05-1993	
			AU	4182489 A	02-04-1990	
			CA	1338175 C	19-03-1996	
			WO	9002517 A1	22-03-1990	
			DE	58900401 D1	28-11-1991	
			DK	31691 A	22-02-1991	
			EP	0357164 A1	07-03-1990	
			ES	2027062 T3	16-05-1992	
			GR	3003632 T3	16-03-1993	
			JP	2677888 B2	17-11-1997	
			JP	4501518 T	19-03-1992	
			KR	138901 B1	28-04-1998	
			NO	910805 A	15-03-1991	
			ZA	8906738 A	27-06-1990	
US 4222274	A	16-09-1980	US	4317369 A	02-03-1982	
WO 8302330	A	07-07-1983	SE	425996 B	29-11-1982	
			DK	365783 A	11-08-1983	
			EP	0096690 A1	28-12-1983	
			JP	58502164 T	15-12-1983	
			WO	8302330 A1	07-07-1983	
			US	4520670 A	04-06-1985	
US 5675554	A	07-10-1997	US	5995450 A	30-11-1999	
			US	6104673 A	15-08-2000	
			US	6172939 B1	09-01-2001	
			US	6363033 B1	26-03-2002	
			US	5856955 A	05-01-1999	
			AU	3361095 A	04-03-1996	
			JP	10507936 T	04-08-1998	
			WO	9604589 A1	15-02-1996	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,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,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA, GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ, EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,M W,MX,MZ,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM ,ZW

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 サボ, トマス エル

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブライアクリフ・マナー ピー・オー
・ボックス 3 0 0 1

(72)発明者 サヴォード, ティモシー ジェイ

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブライアクリフ・マナー ピー・オー
・ボックス 3 0 0 1

(72)発明者 スナイダー, リチャード エイ

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブライアクリフ・マナー ピー・オー
・ボックス 3 0 0 1

(72)発明者 デイルマン, リチャード エフ

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブライアクリフ・マナー ピー・オー
・ボックス 3 0 0 1

(72)発明者 マルティネス, エンジェル アール

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブライアクリフ・マナー ピー・オー
・ボックス 3 0 0 1

F ターム(参考) 4C601 BB02 DE06 DE10 EE01 HH02 HH05 HH06 JB31 JB49

5J083 AA02 AB17 AC18 AC28 AD13 AE08 BA01 BE43 BE44 BE53

CA01 CA12 DC07 EA14

【要約の続き】

れたシステムは、所望のエコースペクトル及びシステムの受信チャネルのインパルス応答に応じる適応フィルタを適用する場合がある。

专利名称(译)	用于改善谐波成像的系统和方法		
公开(公告)号	JP2005536309A	公开(公告)日	2005-12-02
申请号	JP2004533697	申请日	2003-07-28
[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	サボトマスエル サヴォードティモシージェイ スナイダーリチャードエイ ディルマンリチャードエフ マルティネスエンジェルアール		
发明人	サボ,トマス エル サヴォード,ティモシー ジェイ スナイダー,リチャード エイ ディルマン,リチャード エフ マルティネス,エンジェル アール		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52046 G01S7/52038		
FI分类号	A61B8/00 G01S15/89.B		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/EE01 4C601/HH02 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/ JB31 4C601/ JB49 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC18 5J083/AC28 5J083/AD13 5J083/AE08 5J083/ BA01 5J083/BE43 5J083/BE44 5J083/BE53 5J083/CA01 5J083/CA12 5J083/DC07 5J083/EA14		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10/225008 2002-08-21 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了用于改善超声成像系统中的换能器响应灵敏度的系统和方法。一种优选的方法包括以下步骤：选择所需的传输频谱，量化传输信道的脉冲响应，计算驱动信号以在应用于传输信道时产生所需的传输频谱，到传感器。另一种方法是选择所需的回波响应谱，量化接收的信道脉冲响应，制定滤波器，当应用于接收的超声回波信号时，产生所需的回波响应谱。，并应用过滤器。一种改进的超声成像系统，包括换能器，被控制以在超声成像系统的透射模式下将激励信号施加到换能器的开关，被控制以通过换能器发送期望的超声能量波形的开关可以在信号整形器中实现，该信号整形器被配置为响应于信道的脉冲响应而生成激励信号。而且，改进的系统可以应用自适应滤波器，其响应于期望的回波频谱和系统的接收信道的脉冲响应。

