

(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2013-506504

(P2013-506504A)

(43) 公表日 平成25年2月28日(2013.2.28)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F I
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 53 頁)

(21) 出願番号 特願2012-532324 (P2012-532324)
 (86) (22) 出願日 平成22年9月30日 (2010. 9. 30)
 (85) 翻訳文提出日 平成24年5月24日 (2012. 5. 24)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2010/050959
 (87) 国際公開番号 W02011/041581
 (87) 国際公開日 平成23年4月7日 (2011. 4. 7)
 (31) 優先権主張番号 12/570, 856
 (32) 優先日 平成21年9月30日 (2009. 9. 30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 501494481
 テラテク・コーポレーション
 アメリカ合衆国マサチューセッツ州01803
 バーリントン・テラスホールアベニュー
 77
 (74) 代理人 110000741
 特許業務法人小田島特許事務所
 (72) 発明者 チアング, アリス
 アメリカ合衆国マサチューセッツ州02493
 ウェストン・グレンフェルドイースト4
 (72) 発明者 ウォング, ウィリアム
 アメリカ合衆国マサチューセッツ州02186
 ミルトン・ランドルフアベニュー1041

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波3次元画像形成システム

(57) 【要約】

本発明は超音波画像形成システムに関し、該システムでは走査ヘッドは遠方場用サブアレイビーム形成を行うビーム形成回路を有するか、或いは選択された素子を駆動するスパースアレイ選択回路を有する。階層化2段階又は3段階ビーム形成システムを使う時、3次元超音波画像が実時間で生成される。本発明は更に該プローブヘッド内のフレキシブルプリント回路基板に関する。本発明は尚更に超音波画像形成システム内でのコード化された又はスペクトル拡散式の信号操作の使用に関する。ゴレーコードペアを使うパルス圧縮に基づく整合フィルタはS/N比を改善し、かくして抑制されたサイドローブを有する第3高調波画像形成を可能にする。該システムは3次元全体容積心臓画像形成に好適である。

【選択図】 図1

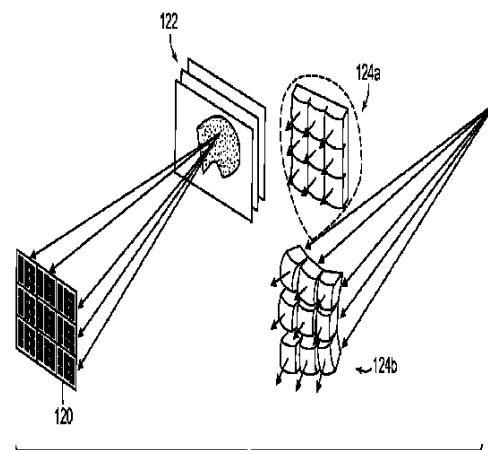


FIG.1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

医療用超音波画像形成システムであって、

プローブハウジング内の 2 次元トランスデューサアレイと、該プローブハウジング内の第 1 の複数のサブアレイビーム形成器と、を該トランスデューサアレイが心臓画像形成用の複数のビームを生成するよう具備する該システム。

【請求項 2】

前記プローブハウジング内に複数のマルチプレクサ回路を更に具備する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記トランスデューサ素子のアレイがスパースアレイとして動作する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

第 2 ハウジング内に第 2 の複数のビーム形成器を更に具備しており、該第 2 の複数のビーム形成器は該プローブハウジングと通信しており、該第 2 のビーム形成器は第 1 画像データを該第 1 の複数のサブアレイビーム形成器から受信し、かつ該第 1 画像データを受信する複数の第 2 遅延線を有しており、該複数のサブアレイビーム形成器は 3 次元画像データを提供するよう並列で動作している請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記第 2 のビーム形成器が第 2 段階のビーム形成器を備えている請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

第 3 段階のビーム形成器を更に具備する請求項 5 に記載のシステム

【請求項 7】

前記システムが約 6 . 8 1 k g (1 5 ポンド) より軽い重さを有する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記システムが該プローブハウジング内にプロセッサハウジングに接続された該トランスデューサアレイを具備する請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 9】

スパースアレイ送信システムを更に具備する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

スパースアレイ受信器システムを更に具備する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

整合フィルターを更に具備する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 12】

オーバーサンプリングされる送信波形をもたらすプログラムを更に具備する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 13】

前記プローブハウジングが複数のフレキシブルケーブルを有しており、各ケーブルが該トランスデューササブアレイを回路基板に接続する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 14】

前記プローブハウジングが複数の回路基板を囲んでおり、各回路基板は該第 1 の複数のサブアレイビーム形成器、ビーム形成器制御データを記憶するメモリーそしてマルチプレクサ回路の少なくとも 1 つを有する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 15】

フレキシブル回路を更に具備する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 16】

前記フレキシブル回路がフレキシブルケーブルを備える請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 17】

10

20

30

40

50

前記フレキシブル回路がフレキシブルプリント回路を備える請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 18】

前記整合フィルターが遅延線の段階に関連する複数の荷重を有する請求項 11 に記載のシステム。

【請求項 19】

前記複数のサブアレイビーム形成器内の各ビームが圧縮される請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 20】

前記第 2 の複数のビーム形成器が複数のデジタルビーム形成器を備える請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 21】

前記第 1 の複数のビーム形成器がチャージドメインプロセッサを備える請求項 20 に記載のシステム。

【請求項 22】

スペクトル拡散励振波形を記憶するプログラムを更に具備する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 23】

走査変換を行うシステムプロセッサを更に具備する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 24】

ドップラー処理を行うシステムプロセッサを更に具備する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 25】

前記プローブハウジングが遠位の領域に設置されたトランスデューサアレイを有するカテーテル又はプローブボディを更に有する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 26】

前記システムが左及び右心室を同時に画像形成する心臓画像形成システムを具備する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 27】

前記第 2 ハウジングが前記プロセッサハウジング、ディスプレイ及び制御パネルを有し、約 6 . 8 1 k g (1 5 ポンド) より少ない重さを有する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 28】

前記アレイが 1 より短い心周期内に少なくとも $200\text{ ml} / \text{m}^2$ の心臓容積を検出する寸法のアパーチャーを有する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 29】

前記システムが 1 より少ない心周期内に全容積心臓画像形成用の複数のビームを同時に生成する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 30】

医療用超音波画像形成システムであって、

プローブハウジング内のトランスデューサアレイと超音波データを処理するビーム形成器デバイスであって、該アレイが、送信パルス周波数の第 3 高調波を有しない該アレイからの超音波パルスの送信を駆動する送信回路と接続されている、該トランスデューサアレイ及びビーム形成器デバイスと、そして

該送信パルスを制御する制御回路と、を具備する該システム。

【請求項 31】

抑制されたサイドローブを有する第 3 高調波を検出するよう、検出画像データをフィルターにかけるための整合フィルターを更に具備する請求項 30 に記載のシステム。

【請求項 32】

前記トランスデューサ素子のアレイがスパースアレイとして動作する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 33】

10

20

30

40

50

前記プローブハウジング内の第 1 の複数のビーム形成器と、第 2 ハウジング内の第 2 の複数のビーム形成器を更に具備しており、該第 2 の複数のビーム形成器は該プローブハウジングと通信しており、該第 2 のビーム形成器は第 1 画像データを該第 1 の複数のサブアレイビーム形成器から受信し、かつ、該第 1 画像データを受信する複数の第 2 遅延線を有しており、該複数のサブアレイビーム形成器は 3 次元画像データを提供するように並列で動作している請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3 4】

前記第 2 ビーム形成器が第 2 段階ビーム形成器を備える請求項 3 3 に記載のシステム。

【請求項 3 5】

前記制御回路が抑制された第 3 高調波を有する変型方形波の送信を駆動する請求項 3 0 に記載のシステム。

10

【請求項 3 6】

全体容積の心臓の超音波画像形成の方法であって、

プローブハウジング内の 2 次元アレイのトランスデューサ素子で超音波信号を送信する過程を具備しており、該プローブハウジングが複数のビームを送信する、そして毎秒少なくとも 4 つの全体容積心臓画像の速度で全体容積心臓画像を形成する回路を有している、該方法。

【請求項 3 7】

第 2 ハウジング内の第 2 ビーム形成器デバイスを使う過程を更に具備しており、該第 2 ビーム形成器デバイスは該プローブハウジングと通信しており、該第 2 ビーム形成器デバイスは第 1 サブアレイから第 1 のビーム形成された画像データを受信しており、該第 2 ビーム形成器デバイスは複数の第 2 ビーム形成器を有し、該第 1 サブアレイは画像データを提供するために並列で動作している請求項 3 6 に記載の方法。

20

【請求項 3 8】

前記トランスデューサ素子のアレイがサブアパーチャアレイを有する請求項 3 6 に記載の方法。

【請求項 3 9】

上に設置された第 1 ビーム形成器デバイスを有するフレキシブル回路に接続されたトランスデューサ素子のアレイを使う過程を更に具備する請求項 3 6 に記載の方法。

【請求項 4 0】

第 2 段階ビーム形成器を有する第 2 ビーム形成器を使う過程を更に具備する請求項 3 6 に記載の方法。

30

【請求項 4 1】

第 3 段階ビーム形成器を使う過程を更に具備する請求項 4 0 に記載の方法。

【請求項 4 2】

システムプロセッサ、ディスプレイそして制御パネルを有し、約 6 . 8 1 k g (1 5 ポンド) より軽いシステムを使う過程を更に具備する請求項 3 6 に記載の方法。

【請求項 4 3】

プロセッサハウジングに接続されたプローブハウジングを有するシステムを使う過程を更に具備する請求項 3 6 に記載の方法。

40

【請求項 4 4】

前記プローブハウジング内のフレキシブル回路基板を使う過程を更に具備する請求項 3 6 に記載の方法。

【請求項 4 5】

前記トランスデューサアレイを回路基板組立体に接続する前記プローブハウジング内のフレキシブルケーブルを使う過程を更に具備する請求項 3 6 に記載の方法。

【請求項 4 6】

並列及び直列ビーム形成法を使う過程を更に具備する請求項 3 6 に記載の方法。

【請求項 4 7】

オーバーサンプリングされる送信波形を実現する過程を更に具備する請求項 3 6 に記載の方

50

法。

【請求項 4 8】

走査変換及びドップラー処理を行う過程を更に具備する請求項 4 2 に記載の方法。

【請求項 4 9】

1 つの心周期中に少なくとも $200 \text{ ml} / \text{m}^2$ の容積から画像データを処理するためにビーム形成器デバイスを使用する過程を更に具備する請求項 3 6 に記載の方法。

【請求項 5 0】

送信周波数を有する送信パルスを放射する過程を更に具備しており、該パルスが送信周波数の第 3 高調波を有せずに放射される請求項 3 6 に記載の方法。

【請求項 5 1】

前記送信周波数の第 3 高調波を検出するために画像データを処理するよう整合フィルターを使う過程を更に具備する請求項 5 0 に記載の方法。

【請求項 5 2】

ゴレーコード整合フィルターを使う過程を更に具備する請求項 5 1 に記載の方法。

【請求項 5 3】

整合フィルターテンプレートの自己相関を使う過程を更に具備する請求項 5 0 に記載の方法。

【請求項 5 4】

サイドローブ打ち消しを伴う第 3 高調波を検出するために、整合フィルターテンプレートの第 1 の自己相関と、整合フィルターテンプレートの第 2 の自己相関との和を決定する過程を更に具備する請求項 3 6 に記載の方法。

【請求項 5 5】

該送信パルスが変型方形波パルスである請求項 5 0 に記載の方法。

【請求項 5 6】

複数のサブアレイビーム形成器回路に接続された制御器を有するトランスデューササブローブハウジングを使う過程を更に具備する請求項 3 6 に記載の方法。

【請求項 5 7】

前記プロブハウジングが対応する複数のトランスデューササブアレイを制御する複数の送信回路を更に有する請求項 5 6 に記載の方法。

【請求項 5 8】

前記プロブハウジングが複数のメモリー回路を有しており、各メモリー回路が該複数のサブアレイビーム形成器回路に接続される請求項 5 6 に記載の方法。

【請求項 5 9】

前記プロブハウジング内の前記送信回路とビーム形成器回路とに接続された複数のマルチプレクサ回路を使う過程を更に具備する請求項 5 7 に記載の方法。

【請求項 6 0】

3 次元画像を形成するために並列の複数の少なくとも 1 6 の送信ビームを使って画像データを同時にビーム形成する過程を更に具備する請求項 5 6 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【関連出願の相互参照】

【0 0 0 1】

本出願は 2008 年 9 月 30 日に出願された米国特許出願第 12 / 286, 555 号の一部継続出願である 2009 年 9 月 15 日出願の国際出願第 PCT / US 09 / 56995 号の一部継続出願である 2009 年 9 月 30 日出願の米国特許出願第 12 / 570, 856 号の一部継続出願であり、そしてチャン氏他 (Chiang et al.) の、発明の名称 “超音波 3 次元画像形成システム (Ultrasonic 3D Imaging System)” の、2008 年 9 月 15 日に出願された米国特許出願公開第 61 / 192, 063 号の優先権を主張する。本出願はまた、2006 年 6 月 23 日出願の米国特許出願第 11 / 474, 098 号及び 2007 年 6 月 22 日出願の国際出願第 PCT / US 2007 / 014526 号の優先権を主張する。上記出願の内容全体は引用によりこ

10

20

30

40

50

ここに組み入れられる。

【技術分野】

【0002】

本出願は一般的に医療用超音波画像形成システムに関し、特に心臓全体をカバーする実時間3次元画像形成システムに関する。

【背景技術】

【0003】

医療用超音波画像形成法は多くの医療用画像形成応用のための業界標準となっている。2次元(2D)トランスデューサアレイを用いたプロセスと体内器官の3次元(3D)画像を提供する技術が開発されて来た。これらのシステムは数千のビーム成形チャンネルを要する。このようなシステムを動作させるために要する能力はデジタル遅延ビーム成形器を用いたアナログ位相シフト技術の使用に帰着するが、画像品質を妥協する結果となる。

10

【0004】

改良された実時間3次元画像形成能力を可能にする超音波画像形成技術の更なる改良の要求が引き続き存在する。加えて、この改良された能力は4次元(4D)機能として連続実時間ディスプレイをサポートすべきである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】米国特許出願第12/570,856号明細書、

20

【特許文献2】国際出願第PCT/US09/56995号パンフレット

【特許文献3】米国特許出願第12/286,555号明細書

【特許文献4】米国特許出願第61/192,063号明細書

【特許文献5】米国特許出願第11/474,098号明細書

【特許文献6】国際出願第PCT/US2007/014526号パンフレット

【特許文献7】米国特許第6,292,433号明細書

【特許文献8】米国特許第6,721,235号明細書

【特許文献9】米国特許第6,106,472号明細書

【特許文献10】米国特許第6,869,401号明細書

30

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】Chikos et al., "Visual assessment of Total Heart volume and Specific Chamber Size from Standard Chest Radiographs", Am. J. Roentgenol 128:375-380, March 1977

【発明の概要】

【0007】

本発明は、プローブハウジング内のトランスデューサ素子の2次元(2D)配列を使って3次元(3D)画像形成を提供する超音波医療画像形成システムに関する。本発明の実施例は高い解像度と多数の画像モダリティとを有する医療用画像形成のシステムと方法を提供する。

40

【0008】

好ましい実施例では、プローブハウジングは、第2ビーム形成回路を有する第2ハウジングに、ビーム形成されたデータを送信する第1ビーム形成回路を有する。該第1ビーム形成回路は遠方場サブアレイビーム形成動作を提供する。最終のビーム形成されたデータは、走査ヘッドから第2ビーム形成回路を有する第2ハウジングに送信され、該第2回路は近接場のビーム操向及びビーム集束を提供する。

【0009】

好ましい実施例は従来の超音波システムへ接続することができる走査ヘッドを提供し、

50

該システム内では該走査ヘッドは従来のビーム形成処理機能への入力を提供する。走査ヘッドビーム形成器は少なくとも32ビーム形成チャンネルを有する低電力チャージドメインプロセッサを利用することができる。

【0010】

本発明の好ましい実施例はトランスデューサ素子のごく1部分だけが作動される必要があるスパースアレイ(sparse array)を使う。適当な平均ローブバンド幅を提供するために、該アレイの4つのコーナーの素子を選択し、平均サイドローブエネルギーとクラッタを最小化し、周期性を除去し、そしてピーク対サイドローブ比を最大化することにより、高品質画像が作られる。関心体積又は関心領域に亘り該ビームを操向するために、ピーク対サイドローブ比を維持するよう、種々のトランスデューサ素子が適切なシーケンスで駆動されなければならない。該ビームを種々の角度に向けるトランスデューサ駆動用に望ましいシーケンスを提供するようシステムプロセッサはプログラムされてもよい。代わりに、スパースアレイ駆動を制御するよう離散制御器が使われてもよい。好ましい実施例は、シーケンシャルな多重ビーム形成用にスパースアレイ駆動素子をシーケンシャルに選択するための集積化スイッチ回路付き走査ヘッドを提供する。該走査ヘッドは従来の超音波システムに接続されてもよく、該システム内では該走査ヘッドは該従来のビーム形成処理機能に入力を提供する。もう1つの実施例では、送信アレイ素子及び受信アレイ素子は独立に操作されてもよく、該送信素子はスパースアレイを有し、受信素子は略全部充填されたアレイである(a near fully populated array)。好ましい実施例では、マルチプレクサ及びビーム形成器の回路はインターフェースシステム内か、又は代わりにホスト処理システム内に集積化され、該プローブハウジング内に設置された2次元トランスデューサアレイを残してもよい。

10

20

【0011】

本発明はビーム形成器内の各段階の遅延素子における非破壊検出を利用する。それ故、例えば、65段階の遅延線では、各段階の1つに伴う64の利用可能な出力がある。時間分解能は1/8 から1/16 の範囲内にある。

【0012】

プローブ内の高電圧マルチプレクサと該非破壊検出の使用は時間多重化されたシーケンシャルなビーム形成を可能にする。今や多重ビームを形成するために、各遅延線のタップ選択をシーケンシャルに変えることが可能である。

30

【0013】

3次元(3D)ディスプレイ能力に加えて、例えば、毎秒10フレーム以上で記録された一連の画像を記録、表示するために、第4の次元又は時間分解された画像表示が使われてもよい。これは毎秒30フレームのビデオフレーム速度で、血液又は流体の流れ；心臓壁運動他の様な急速に変化する特徴の視認を可能にする。

【0014】

本発明のもう1つの好ましい実施例は3段階のビーム形成器システムを使用し、該システムでは、第1段階は、トランスデューサアレイから受信したデータに基づき第1ビーム形成操作を行い第1ビーム形成データを生成し、該第1ビーム形成データは、第2段階ビーム形成データを提供するために第2ビーム形成操作を行う第2段階により引き継がれ、該第2段階ビーム形成データは次いで第3ビーム形成操作を行う第3ビーム形成段階へ送られる。

40

【0015】

該段階はチャージドメインプロセッサを使って行われてもよい。データはまた、第1段階又は第2段階の前に、第3段階で、或いはその後で、アナログからデジタル形式に変換されてもよい。1つの段階は並列ビーム形成操作を利用し、そして第2段階は直列ビーム形成操作を提供してもよい。

【0016】

本発明の好ましい実施例は、人体心臓の様な大きな容積の実時間画像形成を、該心臓の種々の部分のゲーテッド像を順々に撮り、次いで該画像を一緒につなぎ合わせる必要無し

50

に、行う。これは多重ビームがシンプルパルスで送信され得るビーム形成アーキテクチャを使って行われる。これは1心周期すなわち1心拍動内での成人心臓画像の収集を提供する。これは狭帯域位相シフトビーム形成システム及び/又はタイムドメインビーム形成システムで行われてもよい。該トランスデューサプロブハウジング及び該システムメインプロセッサハウジング内に分布する並列及び直列ビーム形成部品を使うことにより、軽量携帯式及びカート設置式のシステムが実時間の全容積の心臓画像形成用に使うことが出来る。

【0017】

医療用超音波画像形成では、送信波形が1つの基本周波数 F_0 であり、関心の受信信号が高調波、一般に、第2高調波($2F_0$)又は第3高調波($3F_0$)、である、高調波画像形成の要求がある。関心の高調波信号は身体内の画像目標体で生成され、そして送信波形内の高調波には関心がない。従って、明瞭な応答を得るために送信波形から高調波成分を抑制することが重要である。

【0018】

送信回路は方形波か又は正弦波か何れかの励振を発生出来る。方形波パルス発生器は正弦波パルス発生器より一般に低廉であり、該方形波パルス発生器は超音波画像形成機器で広く使われる。しかしながら、典型的な方形波自身は高レベルの第3高調波を含む。本発明は著しく減じられた量の第3高調波しか作らない変型方形波形を使い、かくしてより低廉なパルス発生器を使って実質的に改良された高調波画像形成を提供する。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の超音波画像形成用の2次元のタイル状アレイの使用法を図解する。

【図2】本発明の操向可能な2次元アレイを図解する。

【図3A】遠方場のビーム操向及び集束用第1ビーム形成デバイスと、近接場のビーム形成用の第2時間遅延ビーム形成器と、の使用法を図解する。

【図3B】データをデジタルビーム形成器へ送る第1アナログサブアレイビーム形成器を図解する。

【図3C】2次元トランスデューサプロブ用走査ヘッドを図解する。

【図3D】フレキシブル回路基板とケーブル組立体とを利用する好ましい実施例を図解する。

【図3E】4つのシーケンシャルなビームを形成出来る16チャンネルサブアレイビーム形成器を有する、集積回路ビーム形成器デバイスを備える好ましい実施例の顕微鏡写真である。

【図3F(1) - 3F(4)】超音波トランスデューサシステム内のスイッチ動作作用に使われるマルチプレクサの好ましい実施例を図解する。

【図3G】本発明の好ましい実施例のスイッチタイミング図を図解する。

【図3H】本発明の好ましい実施例の16チャンネル高電圧マルチプレクサ集積回路チップの顕微鏡写真である。

【図3I】本発明の好ましい実施例の8チャンネルマルチプレクサチップの回路図である。

【図4A - 4D】心臓画像形成用のゲーテッド取得シーケンスを図解する。

【図4E】毎秒少なくとも6つの3次元容積画像を有するシングル複写パルスを備える複数のビームを使う全心臓画像形成超音波走査を図解する。

【図4F】図3Cで示すプロブの様なプロブを使う超音波システムを図解する。

【図4G】直列ビーム出力を有するサブアレイビーム形成器を備える超音波システムを図解する。

【図4H】第3段階ビーム形成器(510)用の出力を生成する第2段階サブアパーチャビーム形成器(509)を有する超音波システムを図解する。

【図4I】トランスデューサプロブハウジング内に集積化された制御器を有する超音波システムを図解する。

10

20

30

40

50

【図 4 J】トランスデューサプローブハウジング内に集積化された制御器及び送信回路を有する超音波システムを図解する。

【図 4 K】並列出力データを作る並列時間遅延プロセッサ (5 1 9 P) を有する超音波システムを図解する。

【図 5 A】本発明の集積化サブアレイ走査ヘッドに依る 3 次元画像形成システムの好ましい実施例を図解する。

【図 5 B】第 2 の時間遅延ビーム形成用のチャージドメインプロセッサを使う本発明の集積化サブアレイ走査ヘッドの好ましい実施例を図解する。

【図 6 A】第 2 段階ビーム形成超音波プロセッサを有する本発明の集積化サブアレイ走査ヘッドプローブの使用法を図解する。

【図 6 B】デジタルビーム形成プロセッサを有する集積化サブアレイ走査ヘッドの使用法を図解する。

【図 7】本発明の超音波システムを図解する。

【図 8 A】本発明で使われるスパースアレイを図解する。

【図 8 B】スパースアレイ性能をグラフ線図で図解する。

【図 9 A】チャージドメインビーム形成処理を有するホストシステムに接続される本発明の集積化スパースアレイ走査ヘッドプローブの使用法を図解する。

【図 9 B】m 個の並列ビーム形成部品を有する従来のデジタル超音波システムに接続された本発明の集積化スパースアレイ走査ヘッドプローブの使用法を図解する。

【図 1 0】本発明の好ましい実施例のポータブルコンピュータに接続された走査ヘッドを図解する。

【図 1 1】受信素子が、送信アレイから独立した、および送信アレイと重複しない、ほぼ全部が充填された受信アレイを図解する。

【図 1 2】受信アレイビームパターンの方位角及び仰角に対する断面図をグラフで図解する。

【図 1 3】メインローブ及びサイドローブ構造を示す図 1 2 の方位角に対するビームパターンの拡大部分である。

【図 1 4】ほぼ全部充填された受信アレイビームパターンを図解する。

【図 1 5】本発明のスパースアレイ用に選択された送信位置を示す。

【図 1 6】図 1 5 の実施例の送信スパースアレイビームパターンの断面図を図解する。

【図 1 7】スパース送信アレイビームパターンを図解する。

【図 1 8】平均サイドローブエネルギーをビームパターンの中央ピークに対し - 3 5 デシベルより小さく制限することが可能なことを図解する。

【図 1 9】2 次元微分遅延方程式を図解する。

【図 2 0】遅延差プロファイルを図解する。

【図 2 1】遅延差誤差を図解する。

【図 2 2 A - 2 2 C】4 つの並列ビーム形成システムのシステムプロセッサの実施例を図解する。

【図 2 3 A - 2 3 B】スペクトル拡散超音波送信用のコード化されない及びコード化された送信波形を図解する。

【図 2 4 A - 2 4 C】送信信号を形成する過程を図解する。

【図 2 5 A - 2 5 D】整合フィルタを有する好ましい実施例を図解する。

【図 2 6 A - 2 6 D】方形波信号及び第 3 高調波画像形成用の変型方形波送信信号を図解する。

【図 2 7 A - 2 7 B】ゴレーの第 1 及び第 2 コードについての整合フィルターテンプレートを図解する。

【図 2 7 C - 2 7 D】該第 1 及び第 2 ゴレーコードのフィルターテンプレートの基本波及び第 3 高調波の自己相関を図解する。

【図 2 8】図 2 7 C 及び 2 7 D に示す 2 つの自己相関の和を示す。

【図 2 9 A - 2 9 B】第 1 及び第 2 の 1 0 ビットのゴレーコードの第 3 高調波テンプレ

10

20

30

40

50

トの例を図解する。

【図 3 0 A - 3 0 C】加算出力を用いたサイドローブの打ち消しを図解する。

【実施例 1】

【0 0 2 0】

本ビーム形成システムの目的は画像点から受信した信号をトランスデューサアレイ上にフォーカスすることである。特定方向に伝播する波頭にビーム形成器内で適切な遅延を挿入することにより、関心のある方向から到来する信号はコヒーレントに加算される、一方他の方向からの信号はコヒーレントには加算されないか、又は打ち消される。実時間 3 次元応用では、各トランスデューサ素子用に別々の電子回路が必要である。従来のインプリメンテーションを使うと、最終電子機器は、素子数が増加するにつれ、急激に嵩張り、コスト高になる。従来、高解像度ビーム形成器のコスト、寸法、複雑さ及び電力要求は“ワークアラウンド”システムアプローチにより避けられて来た。実時間の 3 次元高解像度超音波画像形成応用では、遅延和 (delay - and - sum) の計算アルゴリズムに基づく電子的に操向可能な 2 次元ビーム形成プロセッサが選択される。

10

【0 0 2 1】

電子技術的に調整可能な音響的コンフォーマルレンズの概念は、2 次元トランスデューサアレイの面を比較的小さなサブアレイの平面“タイル”に分割することである。この内容全体が引用によりここに組み入れられる特許文献 7 で説明され、図 1 で図解される様に、対象が画像形成システムの視野内に置かれた時、該対象から各“タイル”に向かう入射放射 1 2 2 は遠方場近似を使って取り扱えるように該タイル / サブアレイ 1 2 0 は充分小さくされる。全サブアレイがコヒーレントに加算されることを可能にするために、追加遅延素子が第 2 段階処理として組み入れられる (すなわち、全サブアレイからの出力を単純に遅延させ、次いで加算することによりグローバル近接場ビーム形成が達成される)。該遅延和のビーム形成器は各サブアレイが特定方向から放射する信号を“見る”ことを可能にする。該アレイの各素子と関連する遅延を調整することにより、該アレイの視認方向は放射源に向かうよう電子技術的に操向される。かくして、1 2 4 a で見られる様に、1 方向に視認する代わりに、タイル 1 2 0 の方向は異なる方向 1 2 4 b に操向され得る。該サブアレイ内の各素子用の遅延線要求は 1 0 0 段階よりは少なくてもよい。グローバルな加算用の長い遅延のみが最終近接場集束用に必要になる。

20

【0 0 2 2】

操向可能なビーム形成システムを使って画像面を走査するために、図 2 に示す様なプロセスが使われてもよい。2 次元操向可能なトランスデューサアレイ 2 6 4 を使って画像面 2 6 2 を走査するためにラスタスキャン 2 6 0 が使われてもよい。

30

【0 0 2 3】

本発明の電子制御ビーム形成システムの詳細図は図 3 A で示される。このシステムは並列時間遅延ビーム形成プロセッサ 3 3 0₁ - 3 3 0_N のバンクから成る。各プロセッサ 3 3 0 は 2 つの要素：遠方場ビーム操向 / 集束用 2 次元サブアレイビーム形成器 3 3 2 と、各対応するサブアレイからの出力の階層的近接場ビーム形成を可能にする追加時間遅延プロセッサ 3 3 4 と、から成る。サブアレイ 3 3 2 は、タップセレクター 3 4 2 を有する m 個のプログラム可能な遅延線 3 4 0、マルチプレクサ 3 4 4 及び加算出力部 3 4 6 を有する。図 3 A で見られる様に、n 個のサブアレイを有するシステム用では、n 個の並列プログラム可能な第 2 段階近接場時間遅延が個別遅延調整用に必要であり、該時間遅延は全部の n 個の並列出力がコヒーレントに加算される 3 5 4 ことを可能にするために A - D コンバータ 3 5 2 で変換され、順にこの加算された出力はフィルターにかけられ 3 3 8、目標対象の 3 次元画像を提供する。プロセッサ 3 3 6 はサブアレイ操作を制御する。

40

【0 0 2 4】

第 2 段階デジタルビーム形成器を有する走査ヘッドの使用法が図 3 B で示される。この実施例で、好ましい実施例の近接場ビーム形成器であってもよい複数の N 個のサブアレイビーム形成器 4 0 0 の各々は、別々の遅延線を有する m 個のトランスデューサ素子から信号を受けるが、該遅延線の出力が加算され、ビーム形成器 4 2 0 に提供されるので、この

50

ビーム形成器は従来のプロセッサ 480 を有する従来のシステムであってもよい。別々のサブアレイプロセッサ 460 がビーム形成器 400 を制御する。

【0025】

この階層的なサブアレイ遠方場次いで近接場のビーム形成アプローチを使わなければ、 80×80 素子の 2 次元アレイ用には、該トランスデューサアレイを従来のビーム形成システムへ接続するため、6,400 本のワイヤから成るケーブルが必要になる。図 3A で示される様に、各サブアレイプロセッサへの入力数は、該サブアレイ内の合計遅延素子数に等しく、各サブアレイは 1 出力しか有しない。各サブアレイバンクへの入力数は 2 次元アレイ素子の数に等しく、該サブアレイバンクからの出力数は、該サブアレイ素子数で割り算した合計トランスデューサアレイ素子数に等しく、すなわち入力数規準の該サブアレイバンクからの出力数は、該サブアレイのサイズに等しい倍数で減じられる。例えば、この階層的ビーム形成概念を実施するために 5×5 サブアレイを使うことを選択するなら、第 1 段階サブアレイビーム形成後に、第 2 段階近接場ビーム形成への接続に必要なワイヤの合計数は 25 分の 1 に減少する。特に、上に述べた様に、この 2 次元サブアレイビーム形成を使わなければ、 80×80 素子の 2 次元トランスデューサアレイを従来のバックエンドのビーム形成システムへ接続するために 6400 本のワイヤが必要になる。最初に 5×5 サブアレイ処理バンクを使うと、バックエンドビーム形成システムへ接続するのに要するワイヤ数は 256 に減じられる。本発明に基づく、256 の 5×5 素子サブアレイビーム形成器のバンクは、走査ヘッド内の 80×80 素子 2 次元アレイと集積化され得るので、256 本のワイヤから成るケーブルは該集積化走査ヘッドを、該バックエンド近接場ビーム形成システムへ接続するのに好適である。 5×5 サブアレイ遠方場ビーム形成プロセッサは小型のシリコン (Si) 集積回路内に容易に集積化され、この様な 5×5 サブアレイビーム形成器の 8 つは 1 つのチップ上に集積化され得る。この実施例で、32 個以下のチップしか該走査ヘッド内に集積化されるに過ぎず、それにより、ケーブルサイズを 6,400 本のワイヤから 256 本のワイヤへ減じられる。

10

20

【0026】

該ビーム形成器処理システムは、大きな 2 次元アレイのリターンを同時に処理することが出来るタイムドメインプロセッサであり、ポータブルシステム内のアレイ全体を実時間処理することが出来る低電力、高集積ビーム形成システムを提供する。192 の並列受信チャンネルを有するシステムは実時間の 3 次元 / 4 次元画像形成応用のためのマトリックス 2 次元アレイプローブをサポートし、該階層的多段階ビーム形成器は低電力でコンパクトな超音波システムと共に使用されてもよい。

30

【0027】

図 3B は、隣り合う受信素子のグループのビーム形成が 2 段階で実施される階層的ビーム形成アーキテクチャを示しており、すなわち、受信素子の各々用の 1 つの長い遅延の代わりに、1 つの共通の長い遅延が該グループ内の全素子により共有されるが、各素子は該長い遅延の前に各素子自身の短い、プログラム可能な遅延を有する。各グループ内では、該短い遅延の各々からの出力が一緒になるよう加算され、次いで該共通の長い遅延に印加される。この共通の長い遅延特性を有する隣り合う受信素子の小グループは該トランスデューサアレイの“サブアレイ”と規定される。例えば、実時間 3 次元画像形成用に 2 次元マトリックスアレイを使う応用では、該サブアレイは 4×4 又は 5×5 の隣接素子を有する小アレイであってもよい。このサブアレイ内の各素子の第 1 段階のプログラム可能な遅延は該トランスデューサアレイ内部に一体化され、次いで各サブアレイからの加算された出力はバックエンドプロセッサに接続される。それ故、 64×48 素子 2 次元アレイ (3072 以上のトランスデューサ素子) 用では、もし 4×4 サブアレイが第 1 段階ビーム形成用に使われるなら、フロントプローブを該バックエンドプロセッサに接続するためには 192 本の入出力ケーブル要素しか必要としない。

40

【0028】

好ましい実施例では、該階層的ビーム形成はまた、実時間 2 次元画像形成応用の 1 次元 (1D) アレイに適用されてもよい。例えば、128 素子 1 次元アレイ用には、8 つの隣

50

接素子のグループがサブアレイとして一緒にグループ化されてもよい。各サブアレイ内では、該 8 つの素子の各々は該素子自身の短いプログラム可能な遅延を有し、次ぎに該 8 つの遅延の出力は一緒に加算され、共通の長い遅延に印加される。2 つの異なる方法がこの 2 段階実施法用に使われてもよいことに注目することは重要である。第 1 の実施法では、短及び長、両遅延を有する全ビーム形成回路はバックエンドプロセッサ内に置かれるので、128 素子 1 次元アレイ用には、128 本の接続ケーブルがトランスデューサプローブとバックエンドプロセッサの間の入出力ケーブルとして使われる。代わりの実施法は全サブアレイプロセッサをトランスデューサプローブ内に集積化することであり、すなわち、128 素子アレイ用には、各々が 8 つのプログラム可能な遅延を有する全部で 16 のサブアレイプロセッサが該トランスデューサプローブ内に集積化されるので、フロントエンド集積化プローブを該バックエンドプロセッサと接続するには 16 本のケーブル要素しか必要に過ぎない。該バックエンド内では、該ビーム形成機能を完成するためには 16 の長い遅延のビーム形成回路のみが必要となる。同様に、プローブ内に集積化した 8 つの 8 素子サブアレイプロセッサを有する 64 素子アレイ用では、該バックエンドプロセッサは 8 つのビーム形成回路にのみ簡単化され、フロントエンド集積化プローブをバックエンドプロセッサと接続するには 8 本のケーブル要素が必要になるに過ぎない。更に、低電力送信回路と A - D コンバータはフロントエンドプローブ内に集積化されるので、該フロントエンドプローブとバックエンドプロセッサを接続するために無線通信リンクが使われてもよい。無線 USB 接続又は無線ファイヤワイヤ (FireWire) 接続が使われてもよい。

【0029】

集積化 4×4 サブアレイプロセッサを有する 64×48 素子 2 次元トランスデューサプローブ 485 の構造が図 3C で図解される。該 64×48 素子 2 次元アレイ 487 は各々が 64 素子を有する 1 次元アレイの 48 行のスタッキングを備える。各 64 素子 1 次元トランスデューサアレイの素子への接続はフレキシブルケーブルに依るので、該トランスデューサヘッド組立体は 2 次元トランスデューサアレイと 48 本のフレキシブルケーブル 486 を有する。図 3C に示す様に、各サブアレイは 4×4 素子を有し (又は、好ましくはサブアレイ当たり少なくとも 16 素子、そして 256 までの素子を有する他の長方形又は 2 次元形状)、該 48 本のフレキシブルケーブルは 12 グループにグループ化され、各隣接する 4 本のフレキシブルケーブルはプリント回路基板に接続され、すなわち行 1 から行 4 の 1 次元トランスデューサアレイに対応するフレキシブルケーブルは第 1 プリント回路基板 488 に接続され、行 5 から行 8 のフレキシブルケーブルは第 2 プリント回路基板 487 に、そして行 45 から行 48 のフレキシブルケーブルが第 12 プリント回路基板に接続されるまで、その様に続けられる。各フレキシブルケーブルの 1 端は該トランスデューサ素子に接続され、該フレキシブルケーブルのもう 1 端は該プリント回路基板上に設置された 64 素子のフレキシブルコネクタに接続される。各プリント回路基板内には、16 の 4×4 素子サブアレイプロセッサ 489 と高電圧マルチプレクサチップ 491 がある。該サブアレイプロセッサは、各々がその入力部に低ノイズ前置増幅器を有する 16 の並列のプログラム可能な遅延線と、アポダイザー (apodizer) としての別のプログラム可能な掛け算器と、から成り、該 16 の掛け算器の出力は 1 つの出力を形成するため一緒に加算される。各基板内にはまた、該 4×64 素子トランスデューサが送信モードか受信モードか何れかで動作すること可能にするための高電圧マルチプレックスチップがある。また、該遅延線の各々用にプログラムした遅延を記憶するために各プリント回路基板上にはメモリーチップ 490 が設置される。また、インターフェース 495 を通して各プリント回路基板に接続された電源ケーブル及びデジタル入力部 492 がある。

【0030】

図 3C で見られる様に、該プリント回路基板上のビーム形成プロセッサは、各サブアレイが 4×4 素子から成る 16 のサブアレイに分けられた合計 64×4 受信素子用にサブアレイビーム形成機能を提供せねばならない。16 のサブアレイプロセッサは各々が、該プリント回路基板上に組み入れられた 16 の受信部用に、ビーム形成機能、すなわち時間遅延和の機能を行うことが出来る。16 チャンネルサブアレイビーム形成器チップの顕微鏡

10

20

30

40

50

写真が図3Eで示され、該チップは、各送信パルスについて、16受信部用の4つのシーケンシャルビームを形成出来る。該チップは0.35 μ mのダブル-ポリ、4金属プロセスに基づいている。図解されたチップの寸法は1.2mm \times 0.6mmである。かくして、8つのこの様な4 \times 4サブアレイプロセッサはチップサイズ約1.2mm \times 5mmを有する1つのチップ上に集積化され得るので、回路基板は各々が8つの4 \times 4サブアレイプロセッサを有する、2つのこの様なサブアレイビーム形成チップを要するのみである。

【0031】

このチップ内では、16のタップ付き遅延線があり、各々はその対応する受信素子からリターンを受信する。送信パルスの後の受信モード時、該16のタップ付き遅延線からの加算された出力である4つのシーケンシャルビームが各サンプリングクロック時形成される。各遅延線のタップ出力は4つのビームの時間多重化バッファメモリにより制御される。各新しいデジタル更新で、対応する非破壊的に検出される遅延したサンプルが該タップ付き遅延線からクロックで出力される。該バッファメモリにシーケンシャルに印加された該4つのデジタル更新で、該4つのビームの各々用の4つの遅延サンプルがシーケンシャルにクロックで出力される。

10

【0032】

各遅延線の最初のタップ位置は走査がスタートする前にメモリ内に事前にロードされている。受信モード中、各サンプリングクロック時に、戻りエコーはサンプルされ、その対応する遅延線内にクロックで入力される。ビーム成形、アポディゼーション機能を提供するために各タップ付き遅延線の出力部に掛け算器が組み込まれる。例えば、トランスデューサの中心周波数が2MHzなら、前記タップ付き遅延線は8MHzの速度で戻りエコーをサンプルする。4ビームを発生するためにタップ出力は32MHzの速度でシーケンシャルで非破壊的に検出される。すなわち、戻りエコーが遅延線内にロードされた後、32ns後に、該第1ビーム用のこの遅延線の遅延サンプルのタップ出力がクロック出力され、該掛け算器に印加され、さらに32ns後に、第2ビーム用の遅延タップ出力が該掛け算器にクロック出力され、該手順は、128ns後に第4ビーム用タップ出力がクロック出力されるまで、続く。該16の掛け算器出力は32MHz速度で1つのビームを形成するよう一緒に加算される。ダイナミックフォーカス用には、各ビームは、1つはタップ更新用、1つは補間用にと、2つのデジタル更新ビットを必要とすることに注目することは重要である。このチップでは、各チャンネルはアナログ入力と、デジタル入力を有し、該2つの更新ビットは該チップにシーケンシャルにロードされる。該4ビームのシーケンシャルな出力をサポートするために、各ビームの該2つのデジタル更新ビットは64MHzの速度で該チップに動的にロードされ、それにより8MHzアナログ入力サンプリング速度での連続サブアレイビーム形成機能を可能にする。もし範囲深さが15cmなら、4回だけオーバーサンプルされた2MHzプローブでは、合計受信ビーム形成動作は2000ポイントを含む。この実施例では、図3Cで示した回路基板上のメモリサイズは64 \times 4 \times 4 \times 2 \times 2000=4Mビット以上である。更に、該メモリサイズを減じるために圧縮方法が使われてもよい。

20

30

【0033】

典型的超音波トランスデューサは送信及び受信用に同じ素子を使う。高電圧送信パルスが特定の素子に送信され、該同じ素子からのエコーは同じケーブルワイヤを経由して該システムへ戻るよう進む。

40

【0034】

或る応用では、送信及び受信用に別々の素子を使うことが望ましいか、又は必要である。1つのこの様な適用法は送信及び受信用に異なるトランスデューサ材料を使うことであり、そのため送信器素子と受信器素子とは、第1周波数応答と、該第1周波数応答と異なる第2周波数応答と、異なる周波数応答を有するよう作られる。これは高調波画像形成用に特に有用であり、その場合受信中心周波数は送信中心周波数の2倍又は3倍である。送信マルチプレクサ(TRMUX)集積回路チップは高速高電圧スイッチを提供することにより1本のシングルケーブルワイヤが該送信素子と受信素子とに接続することを可能に

50

し、該スイッチは図3F(1)に示す様に、送信期間中は該ケーブルワイヤを該送信素子に接続し、次いで受信期間中は該受信素子に接続する。既製の高電圧マルチプレクサチップはこの応用には好適でなく、何故ならば該既製のチップの意図された使用法はアパーチャ選択用での素子間多重化と云う、超音波走査線境界で起こるゆっくりしたプロセスだからである。送信期間及び受信期間の間のスイッチ作用をサポートするためには、該スイッチ時間は1波動周期から2, 3波動周期より短い桁である必要があり、さもないと該トランスデューサの表面近くに、画像形成出来ない大きな休止時間が生じる。例えば、1マイクロ秒のスイッチオン/オフ時間は1MHz送信周波数で送信から受信へ1波動周期でスイッチし、或いは該送信周波数が2MHzまで上がると2波動周期でスイッチする。図3F(2)で示す様に、受信信号を増幅することは有利である。

10

【0035】

高速のプローブ内送信/受信スイッチを要するもう1つの応用は2次元アレイプローブであり、その場合該受信素子は最初にサブアレイ内に形成されるが、それは図3F(3)に示す様に受信用のケーブルワイヤ数を減じるためである。該サブアレイビーム形成回路は通常低電圧デバイスであるので、該高電圧送信期間中該サブアレイを該ケーブルワイヤから分離する必要がある。

【0036】

なおもう1つの応用は、図3F(4)に示す様に、低電圧増幅回路が共有の送信/受信素子上で使用されることを可能にする2つのレベルのTRMUXチップを使用する。該同じ素子が送信及び受信用に使われる。該受信信号は該共用ケーブルワイヤ経由で該システム回路に送られる前に増幅される。この場合、該低電圧受信増幅回路は、高電圧パルスが使われる各送信期間中は該ケーブル及び該素子から分離される。各受信期間中は、該素子は該低電圧増幅回路に、そして次いで該ケーブルワイヤに取り付けられる。

20

【0037】

図3Gに示されるチップは、高電圧CMOSプロセス(>80V)を使って作られるマルチプレクサである。意図された使用法は医療用診断超音波プローブの音響モジュールハンドル内への埋め込み用であり、該ハンドル内では送信及び受信の2セットのトランスデューサ素子か、又は該サブアレイビーム形成された出力部及び該送信素子か、何れかが該同じ共通トランスデューサケーブル(COM)を共有する。多重化は高電圧バイポーラ信号と20MHzまでの周波数とを取り扱うことが出来る2セットの高電圧スイッチで達成される。これらのスイッチのオン及びオフの切り替えは2つの構成信号(CONFIG[1:0])と、該システムが送信又は受信を行っている時間を示す2つのタイミング信号、TXTIME及びRXTIMEと、により制御される。該CONFIG[1:0]はポートピンの機能を構成するよう、例えば送信素子及び受信素子のスワッピングに使われてもよい。

30

【0038】

図3Gに示す動作では、送信素子と共通ケーブルの間のスイッチは、送信期間(TXTIME=1)中オンに、受信期間(RXTIME=1)中はオフに切り替えられる。受信素子と共通ケーブルの間のスイッチは送信中はオフに、受信中はオンに切り替えられる。該スイッチのオン/オフ切り替え時間は100ピコ秒より短いタイムスキュー(timaskew)を伴って1マイクロ秒より短い。16チャンネル高電圧マルチプレクサ集積回路チップの顕微鏡写真が図3Hで示され、該チップは1ミクロン、2つのポリ、2つの金属のプロセスを使って製造され、14mm×8mmのサイズを有する。

40

【0039】

集積化第1段階サブアレイプロセッサを有する64素子1次元アレイの実施例は、該フレキシブルケーブルの1端がトランスデューサ素子の各々に接続され、該ケーブルのもう1つの端が64ピンのフレキシブルコネクタに接続される様に、1つの64素子トランスデューサアレイ496がフレキシブルケーブル497に接続されることを除けば、図3Cの設計を使って実現することが出来る。該コネクタはプリント回路基板上に設置される。該プリント回路内には、8つの8素子サブアレイプロセッサがある。各サブアレイ

50

ロセッサは 8 つのプログラム可能な遅延線から成り、各遅延線は該遅延線の別々の低ノイズ前置増幅器を有し、そして該遅延線の出力部には、アボダイザー、すなわちビーム成型機能用の掛け算器がある。該 8 つの掛け算器の出力は 1 つのアナログ出力を形成するため一緒に加算される。該 64 素子のトランスデューサが送信モードか又は受信モードか何れかで動作することが出来るように、高電圧マルチプレクサ回路チップがまた、該プリント回路基板上に含まれる。該遅延線の各々用にプログラムする遅延を記憶するためにメモリーチップもまた、該プリント回路基板上に設置される。また、該プリント回路基板の各々に接続された電源ケーブル及びデジタル入力部もある。

【0040】

集積化サブアレイプロセッサを有する 64 素子（以上、例えば 128 又は 256 素子）1 次元アレイ 496 の好ましい実施例が図 3D で示される。この実施例では、プリント回路基板を使う代わりに、サブアレイ処理チップ 499a、高電圧マルチプレクサ回路チップ 499b そしてメモリーチップ 499c がフレキシブルプリント回路又はケーブルに直接設置される（497, 498）。

【0041】

代わりに、合計 64 の受信素子用のサブアレイビーム形成機能を提供するためにビーム形成プロセッサがプリント回路基板上に設置され、該受信素子が 8 つのサブアレイに分けられ、各サブアレイが 8 つの隣接する素子から成ってもよい。8 つのサブアレイプロセッサの各々は、該回路基板上に組み入れられた 8 つの隣接する受信素子用の、ビーム形成機能、すなわち、時間遅延和機能を実行してもよい。16 チャンネルサブアレイビーム形成器チップの顕微鏡写真が図 3E で示され、各送信パルス用に、該チップは 16 の受信器向けに 4 つのシーケンシャルビームを形成することが出来る。該チップはまた、0.35 μm 、ダブルポリ、4 金属プロセスを使う。このチップのサイズは 1.2 mm \times 0.6 mm である。前の実施例に於ける様に、4 つのこの様な 16 サブアレイプロセッサは約 1.2 mm \times 2.4 mm のチップサイズを有する 1 つのチップ上に容易に集積化され得るので、該基板は 1 つのこの様なサブアレイビーム形成チップを要するのみである。

【0042】

ダイナミックフォーカス用に前に指摘した様に、各ビームは 2 つのデジタル更新ビットを要し、それらの 1 つはタップ更新用、1 つは補間用である。該 4 ビームのシーケンシャル出力をサポートするために、各ビームの 2 つのデジタル更新ビットは、8 倍の入力サンプリング速度でチップ内に動的にロードされるので、アナログ入力サンプリング速度での連続のサブアレイビーム形成機能が可能になる。もし範囲深さが 15 cm なら、4 回オーバーサンプルされる 2 MHz プローブ用では合計受信ビーム形成は 2000 ポイントになる。該実施例では、図 3E で示す基板上のメモリーサイズは $64 \times 4 \times 2 \times 2000 = 1$ Mビットであり、そこではメモリーサイズを減じるために圧縮方法が使われてもよい。ここで説明したシステムは、心臓又は他の体内器官の画像形成（4 次元）のために、体腔内への挿入用カテーテル又はプローブと共に使用されてもよい。該プローブ、又はカテーテル組立体はここで説明した第 1 の複数のビーム形成器を有する回路ハウジングを備えてもよい。

【0043】

マトリックスアレイトランスデューサを有する現在の医療用超音波システムは、最先端の 2 次元画像形成と一緒に実時間 3 次元（RT-3D）心エコー検査技術を提供する。2 次元画像と比較した RT-3D の取得の主な利点は、短い取得時間、オペレーター依存性の減少、そしてデータ解析用にいくらかでも望ましい画像図面を抽出するオフライン画像取扱い能力を含む。更に、左心室容積及び駆出率（ejection fraction）に関する定量的データが、該 3 次元技術を使ってより精密に得られる。用語“実時間（real-time）”は全ての現在利用可能な 3 次元心エコー検査技術に適用され、現在の走査器では、“ライブ 3D”とは心電図ゲート制御無しで得られる真の実時間画像に言及することを認識することが重要である。しかしながら、この種の実時間 3 次元画像形成は部分容積しか有しない狭いセクターを備えたものであり、左心室の画像形成用には好適

10

20

30

40

50

ではない。

【0044】

現在の走査器では全体容積の3次元画像を得るために、画像取得をゲート制御する心電図記録法が使われている。図4A-4Dに示す様に、4から7心周期で4つから7つの部分容積が取得され、次いで合体されて完全なデータセットを得る。健康な成人の人体の心臓は一般に $200 - 500 \text{ ml} / \text{m}^2$ の範囲の容積を有することに注意されたい。例えば、その内容全体が引用によりここに組み入れられる非特許文献1を参照されたい。かくして、1つのシングル送信パルスシーケンスに基づき成人の人体の心臓の3次元画像を取り込むために、 $200 \text{ ml} / \text{m}^2$ より大きい容積を画像形成することが望ましい。従って、トランスデューサアレイは、実質的に同時に、すなわち1より少ない心周期で、この容積範囲内の信号を送受信するのに十分なアパーチャを有する。

10

【0045】

示した様に、左心室を完全にカバーするために約 128×96 のビームが必要である。従来の実施例では、心電図ゲート制御で第1心周期中に、該3次元画像の部分を取得するために 32×96 ビームが使われる(図4A)。第2心周期中に、第2セットの 32×96 ビームが該心臓画像の隣接部分をカバーするため使われる、図4B。該手順は、心電図ゲート制御での第4心周期で、該心臓画像の最後の部分が取得されるまで、続く(図4C-4D)。次いで該4つの画像は完全な3次元画像を提供するために一緒に合体される。この技術は、広いセクターの角度を提供し、多重心周期のシーケンスを記録後、全容積の画像を生成する。しかしながら、不整脈及び呼吸困難を有する患者の動きに伴い、スティ

20

【0046】

本発明の好ましい実施例は各送信パルスについて16の走査ビームを生成し、結果として該実施例は毎秒少なくとも6つの3次元容積画像の速度で動作する 128×96 走査ビームで真の“ライブ3D”画像を生成する。組織内の音速は約 $1500 \text{ cm} / \text{s}$ であり、 15 cm 深さを貫入する音波の往復伝播時間は約 $200 \mu\text{s}$ である。図4Eに示す様な、左及び右の両心室を含む心臓の様な3次元画像形成用には、広いセクターの視角を提供するために 128×96 走査ビームが必要である。該 128×96 ビーム用に要する合計往復時間は $128 \times 96 \times 200 \mu\text{s} = 2.45 \text{ s}$ である。本発明は各送信パルスについて16の受信ビームを形成するので、 128×96 ビームを用いて1つの3次元容積画像を生成するために $2.45 / 16 = 0.15 \text{ s}$ しか要せず、すなわち毎秒6つの3次元容積画像となる。毎秒6つの3次元容積画像の速度で、走査器は冠状動脈疾患検出用に実時間で3次元の診断品質の画像を提供する。かくして、好ましい実施例は毎秒少なくとも4つの全容積心臓画像を生成する。

30

【0047】

各送信パルス用の少なくとも16ビームを発生するため使われるシステムが図4F-4Kの実施例で示される。位相シフト手法を使うシステムもまた、全容積画像形成を達成するため使われてもよい。

【0048】

図3Cで示す様なプローブを使う超音波システムが図4Fで図解され、そこには、集積化されたMUX、メモリーそしてサブアレイビーム形成器を有する2次元トランスデューサがある。走査ヘッド502内で、該サブアレイビーム形成器は低ノイズ入力増幅器を有し、該メモリーはメモリー504(1)-504(m)を有する。

40

【0049】

図4Gはプローブ505内の集積化されたMUX、メモリー及び直列ビーム出力506を有するサブアレイビーム形成器を備える2次元トランスデューサを具備するシステムを図解する。このモードでは、バックエンド時間遅延プロセッサは、 $q \times$ トランスデューサ入力サンプリング速度の速度で実行せねばならず、すなわち、該トランスデューサの中心周波数が 2 MHz であるなら、該プローブは 8 MHz の速度でオーバーサンプリングされ

50

る。もし4つの直列出力が該サブアレイプロセッサにより生成されるなら、すなわち $q = 4$ なら、バックエンドプロセッサは 32 MHz の速度で実行せねばならない。該サブアレイビーム形成器は低ノイズ入力増幅器を有する。

【0050】

図4Hは集積化されたMUX、メモリー及び直列ビーム出力を有するサブアレイビーム形成器を備える2次元トランスデューサを具備するシステムを図解する。このモードでは、該バックエンド時間遅延プロセッサは、 $q \times$ トランスデューサ入力サンプリング速度の速度で実行せねばならず、すなわち、該トランスデューサの中心周波数が 2 MHz なら、プローブは 8 MHz の速度でオーバーサンプルされる。もし4つの直列出力が該サブアレイプロセッサで生成されるなら、すなわち $q = 4$ なら、バックエンドプロセッサは 32 MHz の速度で実行せねばならない。この手法で、該バックエンドプロセッサはサブアパーチャービーム形成システム508を使い、すなわち、 n 個の隣接受信チャンネルが一緒にグループ化され、第1段階ビーム形成デバイス509を形成し、次いで共通の長い遅延線510を共有する。それ故、該バックエンドへの入力はいくつかのチャンネルである。しかしながら、加算回路へのバックエンド出力は m/n 出力に減じられる。例えば、該トランスデューサアレイが 64×48 素子であるなら、サブアレイビーム形成用に 4×4 サブアレイが使われ、該集積化プローブからの合計出力はその時 $64 \times 48 / 16 = 192$ (本) のケーブルであり、すなわち $m = 192$ である。しかしながら、本実施例では、8のサブアパーチャーサイズが使われ、すなわち $n = 8$ であり、その時、長時間遅延プロセッサの合計数は $192 / 8 = 24$ となる。該サブアレイビーム形成器は低ノイズ入力増幅器を有する。

10

20

【0051】

図4Iは図4Gに示すシステムの要素を有するが、しかしながら制御器514が該フロントエンドプローブ512内に組み込まれる。該制御器は外部ハウジング513への無線又はケーブル接続515用の回路に沿って第3回路基板上に形成されてもよく、該外部ハウジングはメインシステムプロセッサへのインターフェースとなってもよく、或いはここで説明されるカートシステム又は携帯型システム内に一体化されてもよい。

【0052】

図4Jは図4Iで説明したそれと同様なアーキテクチャーであるが、しかしながら、制御器514はフロントエンド内に集積化される。すなわち、相互接続ケーブルは $m = 192$ チャンネルであるが、サブアパーチャービーム形成器がバックエンドプロセス内に組み込まれ、 n 個の隣接受信チャンネルが最初にビーム形成され、次いでバックエンド時間遅延プロセスに印加され、もし $n = 8$ なら、加算器への出力は唯の24チャンネルだけである。加えて、フロントエンド集積化プローブ内へ送信チップ517 (m) を組み込むオプション手法が使用される。しかしながら、該送信チャンネルは図4Iに示される様にバックエンドプロセッサ内に配置されてもよい。

30

【0053】

図4Kは図4Jで使用されたものと同様であるが、該バックエンドプロセッサ内では p 個の並列ビームがサブアパーチャービーム形成器519及び並列遅延プロセッサ519Pの各々で形成される。それ故、もし $p = 4$ なら、すなわちフロントエンド集積化プローブ518からの各出力ビームについて4つの並列ビームが形成され、該4出力の各々は加算器519Sで一緒に加算される。これは如何に16ビームが各送信用に形成されるかを示し、すなわち、該プローブ内では $q = 4$ で、4つの直列ビームが形成され、バックエンドでは $p = 4$ で、4つの並列ビームが形成される。 q の p 倍 = 16となる。図4Kで気付いて頂きたいことは、送信回路もフロントエンドの集積化プローブ内に含まれたことである。しかしながら、送信チップはバックエンドプロセッサ内に配置されてもよい。加えて、図4F - 4Kでは、2次元トランスデューサアレイが使われたが、該アーキテクチャーはまた、サブアパーチャービーム形成を有する1次元トランスデューサアレイと共に使用されてもよい。これらのシステムは、左右心室を含む心臓のビデオ画像形成を、毎秒少なくとも4つの全容積画像、好ましくは、毎秒6つ以上の全容積画像、のビデオ速度で行うこ

40

50

とが出来る、全容積心臓画像形成法を提供する。

【0054】

各々が改良されたS/N比性能でノイズとケーブル損失を最小化する、2次元アレイビーム形成用の本発明の好ましい実施例が図5A、5B、6A及び6Bで説明される。それらの実施例では、m個の並列サブアレイビーム形成プロセッサ520及びマルチプレクサ528のバンクが2次元トランスデューサアレイ525と共に集積化され、コンパクトで、低ノイズの走査ヘッド500を創る。図5Aはコンパクトな走査ヘッドが専用処理モジュールに接続されるシステムを画くが、該モジュールにはm個の並列の前増幅器/TGCs 522、送信/受信チップ524及び第2段階時間遅延処理ユニット526が収容される。この専用処理モジュールはファイファイIEEE 1394又はUSB又はPCIバス542を経由してホストコンピュータ540と通信する。制御及び同期化は該処理モジュール又はハウジング546内に配置されたシステム制御器544により行われる。図5Bは図5Aで述べたと同じアーキテクチャーを画くが、例外的に異なる点は、該専用処理モジュール内部で、該第2段階時間遅延処理ユニットが、手持ちプローブ660及びコンピュータハウジング648に接続される、ハウジング620内の、チャージドメイン型でプログラム可能な(charge-domain programmable)(CDP)時間遅延線600を使うことにより特に実現されることである。図6Bは、コンパクトなスパスアレイ走査ヘッド700が、n個の並列ビーム形成チャンネル760を有する従来の、商業的に入手可能なタイムドメイン型デジタル超音波画像形成システム700に接続されるシステムを画いている。図6Aで時間遅延プロセッサ720もCDP時間遅延線740を使うことにより実現されることを知るのは容易である。これらの実施例で、近接場ビーム形成器は、他の画像処理機能と同じハウジング内に収容される720、780。これらのシステムは、両出願がそれら全体で引用によりここに組み入れられる特許文献6、5で説明されている。

10

20

【0055】

ビーム形成器遅延と、2次元トランスデューサアレイの視認角度に沿うシェーディング(shading)と、をシステム的に変えることにより、3次元放射源を表す視線に沿う戻りエコーが、その走査角での走査画像を創るよう使われることが可能である。該システムは広い視野を通しての連続した実時間大面積走査画像を每秒20フレーム以上で提供することが出来る。このフレーム速度で、該システムは時間に対する連続3次元画像を表示するよう使われてもよく、かくして走査対象の4次元情報を提供する。図7に示す様に、CDPビーム形成チップ810、時間多重化された計算構造体が多重ビームを生成するため使われ、すなわち、各送信パルス用に、2次元サブアレイビーム形成器818及びその対応する第2段階近接場時間遅延線のバンクがシーケンシャルに多重ビームを提供することが出来る。該計算回路はK個のビーム形成用に必要な遅延をシーケンシャルに発生する。該デバイスは次ぎの様に動作する。一旦、1セットのサンプルされた戻りエコーがサンプリング回路814を有する該遅延線に時刻 t_1 でロードされると、ビーム1を形成するために必要な遅延が各モジュール822内で計算され812、そして全遅延線に並列に印加される。該サンプルされ、適切な遅延を有する戻りエコーはコヒーレントに加算され802、フィルターにかけられて804、第1ビームを形成する。時刻 t_2 に、ビーム2を形成するために必要な遅延が各モジュール内で計算され、並列に全遅延線に印加される。該サンプルされ、適切な遅延を有する戻りエコーはコヒーレントに加算され、第2ビームを形成する。該手順は第k番目のビームがコヒーレントに形成されるまで繰り返す。

30

40

【0056】

例えば、もし16個の直列のアドレス可能な出力を有する計算回路が、該CDPサブアレイ及び該第2段階時間遅延線に組み込まれるなら、各送信パルス用に、各々が異なる走査角に沿う16ビーム又は走査線が創られ得る。15cmのダウンレンジ(down-range)深さを有する256のパルス用に、該システムは 64×64 画素解像度を有する4096ビームを20フレーム/秒のフレーム速度で発生出来る。該システムは完全にプログラム可能であり；ビーム形成用電子機器は高解像度又は高フレーム速度画像用によ

50

り小さい視野までズームインするよう調整されてもよい。例えば、同じ15 cmのダウンレンジ深さを有する192の送信パルスを使って、該システムは64×48画素解像度を有する3072ビームを30フレーム/秒のフレーム速度で発生することが出来る。

【0057】

説明されたアレイは、3 MHzの周波数での2次元の2 cm×2 cmアレイを使う超音波画像形成応用に取り組む。半波長より短いオーダーの解像度の要求は、コンパクトなパッケージ内に収容され得る出来るだけ大きなアパーチャを指定する。90度走査容積に応答させ、およびまたグレーティングローブの影響を最小化するために、0.25 mmより小さい素子ピッチ又は間隔が望ましく、80×80素子アレイに導かれる。上記説明のサブアレイ処理技術を使って、集積化サブアレイビーム形成回路とそれに続く第2段階近接場ビーム操向/ビーム集束システムを有する走査ヘッドは実用的実施例を提供する。しかしながら、該実施例は走査ヘッド上に集積化されるべき少なくとも32のサブアレイチップをなお必要とする。走査ヘッド内の遙かに少ない量の処理部品を用いてこの解像度を達成するために、代替りの擬似ランダムアレイ設計手法が使われる。

【0058】

スパースアレイを実用化するためには、低照度レベルで受け入れ可能な画像形成性能を実現するよう、低挿入損失と広いバンド幅性能との組み合わせが重要である。低音響インピーダンスであるが物理的に充実した背当てを有する4分の1波整合層は、受信信号エネルギーから電気エネルギーへの変換の際に3-4 dBしか失わないロバストなアレイに帰着する。75%以上のアレイバンド幅がこの設計及び製作過程で典型的である。該トランスデューサアレイはまた、該ビーム形成器回路用に好適な素子位置付けと相互接続システムを使う。該電子機器はフレキシブルケーブルを経由して該トランスデューサ素子に取り付けられるプリント回路基板上に設置される。実際は、大多数のアレイ素子は該フレキシブルケーブルを使って出力部に接続される。しかしながら、合計素子数のごく一部の部分のみが該回路基板に配線される。それにも拘わらず、多数のアレイ素子接続は最終アレイ内の能動素子位置の独特のパターンを保証するのに充分である。

【0059】

スパースアレイの例として、256の能動素子を有する2×2 cmアレイを仮定すると、最終充填率は4%である。該アレイの出力のSN比は能動素子の数に比例するので、この充填率は同じ寸法の充填したアレイと比較すると-13 dBの感度損失に対応する。この損失を補償するために、より広いバンド幅の送信信号がアレイ感度を増やすよう選ばれる。ここに提示した手法では、該感度は10 dBのオーダーで増加する。スパースアレイデバイスに関する更に進んだ詳細は、内容が引用によりここに組み入れられる特許文献8で見出される。

【0060】

該アレイの素子の位置付けは、メインローブと競争するグレーティングローブをもたらすどんな周期性も取り除く注意が払われねばならない手法を護る。擬似ランダム又はランダムアレイが使われてもよい(図8A)。作動素子の位置の形状は、グレーティング及びサイドローブクラッタ(c l u t t e r)を最小にしながら、ビーム形成器の効率を最大化するよう開発された。走査される関心の領域又は容積に対し種々のビーム角度での最も効率的ビームパターンを提供するよう、複数の種々のアレイパターン間の切り替えが使われた。かくして、第1のパターンは図8Aに図解するパターンを利用するが、図8Aのパターンは次いで異なる走査角での第2パターンに切り替えられる。これは第2角度で走査するために与えられた素子の周りの近傍880内のトランスデューサ素子の選択を含んでもよい。

【0061】

最適化方法の主要な目標は平均サイドローブエネルギーを最小化することである。特に、これは下記最適化規準をインタラクティブに評価することにより行われる。

【0062】

【数 1】

$$(1) \quad J = \frac{1}{2u_{\max}^2} \iint_S W(u_x, u_y) B(u_x, u_y) du_x du_y,$$

【0063】

ここで荷重関数、 $W(u_x, u_y)$ 、はサイドローブ減少を求めるアレイ応答の領域により大きい荷重を適用する。該最適化方法は荷重無し{すなわち、 $W(u_x, u_y) = 1$ }で始まり、該最適化規準を充たすより良い荷重関数を逐次選ぶことにより進む。最大の減少を求めるサイドローブがあらかじめ計算されたビームパターン、 $B(u_x, u_y)$ に係付けられるので、荷重印加は $W(u_x, u_y) = B(u_x, u_y)$ となるよう選ばれる。これは収斂するまで、インタラクティブの仕方で行われる。

10

【0064】

基本的に、ランダムアレイは、 N が該アレイ内の能動素子の合計数とした場合、 N のメインローブ対平均サイドローブ比を有する画像形成点像分布関数(imaging point spread function)を作ることが出来る。256素子スパーアレイの例では、最終比は-13dBである。広いバンド幅アプローチを使うことはこの比を10dBだけ改善する。前の最適化規準に基づいて、アレイ素子の擬似ランダム配置が発生された(図8A)。

【0065】

図8Bは3MHzでの256素子のスパーにサンプルされたアレイに関するアレイ性能、感度対交差範囲のプロットである。ピーク対最大サイドローブレベルは約30dBである。この性能を改善するため、該システムは可能な最大の、メインローブ対クラッタレベル比を達成するよう構成され、該比は独立に検証された。

20

【0066】

図9Bは該スパーアレイ走査ヘッド900が、 m 個の並列ビーム形成チャンネルを有する従来の商業的に入手可能なタイムドメインデジタル超音波画像形成システム940に接続されたシステムを画く。図9Aで、時間遅延プロセッサはまた、別のコンピュータ927に接続されたハウジング925内のCDP時間遅延線920を使うことにより実現されることを知ることは容易である。ソフトウェアプログラムとシステム制御器940又はプロセッサ950を使って実行される走査パターンのシーケンス間を切り替えるために m 個のマルチプレクサ906のアレイが使われる。その対象の3次元超音波画像形成をもたらすためにスパーアレイパターンのシーケンスはかくして、画像形成される対象の種々の走査角での走査用を選択される。

30

【0067】

電子的調整が可能な音響的コンフォーマルレンズシステムにより生成される3次元多重ビーム容積画像データを可視化し、操作しそして解析するために、商業的に入手可能なウィンドウベースの3次元可視化ソフトウェアが使われてもよい。従来、診断用2次元超音波画像を用いる臨床医は、該2次元走査画像をスライス毎に見て、患者の組織を判断するために該情報を頭の中で3次元表現に再生している。この手順は臨床医に、人体構造の高度に複雑な理解のみならず、十分な経験を要求する。3次元構造体へと“完全な”画像を創るために、臨床医は全ての入手可能なスライスを考慮せねばならない。例え1人の患者に対してであっても数百のスライスを見ることは余りに時間が掛かる。3次元容積データに基づく3次元可視化は多重走査されたビーム形成データのセットから再構成される患者の構造の3次元表現を臨床医に提供することに依りこの問題を克服することを助ける。

40

【0068】

インド、チェンナイ市のケービー・ブイアイエステクノロジー(KB-VIS technologies, Chennai, India)のケービー・ボル3デー(KB-Vol3D)の様な商業的に入手可能なソフトウェアツールは

- ・高速ボリュームレンダリング(Fast Volume-Rendering)

- ・シェデッドサーフェイスディスプレイ(Shaded Surface Display)

50

lay)

の様な３次元的特徴の表示又は視認を提供する。

【００６９】

シェーデッドサーフェイスモジュールは容積内の面の容易な可視化を可能にする。面は明暗度ベースでしきい値化 (intensity-based thresholding) することにより創られてもよい。代わりに、シーディング (seeding) オプションは関心のある特定結合構造の選択を可能にする。

【００７０】

- ・ラディアルス (Radials) を用いた MIP (最大値投影法)
- ・斜線及び２重斜線又は３次元的相关を用いた MRP (多断面変換表示法)
- ・MPRスラブアンドマルチカット (MPR Slabs & Multi-Cuts)
- ・カーブ化 MPR (曲面変換表示法)
- ・エディターを用いたカラー及び不透明度プリセット
- ・領域拡張及び立体測定
- ・スラブ立体を用いたカットアウェイビューイング (Cutaway Viewing) とインタラクティブリアルタイム VOI

立体内部は“カットアウェイビューイング”ツールを使って容易に可視化される。カット面はその立体を通してスライスするために使われ、内部領域を現す。該カット面はマウスを使って容易に位置付けられ、配向される。

【００７１】

VOI (関心体積) ツールはインタラクティブに、実時間での関心体積の表示を可能にする。ユーザーは、容易なクリックアンドドラッグのマウス操作を使って、関心部分体積を非常に容易に、かつ実時間で分離し、視認することが出来る。

- ・多数フォーマットでの画像保存

ケービー - ボール３デー (KB - Vol 3D) により表示された画像は種々の画像フォーマット (DICOM、JPEG、そして BMP 他を含む) へ取り込まれ得る。

- ・AVIフォーマットでの動画取り込み

可視化操作はまた、AVI Movie .leへ取り込まれ、ウインドウズメディアプレーヤー (Windows Media Player)、クイックタイム (QuickTime)、そしてリアルプレーヤー (Real Player) 他上で再生されてもよい。

【００７２】

本発明は図１０に示す様にポータブルコンピュータ１４に接続された走査ヘッド１２を使って実施されてもよい。該超音波システム１０はまた、プローブ１２をプロセッサハウジング１４に接続するケーブル１６を有してもよい。或る実施例はビーム形成器デバイスを有することが出来るインターフェースユニット１３を使ってもよい。走査ヘッド１２はトランスデューサアレイ１５Ａ (２Ｄ) と回路ハウジング１５Ｂとを有し、該ハウジングはその内容全体が引用によりここに組み入れられる特許文献９及び１０で詳細に説明されるマルチプレクサ及び／又はビーム形成部品を収容してもよい。

【００７３】

送信用スパスアレイを使い、受信用に非重なり合い完全実装アレイを使う、２次元アレイ構成が使われる。N×M素子アレイについては、最適化スパスアレイ配置を有するm個素子のみが送信用に使われ、残りの(NM-m)個素子が受信用アレイとして使われる。例えば、40×60素子２次元アレイでは、256素子が送信素子として使われ、該送信素子の位置は選択基準に基づいて最適化され、残りの2144素子が受信素子として使われる。この実施例は２次元アレイ用に必要なマルチプレクサ要求を簡単化し、その場合該マルチプレクサは該インターフェースハウジング内に設置されてもよい。

【００７４】

ほぼ完全に実装した40×60受信用アレイ50用の素子位置の例が図１１に示される

。該 2 4 0 0 素子アレイは 2 5 6 スパースアレイ送信素子により立ち退かされ、2 1 4 4 受信素子位置を生じている。これらの受信素子は独立しており、スパースアレイ送信素子と重複しない。好ましい実施例では、該送信素子はアレイ素子の合計数の 2 5 % より少く、好ましくは 1 5 % より少なく構成するのがよい。

【 0 0 7 5 】

上記で述べた受信アレイのビームパターンの方位角及び仰角の断面図が図 1 2 で示される。第 1 サイドローブは中央ピークに対し約 - 1 3 d B である。グレーティングローブは該ピークに対し - 3 0 d B より小さい。該 2 次元アレイが高さより幅が広い場合、方位角のビーム幅 { 青 (実線) でプロットされる } は仰角のビーム幅 { 緑 (点線) でプロットされる } より僅か狭い。

10

【 0 0 7 6 】

図 1 3 では、上述の方位ビームパターンの拡大図は詳細なメインローブ及びサイドローブの構造を示す。この場合、該ビーム幅は約 1 . 5 度である。このビームパターンは完全実装された 6 0 × 4 0 素子ビームパターンと略同一である。受信アレイビームパターンは図 1 4 で示される。上述の様に、受信スパースアレイは 2 1 4 4 素子から成る。2 5 6 素子 (送信) による該アレイ中央部の減少 (d e p o p u l a t e d) のためサイドローブは無い。

【 0 0 7 7 】

該 2 5 6 送信スパースアレイ 6 0 用の最終素子位置の例が図 1 5 で示される。該 2 5 6 素子位置は完全実装されたアレイの中央の 3 2 × 3 2 素子に限定される。これらの素子は独立しており、受信アレイ素子と重複しない。該送信スパースアレイビームパターンの断面図は図 1 6 で示される。第 1 サイドローブは中央ピークに対し約 - 1 7 d B である。グレーティングローブは該ピークに対し - 2 7 d B より小さい。スパースアレイ最適化アルゴリズムは該サイドローブエネルギーを ± 4 5 度の方位角及び ± 4 5 度の仰角で最小化する。

20

【 0 0 7 8 】

図 1 7 は図 1 5 に示すスパース送信アレイのビームパターンを示す。該送信ビームパターンは 4 × 4 ビームデータピラミッドを均一にカバーするように設計される。該送信スパースアレイは完全実装された 2 4 0 0 素子アレイの 2 5 6 素子部分集合から成る (約 1 0 % の充填) 。該送信 / 受信アレイの設計アルゴリズムの配置は該送信及び受信サイドローブエネルギーを ± 4 5 度の方位角、 ± 4 5 度の仰角の領域内に最小化するために 7 5 0 回以上の繰り返しを要した。図 1 8 に示す様に、7 5 0 回の繰り返し後、最後のスパース送信アレイ素子位置は平均サイドローブエネルギーを該ビームパターンの中央ピークに対し - 3 5 d B より少なく限定する。

30

【 0 0 7 9 】

6 4 × 6 4 の 4 0 9 6 要素を有する 3 次元、3 D、立体画像を実時間で生成するため 2 次元、2 D、マトリックスアレイを電子的に走査出来て、毎秒 2 0 より多い 3 次元画像でビームを走査出来る、低電力超音波システムが説明される。各送信パルスについて、該システムは 1 6 の受信ビームを生成出来る。加えて、該設計は 1 . 5 次元のアレイを駆動し、そしてまた該システム感度を改善するためにパルス圧縮用に広バンド幅の符号化された送信波形をサポート出来る。広いバンド幅はチャープされた又はコード化された波形 (P N シーケンス) の使用を可能にするが、該波形使用は軸方向分解能の損失無しに低電力送信バーストの長さを延長出来る。これらの特徴の組み合わせはポータブル手搬送デバイス内へ詰められる電子システム付き画像形成アレイに帰着する。

40

【 0 0 8 0 】

該ビーム形成器処理システムはタイムドメインプロセッサであり、該プロセッサは、大型 2 次元アレイの戻りと、アレイ全体の実時間処理を提供する該低電力、高集積化ビーム形成器と、を同時処理し、かくして手搬送可能な低コストユニットを提供する。

【 0 0 8 1 】

2 次元マトリックスアレイを使う実時間 3 次元超音波画像形成を求める強い要求がある

50

。この節では、実時間 3 次元画像形成をサポートするため超音波システム内で求められる最小数の受信ビーム形成チャンネルが解析される。48 × 64 素子アレイの様な合理的なサイズをサポートするために最小 192 の並列受信ビーム形成チャンネルが必要とされることが示される。

【0082】

2 次元トランスデューサアレイの面を比較的小さなサブアレイの平面“タイル”に分けるための、電子的に調整可能な音響的コンフォーマルレンズを有するシステムの例が、その内容が引用によりここに組み入れられる特許文献 7 で形成されるが、該アレイ全体のビーム形成は 2 つの段階に分離され、第 1 は小アパーチャサブアレイビーム形成であり、続く第 2 段階は該サブアレイの各々からの出力の大アパーチャコヒーレント加算である。画かれている様に、該タイル / サブアレイは充分小さく作られるので、対象が該画像形成システムの視野内に置かれた時、該対象から各“タイル”に向けた入射放射は遠方場近似を使って取り扱われてもよい。しかしながら、より広い応用を可能にするため、近接場ビーム形成能力は該サブアレイビーム形成システムの現実の実施例に組み入れられる。全てのサブアレイがコヒーレントに加算されることを可能にするため、追加の遅延素子が第 2 段階処理として組み入れられる。該遅延和のビーム形成器は各サブアレイが特定の方向から放射する信号を“見る”ことを可能にする。該アレイの各素子と関連する遅延を調整することにより、該アレイの視認方向は放射源の方に電子的に操向される。該アレイ内の各素子用の遅延線要求は 100 段階より少なくてもよい。グローバル加算用の長い遅延のみが該最後の近接場集束用に必要である。本発明の電子制御されたビーム形成システムの詳細な線図は特許文献 7 の図 14 A で示される。このシステムは並列時間遅延ビーム形成プロセッサのバンクから成る。各プロセッサは 2 つの構成要素：小アパーチャビーム操向 / 集束用の 2 次元サブアレイビーム形成器と、各対応するサブアレイからの出力の階層的近接場ビーム形成を可能にする追加の時間遅延プロセッサと、から成る。m 個のサブアレイを有するシステム用で、上記で参照した図 14 A に見られる様に、全ての m 個の並列出力がコヒーレントに加算されることを可能にするために個別遅延の調整用に、m 個の並列のプログラム可能な第 2 段階近接場時間遅延が必要となり、一方、この加算された出力は目標対象の 3 次元画像を提供する。

【0083】

この階層化サブアレイ小アパーチャ、次いで大アパーチャビーム形成手法を使わなければ、80 × 80 素子 2 次元アレイ用には、該トランスデューサアレイを従来のビーム形成システムに接続するために、6400 本のワイヤから成るケーブルが必要になることは容易に理解される。上記で引用した特許文献 7 の図 14 A で示す様に、各サブアレイプロセッサへの入力数はサブアレイの遅延素子の合計数に等しく、各サブアレイが 1 つの出力しか有しない。すなわち、サブアレイへの入力数はそのサブアレイに関連するトランスデューサ素子の数に等しい。サブアレイ出力の数はサブアレイの数で割り算した合計トランスデューサアレイ素子数に等しい。例えば、この階層化ビーム形成システムを実現するために 5 × 5 サブアレイを使うよう選択するなら、第 1 段階サブアレイビーム形成後に、第 2 段階近接場ビーム形成に接続するために必要なワイヤの合計数は 25 分の 1 に減少する。特に、上述の様に、この 2 次元サブアレイビーム形成を使わなければ、80 × 80 の 2 次元トランスデューサアレイを従来のバックエンドビーム形成部に接続するために 6400 本のワイヤが必要になる。5 × 5 サブアレイ処理バンクを初めに使うと、バックエンドビーム形成システムへ接続するに要するワイヤ数は 256 に減じられる。本発明のこの例に基づき、256 個の 5 × 5 素子サブアレイビーム形成器のバンクが走査ヘッド内の 80 × 80 素子 2 次元アレイと集積化されると、256 本のワイヤから成るケーブルが集積化走査ヘッドとバックエンド近接場ビーム形成システムを適切に接続する。

【0084】

5 × 5 サブアレイの小アパーチャビーム形成プロセッサは小さいサイズのシリコン集積回路内に集積化され得て、8 個のこの様な 5 × 5 サブアレイビーム形成部は 1 つの集積回路上に集積され得ることを気付くことは重要である。サブアレイは 3 × 3 サブアレイか

ら 8×8 サブアレイまでに対応する 9 及び 6 4 の間のトランスデューサ素子を一般に有することが注目される。好ましい範囲は正方形アレイ形状については 4×4 と 6×6 アレイであるか、又はそれらの間である。また、好ましくは 3×4 、 4×5 、又は 4×6 の何れかの長方形サブアレイが使われてもよい。 $1/4$ の誤差最小規準が使われることが注目される。走査ヘッド内に 3 2 の集積回路デバイスしか組み入れられる必要がなく、それがケーブルサイズを 6, 4 0 0 本のワイヤから 2 5 6 本のワイヤに減ずることを可能にする。同様に、 $6 4 \times 4 8$ 素子 2 次元アレイでは、最初にトランスデューサハウジング内の 4×4 サブアレイ処理バンクを使うと、バックエンドビーム形成チャンネルの数が 1 9 2 に減じられる。

【0085】

本発明では、各々が改良された S N 比性能でノイズとケーブル損失を最小化する 2 次元アレイビーム形成の好ましい実施例が図 4 - 6 B で説明される。これらの実施例では、 m 個の並列サブアレイビーム形成プロセッサのバンクが 2 次元トランスデューサアレイと集積化され、コンパクトで、低ノイズの走査ヘッドを創る。図 4 は該コンパクトな走査ヘッドが専用処理モジュールに接続されるシステムを画いているが、該モジュール内には、 m 個の並列の前置増幅器 / T G C s、送信 / 受信チップ及び第 2 段階時間遅延処理ユニットが収容される。この専用処理モジュールはファイヤワイヤ、U S B 又は P C I バスを経由してホストコンピュータ 5 4 0 と通信する。制御及び同期化は該処理モジュール内に配置されたシステム制御器により行われる。図 5 は下記例外を除くと図 4 で述べたと同じアーキテクチャーを画いており、例外は、該専用処理モジュール内部で、第 2 段階時間遅延処理ユニットが、チャージドメイン型のプログラム可能な時間遅延線を使うことにより特に実現されていることである。図 6 A 及び 6 B は該コンパクトな走査ヘッドが、 m 個の並列のビーム形成チャンネルを有する従来の商業的に入手可能なタイムドメイン型 (t i m e - d o m a i n) デジタル超音波画像形成システムに接続されるシステムを画いている。図 6 A 及び 6 B で該時間遅延プロセッサもまた、C D P 時間遅延線を使うことにより実現されることが容易に分かる。

【0086】

該システムの好ましい実施例では、図 1 9 - 2 4 B に連携して示す様に、大アパーチャのビーム形成システムが超音波画像形成システムのメインプロセッサハウジング内に組み込まれる。

【0087】

組織内の音速は約 $1 5 0 0 \text{ cm / s}$ なので、 $1 5 \text{ cm}$ 深さを貫入する音波の往復伝播時間は約 $2 0 \mu \text{ s}$ である。実時間 3 次元画像形成では、毎秒 2 0 より多い 3 次元立体画像のフレーム速度の少なくとも $6 4 \times 6 4$ 走査ビームが診断品質画像を提供するために必要である。各送信ビームについては、該実時間 3 次元画像形成システムは、好ましい 3 次元フレーム速度要求をサポートするために、各送信パルス用の少なくとも 1 6 ビームを形成出来ねばならない。この節では、直列の時間多重化ビーム形成と並列の同時のタイムドメインビーム形成の両者の実施例に取り組む。

【0088】

1 6 ビーム走査要求を達成するために、直列及び並列アーキテクチャーの組み合わせが使われ、すなわち、システムは 2 つのビームを形成するためにフロントエンドの時間多重化直列ビーム形成要素技術を使い、次いでバックエンドプロセッサでの 8 つの並列ビーム形成で後続させるか、或いはシステムは、各直列出力ビーム用に、4 つの直列ビームを形成し、次いでバックエンドプロセッサが 4 つの並列ビームを形成する様にして、以下同様に続ける。

【0089】

ビーム形成器の遅延と、2 次元トランスデューサアレイの視認角度に沿うシェーディングと、を系統的に変えることにより、3 次元放射源を表す視線に沿う戻りエコーが走査角度に於いて走査された画像を創るよう使われる。該システムは 2 0 フレーム / 秒以上で広い視野を通しての連続実時間大面積走査画像を提供出来る。図 7 で示す様に、C D P ビー

10

20

30

40

50

ム形成チップでは、時間多重化計算構造体が多重ビームを発生するため使われ、すなわち、各送信パルスにおいて、2次元サブアレイとその対応する第2段階近接場時間遅延線とのバンクは、多重ビームをシーケンシャルに提供することが出来る。該計算回路はK個のビームを形成するために必要な遅延をシーケンシャルに生成する。該デバイスは下記シーケンスを使用して動作するが、該シーケンスでは：一旦サンプルされた戻りエコーのセットが該遅延線内にロードされると、時刻 t_1 にビーム1を形成するために要する遅延が各モジュール内で計算され、全遅延線に並列に印加される。適切な遅延を有する該サンプルされた戻りエコーはコヒーレントに加算され第1ビームを形成する。時刻 t_2 にはビーム2を形成するために必要な遅延が各モジュール内で計算され、全遅延線に並列に印加される。適切な遅延を有する該サンプルされた戻りエコーはコヒーレントに加算され、第2ビームを形成する。その手順はK番目のビームがコヒーレントに形成されるまで繰り返される。

10

【0090】

例えば、もし16の直列のアドレス可能な出力を有する計算回路が該プロセッササブアレイ及び第2段階時間遅延線に組み入れられるなら、各送信パルス用に、各々が異なる走査角に沿う16ビーム又は走査線が創られる。15cmのダウンレンジ深さを有する256パルス用に、該システムは 64×64 画素解像度を有する4096ビームを每秒20フレームのフレーム速度で生成出来る。該システムは完全にプログラム可能で、ビーム形成電子機器は高解像度又は高フレーム速度画像用に小さな視野にズームインするよう調整されることが可能である。例えば、同じ15cmのダウンレンジ深さを有する192送信パルスを使って、該システムは 64×48 画素解像度を有する3072ビームを每秒30フレームのフレーム速度で生成出来る。

20

【0091】

ビーム形成システムの目的は画像点から受信した信号をトランスデューサアレイ上へ集束することである。特定の方向へ伝播する波頭を整合させるようビーム形成器内で適切な遅延を挿入することにより、関心のある方向から到着する信号はコヒーレントに加算される一方、他の方向から到着する信号はコヒーレントには加算されないか、又は打ち消される。放射源から焦点までの飛翔時間 (time-of-flight) が、平行な多数の到着方向からの全てのチャンネル用に、計算され、メモリー内に記憶されてもよい。従来の実施例では、各ビーム用に別々の電子回路が必要であり、多重ビームシステム用では、最終電子機器は、ビーム数が増加するにつれて急速に嵩張り、コスト高にもなる。例えば、線形の192素子アレイ用のビーム形成は、各々が128より長いプログラム可能な遅延長さを有する192の並列遅延線を要する。例えば4つの並列ビームを形成するために、合計768のプログラム可能な長い遅延線が必要である。多重ビーム用に必要な電子機器を簡単化するために、階層化2段階ビーム形成システムを説明する。

30

【0092】

階層化ビーム形成の概念は飛翔時間の計算を2つの部分に分けることであり：第1部分は粗分解能で、小アパーチャーのビーム形成用の短い遅延であり、該遅延に精細な分解能で、大アパーチャーのビーム形成用の長い遅延が追隨する。図19では、2次元アレイ用の3次元微分遅延方程式が示される。この方程式はアレイ素子 (x_m, y_m) での遅延差を (該2次元配列の中心に対する) 距離と角度、シータ及びファイと、の関数として表す。該方程式は全ての y_m (素子位置のy座標) を0にセットすることにより、1次元配列に還元される。該遅延差は角度ファイ = 0にセットすることにより単一面 (立体の代わりに) に限定される。

40

【0093】

2段階遅延の操作を例示するために、遅延差プロファイルが1次元又は2次元アレイ内の全素子について生成されねばならない。これを行うために、該微分遅延方程式が計算され、与えられた範囲での全ての遅延差が角度シータ及びファイの関数として表にされる。例えば、図20に示す様に、遅延差プロファイルが2次元アレイの中心近くの素子についてプロットされる。

50

【 0 0 9 4 】

2 段階遅延システムでは、前の過程からの作表されたデータが粗遅延と精細遅延とに分けられる。該粗遅延と精細遅延とに分ける方法を決定するために、最大遅延差誤差が制約される（典型的には、最大遅延差誤差が 1 サンプル以下となるようセットする）。該作表された遅延（前の過程からの）はまた、何時受信素子がイネーブルにされるかを決定するためにも使われる。例えば、図 2 1 は該遅延差誤差を幾つかの素子の範囲の関数として書く。最悪の場合の遅延差（青でプロットされたデータ）は、シータ = - 4 5 度、ファイ = - 4 5 度の方向から画像データを受信しようと試みる 2 次元アレイのコーナー（シータ = + 4 5 度、ファイ = + 4 5 度）の素子についてである。この場合、最大遅延差は該制約より大きく（> 1 サンプル誤差）；従って、該素子は範囲が約 1 0 0 サンプルより大きくなるまで、受信をイネーブルにされない。

10

【 0 0 9 5 】

階層化 2 段階並列ビーム形成システム 9 5 8 のブロック線図が図 2 2 A で示される。約 6 . 8 1 k g （ 1 5 ポンド）より少ない重さの、図 1 0 の 1 2 の様な、手持ちプローブの 2 次元トランスデューサアレイ 9 6 0 は、ビーム形成システム 9 6 4 の入力に接続される前に、増幅器 9 6 2 と組み合わされる。該ビーム形成システムは加算回路 9 6 8 でコヒーレントに加算される複数の短遅延線を有し、該加算回路では出力は長遅延線 9 7 0 に供給され、これもまた、加算回路 9 7 2 で加算される。第 1 段階の粗いビーム形成は、例えばこの特定の実施例の 8 つの隣り合う受信器で、小さなアパーチャからの戻りエコーをコヒーレントに加算する過程を有する。該アパーチャの小さい寸法のために、各短遅延の遅延長さは約 8 に過ぎない。それで、1 9 2 素子入力、2 4 のこの様な小アパーチャについて、粗ビームが形成される。それらの 2 4 ビームの各々は次いで、大アパーチャ、精細解像度ビーム形成用の該 2 4 ビームの対応する長いプログラム可能な長遅延線に印加される。4 つの並列ビームを形成するために、4 つのこの様なビーム形成構造体が必要である。図 2 2 A で見られる様に、2 4 の粗ビームを形成するこの階層化実施例では、1 9 2 の短遅延が要求されるに過ぎず、次いで 2 4 の長遅延が追従するのであり、各長遅延は 1 2 8 より短いプログラム可能な遅延長さを有する。4 つの並列ビーム用に、唯の 1 9 2 の短い遅延プラス 9 6 の長い遅延が必要になるに過ぎず、それは電子部品及び電力の意味でとても大きい節約を提供する。

20

【 0 0 9 6 】

更に、各小アパーチャ、短い遅延線内で、タップ付き遅延線出力を非破壊的に検出するチャージドメイン型処理回路から、タップ位置出力を選択するため飛翔時間制御回路が使われる。各受信器はビームシェーディング / アポディゼーション用に掛け算器を有する。各プロセッサ内では、全掛け算器が共通の出力を共有する。改善した S N 比を有する画像形成パルスを作るために戻りエコーを復号し、圧縮するために、該加算された電荷は整合フィルタに印加される。階層化加算がデジタル的に行われるよう、A - D コンバータ、又はオンチップのチャージドメイン A - D コンバータが使われてもよい。

30

【 0 0 9 7 】

好ましい実施例では、ビーム形成器出力とバックエンドプロセッサの間で高速デジタル通信接続を使うことが重要である。前に説明した様に、各トランスデューサ素子で受信されるアナログ戻りエコーは信号処理時に A - D コンバータによりデジタル信号に変換される。図 2 2 B のビーム形成器 9 7 4 で示す様に、A - D コンバータ 9 7 6 が各短遅延線の入力部で使われ、該時間遅延がデジタル式に行われてもよい。或いは代わりに、図 2 2 C の実施例 9 8 0 で示す様に、該 A - D コンバータ 9 8 2 は各粗ビームの出力部で使われ、該長遅延がデジタル式に行われてもよい。該 A - D 変換は利用可能な個別部品を使って行われてもよく、或いは好ましい実施例に於いて、チャージドメイン A - D コンバータが、デジタル式に行われる階層化加算を伴うチャージドメインビーム形成器と同じ集積回路上で形成されてもよい。

40

【 0 0 9 8 】

コード化した又はスペクトラム拡散式の信号操作の使用は通信社会で極めて多い愛顧を

50

得ている。該信号操作は今や衛星通信、セルラー電話そして有線デジタル通信システムで慣例的に使われる。図 2 3 A には、スペクトラム拡散コード化を使わぬ 5 周期の 3 M H z 正弦波の例が示されている。コード化又はスペクトラム拡散式システムは有限の時間 - バンド幅積を有する広帯域で、一時的に引き延ばされた励振信号を送信する。受信信号は復号され、改善された S N 比を有する画像形成パルスを作る。超音波画像形成システムでコード化信号を使う利点は、ピークの音響パワーを著しく下げながら、高解像度画像形成の利用を提供することである。これらの信号はシステム全体の受信感度を改善する信号処理利得を提供する。直接シーケンス変調とは搬送波のコードシーケンスによる変調である。実際は、この信号は A M (パルス)、F M、振幅、位相又は角度変調であってもよい。該信号はまた、指定時間後に繰り返す 2 進値のシーケンスを含む擬似乱数又は P N シーケンスであってもよい。

【 0 0 9 9 】

超音波では、スペクトラム拡散 / コード化励振送信波形を使う概念は、長さ P の送信パルスの基本シーケンスを、コード長さ N を有するコードシーケンスで、変調する過程を含む。N バーストのコードパルスシーケンスは N チップコードと呼ばれることが多い。5 チップバーカー (B A R K E R) コード化 [1 1 1 - 1 1] を有するゲート制御された 3 M H z 正弦波の例が図 2 3 B で示される。各 “チップ” はゲート制御された送信波形の 1 周期と対応する。かくして、図 2 3 B は、第 4 周期が反転されていることを除けば、図 2 3 A の波形と略同一に見える。図 2 3 A と 2 3 B の両者で、連続線は連続的にサンプルされた正弦波波形を表すが、クロスハッチポイントはサンプルされた信号であり、周期当たり 1 0 のサンプルが取り上げられている。長さ $N \times P$ を有するコード化パルスシーケンスは、パワースペクトルを長い持続時間に亘り拡散させることにより送信媒体内のピークパワーを効果的に減少させる。スペクトル拡散 / コード化戻りエコーを受信すると、改良された S N 比 (S N R) を有する画像形成パルスを作るために該受信信号を復号するようパルス圧縮整合フィルタが使われる。 $N \times P$ コード化パルスシーケンスの S N R 改善は $10 \log (N P)$ である。それ故、長さ 7 のバーカーコード及び 2 サイクルバースト送信波形については、 1 1 . 4 d B の S N R の改良が達成される。しかしながら、本システムでは、該送信及び受信の波形は S のオーバーサンプル比でオーバーサンプルされる。典型的に、 $S = 4$ のオーバー - サンプル比が使われて来た。次いで、受信器端で、タップ長さ $N \times P \times S$ を有する整合フィルタが、 $10 \log (N P S)$ の S N R 改良を有する画像形成パルスを作るために該戻りエコーを復号し、圧縮するよう使われてもよい。上記例で、 $N = 7$ 、 $P = 2$ 、 $S = 4$ で、 1 7 . 5 d B の S N R が達成される。

【 0 1 0 0 】

送信信号を形成する好ましい方法が図 2 4 A - 2 4 C で示される。基本シーケンスは図 2 4 A で見られる様に、単一のパルスである。5 チップバーカーコード [1 1 1 - 1 1] を使い、図 2 4 B は該バーカーコードを用いた該基本シーケンスのたたみ込みを表す。最後に、該システムは図 2 4 C に示す連続波形のオーバーサンプルされた版を送信するが、6 回オーバーサンプルされた波形が送信波形として使われる。

【 0 1 0 1 】

各送信される拡散され、コード化され、励振された波形用の、4 つの並列の、圧縮されたビームを形成出来る 1 9 2 チャンネル受信ビーム形成システムが図 2 5 A のビーム形成器システム 9 8 5 内に示される。この実施例では、2 段階の階層化ビーム形成アーキテクチャーが使われるが、最初に、小アパーチャー短遅延ビーム形成器 9 8 6 が、8 つの隣接トランスデューサからのコヒーレントに加算された戻りエコーである信号を出力し、次いで該受信信号を復号するためにパルス圧縮整合フィルタ 9 8 7 が追従するが、この圧縮された信号 9 8 8 は次いで長遅延線に印加され、ビーム形成要求を完成する。図 2 5 B のシステム 9 9 0 では、A - D コンバータ 9 9 2 が該整合フィルタ出力の各々に組み入れられる。次いで、第 2 段階デジタル遅延線実施法を使ってデジタル的に長遅延がもたらされる。

【 0 1 0 2 】

整合フィルタの実施法が図 2 5 C で示される。該フィルタ 9 9 4 はサンプリング回路 9 9 5 からの信号を受信する K 段階タップ付き遅延線と、K 個のプログラム可能な掛け算器と、から成る。拡散された、粗にビーム形成された信号 f_n が該遅延線の入力部に連続的に印加される。遅延の各段階では、該信号は非破壊的に検出され、タップ重み W_k を掛け算されるが 9 9 6、ここで $k = 1, 2, 3, \dots, K-2, K-1, K$ である。該重み付けされた信号は圧縮済み出力 g_n を創る 9 9 8 ために加算回路 9 9 7 で一緒に加算される。時刻 $t = n$ で下記、

$$g_n = f_{n-1} W_1 + f_{n-2} W_2 + f_{n-3} W_3 + \dots + f_{n-K-2} W_{K-2} + f_{n-K-1} W_{K-1} + f_{n-K} W_K$$

が分かる。

【0103】

図 2 4 A - 2 4 C に示す例を使うと、もし該システムが 6 回オーバーサンブルされた 5 チップバーカーコードを送信し、そして該整合フィルタの重みが該送信された 5 チップバーカーコード励振波形の時間反転として選択されるなら、該整合フィルタは、 $101 \log(5 \times 6) = 15 \text{ dB}$ のフィルタ利得を有する、圧縮され、復号されたパルス信号 (図 2 5 D 参照) である相互相関出力を作る 9 9 9。

【0104】

例が図 2 6 A で示される 3 周期の方形波を有する超音波のパルス発生器 (pulsar) を考えよう。この様な波形の周波数スペクトルは基本波周波数の下に約 4 dB の第 3 高調波成分を有する。正弦波信号と組み合わせられた変型方形波が図 2 6 B で示される。

【0105】

かくして、本発明の好ましい実施例は、パルスの高い時間とパルスの低い時間とを規則的方形波の 3 分の 2 に減じることにより変型された変型方形波を使う。この波形は該規則的方形波より遙かに低い第 3 高調波成分しか有しない。規則的方形波の 2 / 3 に減じたパルス幅を有する変型した 3 周期方形波が図 2 6 C で示される。変型方形波パルス発生器を使うと、少ない高調波の送信波形が規則的方形波と比較して、正弦波波形を近似する。これは超音波画像形成システムが高調波画像形成用に、より低廉なパルス発生器の設計を使うことを可能にする。

【0106】

最近の超音波システムでは、組織を画像形成するために、第 2 高調波画像形成モードが広く受け入れられ、アーティファクトを減じる画像品質面で可成りの改良を示している。結果として、医師が、幾つかの応用面で基本的励振モードに比較してもっと良い診断を行うことを可能にしている。該改良は組織内の非線形伝播による波の歪みの影響に帰せられる。最近のシステムは第 2 高調波画像形成を使う。第 2 高調波周波数バンド内のエネルギーは基本周波数バンド内のエネルギーより遙かに低いので、第 2 高調波感度を高めるためには、基本波と第 2 高調波との間のスペクトルの重なり合いは最小化されねばならないが、しかしながら、それを行うことで、結果として第 2 高調波画像形成解像度が減じられる。高次高調波、特に第 3 高調波は、組織画像形成及び特徴付け用の追加の重要情報を表すのみならず、基本周波数からの寄与をフィルタにかけて取り除くことが容易である利点も有する。残念ながら、現在のシステム (MI, 周波数) の最近の設定を用いると、組織から返される第 3 高調波エネルギーの量は基本周波数で反射されるエネルギーより遙かに少ない。第 3 高調波画像を表示するには該超音波システムが優れた感度とダイナミックレンジを有する必要がある。本発明の好ましい実施例はコード化された励振を有する第 3 高調波画像形成を使用するが、そこでは弱い第 3 高調波の戻りに伴う問題を克服するために整合フィルタ処理からの追加利得が使われる。

【0107】

良好な第 3 高調波コード化励振画像形成についての 2 つの関連する要求は、第 1 には送信コード化波形内の最小第 3 高調波成分により、第 2 には、該第 3 高調波の整合フィルタにかけた後で最小サイドローブエネルギーを有する第 3 高調波受信テンプレートをもたらずコード選択により、充たされる。送信コード化波形は最小の第 3 高調波成分を有する

10

20

30

40

50

。この節で、最小サイドローブを有するゴレー (G o l a y) コード用の 2 つの第 3 高調波テンプレートが提示される。

【 0 1 0 8 】

ゴレー相補型ペア (G C P) コード化 2 進シーケンスがこの方法で使用される。整合フィルター出力の相補型ペアが、最小サイドローブを有するインパルス戻りを発生するよう下記の様に加算され、

$$a(z) a(z-1) + b(z) b(z-1) = 2N$$

ここで $a(z)$ と $b(z)$ は相補型ペアである。結果として、整合フィルターサイドローブによる画像アーティファクトは無い。下記では、コード化励振送信波形の第 3 高調波テンプレートが誘導される。

【 0 1 0 9 】

送信波形のフーリエ変換を下記

【 0 1 1 0 】

【 数 2 】

$$H(j\omega) = \| H(j\omega) \| e^{j\alpha(\omega)}$$

【 0 1 1 1 】

とする。この送信波形で励振される第 3 高調波のフーリエ変換は下記となるべきであり、

【 0 1 1 2 】

【 数 3 】

$$H_{3rdH}(j\omega) = H^3(j\frac{\omega}{3}) = \| H(j\frac{\omega}{3}) \|^3 e^{j3\alpha(\frac{\omega}{3})}$$

【 0 1 1 3 】

、該第 3 高調波が組織の非線形性のテイラー級数の 3 乗項により引き起こされると仮定する。その時、第 3 高調波波形は逆フーリエ変換である。もしこれが整合フィルターテンプレートとして使用されるなら、何等著しいサイドローブは存在せず、何故ならば、パワースペクトルは変更されたからである。この理由で、整合フィルターテンプレートを生成するために下記フーリエ変換

【 0 1 1 4 】

【 数 4 】

$$\| H(j\frac{\omega}{3}) \| e^{j3\alpha(\frac{\omega}{3})}$$

【 0 1 1 5 】

が使われる。

【 0 1 1 6 】

上記誘導に基づき、10 ビットゴレーコードペアの基本波及び第 3 高調波テンプレートが図 2 7 A 及び 2 7 B で示され、そこでは $GCP1 = [-111-11-1111-1]$ 、 $GCP2 = [-1111111-1-11]$ である。基本波及び第 3 高調波整合フィルター出力、すなわち選択されたゴレーペアの基本波及び第 3 高調波テンプレートの自己相関がそれぞれ図 2 7 C 及び 2 7 D で示される。最後に、該 2 つの相補型コードの同じ基本波及び第 3 高調波出力が図 2 8 で示される。第 1 の 10 ビットのゴレーコードの第 3 高調波テンプレートが図 2 9 A で示される。該コードの導出では基本波についての 12 回のオーバーサンプリングと第 3 高調波についての 4 回のオーバーサンプリングが使われた。第 2 の 10 ビットゴレーコードの第 3 高調波テンプレートが図 2 9 B で示される。再び、基本波についての 12 回のオーバーサンプリングと第 3 高調波についての 4 回のオーバーサンプリングがこのコード導出で使われた。

【 0 1 1 7 】

第 3 高調波テンプレートの選択のもう 1 つの技術は基本波テンプレートの各コード語の後に 2 つのゼロを挿入することに依る。第 3 高調波整合フィルター出力、すなわち、この代わりの第 3 高調波テンプレートの自己相関は図 3 0 A 及び 3 0 B で示される。この整合

10

20

30

40

50

フィルター出力のサイドローブは無いことが図 30C で示される。

【0118】

請求項は、その結果に向けて述べられてない場合、詳述された順序又は要素に限定されずとして読まれるべきでない。下記請求項及びそれに対する等価物の範囲及び精神内に入る全ての実施例は本発明として請求される。

【図 1】

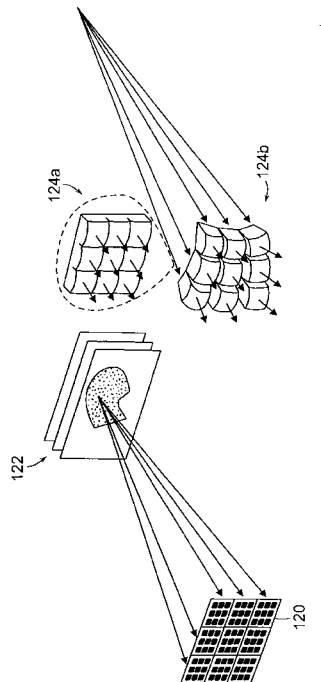


FIG. 1

【図 2】

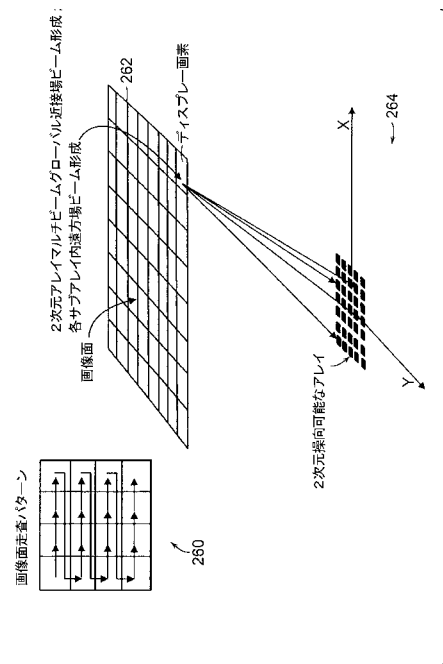


FIG. 2

【図 3 A】

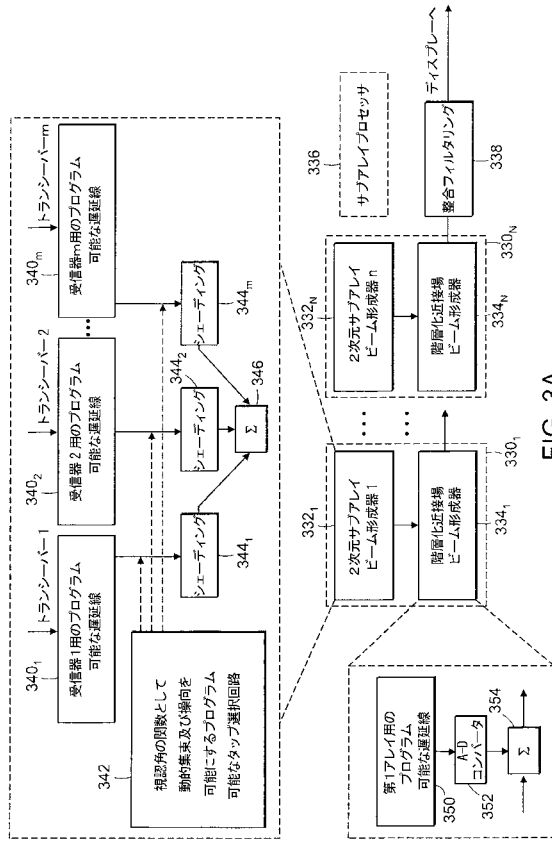


FIG. 3A

【図 3 B】

- プログラム可能なサブアレイのバンクを使う
ビーム形成
- 各サブアレイ内のダイナミック遅延場ビーム
制御・集束
- 各サブアレイからの出力を電圧ダイナミック
クロージャ近接集束
- 傾きのトランスデューサ素子用の1本の
接続ケーブル

電子制御音響的コンフォーマルレンズ

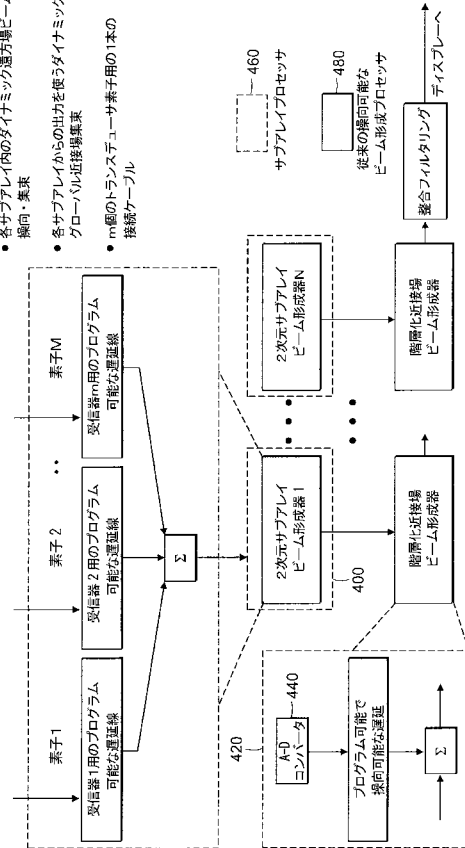


FIG. 3B

【図 3 C】

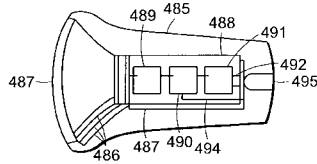


FIG. 3C

【図 3 D】

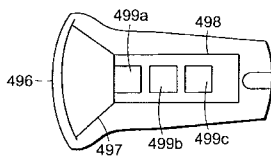


FIG. 3D

【図 3 F (1)】

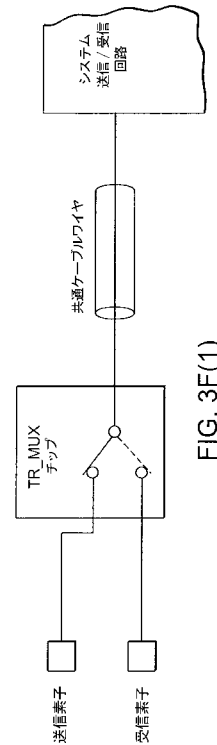
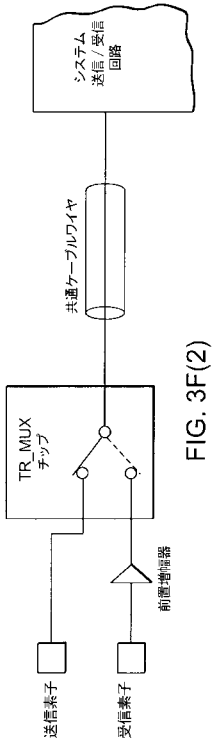
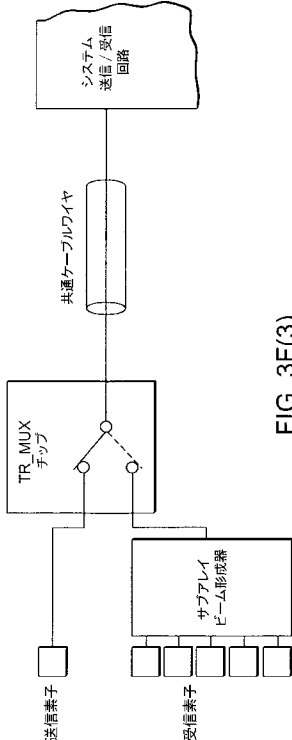


FIG. 3F(1)

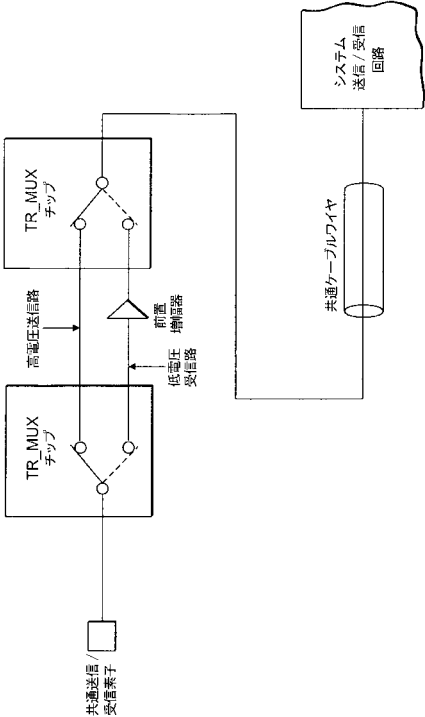
【 図 3 F (2) 】



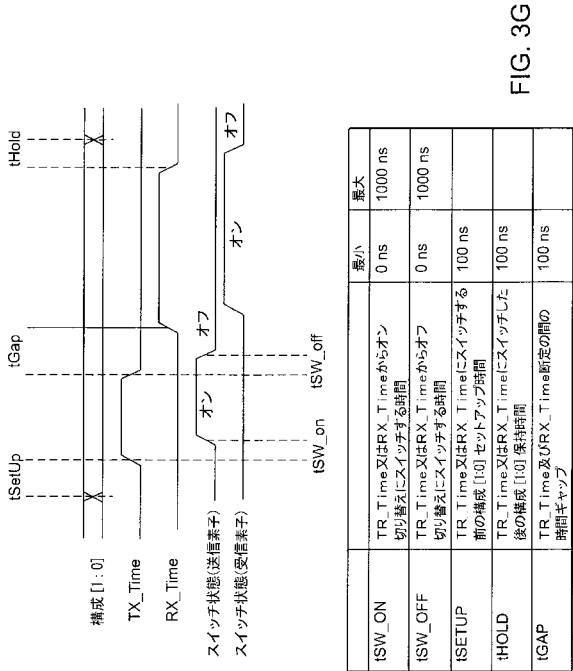
【 図 3 F (3) 】



【 図 3 F (4) 】



【 図 3 G 】



【図 3 I】

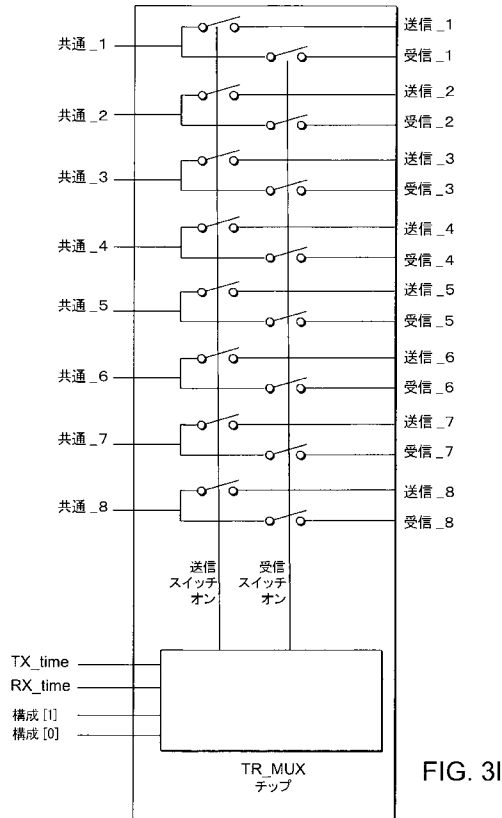


FIG. 3I

【図 4 A - 4 E】

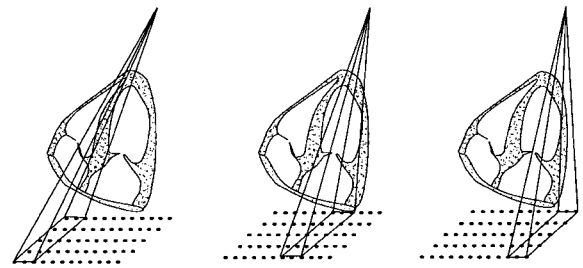


FIG. 4A

FIG. 4C

FIG. 4D

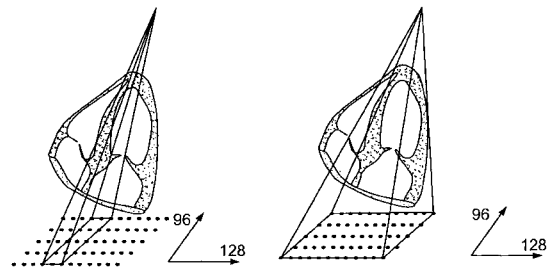


FIG. 4B

FIG. 4E

【図 4 F】

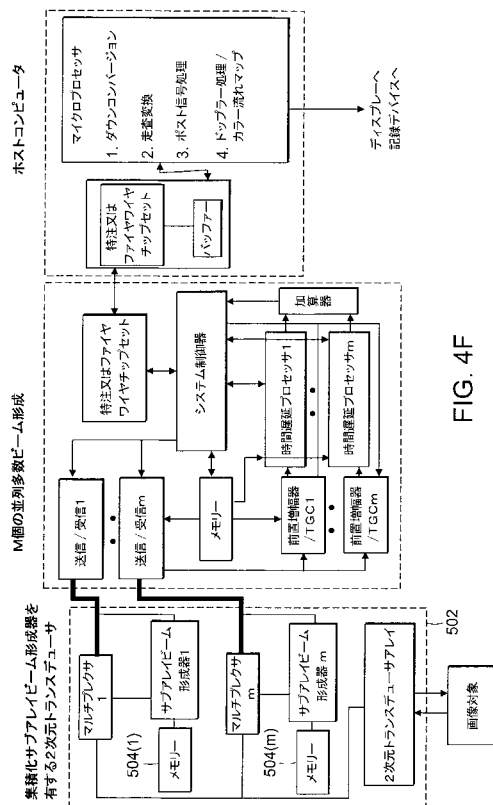


FIG. 4F

【図 4 G】

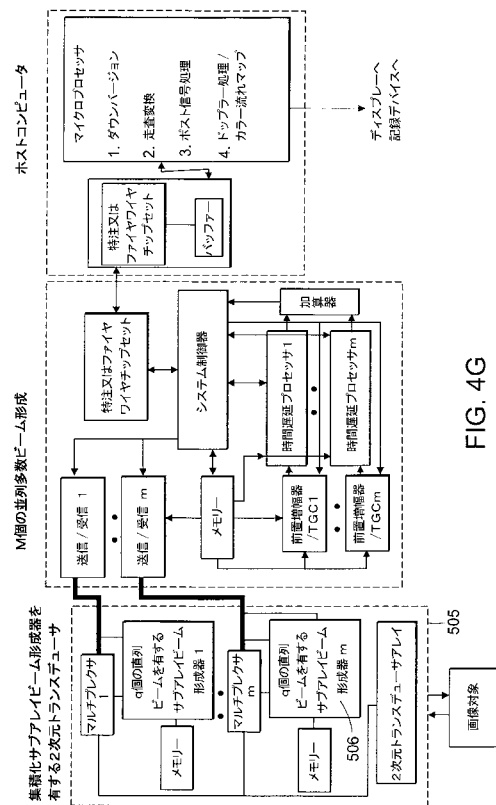


FIG. 4G

【図 4 H】

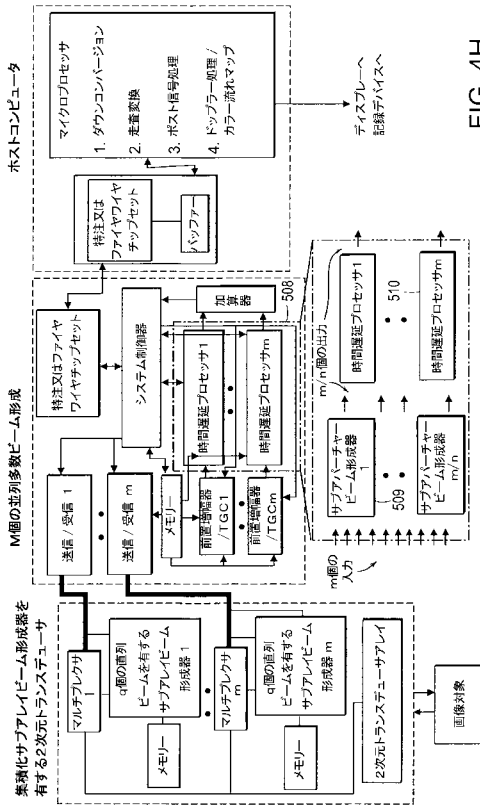


FIG. 4H

【図 4 I】

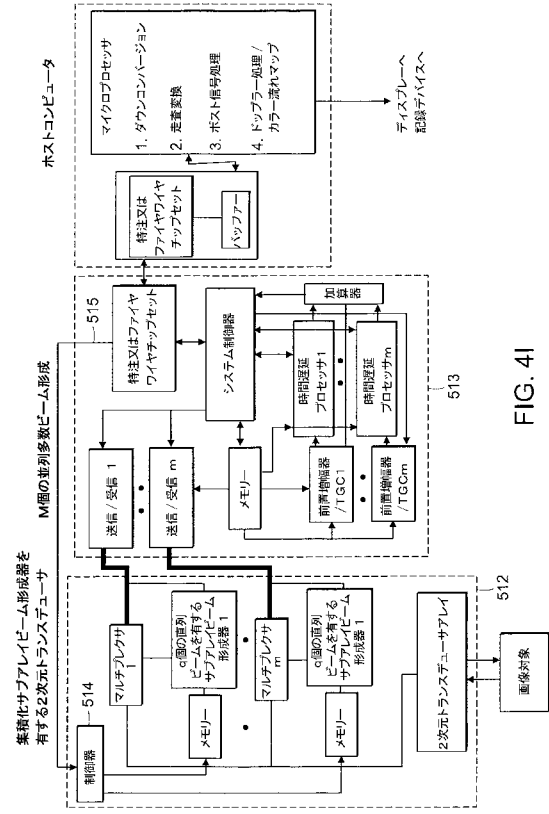


FIG. 4I

【図 4 J】

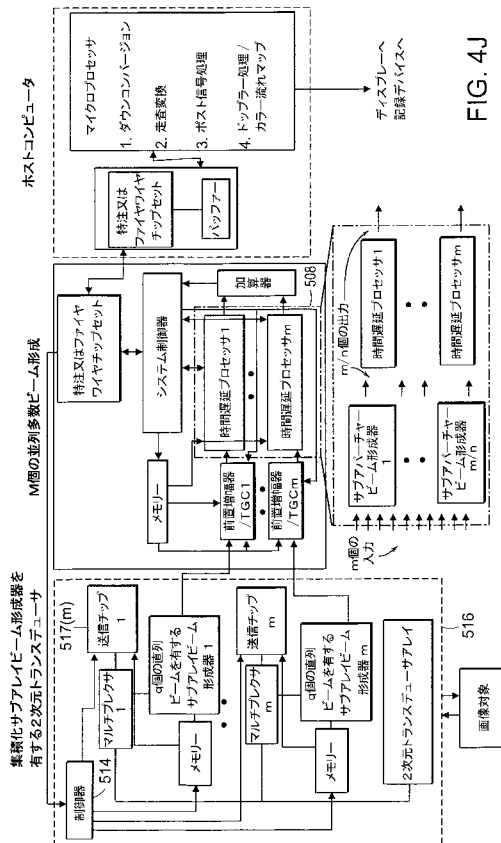


FIG. 4J

【図 4 K】

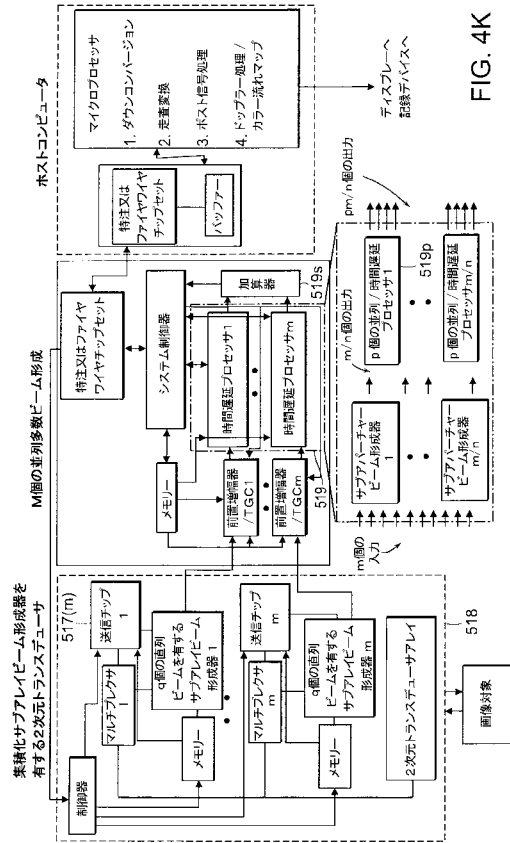


FIG. 4K

【 図 5 A 】

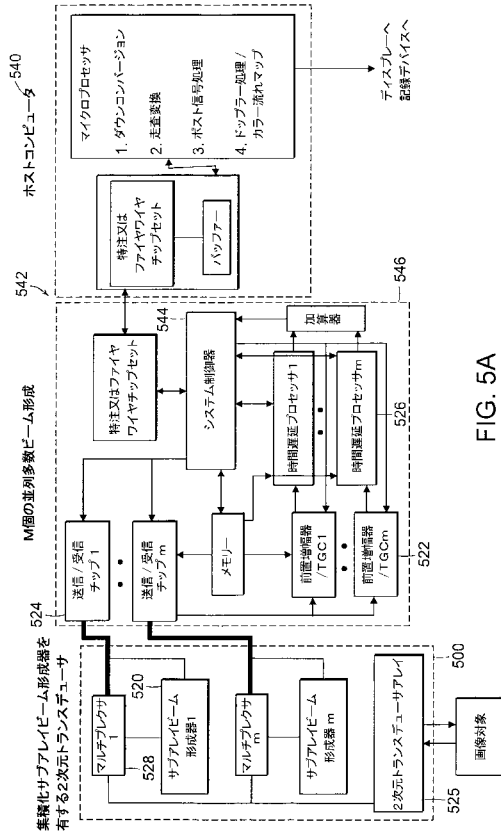


FIG. 5A

【 図 5 B 】

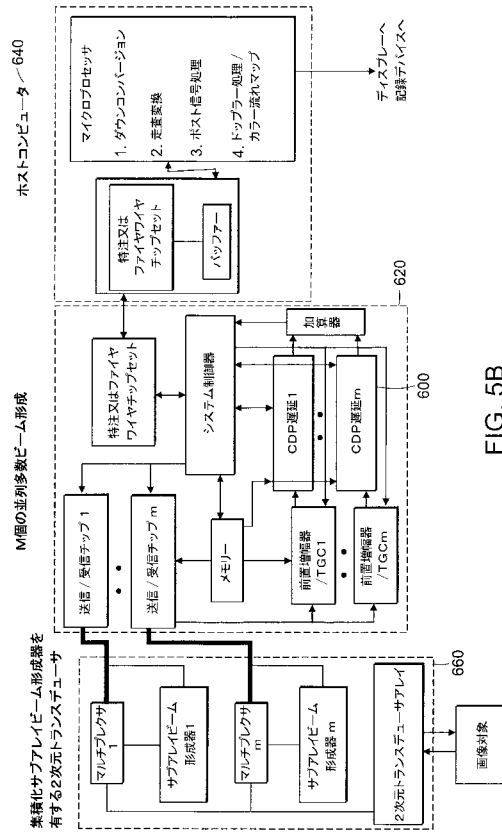


FIG. 5B

【 図 6 A 】

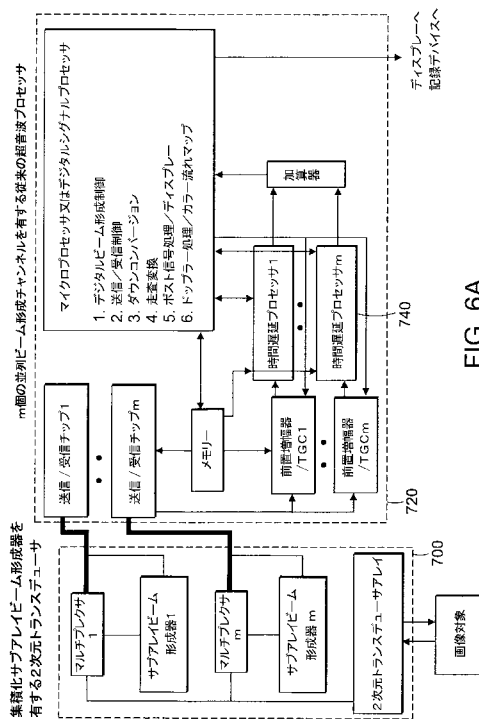


FIG. 6A

【 図 6 B 】

実時間 3D/4D 画像形成

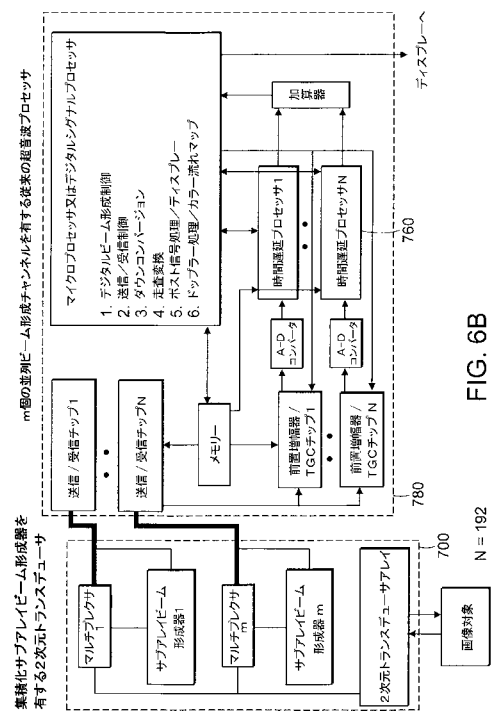
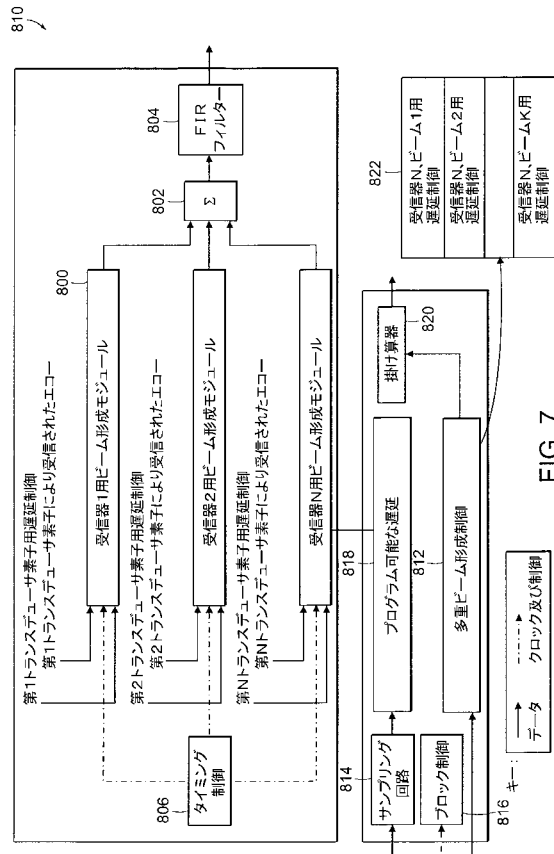
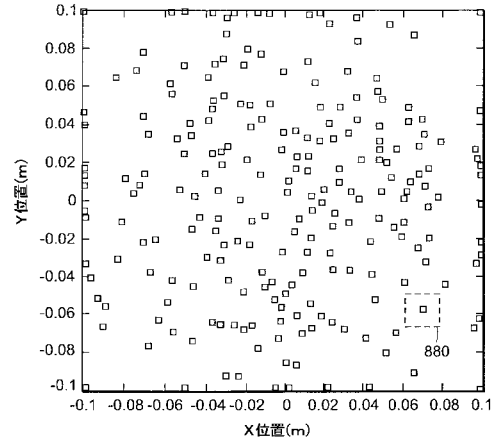


FIG. 6B

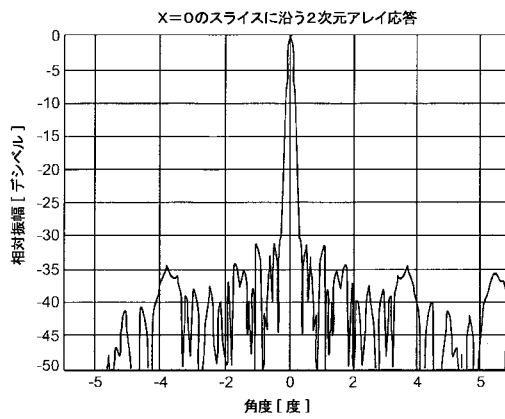
【図 7】



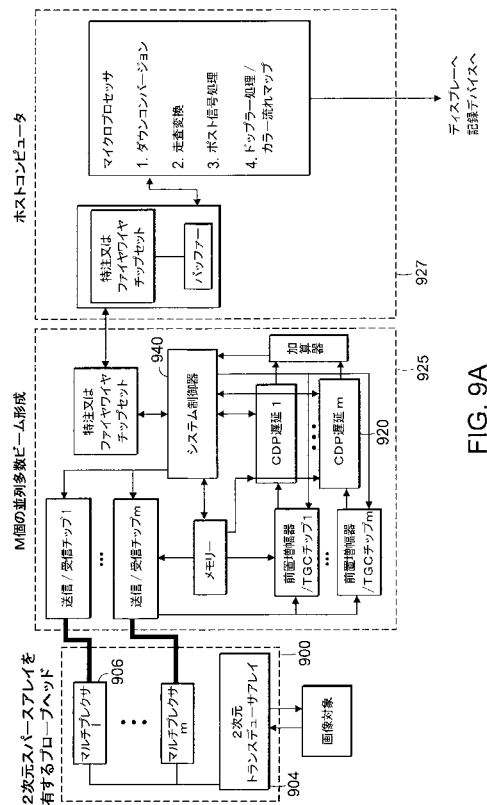
【図 8 A】



【図 8 B】



【図 9 A】



【図 9 B】

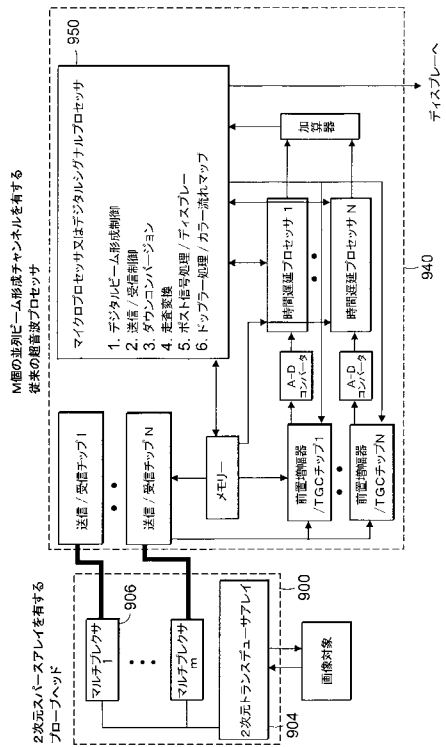


FIG. 9B

【図 10】

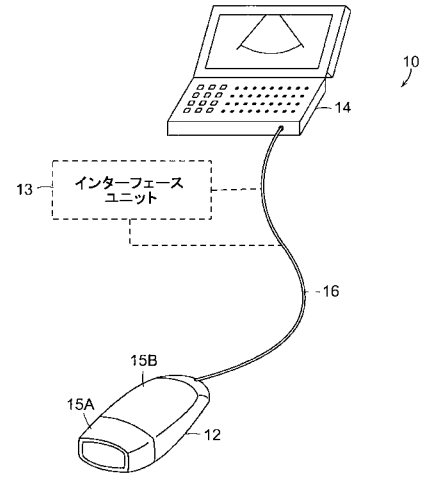


FIG. 10

【図 11】

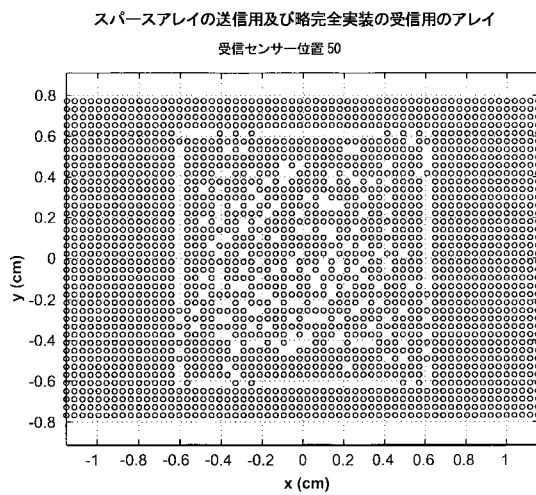


FIG. 11

【図 12】

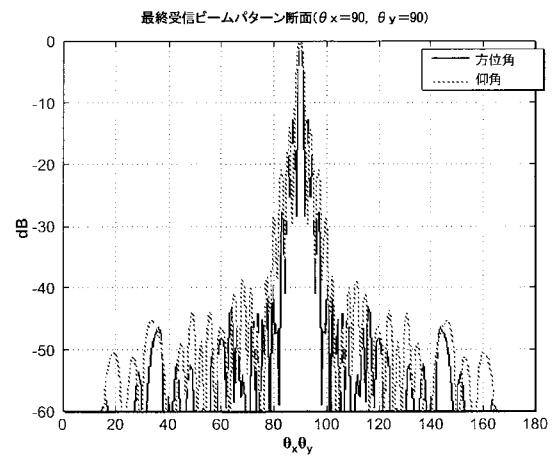


FIG. 12

【図 13】

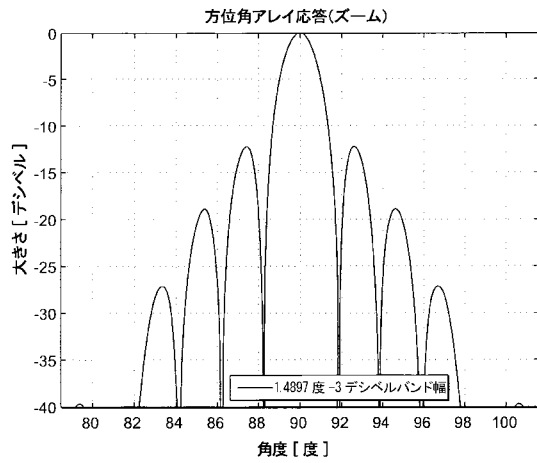


FIG. 13

【図 15】

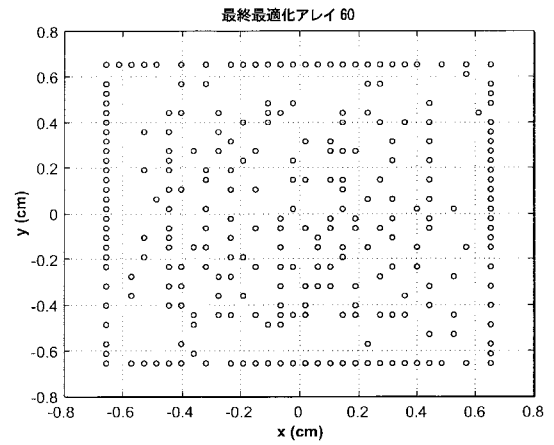


FIG. 15

【図 16】

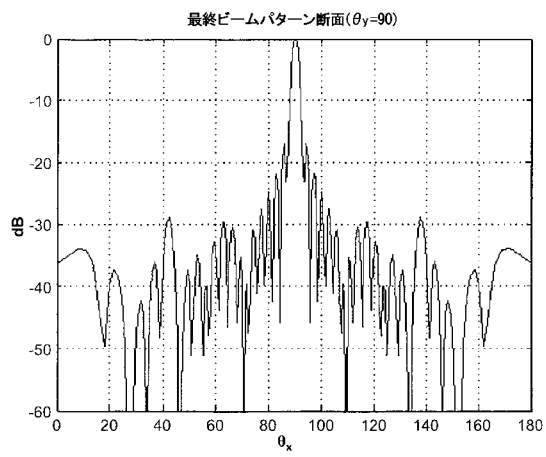


FIG. 16

【図 18】

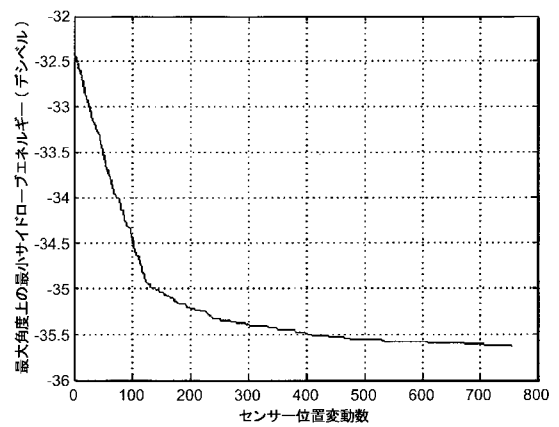


FIG. 18

【図 19】

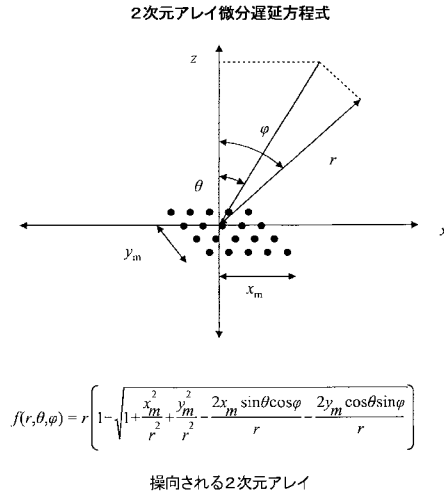


FIG. 19

【図 21】

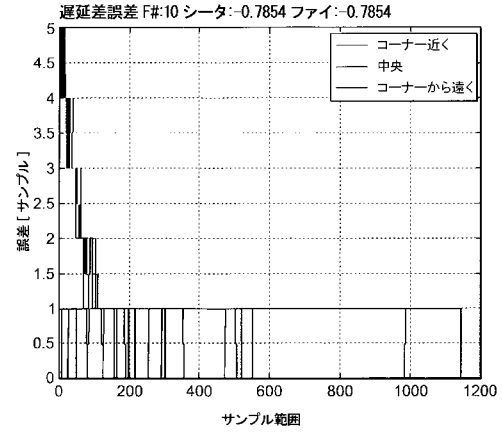


FIG. 21

【図 22 A】

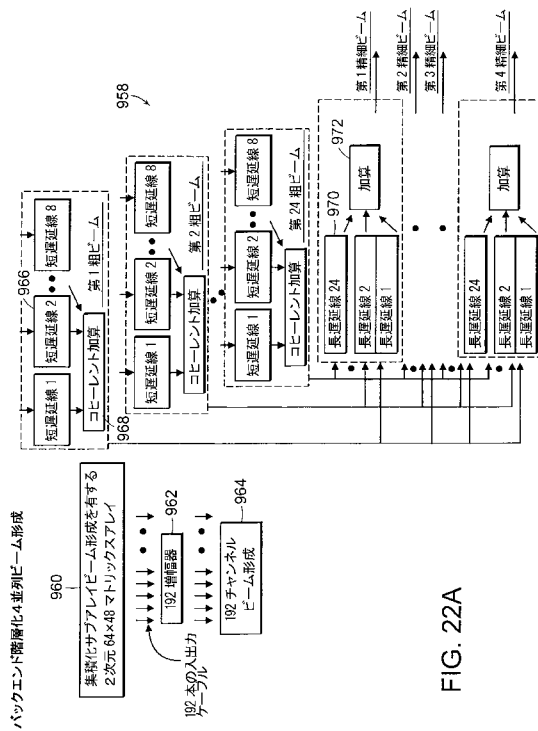


FIG. 22A

【図 22 B】

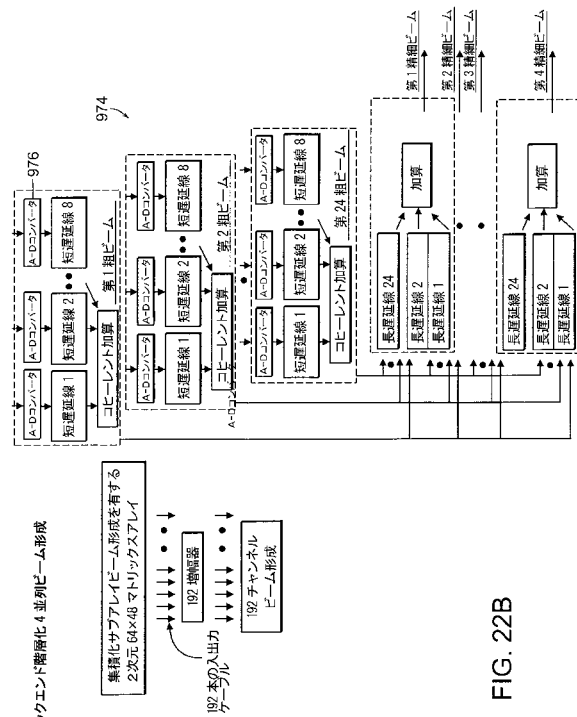


FIG. 22B

【図 2 2 C】

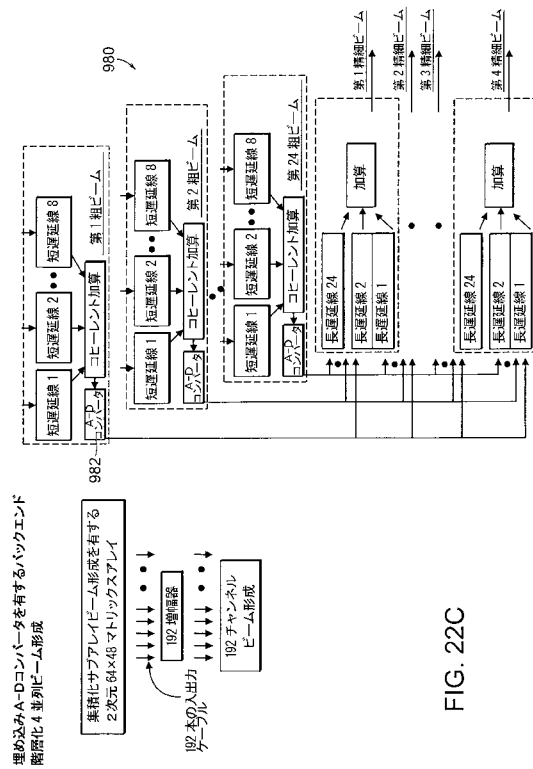


FIG. 22C

【図 2 3 A - 2 3 B】

スペクトル拡散送信波形

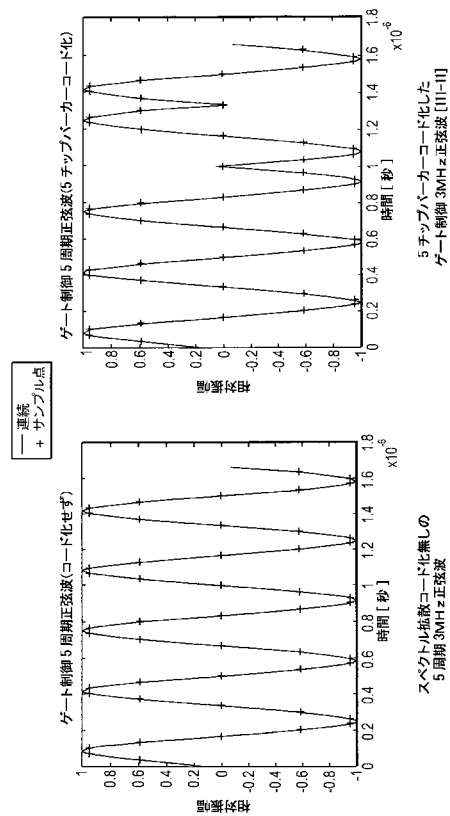


FIG. 23B

FIG. 23A

【図 2 4 A - 2 4 C】

オーバーサンプリングされ、スペクトル拡散変調したコード化送信波形

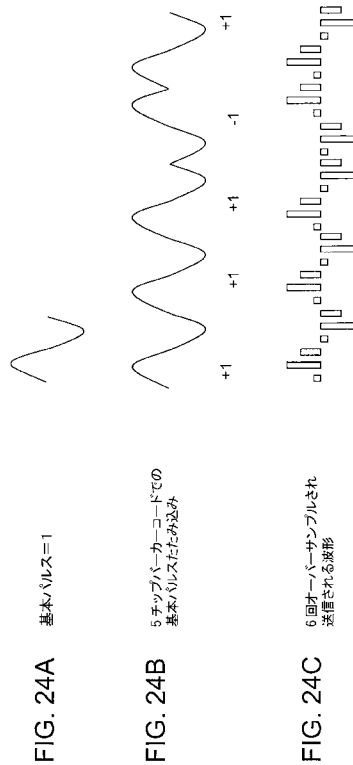


FIG. 24A

FIG. 24B

FIG. 24C

【図 2 5 A】

集積化整合フィルタを有するバックエンド階層化4並列ビーム形成

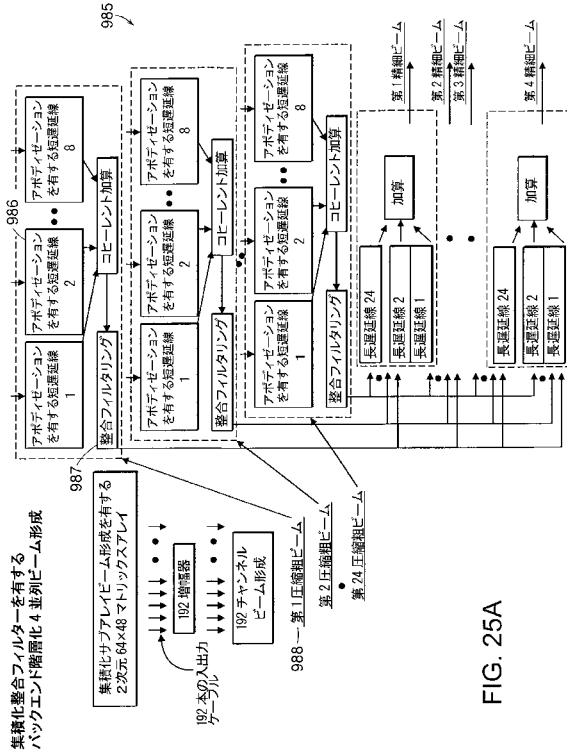


FIG. 25A

【図 2 5 B】

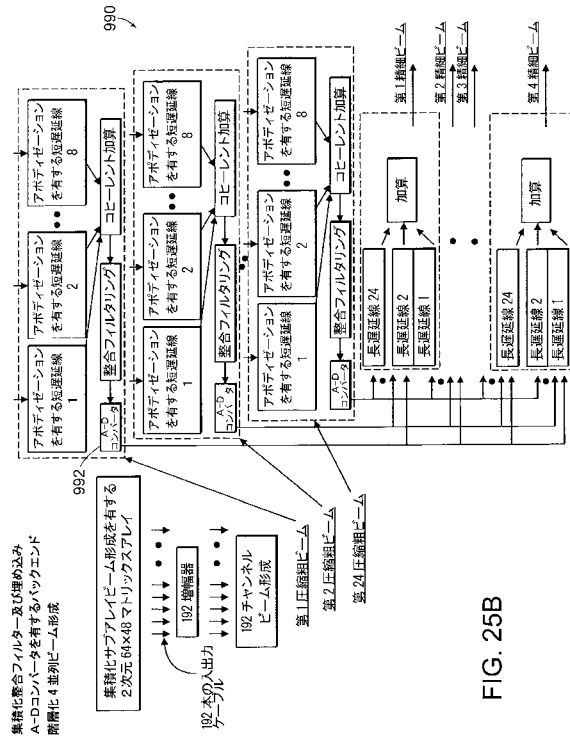


FIG. 25B

【図 2 5 C】

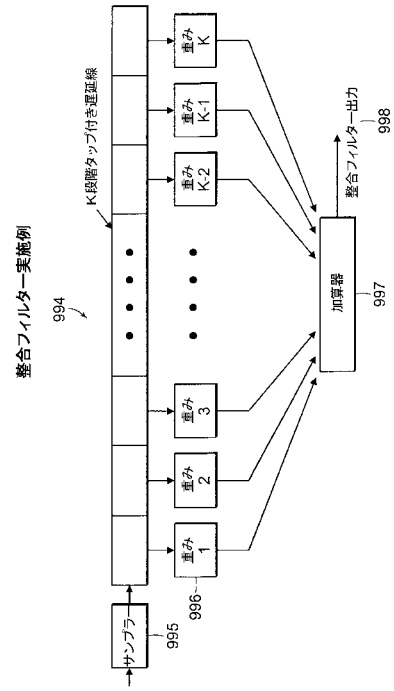


FIG. 25C

【図 2 5 D】

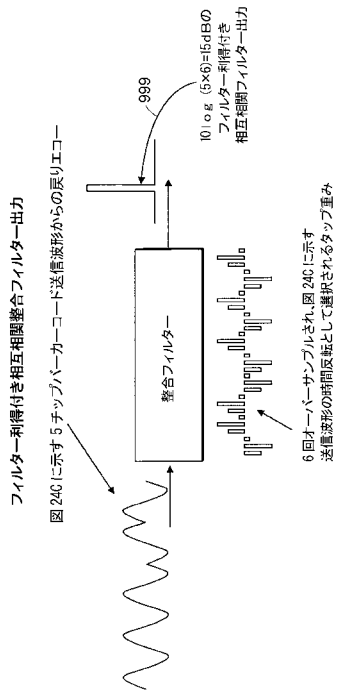
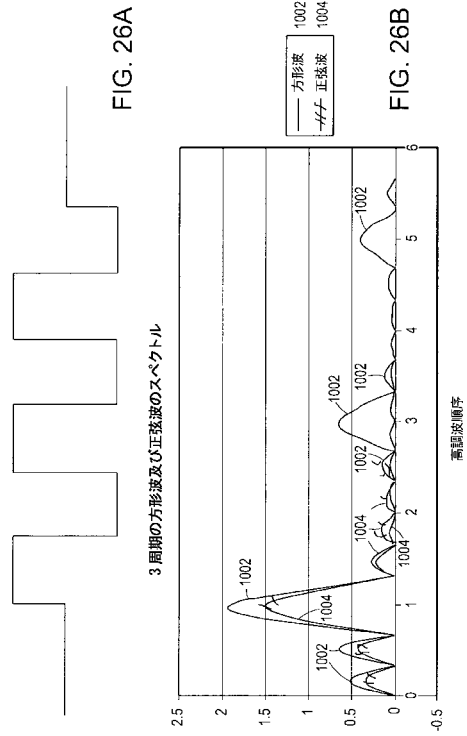
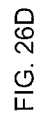
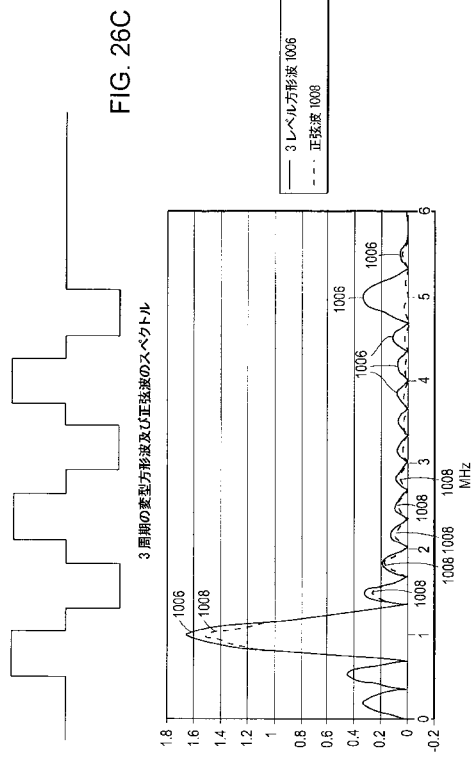


FIG. 25D

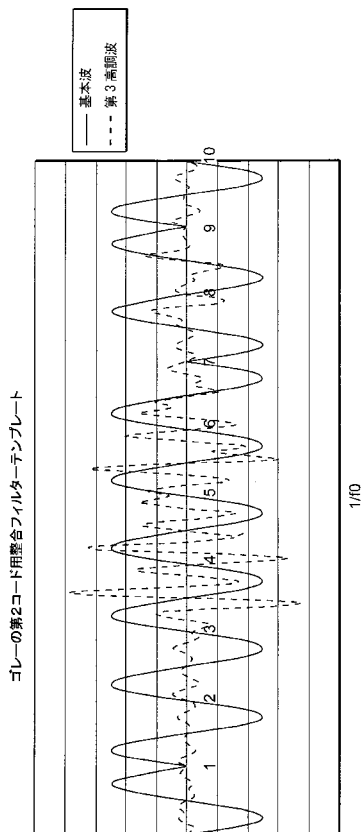
【図 2 6 A - 2 6 B】



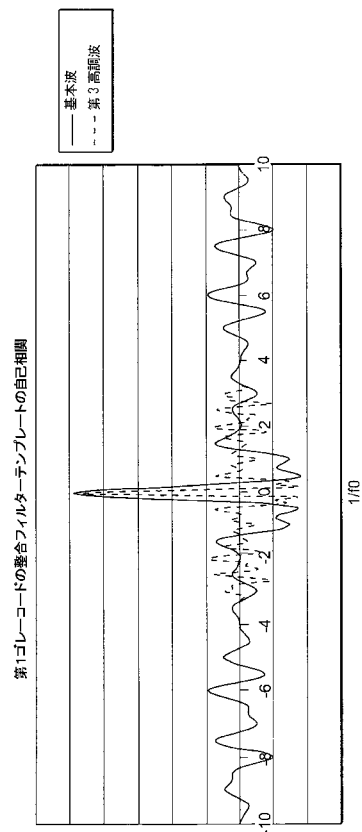
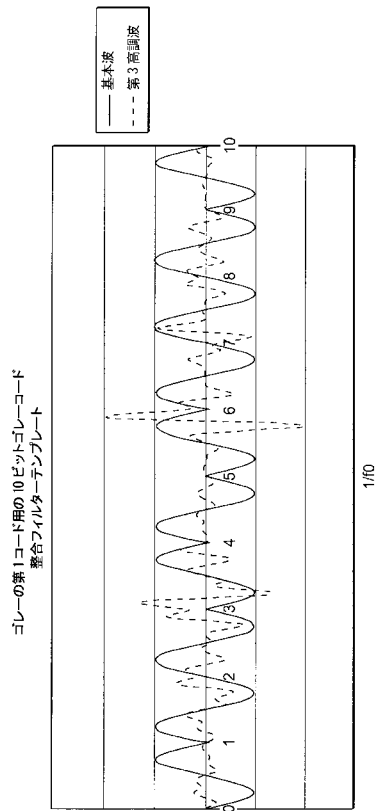
【図 2 6 C - 2 6 D】



【 ㄨ 2 7 B 】



【 ㊦ 2 7 C 】



【図 27D】

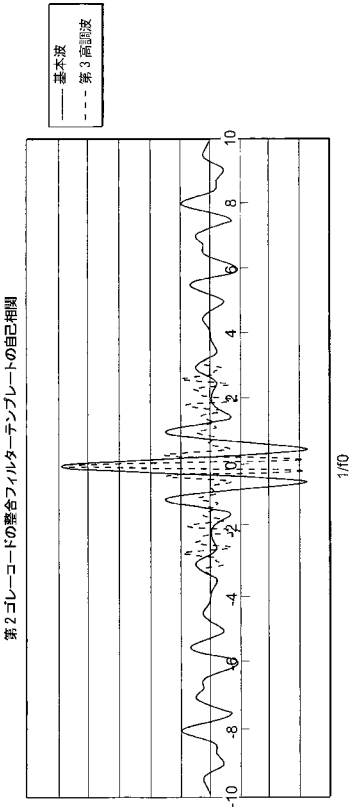


FIG. 27D

【図 28】

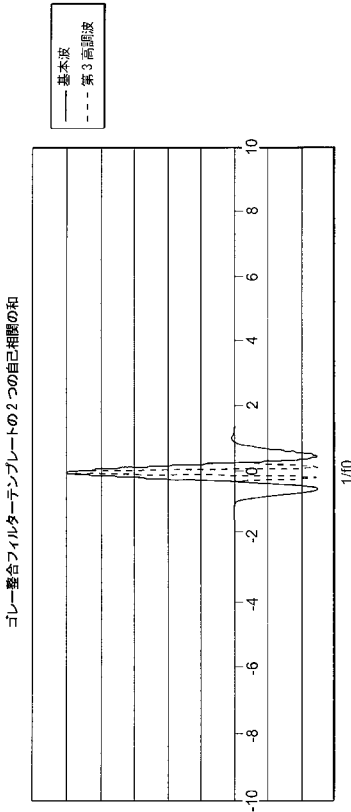


FIG. 28

【図 29A】

基本波の12回のオーバーサンプリングと第3高調波の4回のオーバーサンプリング時の第1の10ビットゴレーコードの第3高調波テンプレート

-0.015392,-0.055771,0.038076,0.028839,0.046853,0.000259,-0.048214,-0.009984,-0.013817,0.020245,-0.004117,-0.044618,0.030906,0.022020,0.097704,-0.000757,-0.093799,-0.074191,-0.097050,0.142493,0.042181,0.099716,-0.067330,-0.053362,0.022042,-0.002163,-0.010761,-0.100456,-0.129251,0.189798,0.088411,0.316229,0.213122,-0.167861,-0.064531,-0.003720,0.083276,-0.070915,-0.083733,0.127971,0.020194,-0.014892,0.009126,0.008148,0.040448,0.000549,-0.043114,0.022710,0.027442,-0.041731,-0.006600,0.008397,-0.007585,0.000156,-0.061273,-0.004199,0.082287,-0.264062,-0.318569,0.481301,0.108905,0.136914,-0.096247,-0.069733,-0.000691,-0.000256,0.002329,0.040045,0.054824,-0.078496,-0.054176,-0.229860,0.152626,0.125593,-0.005188,0.001191,-0.000668,-0.054478,-0.065915,0.098890,0.033579,0.090236,-0.060225,-0.049422,0.032035,0.090060,-0.032161,0.046696,0.054664,-0.083551,-0.014466,0.002113,-0.000411,-0.001898,0.011159,-0.000548,-0.008619,-0.024835,-0.029946,0.045572,0.001212,-0.037556,0.073807,0.021806,-0.034198,0.000463,0.031978,0.003634,-0.006351,-0.008773,0.001272,0.014401,-0.009098,-0.008516,0.021538,0.000056,-0.021791,0.011059,0.011931,-0.018845,

FIG. 29A

【図 29B】

基本波の12回のオーバーサンプリングと第3高調波の4回のオーバーサンプリング時の第2の10ビットゴレーコードの第3高調波テンプレート

-0.008824,-0.027820,0.018987,0.014484,0.022302,0.000084,-0.022707,-0.009818,-0.013431,0.019342,0.008085,0.026831,-0.017775,-0.014816,0.009059,0.000063,-0.009323,0.016580,0.019067,0.029635,0.030222,0.047155,-0.030950,-0.025664,0.016604,-0.000309,-0.015470,0.021140,0.030068,-0.042896,-0.024019,-0.083412,0.048176,0.058593,-0.344816,-0.001070,0.349532,-0.102440,-0.094334,0.158912,-0.027233,-0.318685,0.205094,0.182789,-0.153202,0.001818,0.144812,-0.094923,-0.105323,-0.162640,0.033721,0.131823,-0.085303,-0.076091,0.284995,-0.002813,-0.270784,-0.104563,-0.139483,0.205625,0.006984,-0.161162,0.106390,0.086570,0.091730,0.000959,-0.096384,-0.032134,-0.041338,0.061265,0.003944,-0.037130,0.025690,0.021028,-0.028003,0.001484,0.020683,0.068112,0.084937,-0.127466,-0.017313,0.030932,-0.021416,-0.013993,-0.116830,-0.000396,0.118731,-0.007615,-0.004045,0.008446,0.010447,0.048092,-0.031976,-0.026087,0.007071,-0.000045,-0.006843,0.023280,0.028564,-0.042842,-0.011970,-0.023449,0.014763,0.014419,-0.073420,0.000537,0.070745,0.018747,0.025976,-0.037990,0.003225,0.055044,-0.036558,-0.029401,-0.016851,-0.000558,0.019591,-0.003528,-0.003314,0.005625,

FIG. 29B

【図 30A - 30C】

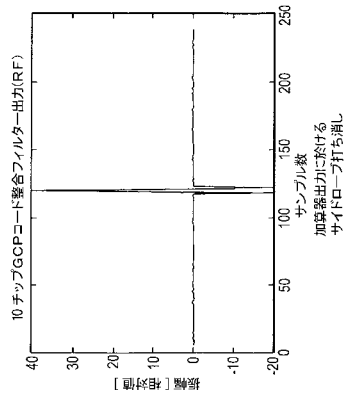
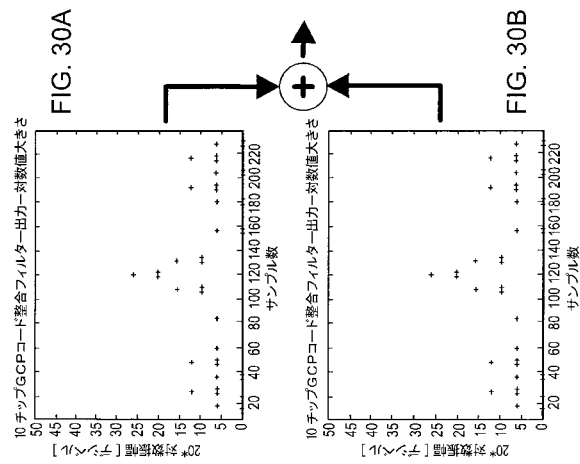


FIG. 30C

【図 3 E】

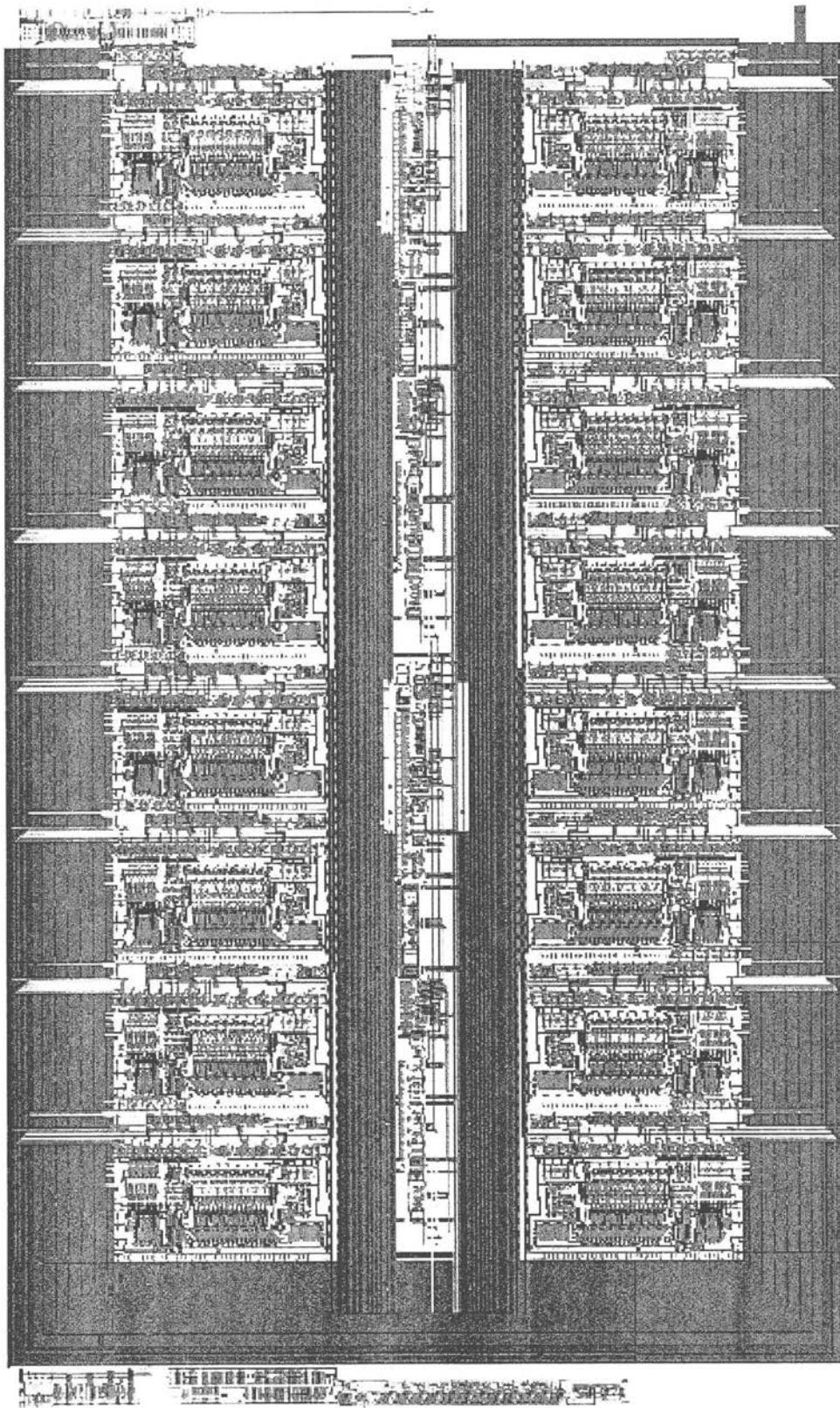


FIG. 3E

【図 3 H】

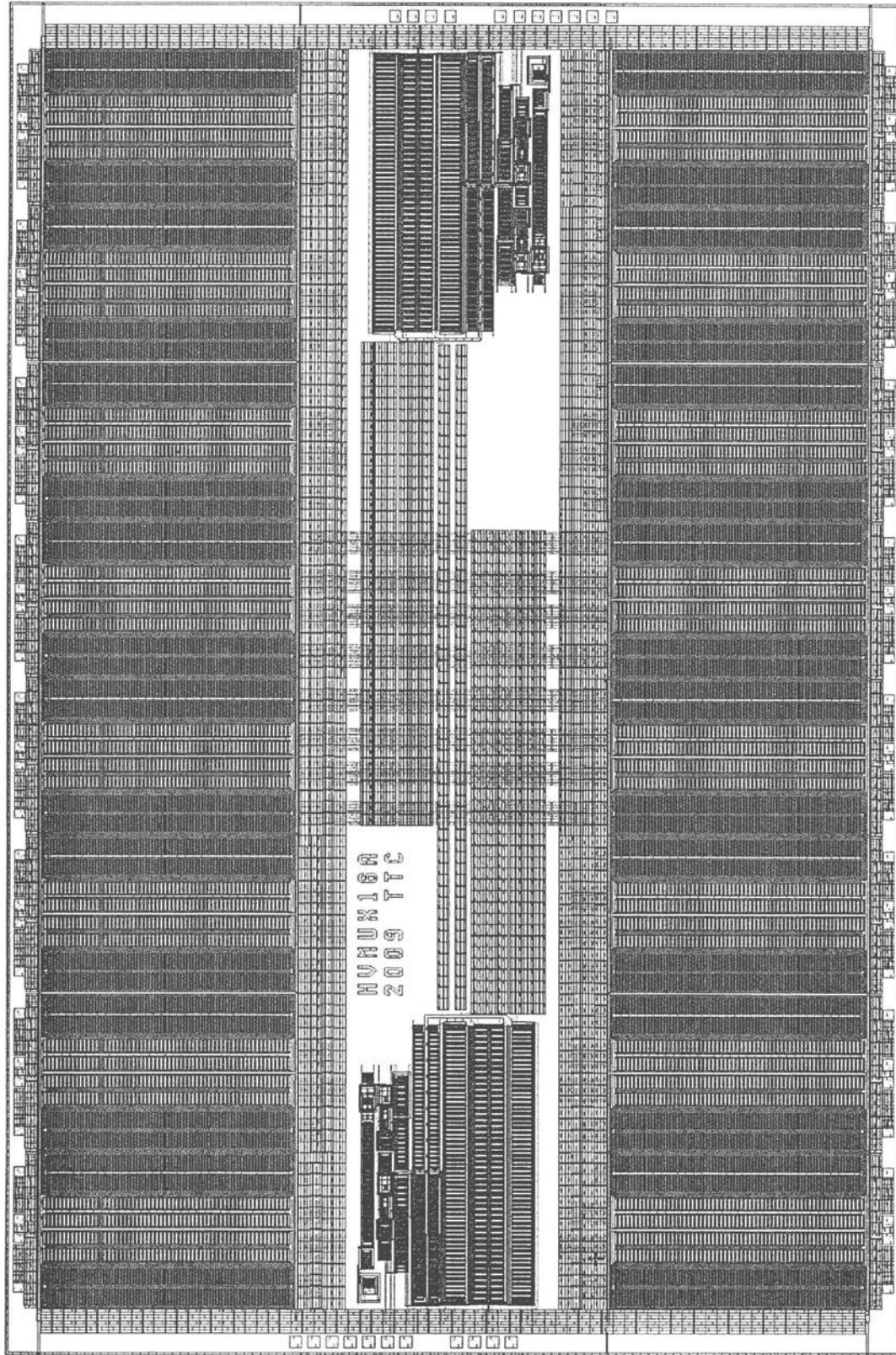


FIG. 3H

【図 14】

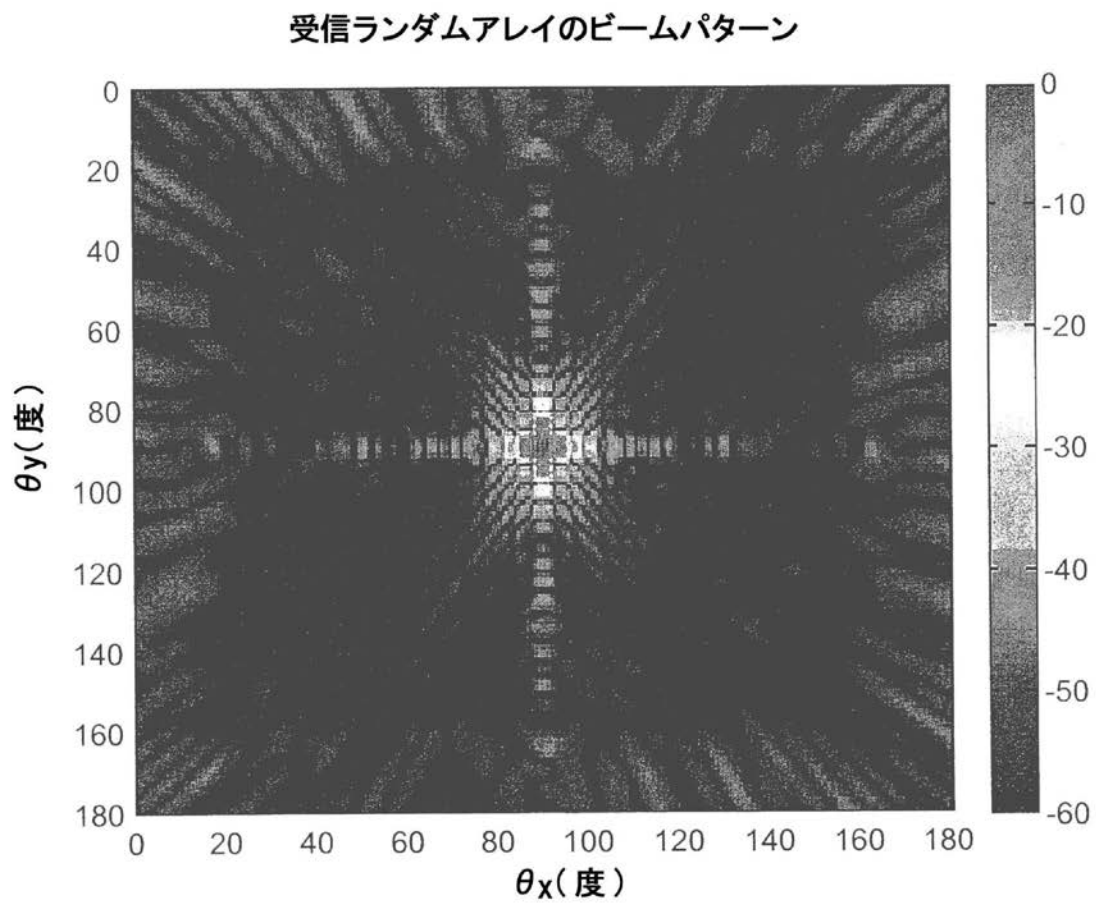


FIG. 14

【図 17】

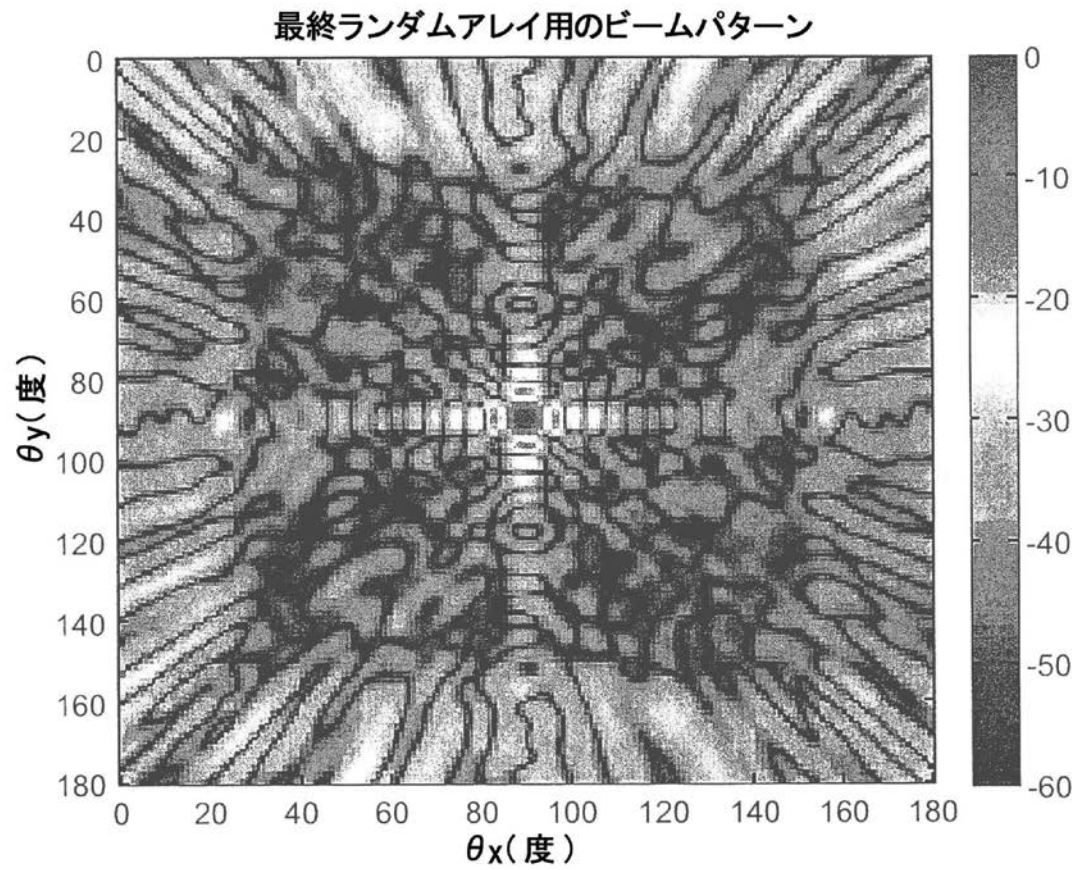


FIG. 17

【図 20】

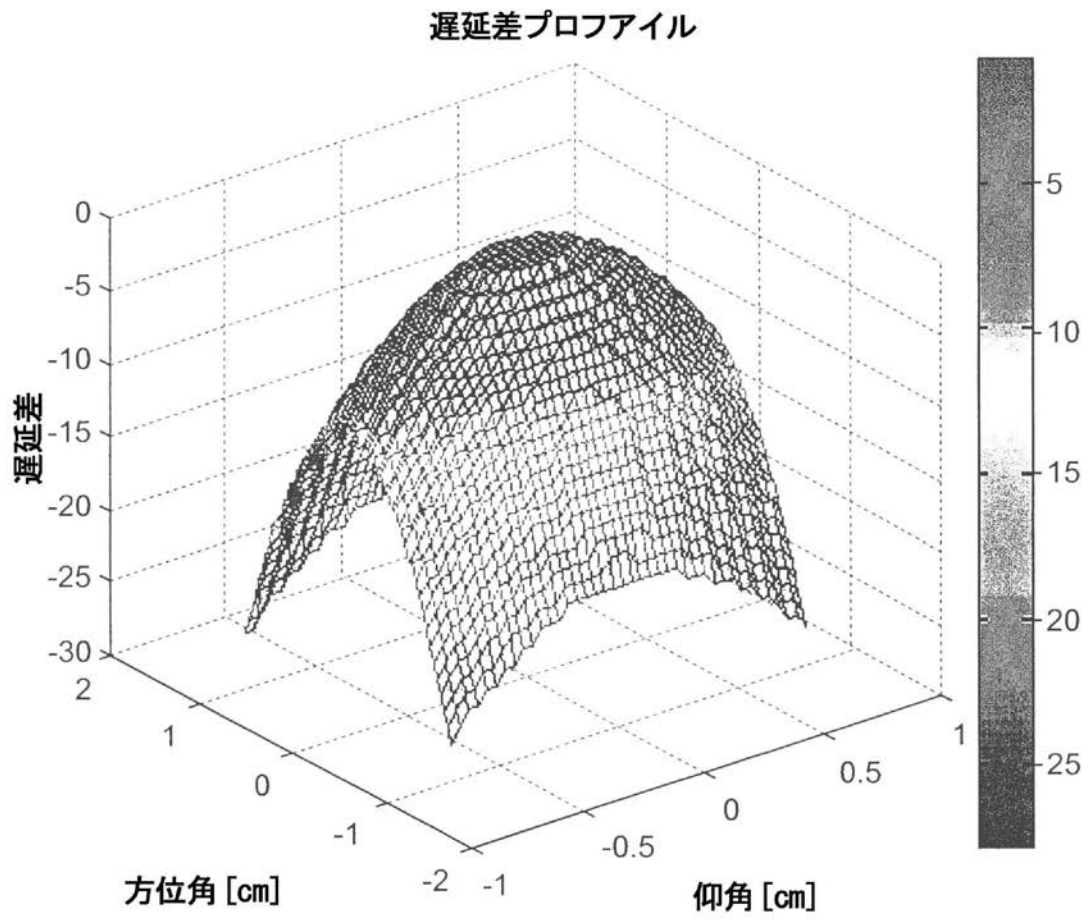


FIG. 20

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2010/050959

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. G01S7/52 G01S7/521 G01S15/89 G10K11/34
ADD.

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 G10K

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 2009/156936 A1 (CHIANG ALICE [US] ET AL) 18 June 2009 (2009-06-18)	1-14, 18-30, 32-38, 40-43, 45-50, 55-60
Y	* abstract; figures 4,5,6A,6B,9A,9B figures 10,23A,23B,24C,25A,25C paragraphs [0004], [0010], [0012], [0045] paragraphs [0047], [0051], [0057], [0076] paragraphs [0083], [0092], [0095] paragraphs [0103] - [0106], [0108] ----- -/-	15-17, 31,39, 44,51-54

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ 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

24 January 2011

Date of mailing of the international search report

28/01/2011

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

Knoll, Bernhard

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2010/050959

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	<p>WO 2008/038183 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; ROBINSON ANDREW L [US]) 3 April 2008 (2008-04-03) * abstract; figure 5 page 14, line 18 - line 23 page 15, line 18 - line 21 -----</p>	15-17, 39,44
Y	<p>US 2001/044278 A1 (CHIAO RICHARD YUNG [US] ET AL) 22 November 2001 (2001-11-22) * abstract; figures 3,9 paragraphs [0039], [0042] paragraph [0053] - paragraph [0055] paragraph [0057] - paragraph [0058] -----</p>	31,51-54
A	<p>LEAVENS C ET AL: "Golay Pulse Encoding for Microbubble Contrast Imaging in Ultrasound", IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, IEEE, US, vol. 54, no. 10, 1 October 2007 (2007-10-01), pages 2082-2090, XP011194452, ISSN: 0885-3010, DOI: DOI:10.1109/TUFFC.2007.503 page 2083, right-hand column, line 35 - line 37 page 2084, left-hand column, line 1 - line 4 -----</p>	31,51-54

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2010/050959

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2009156936 A1	18-06-2009	NONE	
WO 2008038183 A1	03-04-2008	AT 454713 T CN 101517737 A EP 2070114 A1 JP 2010504639 T US 2010025785 A1	15-01-2010 26-08-2009 17-06-2009 12-02-2010 04-02-2010
US 2001044278 A1	22-11-2001	NONE	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, 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, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. ウィンドウズ
2. WINDOWS

(72)発明者 ブロードストーン, ステイーブン

アメリカ合衆国マサチューセッツ州 0 1 8 1 0 ウォバーン・ハモンドプレイス 1 4

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD15 DE13 GB06 GB11 GB21 HH26

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2013506504A5	公开(公告)日	2013-11-14
申请号	JP2012532324	申请日	2010-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	泰拉科技公司		
申请(专利权)人(译)	Terateku·企业庸率		
[标]发明人	チアングアリス ウオングウィリアム ブロードストーンステイブン		
发明人	チアング,アリス ウオング,ウィリアム ブロードストーン,ステイブン		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/4411 A61B8/4472 A61B8/4483 A61B8/4488 A61B8/483 A61B8/543 G01S7/52079 G01S7/5208 G01S7/52082 G01S7/52085 G01S7/52095 G01S15/8925 G01S15/8927 G01S15/8959 G01S15/8961 G01S15/8993 G10K11/346 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8 /466 A61B8/488 A61B8/52 A61B8/54 A61B8/565 G01S15/8913		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DE13 4C601/GB06 4C601/GB11 4C601/GB21 4C601/HH26		
优先权	12/570856 2009-09-30 US		
其他公开文献	JP2013506504A JP5847719B2		

摘要(译)

超声成像系统技术领域本发明涉及一种超声成像系统，其中，扫描头具有用于形成远场子阵列束的束形成电路，或者具有用于驱动所选择的元件的稀疏阵列选择电路。当使用分层的两阶段或三阶段波束形成系统时，实时生成三维超声图像。本发明还涉及探头头内的柔性印刷电路板。本发明还涉及在超声成像系统中编码或扩频信号操纵的使用。基于使用Golay码对的脉冲压缩的匹配滤波器可改善信噪比，从而实现旁瓣抑制的三次谐波成像。该系统适用于三维全体积心脏成像。[选型图]图1