

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公 開 特 許 公 報(A)

(11) 特許出願公開番号  
特開2005-665  
(P2005-665A)

(43) 公開日 平成17年1月6日(2005.1.6)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

A 6 1 B 8/00  
H 0 4 R 3/00  
H 0 4 R 17/00

F I

A 6 1 B 8/00  
H 0 4 R 3/00 3 3 O  
H 0 4 R 17/00 3 3 2 A

テーマコード (参考)

4 C 6 O 1  
5 D O 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L 外国語出願 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2004-173592 (P2004-173592)  
(22) 出願日 平成16年6月11日 (2004.6.11)  
(31) 優先権主張番号 60/477,826  
(32) 優先日 平成15年6月12日 (2003.6.12)  
(33) 優先権主張国 米国 (US)  
(31) 優先権主張番号 10/719,434  
(32) 優先日 平成15年11月21日 (2003.11.21)  
(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 300019238  
ジーイー・メディカル・システムズ・グロ  
ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル  
エルシー  
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53  
188・ワウケシャ・ノース・グラントヴ  
ュー・ブルバード・ダブリュー・710  
・3000  
(74) 代理人 100093908  
弁理士 松本 研一  
(74) 代理人 100105588  
弁理士 小倉 博  
(74) 代理人 100106541  
弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

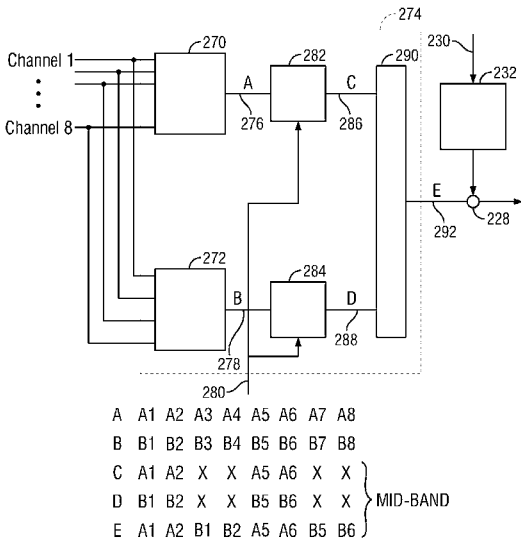
(54) 【発明の名称】 マルチライン取得用の超音波方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】 マルチライン取得型超音波データを取得するための超音波方法及び装置を提供する。

【解決手段】 超音波信号を関心領域へ送信し、エコー信号を取得し解析することにより、第1の受信ビームに関連した第1のデータ・ストリーム(276)を生成する。第1のデータ・ストリームのデシメーションにより、該第1のデータ・ストリームから少なくとも2つの相次ぐデータ・サンプルを除去しながら、少なくとも2つの相次ぐデータ・サンプルを通過させて、第1のデシメーション済みデータ・ストリーム(286)を形成する。このデシメーション・パターンを使用して、デシメーション後のデータ・サンプリング・レートの2分の1乃至4分の3の帯域幅を達成することができる。

【選択図】 図6



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波データを取得する方法であって、

関心領域からエコー信号を取得する段階と、

前記エコー信号を解析して、第 1 の受信ビームに関連した第 1 のデータ・ストリーム ( 2 7 6 ) を生成する段階と、

前記第 1 のデータ・ストリーム ( 2 7 6 ) について、少なくとも 2 つの相次ぐデータ・サンプルを通過させ且つ前記第 1 のデータ・ストリームから少なくとも 2 つの他のデータ・サンプルを除去することによりデシメーションを行って、第 1 のデシメーション済みデータ・ストリーム ( 2 8 6 ) を形成する段階と、  
を有している方法。

10

**【請求項 2】**

更に、前記エコー信号を解析して、前記第 1 の受信ビームとは空間的に異なる第 2 の受信ビームに関連した第 2 のデータ・ストリーム ( 2 7 8 ) を生成する段階と、

前記第 1 及び第 2 のデータ・ストリーム ( 2 7 6 , 2 7 8 ) を一緒に多重化する段階と、  
を含んでいる請求項 1 記載の方法。

**【請求項 3】**

更に、前記エコー信号を解析して、前記第 1 の受信ビームとは空間的に異なる第 2 の受信ビームに関連した第 2 のデータ・ストリーム ( 2 7 8 ) を生成する段階と、

20

前記第 2 のデータ・ストリーム ( 2 7 8 ) について、少なくとも 2 つの相次ぐデータ・サンプルを通過させ且つ前記第 2 のデータ・ストリームから少なくとも 2 つの他のデータ・サンプルを除去することによりデシメーションを行って、第 2 のデシメーション済みデータ・ストリーム ( 2 8 8 ) を形成する段階と、  
を含んでいる請求項 1 記載の方法。

**【請求項 4】**

更に、前記エコー信号を解析して、前記第 1 の受信ビームとは空間的に異なる第 2 の受信ビームに関連した第 2 のデータ・ストリーム ( 2 7 8 ) を生成する段階と、

前記第 2 のデータ・ストリーム ( 2 7 8 ) についてデシメーションを行って、前記第 1 のデータ・ストリーム ( 2 7 6 ) から除去された前記 2 つの他のデータ・サンプルと時間的に整列する少なくとも 2 つの相次ぐデータ・サンプルを通過させる段階と、  
を含んでいる請求項 1 記載の方法。

30

**【請求項 5】**

更に、4 つの異なる受信ビームに関連した少なくとも 4 つのデータ・ストリーム ( 2 7 6 , 2 7 8 ) について前記解析する段階とデシメーションを行う段階とを繰り返す段階を含んでいる請求項 1 記載の方法。

**【請求項 6】**

超音波信号を関心領域に送信する送信器 ( 1 0 2 ) と、

送信された超音波信号からのエコー信号を受信する受信器 ( 1 0 8 ) と、

前記エコー信号を処理して、相異なる第 1 及び第 2 の受信ビームに関連した第 1 及び第 2 のデータ・ストリーム ( 2 7 6 , 2 7 8 ) を同時に形成するビームフォーマ ( 1 1 0 ) であって、前記第 1 及び第 2 のデータ・ストリーム ( 2 7 6 , 2 7 8 ) からデータ・サンプルを除去する少なくとも 1 つのデシメータ ( 2 5 4 ) を含んでおり、該少なくとも 1 つのデシメータが帯域通過モードに基づいて異なる数の相次ぐ前記データ・サンプルを除去するものである、当該ビームフォーマ ( 1 1 0 ) と、

40

前記デシメータ ( 2 5 4 ) の出力に基づいて情報を出力する出力と、  
を有している超音波システム ( 1 0 0 ) 。

**【請求項 7】**

前記ビームフォーマ ( 1 1 0 ) は更に、前記第 1 及び第 2 のデータ・ストリーム ( 2 7 6 , 2 7 8 ) を組み合わせるマルチプレクサ ( 2 9 0 ) を含んでいる、請求項 6 記載の超音

50

波システム（１００）。

【請求項８】

前記超音波システム（１００）は更に、前記受信器（１０８）からエコー信号を受信して前記第１及び第２のデータ・ストリーム（２７６，２７８）に分割する少なくとも２つのプロセッサ（２７０，２７２）を含んでおり、前記第１及び第２の受信ビームは前記受信器（１０８）に関して空間的に異なっている、請求項６記載の超音波システム（１００）。

【請求項９】

前記超音波システム（１００）は更に、前記帯域通過モードに基づいてデータを通過させるエイリアシング防止フィルタ（２５２）を含んでおり、前記帯域通過モードは低帯域（２６０）、中間帯域（２６２）及び高帯域（２６４）のうちの一つである、請求項６記載の超音波システム（１００）。 10

【請求項１０】

更に、前記帯域通過モードを定めるシステム制御器（１２０）を含んでいる請求項６記載の超音波システム（１００）。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は診断用超音波システムに関する。具体的には、本発明は超音波データ・ストリームを取得し処理して、ビームフォーマの性能を劣化させることなくデータの帯域幅を低減し、且つマルチライン取得における相異なるビームに属する２つ以上のデータ・ストリームの間で帯域幅を共用するための方法及び装置に関するものである。 20

【背景技術】

【０００２】

図３は受信ビームフォーマ２００の典型的な構成を示している。デジタル化されたチャンネル信号が多数の同じ信号処理装置（ビームフォーマASIC）２０２～２０６に入力され、これらの装置は相互接続されてビーム和パイプラインを形成する。ASIC２０２はチャンネル１～８の部分的ビーム形成を行う。その部分的ビーム和２０８が次いでASIC２０４に入力されて、ASIC２０４内でチャンネル９～１８の部分的ビーム和に加算される。この処理はビーム和パイプラインに沿って続けられて、その系列内の最後のASIC２０６から最終的なビーム和２１０が出力される。 30

【０００３】

受信ビームフォーマ２００のような時間遅延ビームフォーマでは、データは典型的には２０ビット幅であって、一ビーム当り４０MHzのデータ・レート、すなわち、８００メガビット／秒のデータ帯域幅を持つものであってよい。並列のビームの同時受信、すなわち、マルチライン取得（MLA）の場合、このデータ・レートは並列ビームの数だけ通倍される。超音波システム内の相互接続構造のコストがデータ帯域幅につれて増大し、すなわち、信号処理のための集積回路上のピンの数を増やすことが必要とされ、或いはデータ経路のクロック・レートをより速くすることが必要とされる。

【０００４】

図４は、図３の部分的ビームフォーマASIC２０２～２０６の中身を示す。入力データ・レート（サンプリング・レート）が４０MHzであると仮定するが、他のデータ・レートを使用することもできる。チャンネル１～８の各々はチャンネル毎のビームフォーマ２１２～２１６を介して処理される。チャンネル毎のビームフォーマ２１２～２１６はチャンネル毎のビーム形成（時間遅延及びオプションとしてのチャンネル振幅重み付け）を実行する。 40

【０００５】

次いで、ビーム加算器２１８からの出力、すなわち部分的ビーム和２０８が、１０MHz以上の周波数を遮断して信号の帯域幅を減少させる低域通過エイリアシング防止フィルタ２２０に通される。低域通過エイリアシング防止フィルタ２２０からのデータ出力は、 50

一列のサンプルA1 A2 A3 A4 A5...等を含むデータ・ストリームA 2 2 4として表される。次いで、デシメータ2 2 2が、データ・ストリームA 2 2 4の一つ置きサンプルを捨て去ることによってデータ・レートを低減して、A1 X A3 X A5 X...等のサンプル列を有するデータ・ストリームB 2 2 6を生成する。ここで、データ・ストリームB 2 2 6の中の及び本書で述べるその後の全てのデータ・ストリームの中の「X」は、捨て去ったデータ・サンプルを表す。次いで、データ・ストリームB 2 2 6は加算器2 2 8によって縦列入力2 3 0と加算される。縦列入力2 3 0はオプションの遅延線路2 3 2を介して供給して、その後の装置で加算できるようにしてもよい。遅延線路2 3 2は或る特定のビームフォーマ・アーキテクチャでは必要とされないことがある。

【0 0 0 6】

10

この代わりに、エイリアシング防止フィルタ2 2 0の遮断レートを $20\text{ MHz} / n$ （ここで、 $n = 1, 2, 3, 4, \dots$ ）として、1つのサンプルを保持する毎に $(n - 1)$ 個のサンプルを捨て去ることによって $40\text{ MHz} / n$ のデータ出力レートが得られるようにすることができる。 $n$ の値を大きくすると、データ・レートの低減が大きくなる。残念なことに、受信ビームフォーマ2 0 0の最大使用可能周波数が $n$ 分の1に低減され、例えば、 $20\text{ MHz}$ から $20\text{ MHz} / n$ に低減される。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 7】

従って、上述の問題及び以前に経験された他の問題に対処する、出力ストリームのデータ・サンプリング・レートの2分の1に制限されない最大周波数を持つデータを取得するためのシステム及び方法が要望されている。

20

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 8】

本発明では、超音波データを取得する方法を提供する。この方法は、関心領域からエコー信号を取得する段階と、エコー信号を解析して、第1の受信ビームに関連した第1のデータ・ストリームを生成する段階と、第1のデータ・ストリームについて、該データ・ストリームから少なくとも2つのデータ・サンプルを除去することによりデシメーションを行って、第1のデシメーション済みデータ・ストリームを形成する段階とを有する。

【0 0 0 9】

30

また本発明では、超音波システムを提供する。この超音波システムは、超音波信号を関心領域に送信する送信器と、送信された超音波信号からのエコー信号を受信する受信器と、エコー信号を処理して、相異なる第1及び第2の受信ビームに関連した第1及び第2のデータ・ストリームを同時に形成するビームフォーマとを有する。ビームフォーマは、第1及び第2のデータ・ストリームのうちの少なくとも一方から少なくとも2つの相次ぐデータ・サンプルを除去するデシメータを含んでおり、またデシメータの出力に基づいて情報を出力する出力が設けられている。

【0 0 1 0】

また本発明では、デシメーション・サブシステムを提供する。このデシメーション・サブシステムは、複数のデータ・サンプルを含む第1のデータ・ストリームを受け取る入力を含んでいる。デシメーション・サブシステムは更に、第1のデータ・ストリームを受け取って、該データ・ストリームから少なくとも2つの相次ぐデータ・サンプルを除去すると共に、少なくとも2つの相次ぐデータ・サンプルを通過させて、第1のデータ・ストリームのデシメーション済みサブセットを出力する第1のデシメータを含んでいる。

40

【0 0 1 1】

更に本発明では、超音波データを取得する別の方法を提供する。この方法は、関心領域からエコー信号を取得する段階と、エコー信号に基づいた第1及び第2の受信ビームに関連した第1及び第2のデータ・ストリームを生成する段階と、第1及び第2のデータ・ストリームをフィルタ処理して、部分的にオーバーラップする周波数帯域を持つ第1及び第2のフィルタ処理済みデータ集合を形成する段階とを有する。この方法はまた、第1及び

50

第２のフィルタ処理済みデータ集合をデシメートして、第１及び第２のデシメーション済みデータ集合を形成する段階も含んでいる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１２】

図１は、本発明の一実施形態に従って形成された超音波システム１００のブロック図である。超音波システム１００は、超音波パルス信号を身体の中へ送出するためにトランスデューサ１０６内の素子１０４の配列を駆動する送信器１０２を含んでいる。様々な幾何学的配置構成を使用することができる。超音波信号は血球や筋肉組織のような身体内の構造から後方散乱されて、素子１０４へ戻るエコーを生成する。これらのエコーは受信器１０８によって受信される。受信されたエコーはビームフォーマ１１０に通され、ビームフォーマ１１０はビーム形成を実行して、ＲＦ信号を出力する。次いで、ＲＦ信号はＲＦプロセッサ１１２に通される。この代わりに、ＲＦプロセッサ１１２に複素復調器（図示せず）を含ませて、この複素復調器によりＲＦ信号を復調して、エコー信号を表すＩＱデータ対を形成するようにしてもよい。次いで、ＲＦ又はＩＱ信号データは一時的記憶のためにＲＦ／ＩＱバッファ１１４に直接送ることができる。システム制御器１２０が超音波システム１００の構成部品の動作を制御する。

10

【００１３】

超音波システム１００はまた、取得した超音波情報（すなわち、ＲＦ信号データ又はＩＱデータ対）を処理して、表示システム１１８で表示するための超音波情報のフレームを調製する信号プロセッサ１１６も含んでいる。信号プロセッサ１１６は、取得した超音波情報について複数の選択可能なモダリティに従った１つ又は複数の処理動作を実行するように構成されている。取得した超音波情報は、走査時間中にエコー信号を受信するにつれて実時間で処理することができる。その上、又はその代わりに、超音波情報を走査時間中にＲＦ／ＩＱバッファ１１４に一時的に記憶して、ライブ又はオフライン動作で実時間未満で処理することもできる。

20

【００１４】

超音波システム１００は、人間の目のおおよその知覚速度である５０フレーム／秒を越えるフレーム・レートで超音波情報を連続的に取得することができる。取得した超音波情報は、取得したデータのフレーム・レートとは異ならせることのできるフレーム・レートで表示システム１１８に表示される。直ちに表示する予定になっていない、取得した超音波情報の処理済みフレームを記憶するために、画像バッファ１２２が設けられる。好ましくは、画像バッファ１２２は、少なくとも数秒に相当するフレーム数の超音波情報を記憶するのに十分な容量を持つものである。これらの超音波情報のフレームは、その取得順序又は取得時間に従って検索し易いように記憶される。画像バッファ１２２は任意の既知のデータ記憶媒体を含むものであってよい。

30

【００１５】

図２は、本発明の一実施形態に従って形成された超音波システムを示している。このシステムは、送信器１２及び受信器１４に接続されたトランスデューサ１０を含んでいる。トランスデューサ１０は超音波パルスを送信し、走査された超音波ボリューム１６の内部の構造からのエコーを受け取る。メモリ２０が、走査された超音波ボリューム１６から導き出した受信器１４からの超音波データを記憶する。ボリューム１６は様々な手法（例えば、３Ｄ走査、実時間３Ｄイメージング、ボリューム走査、位置決めセンサを持つ素子配列による２Ｄ走査、ボクセル補正手法を使用するフリーハンド走査、２Ｄ又はマトリクス配列トランスデューサなど）によって求められる。

40

【００１６】

トランスデューサ１０は関心領域（ＲＯＩ）を走査しながら、直線経路又は弓状経路などに沿って動かされる。各々の直線経路又は弓状経路上の位置において、トランスデューサ１０は走査平面１８を求める。これらの走査平面１８是一群又は一組の隣接する走査平面１８などから或る厚さにわたって収集される。これらの走査平面１８はメモリ２０に記憶され、次いでボリューム走査変換器４２に通される。実施形態によっては、トランスデ

50

ユーサ 10 は走査平面 18 の代わりに線 (ライン) を求めることができ、メモリ 20 はトランスデューサ 10 は走査平面 18 よりむしろトランスデューサ 10 によって得られたこれらの線を記憶することができる。ボリウム走査変換器 42 は、走査平面 18 から生成すべきスライスの厚さを定めるスライス厚さ設定値を、制御入力 40 から受け取る。ボリウム走査変換器 42 は複数の隣接する走査平面 18 からデータ・スライスを生成する。各データ・スライスを形成するために求められる隣接する走査平面 18 の数は、スライス厚さ制御入力 40 によって選択された厚さに依存する。データ・スライスはスライス・メモリ 44 に記憶されて、ボリウム・レンダリング・プロセッサ 46 によってアクセスされる。ボリウム・レンダリング・プロセッサ 46 はデータ・スライスについてボリウム・レンダリングを実行する。ボリウム・レンダリング・プロセッサ 46 の出力はビデオ・プロセッサ 50 及び表示装置 67 に送られる。

#### 【0017】

各エコー信号サンプル (ボクセル) の位置は、幾何学的精度 (すなわち、一ボクセルから次のボクセルまでの距離) と超音波応答 (及び超音波応答からの導出値) によって定義される。適当な超音波応答には、グレースケール値、カラー・ドップラー値、及び血管又はパワー・ドップラー情報が含まれる。

#### 【0018】

図 5 は、本発明による 1 つのビームについての部分的ビームフォーマの中身を示している。ASIC 250 はプログラム可能なエイリアシング防止 (a - a) フィルタ 252 を含んでいる。図 4 内の要素に対応する要素には同じ参照符号を付してある。それらの要素の機能は図 4 に関して説明したものと同様であり、従ってそれ以上の説明はしない。a - a フィルタ 252 は通過帯域を有し、それは 0 ~ 10 MHz の「低域通過」すなわち低帯域 260、5 ~ 15 MHz の「帯域通過」すなわち中間帯域 262、或いは 10 ~ 20 MHz の「高域通過」すなわち高帯域 264 のいずれかである。a - a フィルタ 252 はビームフォーマ 110 のために 3 つの個別の動作モードを提供し、その使用可能な周波数範囲は関連する a - a フィルタ 252 の選択された通過帯域に対応する。a - a フィルタ 252 によって出力されるデータ・ストリーム A 256 は、一列の A1 A2 A3 A4 A5... 等を含む。

#### 【0019】

デシメータ 254 は a - a フィルタ 252 の異なるモードについて異なる作用を行う。低帯域 260 及び高帯域 264 モードでは、デシメータ 254 はデータ・ストリーム A 256 の中の一つ置き of データ・サンプルをデシメート (除去) して、一列の A1 X A3 X A5 X... 等を含むデータ・ストリーム C 258 を出力する。数学的には、データ・ストリーム C 258 はサンプル・ストリーム [A1 A2 A3 A4 A5 A6...] に数列 [1 0 1 0 1 0 1 0 1 0...] を乗算したのに対応する。その結果得られる波形のスペクトルは 0 Hz と 20 MHz を中心とした周波数成分を有するので、低帯域 260 及び高帯域 264 モードにおける a - a フィルタ処理済み信号のスペクトルはデシメーション後にオーバーラップしない。当業者には、a - a フィルタ処理済み信号 (データ・ストリーム A 256) 内の情報の全てが、高帯域 264 のフィルタ処理済み信号の場合でもデシメーション処理を通じて完全に保存されることが認められよう。図 5 は、関連する a - a フィルタ 252 モードについて適用可能なデータ・ストリーム C 258 を示している。データ・ストリーム C 266 が低帯域 260 モードに関連し、またデータ・ストリーム C 270 が高帯域 264 モードに関連している。

#### 【0020】

a - a フィルタ 252 が中間帯域 262 モードにあるとき、a - a フィルタ 252 は A1 A2 A3 A4 A5 A6 A7 A8 A9 A10... 等のパターンを有するデータ・ストリーム A 256 を出力する。デシメータ 254 はデータ・ストリーム A 256 のうちの 2 つの相次ぐデータ・サンプルを通過させると共に、データ・ストリーム A 256 のうちの 2 つの相次ぐデータ・サンプルをデシメートする。従って、デシメータ 254 は一列の A1 A2 X X A5 A6 X X A9 A10... 等を含むデータ・ストリーム C 258 を出力する。数学的には、データ・ス

トリーム C 2 5 8 はサンプル・ストリーム [ A1 A2 A3 A4 A5 A6..... ] に数列 [ 1 1 0 0 1 1 0 0 1 1 0 0 1 1 0 0..... ] を乗算したものに对应する。その結果得られる波形のスペクトルは 0 H z と 1 0 M H z のみを中心とした周波数成分を有するので、この場合でも a - a フィルタ処理済み信号のスペクトルはデシメーション後にオーバーラップしない。当業者には、a - a フィルタ処理済み信号（データ・ストリーム A 2 5 6）内の情報の全てがデシメーション処理を通じて完全に保存されることが認められよう。図 5 は、関連する中間帯域 2 6 2 モードについてデータ・ストリーム C 2 6 8 を示している。

#### 【 0 0 2 1 】

前の説明から明らかなように、0 乃至 2 0 M H z の全周波数範囲が 2 0 M H z のみの（実際の）データ・レートにより 3 つのオーバーラップする周波数帯域でカバーされる。図 5 は 4 0 M H z のサンプリング周波数を例示しているが、4 0 M H z 以外のサンプリング周波数も使用することができることは勿論である。 10

#### 【 0 0 2 2 】

デシメーションによるデータ・レートの低減は、相異なるデータ・ストリームの遅延又は位相に影響を及ぼさない。従って、デシメーション処理はビーム形成する処理のどの段階でも実行することができる。代替例として、a - a フィルタ 2 5 2 及びデシメータ 2 5 4 を処理内の前方へ動かして、チャンネル毎のビームフォーマ 2 1 2 の一部分として複製することができる。

#### 【 0 0 2 3 】

図 6 は、2 つの部分的ビームフォーマからのデータ・ストリームを多重化して単一の 4 0 M H z のデータ・ストリームを構成する方法を示している。各単一ビーム部分的ビームフォーマ 2 7 0 及び 2 7 2 は、8 チャンネル又は 1 6 チャンネルのような一組のチャンネル毎のビームフォーマ 2 1 2 ~ 2 1 6 を有する。各単一ビーム部分的ビームフォーマ 2 7 0 及び 2 7 2 内のチャンネル毎のビームフォーマ 2 1 2 ~ 2 1 6 の数はハードウェアによる具現化の際に決定される。従って、単一ビーム部分的ビームフォーマ 2 7 0 及び 2 7 2 は、図 4 に関して前に説明したようなチャンネルを介して信号を受け取る。しかしながら、単一ビーム部分的ビームフォーマ 2 7 0 及び 2 7 2 は同一組のチャンネルからの信号を受け取り、典型的には、空間的に異なっている受信ビームである。単一ビーム部分的ビームフォーマ 2 7 0 及び 2 7 2 はそれぞれにデータ・ストリーム A 2 7 6 及びデータ・ストリーム B 2 7 8 を出力する。データ・ストリーム A 2 7 6 は一列の A1 A2 A3 A4 A5 A6 A7 A8 A9 A10..... 等を含み、またデータ・ストリーム B 2 7 8 は一列の B1 B2 B3 B4 B5 B6 B7 B8 B9 B10..... 等を含む。 20 30

#### 【 0 0 2 4 】

a - a フィルタ 2 5 2 及びデシメータ 2 5 4 の機能は図 5 について前に説明したものと同じであり、図 6 には a - a フィルタ / デシメータ 2 8 2 / 2 8 4 として示してある。モード選択線 2 8 0 により、システム制御器 1 2 0 から a - a フィルタ / デシメータ 2 8 2 / 2 8 4 へ、帯域通過モード、すなわち低帯域 2 6 0、中間帯域 2 6 2 又は高帯域 2 6 4 の何れかを選択する入力 that 供給される。この入力は超音波システム 1 0 0 に対して所与のビームについてどの帯域で動作すべきかを指示する。

#### 【 0 0 2 5 】

低帯域 2 6 0 又は高帯域 2 6 4 の何れかが選択されたとき、データ・ストリーム C 2 8 6 及び D 2 8 8 は次のパターン、すなわち、C = A1 X A3 X A5 X A7 X A9..... 等、及び D = B1 X B3 X B5 X B7 X B9..... 等を有する。データ・ストリーム C 2 8 6 及び D 2 8 8 は M U X / F I F O 2 9 0 に入力される。M U X / F I F O 2 9 0 は 2 つの入力を多重化して、A1 B1 A3 B3 A5 B5 A7 B7 A9 B9... 等のパターンを有するデータ・ストリーム E 2 9 2 を出力する。 40

#### 【 0 0 2 6 】

中間帯域 2 6 2 モードが選択された場合、データ・ストリーム C 2 8 6 及び D 2 8 8 は次の列、すなわち、C = A1 A2 X X A5 A6 X X A9 A10..... 等、及び D = B1 B2 X X B5 B6 X X B9 B10..... 等を含む。データ・ストリーム C 2 8 6 及び D 2 8 8 は M U X / F I F O 50

2 9 0 に入力され、M U X / F I F O 2 9 0 は 2 つの入力を多重化して、 $E = A1 A2 B1 B2 A5 A6 B5 B6 A9 A10 \dots$ 等の列を有するデータ・ストリーム E 2 9 2 を出力する。中間帯域 2 6 2 モードの場合のデータ・ストリーム A 2 7 6、B 2 7 8、C 2 8 6、D 2 8 8 及び E 2 9 2 が図 6 に明確に示されている。等価な機能を行う他の形態の多重化もまた存在すること、例えば、データ・ストリーム E 2 9 2 を  $E = A1 B1 A2 B2 A5 B5 A6 B6 A9 A10 \dots$ 等とすることができることは勿論である。

#### 【 0 0 2 7 】

データ・ストリーム E 2 9 2 は加算器 2 2 8 に送られ、加算器 2 2 8 はデータ・ストリーム E 2 9 2 を縦列入力 2 3 0 と加算する。前に述べたように、遅延線路 2 3 2 はオプションである。典型的には、単一の A S I C 2 7 4 は、単一ビーム部分的ビームフォーマ 2 7 0 ~ 2 7 2、a - a フィルタ / デシメータ 2 8 2 ~ 2 8 4 及び M U X / F I F O 2 9 0 のうちの 1 つ又は複数の機能を実行するために使用することができる。完全なマルチビーム・ビームフォーマ・トポロジは、単一のデータ・ストリームを使用して部分的ビームフォーマ 2 7 0 ~ 2 7 2 すなわち A S I C 2 7 4 を接続する図 3 に示したのと同じやり方で、単一の 4 0 M H z データ・ストリームにより相互接続された、縦列の複数の部分的ビームフォーマ 2 7 0 ~ 2 7 2、すなわち A S I C 2 7 4 を有する。従って、各々 2 0 M H z のデータ・レートを持つ 2 つ ( N 個 ) の単一ビーム部分的ビームフォーマ 2 7 0 ~ 2 7 2 すなわち A S I C 2 7 4 を多重化することにより 4 0 M H z の出力データ・ストリームを形成することができるので、部分的ビームフォーマ 2 7 0 ~ 2 7 2、すなわち A S I C 2 7 4 相互の間の相互接続データ・レートを 2 分の 1 に低減することは、ビームフォーマ 1 1 0 の動作周波数範囲を損なうことなく達成することができる。

#### 【 0 0 2 8 】

図 7 は、図 5 及び 6 のシステムと接続して使用することのできる複素復調器 3 0 0 を示している。複素復調器 3 0 0 は R F プロセッサ 1 1 2 内に設けることができる。データ・ストリーム C 2 5 8 ( 図 5 ) 又はデータ・ストリーム E 2 9 2 ( 図 6 ) のような、縦列構成の最後の部分的ビームフォーマからのビーム和出力データ・ストリーム 3 0 8 が、乗算器 3 0 4 に入力される。

#### 【 0 0 2 9 】

低帯域 2 6 0 又は高帯域 2 6 4 の場合、データ復調は以下のようにして行うことができる。入力のデータ・ストリーム 3 0 8 は低帯域 2 6 0 又は高帯域 2 6 4 のデータの何れかとすることができ、データ・ストリーム C 2 8 6 及び D 2 8 8 ( 図 6 ) からのデータ・サンプルを含んでいる。R A M テーブル 3 0 2 が複素時間依存復調波形を乗算器 3 0 4 に供給する。例えば、この波形は

$$M = \exp ( - j * 2 * \pi * f * k / f_s / 2 ) , \quad k=0,1,2 \dots$$

で表すことができ、ここで、簡単にするために、復調周波数  $f$  は一定であり、且つ復調振幅は 1 であると仮定している。サンプリング周波数  $f_s = 40 \text{ M H z}$  であり、 $k$  は実行時間指数である。従って、デシメーション済みデータ・ストリーム C 2 8 6 についての所望の復調データ・ストリームが  $M c_1 M c_2 M c_3 M c_4$  であり、且つデータ・ストリーム D 2 8 8 についての所望の復調データ・ストリームが  $M d_1 M d_2 M d_3 M d_4$  であると仮定する。乗算器 3 0 4 は、R A M テーブル 3 0 2 から入力された  $M$  にデータ・ストリーム C 2 8 6 及び D 2 8 8 をインターリーブ ( 間挿 ) して、データ・ストリーム F 3 1 4 を出力する。ここで、 $F = M c_1 M d_1 M c_2 M d_2 M c_3 M d_3 M c_4 M d_4 \dots$ 等である。

#### 【 0 0 3 0 】

データ・ストリーム F 3 1 4 は、典型的には実係数を持つ F I R フィルタ 3 0 6 によってフィルタ処理される。簡単にするために、F I R フィルタ 3 0 6 の所望のインパルス応答が、 $h_1 h_2 h_3 h_4 \dots, h(N)$  のように両方のデータ・ストリームについて同じであると仮定する。従って、この場合の復調器の所望の動作は  $c = h \text{ conv } ( C * M c )$  及び  $d = h \text{ conv } ( C * M d )$  である。ここで、「conv」は「重畳積分する」ことを意味する。ゼロをインターリーブした所望のインパルス応答、 $H = \{ h_1 0 h_2 0 h_3 0 \dots h(N) \}$  として F I R フィルタ 3 0 6 の係数を選択することによって、出力復調データ・ストリーム G 3 1



0 が所望通りに  $G = c_1 \ d_1 \ c_2 \ d_2 \ c_2 \ d_3 \ c_3 \ d_3 \dots$  等になることが当業者には理解されよう。

#### 【0031】

以下の説明は、ビーム和入力データ・ストリーム 308 がデータ・ストリーム C268 (図5) のような中間帯域 262 データである場合に当てはまる。数学的に云えば、復調は、入力データ・ストリーム 308 が  $C_z = A_1 \ A_2 \ 0 \ 0 \ A_5 \ A_6 \ 0 \ 0 \ A_9 \ A_{10} \ 0 \ 0 \dots$  等によって表され得るように、中間帯域 262 のサンプル対の間に 2 つのゼロを挿入することによって行うことができる。RAM テーブル 302 は複素時間依存信号、例えば、

$$M_z = \exp(-j * 2 * \pi * f * k / f_s), \quad k=0,1,2,\dots$$

を乗算器に供給する。ここで、簡単にするために、復調周波数  $f$  は一定であり、且つ復調振幅は 1 であると仮定している。復調波形  $M_z$  は  $f_s = 40 \text{ MHz}$  のような最初のサンプリング周波数でサンプリングされている。乗算器 304 によって出力されるデータ・ストリーム F314 は、次いで所望の係数  $\{h(k)\}$  を持つ FIR フィルタ 306 によってフィルタ処理される。ここで、 $k = 1, 2, 3, \dots, N$  である。フィルタの出力は、一つ置きサンプルを捨て去ることによって 2 分の 1 にデシメートされて、 $20 \text{ MHz}$  の入力データ・レートと同じであるデータ出力レートを生じる。 $20 \text{ MHz}$  の出力復調データ・ストリーム G310 は  $G = g_1 \ g_2 \ g_3 \ g_4 \ g_5 \dots$  になる。

#### 【0032】

上記の例で注目され得る点は、列  $M_z * C_z$  (すなわち、データ・ストリーム F314) のサンプルの半分が、出力和に寄与しないゼロであることである。更に、入力データ・ストリーム 308 の帯域幅が  $10 \text{ MHz}$  に制限されているので、複素データ出力のサンプリング・レートは情報の損失なしに  $10 \text{ MHz}$  に低減できる。

#### 【0033】

従って、FIR フィルタ 306 / 乗算器 304 におけるデータ・レートの半分のみを必要とする代替の復調列は、ビーム和入力データ・ストリーム 308 が中間帯域 262 のデータであるときでさえ達成することができる。入力データ・ストリーム 308 は  $C_z = A_1 \ A_2 \ A_5 \ A_6 \ A_9 \ A_{10} \dots$  等によって表すことができる。入力データ・ストリーム 308 は  $20 \text{ MHz}$  のレートで入力される。乗算器 304 は入力データ・ストリーム 308 と、 $C_z$  の非ゼロ・サンプルに対応する RAM テーブル 302 からの  $M_z$  のサンプル、すなわち  $k = 1, 2, 5, 6, 9, 10, \dots$  等として  $\{M_z(k)\}$  とをインターリーブする。

#### 【0034】

FIR フィルタ 306 は、奇数及び偶数番号の時間指数について異なっている係数の組によりデータ・ストリーム F314 をフィルタ処理する。簡単にするために、 $m$  を整数として  $N = 4 * m - 2$  と仮定すると、奇数サンプル係数は  $\{h_o\} = \{h_1 \ h_2 \ h_5 \ h_6 \ h_9 \ h_{10} \dots h_{(N-1)} \ h_N\}$  であり、偶数サンプル係数は  $\{h_e\} = \{0 \ h_3 \ h_4 \ h_7 \ h_8 \ h_{11} \dots h_{(N-2)} \ 0\}$  である。従って、FIR フィルタ 306 の係数は一つ置きのサンプルについて  $\{h_o\}$  と  $\{h_e\}$  との間で切り替わる。出力は前の例と同様に  $G = g_1 \ g_2 \ g_3 \ g_4 \ g_5 \dots$  になる。もし出力レートが  $10 \text{ MHz}$  に制限されている場合、時間依存係数を使用する複雑さを避けることができる。そこで  $\{h_o\}$  の様な唯一つの係数の組を使用し、且つ FIR フィルタ 306 からの奇数番号の出力データのみを使用することが可能である。偶数サンプルはデシメータ 312 によって捨て去る必要があり、これにより出力は  $G = g_1 \ X \ g_3 \ X \ g_5 \ X \dots$  になる。

#### 【0035】

次の例は、前に述べたようにデータを 2 つずつインターリーブしたデータ・ストリーム E292 (図6) のような多重化した中間帯域 262 のデータを復調することを示す。簡単にするために、データ・ストリーム C286 についての所望の復調波形が  $M_{c1} \ M_{c2} \ M_{c3} \ M_{c4} \dots$  等であり、且つデータ・ストリーム D288 についての所望の復調波形が  $M_{d1} \ M_{d2} \ M_{d3} \ M_{d4} \dots$  等であると仮定する。更に、FIR フィルタ 306 の所望のインパルス応答  $\{h_1 \ h_2 \ h_3 \ h_4 \dots, h_N\}$  が両方のデータ・ストリーム C286 及び D288 について同じであると仮定する。言い換えると、所望の動作は  $c = h \ \text{conv}(C * M_c)$  及び

$d = h \text{ conv}(C * Md)$  である。ここで、「conv」は「重畳積分する」ことを意味する。

【0036】

複素復調は、各々一度に2つずつのサンプルを取ってデータ・ストリームC286及びD288をインターリーブしたMを作り、すなわち  $M = Mc1 \ Mc2 \ Md1 \ Md2 \ Mc3 \ Mc4 \ Md3 \ Md4 \dots$  等を作り、所望のインパルス応答にゼロをインターリーブしたものとしてFIRフィルタ306の係数を選択することによって得られる。10MHzの出力レート（出力について2分の1のデシメーション）を仮定すると、唯一組の係数が必要となる。これらの係数は  $Ho = \{ho(1) \ ho(2) \ 0 \ 0 \ ho(3) \ ho(4) \ 0 \ 0 \ ho(5) \ ho(6) \ 0 \ 0 \ \dots \ ho(N-1) \ ho(N)\}$  になる。FIRフィルタ306から出力された復調データ・ストリームG310は  $\{x \ c1 \ x \ d1 \ x \ c3 \ x \ d3 \ x \ c5 \ x \ d5 \ x \ c7 \ x \ d7 \ \dots\}$  である。明確にするために、xは、データ・サンプルをデシメータ312によって捨て去ったことを表し、また出力データは  $\{c1 \ c3 \ c5 \ \dots\}$  及び  $\{d1 \ d3 \ d5 \ \dots\}$  であり、 $G = c1 \ d1 \ c3 \ d3 \ c5 \ d5 \ c7 \ d7 \ \dots$  等である。

10

【0037】

データ・ストリームC258（図5）及びE292（図6）は図7に示されている複素復調器のような共通の複素復調器に送ることができることに留意されたい。従って、一つ置き of データ・サンプルを除去したデータ・ストリームについて、またビームフォーマ110内のどのハードウェアを修正することなくソフトウェアによりFIRフィルタ306の係数を変更することによって2つ以上の相次ぐデータ・サンプルを除去したデータ・ストリームについて、同じFIRフィルタ306を使用することができる。

20

【0038】

このように、図5及び6に示されているようなデシメーション及び多重化システムを使用することによって、すなわち、少なくとも2つの相次ぐデータ・サンプルをデシメートすることによって、追加の帯域幅（5～15MHzの中間帯域262）又はデシメーション後のデータ・サンプリング・レートの4分の1～4分の3のデータ・サンプリング・レートを達成することができる。従って、デシメーション・モードにおいてビームフォーマの最大使用可能な周波数範囲は、例えば20MHzにデータ・レートを維持しながら、拡大することができる。オーバーラップする周波数帯域を得ることができるので、10MHzに近い中心周波数を持つトランスデューサ10の画像性能が改善される。前に述べたように、他の中心周波数を持つトランスデューサ10を使用して、画像性能を改善すること

30

【0039】

本発明を様々な特定の実施形態について説明したが、当業者には、本発明が特許請求の範囲内で変更して実施できることが認められよう。

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1】本発明の一実施形態に従って形成された超音波システムのブロック図を例示する。

【図2】本発明の一実施形態に従って形成された超音波システムを例示する。

【図3】受信ビームフォーマの典型的な構成を例示する。

40

【図4】図3の部分的ビームフォーマASICの中身を例示する。

【図5】一実施形態によるプログラム可能なエイリアシング防止（a-a）フィルタを含んでいる部分的ビームフォーマASICの中身を例示する。

【図6】一実施形態に従って2つのデータ・ストリームを多重化して単一のデータ・ストリームを生成する段階を例示する。

【図7】一実施形態に従って図4及び5のシステムに接続して使用することのできる複素復調器を例示する。

【符号の説明】

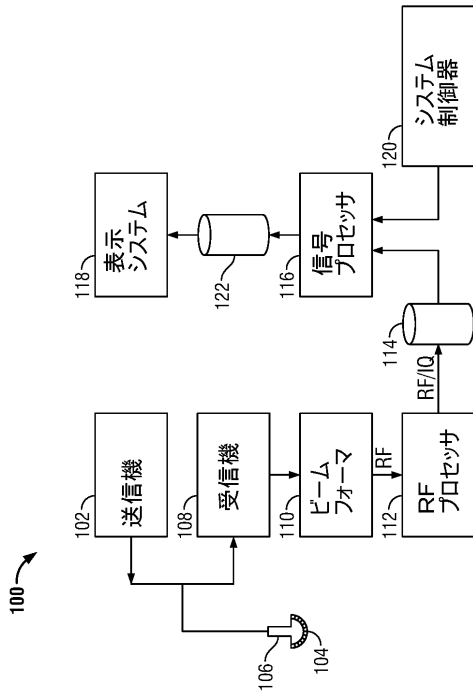
【0041】

10 トランスデューサ

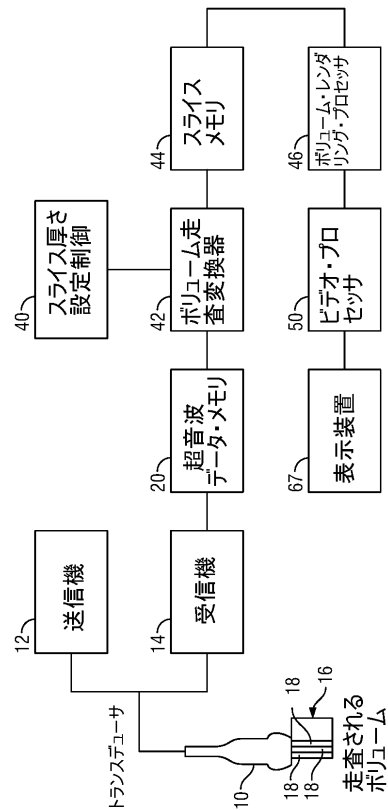
50

1 6	走査される超音波ボリューム	
1 8	走査平面	
1 0 0	超音波システム	
1 0 4	素子	
1 0 6	トランスデューサ	
1 1 4	R F / I Q バッファ	
1 2 2	画像バッファ	
2 0 0	受信ビームフォーマ	
2 0 2、2 0 4、2 0 6	ビームフォーマ A S I C	
2 0 8	部分的ビーム和	10
2 1 0	最終的なビーム和	
2 1 2、2 1 4、2 1 6	チャンネル毎のビームフォーマ	
2 1 8	ビーム加算器	
2 2 0	低域通過エイリアシング防止フィルタ	
2 2 2	デシメータ	
2 2 4	データ・ストリーム A	
2 2 6	データ・ストリーム B	
2 2 8	加算器	
2 3 0	縦列入力	
2 3 2	遅延線路	20
2 5 0	A S I C	
2 5 2	プログラム可能なエイリアシング防止フィルタ	
2 5 4	デシメータ	
2 5 6	データ・ストリーム A	
2 5 8	データ・ストリーム C	
2 7 0	単一ビーム部分的ビームフォーマ	
2 7 2	単一ビーム部分的ビームフォーマ	
2 7 6	データ・ストリーム A	
2 7 8	データ・ストリーム B	
2 8 0	モード選択線	30
2 8 2	a - a フィルタ / デシメータ	
2 8 4	a - a フィルタ / デシメータ	
2 8 6	データ・ストリーム C	
2 8 8	データ・ストリーム D	
2 9 0	M U X / F I F O	
2 9 2	データ・ストリーム E	
3 0 0	複素復調器	
3 0 2	R A M テーブル	
3 0 4	乗算器	
3 0 6	F I R フィルタ	40
3 0 8	ビーム和出力データ・ストリーム	
3 1 0	データ・ストリーム G	
3 1 2	デシメータ	
3 1 4	データ・ストリーム F	

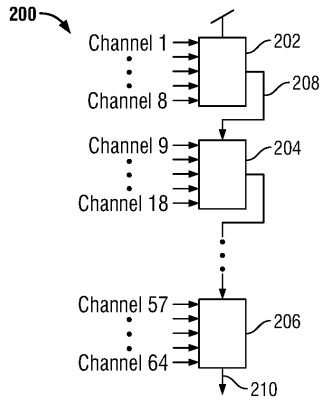
【 図 1 】



【 図 2 】

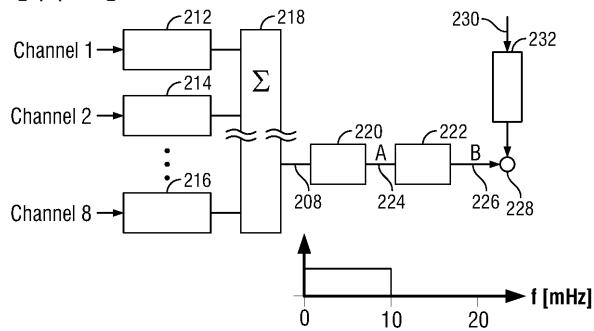


【 図 3 】



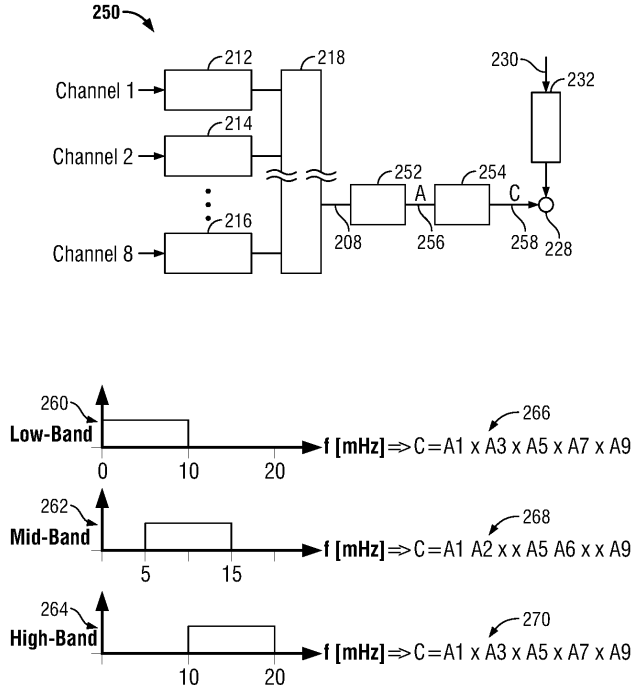
(Prior Art)

【 図 4 】

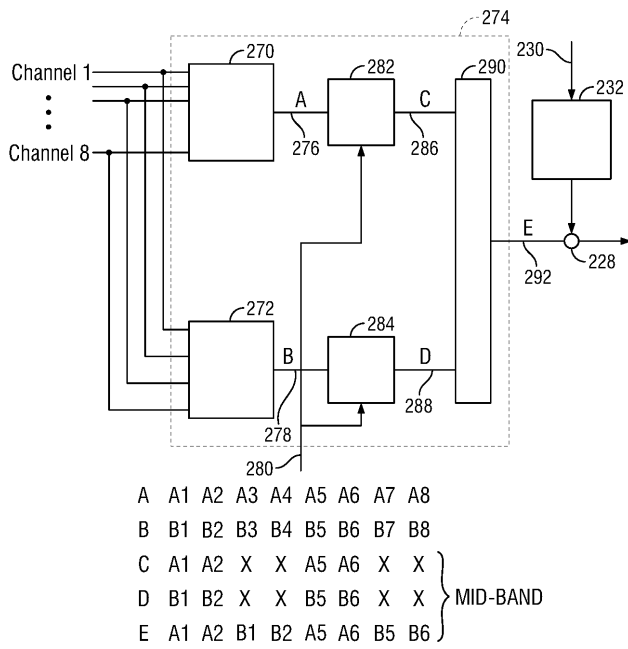


(Prior Art)

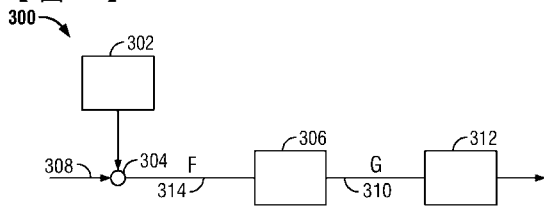
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100129779

弁理士 黒川 俊久

(72)発明者 ケル・クリストファーセン

ノルウェー、0 3 7 9、オスロ、モンテペロヴェイエン・7番

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 DE04 DE05 EE07 EE12 GB06 GD00 HH28 JB03

JB04 JB08 JB09 JB10 JB31 JB32 JC26 KK12 KK19

5D019 BB17 FF04

【外国語明細書】

2005000665000001.pdf

专利名称(译)	用于多线获取的超声方法和设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005000665A</a>	公开(公告)日	2005-01-06
申请号	JP2004173592	申请日	2004-06-11
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	ケルクリストファーセン		
发明人	ケル・クリストファーセン		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89 G10K11/34 H04R3/00 H04R17/00		
CPC分类号	G01S7/52095 G01S7/52034 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00 H04R3/00.330 H04R17/00.332.A A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE07 4C601/EE12 4C601/GB06 4C601/GD00 4C601/HH28 4C601/JB03 4C601/JB04 4C601/JB08 4C601/JB09 4C601/JB10 4C601/JB31 4C601/JB32 4C601/JC26 4C601/KK12 4C601/KK19 5D019/BB17 5D019/FF04		
代理人(译)	松本健一 小仓 博 伊藤亲		
优先权	60/477826 2003-06-12 US 10/719434 2003-11-21 US		
其他公开文献	JP2005000665A5 JP4492856B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

一种用于获取多线采集型超声数据的超声方法和装置。 解决方案：通过将超声信号传输到感兴趣区域并获取和分析回波信号，来生成与第一接收波束相关的第一数据流（276）。第一数据流的抽取从第一数据流中删除至少两个连续的数据采样，同时传递至少两个连续的数据采样以获得第一抽取的数据流 表格（286）。此抽取模式可用于实现抽取后数据采样率的一半到四分之三的带宽。 [选择图]图6

