



Apparatus and method for determining movements and velocities of moving objects

Jensen, Jørgen Arendt

Publication date:
1998

Document Version
Publisher's PDF, also known as Version of record

[Link back to DTU Orbit](#)

Citation (APA):
Jensen, J. A. (1998). Apparatus and method for determining movements and velocities of moving objects. (Patent No. WO1998000719).

General rights

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain
- You may freely distribute the URL identifying the publication in the public portal

If you believe that this document breaches copyright please contact us providing details, and we will remove access to the work immediately and investigate your claim.

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4100709号

(P4100709)

(45) 発行日 平成20年6月11日 (2008. 6. 11)

(24) 登録日 平成20年3月28日 (2008. 3. 28)

(51) Int. Cl.

F 1

GO 1 S 15/58	(2006. 01)	GO 1 S 15/58
GO 1 S 13/58	(2006. 01)	GO 1 S 13/58

請求項の数 12 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願平10-503767
 (86) (22) 出願日 平成9年7月1日 (1997. 7. 1)
 (65) 公表番号 特表2001-503853 (P2001-503853A)
 (43) 公表日 平成13年3月21日 (2001. 3. 21)
 (86) 国際出願番号 PCT/DK1997/000287
 (87) 国際公開番号 W01998/000719
 (87) 国際公開日 平成10年1月8日 (1998. 1. 8)
 審査請求日 平成16年5月14日 (2004. 5. 14)
 (31) 優先権主張番号 60/021, 101
 (32) 優先日 平成8年7月2日 (1996. 7. 2)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者
 ベー コー メディカル アクティーゼ
 ル スカブ
 デンマーク デーコー 2 8 2 0 イェント
 フト サンドトフテン 9
 (74) 代理人
 弁理士 中村 稔
 (74) 代理人
 弁理士 大塚 文昭
 (74) 代理人
 弁理士 宍戸 嘉一
 (74) 代理人
 弁理士 竹内 英人
 (74) 代理人
 弁理士 今城 俊夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 運動物体の運動と速度を決定するための装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

装置からある距離にある領域の単数の運動物体又は複数の運動物体の集団の速度を測定するための装置において、該装置が、
 励起信号を生成するための発生装置と、
 前記励起信号を波動エネルギーに変形し、前記波動エネルギーをある伝播方向へ放射するための放射用トランスデューサと、
 前記放射用トランスデューサから放射された前記波動エネルギーとの相互作用によって生成された前記単数又は複数の運動物体から信号を受信するための受信用トランスデューサとを有し、
 前記放射用及び受信用トランスデューサの少なくとも一方が、複数の要素を備えたアレイの形態を有し、前記トランスデューサの要素から与えられる又は要素へ与えられる信号は、各要素へ又は各要素からそれぞれ異なってスケールされた信号を与えるように、それぞれ異なってスケールを行う振幅スケール係数を伴って構成されるビーム形成装置によって処理され、これによって、前記領域において、前記伝播方向に対して横方向に空間発振する場で波動エネルギーを放射するようになっていること、及び/又は、前記領域において、前記伝播方向に対して横方向に空間発振する感度を備えており、それによって前記領域において、前記伝播方向に対して横方向に空間発振する探針場をつくり出すようになっていることを特徴とする前記装置。

【請求項2】

前記波動エネルギーがパルス波エネルギーであることを特徴とする請求項1に記載の装置

。

【請求項3】

前記波動エネルギーが音波エネルギーであることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項4】

前記音波動エネルギーが超音波エネルギーであることを特徴とする請求項3に記載の装置

。

【請求項5】

前記波動エネルギーが電磁エネルギーであることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項6】

前記一方のトランスデューサが放射用トランスデューサであり、前記ビーム形成装置が、前記複数の要素の内のある要素に与えられる励起信号を、前記伝搬方向に集束波エネルギー放射を生じる時間、他の要素へ与えられるの励起信号に対して遅延することを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項7】

前記一方のトランスデューサが受信用トランスデューサであり、前記ビーム形成装置が、前記複数の要素の内のある要素から与えられる信号を、前記運動物体から与えられる前記信号に対して単一の出力信号を結果として生じる時間、他の要素からの信号に対して遅延することを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項8】

装置からある距離にある領域の単数の運動物体又は複数の運動物体の集団の速度を測定するための該装置において、該装置が、

前記単数の運動物体又は複数の運動物体から信号を受信するための受信用トランスデューサを有し、前記受信用トランスデューサが、複数の要素を備えたアレイの形態を有し、前記トランスデューサの要素から与えられる信号は、各要素からそれぞれ異なってスケールされた信号を与えるように、それぞれ異なってスケールを行う振幅スケール係数を伴って構成されるビーム形成装置によって処理され、これによって、前記領域において、前記受信用トランスデューサから前記領域への方向に対して横方向に空間発振する受信感度を備えていることを特徴とする前記装置。

【請求項9】

前記信号が音波信号であることを特徴とする請求項8に記載の装置。

【請求項10】

前記音波信号が超音波信号であることを特徴とする請求項9に記載の装置。

【請求項11】

前記信号が電磁信号であることを特徴とする請求項8に記載の装置。

【請求項12】

前記ビーム形成装置が、前記複数の要素の内のある要素から与えられる信号を、前記運動物体からの前記信号に対して単一の出力信号を結果として生じる時間、他の要素から与えられる信号に対して遅延することを特徴とする請求項8に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

発明の分野

本発明は、音波、特に超音波、あるいは電磁放射のいずれかを利用して遠隔感知した物体の速度ベクトルを決定するための装置に関する。本発明は、横方向の動きによって受信信号に影響を与える横方向空間発振を利用する原理に基づくものである。

物体の運動が、軸方向に対して一つ又は二つの横方向の空間発振を行う場から決定される

。

空間発振とサンプリング方式との組み合わせにより、測定設定の異なる速度成分に係する相互サンプリング運動（位相推移）を推定することが可能になる。

パルス方式は、調査対象を反射する音響パルスの放射（アクティブ発信）によるか、調査対象の音響アクティブ物体から放射される連続信号をサンプリングする（パッシブ発信）

かのいずれかの方法で行うことができる。

アクティブ発信の場合、いくつかの連続パルス放射を利用して、相互パルス運動を推定することができる。この推定された運動とパルス間の時間とから速度を得ることができる。

発明の背景

探針(probing)場の中を通して物体を観察し、運動物体の速度を測定するということはありふれた問題である。運動物体を散乱または反射し、次いで受信用トランスデューサ又はアンテナによって受信するパルス場の放射装置が用いられる。実験を繰り返すことによって物体速度を決定するアルゴリズムで使用できる信号が生み出される。

この種類の機器は、血流速度を非観血的に測定するために医療診断用超音波システムで使用される。この場合、Baker(1970)が記載しているように一連の超音波パルスが放射され、血液からの散乱信号が測定される。この超音波信号はすぐに血流速度と音波の速度に従って変位、すなわちオフセットされ、その運動は装置によって検出され、パルス間の時間と運動とから速度が計算される。速度分布時間の関数として、または時間にわたる単一速度としてのいずれかでこの速度を表示することができる(スペクトル写真)。この技術は速度画像を表示するために利用することもできる。ここで超音波ビームは一つのはっきりした方向へ数回放射され、その受信信号をセグメントに分割し、様々な深さについての速度を得ることによってその方向に沿った速度を得ることができる。次いでこの方向は変更される。次にこの測定手段が繰り返され、これらの別の方向に沿った速度を得ることができる。そして速度を示す画像がつくられ時間にわたって連続的に更新される。この速度は、Kasai他(1985)及びNamekawa他(1982)が記載しているように、自己相関アプローチによって得ることができる。もう一つの技術として、Bonnetfous他(1986)が記載しているような交差相関を利用する技術がある。このシステムの概要はJensen(1996)の記載の中にある。これらの方法では、均質で高度に集束した場を生成し、全ての深さについて均一な外観を持つ高度に集束した画像を得るための標準的技術が使用される。

レーダーシステムでも運動物体の速度を推定するためのパルス原理が利用される。一連のレーダーパルスが放射され、受信信号が測定される。ある特定の距離から出る信号が比較され、パルス間の物体の運動、光速度、パルス放射間の時間から速度が計算される。Skolnik(1980)が記載しているように、この原理は例えば飛行機、ミサイル、船舶の速度を得るために利用される。

このパルス運動原理は様々な物体の速度を得るためにソナーでも利用されている。適当な改造を施した医療用超音波スキャナについても、上述と同じ方法によってこの原理が適用される。

これらの全ての速度推定技術に関する一つの問題点として、ビーム方向(すなわちトランスデューサへの又はそれから遠ざかる方向)の速度成分しか得ることができないということがある。すなわち、ビーム伝播方向に対して垂直な速度は測定することはできないということである。医療診断用超音波でこれを改善するために数多くのアプローチがなされてきた。Trahey他(1987)が記載しているように、スペckル追跡アプローチでは二つの連続する超音波画像が測定される。一つの画像から次の画像までの領域パターンの領域の運動は二次元交差相関によって知られ、その領域の速度ベクトルはその領域の変位と画像間の時間から決定される。この技術には二つの画像が必要とされ、それによってデータ収集が遅くなり、平均値算出を利用することが不可能となる。画像収集も完全な三次元速度推定を行うためにこの技術を利用することを困難にしている。二次元相関は多数の演算を必要とし、相関関数の誤った極大値が原因で間違った速度が導き出されることがある。

もう一つのアプローチは、関心領域でお互いに交差する二つのビームを放射する二つのトランスデューサやアパーチャを利用するものである。これによって二つの独立した方向の速度を得ることができる。この速度ベクトルは三角測量方式によって得ることができる。その分散、従って速度の横方向成分の精度は二つのビーム間の角度によって影響を受ける。組織内の大きな深さでこの角度は小さくなり、小さな角度は高い分散すなわち低い精度を与えることになる。二つのトランスデューサの使用あるいは単一の大きなアレイを使用することは、やはり、人の肋骨間の探針を困難にし、その結果トランスデューサの一つに

対する接触ロスを生じることがある。

EP 0 638 285 A1に、ドップラー帯域幅に基づき振幅と方向を独立して推定する超音波診断装置が開示されている。この方法は、Newhouse他(1991)が最初に提示したアイデアに基づく原理によるものである。

米国特許番号4 979 513、Sakai他はトランスデューサアパーチャの表面両端の位相変化を推定する超音波診断装置を開示し、複素時間復調化高周波信号から横方向速度を得ることができる。

発明の概要

公知の種類装置のこの欠陥と不便を克服することが本発明の目的である。本発明ではこの目的は、場の伝播方向に対して横方向の一つ又は二つの方向に空間発振する探針場を利用する装置によって達成される。横方向発振場が媒体に導入され、複雑な空間復調と散乱体の横方向運動に対応して発振する信号を起こす同相と直角位相の双方の場を用いて運動散乱体を探針で調べる。次いで横方向の変位を推定することによって横方向運動と速度を得ることができる。

ビーム形成技術を利用するとき、放射された場か受信された場のいずれか、あるいはその両方によって空間発振を生成することができ、これによって放射用トランスデューサ又は受信用トランスデューサあるいはその両者の感度を場の伝播方向に対して横方向（これはトランスデューサからの方向である）に空間的発振させる。感度の空間発振ということは、任意の一定の時点で、感度がある平均値付近の発振で空間中で変動するということを意味する。

本発明の第一の局面では、ビーム方向に対して横方向に空間発振する場でエネルギー波や信号を放射し、受信することによって運動と速度の推定が行われる。ビームの方向に対して横方向に運動する物体は、場エネルギーを反射または散乱することによって放射された場と相互作用し、この物体は、受信信号の変化を時間の関数として導入することになる。パルスを放射し、反射された又は散乱された信号を受信し、パルス放射間の一定の時間間隔で何度もこれを繰り返すことによって運動物体の横方向運動によって影響された信号が生み出される。この影響によって、パルス探針システムを利用するとき水平面又は空間のいずれかにおいて速度を測定することが可能になる。

本発明のもう一つの局面では、エネルギー波を受信し、受信用トランスデューサがトランスデューサから横方向に空間発振する感度を備えるようにすることによって運動と速度の推定が行われる。トランスデューサから横方向に運動し、音波や電磁信号のような、受信用トランスデューサで検出可能な信号をそれ自身が放射する物体を検出することができ、その物体の運動方向と速度を推定し計算することができる。

いくつかのサンプルに対する受信信号もビーム方向の運動によって影響を受ける。従ってビーム方向の速度がまず決定され、受信信号でその運動が補償されるので、横方向の運動のみが補償された信号の中で変動する。次いで、軸方向で従来のシステムについて利用されるような、速度又は速度分布を得るための標準技術を用いることができる。

この場の横方向空間発振は、発信及び/又は受信中に特別なビームフォーミングを行うことにより単一のアレイ・トランスデューサによって生成することができる。正弦波発振パルスが、送信と受信中に適切にアポダイズされ位相化されて軸方向に放射される。例えば、非集束放射ビームと、様々なアレイ・トランスデューサ構成要素が与えられるアポダイゼーションを表す二つのsinc関数($\sin(x)/x$)を利用することにより、受信ビームフォーミングに集束する平面波を伴う様々な発振振幅の結果、横方向に空間発振する場が与えられる。本質的に空間発振を生成するのはまさにこの受信ビームフォーミングであるので、受信ビームフォーミングのみを備えていることによって、全ての深さに対して空間発振場を得ることが可能になる。

この結果場の横方向空間発振を多くの方法で生成することができる。送信と受信ビームフォーミングを線形性に因って入れ替えることもでき、これによってある一定の深さあるいはトランスデューサからの距離で同じ横方向空間発振を持つ場が生成されることになる。アポダイゼーションによってあるいはビームのステアリング部によってこの横方向空間発

振を生成することができるので、ビームは相互作用し横方向空間発振が生成される。あるいはこの発振はこれら二つの組み合わせで行うこともできる。多くのアポダイゼーション方式が空間発振に通じるが、アポダイゼーションの利用は代表例であるアパーチャの両端の二つの別々のピークを伴って機能する。相互作用する平面波として、あるいは横方向空間発振を生成する深さでまたはその深さ近辺で集束する別の形としてのいずれかでビームステアリングを行うことができる。

生成された各ビームについて、調査対象の深さで二つの測定値を採る。前記二つの測定値は受信信号の同相成分と直角位相成分である。二つのビームは集束によって生成され、ビームの各々は横方向空間発振に対して 90° 位相がずれる。次いでこれらの二つの信号を使って、従来の推定装置で速度推定値を得ることができる。

このアプローチを用いることによって単一のトランスデューサを使用して横方向速度を測定することができ、それによって小さなアパーチャウィンドウを通して手軽に測定を行うことができる。

二つの受信ビームを使用することによって速度の兆候を検出することが可能になる。

測定パルスから測定パルスまでの差を利用することによってビームにかかる歪みの影響を伝播媒体から著しく低減することが可能である。このようにこの方法ではパルスからパルスまでの差のみを用いて速度が決定される。

受信時にたった二つのビームを再構成することによって非常に少量の演算を行い垂直方向の速度を推定しなければならない。

標準的自己相関アプローチを利用することによってこの装置は測定処理であまりノイズの影響を受けなくなる。なぜなら、この推定装置はホワイトノイズのためにバイアスを受けないからである。

第三のビームフォーミングを用いることによって速度ベクトルのすべての成分を推定することができる。

【図面の簡単な説明】

図面を参照しながら本発明を今からより詳細に説明する。

図1はシステムの主要構成要素のブロック図を概略的に示す。

図2は、振幅換算係数すなわち放射ビームフォーマーに用いられるアポダイゼーションを等価的に示す。

図3は、推奨実施例の場の放射並びに受信用線形アレイ・トランスデューサの図面を示す。

図4は、左受信信号をつくるときに使用される受信用トランスデューサ・アレイの各要素の時間遅延値を示す。

図5は、左受信信号をつくるときに使用される受信用トランスデューサ・アレイの各要素の振幅換算係数を示す。

図6は、右受信信号をつくるときに使用される受信用トランスデューサ・アレイの各要素の時間遅延値を示す。

図7は、右受信信号をつくるときに使用される受信用トランスデューサ・アレイの各要素の振幅換算係数を示す。

図8は、中央受信信号をつくるときに使用される受信用トランスデューサ・アレイの各要素の時間遅延値を示す。

図9は、中央受信信号をつくるときに使用される受信用トランスデューサ・アレイの各要素の振幅換算係数を示す。

図10は推奨実施例で使用されるパルス場の横方向空間発振を示す。

図11はコンピュータ実験のための軸方向速度と横方向速度の定義を示す。

図12はシミュレーション設定を示す。

図13はこの実施例を使用した場合の結果速度を示す。

好適な実施の形態の説明

図1に本発明によるある装置の推奨実施例の一例を示す。本発明のこの実施例は血流速度を測定するための医療診断用超音波への応用例である。

一つの代表例として腕、脚の動脈や頸動脈のような抹消血管中の血流の量定がある。もう一つの例は胸郭中の主要血管の血流の推定であり、この場合肋骨の間の小さなウィンドウすなわちアパーチャしか利用することができない。これら二つの例では、血流は体表面すなわち人の皮膚とほぼ平行であり、従って、探針が直接皮膚の上に置かれたとき血流は探針場の方向に対して横方向になる。

図1に、測定装置自体の具体的な設定が概略示されている。この装置には、発生装置すなわちパルサー1、放射ビーム形成装置2、線形アレイ超音波放射用トランスデューサ3、線形アレイ超音波受信用トランスデューサ5、同時に機能して受信用トランスデューサ5からの信号を受信する3つの受信ビームフォーマー6a、6b、6c、装置の動作を制御し、速度を計算又は推定するためのマイクロコンピュータ7及びカラーディスプレイ8が含まれる。

パルサー1は、各パルス中に3MHzの周波数で8つの正弦波発振を持つパルス電圧信号を生成し、この信号は放射ビーム形成装置2へ送出される。放射ビーム形成装置2はパルサーからの信号を複数の信号に分割し、これら複数の信号は放射用トランスデューサ・アレイ3のそれぞれの構成要素へ送出される。放射ビーム形成装置2は、トランスデューサ・アレイ3の構成要素の各々に対して個々に信号を減衰し遅延させることができる。本実施例では放射中遅延は導入されていないが、図2にはトランスデューサ中の要素番号の関数として減衰値が示されている。

本推奨実施例では、パルス超短波場の放射と受信の双方にどちらも同じ線形アレイ・トランスデューサが使用されている。この線形アレイ・トランスデューサは、図3に示すように0.41mmの要素幅を持つ64個の構成要素と、隣接する構成要素間が0.1mmの間隔とから成る。これらの構成要素の高さは5mmである。

トランスデューサから放射された場は血管4の血液によって散乱され、この散乱された場の一部は線形アレイ・トランスデューサによって受信され、これら個々の構成要素から出た信号は受信ビームフォーマーの中の2つ、すなわち6aと6b上へ渡される。これら構成要素から出た信号は、個別に振幅でスケールされ、個別に遅延され、その後合計されて各々の受信ビームフォーマーから単一の出力信号が生み出される。第一の受信ビーム形成装置6aは左信号を生成し、第二の受信ビーム形成装置6bは右信号を生成する。図4にはトランスデューサ要素番号の関数として遅延値が示され、図5には第一の受信ビーム形成装置6aのための対応する振幅換算係数が示されている。第二の受信ビーム形成装置中の構成要素の遅延値が図6に示され、対応する振幅換算係数が図7に示されている。第三の受信ビーム形成装置6cは、図8に示す振幅換算係数と、図9の時間遅延とを用いて中央信号を生成する。

従って、伝播方向に対して横方向に空間発振する場をつくり出すことが本発明の基本原理である。放射ビームフォーマー及び／又は受信ビームフォーマーの動作によって空間発振が生成される。これらの空間発振は、それぞれ個々のトランスデューサ要素に対するトランス励起信号をその他のトランスデューサ要素と関連させながら減衰させ遅延させる。これをアポダイゼーションと呼ぶ。発信時にこれらの遅延はすべての構成要素に対してゼロに設定され、換算係数はガウス形に設定され、ビームのサイドローブが低減される。受信ビームフォーマーの遅延が作動するため二つの平面波が調査対象の場所で互いに交差し、二つのsinc関数 $(\sin(x-x_0)/(x-x_0))$ を用いて振幅スケールが行われる。ここで、 x はアパーチャ上の横方向位置であり、 x_0 はsinc関数中のピークの中央位置（アパーチャの各半分の中央位置）である。これによって速度推定に適した横方向に空間発振するパルス・エコー場が生成される。これは図10に横方向発振が示されている場のシミュレーションによって文書化されている。

この中央信号は軸速度プロセッサ上へ渡され、このプロセッサが時刻 $t=2d/c$ で信号をサンプル化する。ここで d は組織中の深さ（この例では70mm）で、 c は柔組織内で1540m/sとして採られた音波の速度である。第二の直角位相サンプルは時刻 $t=2d/c+1/(4f_0)$ で得られる。ここで f_0 は放射されたパルスの中心周波数であり、この例では3MHzである。一組のサンプルが各々の受信されたパルス場のために採られ、一つのラインのためのサンプルは

$x(i)$ と $y(i)$ で表される。ここで i は受信されたサンプル番号を表し、第一の信号は番号 $i=0$ を持つ。この例では50パルス場が放射され受信されたので、50個のサンプルを利用できる。これらのサンプルは軸速度推定装置上へ渡される。この軸速度は次式を使って得ることができる。

$$v_x = -\frac{c}{4\pi T_{prf} f_0} \arctan \left(\frac{\sum_{i=0}^{N_c-2} y(i+1)x(i) - x(i+1)y(i)}{\sum_{i=0}^{N_c-2} x(i+1)x(i) + y(i+1)y(i)} \right)$$

ここで T_{prf} はアレイからのパルス放射間の時間であり、 N_c は推定装置で使用される同方向のパルス-エコーラインの数である。

軸速度を用いて、他の二つのビームフォーマーから出る左右の信号からサンプルが選択される。左信号から採られたサンプル($g_l(t)$ で表す)は

$$x_l(i) = g_l \left(\frac{2d}{c} - \frac{2v_x T_{prf}}{c} i \right)$$

で与えられ、血液の軸運動からの影響が補償される。同様に、右信号($g_r(t)$ で表す)から採られたサンプルは

$$y_r(i) = g_r \left(\frac{2d}{c} - \frac{2v_x T_{prf}}{c} i \right)$$

で与えられる。これらのサンプルは、次式で与えられる推定装置に入力される。

$$v_x = -\frac{c}{2\pi T_{prf} f_x} \arctan \left(\frac{\sum_{i=0}^{N_c-2} y_r(i+1)x_l(i) - x_l(i+1)y_r(i)}{\sum_{i=0}^{N_c-2} x_l(i+1)x_l(i) + y_r(i+1)y_r(i)} \right)$$

ここで f_x は、柔組織の70mmの深さにおける横方向発振トランスデューサ場の周波数である。この場合 v_x が横方向速度である。

装置の機能性を検査し二次元速度ベクトル測定を行う。これは画像平面に位置するベクトルである。その二つの方向は、図11に示すように軸方向速度及び横方向速度と呼ばれる。軸方向速度はパルスの伝播方向に対して平行である。横方向速度は伝播方向に対して垂直であり、画像平面に位置している。画像平面は線形アレイの中心線と合致する。

装置の機能性はシミュレーションによって実験的に文書化される。このシミュレーションは、TupholmeとStepanishen(Tupholme 1969;Stepanishen, 1970)によって開発されたインパルス応答法を用いてJensenとSvendsen(1992)によって開発された実施方法で行われる。測定値と比較したこのアプローチの高い精度についてはJensen(1991)に記載されている。シミュレーションの値が測定された超音波場の1%の範囲内にあるということがこの論文には示されている。このシミュレーションによるアプローチはパルス場に対しても適用可能であり、多重散乱体の三次元応答モデルに対して用いられる。

このシミュレーションの状況は図12に示されている。直径10mmの血管がトランスデューサ・アレイの中心から70mmの所(すなわちトランスデューサの軸上)に置かれる。この血管にはプラグフロー(すべての血液散乱体は同じ速度を持つ)を含み、血管中の15,000の散乱体にはゼロ平均値と単位分散をもつガウス振幅分布がある。これによって血液モデルからの応答において完全に発達したスペックルが保証される。このシミュレーションは1m/sの一定速度と、フローベクトルを表す変動角(θ)とについて行われる。使用角度は 0° 、 15° 、 35° 、 55° 、 75° 、 90° である。

シミュレーションの結果を図13に示す。真正速度ベクトルは個々の矢印によって示す。各ベクトル速度推定値を表す灰色の楕円はそれぞれ軸方向の推定値と横方向の推定値双方の

標準偏差を示す。横方向標準偏差は半長軸であり、軸方向標準偏差は半短軸である。平均値は楕円の中央のそれぞれの円で例示されている。

この速度推定は装置中のトランスデューサからの一定の距離で行われた。非集束した場の使用に因って、3つの受信ビームフォーマーの集束を動的に変化させ、放射された同じパルスに対して別の深さで空間発振場を生成することは簡単である。

本明細書で説明した装置は単にある平面の速度を推定したものにすぎないが、完全な三次元速度ベクトルを出すために簡単に変更することができる。その場合、Smith他(1990)が記載した二次元マトリックストランスデューサを使用しなければならない。このトランスデューサは非集束なので同じ放射場を用いることができる。その場合、特別なセットの二つの受信ビームフォーマーを用いて、z-方向とx-方向の両方向に対して垂直なy-方向で速度推定を行わなければならない。

参考文献

- D. W. Backer 「パルス超音波ドップラー血流センシング」(IEEE Trans. Son. Ultrason. , SU-17:170-185, 1970)
- C. Kasai, K. Namekawa, A. Koyano, 及びR. Omoto 「自己相関法を用いた実時間二次元血流画像処理」(IEEE Trans. Son. Ultrason. , 32:458-463, 1985)
- K. Namekawa, C. Kasai, M. Tsukamoto, 及びA. Koyano 「自己相関法を利用した実時間血流画像処理」(In R.A Lerski and P. Morley, editors, 超音波' 82, p.203~208, New York, 1982. Pergamon Press)
- O. Bonnefous, P. Pesque, 及びX. Bernard 「カラーフローマッピングのための新しい速度推定装置」(In Proc. IEEE Ultrason. Symp. , p.855~860, 1986)
- J. A. Jensen 「超音波を用いた血流速度の推定：信号処理アプローチ」(Cambridge University Press, New York, 1996)
- M. I. Skolnik 「レーダーシステム序論」(McGraw-Hill, New York, 1980)
- G. E. Trahey, J. W. Alison, 及びO. T. von Ramm 「血流の角度非依存性超音波検出」(IEEE Trans. Biomed. Eng. BME-34:965-967, 1987)
- G. E. Topholme 「バツフル平面ピストンによる音響パルスの生成」(Mathematika, 16:209-224, 1969)
- P. R. Stepanishen 「不定プラナー型バツフルのピストンからの過渡放射」(J. Acoust. Soc. Am. , 49:1629-1638, 1971)
- J. A. Jensen and N. B. Svendsen 「任意の形の、アボダイズされた、励起超音波トランスデューサからの圧力場の演算」(IEEE Trans. Ultrason. , Ferroelec. , Freq. Contr. , 39:262-267, 1992)
- J. A. Jensen 「組織中の超音波の伝播と散乱のためのモデル」(J. Acoust. Soc. Am. , 89:182-191, 1991)
- S. W. Smith, H. G. Pavy及びO. T. von Ramm 「高速度超音波体積測定画像処理システム-part I:トランスデューサ設計並びにビームステアリング」(IEEE Trans. Ultrason. , Ferroelec. , Freq. Contr. , 38:100-108, 1991)
- V. L. Newhouse, D. Cathignol and J-Y. Chapelon 「横ドップラーでのベクトル流推測の研究」(IEEE Ultrasonics Symposium, pp. 1259-1263, 1991)

【図1】

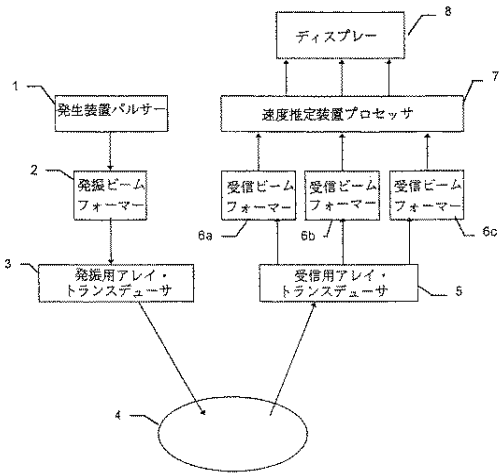


Fig. 1

【図2】

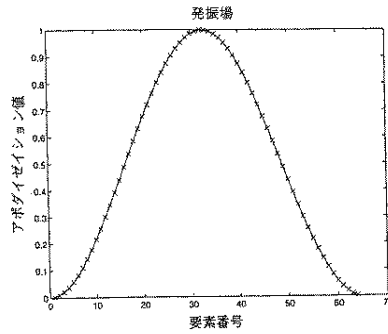


Fig. 2

【図3】

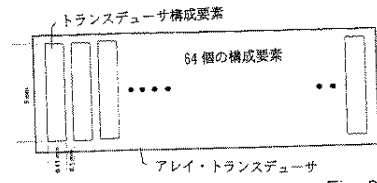


Fig. 3

【図4】

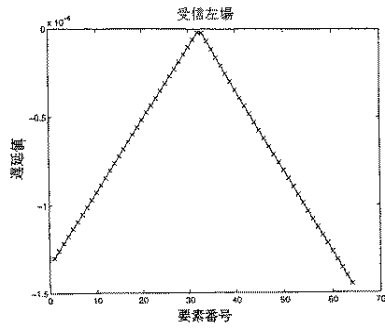


Fig. 4

【図6】

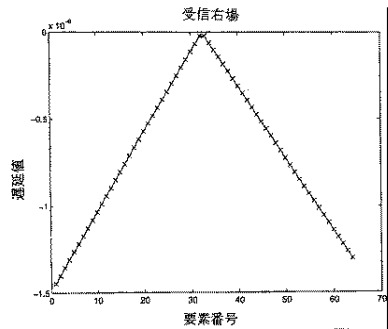


Fig. 6

【図5】

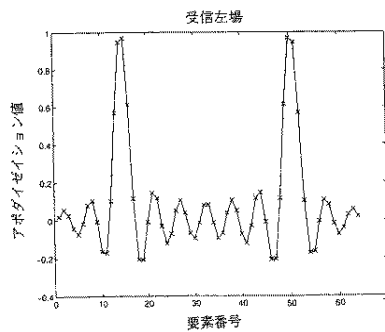


Fig. 5

【図7】

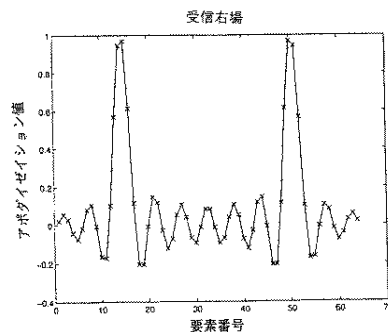
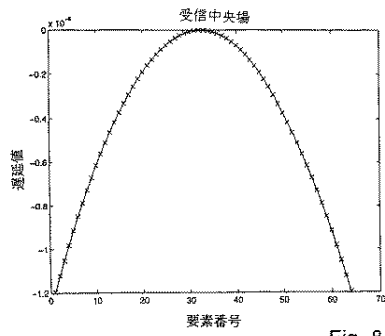
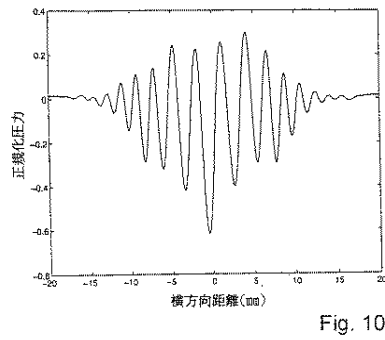


Fig. 7

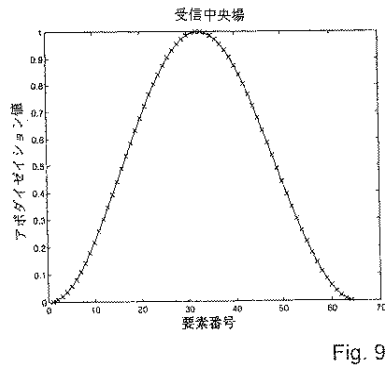
【図8】



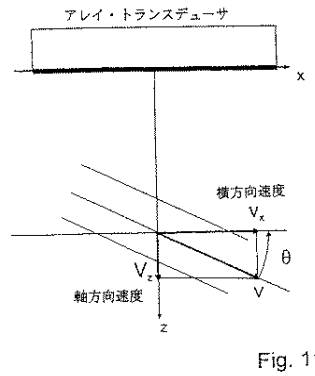
【図10】



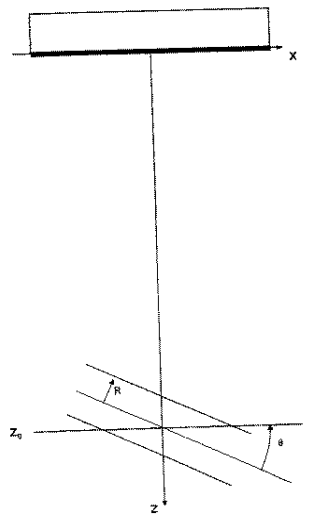
【図9】



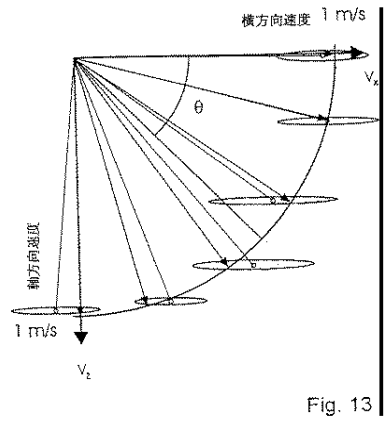
【図11】



【図12】



【図13】



(74)代理人

弁理士 小川 信夫

(74)代理人

弁理士 村社 厚夫

(72)発明者

イェンセン イェルゲン アレンド

デンマーク デーコー2800 リングビー(番地なし)ビルディング 349 テクニカル ユ
ニヴァーシティー オヴ デンマーク デパートメント オヴ インフォメーション テクノロジ
ー

審査官 川瀬 徹也

(56)参考文献 特開平07-059773(JP, A)

特開平08-098837(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01S 7/00 - 7/64

G01S 13/00 - 17/95