

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11)特許出願公表番号

特表2003 - 500151

(P2003 - 500151A)

(43)公表日 平成15年1月7日(2003.1.7)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テマコード* (参考)
A 6 1 B 8/06		A 6 1 B 8/06	4 C 3 0 1
	8/14	8/14	5 D 1 0 7
B 0 6 B 1/02		B 0 6 B 1/02	A 5 J 0 8 3
G 0 1 S 15/89		G 0 1 S 15/89	A

審査請求 未請求 予備審査請求 (全121数)

(21)出願番号 特願2000 - 620872(P2000 - 620872)

(86)(22)出願日 平成12年5月26日(2000.5.26)

(85)翻訳文提出日 平成13年11月28日(2001.11.28)

(86)国際出願番号 PCT/US00/14691

(87)国際公開番号 W000/072756

(87)国際公開日 平成12年12月7日(2000.12.7)

(31)優先権主張番号 60/136,364

(32)優先日 平成11年5月28日(1999.5.28)

(33)優先権主張国 米国(US)

(31)優先権主張番号 60/138,793

(32)優先日 平成11年6月14日(1999.6.14)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 ヴューソニックス センサーズ, インコーポレイテッド
VUESONIX SENSORS, INC.
アメリカ合衆国 ニュージャージー州 08057 ムアーズタウン, ウェスト ルート 38 300

(72)発明者 アベンド, ケニス
アメリカ合衆国 ペンシルベニア州 19006, ハンティングドン ヴァレー, キルデア レーン 623

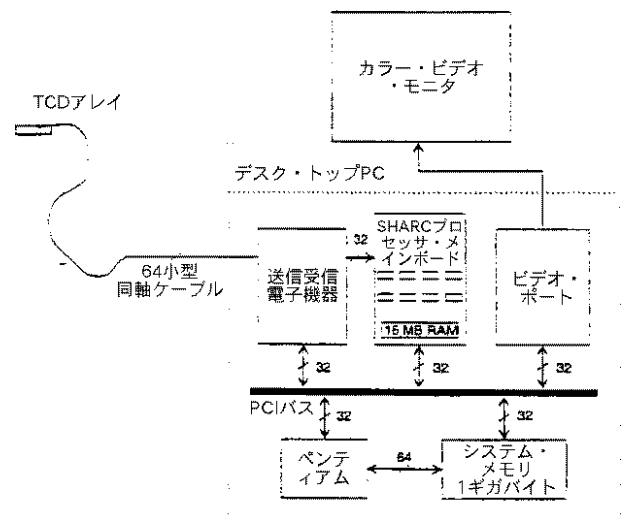
(74)代理人 弁理士 大塚 康徳 (外3名)

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 血流をマッピングおよび追跡し、血流のパラメータを決定する装置および方法

(57)【要約】

薄型で簡単な長期不在ドップラー超音波監視を用いて、患者またはパッドが動いても血流3次元撮像を手が届く値段で可能にする、医療に用いられる方法および装置が提供される。パッドおよび付随プロセッサは、圧電素子の平面整相アレイを使用することにより、3D領域における超音波血液速度データを収集し、ドップラー処理する。本発明は、最大局所血液速度信号を生成する3D空間の点にロックし、その点を追跡する。正確な追跡プロセスによって獲得された点の積分座標を使用して、血管の3Dマップを形成し、データ収集の拡大と、長期にわたる連続不在血流監視のための複数の注目点を選択する為の表示を提供する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 注目する血管における血流のパラメータを決定する方法であつて、

a) 音変換器素子のアレイを提供し、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であつて、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信するステップと、

b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを、注目する血管を有する被験者の身体の体積に向けるステップと、

c) 注目する血管を有する被験者の身体の体積から、音エネルギーのエコーを受信するステップと、

d) エコーをアレイの素子に電氣的に接続されているプロセッサに報告するステップであつて、プロセッサが、

i) 注目する血管を流れる血液の径方向速度を決定するために、エコーをドップラー処理し、

i i) 注目する血管の一部から受信したエコーから、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームを決定し、

i i i) 注目する血管における血流のエコーから計算した最大ドップラー・エネルギーにロックするために、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームに基づいて、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、

i v) 注目する血管における血流から、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算し、

v) ステップ(i v)において計算した3次元位置における血管における血流のパラメータを計算するようにプログラムされており、

(e) パラメータを、プロセッサに電氣的に接続されているディスプレイ・モニタに表示するステップとを含むことを特徴とする方法。

【請求項2】 血液のパラメータが、血流量、ベクトル速度、およびドップラー・スペクトル分布からなるグループから選択されることを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項3】 測定中のパラメータが、瞬間値、または心臓サイクルにわたって決定された平均値とすることができることを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項4】 プロセッサが、送信および受信された音エネルギーの方向を変調する前に、方位角差ビームと仰角差ビームとの間の角度を有する少なくとも1つの追加ビームを決定し、少なくとも1つの追加ビームを使用して、送信および受信した音エネルギーの方向を変調することを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項5】 少なくとも1つの追加ビームが、注目する血管に直交する角度にあることを特徴とする請求項4に記載の方法。

【請求項6】 アレイの素子間の距離が、少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーの波長の1/2より大きいことを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項7】 注目する血管における血流から最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を追跡し、血流のパラメータを周期的に計算し、ディスプレイ・モニタに表示するように、ステップ(b)から(e)が周期的に反復されることを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項8】 ステップ(b)から(e)を反復する間の時間周期が、測定中のパラメータが一定であるように、十分短いことを特徴とする請求項7に記載の方法。

【請求項9】 ステップ(b)から(e)を反復する間の周期が、約20ミリ秒であることを特徴とする請求項8に記載の方法。

【請求項10】 注目する血管における血流のパラメータを決定する方法であって、

a) 音変換器素子のアレイを提供し、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であって、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信するステップと、

b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを、注目

する血管を有する被験者の身体の体積に向けるステップと、

c) 注目する血管を有する被験者の身体の体積から、音エネルギーのエコーを受信するステップと、

d) エコーを、

i) 注目する血管を流れる血液の径方向速度を決定するために、エコーをドップラー処理し、

ii) 注目する血管における血流の3次元位置を計算し、

iii) ステップ(ii)において計算された3次元位置における血管における血流のパラメータを計算する

ようにプログラムされているプロセッサに報告するステップと、

(e) パラメータを、プロセッサに電氣的に接続されているディスプレイ・モニタに表示するステップとを含むことを特徴とする方法。

【請求項11】 血流のパラメータが、注目する血管の特定領域に対して決定されることを特徴とする請求項10に記載の方法。

【請求項12】 血流のパラメータが、血流量、ベクトル速度、およびドップラー・スペクトル分布からなるグループから選択されることを特徴とする請求項10に記載の方法。

【請求項13】 測定中のパラメータが、瞬間値、または心臓サイクルにわたって決定された平均値とすることができることを特徴とする請求項10に記載の方法。

【請求項14】 プログラムしたプロセッサに注目する血管における血流の3次元位置を計算させるステップにおいて、

i) 注目する血管から受信したエコーから、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームを決定し、

ii) 注目する血管における血流のエコーから計算した最大ドップラー・エネルギーにロックするために、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームに基づいて、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、

iii) 注目する血管における血流から、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算するようにプログラムされているプロセッサを有することを特徴と

する請求項10に記載の方法。

【請求項15】 プロセッサが、送信および受信した音エネルギーの方向を変調する前に、方位角差ビームと仰角差ビームとの間の角度を有する少なくとも1つの追加ビームを決定し、少なくとも1つの追加ビームを使用して、送信および受信した音エネルギーの方向を変調することを特徴とする請求項14に記載の方法。

【請求項16】 少なくとも1つの追加ビームが、注目する血管に直交する角度にあることを特徴とする請求項15に記載の方法。

【請求項17】 アレイの素子間の距離が、少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーの波長の1/2より大きいことを特徴とする請求項10に記載の方法。

【請求項18】 注目する血管における血流の3次元位置を追跡し、血流のパラメータが周期的に計算し、ディスプレイ・モニタに表示するように、ステップ(b)から(e)が周期的に反復されることを特徴とする請求項10に記載の方法。

【請求項19】 ステップ(b)から(e)を反復する間の時間周期が、測定中のパラメータが一定であるように、十分短いことを特徴とする請求項18に記載の方法。

【請求項20】 ステップ(b)から(e)を反復する間の周期が、約20ミリ秒であることを特徴とする請求項19に記載の方法。

【請求項21】 注目する血管の特定領域における血流のパラメータを決定する方法であって、

a) 音変換器素子のアレイを提供し、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であって、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信するステップと、

b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを、注目する血管の特定領域を有する被験者の身体の体積に向けるステップと、

c) 注目する血管の特定領域を有する被験者の身体の体積から、音エネルギー

のエコーを受信するステップと、

d) エコーを、

i) 注目する血管の特定領域を流れる血液の径方向速度を決定するために、エコーをドップラー処理し、

ii) 注目する血管の特定領域における血流の3次元位置を計算し、

iii) ステップ(ii)において計算された3次元位置における注目する血管の特定領域における血流のパラメータを計算する

ようにプログラムされているプロセッサに報告するステップと、

(e) パラメータを、プロセッサに電氣的に接続されているディスプレイ・モニタに表示するステップとを含むことを特徴とする方法。

【請求項20】 血液のパラメータが、血流量、ベクトル速度、およびドップラー・スペクトル分布からなるグループから選択されることを特徴とする請求項19に記載の方法。

測定中のパラメータは、瞬間値、または心臓サイクルにわたって決定された平均値とすることができる。

【請求項22】 プログラムしたプロセッサに、注目する血管における血流の3次元位置を計算させるステップにおいて、

i) 注目する血管の特定領域から受信したエコーから、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームを決定し、

ii) 注目する血管の特定領域における血流から受信したエコーから計算した最大ドップラー・エネルギーにロックするために、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームに基づいて、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、

iii) 注目する血管の特定領域における血流から、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算するようにプログラムされているプロセッサを有することを特徴とする請求項21に記載の方法。

【請求項23】 プロセッサが、送信および受信した音エネルギーの方向を変更する前に、方位角差ビームと仰角差ビームとの間の角度を有する少なくとも1つの追加ビームを決定し、少なくとも1つの追加ビームを使用して、送信およ

び受信した音エネルギーの方向を変調することを特徴とする請求項22に記載の方法。

【請求項24】 少なくとも1つの追加ビームが、注目する血管に直交する角度にあることを特徴とする請求項22に記載の方法。

【請求項25】 アレイの素子間の距離が、少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーの波長の1/2より大きいことを特徴とする請求項21に記載の方法。

【請求項26】 注目する血管の特定領域における血流の3次元位置を追跡し、血流のパラメータを周期的に計算し、ディスプレイ・モニタに表示するように、ステップ(b)から(e)が周期的に反復されることを特徴とする請求項21に記載の方法。

【請求項27】 パラメータが一定であるように、時間周期が十分短い時間であることを特徴とする請求項26に記載の方法。

【請求項28】 ステップ(b)から(e)を反復する間の周期が、約20ミリ秒であることを特徴とする請求項27に記載の方法。

【請求項29】 注目する血管における血流のパラメータを決定する方法であって、

a) 音変換器素子のアレイを提供し、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であって、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信するステップと、

b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを、注目する血管を有する被験者の身体の体積に向けるステップと、

c) 注目する血管を有する被験者の身体の体積から、音エネルギーのエコーを受信するステップと、

d) エコーをアレイの素子に電気的に接続されているプロセッサに報告するステップであって、プロセッサが、

i) 注目する血管を流れる血液の径方向速度を決定するために、エコーをドップラー処理し、

i i) 注目する血管から受信したエコーから、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームを決定し、

i i i) 注目する血管における血流のエコーから計算した最大ドップラー・エネルギーにロックするために、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームに基づいて、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、

i v) 注目する血管における血流から、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算し、

v) ステップ (i v) において計算した3次元位置における血管における血流のパラメータを計算するようにプログラムされており、

(e) パラメータを、プロセッサに電氣的に接続されているディスプレイ・モニタに表示するステップとを含むことを特徴とする方法。

【請求項30】 血液のパラメータが、血流量、ベクトル速度、およびドップラー・スペクトル分布からなるグループから選択されることを特徴とする請求項29に記載の方法。

【請求項31】 測定中のパラメータが、瞬間値、または心臓サイクルにわたって決定された平均値とすることができることを特徴とする請求項29に記載の方法。

【請求項32】 パラメータが、注目する血管の特定領域における血流に対して決定されることを特徴とする請求項29に記載の方法。

【請求項33】 プロセッサが、送信および受信した音エネルギーの方向を変調する前に、方位角差ビームと仰角差ビームとの間の角度を有する少なくとも1つの追加ビームを決定し、少なくとも1つの追加ビームを使用して、送信および受信した音エネルギーの方向を変調することを特徴とする請求項29に記載の方法。

【請求項34】 少なくとも1つの追加ビームが、注目する血管に直交する角度にあることを特徴とする請求項33に記載の方法。

【請求項35】 アレイの素子間の距離が、少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーの波長の1/2より大きいことを特徴とする請求項29に記載の方法。

【請求項36】 注目する血管における血流からの最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を追跡し、血流のパラメータを周期的に計算し、ディスプレイ・モニタに表示するように、ステップ(b)から(e)が周期的に反復されることを特徴とする請求項29に記載の方法。

【請求項37】 ステップ(b)から(e)を反復する間の時間周期が、血流からの最大ドップラー・エネルギーが一定であるように、十分短いことを特徴とする請求項36に記載の方法。

【請求項38】 ステップ(b)から(e)を反復する間の周期が、約20ミリ秒であることを特徴とする請求項37に記載の方法。

【請求項39】 注目する血管の特定領域における血流のパラメータを決定する方法であって、

a) 音変換器素子のアレイを提供し、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であって、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信するステップと、

b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを、注目する血管の特定領域を有する被験者の身体の体積に向けるステップと、

c) 注目する血管の特定領域を有する被験者の身体の体積から、音エネルギーのエコーを受信するステップと、

d) エコーをアレイの素子に電気的に接続されているプロセッサに報告するステップであって、プロセッサが、

i) 注目する血管の特定領域を流れる血液の径方向速度を決定するために、エコーをドップラー処理し、

ii) 注目する血管の特定領域から受信したエコーから、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームを決定し、

iii) 注目する血管の特定領域における血流のエコーから計算した最大ドップラー・エネルギーにロックするために、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームに基づいて、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、

iv) 注目する血管の特定領域における血流から、最大ドップラー・エネルギー

ギーの3次元位置を計算し、

v) ステップ(i v)において計算した3次元位置における血管の特定領域における血流のパラメータを計算するようにプログラムされており、

(e) パラメータを、プロセッサに電氣的に接続されているディスプレイ・モニタに表示するステップとを含むことを特徴とする方法。

【請求項40】 注目する血管における血流のパラメータを決定する装置であって、

a) 音変換器素子のアレイであって、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であって、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信し、

b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを被験者の身体に向けることにより、注目する血管を有する被験者の身体の体積から受信したエコーがプロセッサに報告されるように、アレイに電氣的に接続されているプロセッサであって、プロセッサは、

i) 注目する血管を流れる血液の径方向速度を決定するために、エコーをドップラー処理し、

i i) 注目する血管における血流の3次元位置を計算し、

i i i) ステップ(i i)において計算した3次元位置における注目する血管における血流のパラメータを計算するようにプログラムされており、

(c) プロセッサによって計算された血流のパラメータを表示する、プロセッサに電氣的に接続されているディスプレイ・モニタとを備えることを特徴とする装置。

【請求項39】 血液のパラメータが、血流量、ベクトル速度、およびドップラー・スペクトル分布からなるグループから選択されることを特徴とする請求項38に記載の装置。

【請求項41】 プロセッサが、

i) エコーをドップラー処理した後、注目する血管から受信したエコーから、和ビーム、方位角差ビーム、仰角差ビームを決定し、

i i) 注目する血管における血流のエコーから計算した最大ドップラー・エネルギーにロックするために、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームに基づいて、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、

i i i) 注目する血管の血流から、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算し、

i v) (i i i) において計算した3次元位置における注目する血管の血流のパラメータを計算するようにプログラムされていることを特徴とする請求項40に記載の装置。

【請求項42】 血流のパラメータが、ベクトル速度、血流量、およびドップラー・スペクトル分布からなるグループから選択されることを特徴とする請求項40に記載の装置。

【請求項43】 測定中のパラメータが、瞬間値、または心臓サイクルにわたって決定された平均値とすることができることを特徴とする請求項40に記載の装置。

【請求項44】 プロセッサが、さらに、送信および受信した音エネルギーの方向を変調する前に、方位角差ビームと仰角差ビームの間の角度を有する少なくとも1つの追加ビームを決定するようにプログラムされ、少なくとも1つの追加ビームを使用して、送信および受信した音エネルギーの方向を変調することを特徴とする請求項41に記載の装置。

【請求項45】 少なくとも1つの追加ビームが、注目する血管と直交する角度にあることを特徴とする請求項44に記載の装置。

【請求項46】 アレイの素子間の距離が、少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーの波長の1/2より大きいことを特徴とする請求項40に記載の装置。

【請求項47】 注目する血管における血流のパラメータを決定する装置であって、

a) 音変換器素子のアレイであって、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であって、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信し

、
b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを被験者の身体に向けることにより、注目する血管を有する被験者の身体の体積から受信したエコーがプロセッサに報告されるように、アレイに電氣的に接続されているプロセッサであって、プロセッサは、

i) 注目する血管を流れる血液の径方向速度を決定するために、エコーをドップラー処理し、

i i) 注目する血管における血流の3次元位置を計算し、

i i i) ステップ(i i)において計算した3次元位置における注目する血管における血流のパラメータを計算するようにプログラムされており、

(c) プロセッサによって計算された血流のパラメータを表示する、プロセッサに電氣的に接続されているディスプレイ・モニタとを備えることを特徴とする装置。

【請求項47】 パラメータが、注目する血管の特定領域を流れる血液に対して決定されることを特徴とする請求項46に記載の装置。

【請求項48】 パラメータが、血流量、ベクトル速度、およびドップラー・スペクトル分布からなるグループから選択されることを特徴とする請求項46に記載の装置。

【請求項49】 測定中のパラメータが、瞬間値、または心臓サイクルにわたって決定された平均値とすることができることを特徴とする請求項46に記載の装置。

【請求項50】 プロセッサが、さらに、送信および受信した音エネルギーの方向を変更する前に、方位各差ビームと仰角差ビームの間の角度を有する少なくとも1つの追加ビームを決定するようにプログラムされ、少なくとも1つの追加ビームを使用して、送信および受信した音エネルギーの方向を変更することを特徴とする請求項46に記載の装置。

【請求項51】 少なくとも1つの追加ビームが、注目する血管と直交する角度にあることを特徴とする請求項50に記載の装置。

【請求項52】 被験者の注目する血管の音エネルギーを使用して、3次元

画像を生成する方法であって、

a) 音変換器素子のアレイを提供し、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であって、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信するステップと、

b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを、注目する血管を有する被験者の身体の体積に向けるステップと、

c) 注目する血管を有する被験者の身体の体積から、音エネルギーのエコーを受信するステップと、

d) エコーを、

i) 注目する血管を流れる血液の径方向速度を決定するために、エコーをドップラー処理し、

i i) 注目する血管における血流の3次元位置を計算し、

i i i) 複数の計算した3次元位置を生成するために、ステップ(i)から(i i)を反復し、

v i) 複数の計算した3次元位置から、注目する血管の3次元画像を生成する

ようにプログラムされているプロセッサに報告するステップと、

(e) 3次元画像を、プロセッサに電氣的に接続されているディスプレイ・モニタに表示するステップとを含むことを特徴とする方法。

【請求項53】 3次元画像が、注目する血管の特定領域に対して生成されることを特徴とする請求項52に記載の方法。

【請求項54】 プログラムしたプロセッサに3次元位置を計算させるステップにおいて、

i) エコーをドップラー処理した後、注目する血管から受信したエコーから、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームを決定し、

i i) 注目する血管における血流のエコーから計算した最大ドップラー・エネルギーにロックするために、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームに基づいて、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、

i i i) 注目する血管における血流から、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算し、

i v) 複数の計算した3次元位置を生成するために、ステップ(i)から(i i i)を反復させるようにプログラムされているプロセッサを有することを特徴とする請求項52に記載の方法。

【請求項55】 プロセッサが、送信および受信した音エネルギーの方向を変更する前に、方位角差ビームと仰角差ビームの間の角度を有する少なくとも1つの追加ビームを決定するようにプログラムされ、また、少なくとも1つの追加ビームを使用して、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算することを特徴とする請求項54に記載の方法。

【請求項56】 少なくとも1つの追加ビームが、注目する血管と直交する角度にあることを特徴とする請求項55に記載の方法。

【請求項57】 アレイの素子間の距離が、少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーの波長の1/2より大きいことを特徴とする請求項52に記載の方法。

【請求項58】 音エネルギーを使用して、被験者の注目する血管の3次元画像を生成する方法であって、

a) 音変換器素子のアレイを提供し、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であって、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信するステップと、

b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを、注目する血管を有する被験者の身体の体積に向けるステップと、

c) 注目する血管を有する被験者の身体の体積から、音エネルギーのエコーを受信するステップと、

d) エコーを、

i) 注目する血管を流れる血液の径方向速度を決定するために、エコーをドップラー処理し、

i i) 注目する血管の一部から受信したエコーから、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームを決定し、

i i i) 注目する血管における血流のエコーから計算した最大ドップラー・エネルギーにロックするために、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームに基づいて、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、

i v) 注目する血管における血流から、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算し、

v) 複数の計算した3次元位置を生成するために、ステップ(i)から(i v)を反復し、

v i) 複数の計算した3次元位置から、注目する血管の3次元画像を生成する

ようにプログラムされているプロセッサに報告するステップと、

(e) 3次元画像を、プロセッサに電氣的に接続されているディスプレイ・モニタに表示するステップとを含むことを特徴とする方法。

【請求項59】 3次元画像が、注目する血管の特定領域に対して生成されることを特徴とする請求項58に記載の方法。

【請求項60】 プロセッサが、送信および受信した音エネルギーの方向を変調する前に、方位角差ビームと仰角差ビームの間の角度を有する少なくとも1つの追加ビームを決定し、少なくとも1つの追加ビームを使用して、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算することを特徴とする請求項58に記載の方法。

【請求項61】 少なくとも1つの追加ビームが、注目する血管に直交する角度にあることを特徴とする請求項60に記載の方法。

【請求項62】 アレイの素子間の距離が、少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーの波長の1/2より大きいことを特徴とする請求項58に記載の方法。

【請求項63】 音エネルギーを使用して、被験者における注目する血管の3次元画像を生成する装置であって、

a) 音変換器素子のアレイであって、アレイにおける素子間隔が、素子によっ

て生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であって、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信し、

b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを被験者の身体に向けることにより、注目する血管を有する被験者の身体の体積から受信したエコーがプロセッサに報告されるように、アレイに電氣的に接続されているプロセッサであって、プロセッサは、

i) 注目する血管を流れる血液の径方向速度を決定するために、エコーをドップラー処理し、

i i) 注目する血管における血流の3次元位置を計算し、

i i i) 複数の計算した3次元位置を生成するために、ステップ(i)から(i i)を反復し、

v) 複数の計算した3次元位置から、3次元画像を生成するようにプログラムされており、

(c) 3次元画像を表示する、プロセッサに電氣的に接続されているディスプレイ・モニタとを備えることを特徴とする装置。

【請求項64】 3次元画像が、注目する血管の特定領域に対して生成されることを特徴とする請求項63に記載の装置。

【請求項65】 プロセッサが、

i) エコーをドップラー処理した後、注目する血管から受信したエコーから、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームを決定し、

i i) 注目する血管における血流のエコーから計算した最大ドップラー・エネルギーにロックするために、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームに基づいて、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、

i i i) 注目する血管における血流から、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算し、

i v) 3次元画像を生成するために使用した複数の計算した3次元位置を生成するために、ステップ(i)から(i i i)を反復するようにプログラムされていることを特徴とする請求項63に記載の装置。

【請求項66】 プロセッサが、さらに、送信および受信した音エネルギーの方向を変調する前に、方位角差ビームと仰角差ビームの間の角度を有する少なくとも1つの追加ビームを決定するようにプログラムされ、少なくとも1つの追加ビームを使用して、送信および受信した音エネルギーの方向を変調することを特徴とする請求項65に記載の装置。

【請求項67】 少なくとも1つの追加ビームが、注目する血管と直交する角度にあることを特徴とする請求項65に記載の装置。

【請求項68】 アレイの素子間の距離が、少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーの波長の $1/2$ より大きいことを特徴とする請求項63に記載の装置。

【請求項69】 複数の音変換器素子を備える、超音波装置において使用する薄型アレイであって、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きく、素子が、アレイ内において配置および寸法決めされ、音エネルギーが、音エネルギーによって生成されたあらゆる回折格子ローブが抑制されるように、素子によって電子的にステアリングされることを特徴とする薄型アレイ。

【発明の詳細な説明】**【0001】****(発明の分野)**

本発明は、医療用の血管血流の非侵襲診断および非侵襲不在連続監視を可能にする超音波ドップラー方法に関する。

【0002】**(発明の背景)**

現在、血液速度の監視は、集中治療室（ICU）または外科への応用には実用的でない。例えば、非侵襲脳血液速度監視については、経頭蓋ドップラー（TCD）プローブを、ヘルメットによって頭に装着されているボール・ジョイントに装備しなければならない。プローブは、中大脳動脈を特定する方法を認識している熟練者によって、慎重に場所を定めて、適所に固定されなければならない。わずかな動きにより、プローブは、血液速度信号を見失う。さらに、これらの装置で使用されている従来のドップラー超音波プローブは、1つの角度（方位角と呼ぶ）においてのみスキャンし（機械的にまたは音整相アレイを使用することによって）、撮像している対象物の1つのスライスのみをマッピングする。

【0003】

実時間の3次元（3-D）撮像を提供するために、そのような装置を変更する努力が為されてきた。しかし、2次元（2-D）装置がそのような撮像を提供するためには、通常、数千の素子が必要であり、1/30秒ごとに、何千というペンシル・ビームを形成しなければならない。センサのコストは、アレイ中の素子の数と処理チャンネルの数の増加と共に増大する。したがって、そのような装置は、非実用的であるだけでなく、コストも法外である。

【0004】

さらに、ドップラー信号を測定する最適点を正確に特定する自動手順は、現在実用化されていない。従来の超音波ドップラー撮像装置では、血管の径方向速度を測定することしかできず、血液速度のベクトル速度または大きさを測定することはできない。

【0005】

したがって、ドップラー信号を測定する最適点を自動的に特定することができ、これにより、医療提供者に、ベクトル速度、血管を通過する血量、および血流のドップラー・スペクトル分布などのパラメータを提供することができる新しい有用なドップラー超音波装置および方法が必要である。

【0006】

また、患者の上に正確に配置する必要がなく、患者が自由に動けるように装置を着用することを可能にする、新しい有用なドップラー超音波装置および方法が必要である。

【0007】

本明細書のあらゆる参考文献の引用は、そのような参考文献が、「従来の技術」として本出願に利用できるものと承認されていると解釈されるべきではない。

【0008】

(発明の概要)

本発明によれば、音エネルギー(超音波)および新規な薄型アレイを使用して、ベクトル速度、血流量、およびドップラー・スペクトル分布など、血流のパラメータを決定する、新しく有用で、従来の技術からは明白ではない方法が提供されている。また、血流を追跡し、これまで知られている超音波装置および方法を使用して生成された画像よりはるかに優れた分解能を有する注目する血管の3次元画像を生成する新規な方法が提供されている。

【0009】

広範には、本発明は、注目する血管における血流のパラメータを決定する方法に適用される。該方法は、

【0010】

a) 音変換器素子のアレイを提供し、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であって、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信するステップと、

【0011】

b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを、注目

する血管を有する被験者の身体の体積に向けるステップと、

【0012】

c) 注目する血管を有する被験者の身体の体積から、音エネルギーのエコーを受信するステップと、

【0013】

d) エコーを、

i) 注目する血管を流れる血液の径方向速度を決定するために、エコーをドップラー処理し、

ii) 注目する血管における血流の3次元位置を計算し、

iii) ステップ(ii)において計算された3次元位置における血管における血流のパラメータを計算する

【0014】

ようにプログラムされているプロセッサに報告するステップと、

【0015】

(e) パラメータを、プロセッサに電氣的に接続されているディスプレイ・モニタに表示するステップとを含む。

【0016】

さらに、本発明の方法により、被験者を検査するオペレータは、注目する血管の特定領域における血流に関する情報を獲得することが可能になる。

【0017】

本明細書で使用しているように、「素子間隔」と「素子間の距離」という句は、交換して使用することができ、アレイの素子の中心間距離を表している。

【0018】

様々な方法を使用して、血流の3次元位置を決定することができる。特定の実施形態では、該方法は、

【0019】

i) 注目する血管から受信したエコーから、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームを決定し、

【0020】

i i) 注目する血管における血流のエコーから計算した最大ドップラー・エネルギーにロックするために、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームに基づいて、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、

【0021】

i i i) 注目する血管における血流から、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算するようにプログラムされたプロセッサを有するステップを含む。

【0022】

選択肢として、プロセッサは、送信および受信した音エネルギーの方向を変調する前に、方位角差ビームと仰角差ビームの間の角度を有する少なくとも1つの追加ビームを決定するようにプログラムすることもできる。この場合、少なくとも1つの追加ビームを使用して、送信および受信した音エネルギーの方向を変調する。当然、少なくとも1つの追加ビームの角度は、変更することができる。特定の実施形態では、少なくとも1つの追加ビームは、注目する血管に直交する角度にある。

【0023】

さらに、本発明は、上述した方法に適用され、注目する血管における血流の3次元位置を追跡し、血流のパラメータを周期的に計算して、ディスプレイ・モニタに表示するように、ステップ(b)から(e)が反復される。特定の実施形態では、ステップ(b)から(e)を反復する間の時間周期は、測定中のパラメータが一定であるように十分短く、例えば20ミリ秒である。

【0024】

さらに、本発明は、注目する血管の特定領域における血流のパラメータを決定する方法に適用される。該方法は、

【0025】

a) 音変換器素子のアレイを提供し、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であって、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信するステップと、

【0026】

b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを、注目する血管の特定領域を有する被験者の身体の体積に向けるステップと、

【0027】

c) 注目する血管の特定領域を有する被験者の身体の体積から、音エネルギーのエコーを受信するステップと、

【0028】

d) エコーを、

i) 注目する血管の特定領域を流れる血液の径方向速度を決定するために、エコーをドップラー処理し、

ii) 注目する血管の特定領域における血流の3次元位置を計算し、

iii) ステップ(ii)において計算された3次元位置における注目する血管の特定領域における血流のパラメータを計算する

【0029】

ようにプログラムされているプロセッサに報告するステップと、

【0030】

(e) パラメータを、プロセッサに電氣的に接続されているディスプレイ・モニタに表示するステップとを含む。

【0031】

本発明のそのような方法において、血流の3次元位置を計算する特定の方法は、

【0032】

i) 注目する血管の特定領域から受信したエコーから、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームを決定し、

【0033】

ii) 注目する血管の特定領域における血流から受信したエコーから計算した最大ドップラー・エネルギーにロックするために、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームに基づいて、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、

【0034】

i i i) 注目する血管の特定領域における血流から、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算するようにプログラムされているプロセッサを備える。

【0035】

上記で説明したように、少なくとも1つ追加ビームを決定し、これを使用して、3次元位置を計算することができる。

【0036】

さらに、本発明は、注目する血管における血流のパラメータを決定する方法に適用される。該方法は、

【0037】

a) 音変換器素子のアレイを提供し、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であって、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信するステップと、

【0038】

b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを、注目する血管を有する被験者の身体の体積に向けるステップと、

【0039】

c) 注目する血管を有する被験者の身体の体積から、音エネルギーのエコーを受信するステップと、

【0040】

d) エコーをアレイの素子に電氣的に接続されているプロセッサに報告するステップであって、プロセッサが、

i) 注目する血管を流れる血液の径方向速度を決定するために、エコーをドップラー処理し、

i i) 注目する血管から受信したエコーから、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームを決定し、

i i i) 注目する血管における血流のエコーから計算した最大ドップラー・エネルギーにロックするために、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームに基づいて、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、

i v) 注目する血管における血流から、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算し、

v) ステップ(i v)において計算した3次元位置における血管における血流のパラメータを計算するようにプログラムされており、

【0041】

(e) パラメータを、プロセッサに電氣的に接続されているディスプレイ・モニタに表示するステップを含む。

【0042】

上記で説明したように、本発明の方法を実施するオペレータは、注目する血管から血流パラメータを獲得することができ、さらに、注目する血管の特定領域からも獲得することができる。

【0043】

さらに、本発明は、注目する血管の特定領域における血流のパラメータを決定する方法に適用される。該方法は、

【0044】

a) 音変換器素子のアレイを提供し、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であって、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信するステップと、

【0045】

b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを、注目する血管の特定領域を有する被験者の身体の体積に向けるステップと、

【0046】

c) 注目する血管の特定領域を有する被験者の身体の体積から、音エネルギーのエコーを受信するステップと、

【0047】

d) エコーをアレイの素子に電氣的に接続されているプロセッサに報告するステップであって、プロセッサが、

i) 注目する血管の特定領域を流れる血液の径方向速度を決定するために、

エコーをドップラー処理し、

i i) 注目する血管の特定領域から受信したエコーから、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームを決定し、

i i i) 注目する血管の特定領域における血流のエコーから計算した最大ドップラー・エネルギーにロックするために、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームに基づいて、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、

i v) 注目する血管の特定領域における血流から、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算し、

v) ステップ (i v) において計算した3次元位置における血管の特定領域における血流のパラメータを計算するようにプログラムされており、

【0048】

(e) パラメータを、プロセッサに電氣的に接続されているディスプレイ・モニタに表示するステップとを含む。

【0049】

他の実施形態では、本発明は、注目する血管の血流のパラメータを決定する装置に適用される。該装置は、

【0050】

a) 音変換器素子のアレイであって、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であって、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信し、

【0051】

b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを被験者の身体に向けることにより、注目する血管を有する被験者の身体の体積から受信したエコーがプロセッサに報告されるように、アレイに電氣的に接続されているプロセッサであって、プロセッサは、

i) 注目する血管を流れる血液の径方向速度を決定するために、エコーをドップラー処理し、

i i) 注目する血管における血流の3次元位置を計算し、

i i i) ステップ (i i) において計算した3次元位置における注目する血管における血流のパラメータを計算するようにプログラムされており、

【0052】

(c) プロセッサによって計算された血流のパラメータを表示する、プロセッサに電氣的に接続されているディスプレイ・モニタとを備える。

【0053】

本発明の装置で決定することができる血液のパラメータには、血流量、ベクトル速度、ドップラー・スペクトル分布などが含まれる。測定中のパラメータは、瞬間値、または心臓サイクルにわたって決定された平均値とすることができる。

【0054】

さらに、本発明は、上述した装置に適用される。この場合、プロセッサは、

【0055】

i) エコーをドップラー処理した後、注目する血管から受信したエコーから、和ビーム、方位角差ビーム、仰角差ビームを決定し、

【0056】

i i) 注目する血管における血流のエコーから計算した最大ドップラー・エネルギーにロックするために、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームに基づいて、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、

【0057】

i i i) 注目する血管の血流から、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算し、

【0058】

i v) (i i i) において計算した3次元位置における注目する血管の血流のパラメータを計算するようにプログラムされている。

【0059】

選択肢として、本発明の装置のプロセッサは、さらに、送信および受信した音エネルギーの方向を変調する前に、方位角差ビームと仰角差ビームの間の角度を有する少なくとも1つの追加ビームを決定するようにプログラムすることができる。

る。この場合、少なくとも1つの追加ビームを使用して、送信および受信した音エネルギーの方向を変調する。特定の実施形態では、少なくとも1つの追加ビームは、注目する血管に直交する角度にある。

【0060】

さらに、本発明の装置に関する他の実施形態では、アレイの素子間の距離は、少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーの波長の1/2より大きい。

【0061】

さらに、本発明は、注目する血管における血流のパラメータを決定する装置に適用される。該装置は、

【0062】

a) 音変換器素子のアレイであって、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であって、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信し、

【0063】

b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを被験者の身体に向けることにより、注目する血管を有する被験者の身体の体積から受信したエコーがプロセッサに報告されるように、アレイに電気的に接続されているプロセッサであって、プロセッサは、

i) 注目する血管を流れる血液の径方向速度を決定するために、エコーをドップラー処理し、

ii) 注目する血管における血流の3次元位置を計算し、

iii) ステップ(ii)において計算した3次元位置における注目する血管における血流のパラメータを計算するようにプログラムされており、

【0064】

(c) プロセッサによって計算された血流のパラメータを表示する、プロセッサに電気的に接続されているディスプレイ・モニタとを備える。

【0065】

本発明の装置で決定することができる血流の特定のパラメータには、血流量、ベクトル速度、およびドップラー・スペクトル分布が含まれるが、明らかにこれらに限定されるものではない。測定中のパラメータは、瞬間値、または心臓サイクルにわたって決定された平均値とすることができる。

【0066】

さらに、本発明の装置のプロセッサは、送信および受信した音エネルギーの方向を変調する前に、方位角差ビームと仰角差ビームの間の角度を有する少なくとも1つの追加ビームを決定するようにプログラムすることもできる。この場合、少なくとも1つの追加ビームを使用して、送信および受信した音エネルギーの方向を変更する。特定の実施形態では、少なくとも1つの追加ビームは、注目する血管に直交する角度にある。

【0067】

さらに、本発明は、被験者の注目する血管の音エネルギーを使用して、3次元画像を生成する方法に適用される。該方法は、

【0068】

a) 音変換器素子のアレイを提供し、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であって、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信するステップと、

【0069】

b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを、注目する血管を有する被験者の身体の体積に向けるステップと、

【0070】

c) 注目する血管を有する被験者の身体の体積から、音エネルギーのエコーを受信するステップと、

【0071】

d) エコーを、

i) 注目する血管を流れる血液の径方向速度を決定するために、エコーをドップラー処理し、

i i) 注目する血管における血流の3次元位置を計算し、

i i i) 複数の計算した3次元位置を生成するために、ステップ(i)から(i i)を反復し、

v i) 複数の計算した3次元位置から、注目する血管の3次元画像を生成する

【0072】

ようにプログラムされているプロセッサに報告するステップと、

【0073】

(e) 3次元画像を、プロセッサに電氣的に接続されているディスプレイ・モニタに表示するステップとを含む。

【0074】

さらに、本発明により、本発明の方法を使用するオペレータは、身体の血管だけでなく、身体の血管の特定領域についても、3次元画像を生成することが可能になる。

【0075】

血管と、さらに血管の特定位置の3次元位置を計算するために利用可能である多くの手段は、本発明によって包含される。特定の手段は、プログラムしたプロセッサに、

【0076】

i) エコーをドップラー処理した後、注目する血管から受信したエコーから、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームを決定し、

【0077】

i i) 注目する血管における血流のエコーから計算した最大ドップラー・エネルギーにロックするために、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームに基づいて、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、

【0078】

i i i) 注目する血管における血流から、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算し、

【0079】

i v) 複数の計算した3次元位置を生成するために、ステップ(i)から(i i)を反復させる。

【0080】

選択肢として、本発明の方法のプロセッサは、送信および受信した音エネルギーの方向を変調する前に、方位角差ビームと仰角差ビームの間の角度を有する少なくとも1つの追加ビームを決定するようにプログラムすることもでき、また、少なくとも1つの追加ビームを使用して、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算する。特定の実施形態では、少なくとも1つの追加ビームは、注目する血管に直交する角度にある。

【0081】

また、本発明は、音エネルギーを使用して、被験者の注目する血管の3次元画像を生成する方法に適用される。該方法は、

【0082】

a) 音変換器素子のアレイを提供し、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であって、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信するステップと、

【0083】

b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを、注目する血管を有する被験者の身体の体積に向けるステップと、

【0084】

c) 注目する血管を有する被験者の身体の体積から、音エネルギーのエコーを受信するステップと、

【0085】

d) エコーを、

i) 注目する血管を流れる血液の径方向速度を決定するために、エコーをドップラー処理し、

i i) 注目する血管の一部から受信したエコーから、和ビーム、方位角差ビ

ーム、および仰角差ビームを決定し、

i i i) 注目する血管における血流のエコーから計算した最大ドップラー・エネルギーにロックするために、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームに基づいて、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、

i v) 注目する血管における血流から、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算し、

v) 複数の計算した3次元位置を生成するために、ステップ(i)から(i v)を反復し、

v i) 複数の計算した3次元位置から、注目する血管の3次元画像を生成する

【0086】

ようにプログラムされているプロセッサに報告するステップと、

【0087】

(e) 3次元画像を、プロセッサに電氣的に接続されているディスプレイ・モニタに表示するステップとを含む。

【0088】

選択肢として、3次元画像は、注目する血管の特定領域のものとしてすることができる。さらに、本明細書で記述されている方法のプロセッサは、送信および受信した音エネルギーの方向を変調する前に、方位角差ビームと仰角差ビームの間の角度を有する少なくとも1つの追加ビームを決定することもでき、また、少なくとも1つの追加ビームを使用して、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算する。少なくとも1つの追加ビームと共に使用する角度については、上記で説明されている。

【0089】

さらに、本発明の他の実施形態では、アレイの素子間の距離は、少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーの波長の1/2より大きい。

【0090】

さらに、本発明は、音エネルギーを使用して、被験者の注目する血管に関する3次元画像を生成する装置に適用される。該装置は、

【0091】

a) 音変換器素子のアレイであって、アレイにおける素子間隔が、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きい、またはそれ以下であって、少なくとも1つの素子が音エネルギーを送信し、素子の一部が音エネルギーを受信し、

【0092】

b) アレイの少なくとも1つの素子によって生成された音エネルギーを被験者の身体に向けることにより、注目する血管を有する被験者の身体の体積から受信したエコーがプロセッサに報告されるように、アレイに電氣的に接続されているプロセッサであって、プロセッサは、

i) 注目する血管を流れる血液の径方向速度を決定するために、エコーをドップラー処理し、

ii) 注目する血管における血流の3次元位置を計算し、

iii) 複数の計算した3次元位置を生成するために、ステップ(i)から(ii)を反復し、

v) 複数の計算した3次元位置から、3次元画像を生成するようにプログラムされており、

【0093】

(c) 3次元画像を表示する、プロセッサに電氣的に接続されているディスプレイ・モニタとを備える。

【0094】

上記で説明したように、本発明の装置により、オペレータは、注目する血管、さらには、オペレータが綿密に調査することを望む血管の特定領域の3次元画像を生成および表示することが可能になる。さらに、特定の実施形態では、本発明の装置のプロセッサは、

【0095】

i) エコーをドップラー処理した後、注目する血管から受信したエコーから、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームを決定し、

【0096】

i i) 注目する血管における血流のエコーから計算した最大ドップラー・エネルギーにロックするために、和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームに基づいて、送信および受信した音エネルギーの方向を変調し、

【0097】

i i i) 注目する血管における血流から、最大ドップラー・エネルギーの3次元位置を計算し、

【0098】

i v) 3次元画像を生成するために使用した複数の計算した3次元位置を生成するために、ステップ(i)から(i i i)を反復することによって、血管の3次元位置を計算するようにプログラムすることができる。

【0099】

選択肢として、プロセッサは、送信および受信した音エネルギーの方向を変調する前に、方位角差ビームと仰角差ビームの間の角度を有する少なくとも1つの追加ビームをさらに決定するようにプログラムすることができる。この場合、少なくとも1つの追加ビームを使用して、送信および受信した音エネルギーの方向を変調する。追加ビームの方位角差ビームと仰角差ビームの間の角度は、変更することができる。特定の実施形態では、少なくとも1つの追加ビームは、注目する血管に直交する角度にある。

【0100】

さらに、本発明は、複数の音変換器素子を備える、超音波装置において使用する薄型アレイに適用される。この場合、アレイにおける素子間隔は、素子によって生成された音エネルギーの半波長より大きく、素子が、アレイ内において配置および寸法決めされ、音エネルギーが、音エネルギーによって生成されたあらゆる回折格子ローブが抑制されるように、素子によって電子的にステアリングされる。特定の実施形態では、素子は、互いに接するように、配置および寸法決定されている。

【0101】

したがって、本発明は、3次元のドップラー・データである、方位角、仰角、および距離(深度)を収集することによって、血液速度の監視を実施する。した

がって、患者またはセンサが動くとき、速度を監視する点（3次元空間における）を獲得および追跡することができる。また、本発明は、血流の3次元マップを生成し、測定した径方向速度を真のベクトル速度に変換する。

【0102】

さらに、本発明では、望ましい信号を見つけた後は、分解能よりはるかに良い精度で、信号を正確に特定し、連続的に追跡することになる。準分解能追跡およびマッピングを達成するこれまで未知の方法には、「モノパルス」と呼ばれる手順の新規で明白ではない拡張が含まれる。モノパルス追跡は、軍事への応用において、電磁放射でポイント・ターゲットを正確に特定および追跡するために使用されてきた。しかし、生体内で移動する流体の速度を決定するために、音波と共に使用されたことはなかった。

【0103】

本発明は、（1）薄型で装着が容易な変換器パッドを使用する、手が届く値段の血流3次元撮像、（2）実時間ベクトル速度、および（3）患者またはパッドの動きに関係しない長期不在ドップラー超音波監視を提供する。これら3つの特徴のいずれも、現在の超音波設備または技術では達成不可能である。

【0104】

パッドと関連するプロセッサは、平面、円柱、または球の表面上で、圧電素子の2次元整相アレイを使用することにより、3次元領域における超音波血流速度のデータを収集し、それをドップラー処理する。新奇なビーム形成及び追跡の技術を使用することにより、本発明は、局所最大血流速度信号を生成する3次元空間における点にロックし、それを追跡する。正確な追跡プロセスによって獲得された点の積分座標を使用して、血管の3次元マップを形成し、データ収集の拡大と長期に亘る連続的な不在血流監視のために、複数の注目点を選択するために使用可能な表示を提供する。3次元マップにより、測定した径方向ドップラーから、ベクトル速度を計算することができる。

【0105】

特定の実施形態では、薄型アレイ（変換器アレイの半波長の素子間隔より大きい）を使用して、本発明の装置を安価にし、パッドを薄型（与えられた空間分解

能に対してより少ない接続ケーブル)にすることが可能になる。アレイは、角度視野を制限することによって受信器領域を低減せずに、薄型化される。本発明で使用する特有の2-D整相アレイにより、(1)血液速度信号を追跡および再獲得するために必要なビームを形成し、(2)通常の半波長素子間隔より著しく粗い素子配置を可能にすることによって、血流速度監視は安価になり、実用化される。アレイが探索しなければならない角度の範囲を制限することで、受信器の領域全体を低減せずに、通常の半波長間隔よりはるかに小さくすることができる。

【0106】

アレイを薄型化することによる回折格子ローブは、広帯域幅と時間遅延ステアリングを使用することによって低減することができる。アレイまたはアレイの少なくとも1つの素子を使用して、ビームの位置を順次インソネートする。注目領域を撮像し、粗くマッピングした後は、測定と追跡のために、特定の血管上の特定位置にアレイの焦点を合わせる。測定および追跡する単数または複数の点の選択は、マッピングを介して獲得された情報に基づくことができ、ユーザ誘導型または完全に自動化することが可能である。選択は、例えば、近接位置またはその付近におけるドップラー周波数の範囲内でのピーク応答に基づくことができる。

【0107】

追跡モードでは、数個の受信ビーム、すなわち和ビーム、方位角差ビーム、仰角差ビーム、およびおそらくは追加の差ビームが、方位角(=0度)および仰角(=90度)以外の角度で、同時に形成される。血管に垂直な方向において血管を特定するために、0度と90度以外の角度(0、45、90、および135度など)でモノパルスが加えられる。望ましい(すなわちピークの)血液速度信号が出力に存在しないとき、これは瞬時に認識され(ドップラー・フィルタリングの後に形成されるモノパルス比はゼロでなくなるなど)、アレイを使用して、望ましい信号を追跡(低速運動)または再獲得(高速運動)する。再獲得は、最大ドップラー(速い血液速度)エネルギーを有するビーム(および時間遅延または「領域ゲート」)を選択するために、複数のビームを形成し、ドップラー処理するステップ1に戻ることによって達成される。これには、ビームと領域ゲートをピーク速度信号の正確な位置にロックするドップラー後モノパルス追跡が続く。

経頭蓋ドップラーなどへの応用では、波長とアパーチャのサイズに基づく角度分解能が不十分であり、例えば、各血管の各距離セルをドップラー後モノパルス追跡し、モノパルス・ナルの位置と配向を記述する座標とモノパルス対角度を記録することによって微細なマッピングを達成することができる。利用可能な3次元マップを用いることで、真のベクトル速度を計算することができる。正確なベクトル・フロー測定のために、方位角 - 仰角表示またはCスキャン表示における線が、監視している血管に平行になるまでデジタル方式で回転することによって、血管に直交する方向のモノパルスの差を計算する。アパーチャが、正方形（または長方形）ではなく、ほぼ円形（または楕円）である場合、（変換器アレイを物理的に回転させるのとは対照的に）アパーチャは、ソフトウェアにおいてより簡単に回転することができる。また、アレイを8角形にするために、正方形または長方形のアレイの4つの角から素子を除去することによって、より低いサイドローブが得られる。

【0108】

本発明では、（1）血管または（2）与えられた速度のフロー領域を、唯一の血管が通過している3-D分解能セルを見つけることによって解像することができる限り、その血管またはフロー成分を、セル内で非常に正確に特定することができる。モノパルスは、そのような準分解能精度（SRA）を獲得する為の単なる1つの例である。他の方法としては、例えば、MUSICアルゴリズムおよび自己回帰モデリングを含む、「現代スペクトル評価」において使用される「スーパー分解能」または「パラメトリック」技術がある。SRAにより、3-Dフローの極めて正確なマップが可能になる。

【0109】

さらに、本発明は、ドップラー後準分解能追跡およびマッピングを使用する。これは、まずドップラー処理を行い、高ドップラー周波数データのみを使用する。これにより、能動的な血管は「点」とは対照的に「線」を近似するので、拡張されたターゲットが得られる。3次元空間では、これらの血管は互いに解像される。特定領域では、モノパルス角度方向において「線」が「点」となるように、モノパルス角度軸を（方位角 - 仰角平面において）回転することができる。次い

で、スーパー解像技術を使用することによって、またはモノパルスなど簡単な技術を使用することによって、その点を特定することができる。そのような測定を多数行うことによって、血管の正確な3-Dマップが得られる。

【0110】

薄型アレイの角度視野（回折格子ローブによって制限されている）を拡張する方法は、（1）多重化した処理チャネルを有する複数の変換器パネル、（2）凸形V字形変換器パネル、（3）円柱形変換器パネル、（4）球形変換器パネル、（5）マイナス超音波レンズを使用することを含む。必要に応じて、プローブを動かし、準画像を相関させることによって、さらにより大きい領域のマップを創出することができる。

【0111】

また、能動デジタル・ビーム形成を使用することができるが、実施は、広帯域実施と狭帯域実施の間で行う選択に依存する。血管の高分解能マッピングが重要視される場合、広帯域幅（例えば、通常の周波数の50%）を微細な領域分解能に使用する。ドップラー・スペクトル分析、測定、および監視が重要視される場合、マップは唯一のツールである。この場合、狭帯域、低コスト、低領域分解能、高感度実施が好まれる可能性がある。広帯域実施は、時間遅延ステアリングを使用し、性能（より高い分解能、より広い視野、および低減された回折格子ローブ）の点において有利であり、狭帯域実施は、位相シフト・ステアリングを使用したコストの点において有利である。したがって、本発明は2つの好ましい実施について記述することができる。

【0112】

広帯域実施では、時間遅延ステアリングは、離散サンプル間隔において、オーバーサンプリングし、デジタル方式で遅延することによって、送信と受信の両方についてデジタル方式で実施することができる。狭帯域実施では、（1）位相ステアリングは、送信と受信の両方に対して、デジタル方式で実施することができる（デジタル・ビーム形成）、（2）帯域通過サンプリング（信号の周波数より低いレートでサンプリングする）は、デジタル・ダウン変換およびフィルタリングと共に使用することができる。

【0113】

したがって、本発明の目的は、最大ドップラー・エネルギーを有する3次元空間の点を特定し、その点の座標を決定することである。その情報と血管のその点を通る血液の径方向速度により、血流のベクトル速度、血流の体積、またはドップラー・スペクトル分布を含むが、これに限定されない、その点における様々な血流パラメータを計算することができる。測定中のパラメータは、瞬間値、または心臓サイクルにわたって決定された平均値とすることができる。

【0114】

本発明の他の目的は、最大ドップラー・エネルギーを有する3次元空間における生体内の点を連続的に追跡およびマップし、座標を利用して、これまで知られているドップラー超音波方法および装置を使用して生成された画像よりはるかに優れた分解能を有する、血管とその内部の血流の3次元画像を生成することである。

【0115】

本発明のさらに他の目的は、これまで知られているドップラー超音波装置で必要とされる数の素子変換器を使用しない薄型アレイを提供することである。その結果、アレイの素子の数が減少しているため、使用するアレイのサイズが減少し、ベクトル速度、血流量、およびドップラー・スペクトル分布などの血流パラメータを獲得するために従来の超音波装置を使用した場合には不可能である可動性を、分析中の患者に提供する。測定中のパラメータは、瞬間値、または心臓サイクルにわたって決定された平均値とすることができる。

【0116】

本発明のこれらおよび他の態様は、以下の図面と詳細な説明を参照することによって、より良好に理解されるであろう。

【0117】

(発明の詳細な説明)

本発明は、(1)超音波センサのファミリ、(2)自ずと新奇である一連の核となる技術の相互作用、(3)本発明を実施する様々な方式を表すいくつかの設計選択肢を含む。この多面的な発明を組織的に理解することを容易にするために

、以下、上記3つのトピックの各々について議論する。

【0118】

ここで用いるセンサは、すべて、血流の能動、非侵襲、瞬間（または実時間）、3次元の撮像、および監視に用いられる圧電クリスタルの2次元アレイ（すなわち、平面、または円柱のセクションなど凸形の形状の表面上）である。センサは、（1）同じ複雑さのハードウェア（入力ケーブルと関連する電子機器の数）において可能であるよりも繊細な画像分解能を可能にし、（2）分解能に基づいて通常可能であるよりも、繊細な精度を可能とする、血液速度及び血流の3-D撮像に対する、独自の手法を使用する。本発明は、速度の径方向成分だけではなく、3-Dベクトル速度を測定および監視する。

【0119】

また、本発明は、さらに、（1）大きな素子と制限スキャニングを用いたアレイの薄型化、（2）ピークのサイドローブを低減し、到達範囲を拡大するアレイの形状、（3）ドップラー後準分解能追跡、（4）ドップラー後準分解能マッピング、（5）角度視野を最大にする追加の方法、および（6）マッピング、追跡、および測定のプロセスを実施するための様々なデジタル・ビーム形成手順を使用する。また、本発明は、アレイの薄型化にも適用され、この場合、アレイ素子間の距離は半波長よりはるかに大きい。これにより、入力ケーブルの数と処理する信号の数は低減されるが、高い分解能と感度は維持され、あいまいさは回避される。例えば経頭蓋ドップラーへの応用では、信号対雑音、すなわち、受信器のアレイ領域が非常に重要であり、受信器のアレイ領域を低減せずにアレイを薄くすることが可能であるが、その理由は、比較的小さな（他の応用分野と比較して）角度視野が必要なためである。

【0120】

全アパーチャ領域を保持しつつ薄型化することにより、角度視野に制限が課される。視野を拡大する方法は、ある時点でアクティブなより多くの素子を使用することを含む。例えば、電子機器が、2つの同じ構成のパネル間で切り替えられる場合、任意の深度におけるクロス距離視野は、パネルのサイズによって増大される。重複ビームまたは冗長ビームを回避するように、パネルをわずかに異なる

方向に向けると、視野は2倍になる。この手法の一般化は、円柱または球状表面上においてアレイを使用することを含む。

【0121】

ドップラー、深度、および2つの角度（方位角および仰角）について、血管のセクションが他の血管から解像された後は、ドップラー後準分解能処理は、分解能の10分の1から20分の1の精度で、そのセクションを特定する。これにより、精密な追跡と正確なマッピングを行うことができる。追跡は、不在長期監視に備えており、マッピングは、監視する単数または複数の点を選択することについて、オペレータを補助する。

【0122】

さらに、本発明の方法により、血流の非侵襲、連続、不在、体積測定、血管追跡、超音波監視、および診断の装置が可能になる。必要に応じて監視用に小さなパッドの形態とすることが可能で、装着が容易で、電子的にステアリングされた変換器プローブを使用して、不在連続的血流速度測定と監視、ならびに3次元血管追跡およびマッピングが可能になる。さらに、本発明の装置および方法は、身体のある部分において、上述したパラメータを測定することに応用される。以下に記述する制限されない例は、頭蓋への応用を含む。しかし、上述したように、本発明の装置および方法は、身体のある部分に適用可能であり、身体のある血管を追跡およびマッピングすることができる。本発明の装置は、例えば、

【0123】

1. 血管診断または監視が必要である身体の部分に、付着、軽いテーピング、ひもによる固定、バンドによる固定、または容易に装着可能な小さな薄型のプローブを用いて、血流速度を測定および連続的に監視する。

【0124】

2. 動きに関係なく、複数の希望の血管を追跡し、それに焦点を合わせ続ける。

【0125】

3. ウィリス氏動脈環（脳に供給する動脈の中心網）または頭蓋ボリュームの

他の重要な血管などにおいて、3-D血流をマッピングする。

【0126】

4. カラー速度撮像を実施し、望ましいビューが選択されるまで、トラック・ボールまたはジョイスティックを用いて回転される血流の3-D画像を表示する。

【0127】

5. (1) 深度-方位角平面上の射影、Bスキャン、またはダウトルッキング透視、(2) 方位-仰角平面上の射影、Cスキャン、またはフォワードルッキング透視、あるいは(3) 任意の平面上の射影、任意のスライス、または任意の透視を含む、射影図、スライス図、または透視図の選択を行い、表示する。

【0128】

6. トラック・ボールおよびボタンを使用して、ベクトル速度の測定または監視が望ましい点を円形マーカで指す。

【0129】

7. トラック・ボールを使用して、血管画像に沿って円形マーカをスライドさせることによって、血管に沿って追跡位置を動かす。

【0130】

8. 実際の瞬間および/または平均ベクトル速度および/または推定平均体積フローを表示する。

【0131】

9. 複数日の履歴を保有し、数時間に亘って監視した各血管について、時間対平均血流速度を表示する。

【0132】

10. 最大速度を超えたときまたは最小速度を下回ったとき、あるいは栓塞数が多いとき、警告音を発し、検出した栓塞のログを保有する。

【0133】

11. 例えば、小さな血管(直径が1mmなど)を追跡し、マッピングし、監視し、(例えば)4mmほど離れている血管を解像し、 ± 0.1 mmの精度でそれらを特定する。

【0134】

さらに、本明細書で説明するように、多くの方法は、身体から返されたエコーから、血管に沿った点の3次元座標を獲得することに応用され、本発明によって包含されている。本明細書で応用されるそのような方法に関する特定の制限的でない例は、モノパルス追跡を新奇変形形態したものである。モノパルスを使用した追跡のために、最高で9のビームを各送信ビーム位置に対して同時に形成する。送信されたビームに対応する「和」ビームの他に、異なる4つのモノパルスビームか、または8つの重複集束ビームが存在する。8つの集束ビームのクラスタを使用する場合、これらは和ビームと高度に重複し、和ビームから極わずかに変位しており、中心は、和ビームの中心の周りの小さな円上に等間隔に配置されている。これらの衛星ビームは対で動作して、4つの差ビームを形成する。例えば、方位角モノパルス比は、「線形」と「非線形」と呼ばれる、2つの異なる方式で生成することができる。非線形方法は、3つの受信した信号、すなわち、左、右、および和(L、R、およびS)の大きさまたはパワーを決定し、 $M_a = (|L| - |R|) / |S|$ を計算する。線形方法は、複素信号を使用して、比 D_a / S の実数部分として、方位角モノパルス比を計算する。 $D_a = L - R$ であり、 D_a は、方位角の差である。

【0135】

理想的な点ターゲットに対して、 M_a を計算する線形方法は、方位角エラーを優れた評価をもたらす。また、これは、8つの補助ビームの代わりに、4つのみを必要とするという利点を有する。これらの4つのビームは、方位角差ビーム、 D_a 、仰角差ビーム、および2つの対角差ビームである。LおよびRなどの個々のビームは不要である。しかし、ビームの形状は、骨および組織を経た屈折によって非常にゆがんでおり、「準最適」非線形手法がより堅牢である可能性がある。

【0136】

どちらのモノパルス方法を使用するかに関係なく、レーダで使用される従来の2つの差ビーム(方位角差と仰角差)は、十分でない可能性がある。変換器の視線に垂直な平面上への高速データの射影(Cスキャン)は通常、線であり、点で

はない。等角に配置されている複数の差ビームにより、1つは、血管のCスキャン射影に対してほぼ垂直となる。システムは、最大の大きさを有するモノパルス差出力を選択する。これにより、血管に関するCスキャン射影の配向が近似される。対応するモノパルス比（和ビームのパワーが閾値を超える場合）を使用して、正確にビームを再ステアリングし、正確にその血管に集中し続ける。

【0137】

ウォール・フィルタのパワー・マップ出力をモノパルス・ビームに対して使用する場合、ビームの出力はパワーであるため、複素比は得られない。その場合、非線形方法が使用される。代わりに、パワーを計算する前に、線形方法で複合ウォール・フィルタ出力を使用することもできる。しかし測定中は、特定（高速）のFFTドップラー・ビンの出力をモノパルスの代わりに使用することが可能である（ドップラーにおける和ビームの大きさまたはパワーが閾値を超える場合）。その場合、線形または非線形モノパルス比を使用することが可能である。

【0138】

他の方法では、FFT処理を使用して、高い和ビーム・パワーを有する高速ドップラー周波数セルを出力するときに、モノパルス比（線形または非線形）を形成してもよい。例えば、パワー閾値を設定し、閾値を超えるパワーを有する最も高速な（正又は負）セルを選択する。単一のFFTセルのデータには雑音があることが予想されるので、この手順は、いくつかの測定（フレームあたり複数のFFT）を実施するための使用可能な速度解像度と能力とを有するように、1つのビーム位置において十分な時間を費やす、測定ドエルに対して推奨される。

【0139】

測定中のFFTベースモノパルスおよびモノパルス平均

【0140】

Kパルス・ドエルにおいて、K1をFFTで使用される入力パルスの数とし、K2をFFTの数として、 $K = K1 \times K2$ であるとする。K1パルスごとに、ビームを再ステアリングするためにモノパルスを実施する代わりに、望ましい高速ドップラー・ビンの出力におけるモノパルス比を計算し、K2FFTにわたって、その値を平均する。これにより、ステアリングノイズが低減されると同時に、

血管の中心（最大ドップラー・エネルギー）を特定していることが保証される。最小の和ビーム・パワーが閾値を超える最大ドップラー周波数を選択し、モノパルスの代わりにそのドップラー・セルのみを使用する。平均は、重み付き平均とすることが最も良い。例えば、 D_n と S_n が選択したドップラー・ビンに対する n 番目のFFTにおける（例えば仰角）差ビーム出力と和ビーム出力である場合、線形モノパルスまたは非線形モノパルスのどちらかを使用するかに応じて、次式を選択する。

【0141】

$$M = \frac{\sum_{n=1}^{K_2} |S_n|^2 M_n}{\sum_{n=1}^{K_2} |S_n|^2}, \quad M_n = \text{Re}\{D_n / S_n\}$$

$$\text{または } M_n = \frac{|D_n|^2}{|S_n|^2}$$

【0142】

線形モノパルスでは、1つの大きなFFT（ $K_2 = 1$ ）のみを使用することが最適である可能性がある。非線形モノパルスでは、式は以下のように簡単になる。

$$M = \frac{\sum_{n=1}^{K_2} |D_n|^2}{\sum_{n=1}^{K_2} |S_n|^2}$$

【0143】

[比が含まれているので（ビームの位置エラーが信号強度と混同されないように）、「線形」方法でさえ非線形であることに留意されたい。]

本発明の装置により、ほとんど訓練を積んでいない個人が、センサを適用して、容易に理解可能な超音波画像表示に基づいて、それを配置することが可能になる。新奇センサは重要事象を早期に検出するために、動脈血液速度と体積流量を連続的に監視することができる。簡単に装着できるように、非常に薄型であり、不動部品で、例えば中大脳動脈（MCA）と言った選択した血管を追跡すること

ができる。センサが、希望する血管の一般的な体積位置に向けられている場合（例えば、 $\pm 1\text{ cm}$ の範囲内で）、血流の最大径方向成分の点の $\pm 0.1\text{ mm}$ の範囲内にロックし、患者の動きに関係なくロックされたままにすることができる。

【0144】

本発明の装置は、患者の動きに関係なく、選択した血管に焦点を合わせたままにすることができるが、その理由は、

【0145】

1. 深度、

【0146】

2. 方位角、

【0147】

3. 仰角、

【0148】

4. 血管の径方向成分、

【0149】

5. 時間

【0150】

の関数として、信号リターン振幅からなる5次元データ・ベースを実時間で生成し、かつデジタル方式で分析するからである。

本発明の装置は、重要な径方向速度を有する血液の最大体積を備える点を自動的に特定し、それにロックすることができるので、不在連続血液速度監視はその使用法の1つである。深度の関数としてロックが行われる点の正確な相対位置を使用することによって、本発明の装置は、従来の超音波画像を形成するために必要とされる複雑なハードウェアと計算を必要とせずに、3次元追跡として、血管網をマッピングすることができる。3次元の血液経路と共に速度の径方向成分を使用することで、本発明の装置は、直接ベクトル速度を計算することができる。

【0151】

本発明の方法で使用される装置は、プローブ、処理電子機器、およびディスプレイを備える、非機械式ドップラー超音波撮像センサである。プローブを適宜選

択することにより、経頭蓋ドップラー（TC D）、心臓、透析、および他の応用にシステムを使用することが可能になる。

【0152】

本発明は、本発明の例として提供されている、以下の非制限的な例を参照することによって、より良く理解することが可能である。以下の例は、本発明の特定の実施形態をより完全に示すために提示されている。しかし、本発明の広範な範囲を制限するものとして解釈されるべきではない。

【0153】

例1 血流の実時間3次元マッピングおよび追跡を伴う超音波診断および監視センサ

【0154】

本発明のこの実施形態は、医療評価および身体の複数位置の監視に適用することができるが、本発明の例として、経頭蓋ドップラーに適用した場合について記述する。

【0155】

本発明は、(1)薄型で装着が容易な変換器パッドを使用する、手が届く値段の血流3次元撮像、(2)実時間ベクトル速度、および(3)患者またはパッドの動きに関係しない長期不在ドップラー超音波監視を提供する。これら3つの特徴のいずれも、現在の超音波設備または技術では達成不可能である。

【0156】

パッド及び付随プロセッサは、圧電素子の平面整相アレイを使用することにより、3次元領域における超音波血流速度データを収集し、それをドップラー処理する。新奇なビーム形成および追跡技術を使用することにより、本発明は、局所最大血液速度信号を生成する3次元空間における点にロックし、それを追跡する。正確な追跡プロセスによって獲得された点の積分座標を使用して、血管の3次元マップを形成し、データ収集の拡大と、長期に亘る連続的な不在血流監視のために、複数の注目点を選択するために使用可能な表示を提供する。3次元マップにより、測定した径方向ドップラーからベクトル速度を計算することができる。

【0157】

薄型アレイ（変換器アレイの半波長素子間隔より大きい）を使用して、装置を安価にし、パッドを薄型（与えられた空間分解能に対してより少ない接続ケーブル）にすることが可能になる。また、同じ物理アレイを使用して、複数の狭い受信ビームを含む広い送信ビームを形成することができる。例えば、血液速度信号の初期の取得は、送信アレイを脱焦させることにより、または微小送信サブアパーチャを使用することにより、大きな領域をインソネートすることによって獲得される。コンピュータは、Mの同時ビームを形成するために、多数組の遅延および/または複素重みを同時に受信素子に加える。Mのビームが同時に形成されているので、受信器は、高いS/Nと繊細なドップラー分解能を獲得するように、M倍長く休止することができる。微小送信サブアパーチャを使用する実施形態については、アレイ内の送信されたエネルギーのソース（すなわち、送信器のサブアパーチャの位置）は、皮膚が加熱されるのを防止するように時間平均空間ピーク強度を下げるために、時間と共に変化する。

【0158】

角度視野を制限することで、受信器領域を低減することなく、アレイは薄型化される。プローブを動かし、準画像を相関させることによって、必要に応じてより大きな領域のマップを創出する。注目領域が撮像され、粗くマッピングされた後は、全送信器アレイは、追跡のために特定血管上の特定位置に焦点合わせされる。追跡モードでは、（1）アレイの薄型化による回折格子ローブは、広帯域幅および時間遅延ステアリングを使用することによって低減され、（2）和ビーム、方位角差ビーム、および仰角差ビームの3つのビームのみが、一度に形成される。望ましい（すなわちピーク）血液速度信号が出力に存在しないとき、そのことは瞬時に認識され（例えば、ドップラー・フィルタリング後に形成されたモノパルス比はゼロでなくなる）、アレイを使用して望ましい信号を追跡（低速運動）または再獲得（高速運動）する。再獲得は、最大ドップラー（速い血流速度）エネルギーを有するビーム（および時間遅延または「領域ゲート」）を選択するために、複数のビームを形成し、ドップラー処理するステップ1に戻ることによって達成される。これには、ピーク速度信号の正確な位置にビームと領域ゲートをロックする、方位角、仰角、および領域についてのドップラー後モノパルス追

跡が続く。

【0159】

経頭蓋ドップラーなどへの応用では、波長とアパーチャのサイズに基づく角度分解能が不十分であり、例えば、各血管の各領域セルをドップラー後モノパルス追跡し、モノパルス・ナルの位置を記述する座標を記録することによって繊細なマッピングを達成することができる。利用可能な3次元マップを用いることで、真のベクトル速度を計算することができる。正確なベクトル・フロー測定のために、方位角 - 仰角表示またはCスキャン表示における線が、監視している血管に平行になるまでデジタル方式で回転することによって、血管に垂直な方向において、モノパルス差を計算する。

【0160】

現在の超音波装置（「ドップラー・カラー・フロー・マッピング」システムを含む）は、すべて、分解能によって制限される画像を形成する。TCDなどのある応用では、貫通に必要な低周波数は、注目深度における方位角分解能および仰角分解能を、血管の直径よりも大きくする。本発明では、（1）血管または（2）与えられた速度のフロー領域を、唯一の血管が通過する3-D分解能セルを見つけることによって解像することができる限り、その管またはフロー成分をセル内で非常に正確に特定することができる。モノパルスは、単に、そのような準分解能精度（SRA）を獲得するための1つの例である。SRAにより、3-Dフローの非常に正確なマップが可能になる。

【0161】

本発明は、ドップラー後、準分解追跡およびマッピングを使用する。これは、まずドップラー処理を行い、高いドップラー周波数データのみを使用する。これにより、能動血管が「点」とは対照的に「線」を近似するので、拡張されたターゲットが得られる。3次元空間では、これらの血管は互いに分かるように分解される。特定の距離では、方位角次元において「線」が「点」になるように方位角 - 仰角軸を回転することができる。次いで、スーパー分解技術を使用することによって、またはモノパルスなどの簡単な技術を使用することによって、その点を特定することができる。

【0162】

実施形態の概略

【0163】

本発明は複雑であるが、その理由は、(1)超音波センサのファミリ(身体の異なる部分に対する)、(2)自ずと新奇である一連の核となる技術の相互作用、(3)本発明を実施する様々な方式を表すいくつかの設計選択肢を含むからである。この多面的な発明を組織的に理解することを容易にするために、好ましい実施形態全体を記述する前に、上記の3つのトピックの各々について議論する。

【0164】

ここで用いるセンサは、すべて、血流の能動、非侵襲、瞬間(または実時間)、3次元撮像および監視に用いられる圧電クリスタルの2次元アレイ(すなわち、平面)である。センサとそれを使用するための技術は、身体のすべての血管に適用されるが、図と詳細な説明は、経頭蓋ドップラー(TCD)モニタについて特に記す。その理由は、この応用が、本発明のすべての構成要素なしで実施することが最も困難だからである。センサは、(1)同様に複雑なハードウェア(入力ケーブルと関連する電子機器の数)において可能であるよりも繊細な画像分解能を可能にし、(2)分解能に基づいて通常可能であるよりも、繊細な精度を可能とする、血液速度及び血流の3-D撮像に対する、独自の手法を使用する。本発明は、単なる速度の径方向成分ではなく、3-Dベクトル速度を測定および監視する。

【0165】

本発明を構成する核となる技術は、(1)あいまいさまたは回折格子ローブが抑制されたアレイの薄型化、(2)ドップラー後準分解追跡、および(3)ドップラー後準分解マッピングである。本発明は、アレイを薄くする2つの方式を含む(入力ケーブルの数と処理する入力信号の数を低減する一方で、高分解能を維持し、あいまいさを回避する)。第1はバイスタティック・オペレーションであり、第2は、広帯域オペレーションである。TCDへの応用では、信号対雑音、したがって、受信器のアレイ領域が非常に重要であり、受信器のアレイ領域を低減せずに、アレイを薄くすることが可能であるが、その理由は、比較的小さな(

他の応用例と比較して) 角度視野が必要なためである。薄型化へのあるバイスタティックな手法では、送信器領域を低減するが、その結果、TCDへの応用における過度の空間ピーク強度(皮膚加熱)の問題が起きる。これは、送信器の多様化(空間ピーク強度の時間平均を下げる)と呼ばれる構成要素の発明によって解決される。薄型化への位相脱焦バイスタティック手法とモノスタティックまたはバイスタティック広帯域手法は、すべてアパーチャ全体を使用するため、送信器の多様化を必要としない。

【0166】

TCDへの応用では、薄型化の方法に関係なく、または薄型化を用いるか否かに関わらず、達成可能な角度分解能は貧弱である。血管のセクションが、ドップラー、深度、および2つの角度(方位角と仰角)について他の血管から解像された後は、ドップラー後準分解処理により分解能の10倍から20倍微細である精度でそのセクションを特定する。これにより、精密な追跡と正確なマッピングを行うことができる。追跡は、不在長期監視の可能性に備えており、マッピングは、オペレータにとって監視する単数または複数の点を選択するための助けとなる。

【0167】

本発明を備える核となる技術のいずれかまたはすべてを使用するセンサのファミリのあらゆる部材を設計するにあたり、利用可能な多くの選択肢が存在する。2次元アレイは、確立された技術であり、多くの方式で設計することができ、また、多くのサイズと形状(矩形、円形など)を有することができる。デジタル・ビーム形成(DBF)は、長年に亘り工学文献(特にレーダおよびソナー)に存在する技術である。ある医療超音波DBF特許は多くの参考文献を引用しているが、ある特許は、他の特許または他のあらゆる従来技術を引用せずに、DBFの特定の事例を記述している。平面アレイ、DBF、ドップラー超音波、およびカラー・フロー撮像は従来技術であるが、そのような確立された技術を、血流をマッピング、追跡、測定、および監視するために使用する本明細書の方式は新奇なものである。

【0168】

本実施の形態は、非侵襲、連続、不在、体積測定、血管追跡、超音波監視、および診断の装置である。必要に応じて、監視への応用のために小さなパッドの形態とすることができる、装着が容易で、電子的にステアリングされた、変換器プローブを使用して、不在連続的血流速度測定と監視、ならびに3次元管追跡とマッピングが可能になる。装置は、複数の身体部分に対し適用可能であるが、頭蓋への適用を特定の例として使用する。装置は、例えば、

【0169】

1. 血管診断または監視が必要である身体の部分に、付着、軽いテーピング、ひもによる固定、バンドによる固定、または容易に装着可能な小さな薄型のプローブを用いて、血流速度を測定および連続的に監視する。

【0170】

2. 動きに関係なく、複数の希望の血管を追跡し、それに焦点を合わせ続ける。

【0171】

3. ウィリス氏動脈環（脳に供給する動脈の中心網）において、3-D血流をマッピングする。

【0172】

4. カラー速度撮像を実施し、望ましいビューが選択されるまで、トラック・ボールまたはジョイスティックを用いて回転される血流の3-D画像を表示する。

【0173】

5. (1) 深度 - 方位角平面上の射影、Bスキャン、またはダウンルッキング透視、(2) 方位角 - 仰角平面上の射影、Cスキャン、またはフォワードルッキング透視、あるいは(3) 任意の平面上の射影、任意のスライス、または任意の透視を含む、射影図、スライス図、または透視図の選択を行い、表示する。

【0174】

6. トラック・ボールおよびボタンを使用して、ベクトル速度を測定および監視することが望ましい点に円形マーカを配置する。

【0175】

7.トラック・ボールを使用して、血管画像に沿って円形マーカをスライドすることによって、血管に沿って測定中の空間分解能セルを動かす。

【0176】

8.実際の瞬間および/または平均ベクトル速度および/または推定平均体積フローを表示する。

【0177】

9.3日間の履歴を保有し、14時間に亘って監視した各血管について、時間対平均血流速度を表示する。

【0178】

10.最大速度を超えたときまたは最小速度を下回ったとき、または栓塞数が高いとき、警告音を発する。

【0179】

11.直径が1mm程度の血管を追跡し、マッピングし、監視し、(例えば)4mmほど離れている血管を解像し、 ± 0.1 mmの精度でそれらを特定する。

【0180】

監視装置により、ほとんど訓練を積んでいない個人が、センサを利用して、容易に理解可能な超音波画像表示に基づいて、それを配置することが可能になる。新奇センサは重要事象を早期に検出するために、動脈血流速度と体積流量を連続的に監視することができる。簡単に装着できるように非常に薄型であり、不動部品で、例えば中心大脳動脈(MCA)と言った選択した血管を追跡することができる。センサが、希望する動脈の一般的な体積位置に向けられている場合(例えば、 ± 0.5 cmの範囲内で)、血流の最大径方向成分の点の ± 0.1 mmの範囲内にロックし、患者の動きに関係なくロックされたままにすることができる。

【0181】

本発明の装置は、患者の動きに関係なく、選択した血管に焦点を合わせたままにすることができるが、その理由は、

【0182】

6.深度、2.方位角、3.仰角、4.径方向の血流速度、5.時間

【0183】

の関数として、信号リターン振幅からなる5次元データ・ベースを実時間で生成し、且つそれをデジタル方式で分析するからである。

装置は、重要な径方向速度を有する血液の最大体積を備える点を自動的に特定し、それにロックすることができるので、不在連続血脈速度監視は使用法の1つである。深度の関数としてロックが行われる点の正確な相対位置を使用することによって、装置は、従来の超音波画像を形成するために必要とされる複雑なハードウェアと計算を必要とせずに、3次元追跡として、血管網をマッピングすることができる。3次元の血液経路と共に径方向速度を使用して、装置、直接ベクトル速度を計算することができる。

【0184】

ここで用いられる装置は、プローブ、処理電子機器、およびディスプレイからなる、非機械式ドップラー超音波撮像センサである。プローブを適宜選択することにより、経頭蓋ドップラー(TCD)、心臓、透析、および他の応用にシステムを使用することが可能になる。

【0185】

図1は、TCD構成とディスプレイ・スクリーンの初期定義を示す。TCDシステムは、「電話オペレータのバンド」またはベルクロ・ストラップを用いて頭に装着された1つまたは2つのプローブからなる。インタフェースと処理電子機器は、小サイズのコンピュータ内に含まれている。64のマイクロ同軸ケーブルを含んでいる薄いケーブルが、プローブをコンピュータの電子機器に装着する。オペレータがプローブを頭上に配置するとき、前、中、および後大脳動脈とウィリス氏動脈環が、他の血管と共にスクリーン上に映し出される。画像を見ることによって注目動脈または管が選択される。システムは、血管にロックし、その位置を電子的に追跡する。速度、脈拍数、撮像した領域の深度、ゲイン、およびパワー・レベルなど、様々な選択されたパラメータがスクリーン上に表示される。1つのプローブのみを使用して、TCDは、一度に最大2つの動脈(血管)を監視することができる。2つのトレースがスクリーン上に提示され、それぞれが各動脈に対するものである。血液速度は、動的に監視することができる。図1に示すように、現在の血液速度(暗いトレース)と任意の履歴トレース(より明るい

色)の両方を同時に表示することができる。各動脈の平均血液速度または推定平均フローは、それぞれの速度トレースの下に表示される。画像は、動脈と各動脈に使用したチャンネルを示す。2つのプローブを使用したとき、表示は分割され、その両方からの信号を示す。異なるプローブ(すなわち異なるサイズ)と、同じ電子機器とディスプレイを使用して、頸動脈の血流を測定および監視するためにこのユニットを使用することができる。同様に、透析、麻酔、および他の手順において、この機能を実施するために当該ユニットを使用することができる。

【0186】

センサは、獲得中に、送信および受信のために別々に構成され、使用される変換器素子(圧電クリスタル)の2次元アレイである。例えば、正方形($N \times N$)のアレイを使用する場合、 N^2 の素子はすべて同時に受信するが、 2×2 のサブアパーチャのみは、随時送信する。これを $N = 8$ の場合について図2に示す。アレイは正方形でなくてもよい。あらゆる $M \times N$ のアレイをこの方式で使用することが可能である。 NM の受信信号(この例では64)のすべては、サンプリングされ、デジタル化され、処理される。これは、例えば、図1と図3に示したように、電子機器と実時間信号処理のための追加のカードを有するデスク・トップまたはラップ・トップのパーソナル・コンピュータにおいて実施することができる。図2のPCIバスが高速処理のためにボトルネックになる場合、パイプライン化したアーキテクチャまたはシストリック・アーキテクチャが使用される。または、特定用途向け集積回路(ASIC)において、処理を実施することができる。

。

【0187】

小さな(4素子)送信サブアパーチャ(図2b)は、多くの受信ビームを含む領域をインソネートする広い送信ビームを生成する。これを、図2の正方形アレイと正方形素子の特定の場合について、図4に概略的に示す。データはアレイの各素子から受信されるので、このデータは、任意の数のビームを形成するために、多くの異なる方式でプロセッサにおいて組み合わせることができる(例えば図3)。送信器は、単一のアレイ素子より大きいため、ある程度の選択性を提供することができるが、アレイを薄くする(アレイ素子を $1/2$ 波長より離して配置

する) ことによって生じる回折格子ローブをインソネートすることはできない。この概念については、1つの角度のみを測定するビームを形成する1次元アレイについて、以下で示す。2次元アレイについては、これは、図4に示したビームのクラスタを通る水平または垂直切断を表す。図4は、以下で詳述する1つの角度の場合を2つの角度(方位角および仰角)に拡張したものを近似的および概念的に表したものである。

【0188】

「回折格子ローブ」は、素子が大き過ぎるために離れ過ぎている変換器アレイを使用することによって生じる、あいまいさ、または余分で望ましくないビームである。以下の分析は、狭帯域信号および位相シフト・ビーム処理の最悪の場合に対する回折格子ローブ抑制を示す。広帯域信号を使用する時間遅延処理も同様であるが、回折格子ローブをさらに減衰または排除し、さらに良い性能をもたらす。

【0189】

次の4つの図は、

【0190】

$$x = (d / \lambda) \sin \theta \quad (1)$$

【0191】

に対してプロットしたビーム・パターン振幅を示す。上式で、 x は、反射された音エネルギーがそれて到着する角度 θ に対する正規化を表す。方位角(または仰角) θ は、変換器アレイに垂直なブロードサイド方向ではゼロである。送信器の幅(または長さ)は、 d を受信器アレイの1つの素子の幅(または長さ)とすると、 $2d$ である。放射された音波の波長は、 c を音の伝播速度(やわらかい組織では1540メートル/秒)、 f を音の周波数(通常1と10メガヘルツの間)とすると、 $\lambda = c / f$ である。図5aは、使用中の送信器のサブアパーチャの幅 $2d$ にわたって、インソネーションが一様である特別な場合に対する送信器パターン

$$a_T(x) = \text{sinc}^2(x / 2) \quad (2)$$

【0192】

である。

受信器パターンは、受信器素子パターンと受信器アレイ・パターンの積

【0193】

$$a_R(x) = a_{RE}(x) a_{RA}(x) \quad (3)$$

【0194】

である。これらの2つの構成素子パターンの各々は、図5 bに別々にプロットされている。再び、一様な受信器素子（および2-Dアレイの場合の正方形素子）の特別な場合を想定すると、受信素子パターンは、

$$a_{RE}(x) = \sin x / x \quad (4)$$

【0195】

となる。

受信器素子パターンは送信器パターンより2倍広いが、その理由は、受信器素子の幅が送信器の2分の1であるからである。遠距離場、すなわち、 r を領域または深度、 L をアパーチャの長さとする、 $r \gg L^2$ では、角度 $= \theta_0$ にステアリングされている受信アレイ・パターンは、

【0196】

$$a_{RA}(x) = \sum_{n=0}^{N-1} w_n e^{j2\pi n(x-x_0)} \quad (5)$$

【0197】

である。上式で、 w_n はサイドローブを低減するための重み付けであり、 N は1次元における素子の数である。図5 bからわかるように、式(5)は x について周期的である。 $x = x_0$ (図5では $x_0 = 0$)におけるピークは望ましいビームであり、他は回折格子ローブである。

近距離場では、 (r_0, θ_0) に焦点が合わされているとき、式(5)は、わずかに良好な一般的なフレネル近似によって置き換えられる（距離がアレイのサイズを著しく超える場合、 $r \gg L$ ）。

【0198】

$$a_{RA}(x, z) = \sum_{n=0}^{N-1} w_n e^{j2\pi \left[n(x-x_0) + \left(n - \frac{N-1}{2} \right)^2 (z-z_0) \right]} \quad (6)$$

【0199】

上式では、前と同様に $x = d \sin \theta / \lambda$ であり、

$$z = d^2 \cos^2 \theta / r \quad (7)$$

【0200】

である。

受信器のアパーチャは空間周期 d でサンプリングされているので、受信器アレイ・パターンは $\sin \theta$ について周期的であり、周期は λ / d (式5) である。この周期は、アレイ・パターンがあいまいであることを意味する。例えば、アレイがブロードサイド ($\theta = 0$) に向けられているとき、アレイは、また、 $\theta = \sin^{-1}(\lambda / d)$ の角度に向けられることになる。正規化された変数 x については、周期は一定である。 $|\sin \theta|$ は1を超えることができないので、変数 x は、 $[-d / \lambda, d / \lambda]$ に限定される。従来の素子間隔は $d = \lambda / 2$ である。したがって、従来の整相アレイでは、 x は常に -0.5 と $+0.5$ の間にあるため、あいまいになることはない。非常に薄いアレイ ($d > \lambda$) では、図5bに示したように、通常あいまいさまたは回折格子ローブが存在する。 $x = 2$ または $x = \sin^{-1}(2\lambda / d)$ における第2回折格子ローブは、 d が 2λ を超えないとき、実数ではない。

【0201】

図5cは、2つのパターンを示す。送信器の直径を $D = 2d$ と選択することから得られる回折格子ローブ抑制は、 d のすべての値に対して有効である。2次元アレイでは、素子は正方形 ($d_x \times d_y$) の代わりに、長方形とすることができ、結果は依然として有効である。素子が行ごと(および/または列ごと)に変動するアレイについて、同様の結果を得ることができる。例えば、受信器アレイが「浴室タイル」の六角形素子である場合、送信器は、素子とそれを取り囲む6つの隣接素子とからなる準アレイとして選択することができる。

【0202】

図6では、図5と同じアレイを使用しているが、受信器素子信号は、ビームを $x = 0.2$ にステアリングする位相テーパと組み合わせられている。これは、ほぼ2分の1(わずかに2分の1より小さい)のパワー点であり、 $a_t(x) a_r$ 。

(x) = 0.707である。図6cでは、回折格子ローブが完全には抑制されておらず、最大は $x = -1 + .2 = -.8$ にあることがわかる。図7は、これをデシベルで表したものを示す。最悪の場合の格子抑制は、極度に狭い帯域オペレーションを課す場合であっても、少なくとも25 dBだけ減衰されている。サイドローブをピーク回折格子ローブより低く維持するために、ハニング・ウィンドウを用いた。これらの図は、以下のソフトウェア(mファイル)

【0203】

```
x=-2:1/64:2-1/64;
p=pi*x+eps; R=sin(p)./p;
p=2*p; T=sin(p)./p;
N=8
n=0:N-1;
% xo=0;
xo=0.2; % is 2-way 1/2 power
e=exp(j*n'*2*pi*(x-xo));
w=hanning(N);
% E=(1/N)*ones(1,N)*e;
E=(2/N)*w'*e;
subplot(311); plot(x,abs(T));
subplot(312); plot(x,[abs(R);abs(E)])
TRE=abs(T).*abs(R).*abs(E);
subplot(313); plot(x,TRE);
figure(2); plot(x,20*log10(TRE));
zoom on;
```

を使用して、MATLABにおいて生成されている

図4の寸法は、特定例を提供するために、本発明の経頭蓋ドップラーへの応用を代表するものである。中央周波数として $f = 2 \text{ MHz}$ が選択した場合、波長は 0.77 mm である。幅および/または長さが $L = 1 \text{ cm}$ である 8×8 のアレイは、 $2d/\lambda = 3.247$ の1次元薄型化比を提供する。正方形のアレイでは、

素子の合計数は、充填されているアレイより、 $(2d/\lambda)^2$ 10のファクタによって低減されている。これより大きな薄型化比が可能である。第2回折格子ローブ ($x = 2$ において)を回避するために、 d/λ が2未満に維持されている場合であっても、16のファクタまで複雑さの低減が可能である。2 MHzで1 cmのアレイについては、過焦点距離 (3 dB焦点範囲が無限を超える) は $L^2/4 = 3.25$ cmである。したがって、固定焦点プローブは、この応用に十分使用できる。しかし、複数の受信ビームの同時形成はデジタル方式で簡便に実施されるので、受信時の動的集点は容易に達成される。深度に焦点を合わせるために必要な素子を横切る2次位相分布は、ビームをステアリングするために必要な線形位相分布に簡単に追加できる。

【0204】

図8aは、送信器パターン (図5aまたは6a) と受信器素子パターンの積を示す。図8bは、 $x = -.2, -.1, 0, .1, .2$ にステアリングされている5つのビームのセットに対する素子パターンをプロットしたものである。この5つの受信ビームのセットは、薄型アレイの回折格子ローブを示す。図8cは、図8bのパターンに図8aにプロットした関数を乗算することによって得られる結果である2つのパターンのセットを示す。この段階では、回折格子ローブは抑制されている。これは、図4のビームのクラスタを通る水平切断または垂直切断を表す。

【0205】

上述した構成を使用して、血液速度信号を収集するのに望ましい点をほぼ特定するために、図4と8cのビームのクラスタが使用される。例えば、クラスタにおける各ビームの出力は、パルス・リターンシーケンスに対して、FFTまたは同等な変換を実施することによってドップラー処理される。パルス反復周波数 (PRF) は、TCDへの応用に対し、8.5 cmの深度を明確に達成するために、通常9 kHz以下である。(脳死を判定するために) 1秒あたり $\lambda = 1$ cm程度の繊細さで速度分解能を獲得するために、継続期間のドエルは $T = \lambda / (2 \times \text{PRF}) = 38.5$ ms、または9 kHzで347パルスであることが望ましい。効率的なFFT処理を行うために、使用したパルスの数は、ゼロから512な

ど2の累乗までである。

【0206】

図2から8に示す例は、5×5ビームクラスタを形成する8×8受信器アレイであった。これは、本発明のおおまかな経験則の例であり、N素子線形アレイは、偶数のNに対して $N/2 + 1$ のビームを生成し、奇数のNに対して $[N + 1] / 2$ のビームを生成するために使用することが推奨される。したがって、16×10素子の長方形アレイを使用して、9×6ビームクラスタを形成することが好ましいが、形成されたビームの実際の数はい任意である。ビームの推奨される数は、以下のように得られる。

【0207】

N素子を使用して、例えばN点FFTによって、直交するビームを形成する場合、 $u = \sin$ とすると、 $-1 < u < 1$ に対応する、 -90° から $+90^\circ$ の 180° の角度領域にNのビームが存在する。従来の整相アレイ超音波では、128(=N)素子のアレイを使用して、 $-0.707 < u < 0.707$ に対応する、 -45° から 45° の 90° の角度領域において、256(=2N)ライン(順次スキャンされたビーム)を生成する。アレイが詰まっているとき、 $x = u / 2$ (式1)であり、 $|x| < 2/4$ において、従来2Nのビームが形成される。アレイを薄くすると、 $|x| < 0.2 = 1/5$ (図7aにおいて曲線の3dBの点)であることが好ましい。その領域のビーム数は、現在実際に使用されているものと同じビーム密度に対して、

【0208】

$$\text{推奨ビーム数} = (1/5)N \div (2/4) = 2 \cdot 2N/5 = 0.5657N$$

【0209】

によって与えられる。

ビームは、パーソナル・コンピュータのソフトウェアを使用して、または式5あるいは6などの式を実施するデジタル信号処理ハードウェアを使用して、デジタル方式で形成される。プローブとプロセッサの間の電子インタフェースを図9に示す。この図は、単一のA/Dコンバータに接続されている64素子からの信号の場合を示し、パワーは4つの素子セットに加えられている。本発明の別の構

成として、たとえば、各受信チャネルについて別々のA/Dコンバータを使用することも可能性である。

【0210】

従来の半波長間隔で配置されているモノスタティック整相アレイは、注目領域を順次探索することができるが、さらに多くの素子を必要とするため、はるかによりコストがかかる。送信と受信において異なる方式でアレイを使用することにより、複数ビームの形成ができるようになるだけでなく、送信器の角度パターンを使用して、受信器の回折格子ローブを抑制することが可能となる。これにより、「薄型」アレイが可能となる（素子は半波長未満離れて配置されている）。受信ビームは、制限された角度領域においてのみ形成されるので、広角受信器素子パターン（通常小さな素子を示す）は必要ではない。実際、受信器素子のサイズは、素子間隔と同じ程度の大きさにすることができる。したがって、受信器アレイは、素子間隔が半波長を超えるという意味でのみ「薄型化」されている。また、素子サイズも半波長を超えるので、アレイ領域は低減されない。素子の数という点においてのみ薄型化されるが、受信器領域という点については薄型化されない。したがって、信号対雑音比も、増大した送信器パワーに対する要件も低減されていない。

【0211】

モノスタティック・アレイは、全アパーチャから送信し、検査中の領域にわたって送信されたビームをスキャンする。本発明の「バイスタティック」アレイは、サブアパーチャから送信し、複数の受信ビーム位置を同時にインソネートする。空間ピーク、時間平均、強度（ I_{spta} ）に対するFDA制限が存在するので、変換器の表面においてこの制限を超える危険性が存在し、皮膚を火傷させる危険性を創出する可能性がある。この潜在的な危険性は、各干渉ドエルまたはパルスのバーストに対して、異なる送信サブアパーチャを使用することによって排除される。この送信器多様化技術は、アレイ面上に時間平均強度を分散させ、アレイ全体を同時に使用する場合の値まで I_{spta} を低減する。

【0212】

図9に示した特定の実施に対しては、A/Dコンバータは、64の素子間で多

重化されている。これらの素子のいずれかにおける信号スペクトルは、図10 aに示すように、 $f_0 = 2 \text{ MHz}$ を中心としている。これは、 $f = 0$ について対照的なスペクトルを有する実信号である。このアナログ信号は、 2 MHz を中心とする 444 kHz 帯域外にはほとんどパワーが存在しないことを保証するために、帯域幅フィルタリング(BPF)される。 $512/9 = 56.889 \text{ MHz}$ のA/Dコンバータを使用する場合、各受信チャネルは $f_s = 888.9 \text{ kHz}$ でサンプリングされ、図10 bに示したスペクトルを有するサンプリングされた実信号を生じる。フィールド・プログラム可能ゲート・アレイ(FPGA)などの処理要素を使用して、正弦曲線(ゼロおよび1)の4分の1サイクル・サンプルにより「乗算する」ことによって、 $f_s/4$ だけ周波数をシフトする(図10 c)。また、同じFPGAは、因数2によってサンプリング・レートを間引きするために、複素信号をデジタル方式でフィルタリング(またはヒルベルト変換)する。間引きされたデジタル低域通過信号のスペクトルを図10 dに示す。

【0213】

各素子からプロセッサに送信された信号は、図9 dに示したスペクトルを有し、1秒あたり $r = f_s/2$ の複素サンプルからなる。プロセッサへの合計のデータ・レートは、1秒あたり約57メガバイトである。非実時間処理では、一度に数10秒のデータがシステム・メモリにおいて収集され、次いでハード・ディスクに転送される。実時間モノパルス追跡では、3つのビームのみが形成されるため、データ・レートは、 $3 \times 0.8889 = 2.67$ メガバイト、またはビット成長を見込んで5.33メガバイトまで低減される。

【0214】

送信されたパルスは、4つの素子から成るグループに送信される。図9に示す実施形態では、ダイオードを使用して受信した信号をブロックし、4つの受信素子間の相互結合を防止する。干渉パルス列(またはドップラー処理に使用されたパルス・バースト)の後で、波形は、次のバーストのために、別の4つの素子から成るセットに切り替えられる。切り替えを低パワーで達成することができるように、別々のパワー増幅器が、素子の16セットの各々に設けられている。

【0215】

準分解能追跡の一実施形態（すなわち、空間分解能セルの小さな断片への血流の追跡および特定）は、「モノパルス」である。モノパルス追跡は、以下のように実施される。例えば、複素重みの所定セットを受信信号組（図2の例では64）に適用して、ビームを中大脳動脈にステアリングする。アレイを横切る位相テーパは、ステアリング方向を画定し、振幅テーパ（レーダではウィンドウ、ソナーではシェーディングと呼ばれる）を使用して、高いダイナミック・レンジに対し低いサイドローブを提供する。ビーム出力（信号の線形組み合わせ）は、領域ゲートされており（望ましい深度に対応する時間遅延）、次いで、送信パルスシーケンスからの領域ゲートされた/ビーム形成された出力は、ドップラー周波数対振幅のプロットを得るためにフーリエ変換される。受信ビームは、高ドップラー周波数で最大振幅を生成する点に、デジタル方式でステアリングされる。

【0216】

各素子において測定したデータは記憶されるので、デジタル・プロセッサは、一度に2セット以上の重みを適用して、2つ以上のビームを形成することができる。ソフトウェア・モノパルスでは、プロセッサは、すべて同じ方向にある3つのビームを形成する。3つのビームすべては、素子信号に適用される同じ位相を有するが、振幅は異なる。Sumと呼ばれるビームは、すべて正の振幅を有し、中心素子にはより大きな重みがかえられている。これは、かなり広いビームを形成する。「方位角差ビーム」であるAzと呼ばれるビームは、最も右の素子に大きな正の重みを有し、最も左の素子に大きな負の重みを有する（またはその反対）。仰角差であるE1と呼ばれるビームは、最も上の素子に大きな正の重みを有し、最も下の素子に大きな負の重みを有する。正確に向けられたビームは、 $Az = E1 = 0$ を有し、Sumは最大となる。

【0217】

ピーク・ドップラー振幅出力比： Az / Sum は、方位角照準エラーの正確な測定であり、対応する比 $E1 / Sum$ は、仰角照準エラーを測定する。したがって、デジタル・ステアリング位相テーパは、パルスの1バーストからのデータで補正される。パルス・バーストの継続期間は、医療に必要なドップラー分解能の逆数である（通常、生命を維持することができる最小の血液速度に対応する）。

本明細書で記述したような技術がない場合、正確な（最大ピーク・ドップラー振幅）ビームを見つけるためのハント・アンド・シーク方式において、少なくとも4つの追加ドップラー・ドエルまたはパルス・バーストのシーケンスが必要である（上、下、右、左方向）。モノパルスでは補正は非常に正確であり（最大ピーク・ドップラー振幅の点の ± 0.1 mmの範囲内まで）、事実上瞬間的に行われる。バイスタティック・デジタル式ビーム形成センサでは、元のデータはコンピュータのメモリに存在する。したがって、ドップラー処理したモノパルスの差がゼロでないときはいつでも、同じデータをさらに再処理して、正確に向けられたビームを形成することができる。より遅いプロセッサでは、単に次のバーストを正確に処理するだけである。

【0218】

望ましい領域における血流マップの「前面図」透視表示またはCスキャン表示（方位角水平および仰角垂直）により、望ましい点が初期状態で中心ビーム内にあるように、変換器プローブまたはパッドを望ましい点（高ドップラーの最も高い振幅）に向けることが可能になる。次いで、モノパルス差がゼロであり、中心ビームが正確に望ましい点に向けられるように、受信器アレイを電子的にステアリングする。モノパルスを使用してわずかな動きを補正し、ピーク信号を再獲得するようにすべてのビームを再び形成することによって、大きな動きを補正する。データ処理またはデジタル・ビーム形成のすべての補正は、完全に電子的に行われる。狭い受信器ビームは、望ましい点が、送信器によって網羅されるはるかに大きな領域内にある限り、常に正確に向けられる（受信器帯域幅の10分の1または20分の1の領域内まで）（図4）。

【0219】

真のベクトル速度は、血管マップと、パルス・ドップラー・ドエルから測定した径方向速度とから計算される。現在利用可能な角度分解能で得ることができるものよりもはるかにより正確なマップは、以下のように獲得される。方位角および仰角モノパルスを使用することにより、低分解能マップを使用して、注目する血管を特定し、それに固定領域でビームをロックする。ロックされた点の座標を記録する。次いで、距離をわずかに変更して、他のロック（同じ血管上で）を獲

得し、座標を記録する。このようにして、現在利用可能な画像分解能から予想されるよりもはるかにより正確に血管がマッピングされる。プローブの視野の範囲内にあるすべての血管は同様にマッピングされる。プローブの角度をわずかに変更することによって、同様にして他の領域をマッピングすることができる。そのようないくつかのマップを対状の重複領域上で相関させ、共通の座標系に変換することができる。この方式では、現在の視野より大きな領域をマッピングして表示することができる。カラー・フロー・マップとして現在の視野を強調し、概説し、または提示する。次いで、ディスプレイに沿ってカーソルを動かすことによって(ポイント・アンドクリック)、現在の場において監視する点を選択する。選択した点をドップラー処理し、3次元モノパルスを使用して追跡する。ドップラー測定では速度の径方向成分のみを提供するが、正確な血管マップは、監視している点における血管の正確な3次元配向を提供する。監視した点における血管を表すユニットベクトルへの射影によって、測定した径方向速度を変換器の視線上に分割する。これにより、真のベクトル血流速度の大きさが得られる。

【0220】

準分解能マッピングの精度は、(1)調査している領域-方位角-仰角ドップラー分解能セルが1つの血管のみを含む場合、および(2)「方位角」モノパルスが、処理中の空間分解能セルにおける血管の配向が $e-r$ 平面に対して平行であるように傾斜している(「方位角」は一定)、一般に垂直な e 軸で実施される場合、獲得可能である。

【0221】

ユーザは、監視している分解能セルが1つの血管のみを含むことをディスプレイから確認し、3-D血管マップをCスキャン・アスペクト(仰角が上で方位角が右)となるように回転させてもよい。モノパルス軸の配向を示すために、垂直マークがディスプレイの分解能サークル内に現れる。次いで、マークが2つの方式のどちらかで血管と位置合わせされるように、この軸(正および負として重み付けされたアレイ素子を分離する線に平行)を配向させることができる。プローブは、物理的にねじる(視線の周りに回転させる)ことができるか、またはデジタル処理を介して、電子的に回転させることができるが、その理由は、重みがデ

デジタル方式で加えられているからである。

【0222】

図11は、1つの分解能セルにおける回転後の血管のセグメントを示す。図示した分解能セルは、立方体ではないが、その理由は、領域分解能が、通常、クロス領域分解能よりも微細であるからである。図示した円柱は、固定ドップラー周波数においてエネルギーを反射する血管内の血球を表す。これらは、ほぼ同じ速度で動く、管壁から一定の距離にある血球の円柱環を表す。図11の1つの分解能セルでは、最大ドップラーにおけるリターンは、3次元空間の線(管の軸)を表し、したがって、回転後の方位軸上の点を表す。最大ドップラー出力に加えられたとき、Sumビームは、方位角ゼロ($a = 0$)において広いピークを有し、モノパルス比 $r = A_z / \text{Sum}$ は、アレイが位相ステアリングされている方位角の線形関数となる。

【0223】

$$r(a) = k a$$

【0224】

この結果は、 A_z ビームおよびSumビームに対し、アパーチャ幅全体に対して同じ位相を適用することによって獲得することができるが、 A_z と E_1 のアパーチャ重みに対して、それぞれ x と y に関しSumビーム振幅重みの導関数を使用することによって、獲得することができる。

【0225】

他の実施形態

【0226】

広い送信ビーム(探索および獲得のための)が、図2bのスキームの代わりに、2次位相曲率を使用することによって創出される場合、送信器の多様化は必要でない可能性がある。さらに、図1および図5-8において回折格子ローブを制御する方式は、単に多くのうちの1つである。より広い帯域幅と時間遅延ステアリングを使用することでも、回折格子ローブを低減することができる。

【0227】

例II 血液体積フローの超音波測定

【0228】

上記で説明したように、現在の超音波ドップラー装置は、径方向速度を測定する。変換器の移動を伴うものを含むような、3-D超音波撮像のためのいくつかの方法が現在存在している。ドップラーを含む3次元画像により、ベクトル速度の測定を行うことができる。上記の例Iは、3次元ベクトル速度の測定と長期監視を提供する。カラー・フロー・ドップラー画像の分解能が血管の内直径に関する評価を提供するのに十分であれば、体積血流の測定が実用的になる。現在利用可能な超音波撮像装置は、低分解能であるか、2次元画像のみを生成する。本発明は、ベクトル速度情報（上記の例Iで説明したように獲得された情報など）と追加の情報を組み合わせて、体積フローを獲得する。追加情報は、検査中の血管の内側の直径、血管幅に亘る血液速度プロファイル、または時間および位置の関数であるベクトル速度（すなわち速度場）である。この追加情報は、高分解能径方向ドップラー画像またはカラー・フロー画像、あるいは高分解能MRI画像などの外部データから獲得することができる。

【0229】

圧電素子の2次元アレイまたは他の手段を使用して、3次元領域における血流を撮像する。特定血管上の特定点を選択して、血管の配向を表すベクトルに注目。測定点において血管と視線によって作られる角度の余弦によって除算した径方向速度は、ベクトル速度の大きさである。例えば、管の断面上で積分された数から、単位時間当たりの体積、例えば1分あたりミリリットルで表した体積フローが得られる。

【0230】

図12は、特定の速度で移動し、そのために特有のドップラー周波数においてエネルギーを反射する血管の血球を表す円柱を示す。図は、例えば、参照した発明の方法などの方法を使用して、血管の3-D配向を測定することにより、ベクトル速度を計算することができ、方位軸が管に垂直であるように画定することができることを仮定している。

【0231】

体積フローを推定する最も簡単な方式は、血管の直径 d （または半径 $d/2$ ）

を測定し、断面領域 $A = (d/2)^2$ を計算し、平均速度によって乗算することである。より正確な方式は、断面に亘って位置の関数として速度を積分することである。速度は、図12に示した円柱の半径 a の関数である。 a が円柱から軸までの距離であり、 $v(a)$ が速度の関数である場合、体積フローは、

【0232】

$$2\pi \int_0^{d/2} av(a) da \quad (7)$$

【0233】

となる。式(1)は、半径 $r = d/2$ が一定である円形断面を仮定している。これは、より一般的な局座標積分

$$\int_0^{2\pi} \left(\int_0^{r(\theta)} av(a, \theta) da \right) d\theta \quad (8)$$

【0234】

の特別な場合である。速度関数は、各速度に対応する円柱の直径（したがって半径）を決定することによって決定される。

例えば、10MHzで動作する1.5cm直径のドップラー超音波変換器アレイは、Bスキャン（深度-方位）画像を生成するために、血管に垂直な長さまたは方位方向で配向されている。約10mmの深度では、クロス領域分解能は0.1mmである。血管の直径が1mmである場合、直径は±5%の精度で測定することができる。したがって、血管の面積は、10%の精度まで知ることができる。平均ベクトル速度は非常に正確に測定することができるので、体積フローも±10%まで正確である。最高の精度は、様々な速度に対応する方位角の領域を測定し、次いで、式(7)または(8)を数値的に評価することによって獲得される。当然、当業者であれば、これらの式を解くために容易にプロセッサをプログラムし、ルーチン・プログラミング技術を使用して、血流量を計算することができる。

【0235】

自動相関関数（固定領域におけるパルス対パルス）とドップラー・パワー・スペクトルは、フーリエ対を形成するので、パワー全体は、ゼロ遅れにおける自動相関関数または全ドップラー周波数にわたるドップラー・パワー・スペクトルの積分（スペクトル密度）として獲得することができる。径方向速度はドップラー周波数に比例するので、平均速度は、以下のように、自動相関関数から得ることができる。

【0236】

$$R_{xx}(\tau) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} S(\omega) e^{j\omega\tau} d\omega = \int_{-\infty}^{\infty} S_d(f) e^{j2\pi f\tau} df$$

【0237】

従って、

$$R_{xx}(0) = \int_{-\infty}^{\infty} S_d(f) df = P_d = \text{ドップラー・パワーの合計}$$

【0238】

及び

$$\dot{R}_{xx}(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} [j2\pi f S_d(f)] e^{j2\pi f\tau} df$$

【0239】

これにより、

$$\dot{R}_{xx}(0) = j \int_{-\infty}^{\infty} 2\pi f S_d(f) df$$

【0240】

従って、

$$-j \frac{\dot{R}_{xx}(0)}{R_{xx}(0)} = 2\pi \int_{-\infty}^{\infty} f \frac{S_d(f)}{\int_{-\infty}^{\infty} S_d(f) df} df = 2\pi E\{f_d\}$$

【0241】

上式で、ドップラー周波数とその平均（期待値）は、径方向の血流速度とその平

均に

$$f_d = \frac{2f_0}{c}v$$

【0242】

によって関係付けられている。したがって、

$$E\{v\} = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} v P(v) dv}{\int_{-\infty}^{\infty} P(v) dv} = -j \frac{c}{4\pi f_0} \frac{\dot{R}_{xx}(0_s)}{R_{xx}(0)}$$

【0243】

上式は、カラー・フロー血液速度撮像の自動相関方法において使用される。ドップラー・パワーの合計により除算することによる正規化を行わない場合、体積流量を示すパワー速度積が得られる。これは、パワーが、領域に直接比例することによる [参考文献1参照]。

すべての速度ベクトルは、最狭点（縮流部）において平行であるので、その特定点におけるフローは、前後に深刻な乱流が存在しても、乱流でないと見なすことができる。参考文献1は、僧帽心臓弁を通る逆流血流が、その点のドップラー・スペクトルを観測し、以下のパワー速度積分の関係を使用することによって、定量的に測定することができることを示す。

【0244】

速度パワー・スペクトル $P(v) = (2f_0/c) S_d(f)$ については、参考文献1は、視線に垂直な「スライス」の血管面積は、ドップラー・パワーの合計（広域通過ウォール・フィルタの出力におけるパワーの合計）に直接比例することを示している。

【0245】

$$A = \frac{A_0}{P_0} P_d = \frac{A_0}{P_0} \int P(v) dv$$

【0246】

上式で、 A_0 と P_0 は、既知の面積及び管より小さい狭いビームにおいて測定されたパワーである。血流と視線とが角度 θ をなす場合、領域、したがってパワー

は、 $1 / \cos$ 倍される。これは、速度の径方向成分のみが測定されるということ
 ことを相殺し、パワー速度積分が真の体積フロー

$$\dot{Q} = dQ/dt = \frac{A_0}{P_0} \int vP(v)dv$$

【0247】

を提供する。

参考文献1では、Pはより広いビームを創出するために、アパーチャの外部を
 マスキングすることによって、 P_0 と同じプローブで測定した。我々の2-D整
 相アレイでは、外側の素子のいくつかを単にターン・オフまたは無視する。縮流
 部を正確に特定し、モノパルスを使用してそれにロックするために、3-D画像
 を使用することができることがより重要である。患者がトレッドミル上にいる間
 、ストレス試験中に弁を監視することさえできる。

【0248】

ここで、体積流量を測定するいくつかの方式が存在することに留意する。参考
 文献1は、最後の式のように、体積流量が、単位速度あたりの速度とパワーの積
 の積分に比例することを利用する。他の方式では、体積流量が、平均径方向速度
 と、ドップラー・パワーの合計に比例する射影面積の合計との積に等しいという
 ことを認識したものである。ドップラー・パワーの合計は、自動相関を基本とす
 るカラー・フロー速度マップの分母に使用されているので、体積流量は、パワー
 の合計によって単に除算しないことによって獲得することができる。i番目のパ
 ルス・リターン(MTIまたはドップラー高域通過フィルタリングあるいはウォ
 ール・フィルタリング後)が

【0249】

$$z_i = x_i + j y_i, \quad i = 1, 2, \dots, N$$

【0250】

である場合、体積流量は、

$$\sum_{i=2}^N x_i y_{i-1} - y_i x_{i-1}$$

【0251】

に比例する。この最後の式を平均速度に変換するために使用した正規化（分母）は、

$$\sum_{i=2}^N x_i x_{i-1} + y_i y_{i-1}$$

【0252】

とすることができる。上式は、参考文献2の微分、または

$$\sum_i x_i^2 + y_i^2$$

【0253】

などの簡単なパワー評価に基づいている。

ここで強調したい点は、径方向速度を得るために、パワー評価によって除算しないことによって、体積流量を得るということである。現在の超音波ドップラー撮像システムは、平均速度を、比

【0254】

$$E(v) = F / P_d$$

【0255】

として計算し、それをカラー・フロー画像として表示する。より新しい撮像システム[2]も、ドップラー・パワーの合計（ウォール・フィルタの出力における） P_d を表示する。カラー・フロー画像を P_d によって除算しないことによって、真の体積流量 dQ/dt も表示することができる。これは、分子

$$F = P_d \cdot E(v)$$

【0256】

が、体積流量に直接比例するパワー速度積分であるからである。

体積流量を獲得するために F を乗算しなければならないスケール・ファクタ $A_0/P_0 = A/P_d = dQ/dt/F$ の決定は、さらにコメントを必要とする。

【0257】

A_0 は基準ビームの領域である。[1]では、 A_0 は血流面積よりも小さい。3つの正規化の手法について記述する。

【0258】

1. 管より広い1つの送信ビームと、2つの同時受信ビームを使用する。一方の受信ビーム(測定ビーム)は送信ビームと同じであり、他方(基準ビーム)は血管より小さい。

【0259】

2. 2つの(連続したまたは多重化された)2方式の(送信および受信)ビームを使用する。一方(測定ビーム)は、血管より広く、他方(基準ビーム)は血管より小さい。

【0260】

3. 2つの(連続したまたは多重化された)2方式の(送信および受信)ビームを使用する。両方とも血管より広く、測定ビームは、基準ビームより広い。

【0261】

A_0 を基準ビームの既知領域とし、 P_0 と P_1 を基準ビームと測定ビームの測定した受信パワーとする。ケース1では、送信パワー密度は、測定と基準で同じである。受信パワーは、面積に比例する。血管の面積(視線に垂直なスライスにおける)がAである場合、次式を得る。

【0262】

$$A / A_0 = P_1 / P_0$$

【0263】

ケース2及び3では、送信パワー密度は、既知のファクタだけ、基準ビームにおいて測定ビームにおけるよりも大きい。3つのケースすべてにおいて、測定ビームにおいて受信したパワーは、血管の面積に比例する。ケース2では、受信した基準パワーも血管のサイズと共に変化するが、測定ビームとは異なる割合で変化する。適切な較正により、3つのケースすべてにおいて正確な測定をすることができる。

【0264】

[1]. T. Buck他、'Flow Quantification in Valvular Heart Disease Based on the Integral of Backscattered Acoustic

Power Using Doppler Ultrasound」、Proc . IEEE、vol . 88、no . 3、pp . 307 - 330、2000年3月
【0265】

[2]. K. FerraraおよびG DeAngelis、「Color Flow Mapping」、Ultrasound in Medicine and Biology、vol . 23、no . 2、pp . 321 - 345、1997年3月

【0266】

例III 強調された場および感度を有する3-Dドップラー超音波血流モニタ

【0267】

この例は、非侵襲診断（超音波システムの従来の役割り）と、医療への応用のための血管血流の非侵襲不在連続監視とを可能にする超音波ドップラー装置および方法について記述する。具体的には、本発明の実施形態は、この例において、（1）薄型で装着が容易な変換器パッドを使用する、手が届く値段の血流3次元撮像、（2）実時間ベクトル速度、および（3）患者またはパッドの動きに関係のない長期不在ドップラー超音波監視を提供する。これらの3つの特徴のいずれも、現在の超音波設備または技術では達成不可能である。

【0268】

パッド及び付随プロセッサは、平面、円柱、または球表面上の圧電素子の2次元整相アレイを使用することにより、3次元領域における超音波血液速度データを収集し、それをドップラー処理する。本明細書で記述した新奇ビーム形成および追跡技術を使用することにより、本発明は、局所最大血液速度信号を生成する3次元空間の点にロックし、それを追跡する。正確な追跡プロセスによって獲得された点の積分座標を使用して、血管の3次元マップを形成し、データ収集の拡大と長期に亘る連続的な不在血流監視のために、複数の注目点を選択するために使用可能な表示を提供する。3次元マップにより、測定した径方向ドップラーからベクトル速度を計算することができる。

【0269】

薄型アレイ（変換器アレイの半波長素子間隔より大きい）を使用して、本発明の装置を安価にし、パッドを薄型（与えられた空間分解能に対してより少ない接続ケーブル）にすることが可能になる。アレイは、角度視野を制限することによって受信器領域を低減せずに、薄型化される。アレイを薄型化することによる回折格子ローブは、広帯域幅と時間遅延ステアリングを使用することによって低減することができる。アレイまたはアレイの一部を使用して、ビームの位置を順次インソネートする。注目領域を撮像し、粗くマッピングした後は、測定と追跡のために、特定血管上の特定位置にアレイの焦点を合わせる。測定および追跡する単数または複数の点の選択は、マッピングを介して獲得した情報に基づくことができ、ユーザ誘導型または完全に自動化することが可能である。選択は、例えば、近接位置またはその付近におけるドップラー周波数の領域内にあるピーク応答に基づくことができる。

【0270】

追跡モードでは、数個の受信ビーム、すなわち和ビーム、方位角差ビーム、仰角差ビーム、およびおそらくは追加の差ビームが、方位角（= 0度）および仰角（= 90度）以外の角度で、同時に形成される。血管に垂直な方向において血管を特定するために、0度と90度以外の角度（0、45、90、および135度など）でモノパルスが加えられる。望ましい（すなわちピークの）血液速度信号が出力に存在しない場合、これは瞬時に認識され（ドップラー・フィルタリングの後に形成されるモノパルス比はゼロでなくなるなど）、アレイを使用して、望ましい信号を追跡（低速運動）または再獲得（高速運動）する。再獲得は、最大ドップラー（速い血流速度）エネルギーを有するビーム（および時間遅延または「領域ゲート」）を選択するために、複数のビームを形成し、ドップラー処理するステップ1に戻ることによって達成される。これには、ビームと領域ゲートをピーク速度信号の正確な位置にロックするドップラー後モノパルス追跡が続く。経頭蓋ドップラーなどへの応用では、波長とアパーチャのサイズに基づく角度分解能が不十分であり、例えば、各血管の各領域セルをドップラー後モノパルス追跡し、モノパルス・ナルの位置と配向を記述する座標とモノパルス対角度を記録することによって繊細なマッピングを達成することができる。利用可能な3次元

マップを用いることで、真のベクトル速度を計算することができる。正確なベクトル・フロー測定のために、方位角 - 仰角表示またはCスキャン表示における線が、監視している血管に平行になるまでデジタル方式で回転することによって、血管に直交する方向のモノパルスの差を計算する。アパーチャが、正方形（または長方形）ではなく、ほぼ円形（または楕円）である場合、（変換器アレイを物理的に回転させるのとは対照的に）アパーチャは、ソフトウェアにおいてより簡単に回転することができる。また、アレイを8角形にするために、正方形または長方形のアレイの4つの角から素子を除去することによって、より低いサイドローブが得られる。

【0271】

現在利用可能なすべての超音波装置（「ドップラー・カラー・フロー・マッピング」システムを含む）は画像を形成するが、その分解能によって制限されている。TCDなどいくつかの応用では、頭蓋骨を貫通するために必要な低周波数が、血管の直径より大きい注目深度において、方位および高度分解能となる。本発明では、（1）血管または（2）与えられた速度のフロー領域を、唯一の血管が通過している3-D分解能セルを見つけることによって解像することができる限り、その血管またはフロー成分を、セル内で非常に正確に特定することができる。モノパルスは、そのような準分解能精度（SRA）を獲得する為の単なる1つの例である。他の方法としては、例えば、MUSICアルゴリズムおよび自己回帰モデリングを含む、「現代スペクトル評価」において使用される「スーパー分解能」または「パラメトリック」技術がある。SRAにより、3-Dフローの非常に正確なマップが可能になる。

【0272】

本発明は、ドップラー後準分解能追跡およびマッピングを使用する。これは、まずドップラー処理を行い、高ドップラー周波数データのみを使用する。これにより、能動的な血管は「点」とは対照的に「線」を近似するので、拡張されたターゲットが得られる。3次元空間では、これらの血管は互いに解像される。特定領域では、モノパルス角度方向において「線」が「点」となるように、モノパルス角度軸を（方位角 - 仰角平面において）回転することができる。次いで、スー

パー解像技術を使用することによって、またはモノパルスなど簡単な技術を使用することによって、その点を特定することができる。そのような測定を多数行うことによって、血管の正確な3-Dマップが得られる。

【0273】

薄型アレイの角度視野（回折格子ローブによって制限されている）を拡張する方法は、（1）多重化した処理チャネルを有する複数の変換器パネル、（2）凸形V字形変換器パネル、（3）円柱形変換器パネル、（4）球形変換器パネル、（5）マイナス超音波レンズを使用することを含む。必要に応じて、プローブを動かし、準画像を相関させることによって、さらにより大きい領域のマップを創出することができる。

【0274】

また、能動デジタル・ビーム形成を使用することができるが、実施は、広帯域実施と狭帯域実施の間で行う選択に依存する。血管の高分解能マッピングが重要視される場合、広帯域幅（例えば、通常の周波数の50%）を微細な領域分解能に使用する。ドップラー・スペクトル分析、測定、および監視が重要視される場合、マップは唯一のツールである。この場合、狭帯域、低コスト、低領域分解能、高感度実施が好まれる可能性がある。広帯域実施は、時間遅延ステアリングを使用し、性能（より高い分解能、より広い視野、および低減された回折格子ローブ）の点において有利であり、狭帯域実施は、位相シフト・ステアリングを使用したコストの点において有利である。したがって、本発明は2つの好ましい実施について記述することができる。

【0275】

広帯域実施では、時間遅延ステアリングは、離散サンプル間隔において、オーバーサンプリングし、デジタル方式で遅延することによって、送信と受信の両方についてデジタル方式で実施することができる。狭帯域実施では、（1）位相ステアリングは、送信と受信の両方に対して、デジタル方式で実施することができる（デジタル・ビーム形成）、（2）帯域通過サンプリング（信号の周波数より低いレートでサンプリングする）は、デジタル・ダウン変換およびフィルタリングと共に使用することができる。

【0276】

本実施形態の概略

【0277】

本発明のこの実施形態は、(1)超音波センサのファミリ、(2)自ずと新奇である一連の核となる技術の相互作用、(3)本発明を実施する様々な方式を表すいくつかの設計選択肢を含む。この多面的な発明を組織的に理解することを容易にするために、以下、上記3つのトピックの各々について議論する。

【0278】

ここで用いるセンサは、すべて、血流の能動、非侵襲、瞬間(または実時間)、3次元の撮像、および監視に用いられる圧電クリスタルの2次元アレイ(すなわち、平面、または円柱のセクションなど凸形の形状の表面上)である。使用するセンサと技術は、身体のすべての血管に適用されるが、図と詳細な説明は、非制限的な例として、経頭蓋ドップラー(TCD)モニタについて特に説明する。本発明の方法は、(1)同じ複雑さのハードウェア(入力ケーブルと関連する電子機器の数)において可能であるよりも繊細な画像分解能を可能にし、(2)分解能に基づいて通常可能であるよりも、繊細な精度を可能とする、血液速度及び血流の3-D撮像に対する、新しく、有用で明白ではない手法を使用する。本発明は、速度の径方向成分だけではなく、3-Dベクトル速度を測定および監視する。

【0279】

本発明を構成する核となる技術は、(1)大きな素子と制限スキャンングを用いたアレイの薄型化、(2)ピークのサイドローブを低減し、到達範囲を拡大するアレイの形状、(3)ドップラー後準分解能追跡、(4)ドップラー後準分解能マッピング、(5)角度視野を最大にする追加の方法、および(6)マッピング、追跡、および測定のプロセスを実施するための様々なデジタル・ビーム形成手順である。本発明は、アレイの薄型化にも適用され、この場合、アレイ素子間の距離は半波長よりはるかに大きい。これにより、入力ケーブルの数と処理する信号の数は低減されるが、高い分解能と感度は維持され、あいまいさは回避される。TCDへの応用では、信号対雑音、すなわち、受信器のアレイ領域が非常に

重要であり、受信器のアレイ領域を低減せずにアレイを薄くすることが可能であるが、その理由は、比較的小さな（他の応用と比較して）角度視野が必要なためである。

【0280】

全アパーチャ領域を保持しつつ薄型化することにより、角度視野に制限が課される。視野を拡大する方法は、ある時点でアクティブなより多くの素子を使用することを含む。例えば、電子機器が、2つの同じ構成のパネル間で切り替えられる場合、任意の深度におけるクロス距離視野は、パネルのサイズによって増大される。重複ビームまたは冗長ビームを回避するように、パネルをわずかに異なる方向に向けると、視野は2倍になる。この手法の一般化は、円柱または球状表面上においてアレイを使用することを含む。

【0281】

TCDへの応用では薄型化の方法に関係なく、または薄型化を使用するか否かに関わらず、達成可能な角度分解能は貧弱である。血管のセクションが、ドップラー、深度、および2つの角度（方位角と仰角）について他の血管から解像された後は、ドップラー後準分解能処理が、分解能の10分の1から20分の1の精度でそのセクションを特定する。これにより、精密な追跡と正確なマッピングを行うことができる。追跡は、不在長期監視の可能性に備えており、マッピングは、オペレータにとって監視する単数または複数の点を選択するための助けとなる。

【0282】

当業者であれば、本発明を構成する核となる技術のいずれかまたはすべてを使用するセンサのファミリのあらゆる部材の設計に利用可能な多くの選択肢が存在することを、容易に認識するであろう。本発明はそれら全てを含むものである。2次元アレイは、多くの方式で設計することができ、多くのサイズと形状（長方形、円形など）を有することができる、確立された技術である。

【0283】

上述した本発明の他の非制限的な実施形態と同様に、この実施形態は、血流の非侵襲、連続、不在、体積測定、血管追跡、超音波監視、および診断の装置であ

る。必要に応じて、監視への応用のために小さなパッドの形態とすることができ、装着が容易で、電子的にステアリングされた、変換器プローブを使用して、不在連続的血流速度測定と監視、ならびに3次元管追跡とマッピングが可能になる。本発明の装置は、身体の中の部分の血管にも適用可能であるが、頭蓋への応用を特定の例として使用する。本発明の装置は、例えば、

【0284】

1. 血管診断または監視が必要である身体の部分に、付着、軽いテーピング、ひもによる固定、バンドによる固定、または容易に装着可能な小さな薄型のプローブを用いて、血流速度を測定および連続的に監視する。

【0285】

2. 動きに関係なく、複数の希望の血管を追跡し、それに焦点を合わせ続ける。

【0286】

3. ウィリス氏動脈環（脳に供給する動脈の中心網）または頭蓋体積中の他の重要な血管などにおいて、3-D血流をマッピングする。

【0287】

4. カラー速度撮像を実施し、望ましいビューが選択されるまで、トラック・ボールまたはジョイスティックを用いて回転される血流の3-D画像を表示する。

【0288】

5. (1) 深度 - 方位角平面上の射影、Bスキャン、またはダウンルッキング透視、(2) 方位角 - 仰角平面上の射影、Cスキャン、またはフォワードルッキング透視、あるいは(3) 任意の平面上の射影、任意のスライス、または任意の透視を含む、射影図、スライス図、または透視図の選択を行い、表示する。

【0289】

6. トラック・ボールおよびボタンを使用して、ベクトル速度を測定および監視することが望ましい点に円形マーカを配置する。

【0290】

7. トラック・ボールを使用して、血管画像に沿って円形マーカをスライドさ

せることによって、血管に沿って追跡位置を動かす。

【0291】

8. 実際の瞬間および/または平均ベクトル速度、推定平均体積流、及び/またはドップラー・スペクトル分布を表示する。

【0292】

9. 複数日の履歴を保有し、数時間に亘って各監視した血管について、時間対平均血流速度を表示する。

【0293】

10. 最大速度を超えたときまたは最小速度を下回ったとき、または栓塞数が高いとき、警告音を発し、検出した栓塞のログを保有する。

【0294】

11. 小さな血管(直径1mmなど)を追跡、マッピング、および監視し、(例えば)4mmほど離れた血管を解像し、例えば ± 0.1 mmの精度でそれらを特定する。

【0295】

本発明のこの実施形態により、ほとんど訓練を積んでいない個人が、センサを利用して、容易に理解可能な超音波画像表示に基づいて、それを配置することが可能になる。新奇センサは重要事象を早期に検出するために、動脈血液速度と体積流量を連続的に監視することができる。簡単に装着できるように非常に薄型であり、不動部品で、例えば中大脳動脈(MCA)と言った選択した血管を追跡することができる。センサが、希望する血管の一般的な体積位置に向けられている場合(例えば ± 1 cmの範囲内で)、血流の最大径方向成分の点の ± 0.1 mmの範囲内にロックし、患者の動きに関係なくロックしたままにすることができる。

【0296】

本発明の装置は、患者の動きに関係なく、選択した血管に焦点を合わせたままにすることができるが、その理由は、

【0297】

1. 深度

【0298】

2. 方位角

【0299】

3. 仰角

【0300】

4. 血流速度の径方向成分

【0301】

5. 時間

【0302】

の関数として、信号リターン振幅からなる5次元データ・ベースを実時間で生成し、且つそれをデジタル方式で分析するからである。

本発明の装置は、最大ドップラー・エネルギー、すなわち重要な径方向速度を有する血の最大体積を有する3次元における点を自動的に特定し、それにロックすることができるので、不在連続血流速度監視はその使用法の1つである。深度の関数としてロックが行われる点の正確な相対位置を使用することによって、本発明の装置は、従来の超音波画像を形成するために必要とされる複雑なハードウェアと計算を必要とせずに、3次元追跡として、血管網をマッピングすることができる。3次元の血液経路と共に速度の径方向成分を使用することで、本発明の装置は、ベクトル速度、血流量、およびドップラー・スペクトル分布など、血流のパラメータを直接計算することができる。

【0303】

本発明の方法を適用可能な装置は、プローブ、処理電子機器、およびディスプレイを備える、非機械的ドップラー超音波撮像センサである。プローブを適宜選択することにより、経頭蓋ドップラー(TCD)、心臓、透析、および他の応用にシステムを使用することが可能になる。

【0304】

上述した本発明の他の実施形態と同様に、この実施形態は、医療評価と身体の数位置の監視に応用することができる。しかし、非制限的な例として、経頭蓋ドップラーへの応用を用いる。図13は、TCDの全体構成とディスプレイ・ス

クリーンの典型的な定義を示す。TCDシステムは、「電話オペレータのバンド」またはベルクロ・ストラップを用いて頭に装着することが可能な、1つまたは2つのプローブからなる。インタフェースと処理電子機器は、小サイズのコンピュータ内に含まれている。使用する例示的なプローブの設計に応じて、52から120のマイクロ同軸ケーブルを含む薄いケーブルが、プローブをコンピュータの電子機器に装着する。オペレータがプローブを頭の上に配置し、システムを作動させるとき、前、中、および後大脳動脈およびウィリス氏動脈環が、他の血管と共にスクリーン上にマッピングされる。血管の3-Dマップの上に重ねて表示されたカーソルを手作業で動かすことによって、注目する動脈または血管を選択する。システムは、血管にロックし、その位置を電子的に追跡する。速度、脈拍数、撮像した領域の深度、ゲイン、およびパワー・レベルなど、様々な選択したパラメータがスクリーン上に表示される。1つのプローブのみを使用して、TCDは、一度に複数の動脈（血管）を監視することができる。例として、各々がそれぞれ選択した動脈に対するものである2重トレースがスクリーン上に提示されている。血流速度を動的に監視することができる。図13に示すように、現行の血液速度（暗いトレース）と任意の履歴トレース（より明るいトレース）の両方を同時に表示することができる。各動脈の平均値速度または推定平均フローは、それぞれの速度トレースの下に表示される。画像は、動脈と各動脈に使用したチャンネルを示す。2つのプローブを使用した場合、表示は分割され、その両方からの信号を示す。例えば、異なるプローブ（すなわち異なるサイズ）と、同じ電子機器とディスプレイを使用して、頸動脈の血流を測定および監視するためにこのユニットを使用することができる。同様に、透析、麻酔、および他の手順において、この機能を実施するために当該ユニットを使用することができる。

【0305】

センサは、スキャンを実施するために、送信と受信の両方において電子的に活性化される変換器素子の2次元アレイ（圧電クリスタルなど）である。例えば、正方形（ $N \times N$ ）アレイを使用する場合、最高で N^2 の素子を同時に使用することができる。これを、 $N = 8$ の場合について図14に示す。アレイは正方形である必要はない。あらゆる $M \times N$ のアレイを同じ方式で使用することが可能である

。すべての受信信号（図13の例では52）は、サンプリングされ、デジタル化され、および処理される。これは、例えば、図13および図21に示した電子機器および実時間信号処理のための追加カードを有するデスク・トップ・パーソナル・コンピュータまたはラップ・トップ・パーソナル・コンピュータにおいて実施することができる。アレイは、望ましい領域分解能に依存する、使用した帯域幅に応じて、位相ステアリングまたは時間遅延ステアリングされる。図15に示した角度視野は、アレイの薄型化（アレイ素子を半波長より離して配置する）によって生じた回折格子ローブの存在によって制限される。この概念を、1つの角度のみを測定するビームを形成する1次元アレイについて以下に示す。2次元アレイでは、図15に示したビームのクラスタを通る水平切断または垂直切断を表す。

【0306】

TCDに使用した周波数は、通常、2MHzまたはその付近であるが、その理由は、より高い周波数は骨をうまく伝播せず、より低い周波数は、血球からの適切な反射を提供しないからである。しかし、他の周波数は、身体他の部分を検査するときに利用される。1マイクロ秒あたり1.54ミリメートルの伝播速度では、波長は0.77mmである。一杯に詰まったアレイを使用する場合、素子のサイズとアレイのピッチは、 $d = 0.77 / 2$ である。60mmの深度における5.8mmまたはそれ未満のクロス領域分解能では、アレイサイズLは、少なくとも8mm（分解能 = 深度 × 波長 / L）でなければならない。図2では $N = L / d$ なので、Nは21を超えなければならない。したがって、アレイは、 N^2 のオーダーまたは400を超える素子を有さなければならない。望ましい分解能が半分になる場合、アレイのサイズは2倍になり、素子の数は1,600を超える。図14のアレイは、52の素子しか有していないので、「薄型化」されたと言える。

【0307】

上記で説明したように、「回折格子ローブ」は、素子が大き過ぎ、したがって、素子間隔が離れ過ぎている変換器アレイを使用することによって生じたあいまいさ、または余分で望ましくないビームである。以下の分析は、狭帯域信号と位

相シフト・ビーム処理の最悪の場合に対する回折格子ローブ抑制を示す。広帯域信号を使用した時間遅延処理も同様であるが、回折格子ローブをさらに減衰または排除し、結果としてさらに良好な性能をもたらす。当然、当業者なら、容易にプロセッサをプログラムして、ルーチン・プログラミング技術を使用し、本明細書で記述した式を用いて、回折格子ローブを抑制または制限することができる。

【0308】

$$x = (d / \lambda) \sin \theta \quad (9)$$

【0309】

が、反射された音エネルギーが到着する角度 θ の正規化を表すとする。方位角（または仰角） θ は、変換器アレイに垂直なブロードサイド方向ではゼロであり、 d は、受信器アレイの1つの素子の幅（または長さ）である。 c を音伝播速度（やわらかい組織では1540メートル/秒）、 f を音の周波数（通常1～10メガヘルツの間）とすると、放射された音波の波長は $\lambda = c / f$ である。図16aの広いパターンは、素子パターン

$$a_e(x) = \sin x / x \quad (10)$$

【0310】

である。このパターンは、素子パターン、アレイ・パターン、および \cos の積である。

$$a(\theta) = \cos(\theta) a_e(x) a_a(x) \quad (11)$$

【0311】

図16aは、2つの構成素子パターンの各々を θ の関数として別々にプロットしたものを示し、式(11)の合計のパターンをプロットしたものを、図16bに示す。 r を領域または深度、 L をアパーチャの長さとする、遠距離場すなわち $r \gg L^2$ では、角度 $\theta = \theta_0$ にステアリングされているアレイ・パターンは、

【0312】

$$a_a(x) = \sum_{n=0}^{N-1} w_n e^{j2\pi n(x-x_0)} \quad (12)$$

【0313】

である。上式で、 W_n はサイドローブを低減するための重みであり、 N は1次元における素子の数である。図16aから分かるように、式(12)は x について周期的である。 $x = x_0$ (図16では $x_0 = 0$) におけるピークが望ましいピームであり、他は回折格子ローブである。

近距離場では、 (r_0, θ_0) に焦点が合わされているとき、式(12)は、わずかに良好なフレネル近似によって置き換えられる(その距離が、アレイ・サイズを著しく超える場合、 $r > L$)。

【0314】

$$a_a(x, z) = \sum_{n=0}^{N-1} w_n e^{j2\pi \left[n(x-x_0) + \left(n - \frac{N-1}{2} \right)^2 (z-z_0) \right]} \quad (13)$$

【0315】

上式では、以前と同様に $x = d \sin \theta$ であり、

$$z = d^2 \cos^2 \theta / r \quad (14)$$

【0316】

受信器のアパーチャは、空間周期 d でサンプリングされているので、受信器のアレイ・パターンは、 $\sin \theta$ について周期的であり、周期は d (式12) である。この周期は、アレイ・パターンがあいまいであることを意味する。例えば、アレイがブロードサイド ($\theta = 0$) に向けられているとき、 $\theta = \sin^{-1}(d/\lambda)$ (d/λ) にも向けられることになる。正規化した変数 x については、周期は同様である。 $|\sin \theta|$ は1を超えることができないので、変数 x は、 $[-d/\lambda, d/\lambda]$ の範囲に限定される。従来の素子間隔は、 $d = \lambda/2$ である。したがって、従来の整相アレイでは、 x は常に -0.5 と $+0.5$ の間にあり、したがって、あいまいになることはない。非常に薄いアレイ ($d > \lambda$) では、図16aに示したように、通常あいまいさまたは回折格子ローブが存在する。 $x = 2$ または $\theta = \sin^{-1}(2\lambda/d)$ における第2回折格子ローブは、 d が 2λ を超えないとき、実数ではない。

【0317】

図16bは、ステアリングされていない合計パターンが、回折格子ローブを提示しないことを示す。2次元アレイでは、素子は、正方向 ($d_x \times d_y$) の代わ

りに長方形とすることができ、結果は依然として有効である。素子が行ごと（および／または列ごと）に異なるアレイに対しても、同様な結果を得ることができる。

【0318】

図17では、図16と同じアレイを使用しているが、受信器素子信号は、ビームを $x = 0.2$ または $= 4.71^\circ$ にステアリングしている位相テーパと組み合わせられている。図17bでは、回折格子ローブが完全には抑制されておらず、最大のものが、 $x = -1 + 0.2 = -0.8$ または $= -19.18^\circ$ にあることがわかる。図18は、これをデシベルで示している。最悪の回折格子ローブは、極度に狭い帯域オペレーションを課す場合でも、少なくとも12dBだけ減衰される。これらの図は、以下のソフトウェア（mファイル）を使用して、MATLABで作成された。

【0319】

```
% MPATTERN mpattern.m Script to plot monostatic patterns vs. theta
Mt=90; wave_length=0.77; d=1.875, N=8,
k=d/wave_length
t=-Mt:0.1:Mt;
tr=pi.*t./180;
x=k*sin(tr);
p=pi*x+eps; R=sin(p)./p;
R=R.*cos(tr);
n=0:N-1;
% xo=0;
xo=0.2; % steered
e=exp(j*n'*2*pi*(x-xo));
% w=hanning(N);
% E=(2/N)*w'*e;
E=(1/N)*ones(1,N)*e;
subplot(211); plot(t,[abs(R);abs(E)]);
```

```
ER=abs(E).*abs(R); % Monostatic
subplot(212); plot(t,(abs(ER)));
figure(2); plot(t,20*log10(abs(ER)));
zoom on;
```

上記の例で使用した d と θ の値は、本発明の経頭蓋ドップラーへの応用を表す。 $f = 2 \text{ MHz}$ を中心周波数として選択した場合、波長は 0.77 mm である。幅および/または長さが $L = 15 \text{ mm}$ である 8×8 アレイでは、2次元薄型化比は $2d/\lambda = 4.87$ となる。半波長素子を有する 15 mm の正方形アレイは、 $15,000$ を超える素子を必要とする。薄型化によって、角度視野が $2 \times 4.71 = 9.42^\circ$ に制限されている場合、この数は52まで低減された。 2 MHz で 1 cm のアレイでは、過焦点距離 (3 dB の焦点領域が無限となる) は、 $L^2/4\lambda = 3.25 \text{ cm}$ である。 15 mm のアレイでは、過焦点距離は 7.3 cm である。したがって、固定焦点プローブは、この応用に十分使用できるが、深度に焦点を合わせるために必要な素子を横切る2次元位相分布が、ビームを向けるために必要な線形位相分布に追加した方がよい。

【0320】

上述した構成を使用して、血流速度信号を収集するために、望ましい点をほぼ特定することに図15のビーム・クラスタを使用する。これは、通常の測定ドエルに点在している「マッピング・ドエル」において、当初行われ、周期的に反復される。例えば、クラスタにおける各ビームの出力は、パルス・リターンシーケンスに対して、FFTまたは同等の変換を実施することによって、ドップラー処理される。パルス反復周波数 (PRF) は、TCDへの応用に対して 8.5 cm の深度を明確に達成するために、通常 9 kHz 以下である。1秒あたり $\lambda = 2 \text{ cm}$ より微細な速度分解能を達成するために (脳死を区別するため)、測定モードでは、 $T = \lambda / (2 \text{ PRF}) = 20 \text{ ms}$ または 8.5 kHz で170パルス程度の継続期間のドエルが望ましい可能性がある。モノスタティック・マッピング中、21のビームがスキャンされる。マッピング・ドエルが 20 ms で完了する場合、ビームあたり8パルスのみが利用可能であり、8パルスFFTを各ビーム位置に対して使用する。

【0321】

図16から18に示した例は、 5×5 のビーム・クラスタを形成する 8×8 の受信器アレイであった。これは、本発明の大まかな規則の例であり、偶数の N に対しては $N/2 + 1$ のビーム、奇数の N に対しては $[N + 1]/2$ のビームを生成するために、 N 素子線形アレイを使用することが推奨される。したがって、 16×10 素子の長方形アレイを使用して、 9×6 のビーム・クラスタを形成することが好ましいが、実際の形成されたビームの数は、任意である。

【0322】

受信ビームは、限定された角度領域においてのみ形成されるので、広角受信器素子パターン（一般に小さな素子を暗示する）は必要でない。実際、受信器素子のサイズは、素子間隔と同じくらいにすることができる。したがって、受信器アレイは、素子間隔が半波長を超えるという意味においてのみ「薄型化」されている。また、素子サイズは半波長を超えるので、アレイ領域は低減されない。素子の数という点についてのみ薄型化されるが、受信器領域については薄型化されない。したがって、信号対雑音比も、増大した送信器パワーに対する要件についても、低減されていない。

【0323】

図19は、アレイを水平方向に延長することによって、方位角方向の角度視野を増大する手段を示す。同様のスキームを垂直方向に使用して、仰角 $F \cdot O \cdot V$ を延長することができる。図14の52素子のアレイは、延長したアレイの単一パネルとなる。図19では、一度に1つのパネルが動作する。図14のビーム幅は、ラジアンでは、通常 λ/L によって与えられる。 R の範囲または深度において、クロス領域分解能は λ/R （通常3から5mm）である。同じ領域における $F \cdot O \cdot V$ は、ミリメートルでそのビーム幅の $N/2 + 1 = 5$ 倍未満である。第2パネルを平面構成において使用する場合、第2パネルは、ビーム・パターンを、パネルの幅 $L = L_2/2$ （通常8mm）だけ右（または左）に転移する。視野は、2つのパネルがカバーする領域の重複を最小限に抑えるために、2つのパネルを反対の方向に傾斜させることによって、これより長く延長することができる（2倍にすることさえできる）。

【0324】

図19では、 L_1 L_2 であり、(1)1インチ以上離れている2つの血管を同時に監視することができるようにする L_2 方向の大きなF・O・V、(2)高感度のための大きな能動アレイ領域、および(3)能動素子が60より少なく、合計120より少ない素子を同時に提供する。図20に示した別の例では、円柱のセグメントの表面上にアレイを有する。これは、52の素子を一度に使用し、合計で84の素子(したがって84のケーブルのみ)しか用いない。 $L_1 \times L_2$

の能動アレイは、ビームが水平方向にスキャンされる際に、湾曲している表面の周りを動く。対称的なF・O・Vの延長(方位および高度)が望ましい場合、球表面を使用することができる。

【0325】

図21は、血流モニタ全体を示す全体のブロック図である。ほとんどの機能は、デジタル・プロセッサのソフトウェアによって実施される。当然、当業者なら、容易にプロセッサをプログラムして、本明細書で記述した式とルーチン・プログラミング技術を使用して、本明細書で説明した機能を実施することができる。アナログ処理の可能な実施形態を図22に示す。A/Dコンバータは、コンバータのバンク、または52のチャンネルの中で多重化された1つまたは複数のコンバータとすることができる。図19または20に示したような延長したアレイを使用した場合、図22の52の処理チャンネルと実際の素子との間に、スイッチが含まれる。なお、図14の52素子のアレイは、コーナを除去した 8×8 のアレイを表す($52 = 8 \times 8 - 4 \times 3$)。他に、24素子のアレイ($24 = 6 \times 6 - 4 \times 3$)、120素子のアレイ($120 = 12 \times 12 - 4 \times 6$)などが可能である。

【0326】

送信器は、1秒あたり8,500パルスのパルス反復周波数(PRF)で、各能動素子に対するパルスを生成する。各パルスは、 $f_0 = 2 \text{ MHz}$ の周波数であり、少なくとも250kHzの帯域幅Bを有する(例えば、4マイクロ秒の長さ以下のパルス)。

【0327】

測定のためには、1つまたは2つのビーム位置のみを、1つのプローブによってインソネートする必要がある。マッピングのためには、多くのビームの位置をインソネートしなければならず、各ビームのいくつかのパルスは、移動標的指示(MTI)および/またはドップラー処理のためのものである。20ミリ秒より長い測定フレーム継続期間(8.5kHz PRFにおいて170パルス)は、人間の血流が静止していない(パルス化されている)という特徴のために、必要でない可能性がある。マッピングは、ビーム位置あたりいくつか(4から11)のパルスを必要とし、フレームあたり多く(21から36など)のビーム位置を必要とする。マッピングのためのドップラー分解能は、測定モードにおけるほど微細でないので、より長いマッピング・フレームを使用することができる。21のビームのみが各ビーム8パルスで形成されるか、または最高で34のビームが各ビーム5パルスのみで形成される場合、20msのフレーム継続期間は、探索およびマッピング中であっても維持することができる。

【0328】

図22は、

【0329】

1. プロセッサ制御の時間利得制御および時間ゲート(各パルスに対して最高で26マイクロ秒開く)

【0330】

2. 動的距離制御のためのリミッタ

【0331】

3. 低雑音増幅器(LNA)

【0332】

4. 低域通過フィルタ($|f| < f_0 + B/2$ (例えば $|f| < 2.125 \text{ kHz}$)を通過し、少なくとも40dBだけ $|f| > 5.875 \text{ kHz}$ を拒否する($f_0 = 2 \text{ MHz}$ および $B = 250 \text{ kHz}$ を仮定))を備える、52の同一受信器チェーンを示す。

【0333】

A/D変換(通常12から16ビット)は、図22の各チャンネルに対して、8

MHzのレートで実施される。これは、アナログ・フィルタリング要件を非常に簡単なものに保つ。また、これにより、非常に大きな帯域幅（最高で2MHz）と時間遅延ステアリングを可能にする。より狭い帯域幅と位相シフト・ステアリングでは、帯域通過アナログ・フィルタリングおよびはるかに低いサンプリング・レート（ f_0 ではなくBによって決まる）を使用することができる。8MHzのサンプリング・レートでは、時間遅延または位相シフト・ビームステアリングを使用することができる（信号の帯域幅に応じて）。図22は、送信器に対する時間遅延ステアリングを示す。各アレイ素子から各焦点（名目深度（TC Dに対して60mmなど）における各ビームの中心）までの距離は、予め計算され、各ビームの各素子に対して、時間遅延または位相シフトとして（ステアリングのタイプに応じて）記憶されている。送信の際に位相シフト・ステアリングを使用した場合、プロセッサにおいて、デジタル的に送信信号を創出することができ、続いて各素子に対してD/A変換が行われる。したがって、図22は、本発明の唯一の可能な実施形態を表す。

【0334】

チャンネルあたり8MHzのサンプリング・レートの場合に対するデジタル受信器処理の例を以下で説明する。入力は、パルスあたり208の12または16ビットのサンプル（4cm深さ径方向マッピング視野とするには、マイクロ秒あたり8サンプル×26マイクロ秒）、8,500パルス/秒、および52チャンネルである。これにより、1秒あたり、 $52 \times 208 \times 8500 = 91.9$ メガサンプル（または20msフレームにおいて184万サンプル）の最大平均レートが得られる。測定中、領域間隔は、1cm未満に狭くすることができ、1パルスあたりのサンプルの数が32まで低減される。測定と監視の平均レートは、1秒あたり14メガサンプルとなる。受信器の処理ステップは、以下の通りである。

【0335】

- ・バッファリングする（平均レートで後に処理を実施することを可能にする）

。

【0336】

- ・デジタル方式でベースバンドにダウン変換する（IとQを作成）。52のチ

チャンネルが平行である。入力サンプルに2MHzの余弦波および正弦波のサンプルを乗算して、それぞれ同相サンプルおよび直角位相サンプルを創出する。サンプルは1/4サイクル離れているので、被乗数はすべて0、1、または-1であり、したがって、被乗数は必要でない。 $r(j, p)$ がJ番目のチャンネルからの実数のp番目のサンプルである場合、複素低帯域通過信号 $s(j, p)$ は、

【0337】

$r(j, 0)$ 、0、 $-r(j, 2)$ 、0、 $r(j, 4)$ 、0、...

【0338】

によって与えられる $p = 0, 1, 2, 3, 4, 5, \dots$ の実数部分と、

0、 $-r(j, 1)$ 、0、 $r(j, 3)$ 、0、 $-r(j, 5)$ 、...

【0339】

によって与えられる虚数部分とを有する。これは、入力レートの2倍のデータ・レートを提供するが、その理由は、データがこの段階では複素数であるためである。

・プレ間引き低域通過デジタル・フィルタ。52の複素チャンネルをフィルタリングする。 r をサンプル・レート間引き(1MHzなど)後のサンプリング・レートとすると、 $|f| < B/2$ を通過し、 $|f| > r - B/2$ を拒否する。 $B = 250\text{kHz}$ の場合、 r は500kHz程度に低くすることができる。 B が大きい場合、 r は、2または3MHzとすることができる。受信器の位相シフト・ステアリングを実施する場合、出力サンプルは、間引いたレートで計算される。受信器の時間遅延ステアリングを使用する場合、1秒あたり800万の複素信号を出力し、ビーム形成後まで、サンプル・レートの間引きを延期する。

【0340】

・MTIを実施または粗いドップラー・セルを創出する。各チャンネルと各領域サンプルについて、組織および骨からのクラッタを抑制するために、パルス・リターンのシーケンスをデジタル方式で広域通過フィルタリングする、または、各マッピング・フレームに対して、 52×208 の8点離散フーリエ変換(DFTまたはFFT)を実施する。(8点複素DFTの6つの点は、3つの正と3つの負の粗いドップラー・セルを提供する。)

【0341】

・デジタル・ビーム形成を実施する。ケース1：サンプル・レート間引きによる時間遅延ビーム形成は、予め計算にした時間遅延のセットを使用して、1パルスあたり208のサンプルを有する52の複素チャンネルを、1パルスあたり25のサンプル（距離セル）を有するM（例えば21）の複素ビーム出力の1つに低減する。ここで示した例は、8：1の間引きを仮定している。

【0342】

最大遅延は、 $0.75 \mu s = 6T$ よりわずかに小さく、 $T = 1/8$ マイクロ秒は、入力サンプル間隔である。与えられたパルス・リターンについて、i番目のビーム $i = 1, 2, \dots, M$ のk番目のサンプル（ $k = 1, 2, \dots, 25$ ）を $b(i, k)$ によって表す。j番目の入力チャンネル（ $j = 1, 2, \dots, 52$ ）のp番目のサンプル（ $p = 1, 2, \dots, 208$ ）を $s(j, p)$ によって表す。 d_{ij} を、ビームiを生成するために必要なチャンネルjにおける信号に対する遅延とする。与えられたパルス・リターンに対して、ビームiに対するk番目の複素1MHzレート出力サンプルは、

【0343】

$$b(i, k) = \sum_{j=1}^{52} \{ a_{ij} s(j, 8[k+1] - b_{ij}) + (1 - a_{ij}) s(j, 8[k+1] - b_{ij} - 1) \}$$

【0344】

である。上式で b_{ij} は、 d_{ij} / T の整数部分（0と6の間）であり、 a_{ij} は、残りの分数部分である（0と1の間）。各出力ドップラー・ビンにおけるパワーまたは振幅を $I^2 + Q^2$ あるいは平方根として決定する。

ケース2：すでに間引きされたデータの位相シフト・ビーム形成は、素子値の52次元複素ベクトルと必要な位相シフトを表す複素ベクトルの内積のシーケンスのみを含む。

【0345】

・粗い血管カラー・フロー・マップを表示する。粗い血管マップは、高いパワーを有する、領域、方位角、および仰角セルのセットであり、6つのドップラー値を有する。ブルーとレッドは、径方向速度に関係付けられている飽和と、パワ

一に関係付けられている強度で、正と負のドップラーを表す。

【0346】

・獲得を初期化する。ユーザは、方位角 - 仰角の粗いマップ (MCAを含む値のセットに自動的に切り捨てられた深度を有する) を見て、変換器を動かし、強度が高く飽和しているスポットを探す。プローブをそのスポットに集中させるか、またはACAに対応する領域間隔を表示する、本発明の装置を有することができる。この場合、確実に、両方の血管が、十分にプローブの角度視野の領域内にあるようにすることができる。

【0347】

・監視中の1つまたは2つの点を獲得および追跡する。これは、いくつかのフレームに対して、上記で識別したスポットに焦点が合わされている1つの送信ビームを用いて行われる。デジタル・ダウン変換、低域通過フィルタリング、およびMTIは、以前のように実施されるが、ビーム形成は異なる。5つの受信ビームが同時に形成される。和ビームと4つのモノパルス差ビームが存在し、すべて、送信ビームと同じ点にステアリングされる。各モノパルス・ビームは、焦点について対向する側面上に配置されている対のビームの出力間の差に等しい。4つのモノパルスの対は45度間隔にあり、1番目は水平であり、3番目は垂直である。最大の大きさを有するモノパルス差出力は、和ビームの出力によって分割される。虚数部分は、ビームがより良好に血管に集中するように、ビームを再ステアリングする(差対方向において)ために使用される「モノパルス比」である。この手順は、4つのモノパルス比をすべてゼロにする試みにおいて反復することができる。

【0348】

・測定および追跡。測定モード中に、上述したように、追跡を続行する。測定は、和ビームのみに適用された微細なドップラー分解能(128点FFT)で行われる。15msフレームでは、128パルスからのデータが収集される(52のチャンネル、6つの距離サンプル)。パルスは、ハミング重み付けされ、FFTされる。これは、1秒間に66.4回128のドップラー・ビンを生成する(各領域便及び素子について)。次いで、これら64から126のドップラー・ビン

の各々に対して、実和ビーム出力を生成する（モノパルス誘導ステアリングを使用して）。

【0349】

・追跡メンテナンスおよび再獲得。追跡は、測定と並行して続行される。モノパルス比が突然ゼロから逸脱し、1つまたは2回の反復でゼロに戻らない場合、追跡の喪失が宣言される。再獲得は、現在のカラー・フロー・マップを記憶されているより初期のバージョン（追跡が喪失する前からのもの）と関連させることによって決定された量だけ、ビームを再ステアリングすることによって、自動的に試行される。これがうまくいかない場合（モノパルス比がすべてゼロに収束しない場合）、ユーザが獲得の初期設定を繰り返すために戻ることができるように、警告が発せられる。

【0350】

以前のマップとの相関は、追跡している血管に沿ったデータ収集点が揺らぐことを防止するために、周期的に適用される。

【0351】

追跡のために、上述したモノパルス追跡方法を使用することができる。

【0352】

図23は、回転後の、1つの分解能セルにおける血管のセグメントを示す。図示した分解能セルは立方体ではないが、その理由は、領域分解能が、クロス領域分解能より微細である可能性があるからである。図示した円柱は、固定ドップラ一周波数における、エネルギーを反射している血管における血球を表す。これらは、管壁から一定の距離にあり、ほぼ同じ速度で動いている、血球の円柱環を表す。図23の1つの分解能セルでは、最大ドップラーでのリターンは、3次元空間における線（環の軸）を表し、したがって、回転後の方位軸上の点を表す。最大ドップラー出力に当てはめた場合、和ビームは、方位角ゼロ（ $a = 0$ ）において広いピークを有し、モノパルス比 $r = A_z / \text{Sum}$ は、アレイが位相ステアリングされている方位角の線形関数である。

【0353】

$$r(a) = k a$$

【0354】

この結果は、AzビームおよびSumビームのアパーチャを横切る同じ位相を適用することによって獲得することができるが、AzとElのアパーチャ重みに対して、それぞれxとyに関しSumビーム振幅重みの導関数を使用することによって、獲得することができる。

【0355】

当業者には、本発明の精神および範囲から逸脱しない、本発明に関する多くの他の変更と変形が明らかであろう。したがって、上述した実施形態は、単なる例示を意図しており、そのような変更と変形は、添付の請求項において定義されている本発明の範囲内に含まれている。

【0356】

様々な刊行物を本明細書において引用したが、その開示内容は、参考文献の開示によって、完全に組み込まれているものとする。

【図面の簡単な説明】

【図1】

経頭蓋ドップラー・プローブと共に使用する血流マッピング・モニタの一例を示す図である。

【図2】

64素子のバイスタティック超音波変換器アレイの例を示し、 $D = 2d$ であり、同じ素子が、オペレーションの獲得段階中に、送信と受信に対して異なるように再構築された図である。図2(a)は、64素子すべてが同時に受信する、受信構成の図である。図2(b)は、獲得中に、16のサブアパーチャが一度に1つつ送信する、送信構成の図である。

【図3】

血流マッピング・モニタ実施形態の一例である全体ブロック図である。

【図4】

図2のTCDAレイ例に対する超音波ビーム到達範囲の図である。左図は、例として、デジタル方式でビーム形成された25のビームの図である。右図は、その例として、獲得モードにおいて、送信ビームが21の受信ビームを含む方式を

示す図である。

【図5】

図2と同様に、 $D = 2d$ であるバイスタティック変換器アレイの1次元パターンを示す図である。図5 a (上図)は、送信素子パターンの図である。図5 bは、受信器ビームがブロードサイド ($x = 0$) にステアリングされている、受信素子パターンとアレイ・パターンを示す図である。アレイ・パターンは回折格子ローブ (受信器のあいまいさ) を有する。図5 cは、結果として得られる2方式のビーム・パターン (上記の3つのパターンすべての積) を示す図である。回折格子ローブは抑制されていない。

【図6】

受信アレイ・ビームが $x = 0.2$ にステアリングされている場合の、図5と同様の図である。

【図7】

半分のパワーの点 ($x = 0.2$) にステアリングされている受信器のビームの2つのパターンを示す図である。図6 cの図を dB でプロットしたものである。

【図8】

図4の例の1次元表示の図である。図8 aは、送信素子パターンと受信素子パターンの積を示す図である。図8 bは、薄型アレイの回折格子ローブを示す5つの受信ビームのセットをプロットした図である。図8 cは、回折格子ローブが抑制された、結果的に得られる2方式のビームをプロットした図である。

【図9】

バイスタティック超音波撮像センサと血液監視モニタのための送信受信電子機器の1つの可能な実施形態のブロック図である。

【図10】

狭帯域の場合に64の受信した信号の各々に対して、図9のFPGAによって実施された機能を示す受信器チャネル信号スペクトルの図である。

【図11】

血管のクロス領域位置をより正確に決定するために方位角モノパルスを使用する際の幾何学的配置を示す図である。領域分解能は、クロス領域分解能より良く

、測定した径方向速度場またはカラー・フロー・マップを使用して、血管の中心が垂直となり、方位角がほぼゼロとなるように、方位角軸と仰角軸を回転および配向させる。黒の円柱は、特定の速度を有する空間分解能セル内にあるすべての点の位置を表す。

【図12】

血管の直径または血管内の速度場を決定するためにドップラー超音波を使用する際の幾何学的配置を示す図である。血管の初期3-D配向は一般的であるが、測定した3-D径方向速度場または3-Dカラー・フロー・マップを使用して、管の中心が垂直となり、方位角はほぼゼロとなるように、方位角軸および仰各軸を回転および配向させる。すなわち、血管の中心線が深度-仰角面にあるように、深度軸の周りに座標系を回転する。これは、ソフトウェアにおいて座標を変更することによって、または物理的に超音波プローブを回転させることによって達成することができる。黒の円柱は、特定の速度を有する図示したボックス内のすべての点の位置を表す。次いで、検査中の高分解能深度-方位角画像またはBスキャン画像の方位角領域として、円柱の直径を測定する。

【図13】

経頭蓋ドップラー・プローブと共に使用する血流マッピング・モニタの一例を示す図である。

【図14】

長方形または正方形の代わりに、8角形アレイを作成するために、各コーナから3つの素子が除去された、素子の 8×8 の長方形アレイに基く、52素子の超音波変換器アレイの例を示す図である。この例では、素子は正方形($d_1 = d_2 = d$)であり、 $L/d = 8$ である。

【図15】

図14のアレイによって生成された、電子的にスキャンしたビームの典型的なパターンの図である。ビームの幅は、通常、信号の波長をアレイのサイズ L によって除算することによって与えられる。角度視野(F.O.V.)は、個々の $d \times d$ 素子のパターンによって十分に減衰されていない回折格子ローブを生成することなくアレイをステアリングすることができる最大角度によって制限される。

【図16】

図16の列または行に対応する8素子モノスタティック線形変換器アレイに対する1次元パターンの図である。図16a(上図)は、ビームがブロードサイド($x=0$)にステアリングされている、素子パターンとアレイ・パターンを示す図である。アレイ・パターンは回折格子ローブ(受信器のあいまいさ)を有する。図16bは、結果として得られるビーム・パターンを示す図である。回折格子ローブは抑制されていない。

【図17】

アレイ・ビームが、回折格子ローブが最も高いサイドローブを超える角度にステアリングされている場合の、図16と同様の図である。図16の薄型アレイは、回折格子ローブを抑制する場合、 $\pm \arcsin(\lambda/5d)$ (使用した例では $\pm 4.7^\circ$)を超えるようにステアリングされるべきではない。

【図18】

回折格子ローブの問題が発生した点にステアリングされているビームのパターンを示す図である。図17の図をdBでプロットしたものである。

【図19】

合計116の素子を有し、その内の52素子が一度に使用される、デュアル52能動素子超音波変換器アレイの例(図14の例と同様)を示す図である。図19Bは、2つのサブアレイが2つの異なる平面にあり、2つのサブアレイからのビーム間の重複を低減し、方位角視野を最大にするために傾斜していることを示す図である。

【図20】

合計84の素子を有し(その内の52を一度に使用する)、形状がわずかに凸形の円柱である、52能動素子超音波変換器アレイの例(図14の例と同様)を示す図である。示した $L_1 \times L_2$ のサブアパーチャは、一側面に向けられたビームの形成のために活性化される。

【図21】

血流マッピング・モニタ実施形態の一例である全体ブロック図である。

【図22】

超音波撮像センサおよび血液モニタのためのアナログ送信受信電子機器の可能な一実施形態のブロック図である。

【図23】

血管のクロス領域位置をより正確に決定するために、方位角モノパルスを使用する際の幾何学的配置を示す図である。測定した径方向速度場またはカラー・フロー・マップを使用して、管の中心が垂直となり、方位角はほぼゼロとなるように、方位軸と仰軸を回転および配向させる。黒の円柱は、特定の速度を有する空間分解能セル内にあるすべての点の位置を表す。

【図1】

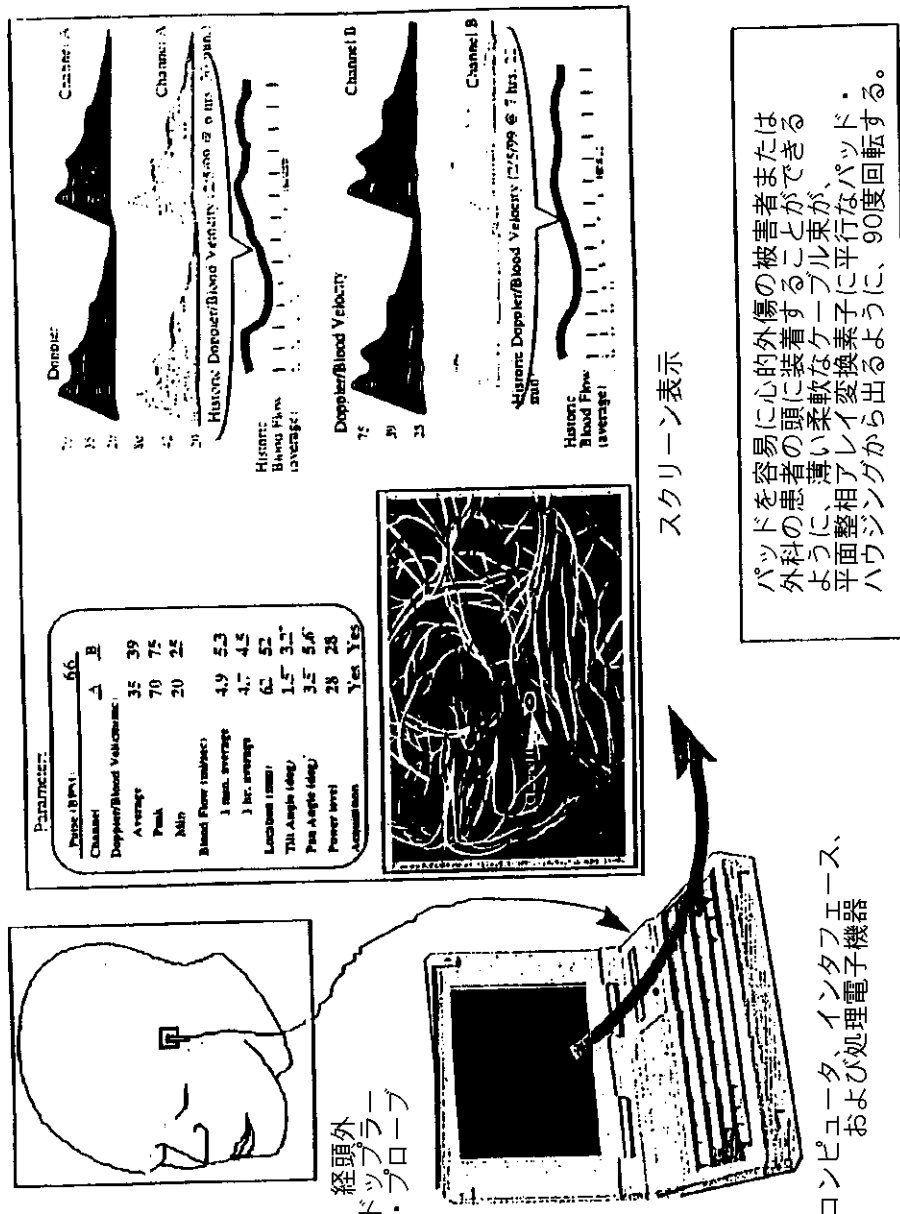


FIG. 1

【図2】

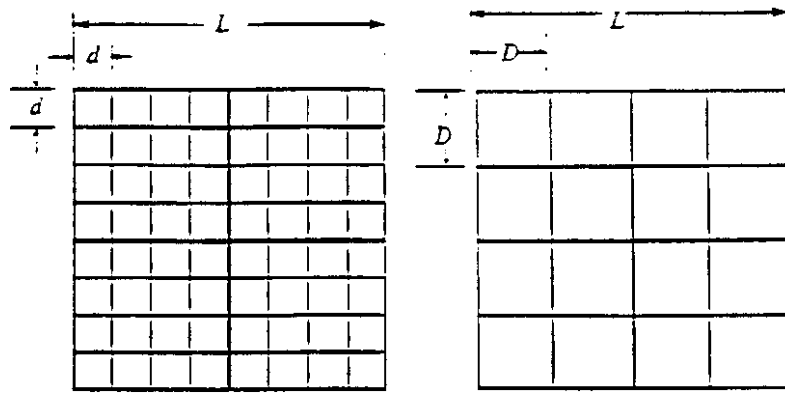


FIG. 2a

FIG. 2b

FIG. 2

【図3】

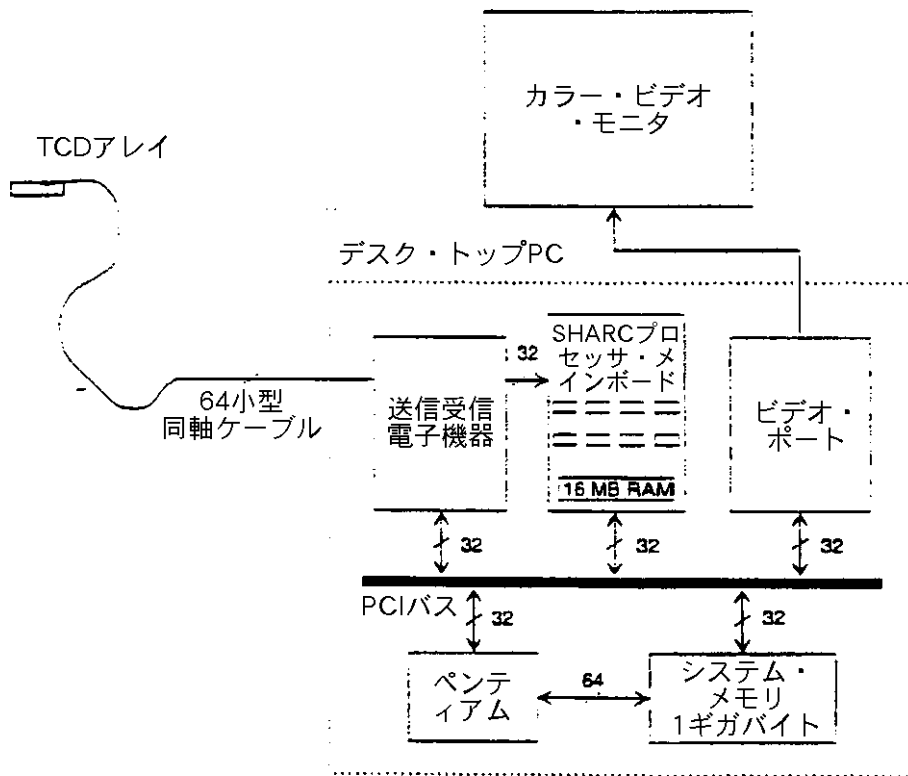


FIG. 3

【図4】

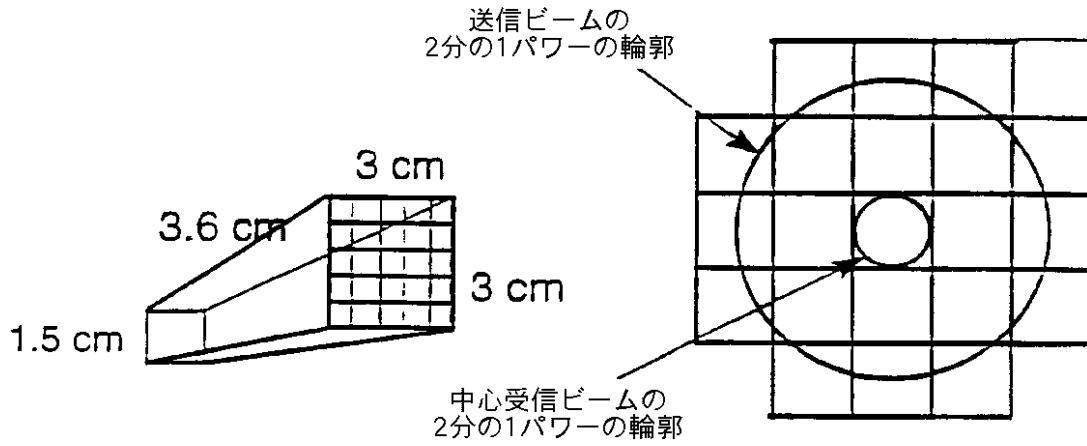
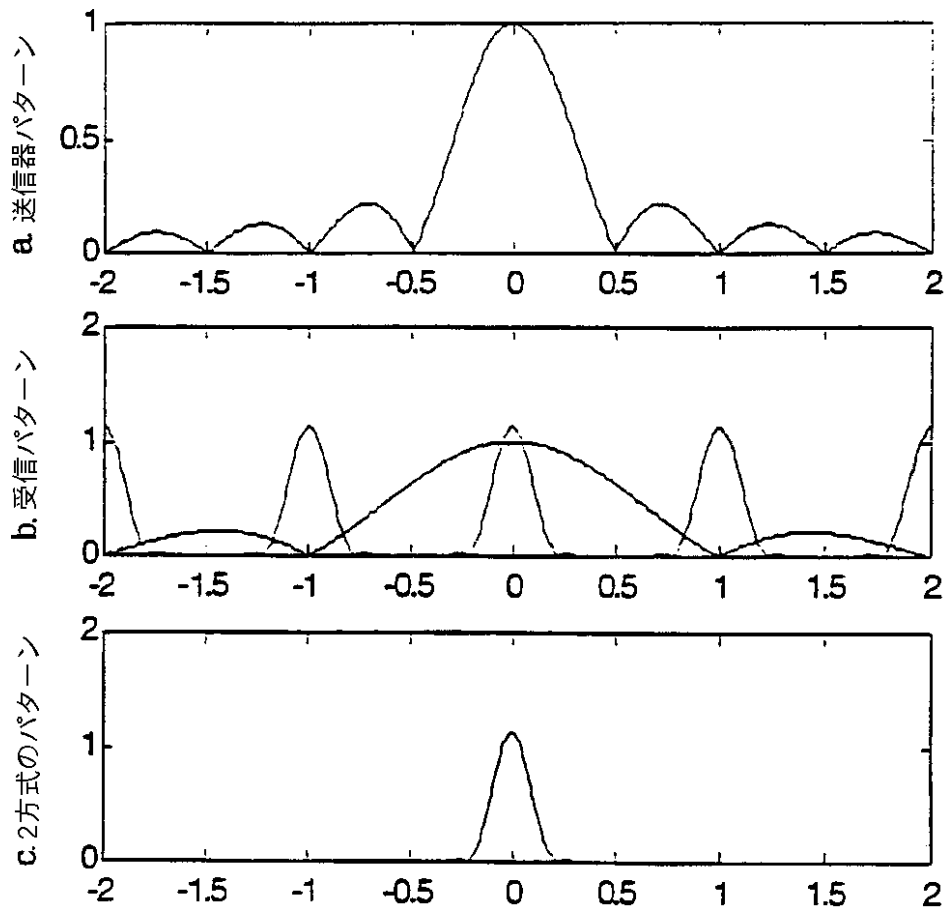


FIG. 4

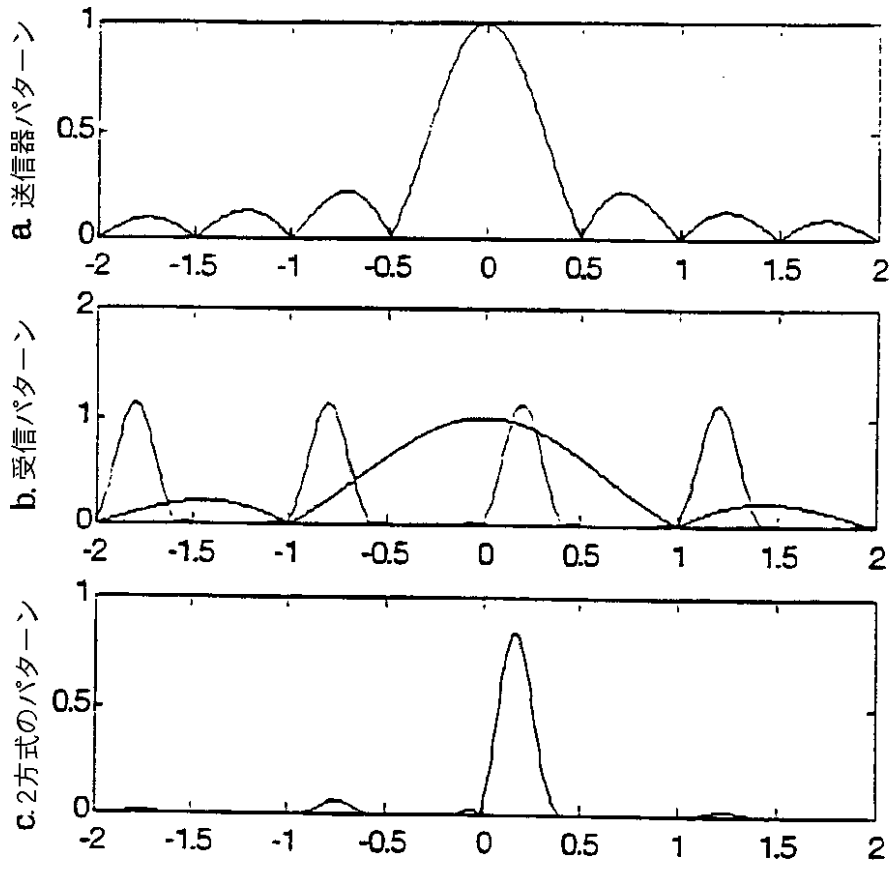
【図5】



$$x = (d/\lambda) \sin \theta$$

FIG. 5

【図6】



$$x = (d/\lambda) \sin \theta$$

FIG. 6

【図7】

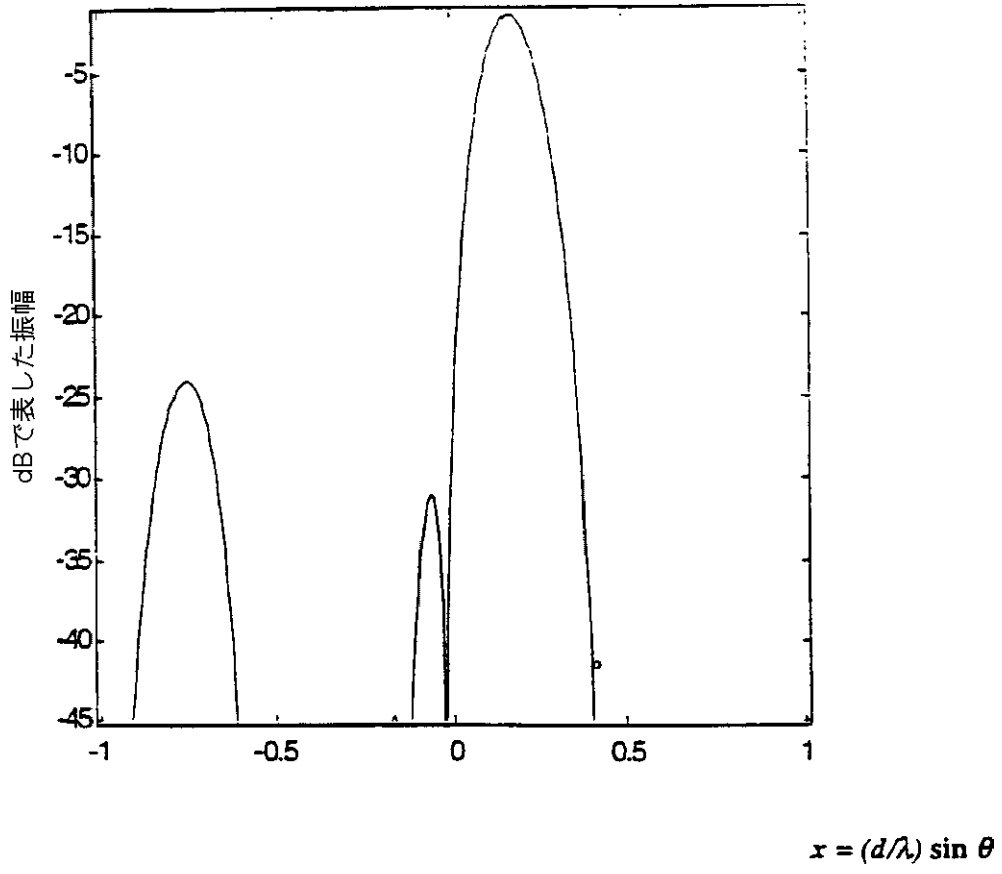
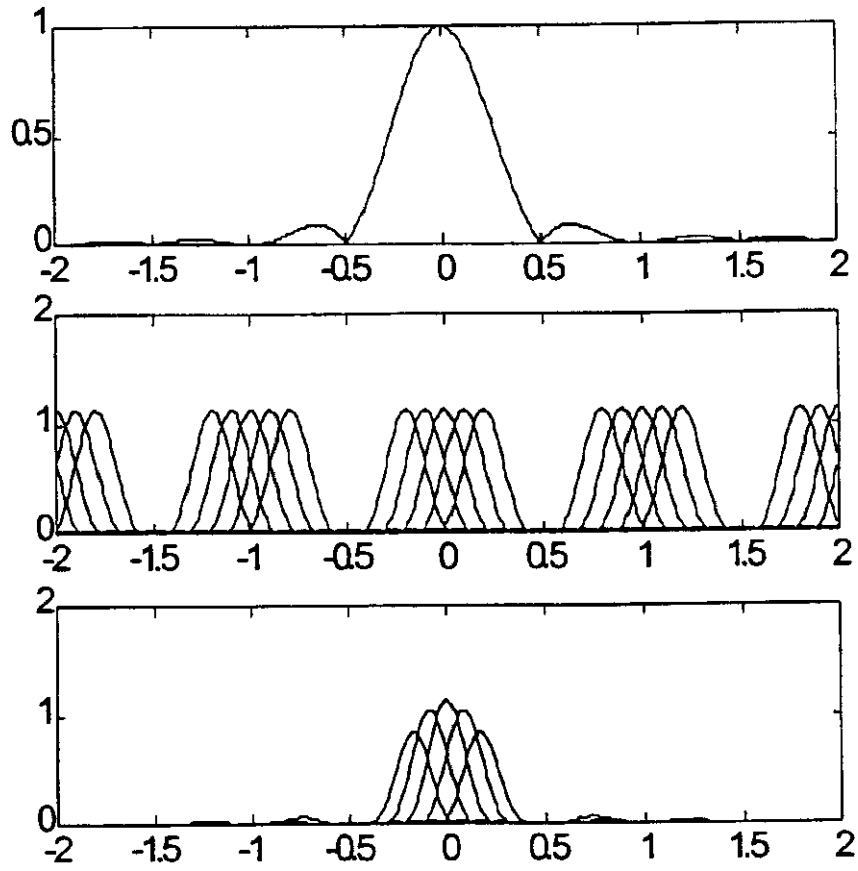


FIG. 7

【图8】



$$x = (d/\lambda) \sin \theta$$

FIG. 8

【図 9】

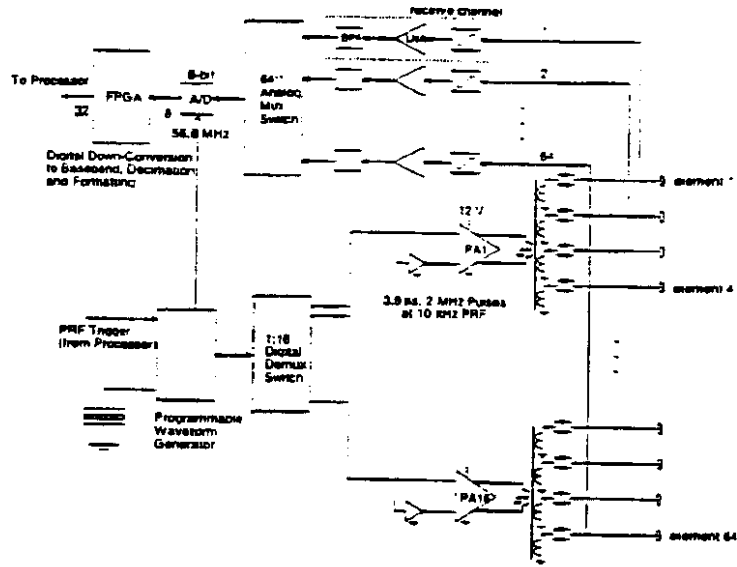


FIG. 9

【図 10】

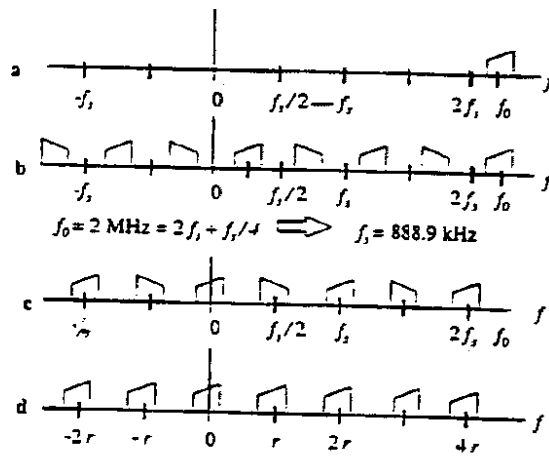


FIG. 10

【図11】

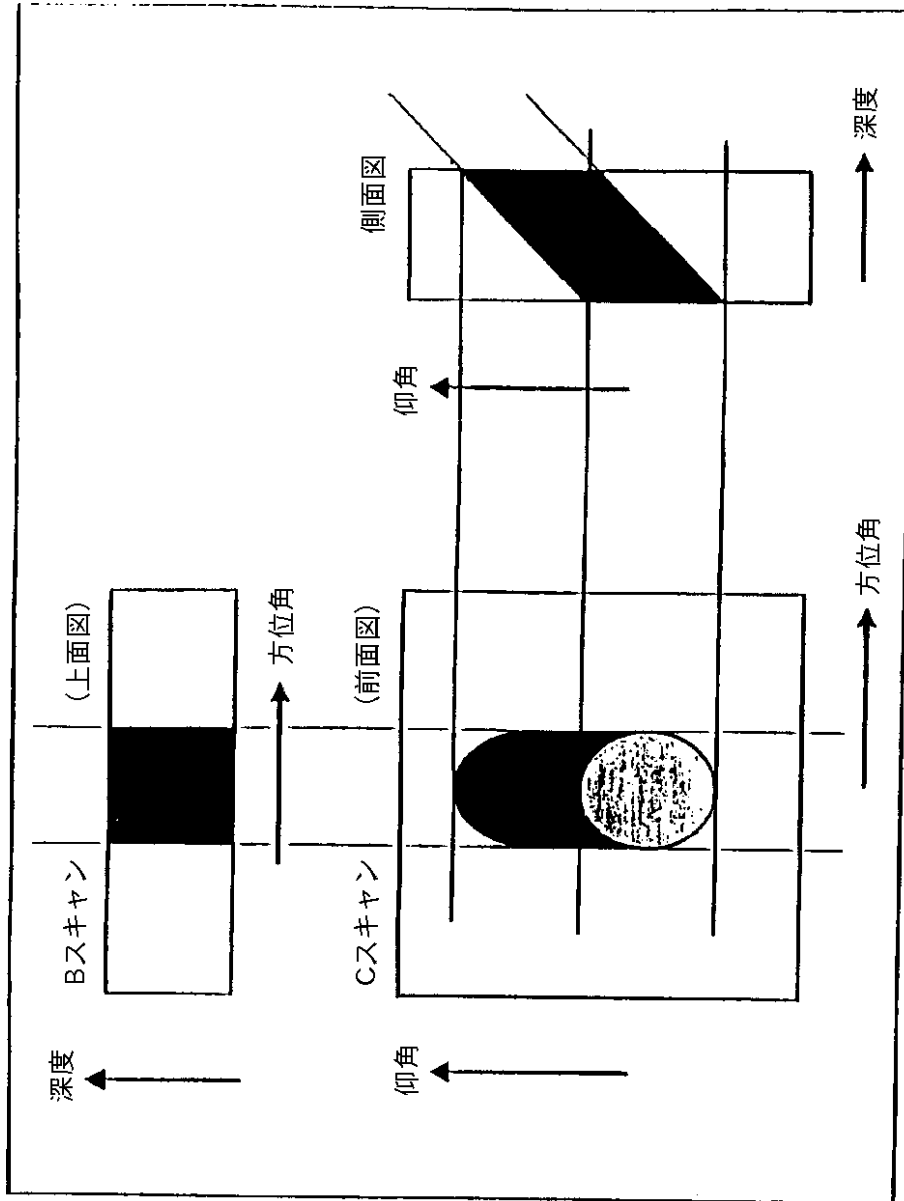


FIG. 11

【図12】

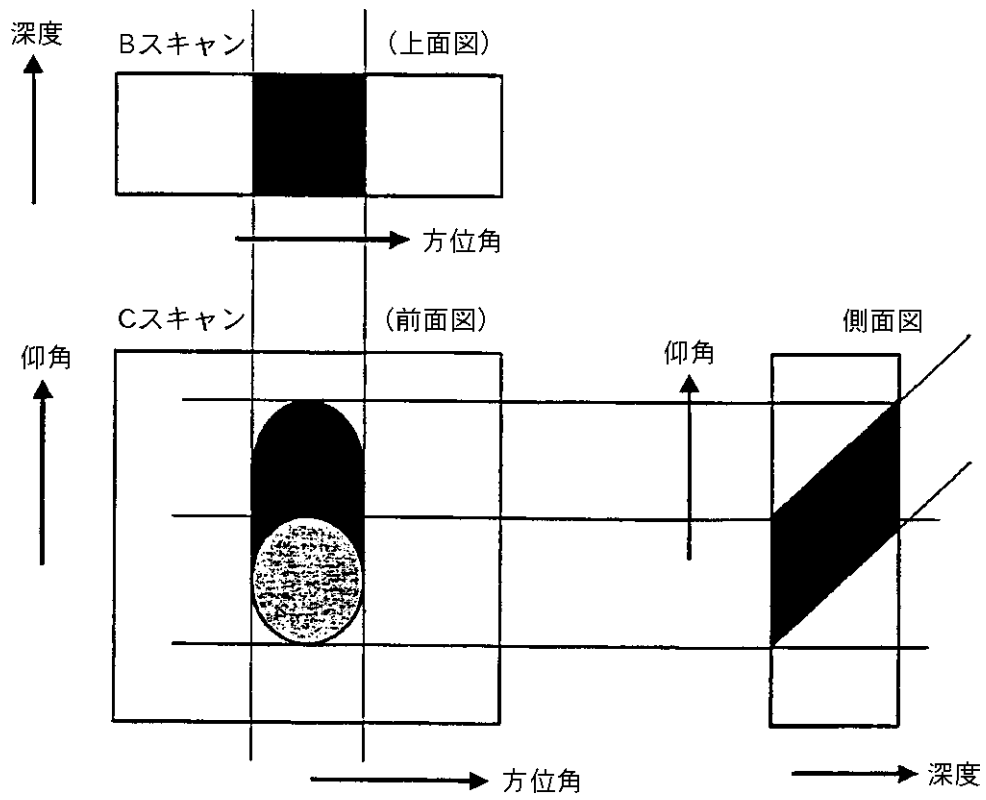


Fig. 12

【図13】

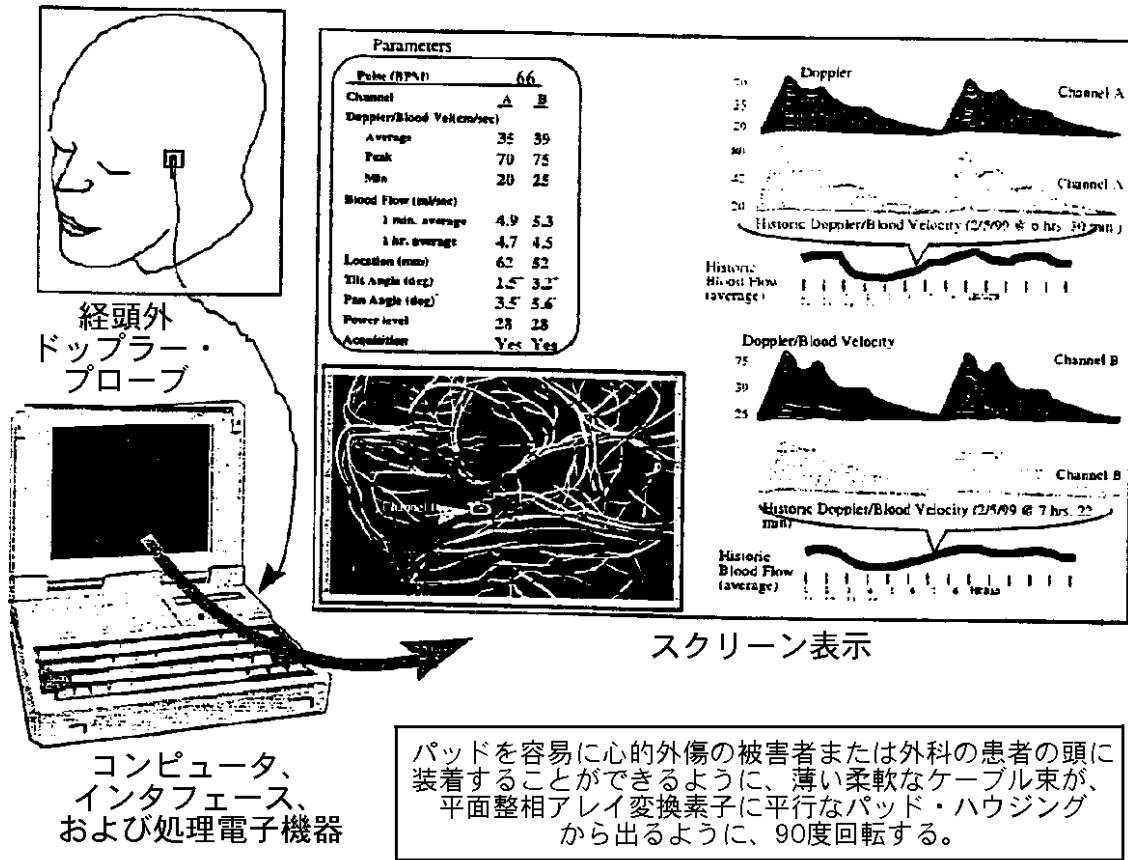


FIG. 13

【図14】

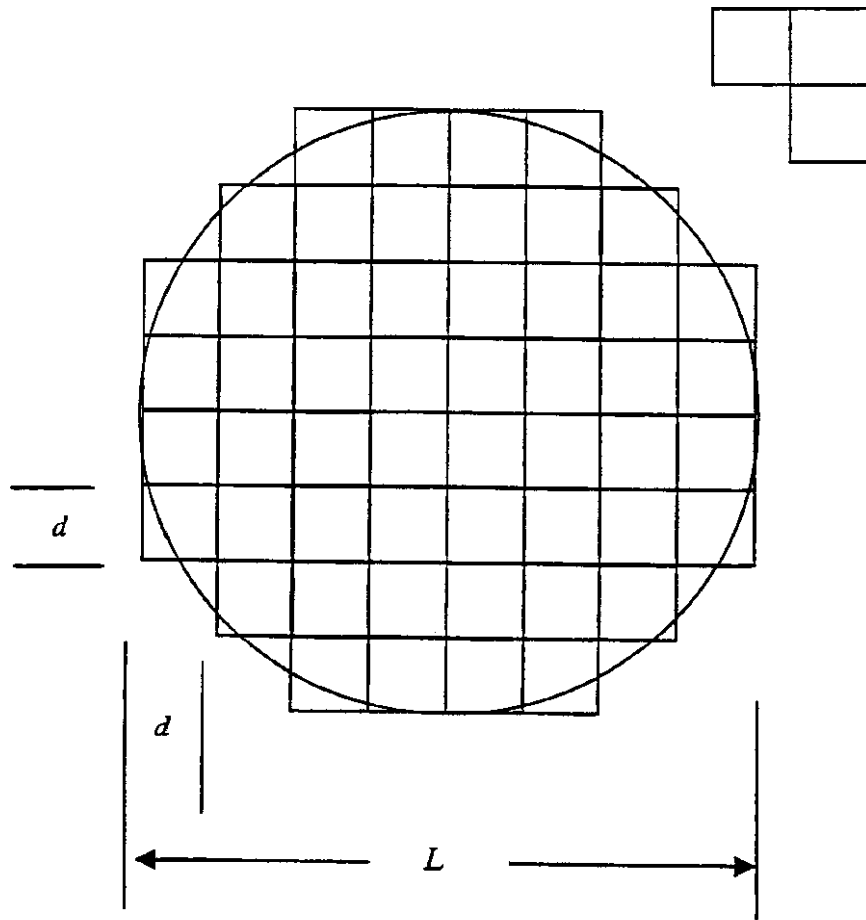


FIG 14

【図15】

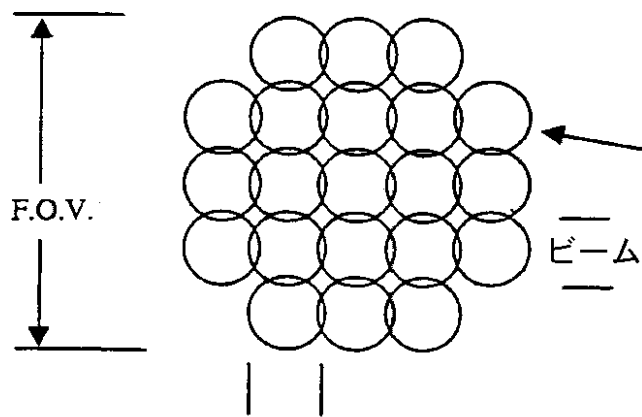


FIG 15

【図16】

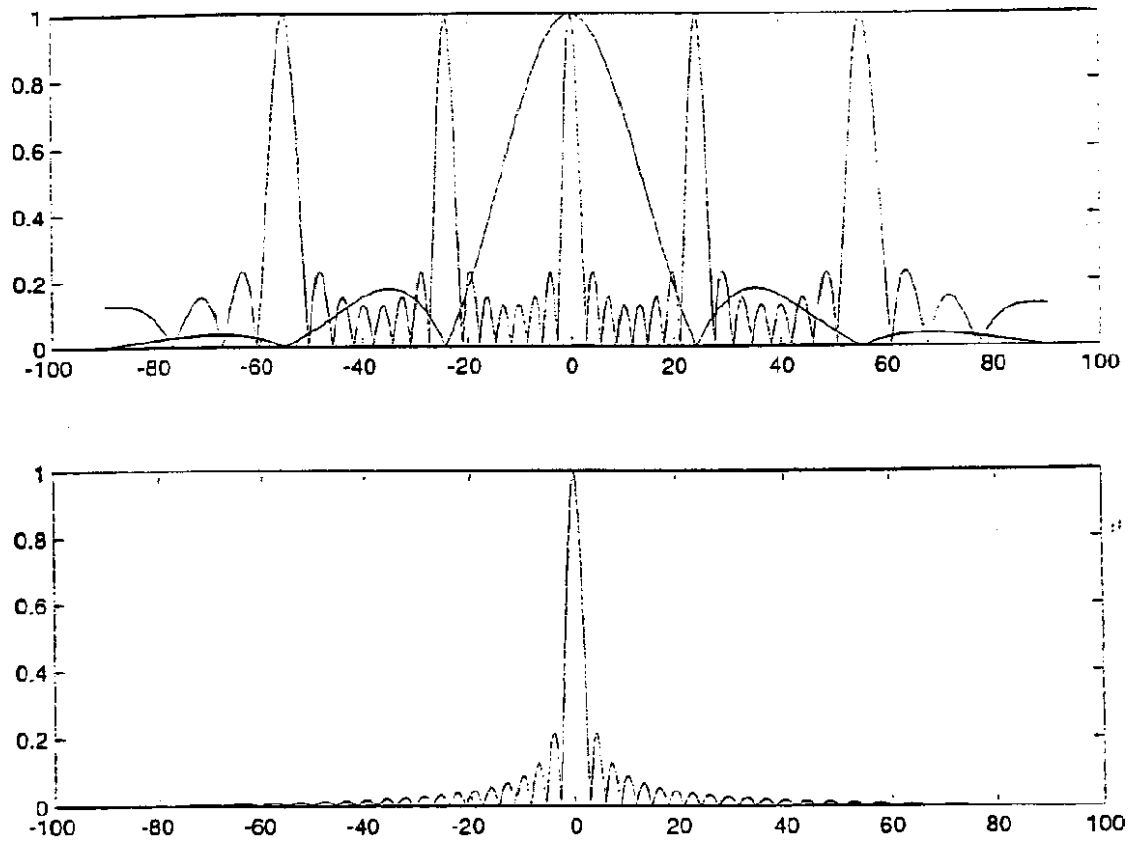


FIG. 16

【図17】

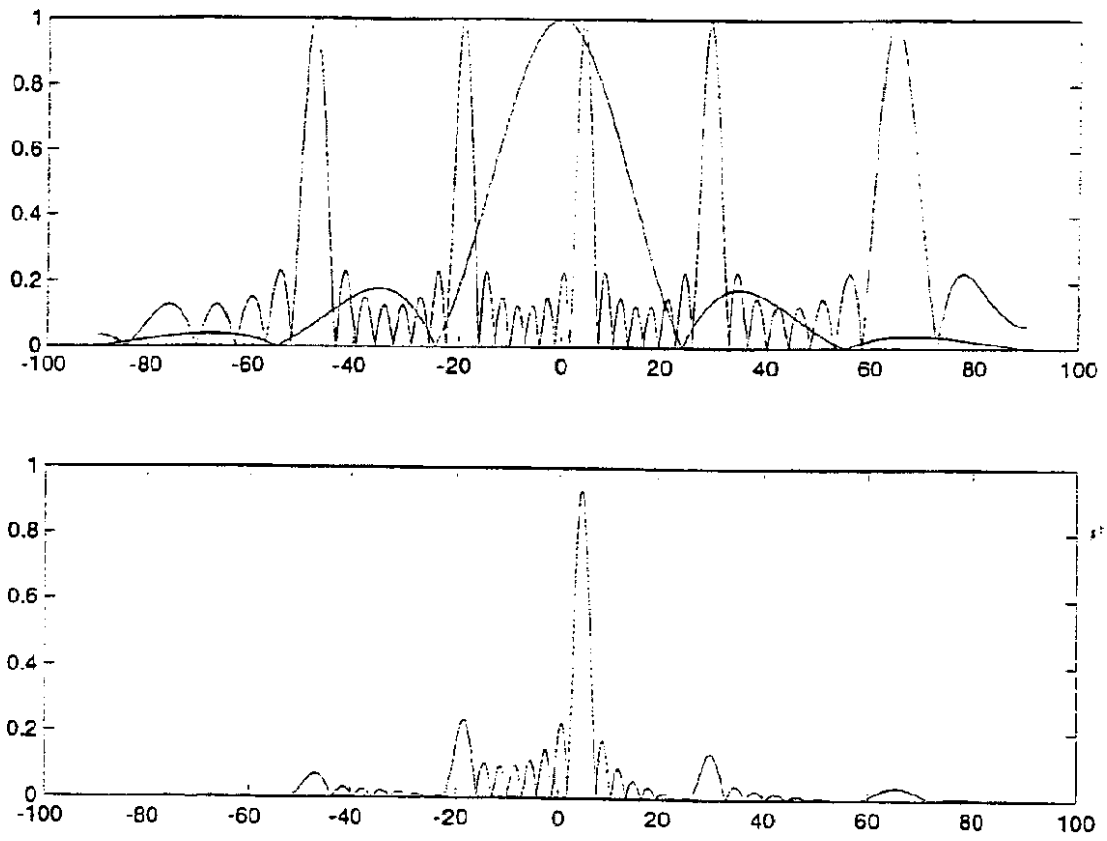


FIGURE 17

【図18】

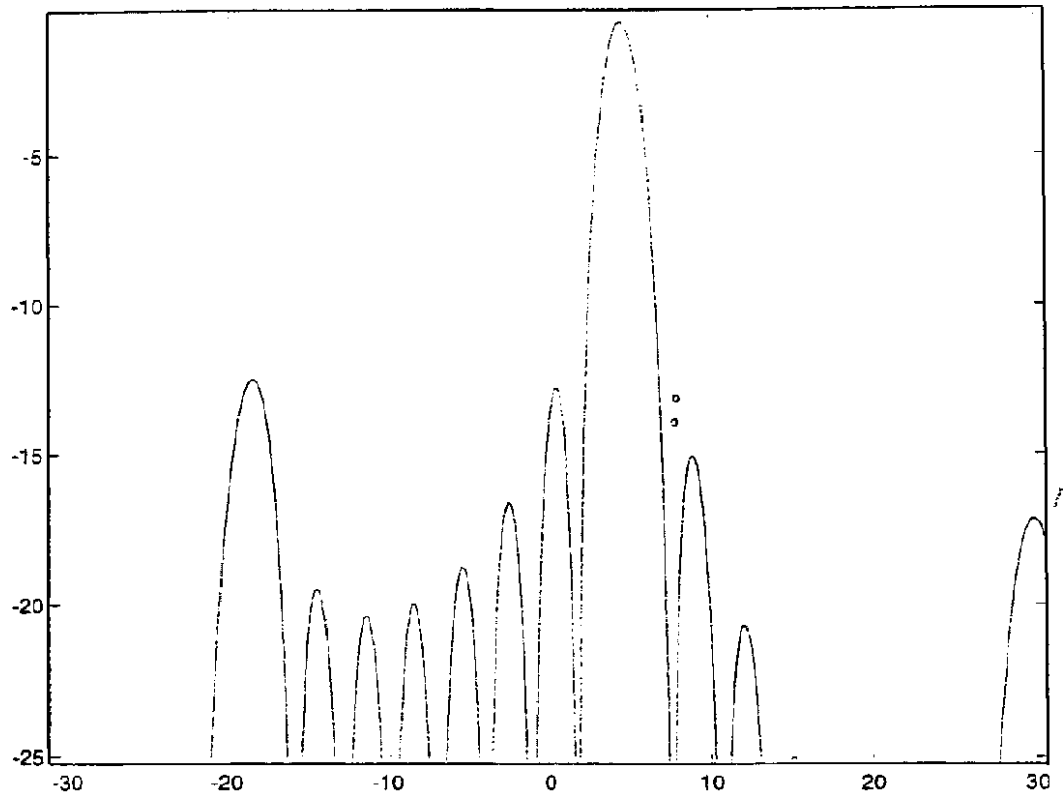


FIGURE 18

【図19】

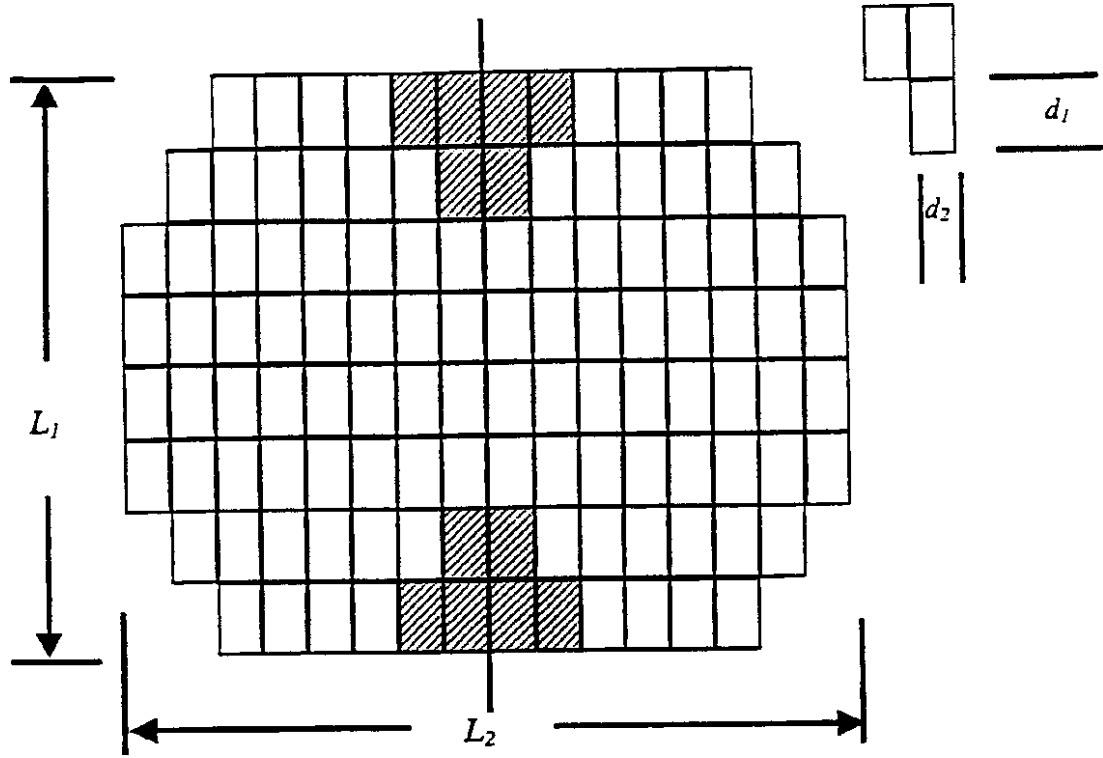


FIGURE 19A



FIG 19B

【図20】

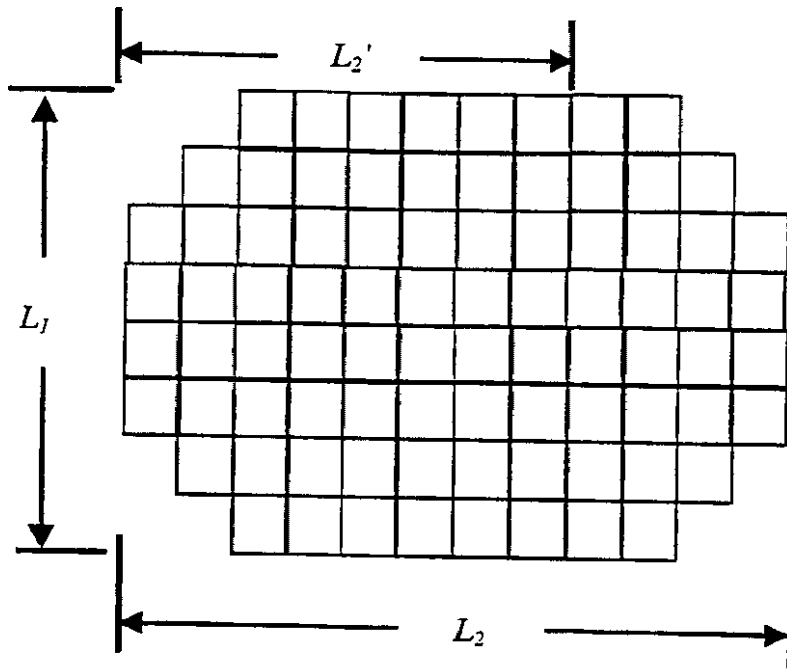
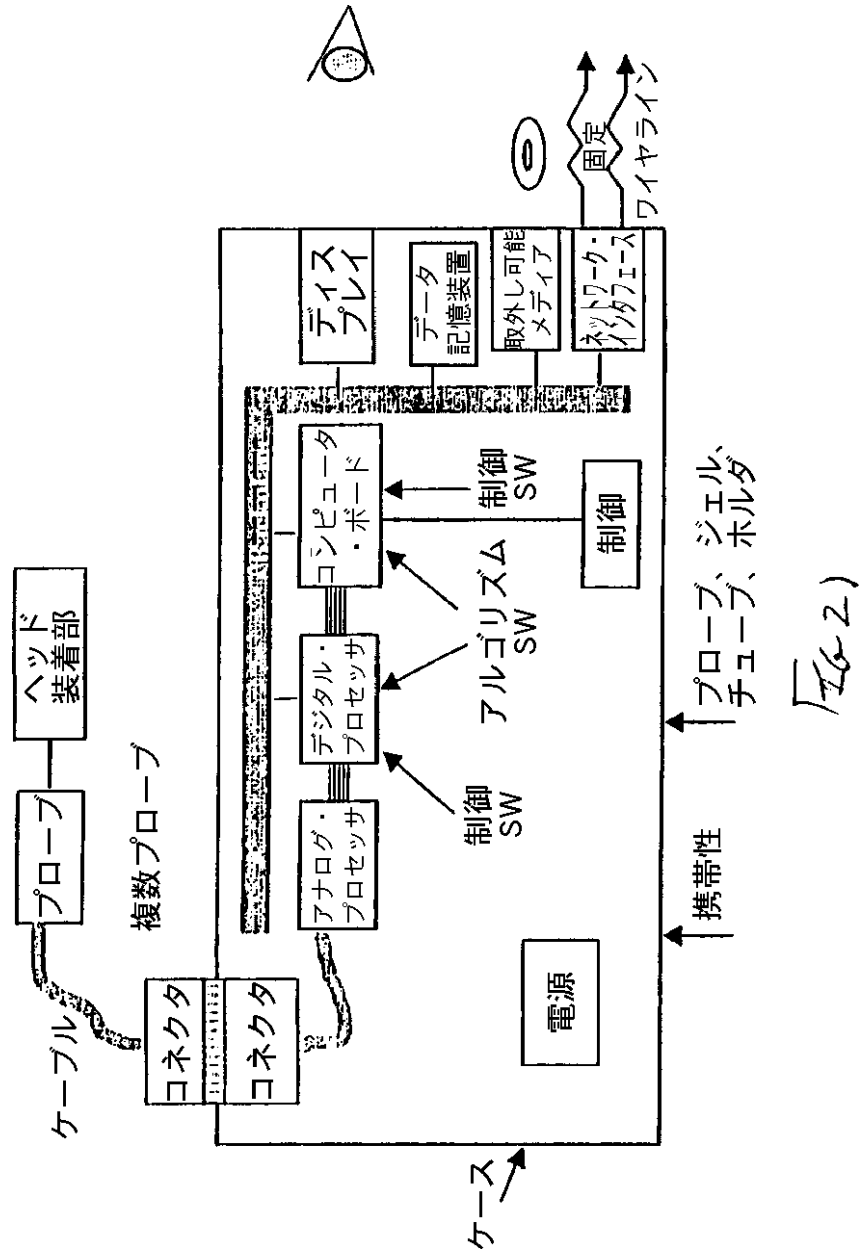


FIG 20

【図21】



(Fig. 21)

【図22】

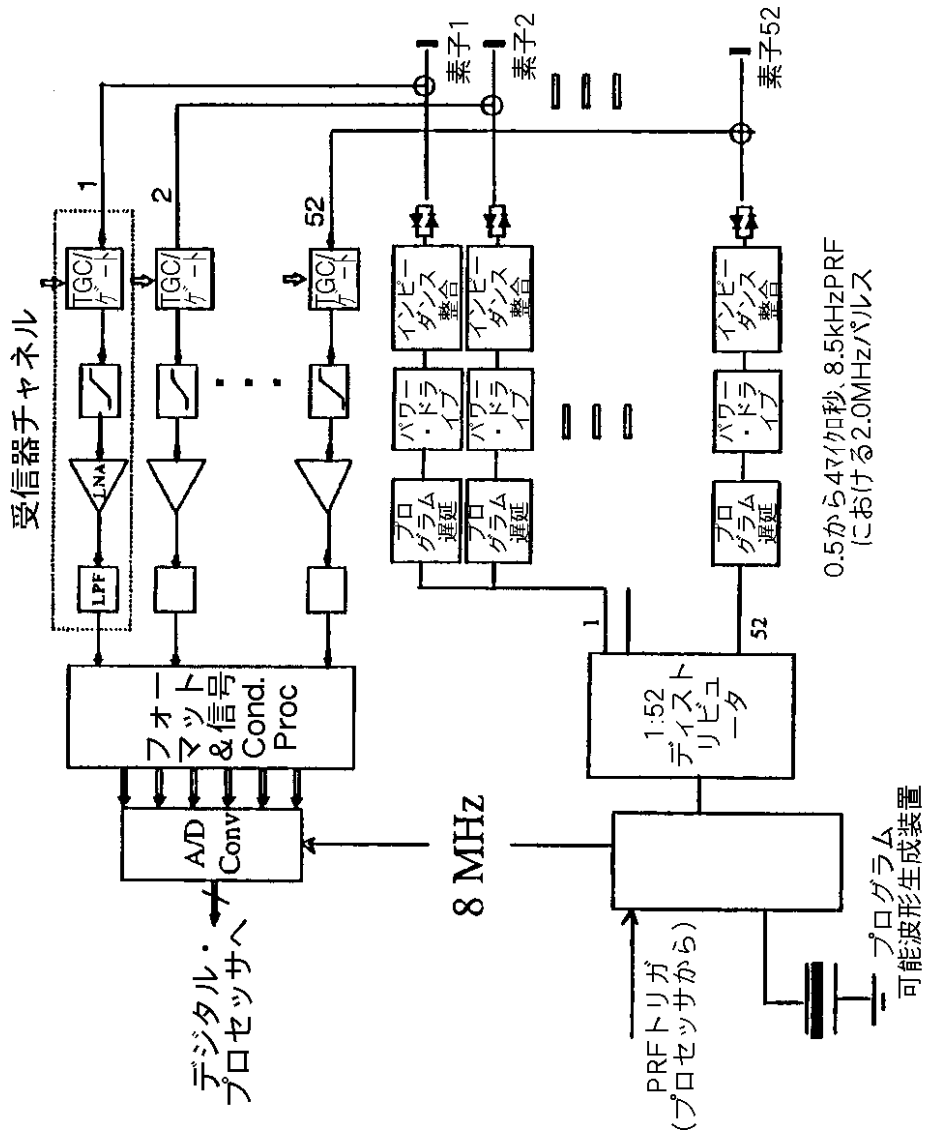


Figure 22

【図23】

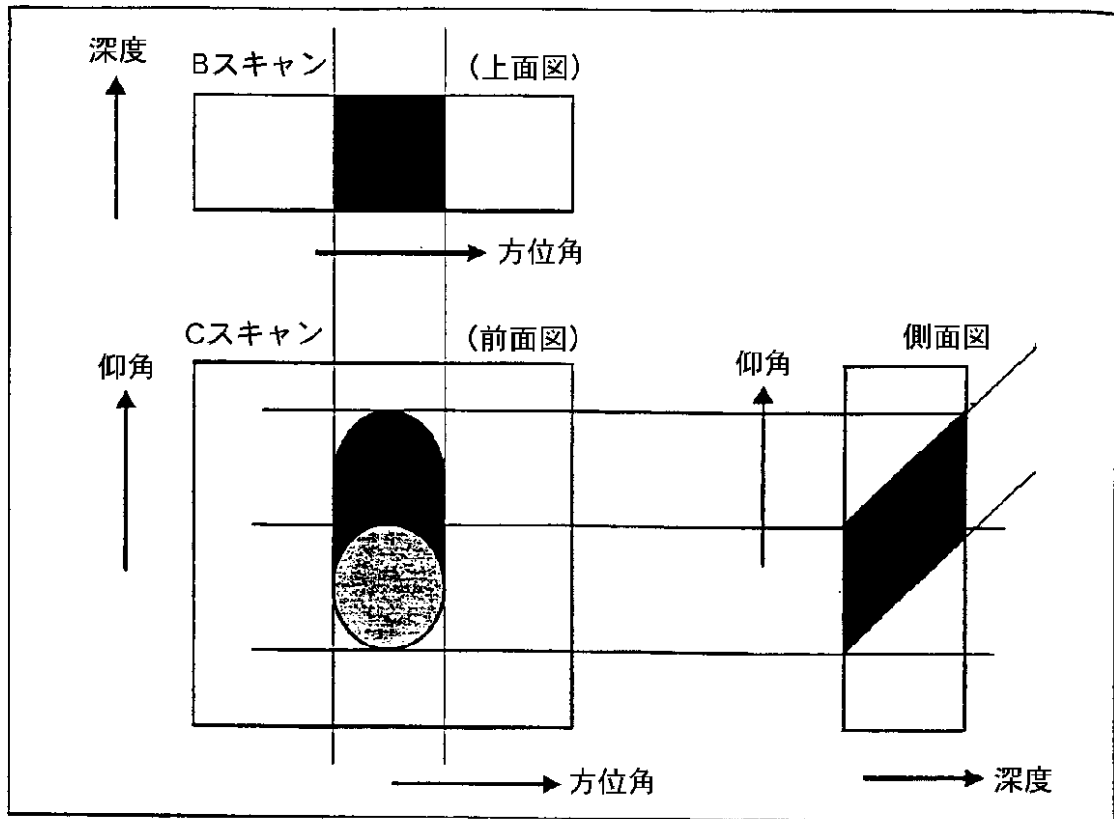


FIGURE 23

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US00/14691																								
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER																										
IPC(7) : A61B 8/00, 12 US CL : 128/916600/443, 454, 456; 128/916 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) U.S. : 128/916; 600/443, 447, 453, 454, 456																										
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 practicable, search terms used) WEST 2.0, EAST Search Terms: Doppler, three-dimensional, ultrasound, azimuth, blood flow																										
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT																										
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.																								
A	US 5,623,930 A (WRIGHT et al.) 29 April 1997, Abstract.	1-69																								
A,P	US 5,928,151 A (HOSSACK et al.) 27 July 1999, cols. 3-6.	1-69																								
A,P	US 5,971,927 A (MINE) 26 October 1999, entire document.	1-69																								
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.																										
<table border="0"> <tr> <td colspan="2">* Special categories of cited documents:</td> <td>"T"</td> <td>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</td> </tr> <tr> <td>"A"</td> <td>document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</td> <td>"X"</td> <td>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</td> </tr> <tr> <td>"E"</td> <td>earlier document published on or after the international filing date</td> <td>"Y"</td> <td>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</td> </tr> <tr> <td>"L"</td> <td>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)</td> <td>"&"</td> <td>document member of the same patent family</td> </tr> <tr> <td>"O"</td> <td>document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>"P"</td> <td>document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</td> <td></td> <td></td> </tr> </table>			* Special categories of cited documents:		"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	"A"	document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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	"E"	earlier document published on or after the international filing date	"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	"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)	"&"	document member of the same patent family	"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		
* Special categories of cited documents:		"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																							
"A"	document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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																							
"E"	earlier document published on or after the international filing date	"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																							
"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)	"&"	document member of the same patent family																							
"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																									
Date of the actual completion of the international search 26 JULY 2000		Date of mailing of the international search report 21 AUG 2000																								
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized officer ALI IMAM Telephone No. 703-305-6933																								

フロントページの続き

- (31)優先権主張番号 60/152,886
 (32)優先日 平成11年9月8日(1999.9.8)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AP(GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW
- (72)発明者 アベンド, ケニース
 アメリカ合衆国 ペンシルベニア州
 19006, ハンティングドン ヴァレー,
 キルディア レーン 623
- (72)発明者 アッティア, エルセイド, エイチ.
 アメリカ合衆国 ペンシルベニア州
 19462, プリマス ミーティング, ワ
 イルドフラワー ディーアール. 125
- Fターム(参考) 4C301 AA02 BB13 DD01 DD02 EE09
 EE13 EE17 GB02 GB09 GB14
 GB27 HH01 HH24 HH37 HH38
 JB29 JB50 KK02 KK22 KK24
 KK31 LL20
 5D107 AA12 BB07 CC10 CC12 CC13
 FF01
 5J083 AA02 AB17 AC04 AD12 AE10
 BA01 BC02 BD12 BE14 CA01
 CA13 DA01 DC01 EA14 EA15
 EA18

专利名称(译)	用于绘制和跟踪血流并确定血流参数的装置和方法		
公开(公告)号	JP2003500151A	公开(公告)日	2003-01-07
申请号	JP2000620872	申请日	2000-05-26
[标]申请(专利权)人(译)	VUESONIX传感器		
申请(专利权)人(译)	老超音速传感器公司		
[标]发明人	アベンドケニース アツティアエルセイドエイチ		
发明人	アベンド, ケニース アツティア, エルセイド, エイチ.		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14 B06B1/02 G01S7/52 G01S15/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8993 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/4236 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/488 G01S7/52026 G01S7/52034 G01S7/5206 G01S7/52061 G01S7/52065 G01S7/52071 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S15/52 G01S15/8979 G01S15/899		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14 B06B1/02.A G01S15/89.A		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/DD01 4C301/DD02 4C301/EE09 4C301/EE13 4C301/EE17 4C301/GB02 4C301/GB09 4C301/GB14 4C301/GB27 4C301/HH01 4C301/HH24 4C301/HH37 4C301/HH38 4C301/JB29 4C301/JB50 4C301/KK02 4C301/KK22 4C301/KK24 4C301/KK31 4C301/LL20 5D107/AA12 5D107/BB07 5D107/CC10 5D107/CC12 5D107/CC13 5D107/FF01 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC04 5J083/AD12 5J083/AE10 5J083/BA01 5J083/BC02 5J083/BD12 5J083/BE14 5J083/CA01 5J083/CA13 5J083/DA01 5J083/DC01 5J083/EA14 5J083/EA15 5J083/EA18		
优先权	60/136364 1999-05-28 US 60/138793 1999-06-14 US 60/152886 1999-09-08 US		
其他公开文献	JP3923731B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了用于医学中的方法和设备，该方法和设备使用薄且简单的长期缺损多普勒超声监测技术，可以在患者或垫子移动时对血流进行低成本的3D成像。垫和相关处理器通过使用压电元件的平面相控阵列收集3D域中的超声血流速度数据并进行多普勒超声检查。本发明锁定并跟踪产生最大局部血流速度信号的3D空间中的点。使用通过精确跟踪过程获取的点的积分坐标来形成血管的3D地图，以扩展数据收集并选择多个感兴趣的点以进行长期连续的无血流监测。提供显示。

