

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2007-508043

(P2007-508043A)

(43) 公表日 平成19年4月5日(2007.4.5)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	2 G O 4 7
G O 1 N 29/26 (2006.01)	G O 1 N 29/26 5 0 3	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

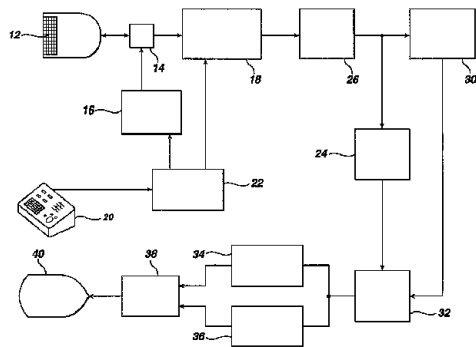
(21) 出願番号	特願2006-530910 (P2006-530910)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成16年9月21日 (2004. 9. 21)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(85) 翻訳文提出日	平成18年4月7日 (2006. 4. 7)		トロニクス エヌ ヴィ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2004/051817		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(87) 国際公開番号	W02005/034760		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開日	平成17年4月21日 (2005. 4. 21)		1
(31) 優先権主張番号	60/509, 629	(74) 代理人	100070150
(32) 優先日	平成15年10月8日 (2003. 10. 8)		弁理士 伊東 忠彦
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100091214
			弁理士 大貫 進介
		(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 音響サンプリング分解能、ボリュームライン密度及びボリューム撮像レートの組み合わせによる改善された超音波ボリューム撮像装置及び方法

(57) 【要約】

ボリューム領域を走査する超音波診断撮像システムにおいて、サンプリング帯域幅又は空間分解能は、開口サイズ、波長及び所望の出力帯域幅又はボリューム撮像レートにより決定される達成可能なトランスジューサ分解能に適合される。例示としての実施形態においては、これは、音響サンプリング分解能、所望の出力ライン密度及びボリューム撮像レートの間より適切な関係を与えるようにボリューム領域を捜査するために用いられるビームの空間点広がり関数を制御することにより行われる。このような最適化の有利点は、用いるものより高い分解能を取得しないことにより情報移動効率及び情報コンテンツを最大化すること並びに空間帯域幅を制限するように開口関数を用いてよりてきせつなサンプリング関数を与えることである。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

三次元走査のための超音波診断撮像システムであって：

複数のトランスジューサ要素を有するアレイトランスジューサ；

前記アレイトランスジューサが複数の送信ビームを用いてボリューム領域を走査し、送信ビームに応じてエコー情報を受信するようにする、前記アレイトランスジューサに結合されたビームフォーマであって、該ビームフォーマは該ビームフォーマにより送信及び/又は受信されるビームの点広がり関数を制御する、ビームフォーマ；

前記エコー情報に応じて画像信号を生成する前記ビームフォーマに結合された画像処理器；及び

10

前記画像処理器に結合されたディスプレイ；

を有する超音波診断撮像システムであり、

前記ビームフォーマにより生成されたビームは、前記ボリューム領域が第1ライン密度を用いて走査されるときに第1点広がり関数を、前記ボリューム領域が第2ライン密度を用いて走査されるときに第2点広がり関数を示す；

ことを特徴とする超音波診断撮像システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断撮像システムであって、前記点広がり関数は、前記ボリューム領域のパルス - エコー空間サンプリングの焦点領域における双方向空間応答を有する、ことを特徴とする超音波診断撮像システム。

20

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波診断撮像システムであって、送信ビームは、第1ライン密度を用いて前記ボリューム領域を走査するとき前記焦点において比較的狭いビームプロファイルを示し、前記送信ビームは、前記第1ライン密度より疎な第2ライン密度を用いて前記ボリューム領域を走査するとき前記焦点において比較的広いビームプロファイルを示す、ことを特徴とする超音波診断撮像システム。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断撮像システムであって、隣接するビームは、前記第1ライン密度及び前記第2ライン密度を用いて前記ボリューム領域を走査するとき、実質的に同じ強度レベルで重なり合う、ことを特徴とする超音波診断撮像システム。

30

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断撮像システムであって、前記送信ビームは、実質的に同じ程度に前記ボリューム領域について空間サンプリングするためにナイキスト基準を満足する、ことを特徴とする超音波診断撮像システム。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波診断撮像システムであって、前記点広がり関数は、実質的に同じ程度に前記ボリューム領域について空間サンプリングするためにナイキスト基準を満足する、ことを特徴とする超音波診断撮像システム。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波診断撮像システムであって、ビーム点広がり関数は、方位角方向の範囲及び仰角方向の範囲の両方を示し、点広がり関数は方位角方向の範囲及び仰角方向の範囲の両方において対称である、ことを特徴とする超音波診断撮像システム。

40

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波診断撮像システムであって、ビーム点広がり関数は、方位角方向の範囲及び仰角方向の範囲の両方を示し、点広がり関数は方位角方向の範囲及び仰角方向の範囲の両方において非対称である、ことを特徴とする超音波診断撮像システム。

【請求項 9】

三次元走査のための超音波診断撮像システムであって：

複数のトランスジューサ要素を有するアレイトランスジューサ；

前記アレイトランスジューサが複数の送信ビームを用いてボリューム領域を走査し、送

50

信ビームに応じてエコー情報を受信するようにする、前記アレイトランスジューサに結合されたビームフォーマであって、該ビームフォーマは前記アレイトランスジューサの開口関数を制御することにより前記ビームフォーマにより送信及び/又は受信されるビームの点広がり関数を制御する、ビームフォーマ；

前記エコー情報に応じて画像信号を生成する前記ビームフォーマに結合された画像処理器；及び

前記画像処理器に結合されたディスプレイ；

を有する超音波診断撮像システムであり、

前記ビームフォーマは、前記ポリウム領域が第1ライン密度を用いて走査されるときに第1開口関数を、前記ポリウム領域が第2ライン密度を用いて走査されるときに第2開口関数を用いる；

ことを特徴とする超音波診断撮像システム。

10

【請求項10】

請求項9に記載の超音波診断撮像システムであって、前記開口関数は、アクティブな開口の前記要素のアポダイゼーション関数とアレイトランスジューサのアクティブな開口において用いられる要素との組み合わせを有する、ことを特徴とする超音波診断撮像システム。

【請求項11】

請求項10に記載の超音波診断撮像システムであって、前記アポダイゼーション関数は、前記第1密度及び前記第2密度を用いて前記ポリウム領域を走査するとき、ライン間隔に前記点広がり関数を適合するように制御される、ことを特徴とする超音波診断撮像システム。

20

【請求項12】

請求項11に記載の超音波診断撮像システムであって、前記第1ライン密度は前記第2ライン密度より高く、前記アポダイゼーション関数は、前記第2ライン密度を用いて前記ポリウム領域を走査するとき、深さが増加したフィールドを走査するように制御されている、ことを特徴とする超音波診断撮像システム。

【請求項13】

請求項10に記載の超音波診断撮像システムであって、前記アポダイゼーション関数は、送信イベント又は受信イベントの間、前記のアクティブな開口のそれぞれの要素の信号の相対的重み付けを有する、ことを特徴とする超音波診断撮像システム。

30

【請求項14】

請求項9に記載の超音波診断撮像システムであって、前記第1開口関数及び前記第2開口関数は、実質的に同じ程度に前記ポリウム領域の空間サンプリングのためのナイキスト基準を満足する、ことを特徴とする超音波診断撮像システム。

【請求項15】

請求項14に記載の超音波診断撮像システムであって、前記第1開口関数及び前記第2開口関数の両方は、前記ポリウム領域の空間サンプリングのためのナイキスト基準を実質的に正確に満足する、ことを特徴とする超音波診断撮像システム。

【請求項16】

請求項10に記載の超音波診断撮像システムであって、前記走査ビームは実質的に一致する角サンプリング密度を示し、アポダイゼーション関数はトランスジューサの許容可能な角度の影響を補償するようにビーム角の関数として変化される、ことを特徴とする超音波診断撮像システム。

40

【請求項17】

ポリウム走査のための及びユーザインタフェースを有する超音波診断撮像システムにおいて、ポリウム領域を空間的にサンプリングするように用いられる点広がり関数を決定するための方法であって：

走査される前記ポリウム領域の所望の大きさを決定する段階；

所望のポリウム取得レートを決定する段階；

50

前記の所望のボリューム取得レートにおいて前記の所望の大きさの前記ボリューム領域を走査するためにライン密度を計算する段階；及び

前記ライン密度において前記ボリューム領域を空間的にサンプリングする前記点広がり関数を計算する段階；

を有することを特徴とする方法。

【請求項 18】

請求項 17 に記載の方法であって、前記点広がり関数を計算する段階は、所望の程度に前記ボリューム領域の空間サンプリングのためのナイキスト基準を満足する前記点広がり関数を計算する手順を更に有する、ことを特徴とする方法。

【請求項 19】

請求項 17 に記載の方法であって：

前記の計算された点広がり関数を与える開口関数を決定する段階；

を更に有する、ことを特徴とする方法。

【請求項 20】

請求項 19 に記載の方法であって、開口関数を決定する段階は、前記の計算された点広がり関数を与えるアクティブな開口のためのアポダイゼーション関数を決定する手順を更に有する、ことを特徴とする方法。

【請求項 21】

請求項 17 に記載の方法であって、前記所望のボリューム取得レートを決定する段階は、ディスプレイの前記ボリュームフレームレートを決定する手順を有する、ことを特徴とする方法。

【請求項 22】

請求項 17 に記載の方法であって、前記点広がり関数を計算する段階は、所望の点広がり関数に略反比例する開口関数を決定する手順を有する、ことを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断撮像に関し、更に詳細には、音響サンプリング分解能、所望の出力ライン密度及び超音波ボリューム撮像システムにおけるボリューム撮像レートの関係の制御に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断撮像システムは、今日、ボリューム領域の三次元画像の生成のために人体のボリューム領域を走査することができる。二次元画像のプレーナ領域に比較して、ボリューム領域を走査するためには非常に多くのビームを必要とするため、ボリューム領域を走査するために必要な時間は膨大であり、その結果、ボリューム画像が生成されるレートを相対的に遅いものとしている。許容可能な画像レートを維持するための一方法は、心臓撮像のような所定の手法のための名目ボリューム領域を走査するために用いられる送信ビームの一定数を予め決定することである。名目ボリュームの深さより深い深さを含む画像フィールドの深さをユーザが調節するとき、より深い深さからのエコーを受けるためには非常に長い時間を必要とするために、フレームレートは減少する。より大きいボリューム領域が走査されるように名目ボリュームの横方向の範囲をユーザが調節する場合、送信ビームは、より大きいボリュームを走査するように更に広く広げられ、ビーム密度は減少する。このようなビーム密度における減少は、ビーム密度が低減するためにボリューム領域の空間アンダーサンプリングをもたらす。しかしながら、他のアプリケーションについては、輪対画像アーティファクトが現れる。プレーナ領域又はボリューム領域の空間アンダーサンプリングは画像における揺らぎの影響をもたらす、まるで、画像を格子又はスクリーンを通して見ているようになる。肝臓の病斑の検査のような特定の診断アプリケーションにおいては、病状は、画像における肝臓のテクスチャの僅かな変化を識別することによりしばしば診断される。超音波画像のスペckルパターンは、医師が肝臓の画像のスペck

10

20

30

40

50

ルパターンにおける僅かな変化を捜しているとき、その診断において重要な役割を果たすことが可能である。そのような僅かな違いは、空間アンダーサンプリングのシンチレーティングアーティファクト又は揺らぎアーティファクトによりマスキングされる可能性がある。従って、そのような診断が妨げられないように空間サンプリングアーティファクトを回避する又は少なくとも制御することが望ましい。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0003】

本発明の原理に従って、音響撮像点広がり関数の制御により空間サンプリングが制御される超音波ボリューム撮像システムについて開示している。例示としての実施形態において、音響撮像点広がり関数は、所望のボリューム領域の空間サンプリングを得るためのボリューム領域のライン密度と組み合わせられる。そのような制御により、空間サンプリングアーティファクトの許容レベルが、ボリューム領域の大きさ又は形状が変化されるときに維持されることが可能である。本発明の他の実施形態においては、音響出力の許容レベルの範囲内で点広がり関数の制御により、より深い深さの走査を実行することが可能である。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0004】

先ず、図1を参照するに、理想的な超音波ビーム強度プロファイル50が示されている。その強度プロファイル50は、一定の最大強度における強度（振幅）を有し、ビームのどちら側においてもゼロ強度に降下する矩形関数として示されており、理想的である。ビームプロットの横座標は、この実施例においては、ビームが撮像視野の焦点の領域内の方位角（クロスレンジ距離）（この実施例においては、25.5mm乃至26.0mm）において距離0.5mmの広がりを持つように示されている。

20

【0005】

撮像視野において適切に間隔をおいてサンプリングするために、ナイキスト基準に適合するように間隔をおいた複数のビームが送信される必要がある。図2は、撮像視野において適切に間隔をおいてサンプリングするように、図1のビームに加えて送信される第2ビームを示している。第2ビームは、破線で示された超音波ビーム強度プロファイル52を有する。第2ビーム強度プロファイルは、この実施例においては、25.75mmから26.25mmまでの広がりを持つように示されている。第2ビームプロファイルは第1ビームのプロファイルと50%だけ重なり合うため、撮像視野は、この点でナイキスト基準に適合するように空間的にサンプリングされ、それは、空間情報を2回サンプリングする頻度を要求する。撮像視野の全角度幅に渡るそのような連続したビームは全体の撮像視野を適切にサンプリングする。

30

【0006】

図3は、2つのビームのビーム強度プロファイル50及び54を示し、ここで、それらのビームは更に広く広がっている。それらのビーム強度プロファイルは、上記の実施例におけるものと同じ範囲であり、各々、方位角方向において0.5mmの広がりを持つ。しかしながら、この実施例においては、ビームの中心間距離は、上記例における0.25mmではなく、1mmである。それらの広い2つのビームの間隔は、空間サンプリングについてのナイキスト基準を満足せず、そのようなビームサンプリングパターンは、空間アンダーサンプリングに特徴的なシンチレーティングアーティファクト又は揺らぎアーティファクトを引き起こす。

40

【0007】

本発明の原理に従って、走査ビームがより広く間隔をおいているとき、ビームの空間点広がり関数は、より大きいビームの中心間隔（出力ライン密度の減少）に対して責任を負うように適合される。ここで用いるように、点広がり関数はパルス-エコーシーケンスの双方向空間応答、即ち、空間サンプリングに用いられる送信ビーム及びその受信ビームを参照する。点広がり関数は、用いられるトランスジューサ開口の大きさとその開口に

50

において用いられるアポダイゼーション（重み付け又は強度）関数とにより決定される。点広がりの関数を一般に示す図は、開口とビーム焦点における点広がり関数との間の一方向（送信）関係を示す。ビームフォーカシングは、点広がり関数を規定するために用いられる開口制御に加えて層状に重ね合わされることが可能であり、それは、一般に、メカニカルレンズ又は電子遅延によりなされる。図4は、1 mmの中心間隔を有する2つのビームについての2つのビーム強度プロファイル56及び58を示し、図3のビームと同様であるが、より広いビーム強度プロファイル（この実施例においては、2 mm）を生成する開口関数を有している。2つのビームの強度プロファイル56及び58は図2におけるように50%だけ重なり合っていて、その結果、より広く間隔をおいたビームを有する撮像領域の空間サンプリングについてのナイキスト基準を満たすことが理解できる。

10

【0008】

アレイトランスジューサにより送信される焦点面における超音波ビームのビーム強度プロファイルは、上で説明した図におけるように矩形ではないが、より正弦波形状であり、そして、開口の有限の大きさのために、図5のビーム強度プロファイル60により示されるようにサイドローブにより囲まれたメインローブを一般に有する。上で説明した図におけるビーム強度プロファイルの広がり、矩形プロファイルの両側においては0への瞬時の降下により明確に規定され、中心ピークから次第に減衰するプロファイル60のような実際のビームプロファイルはシステム設計者の基準により決定される空間的広がりを有する。ビーム強度プロファイルの有効な広がりに対して用いられる1つの共通強度レベルは、強度が図5においてメインローブのどちらかの側部の点62及び64で示されている強度ピークから3 dBだけ減衰した点である。この実施例において用いる3 dBの点を用いる場合、空間サンプリングのための有効なビーム範囲はD1からD2までの距離に亘って広がっていることが分かる。適切なナイキスト空間サンプリングのために、隣接する類似した範囲のビーム66の3 dBの点は、図6に示すように、ビーム60の3 dBの点62と64との間に入る必要がある。しかしながら、それらのビームが更に広く広がっている場合、即ち、走査される領域の幅が増加する又はビーム密度が減少する場合、ビーム70及び76の3 dBの点72、78、74が図7に示すような空間サンプリングのためのナイキスト基準を十分満たすように、それらのビームの点広がり関数は変化される。

20

【0009】

より広いメインローブの送信ビームを与える点広がり関数は、ビームプロファイルの中心の周りの広い領域に高周波を当てる。これは、各々の送信ビームにตอบสนองして非常に多数の受信マルチラインの受信を可能にする。送信ビームが広がるにつれて、各々のマルチラインプロファイルと送信ビームプロファイルの積は各々の送信-受信の組み合わせのための点広がり関数の改善を与える。この場合の点広がり関数は、各々の受信マルチラインのより狭いビームプロファイルにより決定付けられる。マルチラインの受信及び走査線の補間によりボリュームライン密度を増加させるシステムについては、米国特許第6,494,838号明細書を参照されたい。

30

【0010】

空間サンプリングのためのナイキスト基準を十分に満足することに代えて、特定のアプリケーションがナイキスト基準に及ばないが、所定の手順に対して満足する空間サンプリングビーム分散を維持するように決定されることは可能である。例えば、産科医は、妊娠期間の計算のために胎児の骨を測定するように胎児を撮像することが可能である。そのような検査において、組織のテクスチャは重要ではないが、より高いフレームレートは満足に測定することが可能である子宮内で動いている胎児の画像を与えることが可能である。産科医は、解剖学的特徴の組織が適切な位置にある場合、満足し、その場合、より低い周波数で十分である。図8は、隣接する3 dBの点84（距離の軸における位置D₂）において重なり合っている2つの隣接するビームプロファイル80、82を示している。幾つかの空間サンプリングアーティファクトがこのビームの広がりから発生する一方、それらのアーティファクトは、胎児の骨を測定する能力を著しく妨げるレベルにはない。撮像されるボリュームが増加する場合、送信ビームの開口は、ビームプロファイルを、それ故、

40

50

問い合わせされる空間情報の広がりを広げるように調節されることが可能である。図9は、グラフィカルに空間アンダーサンプリングするために発生するアーティファクトと空間サンプリング周波数との間の関係を示している。撮像される領域又はボリュームは、空間遮断周波数 f_c の2倍である空間サンプリング周波数 f_s においてサンプリングされることが可能である。サンプリングされる解剖学的情報は、上側周波数 f_h まで減衰する空間周波数 86 の帯域を有する。従って、 f_c より高い空間周波数は、破線 88 で示されている下側周波数 $f_c - f_h$ に戻るようにエイリアジングを生じる。特定のアプリケーションにおいては、そのようなエイリアジングは許容可能である。換言すれば、スペckルパターンのようなテクスチャが診断に対して望ましい場合、高空間周波数において、そのようなエイリアジングは生じず、空間サンプリング f_s がなされる必要がある。

10

【0011】

効果的なデータ取得デザインにおいては、サンプリング帯域又は空間分解能は、達成可能なトランスジューサ分解能（開口径及び音響波長により特徴付けられる）及び所望の出力帯域幅又はボリューム撮像レートに適合される。異なる、トランスジューサの幾何学的構成、出力ライン密度及びボリューム撮像レートの組み合わせは可変取得分解能を用いる効果的なデザインに繋がる。プログラム可能ビームフォーマを用いる超音波システムにおいては、空間点広がり関数は、所望の出力ライン密度に空間分解能を最適に適合するように調節されることができ、そのことは、二次元又は三次元画像のフレームレートを決定する。最大ボリューム画像レートが所望される三次元走査のアプリケーションにおいては、出力ライン密度にサンプリング分解能を適合させるように送信開口、受信開口又はそれら

両方の開口のアポダイゼーションを調節することにより、点広がり関数を変えることができる。この調節がどのようにしてなされるかについての簡単な実施例に関して図10を参照して説明する。医師が胎児の頭部の三次元撮像を実行することを希望することを想定する。三次元トランスジューサプローブが、図10に示すようなピラミッド型ボリューム90を走査することができるアレイトランスジューサを有することを更に想定する。そのアレイトランスジューサはそのボリューム90の頂点92に又はその直上に位置付けられる。その図に示すように、7cmの深さに広がり、仰角方向に30°及び方位角方向に30°に形付けられたボリューム内に全体的な胎児の心臓を捕捉することができるよう医師が求めたことを更に想定する。音波が7cmの深さに達し、戻るために必要なラウンドトリップ時間は、この実施例においては、100µsecであると仮定されている。これは

1つの走査線に対する取得時間が100µsecであることを意味する。更に、医師は、1秒毎に30ボリュームのフレームレートを所望していると仮定する。所望のフレームレート30vol(ボリューム)/sec及びライン時間100µsec/lineから、333本のラインが、ボリュームフレームレートの要求に適合するように割り当てられた時間内にボリューム90を走査するために用いられることが理解できる。方位角方向及び仰角方向において異なるライン密度を用いることができるが、この実施例においては、両方の方向において一様なライン密度を用いるようになっている。方位角方向に18本のラインと仰角方向に18本とを有する割り当てられたラインの数は、ボリューム90のベースに沿った小さい線描写により示されているように分布している。30°毎のボリューム領域測定に対して、これは、それらのラインが略1.6°の中心間の間隔を有すること

を意味する。50%の重なり合いを有するナイキスト基準に適合するように且つ仰角方向及び方位角方向におけるナイキスト基準を満足するように、1.6°の点広がり関数が用いられる必要がある。対角線方向において、そのボリュームは僅かに空間的にアンダーサンプリングされ、それは、必要に応じて、ビームプロファイルを僅かに広げることにより又はライン密度を高くすることにより克服することが可能である。二次元アレイトランスジューサを用いて三次元における点広がり関数を形作る能力は、点広がり関数の有利な形の形成を更に可能にする。例えば、点広がり関数は、ボリュームにおいてより効率的にビームを充填するために六角形近似をもたらすように形作られることができる。例えば、ビーム走査及び六角形のアレイトランスジューサの製造及び使用について記載している、米国特許第6,384,516号明細書、米国特許第6,497,663号明細書及び米国

20

30

40

50

特許出願公開第09/908,294号明細書を参照されたい。

【0012】

それ故、ポリウム領域について走査基準をデザインするための方法は、所望の出力ポリウムサイズ(上記の実施例においては、 $30^{\circ} \times 30^{\circ} \times 3\text{cm}$)及び所望のポリウム取得レート(上記の実施例においては、 $30\text{volume}/\text{sec}$)を決定することから開始する。ライン密度は、所望のポリウムサイズ及びポリウム取得レート(上記の実施例においては、 $333\text{line}/\text{vol}$)により支援されて計算される。ライン密度は、全ての方向において非対称又は対称であることが可能である。それ故、方位角及び方位角の両方におけるライン密度(この実施例においては、 1.6°)をサンプリングするために必要である点広がり関数が計算される。次いで、送信ビームに対して、好適には、送信ビーム及び受信ビームの両方に対して、方位角及び仰角の点広がり関数の計算を与えるアポダイゼーション関数が選択される。本発明の原理に従ったこのような方法を実行するための超音波システムを図11に示す。三次元撮像を可能にする超音波プローブ10は、三次元ポリウムに対してビームを送信し、各々の送信ビームに応じて単一の又は複数の受信ビームを受信する二次元アレイトランスジューサ12を有する。適切な二次元アレイについては、米国特許出願公開第09/663,357号明細書及び米国特許第6,468,216号明細書に記載されている。そのアレイの送信ビーム特性はビーム送信器16により制御され、そのビーム送信器は、アポダイズされたアレイの開口要素が人体のポリウム領域を透過して所望の方向に所望の広がりをもつフォーカシングされたビームを出射するようにする。送信パルスは、ビーム送信器16からそのアレイの要素まで送信/受信スイッチ14により結合される。送信ビームに応じてアレイ要素により受信されるエコー信号はビームフォーマ18に結合され、ここで、アレイトランスジューサの要素により受信されたエコー信号は、送信ビームに応じて単一の又は複数の受信ビームを形成するように処理される。この目的のために適切なビームフォーマについては、米国特許出願公開第09/746,165号明細書に記載されている。システムビームフォーマ18内にビームフォーマ回路構成の全てを収容するのではなく、ビームフォーマ回路構成は、米国特許第6,468,216号明細書に記載されているように、プローブ10とシステムとの間に備えられることが可能である。

10

20

【0013】

ビームフォーマ18により生成される受信ビームは、フィルタリング及び直交復調のような機能を実行する信号処理器に結合される。処理された受信ビームはドップラ処理器30及び/又はBモード処理器24に結合される。ドップラ処理器30はドップラパワー又は速度情報にエコー情報を処理する。三次元ドップラ情報は三次元データメモリ32に記憶され、その三次元データメモリから、その三次元ドップラ情報は、米国再発行特許発明第36,564号明細書に記載されている三次元パワードップラディスプレイのような種々の形式で表示される。Bモード撮像に対して、受信ビームは包絡線検波され、信号はBモード処理器34により適切なダイナミックレンジに圧縮され、次いで、三次元データメモリ32に記憶される。三次元データメモリは、3つのアドレスパラメータを有する何れのメモリ装置又はメモリ装置の群を有することが可能である。三次元データメモリ32に記憶された三次元画像データは幾つかの方法で表示のために処理されることが可能である。それらの一方法はポリウムについて複数の二次元平面を生成することである。これについては、米国特許第6,443,896号明細書に記載されている。そのようなポリウム領域の平面画像はマルチプレーナリフォーマッタ34により生成される。三次元画像データは又、ポリウムレンジ36により三次元表示を形成するようにレンジリングされることが可能である。その結果得られる画像は、米国特許第5,720,291号明細書に記載されているように、Bモード、ドップラ又はそれらの両方であることが可能であり、画像処理器38に結合され、それらの画像はその画像処理器から画像ディスプレイ40に表示される。

30

40

【0014】

本発明の原理に従って、図11の超音波システムは、ビーム送信器16及び受信ビーム

50

フォーマ１８の両方を制御するビームフォーマ制御器２２を有する。ビームフォーマ制御器２２は、医師がビームフォーマ制御器のための撮像パラメータを設定することが可能であるユーザインタフェース２０に対して応答する。医師は、例えば、ボリューム走査領域の方位角方向及び仰角方向の幅、走査領域の深さ及び要求されるフレームレートのための値を入力することが可能である。Philips Ultrasound社製のシステムのような超音波システムは、医師による検査の種類、即ち、“組織に特徴的な撮像”として知られる特徴の選択に応じてそれらのシステムの初期パラメータの設定を自動的に選択することができる。それらのパラメータから、ビームフォーマ制御器は、上記のようなライン密度及びボリューム領域を走査するために用いることができるライン数と、そのライン密度のために必要な点広がり関数とを計算することができる。焦点面の点広がり関数は開口関数のフーリエ変換であるため、ビームフォーマ制御器２２は、必要なアレイの開口を計算するために点広がり関数の逆フーリエ変換を実行することができる。代替として、所望の点広がり関数のためのパラメータは予め計算され、プログラムされた焦点パラメータと共に実行されるようにシステムにおいて記憶されることができる。点広がり関数は開口関数に略反比例するため、適切な開口を選択することにより点広がり関数を“その場で (on the fly)”決定することは又、十分であることが可能である。開口のトランスジューサ要素への又はその要素からの信号はシェーディング(異なる重み付け又はアポダイズ)されるため、点広がり関数は大きいライン間隔(少ないライン密度)が割り当てられるように広げられる。換言すれば、ビーム幅は開口の幅に反比例する。トランスジューサ要素数及び送信及び/又は受信のためのアクティブな開口の位置、並びにそれらの要素への又はそれらの要素からの信号の重み付けを変えることにより、音響ビームのメインローブの幅は所望の点広がり関数に合うように調整される。それらの原理が光学系の場において示されている、文献、Optics, Second Edition by Eugene Hecht (Addison-Wesley Pub. Co.) at Ch. 11及びIntroduction To Fourier Optics by J. W. Goodman (McGraw-Hill Book Co.) at Ch. 4を参照されたい。

【0015】

図12a乃至12jは、本発明の原理に従ったボリューム撮像のための異なる開口及びアポダイゼーションの組み合わせを用いる点広がり関数における変化を示している。それらの図の各々において、ベースグリッドの数は、仰角方向及び方位角方向における大きさの指標を表している。仰角方向及び方位角方向に一樣にサイズ決めされ、間隔をおかれたトランスジューサ要素のアレイに対して、それらの図におけるベースグリッドは、64個×64個の要素のトランスジューサアレイの要素に対応している。グリッド(要素)の各々の点の上方のビームパターンの高さは、その特定の点(アレイの要素)における相対的なアポダイゼーション関数に対応している。それ故、各々のビームパターンの下のグリッド領域の形状はアクティブな開口に対して用いられる要素を表し、それらの要素の上方のビームパターンの形状は焦点において点広がり関数を生成するために用いられるアポダイゼーション関数を表している。図12aにおいては、アクティブな開口は方位角方向の16個の要素及び仰角方向の16個の要素の対称的な中央の領域を有する。ハニング窓は、形100で示されているように、方位角方向及び仰角方向の両方におけるアポダイゼーションについて用いられる。このような開口関数は、中央から仰角方向及び方位角方向の両方にスムーズに且つ一樣に減衰し且つ中央において最大強度(最大重み付け)を有するように、図12bに示されている焦点において、点広がり関数又はビームパターン102を生成する。ハニング窓アポダイゼーションは比較的低い側部のローブレベルを結果的に得る。

【0016】

図12cは、方位角方向に16個の要素及び仰角方向に32個の非対称な1対2の開口により生成される開口関数110を示している。ハニング窓は、トランスジューサの中央の共通の中心点から各々の範囲に開口をスムーズにアポダイズするように用いられる。こ

のような開口関数は、図 1 2 d に示すような点広がり関数又はビームパターン 1 1 2 を生成する。仰角方向の範囲においてより広いアパーチャ関数は、焦点における仰角方向の範囲においてより狭い点広がり関数 1 1 2 を生成することが理解できる。図 1 2 d に示すような点広がり関数は、より高い空間分解能又は異なるマルチラインの数が一の範囲において他の範囲に対して所望されるときに用いられることが可能である。

【 0 0 1 7 】

図 1 2 e は、図 1 2 c の開口関数の逆の様子を示している。この場合、開口関数 1 2 0 は、図 1 2 f に示すように、方位角方向においてより広い幅を有し、仰角方向の範囲においてより狭いビームパターン又は点広がり関数を生成する。このような点広がり関数は、方位角方向の範囲における大きい横分解能又は仰角方向の範囲における高密度のマルチラインの配列が所望されるときに用いられることが可能である。

10

【 0 0 1 8 】

図 1 2 g は、不変の（矩形）アポダイゼーションを有する 1 対 2 の開口の開口関数 1 3 0 を示している。スムーズなアポダイゼーション関数が欠けることにより、仰角方向の範囲及び方位角方向の範囲の両方においてメインローブ 1 3 2 及びサイドローブ 1 3 4 を示す焦点におけるビームパターン又は点広がり関数を生成する。スムーズに変化するハニグ窓が、図 1 2 i において開口関数により示されているように、仰角方向の範囲におけるアポダイゼーション関数に対して用いられる場合、その結果として得られる点広がり関数 1 4 2 は、図 1 2 j に示すような仰角方向の範囲ではなく、方位角方向の範囲における大きなサイドローブ 1 4 4 を有する。

20

【 0 0 1 9 】

図 1 3 a 乃至 1 3 d は、所望の空間サンプリング周波数を与えるより広い又はより狭い点広がり関数を生成するようにビームフォーマ制御器により開口関数及びアポダイゼーション関数を設定することにより開口関数がどのように変化するかを示している。図 1 3 a は、仰角方向及び方位角方向の両方におけるハニグ窓と 8 x 1 6 個の要素のアクティブな開口を有する非対称な三次元開口関数を示している。このような開口関数は、図 1 3 b に示すような焦点における点広がり関数 1 5 2 を生成する。点広がり関数 1 5 2 は、比較的低いサイドローブレベルを有し、方位角方向の範囲において広く、仰角方向の範囲において相対的に狭い。このような性質のビームを用いて走査されるポリウムが高いフレームレートで走査されるようになっている場合、図 1 3 c に示すような開口関数 1 6 0 を用

30

【 0 0 2 0 】

本発明の実施形態は、点広がり関数が変化するにつれて、必要に応じて、有利であることに、増加した走査深さを与える。医療用超音波トランスジューサの音響出力は、殆どの国において、ピーク音圧及び平均又は長期間熱エネルギーの最大許容可能レベルにより統

制されている。米国においては、それらのパラメータは、音響伝達の機械的指数及び I S P T A を制限することにより制御される。図 1 3 b は、比較的狭い点広がり関数のビームプロファイルを示し、ここで、送信ビームのエネルギーの殆どは、アレイの比較的狭い中央領域において広がり、それ故、人体において比較的集中される、比較的狭い中央ローブ 1 5 2 の状態で集中される。ピーク音圧限界を超えることを回避するように、中央ローブ 1 5 2 の比較的密に詰まった領域におけるエネルギーは比較的低いレベルに制限される必要があり、ビームプロファイル限界の狭い横方向の広がりにはビームにより供給される全体のエネルギーを制限する。図 1 3 d は、他方で、医師がより高いポリウムフレームレート又はより広いポリウム領域を要求するとき用いることが可能である比較的広い点広がり関数のビームプロファイルを示している。そのような場合、ナイキスト基準又はナイ

40

50

キスト関連基準に適合する、減少されたビーム密度のためのより広い点広がり関数が用いられる。このビームについては、アレイトランスジューサからのエネルギーは、人体におけるより大きい領域、即ち、より広いビームパターン162の領域に対して分布する。点広がり関数はこのようにより広いローブを示すため、より大きいエネルギーはより少ないトランスジューサにより伝達される。従って、送信ビームはより大きいエネルギーを有し、人体においてより深い深さまで達することができ、音響出力限界を侵すことなくより深い深さからの有用なエコー情報を得ることができる。従って、点広がり関数における変化と呼応して全音響出力パワーを変化させることにより、点広がり関数における変化を、有利であることに、音響的侵入及び画像の臨床的に有用な深さを増大させるように用いることができる。

10

【0021】

点広がり関数が緩和される（広がる）につれて、ビームの有効な焦点範囲はより深い深さ範囲に対して広がる。広がった焦点の深さは、増加した場の深さが撮像されることができ、焦点があったまま維持されることを意味する。増加した場の深さは、複数の焦点領域の必要性を低減し、それにより、ポリウムフレームレートを高くすることができる。複数の焦点領域の必要性の低減は、複数の伝達焦点領域によりもたらされるポリウムフレームレートの低下が大きいいため、三次元撮像において非常に重要である。

【0022】

他の考慮が又、アポダイゼーション関数のデザインに対して有効である。例えば、角度操作されるフェーズドアレイは、急勾配で操作されるビームがトランスジューサ許容可能角度効果をもたらすアレイの側部において異なったパフォーマンスを行う。角サンプリング密度がポリウムに亘って一定に維持されるようになっているとき、アポダイゼーション関数は、画像領域の異なる部分において可変点広がり関数に繋がるトランスジューサ許容可能角度効果を補償するようビーム角度を伴って変化することが可能である。

20

【0023】

当業者は他の変形を容易に発想することができるであろう。例えば、点広がり関数を形付ける能力は、ビーム密度及びビーム幅が画像の場に亘って変化するようにすることが可能である。高いビーム密度は、緩和された点広がり関数とポリウムの横方向の極限において用いられる低いビーム密度とを伴って、ポリウムの中央で用いられることが可能である。

30

【0024】

本発明の実施形態を、利用されるものより高い分解能を取得しないことにより情報移動効率及びエコー情報の情報コンテンツを改善するように、必要に応じて用いることができる。本発明の実施形態は又、三次元撮像のために空間的（方位角方向及び仰角方向）帯域幅を制限するように開口関数を用いることにより非常に最適なサンプリング関数を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】一次元の状態で理想的なビーム強度を示す図である。

【図2】適切な空間サンプリングを与える2つのビームの理想的なビーム強度を示す図である。

40

【図3】ナイキスト基準を満足しない空間サンプリングを与える2つのより広い間隔をおいたビームの理想的なビーム強度を示す図である。

【図4】ナイキスト基準を満足する空間サンプリングを与える2つのより広い間隔をおいたビームの理想的なビーム強度を示す図である。

【図5】例示としての超音波ビームのローブパターンを示す図である。

【図6】ナイキスト基準を満足する空間サンプリングを与える2つの超音波ビームの例示としてのローブパターンを示す図である。

【図7】ナイキスト基準を満足する空間サンプリングを与える2つのより広い間隔をおいた超音波ビームの例示としてのローブパターンを示す図である。

50

【図 8】制御された程度までナイキスト基準を満足しない空間サンプリングを与える 2 つの超音波ビームの例示としてのローブパターンを示す図である。

【図 9】例示としての空間サンプリングスペクトルを示す図である。

【図 10】本発明の原理に従って効率的に走査されるようになっているピラミッド型のボリューム領域の方位角方向の範囲及び仰角方向の範囲を示す図である。

【図 11】本発明の原理に従って構成されたボリューム超音波診断撮像システムを示す図である。

【図 12 a】開口関数とアポダイゼーション関数との異なる組み合わせを用いて種々のビームの焦点における点広がり関数における変化を示す図である。

【図 12 b】開口関数とアポダイゼーション関数との異なる組み合わせを用いて種々のビームの焦点における点広がり関数における変化を示す図である。 10

【図 12 c】開口関数とアポダイゼーション関数との異なる組み合わせを用いて種々のビームの焦点における点広がり関数における変化を示す図である。

【図 12 d】開口関数とアポダイゼーション関数との異なる組み合わせを用いて種々のビームの焦点における点広がり関数における変化を示す図である。

【図 12 e】開口関数とアポダイゼーション関数との異なる組み合わせを用いて種々のビームの焦点における点広がり関数における変化を示す図である。

【図 12 f】開口関数とアポダイゼーション関数との異なる組み合わせを用いて種々のビームの焦点における点広がり関数における変化を示す図である。

【図 12 g】開口関数とアポダイゼーション関数との異なる組み合わせを用いて種々のビームの焦点における点広がり関数における変化を示す図である。 20

【図 12 h】開口関数とアポダイゼーション関数との異なる組み合わせを用いて種々のビームの焦点における点広がり関数における変化を示す図である。

【図 12 i】開口関数とアポダイゼーション関数との異なる組み合わせを用いて種々のビームの焦点における点広がり関数における変化を示す図である。

【図 12 j】開口関数とアポダイゼーション関数との異なる組み合わせを用いて種々のビームの焦点における点広がり関数における変化を示す図である。

【図 13 a】本発明の原理に従って制御される点広がり関数を用いて二次元における比較的狭い超音波開口の例示としてのローブパターンを示す図である。

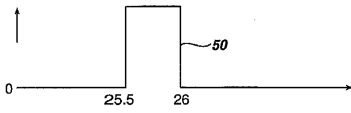
【図 13 b】本発明の原理に従って制御される点広がり関数を用いて二次元における比較的狭い超音波開口の例示としてのローブパターンを示す図である。 30

【図 13 c】本発明の原理に従って制御される点広がり関数を用いて二次元における比較的広い超音波開口の例示としてのローブパターンを示す図である。

【図 13 d】本発明の原理に従って制御される点広がり関数を用いて二次元における比較的広い超音波開口の例示としてのローブパターンを示す図である。

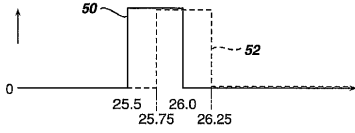
【 図 1 】

FIG. 1



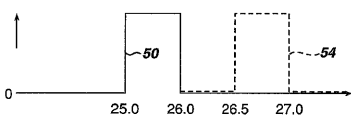
【 図 2 】

FIG. 2



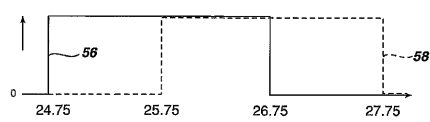
【 図 3 】

FIG. 3



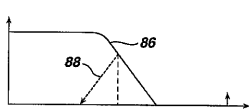
【 図 4 】

FIG. 4



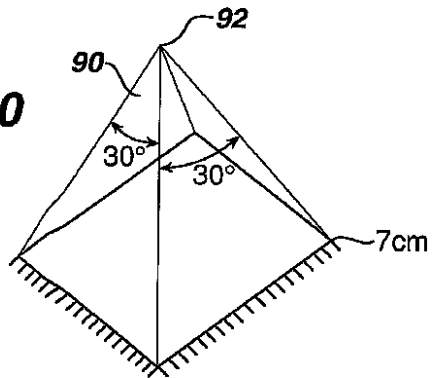
【 図 9 】

FIG. 9



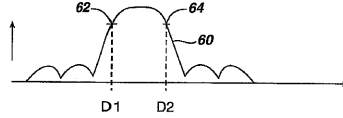
【 図 1 0 】

FIG. 10



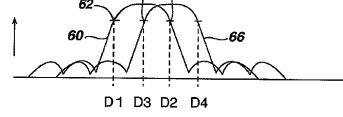
【 図 5 】

FIG. 5



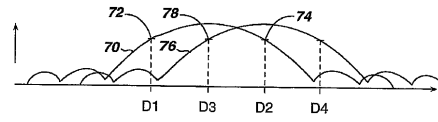
【 図 6 】

FIG. 6



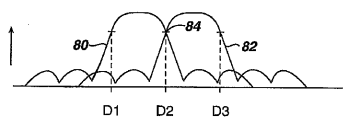
【 図 7 】

FIG. 7

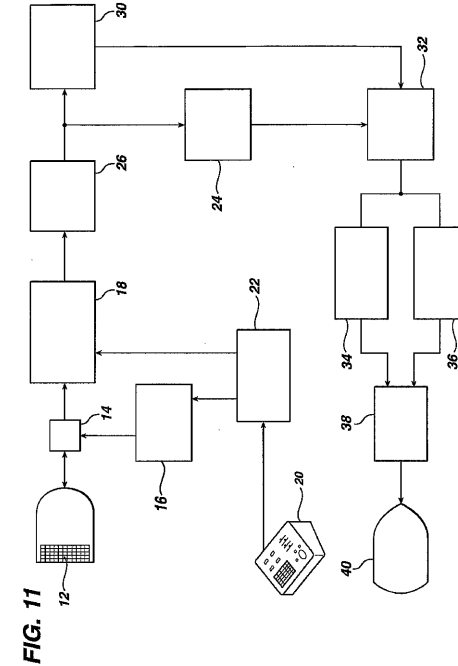


【 図 8 】

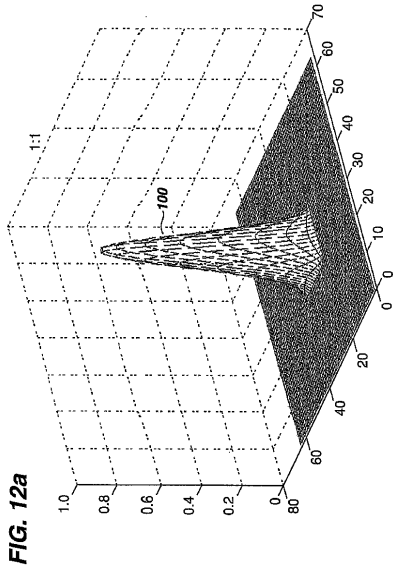
FIG. 8



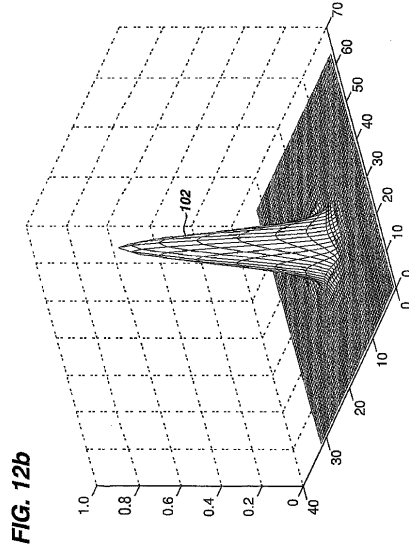
【 図 1 1 】



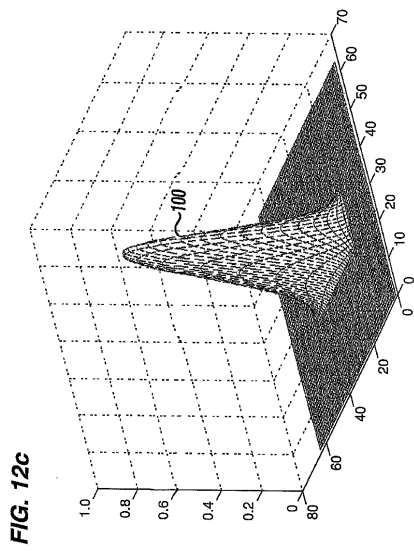
【 図 1 2 a 】



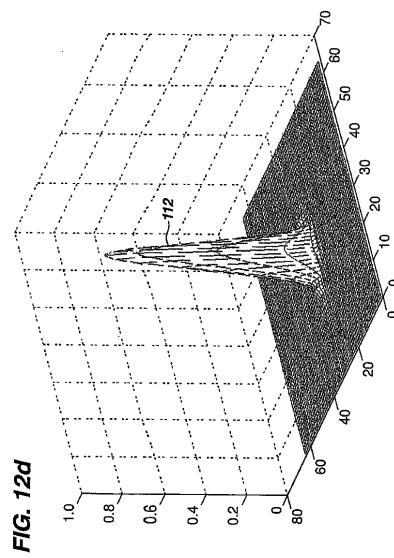
【 図 1 2 b 】



【 図 1 2 c 】



【 図 1 2 d 】



【 図 1 2 e 】

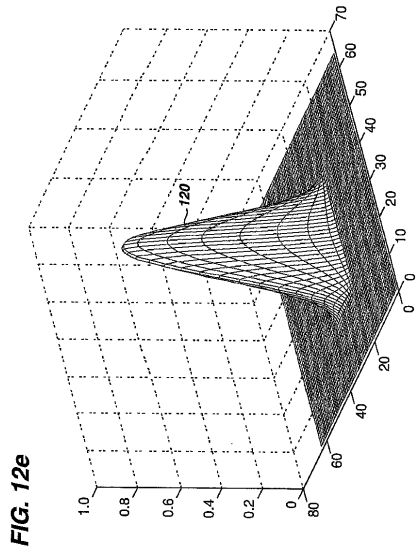


FIG. 12e

【 図 1 2 f 】

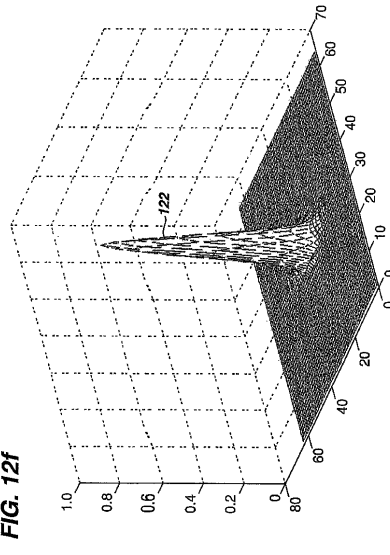


FIG. 12f

【 図 1 2 g 】

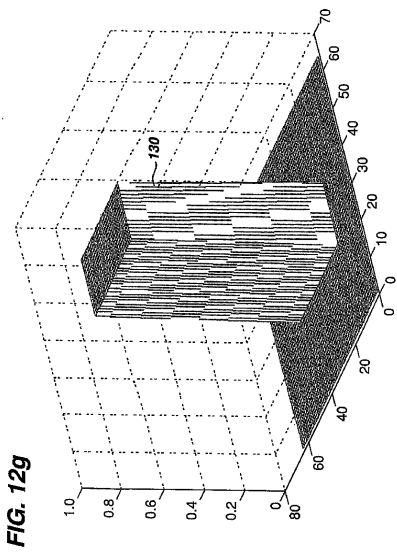


FIG. 12g

【 図 1 2 h 】

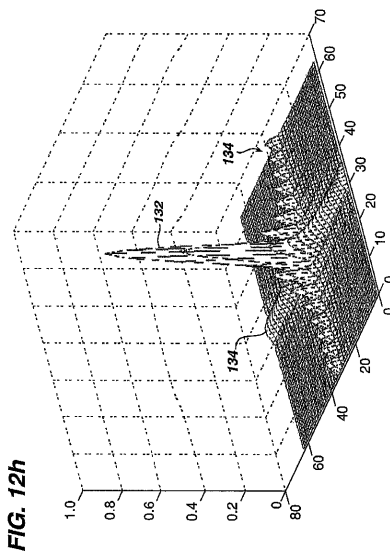


FIG. 12h

【 図 1 2 i 】

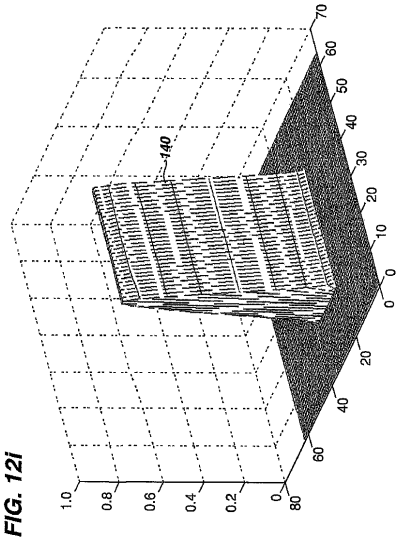


FIG. 12i

【 図 1 2 j 】

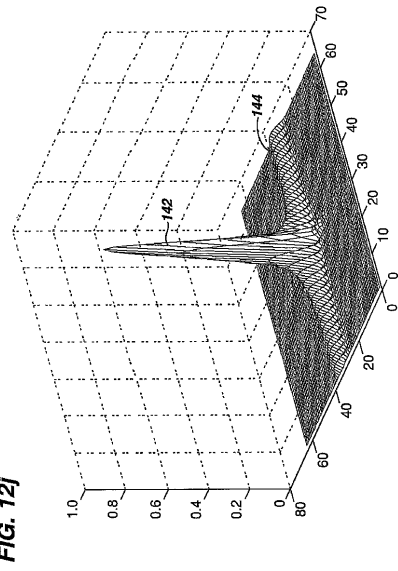


FIG. 12j

【 図 1 3 a 】

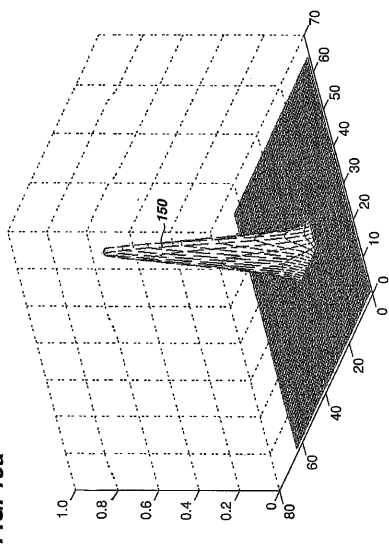


FIG. 13a

【 図 1 3 b 】

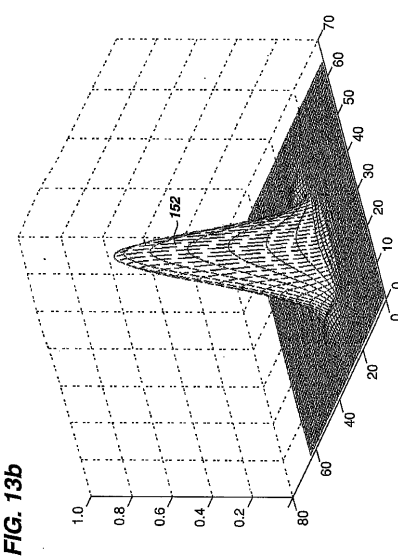


FIG. 13b

【 図 13 c 】

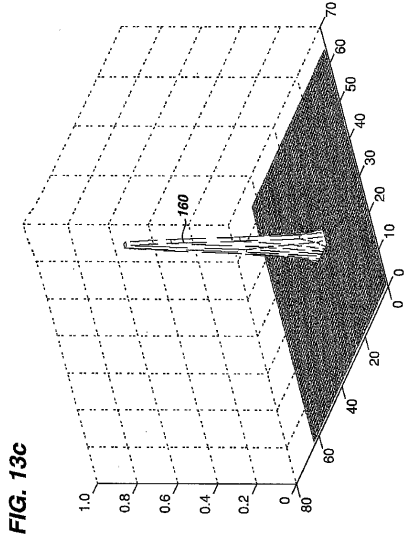


FIG. 13c

【 図 13 d 】

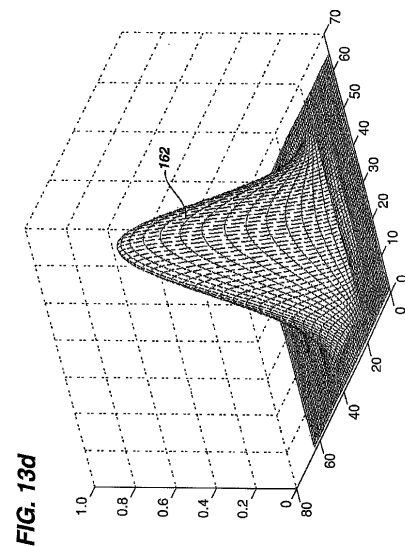


FIG. 13d

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No PCT/IB2004/051817
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B8/14 G10K11/34 G01S15/89		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 G01S G10K A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 374 674 B1 (MINE YOSHITAKA) 23 April 2002 (2002-04-23) columns 5,6,9; claims 1-4,11; figures 1,2	1-22
X	US 6 494 838 B2 (COOLEY CLIFFORD R ET AL) 17 December 2002 (2002-12-17) cited in the application column 12, line 60 - column 13, line 10; figure 8	1,9,17
A	US 6 282 963 B1 (HAIDER BRUNO HANS) 4 September 2001 (2001-09-04) abstract	11-13, 16,20
	----- -/-	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *&* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 5 January 2005		Date of mailing of the International search report 14/03/2005
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Bernas, Y

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

In International Application No
PCT/IB2004/051817

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>ERICH KRESTEL: "IMAGING SYSTEMS FOR MEDICAL DIAGNOSTICS" 1990, SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT, BERLIN, XP002312413 page 208, paragraph 6.3.2 - page 212 -----</p>	1,9,17
A	<p>P N T WELLS: "ULTRASONIC IMAGING OF THE HUMAN BODY" REP. PROG. PHYS, vol. 62, 1999, pages 671-722, XP002312412 UK page 692, paragraph 4.4 -----</p>	1,9,17

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/IB2004/051817

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6374674	B1	23-04-2002	JP 2000116651 A	25-04-2000
US 6494838	B2	18-04-2002	US 6468216 B1	22-10-2002
			US 2002045824 A1	18-04-2002
			WO 0217297 A1	28-02-2002
			EP 1216472 A1	26-06-2002
			JP 2004506497 T	04-03-2004
			WO 0217296 A1	28-02-2002
			WO 0215775 A2	28-02-2002
			WO 0217298 A1	28-02-2002
			EP 1242991 A1	25-09-2002
			EP 1216473 A1	26-06-2002
			EP 1312074 A2	21-05-2003
			JP 2004506466 T	04-03-2004
			JP 2004506496 T	04-03-2004
			JP 2004506498 T	04-03-2004
			US 2002045820 A1	18-04-2002
			US 2002045822 A1	18-04-2002
			US 2002045823 A1	18-04-2002
			US 2002045830 A1	18-04-2002
			US 2002045826 A1	18-04-2002
			US 2002045827 A1	18-04-2002
US 6282963	B1	04-09-2001	DE 10050366 A1	03-05-2001
			JP 2001187054 A	10-07-2001

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, 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, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 シュワーツ, ゲイリー

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボーセル ピー・オー・ボックス 3003

Fターム(参考) 2G047 AA12 AC13 DB02 DB14 EA09 GF18 GF20
4C601 BB03 BB06 EE07 EE08 GB06 HH04 HH17 HH22 HH25 HH29
HH40