

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5470260号
(P5470260)

(45) 発行日 平成26年4月16日(2014.4.16)

(24) 登録日 平成26年2月7日(2014.2.7)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 16 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2010-530936 (P2010-530936)	(73) 特許権者	597096909
(86) (22) 出願日	平成20年10月24日(2008.10.24)		三星メディソン株式会社
(65) 公表番号	特表2011-500261 (P2011-500261A)		SAMSUNG MEDISON CO., LTD.
(43) 公表日	平成23年1月6日(2011.1.6)		大韓民国 250-870 江原道 洪川郡 南面陽▲徳▼院里 114
(86) 国際出願番号	PCT/KR2008/006319		114 Yangdukwon-ri, Nam-myun, Hongchun-gun, Kangwon-do 250-870, Republic of Korea
(87) 国際公開番号	W02009/054706	(74) 代理人	100137095
(87) 国際公開日	平成21年4月30日(2009.4.30)		弁理士 江部 武史
審査請求日	平成23年9月5日(2011.9.5)	(74) 代理人	100091627
(31) 優先権主張番号	10-2007-0107947		弁理士 朝比 一夫
(32) 優先日	平成19年10月25日(2007.10.25)		
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)		
(31) 優先権主張番号	10-2008-0095110		
(32) 優先日	平成20年9月29日(2008.9.29)		
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 合成映像を用いた組織ドップラ映像形成装置および方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織ドップラ映像 (TDI) 形成装置であって、

サイドロープの影響を最小化するために非順次的方式で送信ビームの送信を制御し、前記送信ビームの前記各送信に対応して受信される複数の受信ビームをスキャンラインインデックスの増加方向の増加データと減少方向の減少データとにグルーピングを制御する送受信制御手段と、

前記スキャンラインインデックスの前記増加および減少方向の増加および減少データグループ別に自己相関を実施し、前記増加および減少データグループに対する自己相関値のそれぞれに対して加重値を乗じて、得られた値を合算し、平均位相を求める映像動き推定および補償手段と、

前記平均位相に対応する速度値、パワー値、分散値の中で少なくとも1つを出力してTDIを形成する映像形成手段とを備え、

前記加重値は、前記インデックスの増加値及び減少値に基づき決定されることを特徴とする組織ドップラ映像形成装置。

【請求項 2】

前記非順次的方式は、複数のスキャンラインを設定し、前記スキャンラインに対して順次的なインデックスを定義し、前記インデックスの増加および減少が繰り返される非順次的な方式で前記スキャンラインに対して前記送信ビームの順序を設定し、前記設定された送信順序に従って前記送信ビームを送信する方式であることを特徴とする請求項 1 に記載

の組織ドップラ映像形成装置。

【請求項 3】

前記送受信制御手段は、前記送信順序に従って送信された前記送信ビームの前記各送信に対応する前記複数の受信ビームをそれぞれ得ることを特徴とする請求項 2 に記載の組織ドップラ映像形成装置。

【請求項 4】

前記形成された T D I を表示するディスプレイ手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の組織ドップラ映像形成装置。

【請求項 5】

前記映像動き推定および補償手段は、前記スキャンラインインデックスの前記増加および減少方向による前記増加データグループおよび前記減少データグループ別に前記自己相関を実施し、前記増加および減少データグループに対する前記自己相関値のそれぞれに対して加重値を乗じて、得られた値を合算して平均大きさを求める機能をさらに備えることを特徴とする請求項 4 に記載の組織ドップラ映像形成装置。

【請求項 6】

前記自己相関は、ピクセル単位または所定領域に基づいて実施されることを特徴とする請求項 5 に記載の組織ドップラ映像形成装置。

【請求項 7】

前記スキャンラインインデックスの増加は + 2、減少は - 1 であることを特徴とする請求項 6 に記載の組織ドップラ映像形成装置。

【請求項 8】

前記映像形成手段は、前記平均位相および前記平均大きさに対応する速度値、パワー値、分散値を格納するマップを備え、前記映像動き推定および補償手段から前記平均位相および前記平均大きさの 1 つが入力されれば、それに対応する、前記速度値の中で 1 つを出力するか、前記パワー値の中で 1 つを出力するか、前記分散値の中で 1 つを出力するか、または前記 1 つの入力に対応する前記速度値、前記パワー値、前記分散値の中で少なくとも 2 つの値を出力することを特徴とする請求項 7 に記載の組織ドップラ映像形成装置。

【請求項 9】

前記 T D I は、2 次元 T D I または 3 次元 T D I であり、B モード映像と共に表示可能であることを特徴とする請求項 4 に記載の組織ドップラ映像形成装置。

【請求項 10】

前記送信ビームは、複数のスキャンラインに沿って送信され、
前記送受信制御手段は、前記送信ビームが連続的に送信されるとき、前記非順次的方式で前記スキャンラインに対して前記送信ビームの送信順序を設定することにより、前記スキャンラインインデックスの順序を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の組織ドップラ映像形成装置。

【請求項 11】

組織ドップラ映像 (T D I) 形成方法であって、
送信ビームが送信される複数のスキャンラインを設定し、前記スキャンラインに対して順次的なインデックスを定義し、前記送信ビームが連続的に送信されるとき、サイドロープの影響を最小化するために、前記インデックスの順序が非順次的な方式で、前記スキャンラインに対して前記送信ビームの順序を設定する段階と、

前記設定された送信順序に従って前記送信ビームを送信する段階と、

前記送信ビームの各送信に対応する複数の受信ビームをそれぞれ得、前記複数の受信ビームを前記インデックスが増加する方向の増加データグループと前記インデックスが減少する方向の減少データグループとにグルーピングする段階と、

前記増加データグループと前記減少データグループとの前記各受信ビームに対して自己相関を実施して前記グループ別に前記受信ビームの位相をそれぞれ求め、前記各グループ別の前記位相に加重値を乗じて、得られた値を合算し、平均位相を求める段階と、

10

20

30

40

50

前記平均位相に対応する速度値、パワー値、分散値の中で少なくとも1つを出力してTDIを形成する段階とを備え、

前記加重値は、前記インデックスの増加値及び減少値に基づき決定されることを特徴とする組織ドップラ映像形成方法。

【請求項12】

前記非順次的インデックスは、繰り返しの増加および減少することを特徴とする請求項11に記載の組織ドップラ映像形成方法。

【請求項13】

前記形成されたTDIを表示する段階をさらに備えることを特徴とする請求項11に記載の組織ドップラ映像形成方法。

10

【請求項14】

前記スキャンラインの前記インデックスの前記増加および減少方向による前記増加および減少データグループ別の前記受信ビームに前記自己相関を実施し、前記増加および減少データグループに対する前記受信ビームの大きさを求め、前記増加および減少データグループの前記大きさのそれぞれに対して加重値を乗じ、得られた値を合算し、平均大きさを求める段階と、

前記平均大きさに対応する速度値、パワー値、分散値の中で少なくとも1つを出力してTDIを形成する段階と

をさらに備えることを特徴とする請求項11に記載の組織ドップラ映像形成方法。

【請求項15】

20

前記自己相関は、各ピクセルまたは所定のサンプル単位に基づいて実施されることを特徴とする請求項11～14のいずれか一項に記載の組織ドップラ映像形成方法。

【請求項16】

前記スキャンラインの前記インデックスの増加は+2、減少は-1であることを特徴とする請求項15に記載の組織ドップラ映像形成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、組織ドップラ映像(TDI: Tissue Doppler Imaging)形成装置および方法に関し、特に、合成映像を用いて組織ドップラ映像を形成する装置および方法に関する。

30

【背景技術】

【0002】

映像処理システムは、対象体の映像を処理して表示する装置として、多様な分野で用いられている。映像処理システムの一例として、超音波診断のための映像処理システム(以下、「超音波診断システム」という)がある。

【0003】

超音波診断システムは、無侵襲および非破壊特性を有しており、対象体内部の情報を得るために医療分野で広く用いられている。超音波システムは、対象体を直接切開して観察する外科手術の必要がなく、対象体の内部組織を高解像度の映像で医師に提供できるので、医療分野で非常に重要なものとして用いられている。

40

【0004】

超音波に対する血流と心筋の反応は相違する。即ち、血流はその動きが心筋よりはるかに速いが、超音波を反射させる能力は微弱である。一方、心筋は動く速度は遅いが超音波をはるかに強力に反射する。このような互いに異なる特性を用いて血流の超音波信号を除去すれば、心筋組織の速度を測定できるようになる。これを用いて心筋の状態を評価できるものが「組織ドップラ映像(TDI)」である。

【0005】

TDIは、1つのスキャンラインに沿って一定時間の間隔で同一の音場を送信して受信される超音波の位相の変化を感知し、簡単に自己相関を用いて平均ドップラ周波数を計算

50

し、対象体をカラー映像として表示する。このTDIを通じて収縮器および弛緩器の心壁運動速度を客観的に評価でき、部分別に機能障害を評価することができ、心筋速度を定量的に評価することができるので、TDIは先天性および後天性の心臓疾患で心機能追跡観察に大いに役立つ。

【0006】

従来の方法によって1つのTDI受信スキャンラインを構成するためには、計算に必要なアンサンブル数(Ensemble Number)だけの同一の位置の送信スキャンラインが必要であり、これから受信された信号を自己相関などを行ってTDIを表現する。即ち、TDIを得るためには、1つのスキャンラインにアンサンブル数(N)だけの超音波を反復的に送信し(例えば、スキャンライン1に対してN回の超音波送信、スキャンライン2に対してN回の超音波送信、スキャンライン3に対してN回の超音波送信...)、これから受信される信号を合成してTDIを形成する。

10

【0007】

例えば、1つのTDIのために10個の受信スキャンラインが必要であると仮定すると、10個のスキャンラインに対してアンサンブル数(N)だけの超音波を反復的に送信(10×N回の超音波送信)しなければならない。従って、TDI形成時にかなりの時間が必要である。特に、フレーム率(Frame Rate)はROI(Region of Interest)、アンサンブル数(Ensemble Number)、インターリーブ数(Interleaving Number)などに関連するので、スキャンライン別にアンサンブル数だけの超音波を反復的に送信してTDIを得る従来の方法は、アンサンブル数が大きいほどTDI形成による遅延も大きくなり、フレーム率が落ちる問題がある。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2007-222674号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明の課題は、スキャンライン別にアンサンブル数だけの超音波を反復的に送信しなくても、合成映像を用いて高速に組織ドップラ映像(TDI)を形成することができる装置および方法を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明における組織ドップラ映像(TDI)形成装置は、非順次的方式で送信ビームの送信を制御し、送信ビームの各送信に対応して受信される複数の受信ビームをスキャンラインインデックスの増加方向の増加データと減少方向の減少データとにグルーピングを制御する送受信制御手段と、スキャンラインインデックスの増加および減少方向の増加および減少データグループ別に自己相関を実施し、増加および減少データグループに対する自己相関値のそれぞれに対して加重値を乗じて、得られた値を合算し、平均位相を求める映像動き推定および補償手段と、前記平均位相に対応する速度値、パワー値、分散値の中で少なくとも1つを出力してTDIを形成する映像形成手段とを備える。

40

【0011】

また、本発明における組織ドップラ映像(TDI)形成方法は、送信ビームが送信される複数のスキャンラインを設定し、前記スキャンラインに対して順次的なインデックスを定義し、前記送信ビームが連続的に送信されるとき、前記インデックスの順序が非順次的な方式で、前記スキャンラインに対して前記送信ビームの順序を設定する段階と、前記設定された送信順序に従って前記送信ビームを送信する段階と、前記送信ビームの各送信に対応する複数の受信ビームをそれぞれ得、前記複数の受信ビームを前記インデックスが増加する方向の増加データグループと前記インデックスが減少する方向の減少データグループ

50

プとにグルーピングする段階と、前記増加データグループと前記減少データグループとの前記各受信ビームに対して自己相関を実施して前記グループ別に前記受信ビームの位相をそれぞれ求め、前記各グループ別の前記位相に加重値を乗じて、得られた値を合算し、平均位相を求める段階と、前記平均位相に対応する速度値、パワー値、分散値の中で少なくとも1つを出力してTDIを形成する段階とを備える。また、本発明における組織ドップラ映像(TDI)形成方法は、送信ビームが送信される複数のスキャンラインを設定し、前記スキャンラインに対して順次的なインデックスを定義し、前記送信ビームが連続的に送信されるとき、前記インデックスの順序が非順次的な方式で、前記スキャンラインに対して前記送信ビームの順序を設定する段階と、前記設定された送信順序に従って前記送信ビームを送信する段階と、前記送信ビームの各送信に対応する複数の受信ビームをそれぞれ得、前記複数の受信ビームを前記インデックスが増加する方向の増加データグループと前記インデックスが減少する方向の減少データグループとにグルーピングする段階と、前記増加データグループと前記減少データグループとの前記各受信ビームに対して自己相関を実施して前記グループ別に前記受信ビームの大きさをそれぞれ求め、前記各グループ別の前記大きさに加重値を乗じて、得られた値を合算し、平均大きさを求める段階と、前記平均大きさに対応する速度値、パワー値、分散値の中で少なくとも1つを出力してTDIを形成する段階とを備える。

10

【発明の効果】

【0012】

本発明は、スキャンライン別にアンサンブル数だけの超音波を反復的に送信しなくても、既存の方式に比べてフレーム率の低下なしに、TDIを形成することができ、サイドローレベルの除去によって互いに異なる位置の送信スキャンラインのデータをアンサンブルにしてTDIを形成することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】一般的な合成映像形成過程を示す説明図である。

【図2】超音波放射例を示す説明図である。

【図3】本発明の実施例によって組織ドップラ映像形成装置が適用される超音波診断システムの構成を概略的に示す図面である。

【図4】図3のビームフォーマの構成およびエコー処理部の構成を詳細に示す図面である。

30

【図5】図3の映像動き推定/補償制御部の構成を詳細に示す図面である。

【図6】本発明の実施例によって送信ビームの送信順序を示す説明図である。

【図7】BiPBF合成映像過程を示す説明図である。

【図8】LRIとスキャンラインとの関係を示す説明図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、添付した図面を参照して本発明の実施例について詳細に説明する。ただし、以下の説明では、本発明の要旨を不要に不明瞭にするおそれがある場合、広く知られた機能や構成に関する具体的説明は省略することにする。

40

【0015】

超音波診断システムでアレイトランスデューサ(Array Transducer)を用いて映像を得る場合、通常は1回の送信とこれに対する受信を通じて映像を得る。しかし、超音波合成映像では、スキャンラインを構成するために既に受信された周囲のスキャンラインが関与する。即ち、超音波合成映像は、1つのスキャンラインを構成するために1つの送信ビームおよびそれに対応する複数の受信ビームを用いて超音波映像を構成する。例えば、図1においてn番目スキャンライン S_n を構成するために、通常は S_n に対する送受信を通じて映像を得るが、超音波合成映像の場合には、n番目スキャンライン S_n を構成するために周囲のスキャンライン(S_{n-m} 、 $S_{n-(m-1)}$ 、 \dots 、 S_n 、 \dots 、 $S_{n+(m-1)}$ 、 S_{n+m} 、 $m > 0$)を組み合わせる超音波映像を作り出す。図

50

1において、 P_s は3つのスキャンライン、即ち S_{n-1} 、 S_n 、 S_{n+1} それぞれの波面が重畳した部分を表示している。このような理由で画面上の P_s に該当するピクセルを求める時、超音波合成映像の場合には、重畳した部分を考慮して超音波映像を得るようになる。

【0016】

超音波合成映像は、対象体が固定されている場合、解像度と信号対雑音比が良いが、対象体が動く場合、特に軸(Axial)方向に動く場合に対象体が実際に目的とした通りには表示されない。即ち、超音波合成映像では、1つのスキャンラインを作り出すために時間差を有する複数の受信ビームまたはBiPBF(Bi-directional Pixel Based Focusing)のように1つの送信ビームに対応する複数の受信ビームを用いるので、人体内で動きが発生する場合、これを考慮することなくビームフォーミングするようになれば、非干渉性(Sum)が発生するようになる。このような結果で解像度と信号対雑音比が低下される。

10

【0017】

従って、現在までは超音波合成映像過程をTDI形成時に適用することができなかった。

【0018】

BiPBF合成映像過程は、複数の送信フィールドからの信号を用いて超音波送信パワーを大きくすることができる送信開口合成方法の1つであって、全ての点に対して送受信集束を可能にする方法である。図2の(2b)のように送信集束点(Transmit Focal Point)を仮想ソースエレメント(Virtual Source Element)と見て解析することができる。

20

【0019】

図2の(2a)は、Bモードの送信フィールドを示しているが、ビームがアレイトランスデューサから放射されて集束点で集束された後、制限された角度を有して球面波形態に発散することが見られた。図2の(2b)は、アレイトランスデューサの1つの仮想ソースエレメントが集束深さ(Focal Depth)に位置しているものと見られ、これを基準に球面波が前後に作られる形態であるものと見られる。図2の(2c)は、映像点(Imaging Point)で2つの仮想ソースの送信フィールドが重畳するのを示しているが、球面フィールドの対称の中心点で一つは前に、もう一つは後に現れることが分かる。

30

【0020】

BiPBF合成映像過程は、他の合成映像過程に比べて全ての深さで横(Lateral)方向の解像度とサイドローブによる雑音が改善され、送信フィールドを合成することによって、送信パワーが増加して映像の信号対雑音比が改善される。しかし、これは、対象体が固定された映像またはゆっくり動く映像に対してのみ制限的な長所を有するだけであり、動きが多い場合には、むしろ解像度が悪くなるだけでなく、それが甚だしい場合、対象体が消える状態まで発生するようになる。特に、横方向の動きより軸方向の動きが影響を多く与えるようになる。即ち、固定された対象体に対しては、BiPBF合成映像は相対的に単一送受信方法より映像の質が良いが、動く対象体に対してはBiPBF合成映像は相対的に単一送受信方法より映像の質が悪い結果が示される。

40

【0021】

従って、BiPBF超音波合成映像過程をTDI形成時にそのまま適用すれば、特に動く対象体に対しては映像の質が落ちるようになる。本発明は、TDI形成時にBiPBF超音波合成映像過程を適用してスキャンライン別にアンサンプル数だけの超音波を反復的に送信しなくてもTDIを形成するものであり(単一送受信方法を用いないで合成映像過程を用いる)、特に合成映像でサイドローブの影響を除去して動きを推定および補償し、その結果に基づいてTDIを形成する。これによって、スキャンライン別にアンサンプル数だけの超音波を反復的に送信しなくてもフレーム率を低下することなくTDIを形成することができ、サイドローブレベルの除去によって互いに異なる位置の送信スキャンライ

50

ンのデータをアンサンブルにしてT D Iを形成することができる。

【 0 0 2 2 】

B (B r i g h t n e s s) モード映像で軸方向の動きを検出する最も簡単で信頼する方法の中の1つは、2 D - T D I (T i s s u e D o p p l e r I m a g e) である。2 D - T D I は、1つのスキャンラインに一定時間の間隔で同一の超音波を送信して受信される超音波の位相の変化を感知して簡単に自己相関を用いて平均ドップラ周波数を得る。

【 0 0 2 3 】

S A I の場合も超音波信号を反復送信するという点で2 D - T D I とある程度類似する。異なる点は、非常に同一の音場で超音波信号が毎回送信されず、少しずつ異なる音場で超音波信号が送信されるという点である。毎回超音波信号を送信する時ごとに、それぞれのピクセルの立場では毎回波面の角度がほぼ一定の角度ずつ回転するようになる。このような回転する送信波面のため、毎回送信から構成される低解像度映像 (L R I : L o w R e s o l u t i o n I m a g e) のサイドローブも共に回転するようになる。この影響の結果、独立した対象体のメインローブの場合は、ほぼ組織ドップラ (T i s s u e D o p p l e r) と同一に軸方向の動きを探ることができるが、その対象体のサイドローブの位置では動かない対象体の周辺でも誤った動きが検出されるようになる。本実施例では、このように誤って検出される現象を補償するために送信ビームの新たな送信順序 (例えば、送信ビームの非順次的送信) および自己相関を通じた位相検出方式を提示し、これを通じて動きを推定および補償し、サイドローブレベルの除去によって互いに異なる位置の送信スキャンラインのデータをアンサンブルにしてT D Iを形成することができるようにする。

【 0 0 2 4 】

図3は、本発明の実施例によって組織ドップラ映像 (T D I) 形成装置が適用される超音波診断システムの構成を概略的に示す図面であり、図4はビームフォーマ30およびエコー処理部40の構成を詳細に示す図面であり、図5は映像動き推定/補償制御部31の構成を詳細に示す図面である。

【 0 0 2 5 】

送受信部10は、アレイトランスデューサ (A r r a y T r a n s d u c e r) を含むプローブ (図示せず) を備える。プローブは、超音波信号を送受信する。送受信部10は、超音波送信部 (図示せず) およびアナログ受信部 (図示せず) をさらに備える。アレイトランスデューサは、複数の (例えば、128個) エレメントで構成されており、超音波送信部からの電圧印加にตอบสนองして超音波パルスを出力する。超音波送信部は、アレイトランスデューサに電圧パルスを印加してアレイトランスデューサの各エレメントから超音波パルスが出力されるようにする。アナログ受信部は、アレイトランスデューサの各エレメントから出力された超音波パルスが対象体で反射されて戻る反射信号 (エコー信号) を受信し、受信された反射信号を増幅、エイリアシング (A l i a s i n g) 現象および雑音成分の除去、超音波が身体内部を通過しながら発生する減衰の補正などの処理を行う。

【 0 0 2 6 】

送受信スイッチ (T r a n s m i t / R e c e i v e S w i t c h) 20は、超音波信号を同一のアレイトランスデューサで送信と受信をするためのスイッチの役割をする。送受信スイッチ20は、超音波送信部で放出される高圧の電力が受信部に影響を与えないようにする役割をする。即ち、トランスデューサが送信および受信を交互に行う時、超音波送信部とアナログ受信部を適宜スイッチングする。

【 0 0 2 7 】

ビームフォーマ30は、アレイトランスデューサの各エレメントから受信された信号を受信集束する。ビームフォーマ30は利得調節部301、アナログ-デジタル変換部302、遅延部303、映像合成部304および合算部305を備える。利得調節部301は、アナログ受信部から受信された受信信号の利得を補償する。アナログ-デジタル変換部302は、受信信号をデジタル信号に変換させる。遅延部303は、アナログ-デジタル

10

20

30

40

50

変換部 302 から受信されたデジタル信号に互いに遅延量 (Amount of Delay) (受信集束 (focusing) をしようとする位置に応じて決定される) を適用する。映像合成部 304 は、遅れた信号を合成することによって受信集束をして受信集束ビームを形成する。合算部 305 は、チャンネル別に形成された受信集束ビームを加える。

【0028】

エコー処理部 40 は、ビームフォーマ 30 から集束された受信スキャンラインの RF 信号を基底帯域信号に変化させて直交復調器 (Quadrature Demodulator) を用いて包絡線 (Envelope) を検出して 1 つのスキャンラインに関するデータを取得する。

【0029】

スキャン変換部 50 は、スキャンライン上の所定の点から受信集束されたデータを格納し、これを水平走査形式のディスプレイ部 60 で用いられるデータ形式に変換させる。即ち、超音波映像を表示するのに適当な形態に変換する。

【0030】

ディスプレイ部 60 は、映像処理された超音波映像を表示する。

【0031】

以上では、超音波診断システムで超音波合成映像のための各構成要素の機能について詳察した。

【0032】

本発明の TDI 形成装置は、超音波送信ビームの特性化された配列 (即ち、順次的ではなく、非順次的方式で送信する) とこれに対応して受信される受信ビームのグループ化されたデータを自己相関器 311 ~ 313 に入力して動きの推定と補償に必要なデータ (例えば、ピクセルまたはサンプル単位の平均位相および大きさデータ (power data)) を形成し、動きに対する平均位相および大きさデータに基づいて TDI 形成のために要求されるデータ、即ち速度 (Velocity)、パワー (Power)、分散 (Variance) などを求める。

【0033】

一実施例によると、送受信制御部 21 は、送受信スイッチ 20 を制御して送信ビームを非順次的方式で送信するように制御し (図 6 参照)、これに対応して受信される受信ビームに対してスキャンライン増加方向のデータと減少方向のデータをグループ化し、スキャンライン増加方向の M、N 個のグループデータとスキャンライン減少方向の L 個のグループデータが自己相関器 (図 5 の 311 ~ 313) にそれぞれ入力されるように制御する。

【0034】

映像動き推定 / 補償制御部 31 の自己相関器 311 ~ 313 は、スキャンラインインデックスが増加する方向の増加グループデータとスキャンラインインデックスが減少する方向の減少グループデータに基づいて自己相関関数を用いて対象体の動きに対する位相および大きさデータを抽出する。

【0035】

合算部 314 は、増加グループと減少グループの位相および大きさデータを合算して制御部 315 に伝達する。制御部 315 は、増加 / 減少グループデータに対するピクセルまたはサンプル基盤の平均位相および大きさデータを形成してエコー処理部 40 に伝達する。

【0036】

このピクセルまたはサンプル基盤の平均位相および大きさデータが TDI 形成のために要求されるデータである。従って、エコー処理部 40 は、平均位相および大きさデータに合う速度 (Velocity)、パワー (Power)、分散 (Variance) をマップ 41 を通じて出力する。エコー処理部 40 のマップ 41 は、平均位相および大きさデータに対応する速度、パワー、分散値を格納しており、平均位相および大きさデータが入力されると、これに対応する速度値の中のいずれか 1 つを自動で出力し、パワー値の中のいずれか 1 つを自動で出力し、分散値の中のいずれか 1 つを自動で出力する。または、平

10

20

30

40

50

均位相および大きさデータに対応する速度、パワー、分散値のうち少なくとも2個が自動で出力されるようにすることもできる。マップ41は、映像後処理(Post - p r o c e s s i n g)機能、即ち向上したカラー表示のための作業(例えば、Flash Rejection等)をさらに含むことができる。

【0037】

スキャン変換部50は、マップ41から伝達された超音波スキャンライン信号をモニタスキャンライン信号に変換してTDIをディスプレイ部60に表示する。この時、ディスプレイ部60に表示されるTDIは、動きのある対象体に対して動きのない対象体の場合と同一の高い解像度を維持するカラー映像である。TDIは、2D-TDIだけではなく、3D-TDIが表示可能であり、超音波合成過程を通じて形成されるBモード映像と共に表示可能である。

10

【0038】

前記において送信ビームを順次的に送信せず、非順次的に送信するというのは、超音波合成映像のための複数のスキャンライン(例えば、9つのスキャンライン)に対し順次定義されたインデックス(例えば、インデックス0、インデックス1、インデックス2、...、インデックス8)の増加および減少が繰り返される非順次的な方式で(例えば、インデックス1、インデックス0、インデックス3、インデックス2、インデックス5、インデックス4、...)送信ビームを送信するものである。非順次的な方式に基づいた送信順序に従って送信ビームを送信して送信ビームの各送信に対応する複数の受信ビームをそれぞれ得、インデックスが増加する方向の増加グループとインデックスが減少する方向の減少グループにグルーピングし、増加グループと減少グループの各受信ビームに対して自己相関を実施し、各自己相関結果値に加重値を乗じて合算する。このようにすることによってサイドローブの影響が除去されることができる。合算結果値は、固定された対象体に対して0となる。しかし、合算結果値は移動する対象体に対して0とならない。この値が移動する対象体の平均位相および大きさとなる。

20

【0039】

図4では、前記映像動き推定/補償制御部31がビームフォーマ30の内部に存在することを仮定したが、映像動き推定/補償制御部31はビームフォーマ30の外部に別途に存在することもある。本発明は、映像動き推定/補償制御部31の位置に限定されない。

【0040】

まず、LRI(Low Resolution Image)を介して動きのない固定された映像と動きのある映像に対してメインローブ(Main Lobe)とサイドローブ(Side Lobe)の位相を確認し、その後、それぞれに対して送信ビームが非順次的に送信された状態での結果を確認する。

30

【0041】

図7は、BiPBF合成映像過程を示す図面であって、1つの合成されたスキャンラインを求めるために(N=9)の周囲スキャンラインが関与することを示しており、スキャンラインが移動、増加するに伴って関与したスキャンラインもこれに合せて移動することを示す。0~8は、自己相関のためのインデックス順序(Index Order)であり、N=9は映像合成に関与するスキャンラインの個数として自己相関関数を用いて平均位相および大きさを求めるために必要なアンサンブル数(Ensemble Number)である。任意のP₀点では、波面が継続して進行し、0~8(自己相関関数に入力されるデータ順序、即ちアンサンブルインデックス)に対応する波面が重畳して映像を合成するものと仮定することができる。

40

【0042】

LRIは、数がN=9であって0~8までスキャンラインを増加するが、図8のように各インデックス0、インデックス1...インデックス8を集めて合成映像を構成するものである。前記のような場合には、インデックス4の映像が伝統的に単一の送受信焦点映像と見ることができる。N=9の場合、9枚のLRIを得てこれに対する位相の変化を見ることができる。

50

【 0 0 4 3 】

B i P B F 合成映像過程を通じて固定された対象体に対して単に自己相関すれば、メインローブは位相の変化がないため、自己相関結果でブラックホール (B l a c k H o l e) 形態で示されるが、固定された対象体であるにもかかわらず、サイドローブの影響のため位相が変化する。また、メインローブに近くなるほど位相の変化が小さくなる。これは、対象体の固定または動きに関係なく、サイドローブの位相変化の影響を最小化しなければならないことを意味し、単にサイドローブの影響を考慮せず、自己相関して動きを探す場合、動く対象体だけでなく固定された対象体に対しても動きがある形態の結果を示すようになる。

【 0 0 4 4 】

以下では、本発明の実施例によって、固定された対象体または動く対象体に対して非順次的な方式でビームを送信し、これに対応して受信されるビームに対して自己相関を実施する過程を具体的に詳察する。

【 0 0 4 5 】

送信ビームを非順次的な方式で送信する理由は、順次送信されたビームに対応して受信されるビームに基づいて、自己相関関数を用いてピクセル単位で位相と大きさを求めるようになるれば、対象体が動かない場合、速度が 0 m/s となることが理想的であるが、サイドローブの影響で速度成分が検出されるからである。即ち、固定された対象体の場合、送信ビームが順次増加すれば対象体のメインローブの位相は変わらないが、サイドローブの位相は x 、 y の空間で見れば、一定のパターンをもって回転するようになる。この結果を用いて補償をする場合にさらに正確な補償がなされないため、これを考慮しなければならない。さらに、動く対象体に対しては正確な位相推定を通じた補償が必要である。従って、本発明では、サイドローブの影響を最小化するために送信ビームを順次送信せず、非順次的な方式で送信し、これに対応して受信されるビームを用いて自己相関する。

【 0 0 4 6 】

図 6 は、非順次的に送信された送信ビームの形態を示しているが、スキャンラインインデックスが増加する方向の増加グループとスキャンラインインデックスとが減少する方向の減少グループに分け、増加、減少の値は増加が $+2$ 、減少が -1 になるというように相異なることを示している。

【 0 0 4 7 】

例えば、送信を隣接したスキャンラインの通り順次に $1, 2, 3, 4, \dots$ のように順次送信せず、 $2, 1, 4, 3, 6, 5 \dots$ の順序で (非順次的送信)、送信スキャンラインの増減が 1 回は -1 、次は $+2$ の差があるように送信する。この場合、最初の送信と 2 番目の送信のそれぞれに対応して受信された受信ビームの位相差を求めることを $a(1, 3)$ と表現すると、固定された対象体のサイドローブの位置のピクセルで $a(2, 4)$ 、 $a(3, 5)$ 、 $a(8, 10)$ などを用いて求めた平均位相差を B (即ち、 $+2$ の差がある B グループ)、また $a(2, 1)$ 、 $a(4, 3)$ 、 $a(6, 5)$ などを用いて求めた平均位相差を A (即ち、 -1 の差がある A グループ) でグルーピングして表現することができる。

【 0 0 4 8 】

固定された対象体の場合、各平均位相差を A (スキャンラインインデックスが減少する方向の減少グループ) と B (スキャンラインインデックスが増加する方向の増加グループ) と表現すれば、近似的に下の式 1 の通りである。

【 0 0 4 9 】

【数 1】

$$B = -2A \quad (\text{式 1})$$

【 0 0 5 0 】

10

20

30

40

【数2】

$$A + \frac{1}{2} \times B = 0 \quad (\text{式2})$$

【0051】

式2から各ピクセル毎にAとBの位相差を別途に求めた後に、各加重値（例えば、Aグループに対しては加重値「1」、Bグループに対しては加重値）1/2」）を乗じてこれを合わせれば、サイドローブの回転による誤った動きの検出を相殺させることができる。

【0052】

また、対象体が実際に動く場合、たとえ送信スキャンラインの順序が変わっても各送信時ごとに実際に対象体が近寄ったり遠くなるので、これによる位相の回転は下の式3のようになって前記の通り加重値を乗じてこれを合わせれば、平均位相を求めることができ、これに基づいて一般の2D-TDIのように対象体の平均速度を正確に測定することができる。

10

【0053】

【数3】

$$B = 2A \quad (\text{式3})$$

【0054】

結果的に、サイドローブ回転による不要な位相変化は低減され、メインローブの動きに対する位相変化は観測される。

20

【0055】

前記において、平均位相および大きさを求める方法の一例として自己相関法を用いる。自己相関過程についてさらに具体的に詳察すると次の通りである。

【0056】

まず、下の式4のように関数 $z(t)$ と $z^*(t-T)$ から $z_1(t)$ を定義することができる。

【0057】

【数4】

$$z_1(t) = z(t) \times z^*(t-T) \quad (\text{式4})$$

30

【0058】

【数5】

$$z^*(t-T) = x(t-T) - jy(t-T) \quad (\text{式5})$$

【0059】

$z^*(t-T)$ は、前記式5のように関数 $z(t)$ から遅延時間 T だけ遅れた共役複素値（Conjugate Complex）である。ある時間に対して $z_1(t)$ を積分することによって自己相関関数の結果を下記の式6のように得ることができる。

【0060】

【数6】

$$R(T,t) = \int_{t-nT}^t z_1(t') dt' = R_x(T,t) + jR_y(T,t) \quad (\text{式6})$$

40

【0061】

前記式6において、 n は一定方向の送信パルスの連続した個数であって、一般に超音波映像でアンサンプル個数として表現される。

【0062】

下の式7は、送信スキャンライン配置が（+2）ずつ増加する部分に対する自己相関関数を表現したものである。下の式8および式9は、スキャンラインインデックスが増加する方向の増加グループの大きさおよび位相をそれぞれ示すものである。この過程は、映像

50

動き推定 / 補償制御部 3 1 の自己相関器 3 1 1 ~ 3 1 3 の中、例えば、自己相関器 3 1 2 でスキャンラインインデックスが増加する方向の増加グループデータに対して行う。

【 0 0 6 3 】

【 数 7 】

$$R_I(T_I, t) = \int_{t-n_I T_I}^t z_{1I}(t') dt' = R_{xI}(T_I, t) + jR_{yI}(T_I, t) \quad (\text{式 7})$$

【 0 0 6 4 】

【 数 8 】

$$|R_I(T_I, t)| = \sqrt{R_{xI}^2(T_I, t) + jR_{yI}^2(T_I, t)} \quad (\text{式 8})$$

10

【 0 0 6 5 】

【 数 9 】

$$\Phi(T_I, t) = \tan^{-1} \frac{R_{yI}(T_I, t)}{R_{xI}(T_I, t)} \quad (\text{式 9})$$

【 0 0 6 6 】

前記式 9 から加重値を適用して位相を求めれば、下の式 1 0 のように表現される。

【 0 0 6 7 】

【 数 1 0 】

$$\Phi_S(T_I, t) = \frac{1}{2} \times \tan^{-1} \frac{R_{yI}(T_I, t)}{R_{xI}(T_I, t)} \quad (\text{式 1 0})$$

20

【 0 0 6 8 】

送信スキャンラインの増加方向に対する最終的な結果式は、下の式 1 1 および式 1 2 の通りである。

【 0 0 6 9 】

【 数 1 1 】

$$R_{xI}(T_I, t) = |R_I(T_I, t)| \times \cos(\Phi_S(T_I, t)) \quad (\text{式 1 1})$$

【 0 0 7 0 】

【 数 1 2 】

$$R_{yI}(T_I, t) = |R_I(T_I, t)| \times \sin(\Phi_S(T_I, t)) \quad (\text{式 1 2})$$

30

【 0 0 7 1 】

一方、送信スキャンライン配置が (- 1) ずつ減少する方向に対する式は下の式 1 3 ~ 式 1 5 の通りである。式 1 3 は、送信スキャンライン配置が (- 1) ずつ減少する部分に対する自己相関関数を表現したものであり、式 1 4 および式 1 5 は、スキャンラインインデックスが減少する方向の減少グループの大きさ (power) および位相をそれぞれ示したものである。この過程は、映像動き推定 / 補償制御部 3 1 の自己相関器 3 1 1 ~ 3 1 3 の中、例えば自己相関器 3 1 1 でスキャンラインインデックスが減少する方向の減少グループデータに対して行う。

40

【 0 0 7 2 】

【 数 1 3 】

$$R_D(T_D, t) = \int_{t-n_D T_D}^t z_{1D}(t') dt' = R_{xD}(T_D, t) + jR_{yD}(T_D, t) \quad (\text{式 1 3})$$

【 0 0 7 3 】

【 数 1 4 】

$$|R_D(T_D, t)| = \sqrt{R_{xD}^2(T_D, t) + jR_{yD}^2(T_D, t)} \quad (\text{式 1 4})$$

【 0 0 7 4 】

50

【数 1 5】

$$\Phi(T_D, t) = \tan^{-1} \frac{R_{yD}(T_D, t)}{R_{xD}(T_D, t)} \quad (\text{式 1 5})$$

【0 0 7 5】

結果的に、映像動き推定 / 補償制御部 3 1 の自己相関器 3 1 1 ~ 3 1 3 でスキャンラインインデックスが増加する方向の増加グループデータとスキャンラインインデックスが減少する方向の減少グループデータに対してそれぞれ行った送信スキャンラインの (+ 2) 増加方向と (- 1) 減少方向の結果は、合算部 3 1 4 で加算され、合算部 3 1 4 の出力複素値は下の式 1 6 および式 1 7 の通りである。これを用いて該当ピクセルまたはサンプル 10

【0 0 7 6】

【数 1 6】

$$R_{\bar{x}}(T, t) = R_{\bar{x}I}(T_I, t) + R_{\bar{x}D}(T_D, t) \quad (\text{式 1 6})$$

【0 0 7 7】

【数 1 7】

$$R_{\bar{y}}(T, t) = R_{\bar{y}I}(T_I, t) + R_{\bar{y}D}(T_D, t) \quad (\text{式 1 7})$$

20

【0 0 7 8】

【数 1 8】

$$|R_{\bar{T}}(T, t)| = \sqrt{R_{\bar{x}}^2(T, t) + jR_{\bar{y}}^2(T, t)} \quad (\text{式 1 8})$$

【0 0 7 9】

【数 1 9】

$$\Phi_{\bar{T}}(T, t) = \tan^{-1} \frac{R_{\bar{y}}(T, t)}{R_{\bar{x}}(T, t)} \quad (\text{式 1 9})$$

【0 0 8 0】

30

前記式 1 8 は、ピクセル基盤の平均大きさを示し、前記式 1 9 はピクセル基盤の平均位相を示す。これを用いれば、特定領域基盤の平均大きさおよび位相を求めることもできる。これを詳察すると、まず前記式 1 6 と式 1 7 の結果を空間上の座標として下の式 2 0 のように表現することができる。

【0 0 8 1】

【数 2 0】

$$R_{\bar{x}}(T, t) \rightarrow R_{\bar{P}x}(s, z), R_{\bar{y}}(T_I, t) \rightarrow R_{\bar{P}y}(s, z) \quad (\text{式 2 0})$$

【0 0 8 2】

前記式 2 0 は、再び式 2 1 および式 2 2 のように表現して特定領域基盤の平均大きさおよび位相を有する形態に拡張することができる。 40

【0 0 8 3】

【数 2 1】

$$R_{\bar{P}x}(i, j) = \frac{1}{K} \sum_{s=l}^m \sum_{z=n}^o R_{\bar{P}x}(s, z) \quad (\text{式 2 1})$$

【0 0 8 4】

【数 2 2】

$$R_{Ry}(i, j) = \frac{1}{K} \sum_{s=l}^m \sum_{z=n}^o R_{Py}(s, z) \quad (\text{式 2 2})$$

【0085】

前記式で位相値と共に大きさを測定する理由は、動き推定および補償時の大きさに基づいて補償の自由度を高めるためである。例えば、パワーしきい値を基準とする時、その大きさがあまりにも小さい場合は、無視する。

【0086】

提案された方法で推定された平均大きさおよび位相を用いてTDIを形成すれば、スキャンライン別にアンサンプル数だけの超音波を反復的に送信しなくてもTDIを時間遅延なく形成することができ、サイドローブレベルの除去によって互いに異なる位置の送信スキャンラインのデータをアンサンプルにしてTDIを形成することができる。

10

【0087】

図6のように固定された対象体または動く対象体に対して非順次的な方式でビームを送信し、これに対応して受信されるビームに対し、自己相関を実施すれば、メインローブに及ぼすサイドローブの影響が明確に減少する。また、パワーしきい(Power Threshold)電圧を調整すれば、サイドローブによる影響をさらに減らすことができる。

【0088】

本発明を望ましい実施例を用いて説明したが、当業者であれば添付の特許請求の範囲および範疇を逸脱せずに様々な変形および変更がなされることが分かるはずである。

20

【産業上の利用可能性】

【0089】

本発明は、超音波診断システムなどに用いられる。

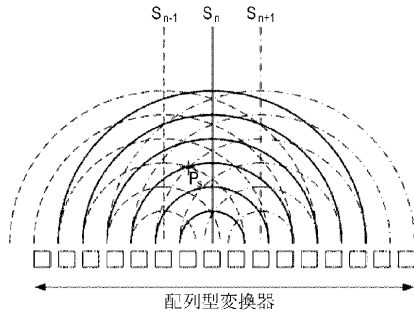
【符号の説明】

【0090】

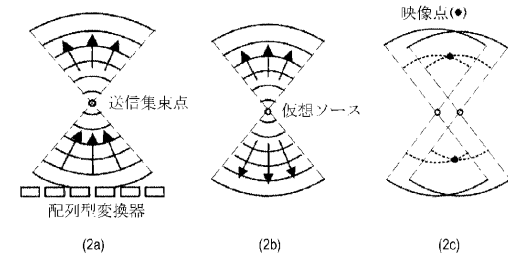
- 10 : 送受信部
- 20 : 送受信スイッチ
- 21 : 送受信制御部
- 30 : ビームフォーマ
- 31 : 映像動き推定 / 補償制御部
- 40 : エコー処理部
- 41 : マップ
- 50 : スキャン変換部
- 60 : ディスプレイ部

30

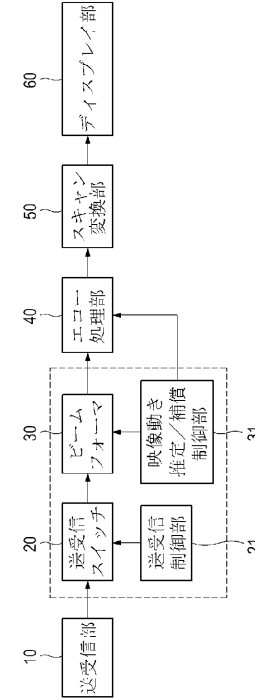
【図1】



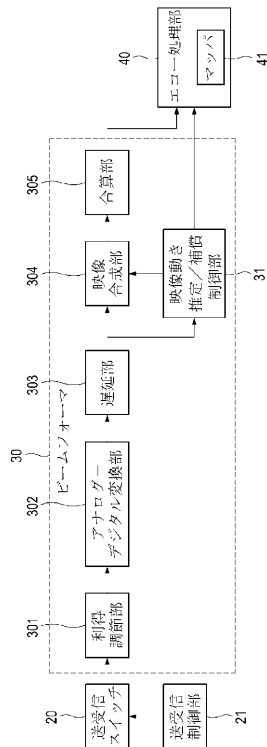
【図2】



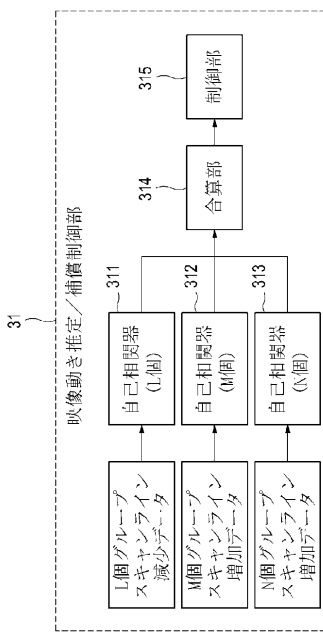
【図3】



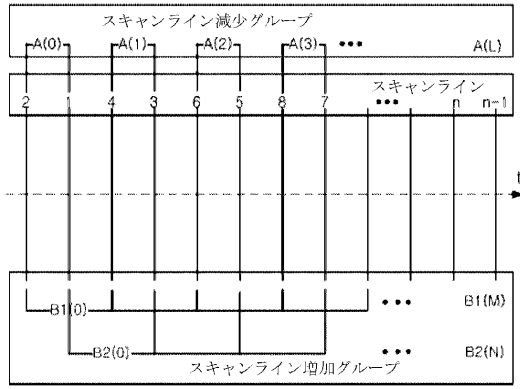
【図4】



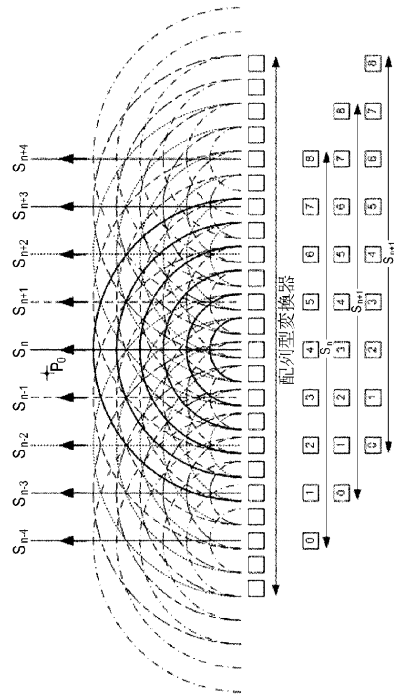
【図5】



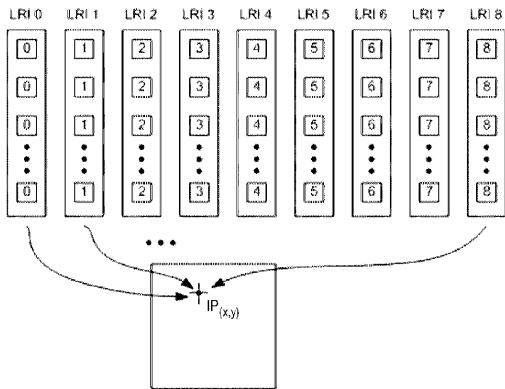
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(72)発明者 ベ, ム ホ

大韓民国 138-240 ソウル, ソンパ-グ, シンチョン-ドン, ジャンミアパートメント 19-808

(72)発明者 ハム, ジョン ホ

大韓民国 135-280 ソウル, カンナム-グ, テチ-ドン 1003, ディスカサア
ンドメディソンビルディング, R&Dセンター, 3階

審査官 杉田 翠

(56)参考文献 特開2006-223736(JP,A)

特開平07-008492(JP,A)

国際公開第2007/049228(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15

JSTPlus(JDreamIII)

JMEDPlus(JDreamIII)

专利名称(译)	组织多普勒图像形成装置和使用合成图像的方法		
公开(公告)号	JP5470260B2	公开(公告)日	2014-04-16
申请号	JP2010530936	申请日	2008-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
当前申请(专利权)人(译)	三星メディソン株式会社		
[标]发明人	ベムホ ハムジョンホ		
发明人	ベ, ム ホ ハム, ジョン ホ		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S15/8979 A61B8/00 A61B8/08 A61B8/488 A61B8/52 A61B8/5276 A61B8/56 G01S7/52026 G01S7/52028 G01S7/52046 G01S7/52047 G01S7/52049 G01S7/52077 G01S7/52085 G01S7/52095 G01S15/8997		
FI分类号	A61B8/08		
优先权	1020070107947 2007-10-25 KR 1020080095110 2008-09-29 KR		
其他公开文献	JP2011500261A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种能够产生组织多普勒图像而不需要通过整体数量将超声信号重复发送到每条扫描线的装置和方法。以非顺序方式发送超声波束，并且响应于发送波束的每次发送而接收的多个接收波束被分组为扫描线索引增加方向的增量数据组和扫描线的减量数据组。指数下降方向。对扫描线索引升序的递增数据组和扫描线索引降序的递减数据组执行自动相关，将权重应用于递增和递减数据组的各自相关值，然后进行自相关将应用了权重的值相加以计算平均相位。响应于平均相位的速度，功率和方差中的至少一个被输出以产生TDI。

$$6]$$

$$s(t) = \int_{t-nT}^t \tilde{s}_1(t') dt' = R_x(T, t) + jR_y(T, t)$$

$$0 6 1]$$