

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6483659号
(P6483659)

(45) 発行日 平成31年3月13日 (2019. 3. 13)

(24) 登録日 平成31年2月22日 (2019. 2. 22)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 24 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2016-503742 (P2016-503742)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成26年3月12日 (2014. 3. 12)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2016-512779 (P2016-512779A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成28年5月9日 (2016. 5. 9)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2014/059657		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02014/147517		
(87) 国際公開日	平成26年9月25日 (2014. 9. 25)	(74) 代理人	100107766
審査請求日	平成29年3月10日 (2017. 3. 10)		弁理士 伊東 忠重
(31) 優先権主張番号	61/803, 634	(74) 代理人	100070150
(32) 優先日	平成25年3月20日 (2013. 3. 20)		弁理士 伊東 忠彦
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	61/907, 022		
(32) 優先日	平成25年11月21日 (2013. 11. 21)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波による微小石灰化の検出のためのビームフォーミング技術

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数のチャンネルを備え、該チャンネルにおいて受信される超音波を介してチャンネルデータを取得するよう構成される医用超音波捕捉及びデータ解析デバイスであって、

前記取得されたチャンネルデータが、該データの coherence を推定し且つチャンネル共分散行列の固有値のドミナンスを導出するために使用され、

前記推定及び前記導出されたドミナンスに基づき、微小石灰化をバックグラウンドと区別する

ことを特徴とする医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 2】

ディスプレイを有し、該ディスプレイ上に前記区別された微小石灰化を超音波ビューにおいて表示するよう更に構成される

請求項 1 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 3】

前記区別の結果に基づき前記微小石灰化を前記バックグラウンドと視覚的に区別する提示において、前記微小石灰化を前記ディスプレイ上に表示するよう更に構成される

請求項 2 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 4】

前記使用することは、a) 関連する受信ビーム及び b) 空間デプス又は時間の両方を夫々有する複数の空間上の点に対して個別的に前記データの coherence を推定するように

10

20

前記チャンネルデータを使用することを有する、

請求項 1 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 5】

前記使用することは、前記複数の点に対して点ごとに別々に前記導出することにおいて前記チャンネルデータを使用することを有する、

請求項 4 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 6】

前記複数の点について点ごとに前記推定及び前記導出されたものを組み合わせるよう更に構成される

請求項 4 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

10

【請求項 7】

前記組み合わせることは、前記複数の点について点ごとに前記推定に前記導出されたものを乗じることを有する、

請求項 6 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 8】

前記組み合わせることは、個別の値をもたらし、

当該医用超音波捕捉及びデータ解析デバイスは、前記値を閾値処理するよう更に構成され、該閾値処理の出力は、前記微小石灰化を空間的に識別する、

請求項 6 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 9】

20

前記推定することは、複数の送信ビームにわたって a) 所与の受信ビーム及び b) 所与の空間デプス又は時間に対する前記データの関数を加算することによって、コヒーレンス係数の空間合成を有する、

請求項 1 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 10】

前記推定することは、前記関数を前記チャンネルにわたって加算することを更に有する、

請求項 9 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 11】

前記取得されたチャンネルデータの中のデータが、前記推定すること及び前記導出することのための使用に際して、複素数であって、その実数及び虚数の両部分が非零であるように更に構成され、前記データは、前記使用に際して、ビームフォーミング遅延を受けている、

30

請求項 1 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 12】

前記使用することは、前記取得されたチャンネルデータにビームフォーミング遅延を受けさせることを有する、

請求項 1 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 13】

当該医用超音波捕捉及びデータ解析デバイスは、前記推定することが加算することによって前記遅延されたデータに作用し、それによってビームフォーミングを実行するように更に構成される、

40

請求項 12 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 14】

当該医用超音波捕捉及びデータ解析デバイスは、前記導出することがチャンネルごとに別々に前記遅延されたデータに作用するように更に構成される、

請求項 12 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 15】

前記行列は複数の固有値を有し、該複数の固有値の間に前記チャンネル共分散行列の固有値があり、前記ドミナンスは、前記チャンネル共分散行列の固有値と前記複数の固有値との間の比較を表すメトリックであり、

50

当該医用超音波捕捉及びデータ解析デバイスは、前記取得されたチャンネルデータから前記行列を生成するよう構成され、

前記導出することは、前記チャンネル共分散行列の固有値を計算することを有する、

請求項 1 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 1 6】

前記チャンネルデータは、前記導出するに際して、ビームフォーミング遅延が適用されている複素無線周波数チャンネルデータであり、

前記導出することは、前記チャンネルの行列の共役転置をとることを有し、該共役転置はチャンネルごとに異なる、

請求項 1 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

10

【請求項 1 7】

前記導出することは、

前記チャンネルデータの前記行列に前記共役転置を乗じて、積行列を形成することと、

所与の空間上の点に対応する前記ドミナンスを導出するように空間デプス又は時間の範囲にわたって前記積行列を平均することと

を有する、請求項 1 6 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 1 8】

前記導出することは、

前記チャンネルデータの前記行列に前記共役転置を乗じて、積行列を形成することと、

複数回の送信にわたって前記積行列を平均することと

を有する、請求項 1 6 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

20

【請求項 1 9】

前記複素無線周波数チャンネルデータを生成することにおいて、集束送信ビームをレトロスペクティブに再現するアルゴリズムを使用するよう構成される

請求項 1 6 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 2 0】

前記区別することは、前記推定することの結果へのコヒーレンス閾値の適用に基づき、微小石灰化が所与の空間上の点にあると決定することを有する、

請求項 1 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 2 1】

30

前記区別することは、前記決定が、微小石灰化が前記所与の空間上の点にあること以外である場合に、前記結果及び前記導出されたドミナンスが他のコヒーレンス閾値及びドミナンス閾値を夫々満足するかどうかを確認することを有する、

請求項 2 0 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 2 2】

前記取得することは、空間分解能よりも小さい微小石灰化粒子のために該空間分解能により実行される、

請求項 1 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

【請求項 2 3】

前記バックグラウンドは、前記微小石灰化が存在する体内組織である、

請求項 1 に記載の医用超音波捕捉及びデータ解析デバイス。

40

【請求項 2 4】

医用超音波捕捉及びデータ解析のためのコンピュータプログラムであって、

プロセッサに、

複数のチャンネルにおいて受信される超音波を介してチャンネルデータを取得するステップと、

前記取得されたチャンネルデータを使用して、該データのコヒーレンスを推定し且つチャンネル共分散行列の固有値のドミナンスを導出するステップと、

前記推定及び前記導出されたドミナンスに基づき、微小石灰化をバックグラウンドと区別するステップと

50

を実行させる、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、微小石灰化を識別するための医用イメージングに関し、特に、イメージングモダリティとしての超音波の使用に関する。

【背景技術】

【0002】

乳癌のスクリーニングのためのマンモグラフィの活躍は、初期段階の乳癌の重要なマーカーである石灰化を確実に撮像するためのその能力に主に起因する。微小石灰化は乳癌の60～80%において存在し、良性及び悪性両方の病変の信頼できる指標である。微小石灰化の重要な診断上の特徴は、それらの位置、数、サイズ、形態、分布、パターン、及び質量との関係である。それらの特徴は、悪性腫瘍の危険性を階層化するのに役立ち、しばしば癌の単なるマーカーである。関連する例は、乳癌の20%を占める非浸潤性乳管癌（Ductal Carcinoma in situ）（DCIS）である。

I. Christoyianniによって書かれた論文“Computer aided diagnoses of breast cancer in digitized mammograms”, Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol.26, no.5, 1 September 2002, pages 309-319, XP055131857, ISSN:0895-6111（非特許文献2）は、デジタルマンモグラムにおいて疑わしい部位を性格に示すことができる乳癌認識用CADシステムの実施を開示する。独立コンポーネント解析が使用されており、腫瘍組織と健康な組織とを区別することができる。

米国特許出願公開第2006/0171573（A1）号明細書は、その後の検査のための範囲の正確な表示を提供するためのコンピュータ支援検出（CAD）システム出力表示の使用を開示する。デジタルマンモグラム画像では、群生した微小石灰化が検出される。群生した微小石灰化は分類されて表示される。CADシステム出力は、癌に関連した部位の検出のための感度及び特定性を改善するために使用される。

【0003】

しかし、マンモグラフィは、胸の非脂肪質部分である密集した乳房組織では貧弱な性能を示す。密集した乳房組織は、若年層の女性やある地域（例えば、中国）の女性に、より一般的に見られる。

【0004】

また、線量を低減するための対策にかかわらず、マンモグラフィは、患者を電離放射線にさらす。加えて、圧迫板の必要性に起因した患者快適性の問題が存在する。

【0005】

非電離性であって且つ圧迫板を必要としない従来の超音波の主要な制限は、微小石灰化に対するその感度の悪さである。微小石灰化に対する感度は50～80%内である。

【0006】

Sheng-Wen Huang et al.によって書かれた論文“Ultrasonic computed tomography reconstruction of the attenuation coefficient using a linear array”, IEEE Transactions on ultrasonics, ferroelectrics and frequency control, IEEE, US, vol.52, no.11, 1 November 2005, pages 2011-2022（非特許文献3）は、音速が脂肪よりも癌組織において速く且つ減衰係数が嚢胞においてよりも癌組織において高いために、従来のBモード超音波に加えて、胸部における音速分布及び減衰係数分布が診断において使用され得ることを開示する。減衰係数分布のための再構成方法は、角スペクトル方法及び再構成された音速分布に基づき開示されている。

Mallartは、媒体の散乱断面積及び送信されるエネルギーのいずれにも依存しない受信集束基準の使用を通じた媒体の不均質のための超音波送信ビームの位相収差補正を開示する。R. Mallart及びM. Fink, “Adaptive focusing in scattering media through sound-speed inhomogeneities: The van Cittert Zernike approach and focusing criterion”, J. Acoust. Soc. Am., Vol.96, no.6, pp.3721-3732, 1994（非

特許文献1)を参照されたい。

【0007】

【特許文献1】米国特許出願公開第2006/0171573(A1)号明細書

【非特許文献1】R. Mallart及びM. Fink, “Adaptive focusing in scattering media through sound-speed inhomogeneities: The van Cittert Zernike approach and focusing criterion”, J. Acoust. Soc. Am., Vol.96, no.6, pp.3721-3732, 1994

【非特許文献2】I. Christoyianni, “Computer aided diagnoses of breast cancer in digitized mammograms”, Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol.26, no.5, 1 September 2002, pages 309-319, XP055131857, ISSN:0895-6111

10

【非特許文献3】Sheng-Wen Huang et al., “Ultrasonic computed tomography reconstruction of the attenuation coefficient using a linear array”, IEEE Transactions on ultrasonics, ferroelectrics and frequency control, IEEE, US, vol.52, no.11, 1 November 2005, pages 2011-2022

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ここ提案されるものは、上記の懸案事項のうちの1つ以上に対処することに向けられる。

【課題を解決するための手段】

20

【0009】

チャネルデータは、超音波受信ビームフォーミング後に得られるBモード画像よりもずっと多くの情報を含む。従って、チャネルデータに基づくビームフォーミング技術は、画像処理技術に比べて、微小石灰化検出のためのより良い感度及び/又は特定性を提供することができる。ここで提案される新規の技術は、微小石灰化とバックグラウンド、すなわち、石灰化が存在する体内組織、通常は軟組織（例えば、密集した乳房組織）との間のコントラストを強める。

【0010】

初期段階での乳癌の検出のために超音波を使用することにおける上記の利点に加えて、スクリーニング及び事後の診断プロシージャは、唯一つのモダリティを用いる医学的評価により大いに簡略化される。また、微小石灰化に対する優れた感度は、超音波誘導バイオプシーにおける腫瘍位置のより容易な識別を促す。

30

【0011】

ここで提案されるものに従って、複数のチャネルを備える医用超音波捕捉及びデータ解析デバイスは、前記チャネルにおいて受信される超音波を介してチャネルデータを取得し、前記取得されたチャネルデータを使用して、該データのコヒーレンスを推定し且つチャネル共分散行列の固有値のドミナンスを導出し、前記推定及び前記導出されたドミナンスに基づき、微小石灰化をバックグラウンドと区別するよう構成される。

【0012】

そのようなデバイスのために、コンピュータ可読媒体又は、代替的に、一時的な伝搬信号は、ここで提案されるものの一部である。後述されるようにコンピュータ可読媒体内で具現されるか、あるいは、代替的に、一時的な伝搬信号内で具現されるコンピュータプログラムは、取得されたチャネルデータを使用して、該データのコヒーレンスを推定し且つチャネル共分散行列の固有値のドミナンスを導出する動作と、前記推定及び前記導出されたドミナンスに基づき、微小石灰化をバックグラウンドと区別する動作とを実行するようにプロセッサによって実行可能な命令を有する。

40

【0013】

新規の、超音波による微小石灰化識別の技術の詳細は、下記の図面並びに下記の公式用紙及びフローチャートを用いて以下で開示される。なお、図面は実寸通りではない。

【図面の簡単な説明】

50

【0014】

【図1】本発明に従う超音波による微小石灰化識別デバイスの概略図である。

【図2】本発明に従う、例となる数学的定義及び関係の組である。

【図3A】本発明に従う例となる超音波による微小石灰化識別プロセスのフローチャートである。

【図3B】本発明に従う例となる超音波による微小石灰化識別プロセスのフローチャートである。

【図3C】本発明に従う例となる超音波による微小石灰化識別プロセスのフローチャートである。

【図3D】本発明に従う例となる超音波による微小石灰化識別プロセスのフローチャートである。 10

【図4A】本発明に従う例となる超音波による微小石灰化識別プロセスのフローチャートである。

【図4B】本発明に従う例となる超音波による微小石灰化識別プロセスのフローチャートである。

【図4C】本発明に従う例となる超音波による微小石灰化識別プロセスのフローチャートである。

【図5】本発明に従う例となる超音波による微小石灰化識別プロセスのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】 20

【0015】

図1は、実例となる、制限されない例として、超音波による微小石灰化識別デバイス100として特徴付けられ得る医用超音波捕捉及びデータ解析デバイスを表す。

【0016】

デバイス100は、トランスデューサ要素106のアレイ104を備える超音波イメージングプローブ102を含む。プローブ102は、乳房組織107との音響的接触へと押し込まれる。

【0017】

デバイス100は、要素106と接続しているチャンネル108を更に含む。チャンネルは、夫々のサンプル遅延要素110を備える。サンプル遅延要素110はコヒーレント加算器112へ接続し、加算器112及び受信遅延要素110はまとめて受信ビームフォーマ114を構成する。遅延要素110は、振幅重み付けを更に適用するように拡張されてよい。送信ビーム116, 118を導き且つ集束させるための遅延要素が実装可能であるが、図示されない。複数の送信ビーム116, 118は平行であってよく、あるいは、異なる角度をつけられてもよい（すなわち、ステアリング）。 30

【0018】

デバイス100には更に、コヒーレンス係数（coherence factor）（CF）決定モジュール120、固有値ドミナンス決定モジュール122、微小石灰化識別モジュール124、信号及び画像プロセッサ126、ディスプレイ128、並びにスキャニングコントローラ130が含まれる。コントローラ130は、図1において反対方向に向けられた方向矢印132, 134によって示されるスキャニングと、図1に示されているデバイス100の他の構成要素とを制御する。 40

【0019】

微小石灰化検出のためのビームフォーミングの戦略は、空間分解能（例えば、その撮像デプス140での方位分解能138）よりも小さい点目標136に有利に働くチャネルデータベースのパラメータを必要とすべきである。微小石灰化142は、音響上そのような目標136に似ている。

【0020】

微小石灰化142は、その分解能セルにおけるドミナント散乱体であり、等方散乱を引き起こす。コヒーレンス係数及び固有値ドミナンス基準は、いずれもここでは以下で論じ 50

られており、微小石灰化の等方散乱及びドミナンスを夫々評価するのに利用される。バックグラウンド組織には、単一の等方散乱体のそのようなドミナンスが存在しない。

【0021】

然るべくここで提案される二分法の2つの部分は、複数の送信ビームを用いるコヒーレンス推定と、固有値を取り出すための共分散行列解析とである。

【0022】

より一般的に、最初に、ビームフォーミングを適用した後だがコヒーレント加算より前のチャンネルデータ、すなわち、“遅延後チャンネルデータ”144は、加算器112によって出力されることが知られる。これは、図1に示されるように、すなわち、データの実数及び虚数成分が非零であることができるように、“ $a + bi$ ”の形を一般的にとる複素データである。チャンネルデータ144は、固有値ドミナンス決定モジュール122へ送られる。同じデータ144は、CFモジュール120へ、そこで加算するために転送可能であるが、加算は、代替的に、又は追加的に、図1における代替の経路145から分かるように、加算器112において実行され得る。また、CFモジュール120によって行われるビームフォーミングは、信号及び画像プロセッサ126における更なる画像処理のためにフィールド点を形成することにおいてスタンドアロンであることができる。あるいは、代替的に、又は追加的に、加算器112の加算出力は、例えば、加算器において振幅重み付けを受けてよく、信号及び画像プロセッサ126による処理を受けることができる。いずれの場合にも、信号及び画像プロセッサ126は、例えば周波数合成、対数圧縮及びスキャン変換などの機能を実行しながら、ビームフォーミングされたデータを表示のために準備する。

【0023】

これより、二分法の第1の部分であるコヒーレンス推定を参照すると、 $S(m, n, t_x, r_x)$ が複素RFチャンネルデータ（すなわち“遅延されたデータ”）144、すなわち、ビームフォーミング遅延及び任意に振幅重み付けを適用した後を表すものとする。ここで、 m は撮像デプス／時間カウンタ又はインデックスであり、 n はチャンネルインデックスであり、 t_x は送信ビームインデックスであり、 r_x は受信ビームインデックスである。空間上の点 (m, r_x) 又はフィールド点146でのコヒーレンス係数(CF)又は“集束基準”は、次の通りである：

【0024】

【数1】

$$CF_0(m, rx) \equiv \frac{|\sum_{n=1}^N S(m, n, rx, rx)|^2}{N \sum_{n=1}^N |S(m, n, rx, rx)|^2} = \frac{\left| \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N S(m, n, rx, rx) \right|^2}{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |S(m, n, rx, rx)|^2}$$

この式で、 N はチャンネル108の数である。項

(外1)

$$\left| \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N S(m, n, rx, rx) \right|^2$$

は $I_c(m, r_x)$ として表される。なお、それは点 (m, r_x) でのチャンネルにわたる平均コヒーレント強さとして解釈され得るので、下付き文字“ c ”はコヒーレント(coherent)を表す。右手にある分母は、次のように表され得る：

【0025】

【数 2】

$$\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |S(m, n, rx, rx)|^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |\Delta S(m, n, rx, rx)|^2 + \left| \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N S(m, n, rx, rx) \right|^2$$

このとき、

$$\Delta S(m, n, rx, rx) = S(m, n, rx, rx) - \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N S(m, n, rx, rx)$$

項

10

(外 2)

$$\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |\Delta S(m, n, rx, rx)|^2$$

は $I_{inc}(m, rx)$ として表される。なお、下付き文字 “inc” はインコヒーレント (incoherent) を表す。これは、 $I_{inc}(m, rx)$ が (送信に関する集束品質によって決定される (m, rx) の周囲における) インコヒーレント信号の平均強さを反映しており、チャンネルデータ 144 が完全にコヒーレントである場合に零であるためである。項を代入すると：

【0026】

20

【数 3】

$$CF_0(m, rx) = \frac{I_c(m, rx)}{I_{inc}(m, rx) + I_c(m, rx)} = \frac{1}{\frac{I_{inc}(m, rx)}{I_c(m, rx)} + 1}$$

従って、 $CF_0(m, rx)$ は、点 (m, rx) がその周囲よりもどの程度明るいかわを示す。 CF_0 は 0 から 1 の範囲をとり、それは、チャンネルデータ 144 が完全にコヒーレントであるとき且つそのときに限り最大値に達する。完全コヒーレンスは、 $S(m, 1, rx, rx) = S(m, 2, rx, rx) = \dots = S(m, N, rx, rx)$ を意味する。強い点目標又は反射体の周りでは、 CF_0 の値は高い。

30

【0027】

バックグラウンド組織 148 に含まれる微小石灰化 142 が音響上似ている点目標を平面反射体と区別するよう、複数の送信ビーム 116, 118 は CF 推定に組み込まれ得る。 CF は、それによって、次のように再定義可能である：

【0028】

【数 4】

$$CF(m, rx) \equiv \frac{\sum_{tx=rx-\Delta}^{rx+\Delta} |\sum_{n=1}^N S(m, n, tx, rx)|^2}{\sum_{tx=rx-\Delta}^{rx+\Delta} N \sum_{n=1}^N |S(m, n, tx, rx)|^2} \quad (\text{定義 1})$$

40

この定義は、以下と同様に、図 2 において繰り返される。

【0029】

上述されたように、空間上の点 (m, rx) 146 は、関連する受信ビーム rx 150 及び空間デプス 140 又は時間の両方の関数である。推定することは、加算することによって、遅延されたデータ 144 に作用し、それによってビームフォーミングを実行する。 $CF(m, rx)$ 推定、又は推定することの結果 204 は、複数の送信ビーム 116, 118 にわたって二乗振幅関数 206 及び二乗ビームサム 208 (すなわち、ビームフォーミングの加算された結果) を足し合わせることによって、 CF の空間合成を含む。関数 206 及びビームサム 208 は、チャンネル 108 にわたって加算することによっていずれも形成される。

50

【0030】

これより、二分法の第2の部分参照すると、 $R(m, rx)$ が、時間又は空間デプス140の範囲214にわたる時間平均化によって得られる点 (m, rx) での共分散行列又は“相関／共分散行列”210を表すとする：

【0031】

【数5】

$$R(m, rx) \equiv \frac{1}{2d+1} \sum_{p=m-d}^{m+d} s(p, rx) s^H(p, rx) \quad (\text{定義2})$$

このとき、

$$s(p, rx) = \begin{bmatrix} S(p, 1, rx, rx) \\ S(p, 2, rx, rx) \\ \vdots \\ S(p, N, rx, rx) \end{bmatrix} \quad (\text{定義3})$$

10

$R(m, rx)$ が半正定値であるとき、その固有値212の全ては実数且つ非負である。 $\gamma_i \geq \gamma_{i+1}$ として、固有値を $\{\gamma_i(m, rx)\}_{i=1}^N$ によって表す。その場合に、 $R(m, rx)$ のトレースは次の通りである：

【0032】

【数6】

$$\text{Tr}\{R(m, rx)\} \equiv \sum_{i=1}^N R_{ii}(m, rx) = \sum_{i=1}^N \gamma_i(m, rx) \quad (\text{定義4})$$

20

第1の固有値218のドミナンス216は、次のように表される：

【0033】

【数7】

$$\text{ev}_d(m, rx) \equiv \frac{1}{1 - \frac{\gamma_1(m, rx)}{\text{Tr}\{R(m, rx)\}}} \quad (\text{定義5})$$

それは、 $\text{Tr}\{R(m, rx)\} = \gamma_1(m, rx)$ として、 $i \geq 2$ について $\gamma_i(m, rx) = 0$ である場合に（すなわち、 $R(m, rx)$ のランクが1である場合に）無限であり、それ以外の場合に有限である。複数の送信116、118にわたって加算すること（ビーム平均化）は、次のように、相関行列解析においても適用されてよい：

30

【0034】

【数8】

$$R(m, rx) \equiv \frac{1}{(2d+1)(2g+1)} \sum_{p=m-d}^{m+d} \sum_{tx=rx-g}^{rx+g} s(p, tx, rx) s^H(p, tx, rx) \quad (\text{定義6})$$

このとき、

$$s(p, tx, rx) = \begin{bmatrix} S(p, 1, tx, rx) \\ S(p, 2, tx, rx) \\ \vdots \\ S(p, N, tx, rx) \end{bmatrix} \quad (\text{定義7})$$

40

送信を結合する他の方法は、集束送信ビームを回顧的に再現するアルゴリズムによって生成されるデータから共分散行列を形成することできる。例として、回顧的な動的送信（retrospective dynamic transmit）（RDT）フォーカシングを利用することは、次の通りであり、例えば平面波イメージング（G. Montaldo, M. Tanter, J. Bercoff, N.

Benech, 及びM. Fink, “Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography”, IEEE Trans. Ultras

50

on. Ferroelectr. Freq. Control, vol.56, no.3, pp.489-506, 2009を参照) 及び合成開口ビームフォーミング (J. A. Jensen, S. I. Nikolov, K. L. Gammelmark, 及びM. H. Pedersen, “Synthetic aperture ultrasound imaging”, Ultrasonics, vol.44, supplement, pp.e5-e15, 2006を参照) などの他のそのようなアルゴリズムについては、同様の固有値ドミナンス計算が適用される:

【0035】

【数9】

$$\mathbf{R}(m, rx) \equiv \frac{1}{2d+1} \sum_{p=m-d}^{m+d} \mathbf{s}_{\text{RDT}}(p, rx) \mathbf{s}_{\text{RDT}}^H(p, rx) \quad 10$$

このとき、

$$\mathbf{s}_{\text{RDT}}(p, rx) = \begin{bmatrix} S_{\text{RDT}}(p, 1, rx) \\ S_{\text{RDT}}(p, 2, rx) \\ \vdots \\ S_{\text{RDT}}(p, N, rx) \end{bmatrix}$$

$S_{\text{RDT}}(p, n, rx)$ は、元のチャネルデータ $S(m, n, tx, rx)$ に対して回
顧的な動的送信 (RDT) フォーカシングを実行することで得られる動的に送信ビームフ
ォーミングされた複素 RF チャネルデータである。米国特許第 8317712 号明細書 (Burcher et al.) を参照されたい。 20

【0036】

上記の二分法において、 $CF_0(m, rx)$ 又は $CF(m, rx)$ は、ドミナンスのよ
うに、時間又は空間デプス 140 の範囲 214 にわたる時間平均化によって同じく得られ
る。コヒーレンス係数は、次のように、動的に送信ビームフォーミングされたチャネルデ
ータを用いても推定され得る:

【0037】

【数10】

$$CF_{\text{RDT}}(m, rx) \equiv \frac{|\sum_{n=1}^N S_{\text{RDT}}(m, n, rx)|^2}{N \sum_{n=1}^N |S_{\text{RDT}}(m, n, rx)|^2} \quad 30$$

J. R. Robert 及び M. Fink, “Green’s function estimation in speckle usi
ng the decompotision of the time reversal operator: Application to abe
rration correction in medical imaging”, J. Acoust. Soc. Am., vol.123, no
.2, pp.866-877, 2008 に従って、第 1 の固有値 $e v_d(m, rx)$ のドミナンスは $1 / (1 - CF_1(m, rx))$ によって近似され得る。このとき、 $CF_1(m, rx)$ は、チャ
ネルデータ $S(m, n, tx, rx)$ から得られるコヒーレンス係数である。時間平均
化 230、複数の送信ビーム 116, 118 にわたる平均化、及び / 又は RDT は、 $CF_1(m, rx)$ を計算することにおいて適用され得る。逆に、コヒーレンス係数は、適切
な平均化により導出される固有値ドミナンスによって近似され得る。 40

【0038】

図 3A ~ 3D は、メトリック計算までの超音波による微小石灰化識別プロセスの部分に
関する。後述されるプロシージャは、ライブの、動的な、又は実時間のイメージングの例
であるが、それは、区別される石灰化を伴う単一 B モード画像を返すように単純化され得
る。

【0039】

図 3A に示されるスキャンングプロセス 302 に従って、送信 116, 118 が発せら 50

れる（ステップS302）。これは、例えばRDTスキニングシーケンスを用いて、受信ビーム150の中心152の周りの範囲における送信に関して連続的に行われ得る。夫々の送信について、複数の受信ビームが存在することができ、受信ビームごとの複数の送信をもたらす。あるいは、単一送信116が、ビーム平均化によらない推定であるCF₀（m, r_x）の推定のために行われるように、受信ビーム150ごとに発せられてよい。単一送信の場合に、又は複数送信の場合に、夫々の送信について、受信ビーム150を介した受信が存在するか（ステップS304）、あるいは、複数の受信が存在する。送信115及び受信150は、スキニングが完了するまで続行し、そうでない場合は中断される（ステップS306）。

【0040】

図3Bに示される並行するチャンネルデータ捕捉サブプロセス304は、複素チャンネルデータを取得し（ステップS308）、チャンネルごとにデータサンプルを遅延させる（ステップS310）。これは、スキニングが完了するまで繰り返し起こり、そうでない場合は中断される（ステップS312）。

【0041】

図3Cに示される並行するコヒーレンス係数推定サブプロセス306において、チャンネルごとに異なるサンプルが得られる（ステップS314）。それらはコヒーレントに加算されて、ビームフォーミングプロシーダを完了する（ステップS316）。夫々のサンプルの振幅は、チャンネルごとに計算される（ステップS318）。インタロゲートされている現在の空間上の点146について、ビーム平均化のために、次の送信116が存在する場合は（ステップS320）、送信カウンタがインクリメントされ（ステップS322）、処理はサンプル取得ステップS314へ戻る。そうではなく、次の送信116が存在しない場合は（ステップS320）、送信カウンタはリセットされる（ステップS324）。ビームフォーミングの加算及びサンプル振幅の加算は、現在の空間上の点146について全ての送信116にわたって実行される（ステップS326）。コヒーレンス係数CF₂₀₄が計算される（ステップS328）。

【0042】

一方で、図3Dの並行するドミナンス導出サブプロセス308において、チャンネルごとに変化するチャンネルが取得される（ステップS330）。チャンネルによって順序付けられたサンプルの列行列の共役転置220が形成される（ステップS332）。積222は2つの行列から成る（ステップS334）。ビーム平均化のための次の送信116が現在の空間上の点146について存在する場合は（ステップS336）、送信カウンタがインクリメントされ（ステップS338）、処理はサンプル取得ステップS330へ戻る。そうではなく、次の送信116が存在しない場合は（ステップS336）、送信カウンタはリセットされる（ステップS340）。次いで、時間平均化のための次の隣接点224が存在するかどうかに関して、クエリが行われる（ステップS342）。次の隣接点224が存在する場合は（ステップS342）、隣接点カウンタがインクリメントされ（ステップS346）、処理はサンプル取得ステップS330へ戻る。そうではなく、次の隣接点224が存在しない場合は（ステップS342）、隣接点カウンタはリセットされる（ステップS348）。ステップS334から積行列は、送信116及び隣接点224にわたって加算される（ステップS350）。図2における定義2から分かるように、ビーム平均化226による共分散行列は、加算された積222に基づき計算される（ステップS352）。固有値212の組は、当該技術でよく知られている方法によって、共分散行列226について計算される（ステップS354）。固有値の中の最大値218が見つけれられる（ステップS356）。それは組と比較228される（ステップS358）。ドミナンス216が計算される（ステップS360）。

【0043】

推定及び導出サブプロセス306, 308は、図4Aで提示されるスキニングサブプロセス402に関連して実行される。最初のステップで、メトリックは、現在の空間上の点146について計算される（ステップS402）。ステップS402は、推定又は導出

10

20

30

40

50

サブプロセス 306, 308 のいずれかに対応する。然るに、コヒーレンス係数 (CF) 決定モジュール 120 及び固有値ドミナンス決定モジュール 122 は、即時のスキニングサブプロセス 402 を呼び出す。空間デプスよりもむしろ時間が時間追跡のためにインデックスを付されており (ステップ S 404)、次の時間が現在の受信ビーム 150 について存在する (ステップ S 406) 場合は、時間カウンタはインクリメントされ (ステップ S 408)、そして、ステップ S 402 に戻る。同様に、時間に代えて、空間デプスが時間追跡のためにインデックスを付されており (ステップ S 404)、次の空間デプスが現在の受信ビーム 150 について存在する (ステップ S 410) 場合は、空間デプスカウンタはインクリメントされ (ステップ S 414)、そして、ステップ S 402 に戻る。他方で、次の時間又は空間デプスが存在しない (ステップ S 406, S 410) 場合は、相
10
応に、時間又は空間デプスカウンタはリセットされる (ステップ S 416, S 418)。この時点で、次の受信ビーム 150 が現在のフレーム又はスキャンにおいて存在する場合は (ステップ S 420)、受信ビームカウンタはインクリメントされる (ステップ S 422)。そうではなく、次の受信ビーム 150 が存在しない場合は (ステップ S 420)、受信カウンタはリセットされる (S 424)。次のフレームが存在する場合は (ステップ S 425)、処理は次のフレームを指し示し (ステップ S 426)、そして、メトリック計算ステップ S 402 に戻る。

【0044】

微小石灰化識別モジュール 124 は、図 4 B に示される微小石灰化マッピングサブプロセスの第 1 のバージョン 404 を同時に実行する。最初に、CF 204 及びドミナンス 2
20
16 は、乗算のように、結合される (ステップ S 427)。積が結合閾値を満足するほど十分に大きい場合は (ステップ S 428)、夫々の (及び現在の) 空間上の点 146 は、現在のイメージングフレームのための微小石灰化マップに加えられる (ステップ S 430)。従って、微小石灰化 142 は、バックグラウンド 148 から区別されている。フレーム内に次の点が存在する場合は (ステップ S 432)、処理は次の点を指し示し (ステップ S 434)、そして、サブプロセス 404 の開始に戻る。そうではなく、現在のフレーム内に次の点が存在しない (ステップ S 432) が、処理すべき次のフレームが存在する (ステップ S 436) 場合は、処理は次の点を指し示し (ステップ S 434)、そして、サブプロセス 404 の開始に戻る。

【0045】

代替的に、又は追加的に、微小石灰化識別モジュール 124 は、図 4 C から分かるように、微小石灰化マッピングサブプロセスの第 2 のバージョン 406 を同時に実行する。第 1 のコヒーレンス閾値が満足される、すなわち、CF 204 がそれを満足するほど十分に
30
大きい場合は (ステップ S 440)、現在の空間上の点 146 は、現在のイメージングフレームの微小石灰化マップに加えられる (ステップ S 442)。他方で、第 1 のコヒーレンス閾値が満足されない (ステップ S 440) が、CF 204 が他の、すなわち、第 2 の所定のコヒーレンス閾値を満足するほど十分に大きく (ステップ S 444) 且つドミナンス 216 がドミナンス閾値を満足するほど十分に大きい (ステップ S 446) 場合でさえ、現在の空間上の点 146 は微小石灰化マップに加えられる (ステップ S 442)。次の
40
点が現在のフレーム内に存在する場合は (ステップ S 448)、処理は次の点を指し示し (ステップ S 450)、そして、ステップ S 440 に戻る。他方で、第 1 のコヒーレンス閾値が満足されない (ステップ S 440) とともに、第 2 のコヒーレンス閾値又はドミナンス閾値のいずれか一方が同様に満足されないか、あるいは、両方が満足されない場合 (ステップ S 444, S 446)、且つ、次の点が存在する場合 (ステップ S 448) は、処理はその次の点を指し示し (ステップ S 450)、そして、ステップ S 440 に戻る。いずれの場合にも、現在のフレーム内に次の点が存在しない場合に (ステップ S 448)、次のフレームが存在するときは (ステップ S 452)、処理はその次のフレームを指し示し (ステップ S 454)、そして、ステップ S 440 に戻る。

【0046】

微小石灰化識別モジュール 124 はまた、図 5 で表される視覚的な石灰化区別サブプロ
50

セス502を同時に呼び出している。表示のための現在のフレームに対して、対応する微小石灰化マップが適用される（ステップS502）。現在のフレーム内の全ての空間上の点146、例えばボクセルは、微小石灰化マッピングサブプロセスの第1又は第2のバージョン404、406のいずれかにおいて処理されている。現在の微小石灰化マップのエントリは、微小石灰化142を表しており、オンスクリーンでの提示のために視覚的に区別されるべきである（ステップS504）。これは、ハイライト化、着色又は色分け、ラベル及び／又はスクリーンポインタによるアノテーションなどによって行われ、且つ、オーバーレイ、グレイレベルの調整、又は何らかの他の既知の及び適切な手段を用いて行われる。区別された石灰化を含む画像が表示される（ステップS506）。次のフレームが存在する場合は（ステップS508）、処理はその次のフレームを指し示し（ステップS510）、マップ適用ステップS502へ戻る。

10

【0047】

医用超音波捕捉及びデータ解析デバイスは、複数のチャンネルにおいて受信される超音波を介してチャンネルデータを取得し、そのようにして取得されたチャンネルデータを使用して、データコヒーレンスを推定し且つチャンネル共分散行列の固有値のドミナンスを導出し、その推定及びドミナンスに基づき微小石灰化をバックグラウンドと区別する。次いで、微小石灰化は、ハイライト化、着色、アノテーションなどを介して、画面上で視覚的に区別可能にされてよい。推定することに際して作用可能なチャンネルデータは、ビームフォーミング遅延を受けていてよく、推定することにおいて実行されるビームフォーミングプロシージャで加算されてよい。推定すること及び導出することに際して、フィールド点ごとの複数の連続的な送信はいずれも夫々のフィールド点のために使用されてよい。一実施形態では、推定すること及び導出することの結果は、点ごとに乗じられ、閾値処理に置かれる。

20

【0048】

本発明は、図面及び前述の記載において詳細に図解及び説明されているが、そのような図解及び説明は、限定ではなく実例又は例と見なされるべきであり、本発明は、開示されている実施形態に制限されない。

【0049】

例えば、ここで提案されているものの意図された適用範囲内には、後述されるようなコンピュータ可読媒体、例えば、微小石灰化区別のための上記のサブプロセス306、308、404、406、502を実行するように実行可能な命令を有するコンピュータプログラムを具現する集積回路などが含まれる。機能は、ソフトウェア、ハードウェア及びファームウェアのあらゆる組み合わせによっても実装される。

30

【0050】

開示されている実施形態に対する他の変形は、図面、本開示、及び添付の特許請求の範囲の検討から、請求されている発明を実施することにおいて当業者によって理解及び達成され得る。特許請求の範囲において、語“有する（comprising）”は他の要素又はステップを除外せず、単称（冠詞“a”又は“an”）は複数を除外しない。特許請求の範囲中の如何なる参照符号も、適用範囲を制限するものとして解釈されるべきではない。

【0051】

コンピュータプログラムは、例えば光学記憶媒体又はソリッドステート媒体などの適切なコンピュータ可読媒体において一瞬に、一時的に、又は長期にわたって記憶され得る。そのような媒体は、単に、一時的な伝搬信号でないという意味において、非一時的であるが、例えばレジスタメモリ、プロセッサキャッシュ、RAM及び他の揮発性メモリなどの他の形態のコンピュータ可読媒体を含む。

40

【0052】

単一のプロセッサ又は他のユニットは、特許請求の範囲において挙げられている複数の項目の機能を満たしてよい。ある手段が相互に異なる従属請求項において挙げられているという単なる事実は、それらの手段の組み合わせが有利に使用され得ないことを示すものではない。

50

【図 1】

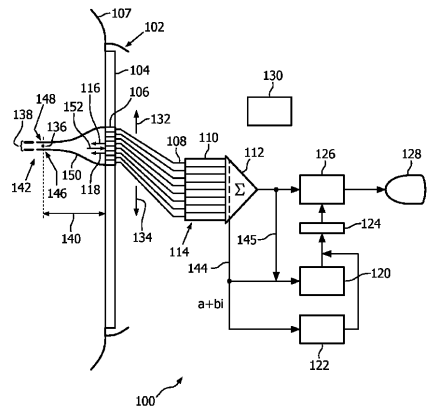


FIG. 1

【図 2】

$$CF(m,rx) \equiv \frac{\sum_{tx=rx-\Delta}^{rx+\Delta} \left| \sum_{n=1}^N S(m,n,tx,rx) \right|^2}{\sum_{tx=rx-\Delta}^{rx+\Delta} N \sum_{n=1}^N \left| S(m,n,tx,rx) \right|^2} \quad (定義 1)$$

$$R(m,rx) \equiv \frac{1}{2d+1} \sum_{p=m-d}^{m+d} s(p,rx) s^H(p,rx) \quad (定義 2)$$

このとき、
$$s(p,rx) = \begin{bmatrix} S(p,1,rx,rx) \\ S(p,2,rx,rx) \\ \vdots \\ S(p,N,rx,rx) \end{bmatrix} \quad (定義 3)$$

$$Tr\{R(m,rx)\} \equiv \sum_{i=1}^N R_{ii}(m,rx) = \sum_{i=1}^N \gamma_i(m,rx) \quad (定義 4)$$

$$ev_d(m,rx) \equiv \frac{1}{\gamma_1(m,rx)} \quad (定義 5)$$

$$R(m,rx) \equiv \frac{1}{(2d+1)(2g+1)} \sum_{p=m-d}^{m+d} \sum_{tx=rx-g}^{rx+g} s(p,tx,rx) s^H(p,tx,rx) \quad (定義 6)$$

このとき、
$$s(p,tx,rx) = \begin{bmatrix} S(p,1,tx,rx) \\ S(p,2,tx,rx) \\ \vdots \\ S(p,N,tx,rx) \end{bmatrix} \quad (定義 7)$$

【図 3 A】

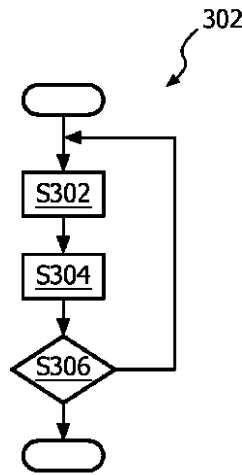


FIG. 3A

【図 3 B】

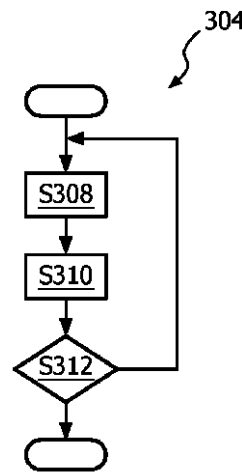


FIG. 3B

【図 3 C】

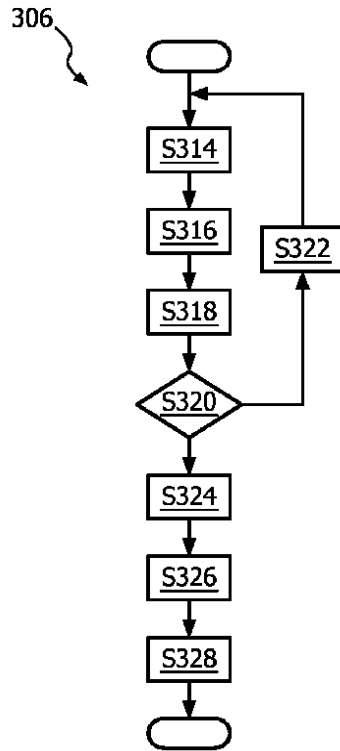


FIG. 3C

【図 3 D】

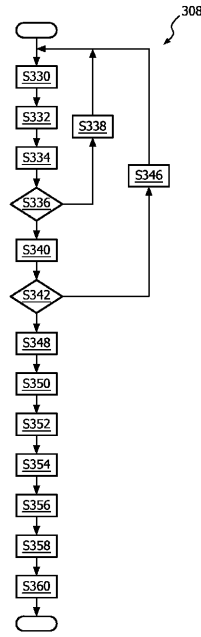


FIG. 3D

【図 4 A】

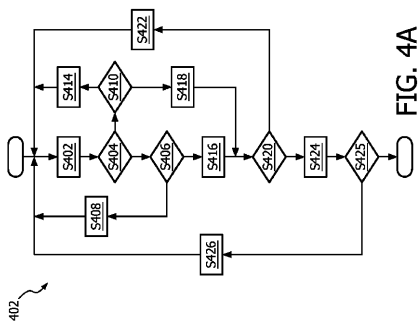


FIG. 4A

【図 4 B】

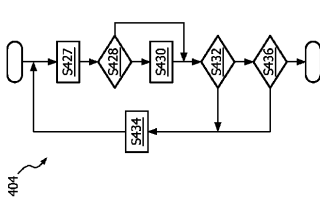


FIG. 4B

【図 4 C】

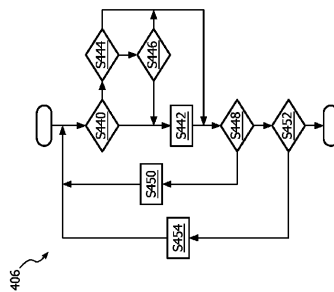


FIG. 4C

【図 5】

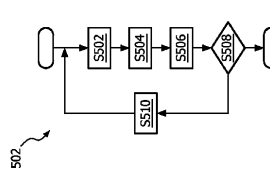


FIG. 5

フロントページの続き

- (74)代理人 100091214
弁理士 大貫 進介
- (72)発明者 ロベール, ジャンーリュック
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5
- (72)発明者 ホアン, シェンーウェン
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5
- (72)発明者 ラドゥレスク, エミル ジョルジュ
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5
- (72)発明者 ヴィニョン, フランソワ ギイ ジェラルド マリー
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5
- (72)発明者 エルカンプ, ラモン クイド
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

審査官 永田 浩司

- (56)参考文献 特開平11-056845 (JP, A)
特開2010-051782 (JP, A)
特開平04-301559 (JP, A)
特開平02-074886 (JP, A)
特開平04-066887 (JP, A)
特表2011-515188 (JP, A)
米国特許出願公開第2011/0083511 (US, A1)
Baback Mohammadzadeh Asl, Minimum variance Beamforming Combined with Adaptive Coherence Weighting Applied to Medical Ultrasound Imaging, IEEE TRANSACTION ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, 米国, IEEE, 2009年 9月, VOL.56, NO.9, p.1923-1931
Baback Mohammadzadeh Asl, Eigenspace-Based Minimum Variance Beamforming Applied to Medical Ultrasound Imaging, IEEE TRANSACTION ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, 米国, IEEE, 2010年11月, VOL.57, NO.11, p.2381-2390
Jung-Lang Yu, et al., Generalized Eigenspace-Based Beamformers, IEEE TRANSACTIONS ON SIGNAL PROCESSING, 米国, IEEE, 1995年11月, VOL.43, NO.11, p.2453-2461

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	用于超声检测微钙化的波束形成技术		
公开(公告)号	JP6483659B2	公开(公告)日	2019-03-13
申请号	JP2016503742	申请日	2014-03-12
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	ロバールジャンリュック ホアンシエンウエン ラドゥレスクエミルジョルジェ ヴィニョンフランソワギージェラルマリ エルカン普拉モンクイド		
发明人	ロバール,ジャン-リュック ホアン,シエン-ウエン ラドゥレスク,エミル ジョルジェ ヴィニョン,フランソワ ギイ ジェラル マリ エルカン,ラモン クイド		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
代理人(译)	伊藤忠彦		
审查员(译)	永田浩二		
优先权	61/803634 2013-03-20 US 61/907022 2013-11-21 US		
其他公开文献	JP2016512779A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

医学超声波捕获和数据分析设备通过在多个信道中接收的超声波获取信道数据 (144) , 并使用所获取的信道数据来估计数据一致性和共信道推导出方差矩阵的特征值的优势, 并且基于估计和优势将微钙化 (142) 与背景区分开。然后通过突出显示, 着色, 注释等在屏幕上在视觉上区分微钙化。可以在估计中作用的信道数据可以经受波束成形延迟, 并且可以在估计中执行的波束成形过程中求和。为了估计和推导, 每个场点的任何数量的连续传输 (116,118) 可以用于每个场点。在一个实施例中, 估计和导出的结果逐点相乘并置于阈值处。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6483659号 (P6483659)
(45) 発行日 平成31年3月13日 (2019. 3. 13)		(24) 登録日 平成31年2月22日 (2019. 2. 22)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006. 01)		F I A 6 1 B 8 / 1 4	
請求項の数 24 (全 16 頁)			
(21) 出願番号 特願2016-503742 (P2016-503742) (86) (22) 出願日 平成26年3月12日 (2014. 3. 12) (65) 公表番号 特表2016-512779 (P2016-512779A) (43) 公表日 平成28年5月9日 (2016. 5. 9) (86) 国際出願番号 PCT / IB2014 / 059657 (87) 国際公開番号 W02014 / 147517 (87) 国際公開日 平成26年9月25日 (2014. 9. 25) (87) 審査請求日 平成29年3月10日 (2017. 3. 10) (31) 優先権主張番号 61 / 803, 634 (32) 優先日 平成25年3月20日 (2013. 3. 20) (33) 優先権主張国 米国 (US) (31) 優先権主張番号 61 / 907, 022 (32) 優先日 平成25年11月21日 (2013. 11. 21) (33) 優先権主張国 米国 (US)		(73) 特許権者 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven (74) 代理人 100107766 弁理士 伊東 忠重 (74) 代理人 100070150 弁理士 伊東 忠彦	
最終頁に続く			
(54) 【発明の名称】 超音波による微小石灰化の検出のためのビームフォーミング技術			