

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6321162号
(P6321162)

(45) 発行日 平成30年5月9日(2018.5.9)

(24) 登録日 平成30年4月13日(2018.4.13)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08 Z DM
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 11 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2016-526679 (P2016-526679)	(73) 特許権者	500174661
(86) (22) 出願日	平成26年7月16日 (2014.7.16)		サントル・ナショナル・ドゥ・ラ・レシエ
(65) 公表番号	特表2016-524982 (P2016-524982A)		ルシュ・サイエンティフィック・セ・エン
(43) 公表日	平成28年8月22日 (2016.8.22)		・エール・エス-
(86) 国際出願番号	PCT/FR2014/051829		フランス・F-75794・パリ・セデッ
(87) 国際公開番号	W02015/007992		クス・16・リュ・ミシエール・アンジュ・
(87) 国際公開日	平成27年1月22日 (2015.1.22)	(74) 代理人	100108453
審査請求日	平成29年6月19日 (2017.6.19)		弁理士 村山 靖彦
(31) 優先権主張番号	1357158	(74) 代理人	100110364
(32) 優先日	平成25年7月19日 (2013.7.19)		弁理士 実広 信哉
(33) 優先権主張国	フランス (FR)	(74) 代理人	100133400
			弁理士 阿部 達彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 繊維状媒体のマッピングの方法及びデバイス

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

繊維状媒体をマッピングするための方法であって、

(a) トランスデューサ T_{ij} のセット (2) が、繊維を含む媒体 (1) の視野 (1a) 内に、異なる波面を有する N 個の非集束入射超音波 1 を放出し、前記媒体によって反射した超音波を表す各信号 $R F r a w_{1, ij}(t)$ が、前記入射波 1 からトランスデューサ T_{ij} によって取得される、測定段階と、

(b) 視野内の M 個の仮定の焦点 P_k について、N セットの取得された信号 $R F r a w_{1, ij}(t)$ からコヒーレントデータが決定されるコヒーレントデータを合成する段階であって、点 P_k において集束される波が前記トランスデューサによって放出されたかのように、コヒーレント信号 $R F c o h e r e n t_{k, ij}(t)$ が、前記トランスデューサ T_{ij} によって受信した信号に対応する、段階と、

(c) 各点 P_k における繊維の存在及び配向が、複数の方向におけるコヒーレント信号 $R F c o h e r e n t_{k, ij}(t)$ の間の空間的コヒーレンスを比較することによって決定される、媒体 (1) の繊維をマッピングする段階と、を含む、繊維状媒体をマッピングするための方法。

【請求項2】

前記段階 (a) において、使用される前記トランスデューサのセット (2) が、2次元トランスデューサアレイである、請求項1に記載の方法。

【請求項3】

前記段階(c)において、前記トランスデューサ間の空間的コヒーレンスの関数の積分が複数の方向で決定され、前記繊維の方向が、前記積分を最大化する方向として決定される、請求項2に記載の方法。

【請求項4】

前記入射超音波が、異なる伝搬方向を有する平面波である、請求項1から3のいずれか一項に記載の方法。

【請求項5】

前記入射超音波が発散波である、請求項1から4のいずれか一項に記載の方法。

【請求項6】

前記媒体(1)内で検出された繊維の画像が表示される、請求項1から5のいずれか一項に記載の方法。

10

【請求項7】

前記視野(1a)の超音波画像が決定され、前記超音波画像が、前記繊維の重畳された画像とともに表示される、請求項6に記載の方法。

【請求項8】

前記超音波画像が、前記段階(b)で決定されたコヒーレント信号をビーム形成することによって決定される、請求項7に記載の方法。

【請求項9】

画像化される媒体が、人間の組織または動物の組織である、請求項1から8のいずれか一項に記載の方法。

20

【請求項10】

請求項1から9のいずれか一項に記載のマッピング方法を実装するためのデバイスであって、

(a)トランスデューサ T_{ij} のセット(2)に、繊維を含む媒体(1)の視野(1a)内に、異なる波面を有するN個の入射超音波 l を放出させ、前記トランスデューサ T_{ij} に、前記入射波は l から反射した超音波を表すそれぞれの信号 $R F r a w_{l, ij}$ を取得させ、

(b)視野内のM個の仮想の焦点 P_k について、Nセットの取得された信号 $R F r a w_{l, ij}(t)$ から、点 P_k において集束される波が前記トランスデューサによって放出されたかのように前記トランスデューサ T_{ij} によって受信されることとなる信号に対応するコヒーレント信号 $R F c o h e r e n t_{k, ij}(t)$ を決定し、

30

(c)複数の方向における前記コヒーレント信号 $R F c o h e r e n t_{k, ij}(t)$ 間の空間的コヒーレンスを比較することによって、各点 P_k における繊維の存在及び配向を決定する、

ように適合されたトランスデューサ T_{ij} のセット(2)及び制御処理手段(8、4)を含む、デバイス。

【請求項11】

前記トランスデューサのセット(2)が2次元である、請求項10に記載のデバイス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は、繊維状媒体のマッピングの方法及びデバイスに関する。

【背景技術】

【0002】

そのような方法は、例えばDerode及びFinkによって非特許文献1にすでに説明されており、この文献は、複合材料表面上に配置され、複数の配向を有するトランスデューサアレイによって、集束された超音波を連続的に照射することを教示している。超音波の発出のそれぞれについて、伝送された超音波の反射後にトランスデューサによって取得された信号間の空間的コヒーレンスの関数が計算され、複合材料の繊維の方向が、空間的コヒーレンス関数の最大値に対応するトランスデューサアレイの方向として決定される

50

。

【0003】

この周知の方法は、内部に繊維が均一に配置された複合材料のような単純な媒体に適している。生体組織などのより複雑な媒体を調べる場合には適切ではない。

【0004】

しかし、心筋、筋肉及び脳組織などの、繊維からなる生体組織構造をマップする必要性が存在する。この構造は、これらの組織の機械的機能（筋肉組織）及び電気的機能（脳、筋肉、心臓）の両方において重要な役割を果たし、そのため、繊維の空間的配向は、診断目的及びこれらの臓器の機能的診査について決定すべき非常に重要なパラメータである。

【0005】

例えば、脳の画像化において、異なる脳の領域を接続する神経線維の経路を特定することは非常に重要である。現在は、繊維の組織の3次元画像を提供することが可能であるただ1つの技術は、拡散テンソルによる磁気共鳴画像化（拡散MRI）のみである。この非常に低速な技術は、大人の脳の診査に使用されるが、心臓のような動く臓器を画像化することについては制約が大きすぎる。また、MRIは非常に若い子供、特に不幸にも現在の技術で診断することが不可能な脳発達異常を有する恐れのある早産児の脳の画像化には使用されない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】欧州特許出願公開第2101191号明細書

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】Spatial coherence of ultrasonic speckle in composites, Derode A., M. Fink, IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 1993; 40(6):666-75

【非特許文献2】“Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography” (IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 2009 Mar; 56(3): 489-506)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は、これらの欠点を解消することを意図される。

【課題を解決するための手段】

【0009】

この目的を達成するために、本発明は、繊維状媒体をマッピングするための方法であって、

(a) トランスデューサ T_{ij} のセットが、繊維を含む媒体の視野内に、異なる波面を有する N 個の非集束入射超音波 l （視野内で集束されないことを意味する）を放出し、媒体によって反射した超音波を表す各信号 $R_{Fraw\ l, ij}(t)$ が、入射波 l からトランスデューサ T_{ij} によって取得される、測定段階と、

(b) 視野内の M 個の仮想の焦点 P_k について、 N セットの取得された信号 $R_{Fraw\ l, ij}(t)$ からコヒーレントデータが決定されるコヒーレントデータを合成する段階であって、点 P_k において集束される波がトランスデューサによって放出されたかのように、コヒーレント信号 $R_{Fcoherent\ k, ij}(t)$ が、トランスデューサ T_{ij} によって受信した信号に対応する、段階と、

(c) 各点 P_k における繊維の存在及び配向が、複数の方向におけるコヒーレント信号 $R_{Fcoherent\ k, ij}(t)$ の間の空間的コヒーレンスを比較することによって決定される、媒体の繊維をマッピングする段階と、を含む、繊維状媒体をマッピングするための方法を提供する。

【0010】

10

20

30

40

50

そのため、後方散乱信号が、超音波画像内に直接見えない組織の微細構造についての情報を含む（Bモード）という事実によって、心筋、その他の筋肉及び脳などの繊維からなる生体組織の構造を、非常に素早く容易にマップすることが可能になる。組織の異方性が、異なる方向で測定されたコヒーレンス関数内に発見されるので、これは、繊維の配向を明らかにする空間的コヒーレンス分析である。

【0011】

本発明に従う方法の様々な実施形態において、以下の構成の1つまたは複数を使用することが可能でありうる。

【0012】

- 段階（a）において、使用されるトランスデューサのセットが、2次元トランスデューサアレイである。 10

【0013】

- 段階（c）において、トランスデューサ間の空間的コヒーレンスの関数の積分が複数の方向で決定され、繊維の方向が、積分を最大化する方向として決定される。

【0014】

- 入射超音波が、異なる伝搬方向を有する平面波である。

【0015】

- 入射超音波が（異なる発生源の点から来たかのように、超音波アレイによって放出される）発散波である。

【0016】

- 入射超音波が連続的に放出される。 20

【0017】

- 入射超音波が、空間的・時間的にエンコードされ、同時に放出され、次いで反射波が同時に取得され、デコーディングによって分離される。

【0018】

- 媒体内で検出された繊維の画像が表示される。

【0019】

- 視野の超音波画像が決定され、この超音波画像が、繊維の重畳された画像とともに表示される。

【0020】

- 超音波画像が、段階（b）で決定されたコヒーレント信号をビーム形成することによって決定される。 30

【0021】

- 画像化される媒体が、人間の組織または動物の組織である（特に哺乳類）。

【0022】

本発明はまた、上述のマッピング方法を実装するためのデバイスであって、

（a）トランスデューサ T_{ij} のセットに、繊維を含む媒体の視野内に、異なる波面を有する N 個の入射超音波 l を放出させ、トランスデューサ T_{ij} に、入射波 l から反射した超音波を表すそれぞれの信号 $R F r a w_{l, ij}(t)$ を取得させ、

（b）視野内の M 個の仮想の焦点 P_k について、 N セットの取得された信号 $R F r a w_{l, ij}(t)$ から、点 P_k において集束される波がトランスデューサによって放出されたかのようにトランスデューサ T_{ij} によって受信されることとなる信号に対応するコヒーレント信号 $R F c o h e r e n t_{k, ij}(t)$ を決定し、 40

（c）複数の方向における信号 $R F c o h e r e n t_{k, ij}(t)$ 間の空間的コヒーレンスの関数を比較することによって、各点 P_k における繊維の存在及び配向を決定する、

ように適合されたトランスデューサ T_{ij} のセット及び制御処理手段を含む、デバイスに関する。

【0023】

有利には、トランスデューサのセットが2次元である。 50

【 0 0 2 4 】

本発明のその他の特徴及び利点は、添付した図面の参照とともに、限定的でない例で与えられたその実施形態の1つの以下の説明から明らかになるであろう。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 5 】

【 図 1 】 本発明の実施形態に従う方法を実装するためのデバイスの概略図である。

【 図 2 】 図 1 のデバイスの一部のブロック図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 6 】

様々な図において、同一の参照符号は、同一または類似の要素を示す。

10

【 0 0 2 7 】

図 1 は、例えば、2 から 4 0 M H z の周波数範囲の超音波圧縮波を送信し、受信することによって動作する例示的な画像化デバイスを示す。

【 0 0 2 8 】

図 1 に示される画像化デバイスは、繊維状の媒体 1、例えば患者の組織、特に筋肉（心筋またはその他の筋肉）または脳の、視野 1 a の合成超音波画像化を実行するように適合される。

【 0 0 2 9 】

画像化デバイスは、例えば、

- n 個の超音波トランスデューサのアレイ 2、例えば数百個のトランスデューサを含み、視野 1 a の 3 次元（3 D）画像を得るように適合された 2 次元アレイと、
- トランスデューサアレイ 2 を制御し、トランスデューサアレイによって取得された信号を得るように適合された電子部品ベイ 3 または類似のものと、
- 電子部品ベイ 3 を制御し、上述の取得された信号から得られた超音波画像を表示するためのコンピュータ 4 または類似のものと、を含む。

20

【 0 0 3 0 】

トランスデューサアレイ 2 は、例えば、2 つの垂直な軸 X、Y に沿って延設する平面マトリクスであってよく、X、Y 軸に対して垂直な Z 軸は、視野の深さ方向を表す。以下において、トランスデューサは、 $T_{i j}$ で表され、 i 及び j はそれぞれ X 及び Y 軸に沿った、各トランスデューサの位置を表す 2 つのインデックスである。トランスデューサアレイ 2 は、具体的には X 方向に n_1 個のトランスデューサ及び Y 方向に n_2 個のトランスデューサを含み、 $n = n_1 * n_2$ でありうる。以下の説明では、この種類のトランスデューサアレイ 2 を例として使用するが、その他の形態のトランスデューサアレイも、本発明の範囲内において可能である。

30

【 0 0 3 1 】

図 2 に示されるように、電子部品ベイ 3 は、例えば、

- トランスデューサアレイ 2 の n 個のトランスデューサ $T_{i j}$ に個別に接続された n 個のアナログデジタルコンバータ 5（ $A / D_{i j}$ ）と、
 - n 個のアナログデジタルコンバータ 5 にそれぞれ接続された n 個のバッファ 6（ $B_{i j}$ ）と、
 - バッファ 6 及びコンピュータ 4 と通信する中央処理ユニット 8（CPU）と、
 - CPU 8 に接続されたメモリ 9（MEM）と、
 - CPU 8 に接続されたデジタル信号処理部 10（DSP）と、
- を含みうる。

40

【 0 0 3 2 】

このデバイスは、媒体 1 の繊維をマッピングするための方法を実装することができ、これは、具体的にはデジタル信号処理部 9 に支援されて、CPU 8 によって実行される以下の 3 つの段階、

- a) 測定（放出 / 受信及び生データの記録）、
- b) コヒーレントデータの合成、

50

c) 繊維配向の分析、

d) 任意選択的に、Bモードにおける媒体の画像の決定及び繊維マッピングの重畳、を含む。

【0033】

段階a: 測定(放出/受信及び生データの記録)は、以下の通りである。

トランスデューサアレイは、媒体1に接触して配置され、N個の入射超音波が、トランスデューサ T_{ij} によって媒体1内に放出される(Nは、例えば2から100の間、特に5から10の間であってもよい)。問題にしている入射波は、集束されておらず(より具体的には、視野内に集束されず)、それぞれ異なる波面、すなわち異なる形状及び/または異なる配向の波面を有する。有利には、入射波は様々な異なる傾きの平面波であり、それぞれ平面(X、Z)及び(Y、Z)における、Z軸に対する傾斜角 α_x 、 α_y を特徴とし、または入射波は空間内の異なる点から発生したかのように放出された発散波である。

10

【0034】

入射波は、一般的にはマイクロ秒未満のパルスであり、典型的には中心周波数における超音波の約一周期である。入射波の発出は、例えば約50から200マイクロ秒だけ間隔を開けられうる。

【0035】

各入射波は、媒質1内の反射体に衝突し、反射体は入射波を反射させる。反射した超音波は、アレイのトランスデューサ T_{ij} によって取得される。入射波は放出時において集束されていないため、各トランスデューサ T_{ij} によって取得されたこの信号は、媒体1内の全体から来る。

20

【0036】

n個のトランスデューサ T_{ij} によって取得された反射信号は、次いで、対応するアナログデジタルコンバータA/D $_{ij}$ によってデジタル化され、対応するバッファ B_{ij} 内に保存される。各入射波の発出後にバッファ内に保存されたこれらの信号は、以下、RF生データと呼ぶ(「RF」は、当技術分野で通常使用される用語であり、単純に、使用される超音波周波数による)。これらのRF生データは、入射超音波1の発出後にトランスデューサ T_{ij} によってそれぞれ取得された $n_1 * n_2$ 回の信号 $RF_{raw1, ij}(t)$ の配列からなる。

30

【0037】

入射波1の各発出後、バッファ B_{ij} 内に保存された信号は、単一のプロセッサ8のメモリ9に伝送され、プロセッサによって処理される。そのため、段階(a)の最後において、メモリ9はRF生信号のN個のアレイを含む。

【0038】

様々な入射波は、空間的・時間的にエンコードすることができ、それによって、入射波のいくつかまたはすべての同時放出及び反射波の同時受信が可能になり、これらは保存前にデコーディングによって分離される。

【0039】

段階b: コヒーレントRFデータの合成

RF生データのN個の配列から、合成コヒーレントRFデータのM個の配列が、視野1aのM個の点 $P_k(x, y, z)$ のそれぞれにおいて、プロセッサ8によって計算される(kは1からMの間の整数であり、x、y、zはX、Y、Z軸上の点 P_k の座標である)。合成コヒーレントRFデータのこれらM個の配列のそれぞれは、トランスデューサが点 P_k において集束された入射波を放出している場合にトランスデューサ T_{ij} によってそれぞれ取得されることとなる信号に対応する $n_1 * n_2$ 回の信号 $RF_{coherentk, ij}(t)$ を含む。

40

【0040】

コヒーレントRFデータの配列は、例えば、特に特許文献1またはMontaldoらによる非特許文献2に説明された原理に従い、超音波圧縮波について媒体1を通して均一な伝搬速度cを仮定することによって得られうる。

50

【 0 0 4 1 】

各発出 l に対応する平面波の伝搬の方向が分かり、伝搬速度 c が分かれば、プロセッサ 8 は、各点 P_k について、点 P_k への入射波 l の伝搬時間 $e_c(l, k)$ 及び点 P_k からトランスデューサ T_{ij} への反射波の伝搬時間 $r_{ec}(l, k, i, j)$ 、すなわち両方向を伝搬する全時間を計算することができ、以下の通りとなる。

$$(l, k, i, j) = e_c(l, P_k) + r_{ec}(l, P_k, i, j)$$

【 0 0 4 2 】

次いで、トランスデューサ T_{ij} についての空間的にコヒーレントな信号は、仮想的な焦点 P_k に対応して、以下の数式を用いて計算される。

【 0 0 4 3 】

【 数 1 】

$$RFcoherent_{ij}(t) = \sum_l B(l) RFraw_{ij}(\tau(l, k, i, j)) \quad (1)$$

【 0 0 4 4 】

ここで、 $B(l)$ は、入射波 l の各発出の寄与に関する重み付け関数である（この場合には、 $B(l)$ の値は全て 1 に等しくなりうる）。

【 0 0 4 5 】

次いで、コヒーレントデータ $RFcoherent_k$ の配列は、例えば前述の特許文献 1 または Montalido の文献において説明されたように、媒体 1 内の収差の効果を修正することによって改善されることもありうる。

【 0 0 4 6 】

段階 c : 繊維配向の分析

次いで、空間的コヒーレンスが、各配列 $RFcoherent$ について決定され、これは同じ点 P_k について信号 $RFcoherent_{kij}(t)$ の間のコヒーレンスを示す。

【 0 0 4 7 】

この空間的コヒーレンスは、例えば、平面 (X, Y) 内の所定の方向で m 個の要素の遠隔トランスデューサ対の間の全ての相関を合計することにより、トランスデューサ ij 及び pq で受信された信号 $c_k(ij, pq)$ の相関を用いて計算された空間的コヒーレンス関数 $R(m)$ によって測定可能である。

【 0 0 4 8 】

【 数 2 】

$$c(ij, tu) = \sum_{T1}^{T2} (RFcoherent_{k,ij}(t) - \overline{RFcoherent_{k,ij}})(RFcoherent_{k,tu}(t) - \overline{RFcoherent_{k,tu}}) \quad (2)$$

【 0 0 4 9 】

ここで、

【 0 0 5 0 】

【 数 3 】

$$\overline{RFcoherent_{k,ij}}$$

【 0 0 5 1 】

は $RFcoherent_{k,ij}$ の時間平均であり、 $T1, T2$ は 2 つの時間である。

【 0 0 5 2 】

平面 (X, Y) の同じ方向内に互いに配列されたトランスデューサのみを考慮し、これらのトランスデューサ Tq を q について 1 から Q まで番号を再び割り当てることによって、これらの相関は $c(p, q)$ として書くことができ、以下の数式を得る。

【 0 0 5 3 】

10

20

30

40

50

【数4】

$$c(p, q) = \sum_{T1}^{T2} (RFcoherent_{k,p}(t) - \overline{RFcoherent_{k,p}})(RFcoherent_{k,q}(t) - \overline{RFcoherent_{k,q}}) \quad (2a)$$

【0054】

【数5】

$$R(m) = \frac{Q}{Q-m} \frac{\sum_{q=1}^{Q-m} c(q, q+m)}{\sum_{q=1}^Q c(q, q)} \quad (3)$$

10

【0055】

Van Cittert - Zernike理論は、単色ビームについてランダムに反射する媒体（すなわち等方性）内のこの関数 $R(m)$ の形状を確立する。 $R(m)$ は、焦点の2乗の空間フーリエ変換である。水平方向の延長が関数 $\sin(ax)/x$ によって与えられる焦点について、 $R(m)$ は頂点が $m=0$ （自己相関）であり、 $m=Q$ で打ち消す三角形である。

【0056】

非等方性媒体に関して、トランスデューサの配列の方向が繊維に沿って配列している場合には、追加的な空間的コヒーレンスが得られる。

【0057】

20

平面 (X, Y) における配列の考慮される方向におけるこの関数の積分 S_k は、空間的コヒーレンスのパラメータを与え、これは繊維の配列の方向で最大となる。トランスデューサの複数の配列方向における空間的コヒーレンスのこのパラメータを計算することにより、最大空間的コヒーレンスパラメータ S_k を発生させる方向を発見することができ、そのため、点 P_k における繊維の方向を推定することができる。

【0058】

前述の空間的コヒーレンス関数 $R(m)$ または空間的コヒーレンスパラメータ S_k は、いくつかの隣接する点 P_k に渡って、従って注目する点の周囲の視野の小さな体積内で平均することができることに注意すべきである。

【0059】

30

別の可能な空間的コヒーレンスパラメータは、コヒーレントエネルギーと非コヒーレント後方散乱エネルギーとの間の比を与える集束基準 C_k である。上記において、換言すれば、平面 (X, Y) 内で同じ方向に沿って配列されているトランスデューサを、 $q=1$ から Q まで番号を振ることによって、以下の数式を得る。

【0060】

【数6】

$$C_k = \frac{\left\langle \left| \sum_{q=1}^Q RFcoherent_{k,q}(t-tq) \right|^2 \right\rangle}{Q \sum_{q=1}^Q \left\langle |RFcoherent_{k,q}(t-tq)|^2 \right\rangle} \quad (4)$$

40

【0061】

ここで、 t_q は、全ての信号 $RFcoherent_{k,q}(t)$ を再位相化することができる遅延である。

【0062】

前述の場合のように、この空間的コヒーレンスパラメータは、各点 P_k に関していくつかの方向で計算され、繊維の方向が、パラメータ C_k を最大化する方向であるとして決定される。

【0063】

そのため、視野 $1a$ 内の媒体の繊維の3次元マッピングを非常に素早く決定することが

50

できる。このマッピングは、有利には媒体 1 の断面画像の形態で、デバイスの使用者に提示することができ、例えば、コンピュータ 4 の画面に表示することができる。所望する場合、これらの画像は異なる点 P_k で検出された繊維間の連続性の復元を伴って計算可能である。

【 0 0 6 4 】

段階 d : 画像形成

段階 (b) で計算された配列 $R F c o h e r e n t_k$ から、例えば前述の特許文献 1 に記載されたように、ビーム形成によって視野 1 a の 3 次元 B モード画像を形成することが可能である。

【 0 0 6 5 】

段階 (c) で決定された繊維マッピングをこの B モード画像上に重畳することができ、B モード画像及びこの画像上に重畳された繊維の両方を示す、視野の断面画像をコンピュータの画面上に表示することができる。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 6 】

- 1 媒質
- 1 a 視野
- 2 トランスデューサアレイ
- 3 電子部品ベイ
- 4 コンピュータ
- 5 アナログデジタルコンバータ
- 6 バッファ
- 8 中央処理ユニット
- 9 メモリ
- 1 0 デジタル信号処理部

【 図 1 】

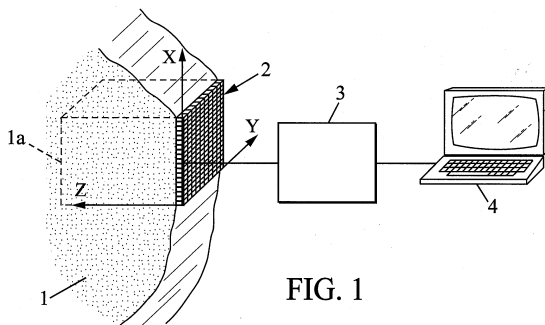


FIG. 1

【 図 2 】

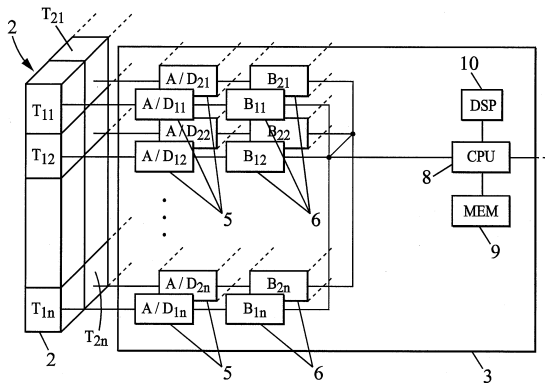


FIG. 2

10

20

フロントページの続き

- (72)発明者 ミカエル・タンター
フランス・F - 9 2 2 2 0 ・パニユー・リュ・ドゥ・ラ・リセット・7
- (72)発明者 マティア・フィンク
フランス・F - 9 2 1 9 0 ・ムドン・リュ・エドワール・ラフェリエール・1 6
- (72)発明者 マチュー・ペルノー
フランス・F - 7 5 0 0 4 ・パリ・リュ・ドゥ・ラ・レニー・2 2
- (72)発明者 クレマン・パパダキ
フランス・F - 7 5 0 1 5 ・パリ・リュ・ルクールブ・7 6

審査官 森口 正治

- (56)参考文献 特表2008 - 537688 (J P , A)
特開2003 - 61964 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	用于绘制纤维介质的方法和装置		
公开(公告)号	JP6321162B2	公开(公告)日	2018-05-09
申请号	JP2016526679	申请日	2014-07-16
[标]申请(专利权)人(译)	法国国家科学研究中心		
申请(专利权)人(译)	中心国家德拉Resherushu科学费时钟 - SE EN ALE ES -		
当前申请(专利权)人(译)	中心国家德拉Resherushu科学费时钟 - SE EN ALE ES -		
[标]发明人	ミカエルタンター マティアフインク マチューベルノー クレマンパパダキ		
发明人	ミカエル・タンター マティア・フインク マチュー・ベルノー クレマン・パパダキ		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4494 A61B8/463 G01S7/52036 G01S7/52085 G01S15/8925 G01S15/8977 G01S15/8997		
FI分类号	A61B8/08.ZDM A61B8/14		
代理人(译)	村山彦 安倍晋三龙彦		
优先权	2013057158 2013-07-19 FR		
其他公开文献	JP2016524982A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种通过来自一组换能器(2)的超声波的传播映射纤维介质的方法,其中具有不同波前的多个未聚焦的入射超声波被该介质发射并且朝向每个换能器信号被采集并且每个传感器对于每个信号,确定与由介质中的不同虚拟焦点引起的贡献相对应的相干信号,然后通过比较相干信号之间的空间相干性在多个方向上确定光纤的方向待披露。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6321162号 (P6321162)
(45) 発行日 平成30年5月9日(2018.5.9)	(24) 登録日 平成30年4月13日(2018.4.13)	
(51) Int. Cl. A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/14 (2006.01)	F 1 A61B 8/08 A61B 8/14	ZDM
請求項の数 11 (全 10 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-526679 (P2016-526679)	(73) 特許権者 500174661	
(86) (22) 出願日 平成26年7月16日(2014.7.16)	サントル・ナショナル・ドゥ・ラ・レシエ ルシュ・サイエンティフィック・セ・エン ・エール・エス	
(65) 公表番号 特表2016-524982 (P2016-524982A)	フランス・F-75794・パリ・セアッ クス・16・リュ・ミシエール・アンジュ ・3	
(43) 公表日 平成28年8月22日(2016.8.22)	(74) 代理人 100108453	弁理士 村山 靖彦
(86) 国際出願番号 PCT/FR2014/051829	100110364	弁理士 実広 信哉
(87) 国際公開番号 W02015/007992	100133400	弁理士 阿部 達彦
(87) 国際公開日 平成27年1月22日(2015.1.22)		
審査請求日 平成29年6月19日(2017.6.19)		
(31) 優先権主張番号 1357158		
(32) 優先日 平成25年7月19日(2013.7.19)		
(33) 優先権主張国 フランス (FR)		

(54) 【発明の名称】 繊維状媒体のマッピングの方法及びデバイス

最終頁に続く