

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第6415555号
(P6415555)

(45) 発行日 平成30年10月31日(2018.10.31)

(24) 登録日 平成30年10月12日(2018.10.12)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 5/0484 (2006.01)

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 5/04 3 2 OM

A 6 1 B 8/00 Z DM

請求項の数 8 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2016-528586 (P2016-528586)	(73) 特許権者	506316557
(86) (22) 出願日	平成26年7月21日 (2014. 7. 21)		センター ナショナル ド ラ ルシエル
(65) 公表番号	特表2016-527020 (P2016-527020A)		シュ サイエнтиフィーク
(43) 公表日	平成28年9月8日 (2016. 9. 8)		フランス エフー 7 5 7 9 4 パリ セデ
(86) 国際出願番号	PCT/FR2014/051880		ックス 1 6 リュー ミシエル アンジ
(87) 国際公開番号	W02015/011393		ェ 3
(87) 国際公開日	平成27年1月29日 (2015. 1. 29)	(74) 代理人	100105924
審査請求日	平成29年6月19日 (2017. 6. 19)		弁理士 森下 賢樹
(31) 優先権主張番号	1357178	(72) 発明者	ミカエル・タンテール
(32) 優先日	平成25年7月22日 (2013. 7. 22)		フランス・F-9 2 2 2 0・パニユー・リ
(33) 優先権主張国	フランス (FR)		ユ・ドゥ・ラ・リセット・7
		(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 音響電気撮像方法およびデバイス

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

(a) 測定ステップであって、該ステップの間、振動子 T_i のアレイ (2) が、撮像される媒体 (1) の視野内に、前記視野内に焦点のない異なる波面を有する 2 以上の数 N の入射超音波 1 を放射し、各入射超音波は、前記振動子のアレイ (2) における複数の振動子 T_i によって放射され、 N は、2 以上で、かつ 1 0 0 未満であり、前記入射波 1 の伝搬の間、撮像される前記媒体と接触した少なくとも 1 つの電気センサ (E_1) が、生の電気信号 $E_{raw_1}(t)$ のそれぞれを捕捉する、測定ステップと、

(b) 画像形成ステップであって、該ステップの間、電流のマップを含む前記媒体の画像が、ステップ (a) において得られた前記生の電気信号 $E_{raw_1}(t)$ から決定される、画像形成ステップと

を含み、

前記生の電気信号は、前記媒体 (1) 中の、入射超音波と電流との相互作用から生じることを特徴とする、

音響電気撮像のための方法。

【請求項 2】

ステップ (b) の間、少なくとも前記 N の生の電気信号 $E_{raw_1}(t)$ から、前記視野内の M 個の仮想焦点 P_k に対して、電気値 $E_{coherent_k}$ が決定され、各々が、仮に点 P_k に収束された超音波が前記振動子によって放射されたとしたら、補足されたであろう前記電気信号に対応する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

ステップ (b) の間、逆ウェーブレット変換 WT^{-1} 、次いで、逆ラドン変換 R^{-1} が、前記生の電気信号 $Eraw_1(t)$ に適用される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

ステップ (b) の間、前記振動子のアレイ (2) を用いて得られた前記媒体の超音波画像が、前記電流のマッピング上に重ね合わされる、請求項 1 または請求項 2 または請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

ステップ (a) の間、前記振動子 T_i が、それぞれ、前記入射波 1 から前記媒体によって反射された超音波を表す音響信号 $RFraw_{1,i}(t)$ を捕捉し、

10

ステップ (b) の間、捕捉された信号 $RFraw_{1,i}(t)$ の N の組から、仮に点 P_k に収束された超音波が前記振動子によって放射されたとしたら、前記振動子 T_i によって受け取られたであろう前記音響信号に対応する M のコヒーレント音響信号 $RFcoherent_{k,i}(t)$ が決定され、前記媒体の前記超音波画像が、前記コヒーレント音響信号から計算される、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

ステップ (b) の間、前記超音波画像が、前記コヒーレント音響信号に基づくビームフォーミングによって決定される、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

撮像される前記媒体が、ヒトまたは動物の組織である、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の方法。

20

【請求項 8】

振動子 T_i のアレイと、少なくとも 1 つの電気センサ (E1) と、制御および処理手段 (8、10、4) とを備え、

(a) 振動子 T_i の前記アレイ (2) に、異なる波面を有する数 N の非収束入射超音波 1 を、撮像される媒体 (1) 内に放射させ、各入射超音波は、振動子の前記アレイ (2) の中の複数の振動子 T_i によって放射され、 N は 2 以上で、かつ 100 未満であり、および撮像される前記媒体と接触した少なくとも 1 つの電気センサに、前記入射波 1 の伝搬の間、生の電気信号 $Eraw_1(t)$ のそれぞれを捕捉させ、

(b) 前記生の電気信号 $Eraw_1(t)$ から電流のマッピングを含む前記媒体の画像を決定するように適応されており、

30

前記生の電気信号は、前記媒体 (1) 中の、入射超音波と電流との相互作用から生じることを特徴とする、請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の音響電気撮像のための方法を実現するデバイス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、音響電気撮像のための方法およびデバイスに関する。

【背景技術】

【0002】

40

心臓、骨格筋、および脳などの器官は、ニューロン内で情報を運ぶ、または筋肉もしくは心筋収縮を引き起こす電気インパルスによって連続的に通行される。多くの疾患を診断し、脳の機能診査を通じて脳のメカニズムを理解するために、これらのインパルスの伝搬を撮像できることは極めて重要である。

【0003】

音響電気撮像は、超音波と電流との間の相互作用を利用して、超音波と組織との間の相互作用の点における、典型的には、収束超音波の焦点における、電流の値を決定する。

【0004】

米国特許第 8,057,390 号は、収束超音波が線ごとに電流の画像を形成するように放射される音響電気撮像方法の例を開示する。この取得プロセスは遅く、結果として得られる電

50

気信号が非常に弱いので高レベルの平均化が必要となるだけになおさらそうである。したがって、低フレームレートが得られる。

【 0 0 0 5 】

Kuchmentらは、「Synthetic focusing in ultrasound modulated tomography」Inverse problem and imaging、2009-10-01、1～9頁、XP055116447、において、振動子が球面波を1つずつ放射する合成音響電気撮像のための方法を提案した。その結果は遅い処理である。さらに、入射超音波は、あまりに小さい振幅を有する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 6 】

【特許文献 1】米国特許第8,057,390号

【特許文献 2】EP2101191

【非特許文献】

【 0 0 0 7 】

【非特許文献 1】Kuchmentら、「Synthetic focusing in ultrasound modulated tomography」Inverse problem and imaging、2009-10-01、1～9頁、XP055116447

【非特許文献 2】Montaldoら、「Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography」(IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 2009 March、56(3)、489～506頁)

【非特許文献 3】E. J. Candes、「Ridgelets: theory and applications」Stanford University、1998

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

本発明はこの不利点を克服することが意図されている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

このために、本発明は、音響電気撮像のための方法を提案し、方法は、

(a) 測定ステップであって、そのステップの間、振動子 T_i のアレイが、撮像される媒体の視野内に、視野内で収束されず、異なる波面を有する 2 以上 の数 N の入射超音波 1 を放射し、各入射超音波が、振動子のアレイの中の複数の振動子 T_i によって放射され、ここで N は、2 以上 で、かつ 100 未満であり、撮像される媒体と接触した少なくとも 1 つの電気センサが、それぞれ、入射波 1 の伝搬の間、生の電気信号 $E_{raw1}(t)$ を捕捉する、測定ステップと、

(b) 画像形成ステップであって、そのステップの間、電流のマップ（言い換えれば、媒体の各点における局所電流密度を表す電気値のマップ）を含む媒体の画像が、ステップ (a) において得られた生の電気信号 $E_{raw1}(t)$ から決定される、画像形成ステップと

を含む。

【 0 0 1 0 】

これらの構成を用いて、人は観察される媒体における電気インパルスの超高速撮像を得ることができ、場合により、実時間においておよび 1 ミリメートルの分解能において組織内深くの電気インパルスの伝搬をフィルム撮影することができる。

【 0 0 1 1 】

本発明による方法の様々な実施形態において、以下の構成のうちの 1 つまたは複数の場合により使用することができる。

- ステップ (b) の間、少なくとも N の生の電気信号 $E_{raw1}(t)$ から、視野内の M 個の仮想焦点 P_k に対して、各々、仮に点 P_k に収束された超音波が前記振動子によって放射されたとしたら、補足されたであろう 電気信号に対応する、電気値 $E_{coherent_k}$ が決定される。

- ステップ (b) の間、逆ウェーブレット変換 WT^{-1} 、次いで、逆ラドン変換 R^{-1} が生の電気信号 $Eraw_l(t)$ に適用される (生の電気信号 $Eraw_l(t)$ は、もちろん、予備処理を受けてから逆ラドン変換 R^{-1} を受けることができる)。
- ステップ (b) の間、振動子アレイを用いて作成された媒体の超音波画像が、電流のマップ上に重ね合わせられる。
- ステップ (a) の間、振動子 T_i は、それぞれ、入射波 l からの媒体によって反射された超音波を表す音響信号 $RFraw_{l,i}(t)$ を捕捉する。
- ステップ (b) の間、捕捉された信号 $RFraw_{l,i}(t)$ の N の組から、仮に点 P_k に収束された超音波が前記振動子によって放射されたとしたら、振動子 T_i によって受け取られたであろう音響信号に対応する M のコヒーレント音響信号 $RFcoherent_{k,i}(t)$ が決定され、媒体の超音波画像がコヒーレント音響信号から計算される。
- ステップ (b) の間、超音波画像が、コヒーレント音響信号に基づくビームフォーミングによって決定される。
- 撮像される媒体はヒトまたは動物の組織である。

【0012】

本発明は、振動子 T_i のアレイと、少なくとも1つの電気センサと、制御および処理手段とを備える、音響電気撮像のための方法を実現するデバイスにも関し、

(a) 振動子 T_i のアレイに、撮像される媒体内において、異なる波面を有する数 N の非収束入射超音波 l を放射させるステップであって、各入射超音波が振動子のアレイの中の複数の振動子 T_i によって放射され、 N は 2以上で、かつ100未満である、放射させるステップ、および撮像される媒体と接触した少なくとも1つの電気センサに、それぞれ、入射波 l の伝搬の間、生の電気信号 $Eraw_l(t)$ を捕捉させるステップと、

(b) 生の電気信号 $Eraw_l(t)$ から電流のマップを含む、媒体の画像を決定するステップとに適合される。

【0013】

本発明の他の特徴および利点は、非限定例によっておよび添付の図面を参照して示される、その実施形態のうちの1つの以下の説明から明らかとなろう。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の実施形態による方法を実現するためのデバイスの概略図である。

【図2】図1のデバイスの一部分のブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

様々な図において、同じ参照番号は同じまたは同様の要素を示す。

【0016】

図1は、電気値の同時測定とともに、超音波圧縮波(例えば、0.2~40MHzの周波数における)を放射し受け取ることによって、媒体1を撮像するステップに適合された音響電気撮像デバイスの例を示す。

【0017】

撮像される媒体1は、具体的には患者または動物の組織、具体的には筋肉(心筋または他の)または脳から構成することができる。

【0018】

撮像デバイスは、例えば、以下を備える。

- 例えば、数百の振動子を備え、撮像される媒体1内の視野(超音波によって走査される対象の領域)の2次元(2D)画像を得るステップに適合された n の超音波振動子のアレイ2、
- 振動子アレイ2を制御するための、および振動子アレイによって捕捉された信号を取得するステップに適合された電子ベイ3または同様のもの、
- 電子ベイ3を制御し、前記捕捉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または同様のもの。

【0019】

振動子アレイ2は、例えば、軸Xに沿って互いに隣接して配置された振動子の組によって形成された線形アレイでよく、X軸と垂直のZ軸は、視野内の深さ方向を表す。それに続いて、振動子は、 T_i と表し、ここで i は軸Xに沿った各振動子の位置を示す添え字である。以下の説明は、このタイプの振動子アレイ2をその例として用いるが、2次元アレイを含む他の形の振動子アレイも本発明の範囲内で可能である。

【0020】

デバイスは、例えば、電位の差を測定する2つの電極によって形成された少なくとも1つの電気センサEI(図2)をさらに備える。この電気センサは、有利には、振動子アレイ2に取り付けることができ、振動子アレイ2と同時に撮像される媒体1に接触するように適合することができる。

10

【0021】

使用される電気センサEIの数は、相対的に少なく、一般に10未満、好ましくは5未満、通常は1である。

【0022】

図2に表すように、電子ベイ3は、例えば、以下を備えることができる。

- 個々に振動子アレイ2内の n の振動子 T_i と、電気センサEIとに接続された $n+1$ のアナログデジタルコンバータ5($A/D_i \sim A/D_e$)、

- それぞれ、 n のアナログデジタルコンバータ5に接続された $n+1$ のバッファ6($B_i \sim B_e$)

20

- バッファ6およびコンピュータ4と通信する中央処理装置8(CPU)、

- 中央処理装置8に接続されたメモリ9(MEM)、

- 中央処理装置8に接続されたデジタル信号プロセッサ10(DSP)。

【0023】

$n+1$ のアナログデジタルコンバータ5($A/D_i \sim A/D_e$)は同じでよく、それは $n+1$ のバッファ6($B_i \sim B_e$)の場合もそうであり、したがって、使用されるデバイスは、単純に超高速の音響撮像に従来使用されているデバイスでよいことに留意されたい。

【0024】

このデバイスにより、媒体1の音響電気撮像の方法を実現することが可能になり、方法は、具体的には、デジタル信号プロセッサ10によって補助される中央処理装置8によって実行される以下のステップ、

30

(a)測定するステップ(生データの送信/受信と保存)と、

(b)電気値のマップを含む媒体の画像を決定するステップとを含む。

【0025】

ステップ(a):測定するステップ(生データの送信/受信と保存):

振動子アレイ2および電気センサEIは、媒体1と接触して配置され、数 N の入射超音波が振動子 T_i によって媒体1中に放射される(N は、例えば2~100、具体的には5~10でよい)。当該入射波は、非収束(より詳しくは、視野内で収束されない)であり、異なるそれぞれの波面、すなわち、異なる形状および/または異なる向きの波面を有する。有利には、入射波は、それらの伝搬 V の方向とZ軸との間で測定されたそれらのそれぞれの傾角の角度、または空間の異なる点から生じたかのように放射された発散波を特徴とする、そのそれぞれの波面 F (単一波の波面 F を図1に表す)が様々な異なる傾角を有する平面または発散波である。平面波の例は以下で検討する。

40

【0026】

入射波は、一般に、1マイクロ秒未満のパルスであり、典型的には、中心周波数が約1~10サイクルの超音波である。入射波の発射は、例えば、約50~200マイクロ秒だけ離隔され得る。

【0027】

各入射波は、媒体1内で入射波を反射する反射体に衝突する。反射された超音波は、ア

50

レイの振動子 T_i によって捕捉される。したがって、各振動子 T_i によって捕捉された信号は、入射波が放射時に収束されていないので、媒体1から全体として届く。同様に、電気センサ E_i は、入射超音波の伝搬の間、電気信号 $E(t)$ を捕捉し、この電気信号は、各測定時に波面によって表される線全体に沿って、入射波と撮像される媒体1との相互作用から生じる。

【0028】

n の振動子 T_i によって捕捉された反射信号は、次いで、対応するアナログデジタルコンバータ A/D_i によってデジタル化され、対応するバッファ B_i に格納され、一方、電気信号はアナログデジタルコンバータ A/D_e によってデジタル化され、対応するバッファ B_e に格納される。各入射発射後バッファに格納されたこれらの信号は、以下、生データと称する。これらの生データは、入射超音波の発射 I 後、それぞれ、振動子 T_i および電気センサ E_i によって捕捉された $n+1$ の生の時間信号 $RFraw_{i,j}(t)$ および $Eraw_i(t)$ から構成される。

10

【0029】

入射波の各発射 I の後、バッファ $B_i \sim B_e$ に格納された信号は、信号プロセッサ10のメモリ9に前記プロセッサによる処理のために転送される。したがって、ステップ(a)の終わりに、メモリ9は、 $n+1$ の生信号の N のアレイ(ベクトル)を含む。

【0030】

ステップ(a)が500Hz以上などの高速で繰り返され、それは画像を得るのに使用される入射波の少ない数 N によって可能となる。

【0031】

20

ステップ(b):電気値のマップを含む媒体の画像を決定するステップ:

このステップ(b)を実行するための2つの方法を以下に説明する。

【0032】

b1) 第1の方法:コヒーレントデータの合成:

生データの N のアレイから、それぞれ、視野の M の点 $P_k(x, z)$ における(k は $1 \sim M$ の整数であり、 x, z は X, Z 軸上の点 P_k の座標である)合成コヒーレントデータのアレイ(ベクトル)の数 M がプロセッサ8によって計算される。これらの合成コヒーレントデータの M のベクトルの各々は、それぞれ、仮に振動子が点 P_k に収束した入射波を放射していたとしたら、振動子 T_i によって補足されたであろう信号に対応する n の時間信号 $RFcoherent_{k,i}(t)$ を含む。

30

【0033】

コヒーレントデータのアレイは、例えば、具体的には文献EP2101191またはMontaldoらによる論文「Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography」(IEEE Trans Ultrasound Ferroelectr Freq Control 2009 March, 56(3), 489~506頁)に説明された原理により、媒体1全体にわたる超音波圧縮波に均一な伝搬速度 c を想定することによって、得ることができる。

【0034】

各発射 I に対応する平面波の伝搬の方向が既知であり、伝搬速度 v が既知であるので、プロセッサ8は、各点 P_k に対する、入射波 I から点 P_k までの伝搬時間 $t_{ec}(I, k)$ および点 P_k から振動子 T_i までの反射波の伝搬時間 $t_{rec}(I, k, i)$ を計算することができ、したがって、合計往復移動時間 $t(I, k, i) = t_{ec}(I, P_k) + t_{rec}(I, P_k, i)$ である。

40

【0035】

次いで、虚焦点 P_k に対応する、振動子 T_i の空間的コヒーレント音響信号が、次式を用いて計算される。

【0036】

【数1】

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

50

【 0 0 3 7 】

ここで、 $B(l)$ は、入射波の各発射1の寄与の重み付け関数である(今回の場合、 $B(l)$ の値はすべて1に等しくてよい)。この信号 $RFcoherent_{kij}$ は、各点 P_k の単一の値を表示する。

【 0 0 3 8 】

同様に、人はコヒーレント電気信号 $Ecoherent_k$ を計算することができる。

【 0 0 3 9 】

【 数 2 】

$$Ecoherent_k(t) = \sum_l B(l) Eraw_l(\tau(l, k, i, j)) \quad (1a)$$

10

【 0 0 4 0 】

この電気値は、仮に P_k に収束した入射超音波が放射されたとしたら、特に、音響電気画像を得るために、仮に十分な数の入射波が放射されたとしたら、例えば、高分解能画像画像を得るために、仮に 40 ~ 100 の入射波が放射されたとしたら、電気センサE1によって測定されたであろうものである。

【 0 0 4 1 】

これらの値 $Ecoherent_k$ は、上記の周知の音響電気撮像方法において捕捉された電気値と同様に、点 P_k における電流を表し、したがって、視野内の電流のマップを提供する。

【 0 0 4 2 】

20

コヒーレントデータ $RFcoherent_k$ のアレイおよび、場合により、値 $Ecoherent_k$ は、次いで、例えば、特許EP2101191またはMontaldoらによる文献「Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography」(IEEE Trans Ultrasound Ferroelectr Freq Control 2009 March、56(3)、489 ~ 506頁)に、例えば、説明されるように、場合により媒体1内の収差の作用を補正することによって改良することができる。

【 0 0 4 3 】

電流マップは、コンピュータ4の画面上に表示させることができ、場合により媒体1のBモード超音波画像上にまたは前記媒体1の何らかの他の画像上に、具体的には、例えば、前記文献EP2101191に説明されるように、受信モードでビームフォーミングによってアレイ $Ecoherent_k$ から得られた超音波画像上に重ね合わせることができる。

30

【 0 0 4 4 】

b2)第2の方法:ラドンおよびウェーブレット変換:

以下に説明するように、電気信号 $Eraw_k(t)$ から、点 P_k における電流の局所値を直接送ることも可能である。

【 0 0 4 5 】

生の電気信号 $Eraw_k(t)$ を以下のようにモデル化することができる。

$$Eraw_k = \text{volume} K J(x, y, z) P(x, y, z) dx dy dz \quad (2)$$

ここで、

K は 10^{-9}Pa^{-1} 程度の相互作用定数であり、

40

volume は媒体の抵抗であり、

P は圧力変動であり、

y は平面 (X, Z) に垂直の Y 軸に沿った座標であり、

J は検出された電流の密度分布、言い換えれば、電気センサE1の電極の電極感度ベクトルの電流密度ベクトル倍のスカラー積である。

【 0 0 4 6 】

放射された超音波がパルス平面波であるので、 $P(x, y, z)$ は、放射角度と時間 t との関数として構成することができる。方向 Y を無視することにより、本発明者らは以下を得る。

$$P(x, z) = P(-q \sin \theta + ct \cos \theta, q \cos \theta + ct \sin \theta)$$

50

ここで、 q および ct は、それぞれ、波面 F の方向と伝搬 V の方向との座標である。

【 0 0 4 7 】

放射超音波をディラックインパルスとして、すなわち、無限に短いインパルスとして考えることにより、音響電気信号は以下ようになる。

【 0 0 4 8 】

【 数 3 】

$$\frac{E_{\text{raw}_k}}{K\rho} = \int_{-\infty}^{+\infty} J(-q.\sin\vartheta + ct.\cos\theta, q.\cos\theta + ct.\sin\theta) dq \quad (3)$$

10

【 0 0 4 9 】

または同等に、

【 0 0 5 0 】

【 数 4 】

$$\frac{E_{\text{raw}_k}}{K\rho} = RJ(\theta, ct) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} J(x, z) \cdot \delta(x.\sin\theta + z.\cos\theta - ct) dx dz \quad (4)$$

【 0 0 5 1 】

ここで、 $R[J]$ はラドン変換である。

20

【 0 0 5 2 】

実際には、入射波はディラックインパルスではなく、有限周波数帯のインパルス信号であり、それは結果としてラドン変換の変数 ct に対して畳み込みとなる。

【 0 0 5 3 】

【 数 5 】

$$\frac{E_{\text{raw}_k}}{K\rho}(\theta, t) = W(ct) \otimes RJ(\theta, ct) \quad (5)$$

【 0 0 5 4 】

30

ここで、 $W(ct)$ は放射された波形であり、

【 0 0 5 5 】

【 数 6 】

\otimes

【 0 0 5 6 】

は畳み込みの結果である。

【 0 0 5 7 】

例えば、典型的な超音波放射は、以下の畳み込みカーネルを生じる。

40

【 0 0 5 8 】

【 数 7 】

$$W(ct) = e^{\frac{-(ct)^2}{-(n\lambda)^2}} \sin \frac{ct}{m\lambda} \quad (6)$$

【 0 0 5 9 】

ここで、 n および m は、振動子の周波数帯内で調整することができる。この畳み込みカーネルは、電流密度分布のリッジレット変換(E. J. Candes, 「Ridgelets: theory and applications」 Stanford University, 1998)と同等である。

50

【 0 0 6 0 】

実際には、 $m=n$ であり、この畳み込みカーネルは、以下のパラメータ、すなわち $a=n$ 、 $b=ct$ および を用いるリッジレット分解となる。

【 0 0 6 1 】

リッジレット分解は、パーセバル-プランシュレル関係式、再構成公式、線形不連続性から程遠いゆっくりと変動する物体のスプース表現など、いくつかの数学的特性を有し、ウェーブレット変換およびラドン変換の構成(composition)として表現することができる。

【 0 0 6 2 】

より詳しくは、ウェーブレットおよびリッジレット変換をそれぞれ、 $WT[.]$ および $RT[.]$ 10
として表すことによって、以下を実証することができる。

【 0 0 6 3 】

【 数 8 】

$$\frac{E_{\text{raw}_k}}{K\rho} = WT[R(J)] \quad (7)$$

【 0 0 6 4 】

ウェーブレット変換およびラドン変換の反転は、よく知られた問題である。正確な反転は、これらの2つの変換の、それぞれ、 WT^{-1} および R^{-1} として存在し、したがって、本発明者らは以下を得る。 20

【 0 0 6 5 】

【 数 9 】

$$J = R^{-1} \left[WT^{-1} \left(\frac{E_{\text{raw}_k}}{K\rho} \right) \right] \quad (8)$$

【 0 0 6 6 】

実際には、反転は2つのステップで行われる。すなわち、まず、ウェーブレット変換 WT の反転、次いでラドン変換 R の反転である。 30

【 0 0 6 7 】

これによって、撮像される媒体内の視野全体(入射波によって掃引される領域)にわたって電流密度マップが得られ、非常に高速の取得の後、そのようになり、電気インパルスの伝搬の実際の動画(movie)を得ることによって非常に速い電気現象の実時間監視が可能になる。

【 0 0 6 8 】

信号対雑音比(SNR)、分解能、およびフレームレートを最大化することも望ましい。

【 0 0 6 9 】

1つの取り組みは、入射波を可能な限り最短のインパルスの形で放射し、それによって、分解能を最適化することである。しかし、これは、非常に低いエネルギーを放射することに相当し、したがって、SNRが低くなる。 40

【 0 0 7 0 】

周波数帯をより長い放射(したがって、より多いエネルギー)に対応するサブバンドに分割することも可能である。理論的には、結果としてSNRの増加があるが、フレームレートが減少する(画像を形成するのに複数の放射を必要とするからである)。

【 0 0 7 1 】

最後に、第3の取り組みには、インパルス圧縮を実施するのに使用することができる「チャープ」を放射することが関与する。この取り組みは、フレームレートを維持しながらSNRを最大化する。

【 0 0 7 2 】

SNRは雑音の影響を制限することによって向上させることもできる。リッジレット変換が少数の大きい係数と多数の小さい係数とを有する電流密度分布を表すスパースベース(sparse basis)であるので、単純に閾値を得られた信号に適用することによって雑音を除去することができる。第1の取り組みは、「小さい」係数を除去する閾値から構成される。他の方法では、問題の物理特性を使用することも可能である。例えば、雑音を主に含む係数は、2つの対向する極性の放射に対して受け取られた信号の窓の間の相互相関によって識別することができる。さらに、これらの信号を、体系的アーチファクト(systemic artifact)を除去するために減算することができる。

【 0 0 7 3 】

ラドン変換の反転にはいくつかの技法が存在する。最も一般的なのは、おそらく、フィルタ逆投影であり、それには、逆投影(ビームフォーミングに対応する)の前にランプフィルタの適用が関与する。雑音レベルを増大させるこのステップを避けるために、入射超音波を、このフィルタを含む適切なインパルスの形で放射することも可能である。圧縮感知などの他の戦略も適切である。

【 0 0 7 4 】

さらに、視野の2次元(Bモード)超音波画像を、例えば、前記文献EP2101191に説明されているように、受信モードでビームフォーミングによって、さらに形成するために、アレイRFcoherent_kを(方法b1で上記に説明したように)計算することができる。

【 0 0 7 5 】

この視野のBモード超音波画像(または他の何らかの画像、場合によっては超音波)を、場合により、以前に決定された電気値のマッピング上に重ね合わせることができ、媒体の超音波画像および電流マップの両方をコンピュータ4の画面上に表示することができる。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 6 】

- 1 媒体
 - 2 超音波振動子のアレイ
 - 3 電子ベイ
 - 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 中央処理装置
 - 9 メモリ
 - 10 デジタル信号プロセッサ
 - F 波面
 - EI 電気センサ
 - I 入射超音波
 - P_k 点
 - Ti 振動子
 - V 伝搬の方向
 - X 軸
 - Y 軸
 - Z 軸
- 放射角度

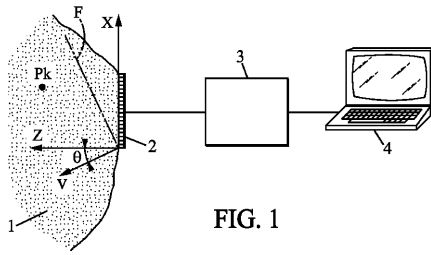
10

20

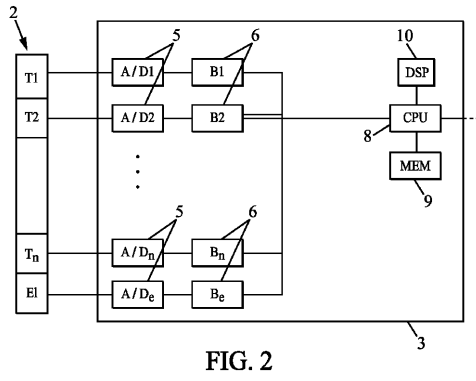
30

40

【 図 1 】



【 図 2 】



フロントページの続き

- (72)発明者 マティアス・フィンク
フランス・F - 9 2 1 9 0 ・ムードン・リュ・エドワール・ラフェリエール・1 6
(72)発明者 ジャン・プロヴォスト
フランス・F - 7 5 0 1 3 ・パリ・リュ・デ・ブプリエ・1 0

審査官 森口 正治

- (56)参考文献 特開2008 - 093286 (JP, A)
特開2009 - 219876 (JP, A)
特開2008 - 259821 (JP, A)
米国特許出願公開第2008 / 0183076 (US, A1)
特開2003 - 093365 (JP, A)
特開2010 - 169558 (JP, A)
特開平08 - 103420 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 5 / 0 4 8 4
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5