

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6266133号
(P6266133)

(45) 発行日 平成30年1月24日(2018.1.24)

(24) 登録日 平成30年1月5日(2018.1.5)

(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 24 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2016-567347 (P2016-567347)
 (86) (22) 出願日 平成27年5月11日(2015.5.11)
 (65) 公表番号 特表2017-515575 (P2017-515575A)
 (43) 公表日 平成29年6月15日(2017.6.15)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2015/053441
 (87) 国際公開番号 WO2015/173709
 (87) 国際公開日 平成27年11月19日(2015.11.19)
 審査請求日 平成28年11月10日(2016.11.10)
 (31) 優先権主張番号 61/994,370
 (32) 優先日 平成26年5月16日(2014.5.16)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

早期審査対象出願

(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 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波剪断波エラストグラフィにおける自己相関ガイド相互相関

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

剪断波の伝播方向において横方向に間隔をあけて離される複数の音響ウインドウを介して、前記波によってもたらされる軸方向のモーションをトラッキングするため、各々の複数の超音波パルスを放出するように構成され、前記波は軸方向のプッシュによって誘導される、画像収集回路と、

前記モーションに基づいて、軸方向の変位を推定するために自己相関を使用し、修正される変位をもたらしよう前記推定を修正するための時間ドメインに基づくモーショントラッキングアルゴリズムにおける開始ポイントとして前記推定を使うように構成されるモーショントラッキング回路と

を有する、超音波モーション推定装置。

【請求項 2】

前記アルゴリズムは相互相関を有し、前記推定を使用することは、前記相互相関のカーネルを位置決めするために前記推定を使用することを有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記放出は、参照画像を収集するために前記ウインドウを介して最初の各参照パルスを放出することを有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記放出は、前記トラッキングに対して、前記参照画像を収集するためのパルスの前記放出に後続して各トラッキングパルスを放出することを更に有する、請求項 3 に記載の装

置。

【請求項 5】

前記トラッキングパルスからの収集に基づいて、前記モーションによってもたらされる変形を反映する画像を形成するように構成され、前記自己相関は、部分的に、前記変形を反映する前記画像に基づく、請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】

前記アルゴリズムは前記変形を反映する前記画像上で動作する、請求項 5 に記載の装置。

【請求項 7】

前記アルゴリズムは相互相関を有し、前記推定を使用することは、前記収集参照画像に対して前記相互相関のカーネルを位置決めするために前記推定を使用することを有する、請求項 3 に記載の装置。

10

【請求項 8】

前記参照画像はピクセルを有し、前記自己相関を使用することは前記ピクセルのうちの異なるものに対して繰り返され、それによって異なる位置決めがもたらされ、異なる推定が対応され、前記位置決めは前記複数の位置決めの間に存在し、前記推定は前記複数の推定の間に存在する、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 9】

前記モーショントラッキング回路は、前記プッシュによって誘導される前記波によってもたらされる前記モーションをトラッキングする際に使われる前記パルスを介して収集されるイメージングに関して動作するように更に構成され、前記プッシュは単一のプッシュである、請求項 1 に記載の装置。

20

【請求項 10】

前記自己相関は、前記パルスを介して収集される高周波データから導出される複素信号に関して動作する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 11】

前記モーショントラッキング回路は、前記自己相関から、位相を導出するように更に構成される、請求項 10 に記載の装置。

【請求項 12】

前記モーショントラッキング回路は、位相不連続性を解消するため、前記位相をアンラップするように更に構成される、請求項 11 に記載の装置。

30

【請求項 13】

前記モーショントラッキング回路は、前記アンラップ位相に基づいて前記推定を行うように更に構成される、請求項 12 に記載の装置。

【請求項 14】

前記放出において放出される超音波の中心周波数減衰に対して補正することなく、前記推定を行うように更に構成される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 15】

前記自己相関は、対応する異なるイメージング深度における画像サンプルに基づく、請求項 1 に記載の装置。

40

【請求項 16】

前記アルゴリズムは、前記修正される変位の提供において、サーチングと、前記サーチングの結果を評価することとを交互に行う、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 17】

前記修正は、ピクセルスペーシングユニットによって分離される、前記パルスからの一つのパルスに対する連続したサンプリング深度の間の差に対応して推定を定量化することを有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 18】

前記推定は第一のベクトルを導出することを有し、前記修正は、ピクセルに対して修正変位するように、第二のベクトルを導出し、前記第二のベクトルに前記第一のベクトルを

50

加えることを有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 19】

前記画像収集回路は、一連の収集のための前記放出のために更に構成され、前記間隔をあけて離すことは前記方向における位置を、間隔をあけて離す役割を果たし、前記モーショントラッキング回路は、前記修正位置の各々の一つを計算するために、位置毎、サンプリング深度毎、収集毎に前記推定及び前記修正の両方を実行するように更に構成される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 20】

前記パルスからエコーバックされる超音波から複素解析信号を導出するように構成され、前記アルゴリズムは、相互相関係数をもたらすために前記信号を相互相関させることを有し、どこで前記係数の位相はゼロに交差するかを推定し、前記ゼロ交差から補間相関及び対応する補間最大相互相関係数を決定するために補間を使用することを更に有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 21】

前記アルゴリズムは、画像マッチング基準に従って、徐々に増やされるサーチエリアに渡る相互相関を含む、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 22】

前記複数の音響ウィンドウを介して各々のイメージングのための複数の超音波イメージングプローブを更に有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 23】

剪断波によってもたらされる軸方向のモーションをトラッキングするために、前記剪断波の伝播方向において互いから間隔をあけて離され、前記剪断波は軸方向のプッシュによって誘導される、複数の超音波パルスを放出するステップと、

前記モーションに基づいて、軸方向の変位を推定するように自己相関を使用するステップと、

修正される変位をもたらすように前記推定を修正するための時間ドメインに基づくモーショントラッキングアルゴリズムにおける開始ポイントとして前記推定を使うステップとを有する、超音波モーション推定方法。

【請求項 24】

複数の動作を実行するためのプロセッサによって実行可能な命令を有するプログラムを具現化する、超音波モーション推定のためのコンピュータ読取り可能な媒体であって、前記複数の動作の間に、

剪断波によってもたらされる軸方向のモーションをトラッキングするために、前記剪断波の伝播方向において互いから間隔をあけて離され、前記剪断波は軸方向のプッシュによって誘導される、複数の超音波パルスを放出するステップと、

前記モーションに基づいて、軸方向の変位を推定するように自己相関を使用するステップと、

修正される変位をもたらすように前記推定を修正するための時間ドメインに基づくモーショントラッキングアルゴリズムにおける開始ポイントとして前記推定を使うステップとの動作がある、コンピュータ読取り可能な媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、トラッキング剪断波により誘導されるモーションをトラッキングすることに関し、より詳しくは、モーショントラッキングにおける相関の使用に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波剪断波エラストグラフィは、剪断粘度及び剪断率のような、軟組織の機械的特性を測定することができる新たな医用モダリティである。組織エラストグラフィは病理学に関連し、エラストグラフィは診断信頼性を増やすためにさらなる臨床情報を提供すること

10

20

30

40

50

ができる。1つの例は、肝臓硬さを測定することによる非侵襲性肝臓線維症病期である。

【0003】

音響-放射線-力に基づく超音波剪断波エラストグラフィにおいて、専用パルスシーケンスは、一続きのインタリーブされるトラッキングパルス及び一つ又はそれより多くの長いプッシュパルス（通常各々数百マイクロ秒の長さ）から成る。音響放射力の効果のために、プッシュパルスにより焦点領域における組織はプローブ表面から離れ、同時に、プッシュビームに対して垂直な方向において焦点領域から離れて伝播する剪断波がもたらされる。焦点深度における剪断波経路に沿った各々の横方向位置に対して、剪断波によって誘導される組織モーションは、主にプッシュビームと同じ方向においてもたらされるであろう。従って、トラッキングパルスは、所与の位置に対して、このようなダイナミックな反応をモニタすることができ、組織モーションの大きさを時間の関数として表す位置特定変位波形にそれを変換することができる。このような波形は、剪断波伝播経路に沿った複数の位置において計算されることができる。波形は、伝播の速さを計算するためのプロセスに入力されることができる。たとえば、剪断波位相速さを推定するため、フーリエ変換がそれらの剪断波形上で実行されることができる。代わりに、剪断波振幅ピークトゥピーク時空間計算が剪断波伝播速さをもたらすこともできる。その結果、組織機械的特性の絶対値が決定されることはできる。特に、例証として、剪断波が組織の内側において伝播する速さはいくつかの機械式モデルを通じて剪断率、剪断粘度、組織密度、及び剪断波周波数によって左右される。組織がより硬いほど、波はより速く動く。硬さの測定はそれから、たとえば、肝臓線維症病期において使われることができる。

10

20

【0004】

正確で、信頼でき、効率的なモーショントラッキングは、超音波剪断波エラストグラフィのいずれかの形態で組織特性の最終的な推定における目標になる。概して、超音波イメージングにおいて2つの主要なモーショントラッキング技術が存在する。1) 自己相関による位相シフト、及び2) 相互相関（または総和絶対差（SAD）のような他の選択肢）による時間シフトである。

【0005】

自己相関に基づくアプローチにおいて、関心構造の変位は、移動媒体により後方散乱される連続高周波超音波エコー上に位相シフトを誘導する。自己相関は、リアルタイムカラード플ローイメージングのための、ほとんどの商用超音波システム上において実行される。超音波は軟組織を通じて伝播し、スペクトルは周波数依存減衰のためにシフトダウンする。それ故に、ドップラに基づくアプローチにおいて一定の中心周波数を仮定することは、結果として変位推定エラーをもたらすであろう。ローカルな中心周波数を推定し、後続して変位推定精度を改善するため、速い時間ドメインにおいて、すなわち超音波パルスの軸方向において、更なる自己相関を使用することは知られている。T. Loupas, J.T. Powers, R. W. Gillによる、「二次元の自己相関アプローチによるドップラー式の完全な推定に基づく超音波血流イメージングのための軸速さ推定器」、IEEE会報、超音波強誘電体周波数制御42.4.、pp. 672-688、1995参照。

30

【0006】

相互相関による時間シフトは、RFデータから伝達される複素信号又は高周波（RF）データを使って1つのパルスから他のパルスまで、相互相関によって時間遅延を推定する。サーチエリアは、最適なマッチングを損なうことを回避するのに十分に大きなプリセットになる。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

以下でここに提案されることは、上記概念の一つ又はそれより多くを扱う。変位推定への2つの標準的なアプローチは、自己相関及び相互相関である。自己相関は、相互相関より計算的に効率的である。しかしながら、それはエイリアシングを受け、-最大の変位制限は4分の1の波長である（中心周波数3MHzによる標準的な肝臓画像プローブ

50

のために、制限はおおよそ120の μm になる)。

【0008】

従来、すなわち、ガイドなしの相互相関アプローチにおいて、エイリアシング制限は除かれる。しかしながら、所定のサーチエリアと比例関係にある、より多くの計算時間がかかる。広いエリアに渡ってサーチすることにより、標準相互相関は計算的に高価になる。しかしながら、サーチエリアが過度に小さく設定される場合、相互相関関数の真のピークは損なわれるであろう。それが過度に大きい場合、ピークホッピングが、信号に含まれるノイズにより生成されるであろう。このような場合、相互相関は、真のピークを超える誤った相関ピークを生成し得る。誤ったピークは、不連続及び変位推定における誤りをもたらすであろう。不都合なことに、実際には、必要とされるサーチエリアのサイズは変化し得る。臨床応用において、超音波剪断波エラストグラフィ誘導軟組織モーションは、10マイクロメートル(10^{-6}m)のオーダーである。上限は主に、米国食品医薬品局(FDA)音響出力安全制限によって制限される。誘導剪断波モーションは通常、1つの剪断波プッシュパルスに対して10-20ミリ秒(ms)の期間の間、超音波トラッキングパルスによって観測される。複数のプッシュパルスが使われる場合、観測は50-100msまで増加することができる。患者は通常、剪断波エラストグラフィの間、50-100msの期間の間、数秒間呼吸を保持するようにアドバイスされるが、患者モーション(心臓モーション及び呼吸)及びバックグラウンドモーションは、4分の1波長を超え、真の剪断波信号を埋もれさせるため真の剪断波モーションより高い一次量に達し得る。この場合において、従来の相互相関だけが利用される場合、最大相関関数を位置付けるために非常に大きなサーチサイズが使われなければならない。これにより、より長い計算時間がもたらされ、潜在的に誤ったピークホッピングがもたらされる。自己相関だけが使われる場合、位相エイリアシングが生成される可能性は高いであろう。

【0009】

ここに提案される2ステップモーショントラッキングアプローチは、バックグラウンドモーションに対してよりロバスト性が高い。

【0010】

この新たなアプローチは、軟組織における剪断波伝播の正確で効率的なトラッキングのために、自己相関及び相互相関の両方を使用する。これは、たとえば、超音波剪断波エラストグラフィの生体内アプリケーションに役立つ。2ステップアプローチは、自己相関ガイド相互相関として特徴づけられる。第一のステップにおいて、位相は複素信号の自己相関から導出され、適切にアンラップされる。最初の変位はそれから、一定の中心周波数を使って位相から計算される。第二のステップにおいて、高い精度で最終的な変位を得るため、最初の変位は、定量化され、低減されるサーチウィンドウを相互相関に供給するために開始ポイントとして使われる。自己相関と相互相関とを一体化することによって、提案される方法は、リアルタイムアプリケーションによく適する。即座の提案における相互相関による計算は、標準的な相互相関よりずっと速い。それは、RF信号の平均周波数の明らかな推定の必要なしで、変位推定及び偏りの変動も減らす。

【0011】

従来の自己相関を超えるこの新たな方法の性能改善は、1) エイリアシングは除去され、2) 中心周波数深度減衰及び周波数ランダム変動の効果を考慮する必要がない。時間シフトに基づく相互相関を使用する変位推定は周波数変化に免疫があるため、後の利点が存在する。さらに、従来の自己相関を超えるこの新たな方法の性能改善は、1) 改善される推定精度をもたらすピークホッピング(誤った最大値または最低値)を克服するためにかなり減少されるサーチサイズ、2) 非常により速い計算を含む。

【課題を解決するための手段】

【0012】

ここに提案されることは、全モーショントラッキング性能を向上させるために各々の強さを利用する方法で自己相関及び相互相関推定器を結合することにある。たとえば、ステップ1においてアンラップされる位相によって除去されない何れかのエイリアシングによ

るエラーは、相互相関を確実にすることによって補正されるか、又は軽減される。他の例として、相互相関の比較的高い計算負荷は、自己相関により導出される開始ポイントによってかなり短くされるサーチを相互相関に提供することによって軽減される。この複合プロトコルは、何れかの個々のプロトコルよりも、剪断波エラストグラフィに対してより正確でロバストな変位推定を得ることができる。

【0013】

提案された技術の態様によると、超音波モーション推定方法は、剪断波によってもたらされる軸のモーションをトラッキングするため、剪断波の伝播方向において互いから間隔をあけて離される複数の超音波パルスを送出するステップを含む。剪断波は、軸方向超音波によって誘導されるか、又はプッシュパルスによって機械的に誘導される。トラッキングパルスエコーに基づいて、本方法は、軸の変位を推定するために自己相関を使用する。本方法はそれから、修正される変位をもたらすように推定を修正するために時間ドメインに基づくモーショントラッキングアルゴリズムにおける開始ポイントとして推定を使う。修正は、モーショントラッキング精度の点から推定に関する改善を構成することができる。送出手ステップはそれに対応して複数の音響ウインドウからもたらされ、複数の超音波イメージングプローブはウインドウを介してそれぞれイメージングする。自己相関及びアルゴリズムは、特に単一のプッシュであるプッシュによって誘導される波によってもたらされるモーションをトラッキングする際に使われるパルスを介して収集されるイメージングに関して動作することができる。アルゴリズムは、画像マッチング基準を受けて、徐々に増やされるサーチエリアに渡る相互相関を含んでもよい。プロシージャのための収集は、複数のプッシュに渡って拡張されることができる。

【0014】

寸法通りではない以下の図面をよって、剪断波エラストグラフィにおける新たな自己相関ガイド時間ドメインに基づくモーショントラッキングがさらに以下に述べられる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明による典型的な超音波モーション推定装置の概略図及びノイズのない剪断波の概念図を示す。

【図2】図1の装置の動作に関する概念の例を提供する概念図である。

【図3】本発明による、剪断波エラストグラフィにおける自己相関ガイド時間ドメインに基づくモーショントラッキングのための可能な動作を例示するフローチャートのセットである。

【発明を実施するための形態】

【0016】

図1は、例示的非限定的な例によって、自己相関ガイド時間ドメインに基づくモーショントラッキングにおける剪断波エラストグラフィのために使われ得る超音波モーション推定装置100を表す。装置100は、画像収集回路104、モーショントラッキング回路108、コントローラ112、及びデータ記憶部116を含む。画像収集回路は、それぞれの横方向位置124からの、間隔をおいて離れる画像収集120のために構成される。装置100は、複数の超音波イメージングプローブ128を更に含む。画像収集は、それぞれの音響ウインドウ132から実行される。音響ウインドウは、検査される対象物または患者（人間又は動対象物）と接触して、イメージングにおいて使われる超音波を交換するプローブ128のイメージング表面上における領域である。軸方向136において、超音波パルス140は放出され、高周波（RF）データ144は患者からエコーバックされる。パルス140は、患者内において媒体を調べるためにサンプリングされるいくつかのイメージング深度148からダイナミックにエコーバックされる。

【0017】

図1における異なるマーキングが異なるプローブ128に注釈をつけるが、これは説明目的のためである。プローブ128は、媒体をイメージングする際に概して同じように動かされ得る。それらは、ここに提案されることがこのような動作に限定されないが、並列に同時

に動作される。

【 0 0 1 8 】

横方向152は、軸方向のプッシュによって生成される剪断波の伝播の方向である。 プッシュは、十分な音響放射力を供給するために特定のイメージング深度にフォーカスされる超音波によって生成されるか、又は機械的に誘導されるプッシュであってもよい。

【 0 0 1 9 】

そのイメージング深度において、伝播する剪断波は媒体を変形させ、変位させるのは、主に軸方向136においてである。 図1におけるプロットは、剪断波によって体組織の変位を表す3つの波形を示す。 3つの波形は、プッシュパルスの焦点から離れる、0mm、5mm及び10mmの横方向の距離に対応する。 プッシュパルスは数百マイクロ秒続き、プロットの原点に対応する時間に開始される。 組織変位は、35ms間トラッキングされる。 説明目的のために、それらは0mmでピーク変位に正規化される。 異なる横方向の距離（すなわち、0mm、5mm、10mm）における剪断波により誘導される変位または変形158は、伝播する剪断波の変位効果を明らかにする。 それらの波形は、組織機械的特性及び剪断波原点（すなわち、プッシュパルス焦点位置）からの横方向伝播距離の関数として変化する。

【 0 0 2 0 】

自己相関は、上でここに議論されるように、トラッキング軸の変位への2ステップアプローチにおける第一のステップである。 移動媒体における関心構造の変位は、移動媒体によって後方散乱される連続高周波超音波エコーにおける位相シフトを誘導する。

【 0 0 2 1 】

位相シフトは、遅い時間における複素信号（複素解析またはベースバンド信号）の1-D自己相関によって推定される。 ベースバンドデータは、搬送周波数を除去するため、復調によって同調(I)及び直交(Q)成分導出可能なポスト受信ビームフォーミングから成る。 RFデータからの複素解析信号の導出はよく知られており、Elfataoui他による米国特許第7,873,686号において記述される。

【 0 0 2 2 】

剪断波トラッキングにおいて、 $G_0(x, y)$ は、プッシュパルスの励起の前の参照信号として得られる複素画像である。 参照画像 $G_0(x, y)$ が得られる参照パルスは、モーショントラッキングの最初の部分である。 軸方向136はx軸に沿っており、横方向152はy軸に沿っている。 各々の点、または「ピクセル」(x_p, y_q) は、 x_p に対応するイメージング深度148及び y_q に対応する横方向位置124における画像サンプルを表す。

【 0 0 2 3 】

$G_n(x, y)$ は、剪断波トラッキングの間の第n番目の画像収集、ポストプッシュである。 例えば単一プッシュに後続する $N=30$ 又はそれより多くにランクアップされる n を用いてプロープ128を介して並列に繰り返されることが出来る（ N はトラッキングパルス繰り返し周波数及びトラッキング期間によって決定される）。 しかしながら、トラッキングが、1秒を過ぎて、または後続するプッシュにさえ延長し得ることはここに提案される発明の範囲内である。

【 0 0 2 4 】

ピクセル(x, y)における1-D相関 $R_{k,n}$ 計算するための一般式は、複素ベースバンド信号または複素解析信号に対して下記のように表される。

$$R_{k,n}(x, y) = \frac{1}{2M+1} \sum_{i=-M}^M G_0(x+i, y) G_n^*(x+i+k, y) \quad (1)$$

ここで、 $(2M+1)$ は、図2において見られる相関カーネル203の軸方向136におけるサイズであり、 $R_{k,n}$ は速い時間（軸方向）における k -ラグ及び遅い時間（トラッキング時間）における n -ラグの相関係数である。 G_n^* は、 G_n の複素共役である。

【 0 0 2 5 】

第n番目の剪断波トラッキング収集に対する(x,y)において変位Dは最初に、

$$D_n(x,y) = \frac{c}{4\pi} \left(\frac{\angle R_{0,n}(x,y)}{f_c} \right), \quad (2)$$

のように計算される。

ここでcは音速であり、 $R_{0,n}(x,y)$ は1-D自己相関係数の角度であり、速い時間におけるゼロ-ラグ及び遅い時間におけるn-ラグであり、 f_c は中心周波数である。このように、 $D_n(x_p, y_q)$ は、以下に議論される定量化の後、媒体の軸の変位の推定としての役割を果たし、推定は現在のピクセル(x_p, y_q)に固有である。角度または「位相」は、式

$$\angle R_n(x,y) = \tan^{-1}(\text{Im}[R_n(x,y)]/\text{Re}[R_n(x,y)]) \quad (3)$$

から導出されることができ、等式(2)への代用の前に、エイリアシングを軽減するか、又は避けるように位相アンラッピングを受ける。関数Re及びImは、複素値化自己相関係数 R_n の実部及び虚部成分をそれぞれ抽出する。位相アンラッピングに関して、遅い時間(すなわち、n及びn+1の間、ここで $n=1 \dots N-1$)におけるアンラップされる位相シフトは、乱れなしでスムーズになることが予想される。図2を参照すると、収集nのためのラップ位相206は、収集n+1のラップ位相208によって後続される。収集n+2のための位相210は、モジュロ 2π で制約インタバル $[\pi, -\pi]$ 内においてラップバックされる。これにより、ラップ位相212及び大きさが 2π に近く、媒体における実際の軸のモーションを表さない位相不連続214が結果としてもたらされる。位相アンラッピングはこれを解消し、アンラップ位相210をもたらす。位相アンラッピングにもかかわらず、乱れが起こる場合、それは通常、剪断波の平面からもたらされるかなりの外部要因モーションを示す。

【0026】

等式(1)は、「x」の特定値に対する自己相関のカーネルにおいて使用される $2M+1$ サンプリング深度を有する。何れかの所与の収集nに対して、サンプルは $2M+1$ サンプリング深度及びさらなるサンプリング深度の各々から収集される。さらなるサンプリング深度により、等式(1)は複数回、「x」の異なる値に対していつでも実行されることが可能になる。例えば、1つの実行において、 $D_n(x_p, y_q)$ は、ピクセル(x_p, y_q)に対して決定され、次の実行において、対応する異なるサンプリング深度に存在する x_p 及び x_{p+1} を用いて、 $D_n(x_{p+1}, y_q)$ はピクセル(x_{p+1}, y_q)に対して決定される。

【0027】

等式(1)は、変位推定が計算される所与のピクセルに対していつでも繰り返し実行されるだけでなく、異なる収集n(1 ≤ n ≤ N)に対していつでも実行のこのセットは繰り返される。

【0028】

さらに、等式(1)の上記の実行の全ては、異なる横方向位置に対していつでも繰り返される。各々の横方向位置124は、「y」の値に対応する。従って y_q は、 y_{q+1} と異なる横方向位置124を有する。

【0029】

図2において、所与の横方向位置124におけるサンプリング深度の2つの連続する深度は、218及び220で示される。

【0030】

所与の横方向位置124の所与の収集nにおいて、データは、受信ウインドウの間、すべてのサンプリング深度に対するサンプリング深度220による、収集されるサンプリング深度218である。これは、収集によるすべてのやり直された収集である。今度は、繰り返され

る収集（すなわち、各々はサンプリング深度220によるサンプリング深度218である）は、横方向位置によるすべてのやり直された横方向位置である。

【0031】

収集の全てのセットは一度なされ、データ記憶部116において記録され、そのデータがそれから、ステップ1及び2において繰り返し引き出される。

【0032】

等式(2)における、軸の変位D、（または「DAC」）は、2ステップアプローチにおける第二のステップのための開始ポイントを示す。

【0033】

等式(2)におけるDACは、現在のピクセル(x_p 、 y_q)からの軸オフセットとして、概してサンプリング位置の間において配置されるエンドポイントを有する。

10

【0034】

開始ポイントとしてDAC自体を使う代わりに、DACは、矢224によって図2に示される軸方向においてピクセルスペーシングユニット222によって分離される連続サンプリング深度218及び220に基づいて定量化される。同じピクセルスペーシングまたは（RFまたは複素信号をアップサンプリングすることにより）さらに改良されるスペーシングは、第二のステップにおいて使われることができた。後者の場合、DACは、アップサンプリング前後のピクセルスペーシングの比率を使って調節されるべきである。

【0035】

アップ若しくはダウンされる定量化は、近似に基づく丸め込み又はデフォルトによって定量化される変位 [DAC] 226をもたらす。

20

【0036】

これは、ピクセル-固有の、すなわち、(x_p 、 y_q)に固有の、体組織の軸の変位の推定としての役割を果たす。

【0037】

[DAC] によってオフセットされるピクセル(x_p 、 y_q)は、ステップ2のための開始ポイントである。それは、第一のステップから推定226を微調整するこの第二のステップである。これは、微調整のために、ピークサーチング、多項式フィッティング、又は位相ゼロ相互検出によって後続される画像間マッチングを介してなされる。

【0038】

30

ステップ2における画像間マッチングは、時間ドメインに基づくため、ステップ1において、収集のために放出される超音波の中心周波数減衰を考慮する必要はなく、ステップ1において、中心周波数減衰に対して推定226を補正する必要はない。有利なことに、中心周波数減衰補正オーバーヘッドは避けられる。減衰は、サンプリング深度228をサンプリング深度230まで累積231する。図2における「xの」交差する矢印は、トラッキングパルス140の伝播の間に生成される中心周波数減衰を考慮するための必要性の欠如を表す。

【0039】

時間ドメインに基づくモーショントラッキングアルゴリズムの部分である相互相関の場合、開始ポイント234は、軸位置からのオフセット226として供給され、現在考慮されているピクセル(x_p 、 y_q)の、図2における「 x_p 」で示される。オフセット、または「位置決め」226は、参照画像227に関して、自己相関で利用される相関カーネル203のシフトに対応する。シフトされるカーネル236は相互相関において使われる。

40

【0040】

時間ドメインに基づく相互相関は、1つのパルスから他のパルスに受信RFエコー（または複素解析若しくはベースバンド信号）を相互相関させることによって時間遅延を推定する。

【0041】

ステップ1及び2は二次元オフセットを決定するために用いられてもよいが、二次元相互相関はすぐ下でここに記述される。これは余分の計算に対するトレードオフにおける、より高い精度に関する。

50

【 0 0 4 2 】

二次元超音波イメージングにおいて、変位ベクトル (u, v) の2つの成分は二次元スペックルトラッキングプロシーダを使用して推定されることができる。このように、「 u 」は軸方向136にあり、「 v 」は横方向の方向152にある。特に、参照画像 $G_0(x, y)$ を構成する最初の位相高感度信号または画像（すなわち、RF信号、複素ベースバンドまたは複素解析信号）における全てのピクセル (x, y) において、ほぼ1つのスペックルに等しくする空間範囲の2D相関カーネルは、ピクセルのまわりに規定される。サイズが下の式(4)における M 及び J に対応するスペックルは、最初の複素画像 $G_0(x, y)$ の二次元自己相関関数の両方のディメンションにおける最大値の半分における全幅として規定される。このカーネルはそれから、変形、すなわちポストプッシュに後続する複素画像 $G_n(x, y)$ と相互相関する。2Dラグ (k, l) の関数としての第 n 番目の収集におけるピクセル (x, y) における、結果としてもたらされる2D加重相互相関係数 $\rho'_{k, l}$ が、

$$\rho'_{k, l, n}(x, y) = \frac{\sum_{i=-M}^{i=M} \sum_{j=-J}^{j=J} W_{ij} [G_0(x+i, y+j) G_n^*(x+k+i, y+l+j)]}{\left[\sum_{i=-M}^{i=M} \sum_{j=-J}^{j=J} W_{ij} |G_0(x+i, y+j)|^2 \right]^{1/2} \left[\sum_{i=-M}^{i=M} \sum_{j=-J}^{j=J} W_{ij} |G_n(x+k+i, y+l+j)|^2 \right]^{1/2}} \quad (4)$$

のように計算される。

【 0 0 4 3 】

この式において、 W_{ij} は、 $(2M+1) \times (2J+1)$ ポイント相関カーネルに渡る単純な二次元重み付け関数である。加重平均の重みによる重み付けは、最適（または「最大」）ラグのサーチにおいて、全体的なエラー及びピークホッピングの可能性を低減する。高周波ノイズは、ハニング窓のように、テールにおいてゼロまでスムーズに減少する重み付け関数の使用によって減らされることができる。

【 0 0 4 4 】

相関係数は、 $\pm K$ 及び $\pm L$ の範囲を備えるラグ (k, l) のユニット正規化複素関数である。

【 0 0 4 5 】

等式(1)乃至(3)において、1-D相関及び1-Dサーチングだけが、軸のモーションをトラッキングするために使われるとき、上記の式は $L=0$ 及び $J=0$ に単純化され、それによって、

$$\rho'_{k, n}(x, y) = \frac{\sum_{i=-M}^{i=M} W_i [G_0(x+i, y) G_n^*(x+k+i, y)]}{\left[\sum_{i=-M}^{i=M} W_i |G_0(x+i, y)|^2 \right]^{1/2} \left[\sum_{i=-M}^{i=M} W_i |G_n(x+k+i, y)|^2 \right]^{1/2}} \quad (5)$$

に低減される。

【 0 0 4 6 】

対応する相関カーネル236はサイズ $2M+1$ である。等式(5)の右側における値「 x 」は、開始ポイント234、すなわち $G_n(x, y)$ ($0 \leq n \leq N$) に対する $(x_p + [DAC], y_q)$ によって置換される。ラグ k 、従って範囲 $[-K, K]$ は、等式(5)の繰り返し実行に渡って増加される。従ってサーチエリアの範囲は、相関カーネル236の中心の何れかの軸側の $M+k$ ピクセルスペーシングユニット222になる。相関係数 $\rho'_{k, n}(x, y)$ の最大値であることがわかる値に関連するラグ k は、相関係数カーブのピーク及び対応する、または「最大の」ラグ k_{max} を検出するために補間において使われる。ラグ k_{max} は軸方向136にあるため、それはベクトルである。ステップ1からの推定 $[DAC]$ 226は、同様に同じ方向136におけるベクトルである。2つのベクトル（または同等に1-Dケースにおけるスカラー）は、ピクセル (x_p, y_q) に対して、修正変位、すなわち変位の改善された測定値を導出するために加えられる

。2Dケースにおいて、加えられるベクトルの両方は二次元である。 $G_n(x, y)$ ($0 < n \leq N$) に対して「x」の値のための置換として開始ポイント234を使う代わりとして、 $(x_p - [DAC], y_q)$ は、 $G_0(x, y)$ における「x」のための置換として使われ得る。

【0047】

操作上、図3における典型的なプロシージャ300に関して、収集カウンタは、ゼロに初期化される(ステップS302)。

【0048】

プローブ128は、120から間隔をおいて離れて、患者または被検体に接触して位置される(ステップS304)。

【0049】

参照画像227は収集され、すなわち、イメージング収集がなされる(ステップS306)。

【0050】

特に、ステップS306を実行する際、画像収集サブプロシージャ310は呼び出され、以下のように実行される。横方向位置カウンタはゼロに初期化される(ステップS308)。イメージング深度カウンタはゼロに同様に初期化される(ステップS310)。超音波パルス140は現在の横方向位置124においてプローブ128によって放出される(ステップS312)。RF信号144は、現在のイメージング深度148からもたらされる超音波エコーから収集される(ステップS314)。それが最後の深度でない(ステップS316)場合、深度カウンタはインクリメントされ(ステップS318)、サンプル受信ステップS314に戻される。その代わり、それが最後の深度である(ステップS316)場合、深度カウンタは消去される(ステップS319)。現在の位置124が最後の位置でない(ステップS320)場合、位置カウンタはインクリメントされ(ステップS322)、処理はパルス放出ステップS312に分岐して戻される。他方、現在の位置が最後の位置である(ステップS320)場合、複素解析信号が収集されるRFデータから導出される(ステップS324)。導出される解析信号は、記憶されたRF信号に対応して記憶される(ステップS326)。代わりにたとえば、相関ラグ補間が多項式フィッティング技術を介してなされる場合、複素解析データは生成されないか、又は必要とされない。同様に、複素ベースバンドデータは、ステップ1及び2におけるRFデータの役割を果たしてもよい。

【0051】

主なプロシージャ300を再び参照すると、プッシュパルスは放出される(ステップS328)。ここで、単一のプッシュパルスが全プロシージャ300のために放出されると仮定されるが、代わりに後に、余分のトラッキングのために必要とされる期間の間、可能な患者のモーションからのより大きなグローバルバックグラウンドノイズを使って余分のトラッキングを可能にするために、更なる一つ又はそれより多くのプッシュパルスが存在し得る。現在、画像収集がまだ続けられる(ステップS330)場合、収集カウンタはインクリメントされ(ステップS332)、画像収集サブプロシージャ310はトラッキングのために呼び出され(ステップS334)、ステップS330に戻される。しかしながら、画像収集はもはや続けられない(ステップS330)場合、処理は変位が測定されるべき収集データにおける第一の横方向位置124を指す(ステップS335)。処理は現在の横方向位置124における第一のピクセル (x_p, y_q) を指す(ステップS336)。等式(1)による自己相関はゼロラグにおいて実行される(ステップS338)。等式(3)は、複素値化自己相関係数 R_n の位相を引き出すために使用される(ステップS340)。位相は、先行する収集の位相決定に基づいてアンラップされる(ステップS342)。等式(2)は、現在のピクセルに対する軸の変位DACを推定するために使われる(ステップS344)。DACは定量化変位[DAC]226をもたらしするために定量化される。(ステップS346)。自己相関において使われる相関カーネル203はこの場合、シフトされ、後続する相互相関のためのシフトカーネル236がもたらされる(ステップS348)。相関ラグ k の絶対値は、たとえば何が、ステップ1からの推定226を補正するために必要とされる最も小さなサーチになるかに基づいて初期化される(ステップS350)。例えば、代表的な100 μm の所定の相互相関サーチエリアは、30 μm に低減されることができ、それは提案された2ステップ方法の利点である。ラグ k は K の間で変化するので、等式(5)による相

10

20

30

40

50

互相関は繰り返し毎に複素解析信号を使う（ステップS352）。これはステップ1における制限ではなく、RF、複素解析または複素ベースバンド信号の何れの組合せが使われてもよい。繰り返しにおいて生成される係数 $\rho_{k,n}(x,y)$ のセットから、最大係数 $\rho_{\max}$ は選ばれ、自己相関係数のためになされるように、その位相240は決定される（ステップS354）。逆極性の位相242による繰り返し態様の最近接係数が選ばれ、補間が、ゼロ交差244から補間相関 $\text{lag}_{\max}$ 及び対応する補間最大相互相関係数 $\rho_{\max}$ を決定するために使われる（ステップS356）。 $\rho_{\max}$ が画像マッチング閾値または「基準」TIMを満たさない（ステップS358）場合、ラグkは増やされる（ステップS360）。問合せは、ラグkがこの場合、最大ラグ閾値TMLより大きいかに関してなされる（ステップS362）。ラグkがTMLより大きくない（ステップS362）場合、等式(5)の相互相関はステップS360のほんの先行するインスタンスによって導入されるkの介入値の各々に対して繰り返される（ステップS364）。ステップS354に戻される。他方、 $\rho_{\max}$ がTIMを満たす（ステップS358）か、又はラグkがTMLを超える（ステップS362）場合、ベクトル追加は実行され、定量化変位 [DAC] 226は補間相関 $\text{lag}_{\max}$ を用いて合計される（ステップS366）。より多くのピクセル (xp, yq) が処理され続ける（ステップS368）場合、ピクセルポインタはインクリメントされ（ステップS370）、自己相関ステップS338に戻される。他方、何れのピクセルも処理されない（ステップS368）が、より多くの空間位置が処理される（ステップS372）場合、位置ポインタはインクリメントされ（ステップS374）、処理はステップS336に戻る。

【 0 0 5 2 】

上でここに提案される方法は、生体内臨床データを使って確認された。改善されたモーショントラッキングの達成は、他のアルゴリズムと比較して、データの後処理において、2ステップ方法に対して見つけられた。より高いモーショントラッキング達成率は、同じ検査時間中におけるより良い診断性能のための、より有効な臨床データを意味する。

【 0 0 5 3 】

本発明の方法論は人間又は動物の被検体に医療診断に提供する際に有利に適用されることができ、本発明の範囲が限定されることはない。より広くは、ここに開示される技術は、生体内又は生体外における、改善された剪断波に基づくモーショントラッキングに向けられる。

【 0 0 5 4 】

本発明は、図面及び上述の記載において詳細に図示されると共に記載されているが、このような図面及び記載は例示的であり、限定的なものでないことは考慮されるべきであり、本発明は開示の実施例に限定されるものではない。

【 0 0 5 5 】

たとえば、代わりの時間ドメインに基づくモーショントラッキングアルゴリズムの例は、ブロックマッチング最小差法である。

【 0 0 5 6 】

開示される実施形態に対する他のバリエーションは、図面、本開示及び従属請求項の精査から、請求される発明を実施する際に当業者によって理解され及び達成され得る。請求項において、単語「有する (comprising)」は、他の要素又はステップを排除せず、不定冠詞「a」又は「」は、複数を排除しない。請求項におけるレファレンス符号は何れも、範囲を制御部するように移動されるべきではない。

【 0 0 5 7 】

コンピュータプログラムが、光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読取可能媒体上に、瞬間的に、一時的に、又は長期間にわたって記憶されることができる。こうした媒体は、一時的な伝播信号ではないという意味に限り非一時的であり、しかしながら、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、他の形式のコンピュータ読取可能媒体を含む。

【 0 0 5 8 】

単一のプロセッサ又は他のユニットが、請求項に列挙された一つより多くの項目の関数を満たしてよい。特定的手段が互いに異なる従属請求項に列挙されているという単なる事

10

20

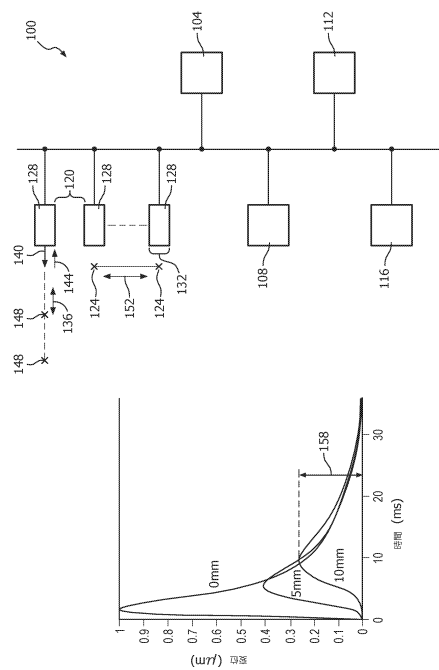
30

40

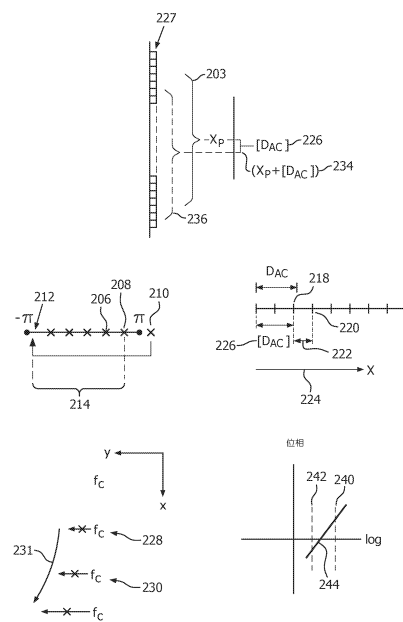
50

実は、これらの手段の組み合わせを使用しても利点を得られないことを示すものではない。
。

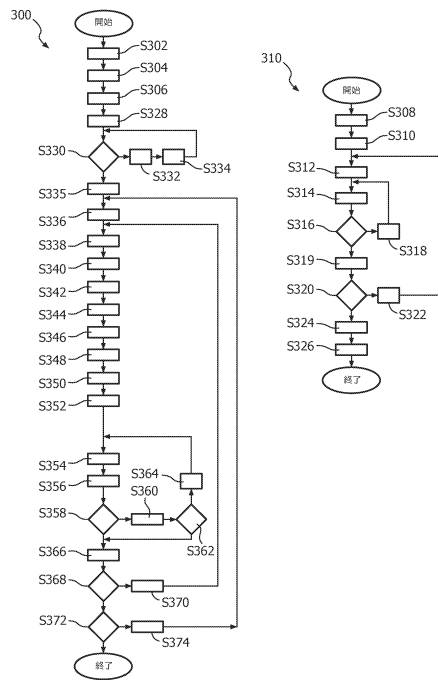
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

- (72)発明者 シー ファ
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 ビルディング
5
- (72)発明者 ゴウ シーウェイ
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 ビルディング
5
- (72)発明者 ロバート ジャン - 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 テック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 シャムダサーニ ヴィジェイ タクール
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 ビルディング
5

審査官 永田 浩司

- (56)参考文献 特開平08 - 191834 (JP, A)
特開2012 - 081269 (JP, A)
特開2012 - 125549 (JP, A)
特表2012 - 531937 (JP, A)
特表2012 - 533329 (JP, A)
特表2013 - 512026 (JP, A)
国際公開第2013 / 147298 (WO, A1)
米国特許出願公開第2011 / 0263978 (US, A1)

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

专利名称(译)	超声剪切波弹性成像中的自相关指导互相关		
公开(公告)号	JP6266133B2	公开(公告)日	2018-01-24
申请号	JP2016567347	申请日	2015-05-11
[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	シーファ ゾウシーウェイ ロバートジャンリュック シャムダサーニヴィジエイタクル		
发明人	シーファ ゾウシーウェイ ロバートジャンリュック シャムダサーニヴィジエイタクル		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/485 G01S7/52022 A61B8/4245 A61B8/4477 A61B8/5215		
FI分类号	A61B8/08.ZDM A61B8/14		
审查员(译)	永田浩二		
优先权	61/994370 2014-05-16 US		
其他公开文献	JP2017515575A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波运动估计方法包括在剪切波的传播方向上传送彼此间隔开的多个超声波脉冲的步骤，以跟踪由剪切波引起的轴的运动。轴向推动引起剪切波。基于运动，自相关用于估计轴的位移。估计被用作基于时域的运动跟踪算法中的起点234，以修改估计以产生修改的位移。修改可以构成对估计的改进。发送的步骤可以从几个声窗对应，多个超声成像探头的可以通过相应窗口被成像来实现。自相关和算法对通过脉冲收集的成像进行操作，所述脉冲用于跟踪由推动引起的波动所带来的运动，这尤其是单次推动。该算法可以包括跨越搜索区域的互相关，该搜索区域在图像匹配标准S358下递增地增加。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6266133号 (P6266133)	
(45) 発行日 平成30年1月24日 (2018. 1. 24)		(24) 登録日 平成30年1月5日 (2018. 1. 5)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 0 8 (2006. 01) A 6 1 B 8 / 1 4 (2006. 01)		F I A 6 1 B 8 / 0 8 Z D M A 6 1 B 8 / 1 4			
請求項の数 24 (全 15 頁)					
(21) 出願番号 特願2016-567347 (P2016-567347) (86) (22) 出願日 平成27年5月11日 (2015. 5. 11) (65) 公表番号 特表2017-515575 (P2017-515575A) (43) 公表日 平成29年6月15日 (2017. 6. 15) (86) 国際出願番号 PCT / 182015 / 053441 (87) 国際公開番号 W02015 / 173709 (87) 国際公開日 平成27年11月19日 (2015. 11. 19) (87) 審査請求日 平成28年11月10日 (2016. 11. 10) (31) 優先権主張番号 61 / 994, 370 (32) 優先日 平成26年5月16日 (2014. 5. 16) (33) 優先権主張国 米国 (US) 早期審査対象出願		(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 5656 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 n 100122769 弁理士 苗田 秀仙			
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 線形音波駆動エラストグラフィにおける自己調整ガイド相互相関					

(54) 【発明の名称】 超音波剪断波エラストグラフィにおける自己相関ガイド相互相関