

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6263380号
(P6263380)

(45) 発行日 平成30年1月17日 (2018. 1. 17)

(24) 登録日 平成29年12月22日 (2017. 12. 22)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08 Z DM

請求項の数 16 外国語出願 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2013-266224 (P2013-266224)
 (22) 出願日 平成25年12月25日 (2013. 12. 25)
 (65) 公開番号 特開2014-128661 (P2014-128661A)
 (43) 公開日 平成26年7月10日 (2014. 7. 10)
 審査請求日 平成28年12月19日 (2016. 12. 19)
 (31) 優先権主張番号 201210593023.9
 (32) 優先日 平成24年12月31日 (2012. 12. 31)
 (33) 優先権主張国 中国 (CN)

(73) 特許権者 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
 ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
 エルシー
 アメリカ合衆国、53188、ウィスコン
 シン州、ワウケシャ、ノース・グランドヴ
 ユー・ブルバード、300
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久
 (74) 代理人 100113974
 弁理士 田中 拓人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 剪断波中の背景ノイズを除去するための方法及び関連超音波イメージング・システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

剪断波中の背景ノイズを除去するように超音波イメージング・システムを動作させるための方法であって、

プッシュ・パルス・ベクトルに沿ってプッシュ・パルスを送信する段階と、

前記背景ノイズを捕獲するために、前記プッシュ・パルス・ベクトルから、遠く離れて同じ方向において異なる距離を有する第1群の複数の位置で第1群の焦点追跡パルスを送信する段階であって、前記焦点追跡パルスは前記同じ方向において前記異なる距離に沿って交互に順番に送信される段階と、

前記第1群の焦点追跡パルスに応答して第1群のインターリーブされた焦点エコー信号を受信する段階と、

前記第1群の焦点エコー信号を処理して、時間につれて変化する第1群の組織変位情報を決定する段階と、

前記プッシュ・パルス・ベクトルに隣接した第2群の複数の位置で第2群の焦点追跡パルスを交互に順番に送信する段階と、

前記第2群の焦点追跡パルスに応答して第2群の焦点エコー信号を受信する段階と、

前記第2群の焦点エコー信号を処理して、時間につれて変化する第2群の組織変位情報を決定する段階と、

前記第1群の組織変位情報を前記第2群の組織変位情報から減算して、前記背景ノイズを除外した減算後の一群の組織変位情報を求める段階と、

10

20

を有する方法。

【請求項 2】

前記第 1 群の複数の位置の中の位置の数は、前記第 2 群の複数の位置の中の位置の数に等しい、請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記第 1 群の複数の位置の中の位置の数及び前記第 2 群の複数の位置の中の位置の数はそれぞれ 2 である、請求項 1 記載の方法。

【請求項 4】

前記第 1 群の複数の位置の中の位置の数及び前記第 2 群の複数の位置の中の位置の数は、それぞれ 3 つ以上である、請求項 1 記載の方法。

【請求項 5】

前記第 1 群の複数の位置の中の位置の数は、前記第 2 群の複数の位置の中の位置の数に等しくない、請求項 1 記載の方法。

【請求項 6】

更に、前記減算後の一群の組織変位情報に従って剪断波速度値を計算する段階を有する請求項 1 記載の方法。

【請求項 7】

更に、前記剪断波速度値に従ってヤング率を計算する段階を有する請求項 6 記載の方法。

【請求項 8】

前記背景ノイズが患者の心臓の動き又は呼吸運動に由来する、請求項 1 記載の方法。

【請求項 9】

プッシュ・パルス・ベクトルに沿ってプッシュ・パルスを送信し、前記背景ノイズを捕獲するために、前記プッシュ・パルス・ベクトルから、遠く離れて同じ方向において異なる距離を有する第 1 群の複数の位置で、前記同じ方向において前記異なる距離に沿って交互に順番に送信されるように第 1 群の焦点追跡パルスを送信し、前記第 1 群の焦点追跡パルスに応答して第 1 群のインターリーブされた焦点エコー信号を受信することのできる超音波プローブを有し、

前記第 1 群の焦点エコー信号を処理して、時間につれて変化する第 1 群の組織変位情報を決定することができる超音波イメージング・システムであって、

前記超音波プローブが更に、前記プッシュ・パルス・ベクトルに隣接した第 2 群の複数の位置で第 2 群の焦点追跡パルスを交互に順番に送信し、前記第 2 群の焦点追跡パルスに
応答して第 2 群の焦点エコー信号を受信することができ、

前記超音波イメージング・システムが更に、前記第 2 群の焦点エコー信号を処理して、時間につれて変化する第 2 群の組織変位情報を決定し、次いで前記第 1 群の組織変位情報を前記第 2 群の組織変位情報から減算して、前記背景ノイズを除外した減算後の一群の組織変位情報を求めることができる超音波イメージング・システム。

【請求項 10】

前記第 1 群の複数の位置の中の位置の数は、前記第 2 群の複数の位置の中の位置の数に等しい、請求項 9 記載の超音波イメージング・システム。

【請求項 11】

前記第 1 群の複数の位置の中の位置の数及び前記第 2 群の複数の位置の中の位置の数はそれぞれ 2 である、請求項 10 記載の超音波イメージング・システム。

【請求項 12】

前記第 1 群の複数の位置の中の位置の数及び前記第 2 群の複数の位置の中の位置の数は、それぞれ 3 つ以上である、請求項 10 記載の超音波イメージング・システム。

【請求項 13】

前記第 1 群の複数の位置の中の位置の数は、前記第 2 群の複数の位置の中の位置の数に等しくない、請求項 9 記載の超音波イメージング・システム。

【請求項 14】

前記超音波イメージング・システムは更に、前記減算後の一群の組織変位情報に従って剪断波速度値を計算することができる、請求項9記載の超音波イメージング・システム。

【請求項15】

前記超音波イメージング・システムは更に、前記剪断波速度値に従ってヤング率を計算することができる、請求項14記載の超音波イメージング・システム。

【請求項16】

前記背景ノイズが患者の心臓の動き又は呼吸運動に由来する、請求項9記載の超音波イメージング・システム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般的に云えば、超音波検出の分野に関し、より詳しく云えば、剪断波中の背景ノイズを除去するための方法及び装置、並びに該装置を有する超音波イメージング・システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波検出は現在の医療分野において一般的な検出手段である。音波が不均質媒体中を伝播するとき、音響放射力が生成される。音響放射力は組織(tissue)の生体力学的弾性を特徴付けることができ、これは材料化学及び医学的診断の分野での研究において関心を引き起こしている。

20

【0003】

長い期間にわたって、診断用イメージングの目的の1つは、組織の精密な特徴付けである。臨床医学者が望んでいることは、身体器官の診断領域を求めることであり、また診断システムを用いて、組織の特徴を画像中で識別することである。理想的には、臨床医学者が期待していることは、イメージング・システムにより、病理学的状態が悪性であるか又は良性であるかを識別することである。上記の目的を満たすために様々な努力が為されているが、診断用イメージングは組織の組成に関する手掛かりを臨床医学者に対して依然として示すことができる。当該分野に関する技術の1つは、身体内の組織の弾性又は硬さの程度を測定するのに使用するための弾性イメージングである。例えば、非常に硬い乳房腫瘍又はしこりは悪性の可能性があり、他方、比較的軟らかく且つ可撓性のしこりは良性である可能性がある。しこりの硬さの程度としこりの悪性度又は良性度との間の関連性により、弾性イメージングは、診断を行い且つ関連した治療の問題解決手法を考え出すための有用な別の証拠を、臨床医学者に対して提供する。

30

【0004】

1つの問題解決手法は、剪断波を測定することである。身体中の或る1つの点における圧縮が解放される時、下側層の組織が下向きに圧縮され、次いで圧縮力の解放の際に上向きに跳ね返る。その際、圧縮力を受けている組織は周囲の組織に連続的に連結されているので、カベクトルの側方向に位置する未圧縮の組織もまた、圧縮された組織の上下の動きに応答するようになる。側方向におけるこの凹み(dimple)効果はまた、剪断波と呼ばれており、これは、下向きの圧縮力に対する周囲組織によって生じる応答として作用する。更に、組織を下向きに押すのに必要な力は、超音波パルスからの放射圧力によって生成することができること、また更に超音波は、剪断波によって誘起された組織の動きを受けて、認識し及び測定するために使用することができることが判明している。剪断波速度が局部組織の機械的性質によって決定される。剪断波は軟組織を或る特定の速度で通過し、また硬組織をより高い速度で通過する。身体中の或る一点で剪断波の速度を測定することによって、組織の剪断弾性率、ヤング率及び動的剪断粘度のような、関連組織の性質に関する情報を得ることができる。側方向に伝播される剪断波は、容易に検出できるように、低速で、通常は毎秒数メートル又はそれよりも低い速度で伝播されるが、剪断波は数センチメートル以下の距離で急速に減衰する。各測定のために同じ「プッシュ・パルス(push pu

40

50

ls) 」を繰り返すことができるので、剪断波技術は、超音波によって組織の性質を客観的に定量化するのに役立つ。更に、剪断波速度はプッシュ・パルス強度から独立しており、これによって、測定がユーザーによって左右されないようにする。

【 0 0 0 5 】

音響放射力イメージング (A R F I) は、放射力を小さな組織ボリュームへ集めるために集束超音波を用いている。次いで、通常の超音波を使用することにより、組織の剪断波変位を追跡し、超音波に基づく関連方法により組織の弾性を計算する。A F R I 法による画像は、組織の機械的インパルス応答情報を提供する。B モード (白黒モード) の場合、A F R I 法は、特に肺野及び胸部に適用されたとき、コントラスト比を改善することができる。組織が病理学的変化を受けているとき、弾性は著しく変化することがある。多くの臨床研究により、組織の弾性についての情報が癌の診断及び治療に不可欠であることが実証されている。A R F I 画像は、B モード画像を補完するものであって、組織の機械的特性を特徴づけるための有用な方法である。

10

【 0 0 0 6 】

それにも拘わらず、A R F I はまた弱点もある。その主な弱点は、剪断波の振幅が非常に小さく、10 μ m 程度に過ぎず、それにより A F R I がシステムの電子ノイズ及び患者の体動、特に心臓の動き又は呼吸運動、などのようなノイズの影響を受け易いことであり、このようなノイズは剪断波変位についての推定に影響を与える。従来技術における、上記の問題に対する解決策は、音波ビーム送出電圧又はその持続時間を増大することである。それにも拘わらず、該解決策は、米国食品医薬品局 (F D A) によって課せられる制約を超える程度までも、音響出力を著しく増大させている。

20

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、上記の問題に対処することである。

【 発明の概要 】

【 0 0 0 8 】

前に述べた目的のために、本発明は、剪断波中の背景ノイズを除去するための方法を提供する。本方法は、プッシュ・パルス・ベクトルに沿ってプッシュ・パルスを送信する段階と、前記プッシュ・パルス・ベクトルから遠く離れた第 1 群の複数の位置で第 1 群の焦点追跡 (focus track) パルスを送信する段階と、前記第 1 群の焦点追跡パルスに回答して第 1 群の焦点エコー信号を受信する段階と、前記第 1 群の焦点エコー信号を処理して、時間につれて変化する第 1 群の組織変位情報を決定する段階と、を有する。

30

【 0 0 0 9 】

本発明は更に、超音波イメージング・システムを提供し、該超音波イメージング・システムは、プッシュ・パルス・ベクトルに沿ってプッシュ・パルスを送信し、前記プッシュ・パルス・ベクトルから遠く離れた第 1 群の複数の位置で第 1 群の焦点追跡パルスを送信し、前記第 1 群の焦点追跡パルスに回答して第 1 群の焦点エコー信号を受信することのできる超音波プローブを有し、また該超音波イメージング・システムは、前記第 1 群の焦点エコー信号を処理して、時間につれて変化する第 1 群の組織変位情報を決定する。

【 0 0 1 0 】

本発明は、A R F I 超音波システムに適用することができる。本発明によれば、剪断波中に含まれる背景ノイズを除くことができ、またプッシュ・パルスの持続時間及び電圧を低減することができる。

40

【 0 0 1 1 】

本発明のこれらの及び他の目的及び特徴は、添付の図面を参照して以下の詳しい説明を読めばより良く理解されよう。図面では、全体を通じて同様な参照符号は同じ又は同様な要素を表す。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 2 】

【 図 1 A 】 図 1 A は、本発明の原理を示す概略図である。

【 図 1 B 】 図 1 B は、本発明の原理を示す概略図である。

50

【図2】図2は、本発明の一実施形態に従った、切断波中の背景ノイズを除去するための方法を示す概略図である。

【図3】図3は、組織変位情報に従って切断波速度値を計算する原理を例示する概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

本書で用いられる選ばれた用語が定義され、それらには、それらの用語の範囲内に入り且つ発明の実現に使用することのできる構成部品の様々な例や形態が含まれる。それらの例は制限ではない。これらの定義は単数形及び複数形の両方の用語を含むことができる。

【0014】

「一実施形態」、「様々な実施形態」、「一例」、「様々な例」などと云う場合、そのような実施形態（1つ又は複数）又は例（1つ又は複数）が、特別な特徴、構造、属性、性質又は制限を含み得ることを表す。とは云え、様々な実施形態又は様々な例の全てが、必ずしも特別な特徴、構造、属性、性質、要素又は制限を包含しているものではない。また、語句「一実施形態では」を繰り返し使用するが、これは、必ずしも同じ実施形態を表しているものではない。

【0015】

説明を簡潔にするために、以下の記載では、当業者に周知の幾つかの技術的特徴は省略する。

【0016】

図1A及び図1Bは、本発明の原理を図式的に示す。図1A及び図1Bにおいて、符号「10」は超音波プローブを表し、符号「11」は患者の身体又は模擬体を表し、符号「Push」はプッシュ・パルスを表し、「Track 1」及び「Track 2」是一群の追跡パルスを表し、及び「Track 1'」及び「Track 2'」は別の一群の追跡パルスを表す。

【0017】

超音波プローブを用いることにより、プッシュ・パルス・ベクトルの方向に沿って組織について超音波押し出しが実行されるように、組織に対して1つ以上のプッシュ・パルスを送信する。

【0018】

従来のARFIイメージングでは、プッシュ・パルスはカラー・ドップラー・パルスと同様である。プッシュ・パルスは、組織中に切断波を生成するように充分長くすべきである。プッシュ・パルスの後に一連の追跡パルスが続き、これらの追跡パルスは通常のBパルスと同様である。従来技術では、追跡パルスは常にプッシュ・パルスに隣接する。

【0019】

本発明によれば、追跡パルス対が2つの異なる位置で供給される。一方の位置は、図1Aに「Track 1」及び「Track 2」によって例示されているような位置である。この場合、追跡パルス「Track 1」及び「Track 2」は、プッシュ・パルス「Push」から遠く離れた位置に配置されて、組織からのノイズを捕獲するようにする。組織中の切断波は急速に減衰し、従って切断波は「Track 1」及び「Track 2」の位置では完全に減衰している、すなわち、その位置ではノイズ以外には何ら切断波はない。

【0020】

他方の位置は、従来技術における位置と同じであり、図1Bに「Track 1'」及び「Track 2'」で例示されているような、ノイズを含む切断波を収集する位置である。

【0021】

最後に、第1の位置における信号が第2の位置における信号から減算されて、ノイズを含まない切断波が求められる。このようにして、組織中のノイズの影響を除去することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 2 】

図 2 は、本発明の一実施形態に従った、剪断波中の背景ノイズを除去するための方法 2 0 0 を図式的に示す。

【 0 0 2 3 】

本発明の一実施形態によれば、方法 2 0 0 は段階 2 1 0 ~ 2 4 0 を含むことができる。

【 0 0 2 4 】

段階 2 1 0 において、プッシュ・パルス・ベクトルに沿ってプッシュ・パルスを送信する。本発明の好ましい一実施形態によれば、先ずプッシュ・パルスの比較的長いビームを 1 つのフレームで送信する。パルスによる励起時に、水平に伝播される剪断波が焦点組織へ生じる。

10

【 0 0 2 5 】

段階 2 2 0 において、プッシュ・パルス・ベクトルから遠く離れた第 1 群の複数の位置で第 1 群の焦点追跡パルスを送信する。第 1 群の焦点追跡パルスは、図 1 A の「T r a c k 1」及び「T r a c k 2」に対応することができる。本発明の好ましい一実施形態によれば、複数の追跡パルス「T r a c k 1」及び「T r a c k 2」は、2 つの音波ビーム「T r a c k 1」及び「T r a c k 2」の位置において交互に送信することができ、この場合、「T r a c k 1」及び「T r a c k 2」を送信するための時間切換えが既定で既知であり、また「T r a c k 1」及び「T r a c k 2」の間の物理的距離が既定で既知である。

【 0 0 2 6 】

段階 2 3 0 において、第 1 群の焦点追跡パルスに应答して第 1 群の焦点エコー信号を受信する。例えば、各追跡パルス・ベクトルは時間的にインターリーブする態様で繰り返しサンプリングすることができ、従って、各追跡パルス・ベクトル位置が剪断波の結果としてシフトしたとき、そのシフトは、好ましくは、該ベクトルから得られた相次いで照会されたエコー・データを相関させることによって検出することができる。剪断波がプッシュ・パルス・ベクトルから離れる側方向に沿って動くとき、追跡パルスの位置決めもまた、剪断波の伝播を追跡するように側方向に沿ってシフトさせることができる。

20

【 0 0 2 7 】

段階 2 4 0 において、第 1 群の焦点エコー信号を処理して、時間につれて変化する第 1 群の組織変位情報を決定する。第 1 群の焦点追跡パルスがプッシュ・パルスから遠く離れて位置決めされているので、剪断波は完全に減衰している。第 1 群の組織変位情報は、組織中の背景ノイズによって引き起こされた変位を含むが、剪断波の伝播によって引き起こされた変位を含まない。

30

【 0 0 2 8 】

本発明の別の実施形態によれば、方法 2 0 0 はまた、段階 2 5 0 ~ 2 8 0 を含むことができる。

【 0 0 2 9 】

段階 2 5 0 において、第 2 群の焦点追跡パルスがプッシュ・パルス・ベクトルに隣接した第 2 群の複数の位置で送信される。第 2 群の焦点追跡パルスは、図 1 B の「T r a c k 1'」及び「T r a c k 2'」に対応することができる。本発明の好ましい一実施形態によれば、複数の追跡パルス「T r a c k 1'」及び「T r a c k 2'」は、2 つの音波ビーム「T r a c k 1'」及び「T r a c k 2'」の位置において交互に送信することができ、この場合、「T r a c k 1'」及び「T r a c k 2'」を送信するための時間切換えが既定で既知であり、また「T r a c k 1'」及び「T r a c k 2'」の間の物理的距離が既定で既知である。

40

【 0 0 3 0 】

段階 2 6 0 において、第 2 群の焦点追跡パルスに应答して第 2 群の焦点エコー信号を受信する。

【 0 0 3 1 】

段階 2 7 0 において、第 2 群の焦点エコー信号を処理して、時間につれて変化する第 2

50

群の組織変位情報を決定する。第2群の組織変位情報は、剪断波の伝播によって引き起こされた変位と組織中の背景ノイズによって引き起こされた変位との両方を含む。背景ノイズは、例えば、患者の心臓の動き又は呼吸運動に由来する。

【0032】

段階280において、第1群の組織変位情報を第2群の組織変位情報から減算して、減算後の一群の組織変位情報を求める。減算後の一群の組織変位情報は、剪断波によって引き起こされた組織変位のみを含み、これによって剪断波信号中の背景ノイズが除去されている。

【0033】

本発明の一実施形態によれば、第1群の複数の位置の中の位置の数は、第2群の複数の位置の中の位置の数に等しい。

10

【0034】

本発明の一実施形態によれば、図1A及び図1Bに例示されているように、第1群の複数の位置の中の位置の数及び第2群の複数の位置の中の位置の数はそれぞれ2である。

【0035】

本発明の一実施形態によれば、第1群の複数の位置の中の位置の数は第2群の複数の位置の中の位置の数に等しく、その各々の数は3つ以上である。この実施形態では、各群の位置の中の異なる位置に対応する組織変位情報は、まず、各群の組織変位情報の中に含まれる組織変位情報の数が2になるように、平均化することができる。例えば、第1群の位置は、追跡パルス「Track 1」、「Track 2」及び「Track 3」に対応する3つの位置より成り、また第2群の位置は、追跡パルス「Track 1'」、「Track 2'」及び「Track 3'」に対応する3つの位置より成る。次いで、「Track 1」及び「Track 2」に対応する組織変位情報を平均化して、「Track 12」を得ることができ、また「Track 2」及び「Track 3」に対応する組織変位情報を平均化して、「Track 23」を得ることができる。このようにして、ノイズのみを含む剪断波及びノイズの両方を含む一群の組織変位情報「Track 12」及び「Track 23」を得ることができる。その後、「Track 1'」及び「Track 2'」に対応する組織変位情報を平均化して、「Track 1'2'」を得ることができ、また「Track 2'」及び「Track 3'」に対応する組織変位情報を平均化して、「Track 2'3'」を得ることができる。このようにして、剪断波及びノイズの両方を含む一群の組織変位情報「Track 1'2'」及び「Track 2'3'」を得ることができる。最後に、前者の一群の組織変位情報「Track 12」及び「Track 23」を後者の一群の組織変位情報「Track 1'2'」及び「Track 2'3'」から減算し、これによって、剪断波のみを含む一群の組織変位情報が得られる。ここで、関連した平均化方法は上記方法に限定されず、当該分野で知られている又は将来開発される任意の平均化方法とすることができることに留意されたい。

20

30

【0036】

本発明の一実施形態によれば、第1群の複数の位置の中の位置の数は、第2群の複数の位置の中の位置の数に等しくない。この実施形態では、相対的に数の多い方の位置に関する一群の組織変位情報をまず平均化して、これにより2つの群の組織変位情報の数を互いに等しくすることができる。

40

【0037】

本発明の一実施形態によれば、減算後の一群の組織変位情報に従って剪断波速度値を計算することができる。例えば、繰り返しサンプリングされた追跡パルス・ベクトルからのデータは、剪断波が追跡パルス・ベクトルの各点におけるピーク値変位をトリガする時間を見い出すように処理することができ、これは、好ましくは、曲線当てはめ又は補間を介して、相次ぐ変位測定結果を相間させることによって実現される。隣接するサンプリングされたベクトルの中の様々な点においてピーク値変位が生じる時間を分析することにより、特定のベクトル位置に対応する剪断波の速度の測定結果が得られよう。

【0038】

50

図3について説明すると、図3は、組織変位情報に従って剪断波速度値を計算する原理を例示する概略図である。例えば、「Track 1」の位置において時間につれて変化する組織の変位を、後処理アルゴリズムにより算定することができ、この変位は剪断波の伝播により生じる。同様にして、「Track 2」の位置において時間につれて変化する組織の変位を算定することができる。「Track 1」の位置における変位の最大値 $d_1(\max)$ と「Track 2」の位置における変位の最大値 $d_2(\max)$ との間の時間差 T は、「Track 1」の位置から「Track 2」の位置への剪断波の伝播のために必要とされる期間と見なすことができ、また更に、関心のある組織中の剪断波の伝播速度を算定することができる。具体的に述べると、

$$\text{剪断波速度} = (d_1(\max) - d_2(\max)) / T$$

である。

【0039】

本発明の一実施形態によれば、ヤング率を剪断波速度値に従って計算することができる。別の方法で述べると、速度変化は組織中の硬さ又は弾性の異なる程度を示す。剪断波の伝播速度と組織のヤング率との間に下記のような関係があるので、ヤング率を導き出すことができる。

【0040】

$$\text{剪断波速度} = [E / (2(1 + \nu)\rho)]^{1/2}$$

ここで、 E はヤング率であり、 ρ は組織の密度であり、また ν はポアソン比である。

【0041】

本発明の一実施形態によれば、背景ノイズは、患者の心臓の動き又は呼吸運動により生じる。

【0042】

剪断波は非常に急速に減衰するので、一般に、単一のプッシュ・パルス・ベクトルを用いることによって画像フィールド全体の剪断波データを収集することは不可能である。従って、組織の別の領域における剪断波速度測定結果を収集するように、組織の別の位置において上記のプロセスを繰り返すことが必要である。該プロセスは、期待される画像フィールド全体における剪断波の収集が完了するまで繰り返される。

【0043】

本発明はまた、下記の超音波プローブを有する超音波イメージング・システムを提供する。

【0044】

超音波プローブは、プッシュ・パルス・ベクトルに沿ってプッシュ・パルスを送信することができる。本発明の好ましい一実施形態によれば、先ずプッシュ・パルスの比較的長いビームを1つのフレームで送信する。パルスによる励起時に、水平に伝播される剪断波が焦点組織へ生じる。

【0045】

超音波プローブはまた、プッシュ・パルス・ベクトルから遠く離れた第1群の複数の位置で第1群の焦点追跡パルスを送信することができる。第1群の焦点追跡パルスは、図1Aの「Track 1」及び「Track 2」に対応することができる。本発明の好ましい一実施形態によれば、複数の追跡パルス「Track 1」及び「Track 2」は、2つの音波ビーム「Track 1」及び「Track 2」の位置において交互に送信することができ、この場合、「Track 1」及び「Track 2」を送信するための時間切換えが既定で既知であり、また「Track 1」及び「Track 2」の間の物理的距離が既定で既知である。

【0046】

超音波プローブはまた、第1群の焦点追跡パルスに応答して第1群の焦点エコー信号を受信することができる。例えば、各追跡パルス・ベクトルは時間的にインターリーブする態様で繰り返しサンプリングすることができ、従って、各追跡パルス・ベクトル位置が剪断波の結果としてシフトしたとき、そのシフトは、好ましくは、該ベクトルから得られた

10

20

30

40

50

相次いで照会されたエコー・データを相関させることによって検出することができる。剪断波がプッシュ・パルス・ベクトルから離れる側方向に沿って動くとき、追跡パルスの位置決めもまた、剪断波の伝播を追跡するように側方向に沿ってシフトさせることができる。

【0047】

本発明の超音波イメージング・システムは、第1群の焦点エコー信号を処理して、時間につれて変化する第1群の組織変位情報を決定することができる。第1群の焦点追跡パルスがプッシュ・パルスから遠く離れて位置決めされているので、剪断波は減衰している。第1群の組織変位情報は、組織中の背景ノイズによって引き起こされた変位を含むが、剪断波の伝播によって引き起こされた変位を含まない。

10

【0048】

超音波プローブはまた、第2群の焦点追跡パルスがプッシュ・パルス・ベクトルに隣接した第2群の複数の位置で第2群の焦点追跡パルスを送信することができる。第2群の焦点追跡パルスは、図1Bの「Track1'」及び「Track2'」に対応することができる。本発明の好ましい一実施形態によれば、複数の追跡パルス「Track1'」及び「Track2'」は、2つの音波ビーム「Track1'」及び「Track2'」の位置において交互に送信することができ、この場合、「Track1'」及び「Track2'」を送信するための時間切換えが既定で既知であり、また「Track1'」及び「Track2'」の間の物理的距離が既定で既知である。

20

【0049】

超音波プローブはまた、第2群の焦点追跡パルスに応答して第2群の焦点エコー信号を受信することができる。

【0050】

本発明の超音波イメージング・システムはまた、第2群の焦点エコー信号を処理して、時間につれて変化する第2群の組織変位情報を決定することができる。第2群の組織変位情報は、剪断波の伝播によって引き起こされた変位と組織中の背景ノイズによって引き起こされた変位との両方を含む。背景ノイズは、例えば、患者の心臓の動き又は呼吸運動に由来する。

【0051】

本発明の超音波イメージング・システムはまた、第1群の組織変位情報を第2群の組織変位情報から減算して、減算後の一群の組織変位情報を求める。減算後の一群の組織変位情報は、剪断波によって引き起こされた組織変位のみを含み、これによって剪断波信号中の背景ノイズを除去する。

30

【0052】

本発明の一実施形態によれば、第1群の複数の位置の中の位置の数は、第2群の複数の位置の中の位置の数に等しい。

【0053】

本発明の一実施形態によれば、図1A及び図1Bに例示されているように、第1群の複数の位置の中の位置の数及び第2群の複数の位置の中の位置の数は、それぞれ2である。

【0054】

40

本発明の一実施形態によれば、第1群の複数の位置の中の位置の数及び第2群の複数の位置の中の位置の数は、それぞれ3つ以上である。この実施形態では、各群の位置の中の相異なる位置に対応する組織変位情報は、先ず、各群の組織変位情報の中に含まれる組織変位情報の数が2になるように、平均化することができる。例えば、第1群の位置は、追跡パルス「Track1」、「Track2」及び「Track3」に対応する3つの位置より成り、また第2群の位置は、追跡パルス「Track1'」、「Track2'」及び「Track3'」に対応する3つの位置より成る。次いで、「Track1」及び「Track2」に対応する組織変位情報を平均化して、「Track12」を得ることができ、また「Track2」及び「Track3」に対応する組織変位情報を平均化して、「Track23」を得ることができる。このようにして、ノイズのみを含む一群の

50

組織変位情報「Track 12」及び「Track 23」を得ることができる。その後、「Track 1'」及び「Track 2'」に対応する組織変位情報を平均化して、「Track 1'2'」を得ることができ、また「Track 2'」及び「Track 3'」に対応する組織変位情報を平均化して、「Track 2'3'」を得ることができる。。このようにして、剪断波及びノイズの両方を含む一群の組織変位情報「Track 1'2'」及び「Track 2'3'」を得ることができる。最後に、前者の一群の組織変位情報「Track 12」及び「Track 23」を後者の一群の組織変位情報「Track 1'2'」及び「Track 2'3'」から減算し、これによって、剪断波のみを含む一群の組織変位情報が得られる。ここで、関連した平均化方法は上記方法に限定されず、当該分野で知られている又は将来開発される任意の平均化方法とすることができることに留意されたい。

10

【0055】

本発明の一実施形態によれば、第1群の複数の位置の中の位置の数は、第2群の複数の位置の中の位置の数に等しくない。この実施形態では、相対的に数の多い方の位置に関する一群の組織変位情報を先ず平均化して、これにより2つの群の組織変位情報の数を互いに等しくすることができる。

【0056】

本発明の一実施形態によれば、超音波イメージング・システムはまた、減算後の一群の組織変位情報に従って剪断波速度値を計算することができる。例えば、繰り返しサンプリングされた追跡パルス・ベクトルからのデータは、剪断波が追跡パルス・ベクトルの各点におけるピーク値変位をトリガする時間を見い出すように処理することができ、これは、好ましくは、曲線当てはめ又は補間を介して、相次ぐ変位測定結果を相間させることによって実現される。隣接するサンプリングされたベクトルの中の様々な点においてピーク値変位が生じる時間を分析することにより、特定のベクトル位置に対応する剪断波の速度の測定結果が得られよう。

20

【0057】

本発明の一実施形態によれば、超音波イメージング・システムはまた、ヤング率を剪断波速度値に従って計算することができる。別の方法で述べると、速度変化は組織中の硬さ又は弾性の異なる程度を示す。剪断波の伝播速度と組織のヤング率との間に下記のような関係があるので、ヤング率を導き出すことができる。

30

【0058】

$$\text{剪断波速度} = [E / (2(1 + \nu)\rho)]^{1/2}$$

ここで、Eはヤング率であり、 ρ は組織の密度であり、また ν はポアソン比である。

【0059】

本発明の一実施形態によれば、背景ノイズは、例えば、患者の心臓の動き又は呼吸運動に由来する。

【0060】

本発明の技術的解決策はARFI超音波システムに適用することができる。本発明によれば、剪断波中に含まれている背景ノイズを除去することができる。従って、本発明は、音波ビームの持続時間又は送出電圧を増大する必要がないと云う点で従来技術とは異なる。

40

【0061】

本発明によれば、プッシュ・パルスの持続時間を短くすることができ、これによって音波出力を著しく低減することができる。従って、本発明は、FDAによって規定された制約内に音波出力を抑えるばかりでなく、患者から見ても一層信頼性がある。

【0062】

本発明は、後処理に採用されていた複雑なフィルタよりも良好な効果を持つ。

【0063】

上述した様々な実施形態は模範的なものであり且つ制限するものではないことに留意されたい。また更に、当業者には、特許請求の範囲から逸脱せずに、より多くの様々な代替

50

実施形態を考案することができよう。本書で用いられる用語「有する」は、「特許請求の範囲」及び明細書に列挙したもの以外の他の構成要素又は処理段階を排除することを意味していない。更に、本書に含まれている構成要素の数は、１つ又は複数とすることができる。

【符号の説明】

【 0 0 6 4 】

- 1 0 超音波プローブ
- 1 1 患者身体又は模擬体
- 2 0 0 方法

【図 1 A】

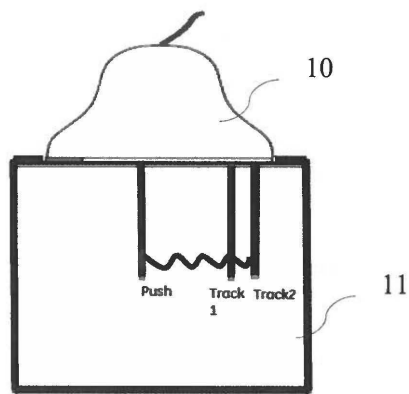


FIG. 1A

【図 1 B】

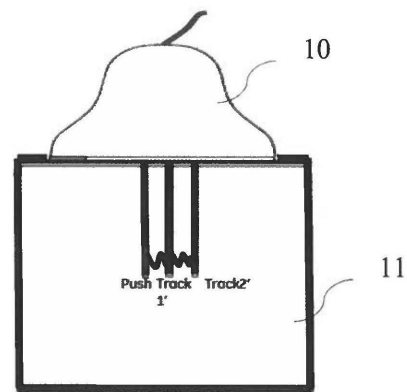


FIG. 1B

【図 2】

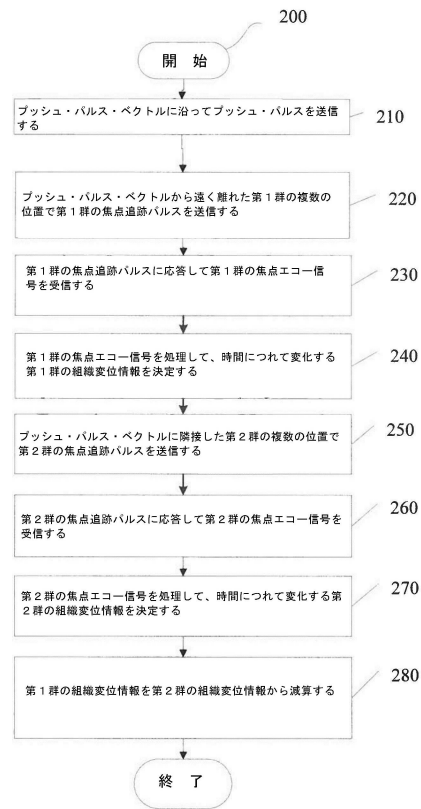


FIG. 2

【図 3】

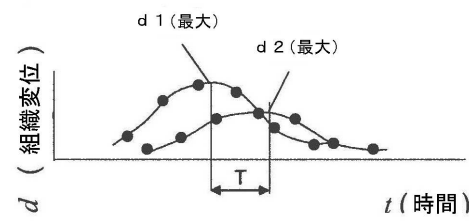


FIG. 3

フロントページの続き

- (72)発明者 ル・タン
中華人民共和国、チャンス・２１４０２８、ウーシ、ナショナル・ハイ・テック・デベレロプメン
ト・ゾーン、チャンジャン・ロード、ナンバー１９
- (72)発明者 シャオドン・ハン
中華人民共和国、シャンハイ・２０１２０３、シャンハイ、チャンジャン・ハイ・テック・パーク
、カイ・ルン・ロード、１８００番
- (72)発明者 ガン・チェン
中華人民共和国、シャンハイ・２０１２０３、シャンハイ、チャンジャン・ハイ・テック・パーク
、カイ・ルン・ロード、１８００番
- (72)発明者 リャン・シェン
中華人民共和国、フーバイ・４３００２２、ウーシ、ハンコウ、ジャンシェ・ロード、ナンバー５
６８

審査官 森口 正治

- (56)参考文献 国際公開第２０１２／０８０９１３（ＷＯ，Ａ１）
特表２０１３－５４４６１５（ＪＰ，Ａ）

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

专利名称(译)	去除剪切波中背景噪声的方法和相关的超声成像系统		
公开(公告)号	JP6263380B2	公开(公告)日	2018-01-17
申请号	JP2013266224	申请日	2013-12-25
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	ルタン シャオドンハン ガンチェン リャンシェン		
发明人	ル・タン シャオドン・ハン ガン・チェン リャン・シェン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/5276 G01S7/52077 A61B8/14 G01S7/52036 G01S7/52042		
FI分类号	A61B8/08.ZDM A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/EE04 4C601/HH08 4C601/HH16 4C601/JB42 4C601/JB45 4C601/JB48		
代理人(译)	小仓 博 田中 拓人		
优先权	201210593023.9 2012-12-31 CN		
其他公开文献	JP2014128661A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种消除剪切波中背景噪声的方法和各自的超声成像系统，该方法包括：沿推动脉冲矢量发送推动脉冲;在远离推动脉冲矢量的多个位置的第一组发送第一组聚焦轨道脉冲;响应于第一组聚焦轨道脉冲接收第一组聚焦回波信号;处理第一组聚焦回波信号以确定随时间变化的第一组组织位移信息。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6263380号 (P6263380)	
(45) 発行日 平成30年1月17日 (2018. 1. 17)		(24) 登録日 平成29年12月22日 (2017. 12. 22)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 0 8 (2006. 01)		F I A 6 1 B 8 / 0 8 Z D M			
請求項の数 16 外国語出願 (全 13 頁)					
(21) 出願番号 特願2013-266224 (P2013-266224)		(73) 特許権者 300019238			
(22) 出願日 平成25年12月25日 (2013. 12. 25)		ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー			
(65) 公開番号 特開2014-128661 (P2014-128661A)		アメリカ合衆国、5 3 1 8 8、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、3 0 0			
(43) 公開日 平成26年7月10日 (2014. 7. 10)		(74) 代理人 100137545			
審査請求日 平成28年12月19日 (2016. 12. 19)		弁理士 荒川 聡志			
(31) 優先権主張番号 201210593023. 9		(74) 代理人 100105588			
(32) 優先日 平成24年12月31日 (2012. 12. 31)		弁理士 小倉 博			
(33) 優先権主張国 中国 (CN)		(74) 代理人 100129779			
		弁理士 黒川 俊久			
		(74) 代理人 100113974			
		弁理士 田中 拓人			
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 断脈波中の寄量ノイズを除去するための方法及び関連超音波イメージング・システム					

(54) 【発明の名称】 剪断波中の背景ノイズを除去するための方法及び関連超音波イメージング・システム