

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-22828

(P2010-22828A)

(43) 公開日 平成22年2月4日(2010.2.4)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 16 OL (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2009-166383 (P2009-166383)
 (22) 出願日 平成21年7月15日 (2009.7.15)
 (31) 優先権主張番号 10-2008-0068909
 (32) 優先日 平成20年7月16日 (2008.7.16)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 597096909
 株式会社 メディソン
 MEDISON CO., LTD.
 大韓民国 250-870 江原道 洪川
 郡 南面陽▲徳▼院里 114
 114 Yangdukwon-ri, N
 am-myun, Hongchun-gu
 n, Kangwon-do 250-87
 0, Republic of Korea
 (74) 代理人 100082175
 弁理士 高田 守
 (74) 代理人 100106150
 弁理士 高橋 英樹

最終頁に続く

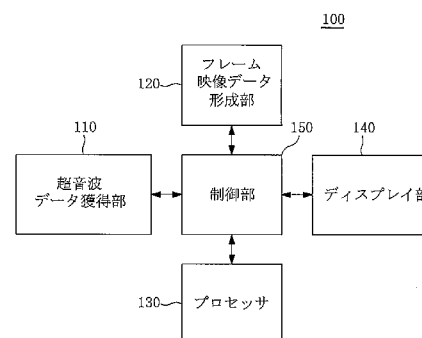
(54) 【発明の名称】 弾性映像を形成する超音波システム及び方法

(57) 【要約】

【課題】弾性映像を形成する超音波システム及び方法を提供する。

【解決手段】本発明による超音波システムは、超音波信号を対象体へ送信して前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信し、第1の超音波データを獲得して、前記対象体へ圧力が印加される間、超音波信号を前記対象体へ送信し、前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信して第2の超音波データを獲得するように動作する超音波データ獲得部と、前記第1の超音波データを用いて第1のフレーム映像データを形成し、前記第2の超音波データを用いて第2のフレーム映像データを形成するように動作するフレーム映像データ形成部と、前記第1及び第2のフレーム映像データを用いてストレインを算出し、前記ストレインを用いて基準値を設定し、前記基準値を用いて弾性映像を形成するように動作するプロセッサとを備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波システムであって、

超音波信号を対象体に送信して前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信し、第 1 の超音波データを獲得して、前記対象体に圧力が印加される間、超音波信号を前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信して第 2 の超音波データを獲得するように動作する超音波データ獲得部と、

前記第 1 の超音波データを用いて第 1 のフレーム映像データを形成し、前記第 2 の超音波データを用いて第 2 のフレーム映像データを形成するように動作するフレーム映像データ形成部と、

前記第 1 及び第 2 のフレーム映像データを用いてストレインを算出し、前記ストレインを用いて基準値を設定し、前記基準値を用いて弾性映像を形成するように動作するプロセッサと

を備えることを特徴とする超音波システム。

【請求項 2】

前記基準値は、前記ストレインの頻度数の最大値及び前記ストレインの平均値のうちのいずれか一つを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 3】

前記プロセッサは、

前記第 1 及び第 2 のフレーム映像データ間の変位を算出するように動作する変位算出部と、

前記変位を用いて前記ストレインを算出するように動作するストレイン算出部と、

前記ストレインを用いて前記基準値を設定するように動作する基準値設定部と、

前記基準値を用いて前記弾性映像を形成するように動作する弾性映像形成部と

を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波システム。

【請求項 4】

前記基準値設定部は、前記ストレインの頻度数の最大値を検出し、前記検出された最大値を前記基準値として設定するように動作することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波システム。

【請求項 5】

前記基準値設定部は、前記ストレインの平均値を算出し、前記算出された平均値を前記基準値として設定するように動作することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波システム。

【請求項 6】

前記弾性映像形成部は、前記ストレインで前記基準値より小さなストレインを検出し、前記検出されたストレインを用いて前記弾性映像を形成するように動作することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波システム。

【請求項 7】

前記弾性映像形成部は、前記ストレインで前記基準値より大きいストレインを検出し、前記検出されたストレインを用いて前記弾性映像を形成するように動作することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波システム。

【請求項 8】

前記弾性映像形成部は、前記ストレインで前記基準値より小さなストレイン及び前記基準値より大きいストレインを検出し、前記検出されたストレインを用いて前記弾性映像を形成するように動作することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波システム。

【請求項 9】

弾性映像を形成する方法であって、

a) 超音波信号を対象体に送信して前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信し、第 1 の超音波データを獲得する段階と、

b) 前記第 1 の超音波データを用いて第 1 のフレーム映像データを形成する段階と、

10

20

30

40

50

c) 前記対象体に圧力が加えられる間、超音波信号を対象体に送信して前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信して第2の超音波データを獲得する段階と、
d) 前記第2の超音波データを用いて第2のフレーム映像データを形成する段階と、
e) 前記第1及び第2のフレーム映像データを用いてストレインを算出し、前記ストレインを用いて基準値を設定し、前記基準値を用いて弾性映像を形成する段階とを備えることを特徴とする弾性映像形成方法。

【請求項10】

前記基準値は、前記ストレインの頻度数の最大値及び前記ストレインの平均値のうちのいずれか一つを含むことを特徴とする請求項9に記載の弾性映像形成方法。

【請求項11】

10

前記段階e)は、
前記第1及び第2のフレーム映像データ間の変位を算出する段階と、
前記変位を用いて前記ストレインを算出する段階と、
前記ストレインを用いて前記基準値を設定する段階と、
前記基準値を用いて前記弾性映像を形成する段階とを備えることを特徴とする請求項10に記載の弾性映像形成方法。

【請求項12】

前記段階e3)は、
前記ストレインの頻度数の最大値を検出する段階と、
前記検出された最大値を前記基準値として設定する段階とを備えることを特徴とする請求項11に記載の弾性映像形成方法。

20

【請求項13】

前記段階e3)は、
前記ストレインの平均値を算出する段階と、
前記算出された平均値を前記基準値として設定する段階とを備えることを特徴とする請求項11に記載の弾性映像形成方法。

【請求項14】

前記段階e4)は、
前記ストレインで前記基準値より小さなストレインを検出する段階と、
前記検出されたストレインを用いて前記弾性映像を形成する段階とを備えることを特徴とする請求項11に記載の弾性映像形成方法。

30

【請求項15】

前記段階e4)は、
前記ストレインで前記基準値より大きいストレインを検出する段階と、
前記検出されたストレインを用いて前記弾性映像を形成する段階とを備えることを特徴とする請求項11に記載の弾性映像形成方法。

【請求項16】

前記段階e4)は、
前記ストレインで前記基準値より小さなストレイン及び前記基準値より大きいストレインを検出する段階と、
前記検出されたストレインを用いて前記弾性映像を形成する段階とを備えることを特徴とする請求項11に記載の弾性映像形成方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波システムに関し、特に、弾性映像を形成する超音波システム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波システムは、無侵襲及び非破壊特性を有しており、対象体内部の情報を得るため

50

に医療分野で広く用いられている。超音波システムは、対象体を直接切開して観察する外科手術の必要なく、対象体内部の高解像度の映像を医師に提供できるので、医療分野で非常に重要なものとして用いられている。

【0003】

一般に、超音波映像は組織の間のインピーダンス差による反射係数を用いるBモード(Brightness mode)により、主に表現される。しかし、腫瘍や癌組織のように周囲の組織と比較して反射係数の差が生じない部分はBモードで観察することが難しい。このように反射係数の差がない組織は機械的な特性を映像化する弾性映像法(Elastography)で表現することができる。即ち、Bモード映像では正常組織と非正常組織との間の散乱効率の差が大きいため区別が難しいが、外部から力(pressure)を加える時と加えない時の媒質の機械的な反応差を用いて対象体内の病変を分析する弾性映像法を用いれば、正常組織と非正常組織との間の区別が可能になる。

10

【0004】

弾性映像法は、Bモード映像で診断できない組織の機械的な性質を映像化するので、病変の診断に大いに役に立つ。弾性映像法は、組織の弾性が病理学的現象と関連があることを利用する。例えば、腫瘍や癌組織は周囲の軟組織に比べて組織が硬いので、外部から同じ力を与えた時、周囲組織より変形程度が小さい。

【0005】

このように弾性映像法は、外部から同一の力を加えて組織を変形させる場合、癌のように硬い組織は変形される程度が少なく、柔らかい組織は容易に形状が変わる現象を用いて組織の病変を確認する映像技法である。単位面積当りに加えられる力である応力(stress、ストレス)により変形された程度を変形率(strain、ストレイン)とし、弾性係数(Young's modulus)Eは、ストレインに対するストレスの比率値として定義される。対象体内の弾性係数の測定は、媒質に一定の力を印加した後に変形された程度を測定してその比率を求めれば良いが、対象体内の弾性係数はストレス分布を正確に測定することができないため、対象体内のストレス分布が同一であるという仮定を前提としてストレインだけでも弾性を推定する。即ち、超音波弾性映像では対象体内に加えられたストレス分布を正確に測定するのは難しいため、ストレインのみを測定して映像化をしている。従って、相対値で弾性映像を表現するため、測定する者ごとに、または測定する時期ごとに異なって表現されるため、組織内の病変の推移(例として、大きさ、面積等)を見て診断することが不可能である。

20

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2008-068094号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明は、ストレインに対する基準値を用いて弾性映像を形成する超音波システム及び方法を提供する。

40

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明による超音波システムは、超音波信号を対象体に送信して前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信し、第1の超音波データを獲得して、前記対象体に圧力が印加される間、超音波信号を前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信して第2の超音波データを獲得するように動作する超音波データ獲得部と、前記第1の超音波データを用いて第1のフレーム映像データを形成し、前記第2の超音波データを用いて第2のフレーム映像データを形成するように動作するフレーム映像データ形成部と、前記第1及び第2のフレーム映像データを用いてストレインを算出し、前記ストレインを用いて基準値を設定し、前記基準値を用いて弾性映像を形成するように動作する

50

プロセッサとを備える。

【 0 0 0 9 】

また、本発明による弾性映像形成方法は、a)超音波信号を対象体に送信して前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信し、第1の超音波データを獲得する段階と、b)前記第1の超音波データを用いて第1のフレーム映像データを形成する段階と、c)前記対象体に圧力が加えられる間、超音波信号を対象体に送信して前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信して第2の超音波データを獲得する段階と、d)前記第2の超音波データを用いて第2のフレーム映像データを形成する段階と、e)前記第1及び第2のフレーム映像データを用いてストレインを算出し、前記ストレインを用いて基準値を設定し、前記基準値を用いて弾性映像を形成する段階とを備える。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明は、同じ部分に対して主をなしている弾性が分かって、これを基準に関心領域がどの程度に硬くなるか或いは軟らかくなっている推移が分かり、推移を通じて患者に対する進行経過の追跡が可能な利点がある。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【図1】本発明の実施例による超音波システムの構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施例による超音波データ獲得部の構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の実施例によるプロセッサの構成を示すブロック図である。

20

【図4】本発明の実施例によるヒストグラム及び基準値の例を示す例示図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

以下、添付した図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【 0 0 1 3 】

図1は、本発明の実施例による超音波システム100の構成を示すブロック図である。超音波システム100は、超音波データ獲得部110、フレーム映像データ形成部120、プロセッサ130、ディスプレイ部140及び制御部150を備える。

【 0 0 1 4 】

超音波データ獲得部110は、超音波信号を対象体に送信し、対象体から反射される超音波信号(即ち、超音波エコー信号)を受信して超音波データを獲得する。

30

【 0 0 1 5 】

図2は、本発明の実施例による超音波データ獲得部110の構成を示すブロック図である。超音波データ獲得部110は送信信号形成部111、超音波プローブ112、ビームフォーマ113及び超音波データ形成部114を備える。

【 0 0 1 6 】

送信信号形成部111は、対象体に圧力が印加される前に第1の送信信号を形成する。また、送信信号形成部111は対象体に圧力が印加された後に第2の送信信号を形成する。

【 0 0 1 7 】

超音波プローブ112は、複数の変換素子(transducer element)(図示せず)を備える。超音波プローブ112は、送信信号形成部111から第1の送信信号が提供されれば、第1の送信信号を超音波信号に変換して対象体に送信し、対象体から反射される超音波エコー信号を受信して第1の受信信号を形成する。また、超音波プローブ112は送信信号形成部111から第2の送信信号が提供されれば、第2の送信信号を超音波信号に変換して対象体に送信し、対象体から反射される超音波エコー信号を受信して第2の受信信号を形成する。

40

【 0 0 1 8 】

ビームフォーマ113は、超音波プローブ112から第1の受信信号が提供されれば、第1の受信信号をアナログデジタル変換して第1のデジタル信号を形成する。ビームフォ

50

ーマ 1 1 3 は、変換素子の位置及び集束点を考慮して第 1 のデジタル信号を受信集束させ、第 1 のデジタル受信集束信号を形成する。ビームフォーマ 1 1 3 は超音波プローブ 1 1 2 から第 2 の受信信号が提供されれば、第 2 の受信信号をアナログデジタル変換して第 2 のデジタル信号を形成する。ビームフォーマ 1 1 3 は、変換素子の位置及び集束点を考慮して第 2 のデジタル信号を受信集束させ、第 2 のデジタル受信集束信号を形成する。

【 0 0 1 9 】

超音波データ形成部 1 1 4 は、ビームフォーマ 1 1 3 から第 1 のデジタル受信集束信号が提供されれば、第 1 のデジタル受信集束信号を用いて第 1 の超音波データを形成する。また、超音波データ形成部 1 1 4 はビームフォーマ 1 1 3 から第 2 のデジタル受信集束信号が提供されれば、第 2 のデジタル受信集束信号を用いて第 2 の超音波データを形成する。

10

【 0 0 2 0 】

再び図 1 を参照すれば、フレーム映像データ形成部 1 2 0 は、超音波データ獲得部 1 1 0 から提供される超音波データを用いてフレーム映像データを形成する。本実施例で、フレーム映像は対象体から反射された超音波エコー信号の反射係数に基づいてグレースケールで示す B モード (b r i g h t n e s s m o d e) 映像を備えることができる。フレーム映像データ形成部 1 2 0 は、超音波データ獲得部 1 1 0 から第 1 の超音波データが提供されれば、第 1 の超音波データを用いて第 1 のフレーム映像データを形成する。また、フレーム映像データ形成部 1 2 0 は、超音波データ獲得部 1 1 0 から第 2 の超音波データが提供されれば、第 2 の超音波データを用いて第 2 のフレーム映像データを形成する。

20

【 0 0 2 1 】

プロセッサ 1 3 0 は、第 1 及び第 2 のフレーム映像データを用いて弾性映像を形成する。

【 0 0 2 2 】

図 3 は、本発明の実施例によるプロセッサ 1 3 0 の構成を示すブロック図である。プロセッサ 1 3 0 は変位算出部 1 3 1、ストレイン算出部 1 3 2、基準値設定部 1 3 3 及び弾性映像形成部 1 3 4 を備える。

【 0 0 2 3 】

変位算出部 1 3 1 は、第 1 及び第 2 のフレーム映像データ間の変位を算出する。本実施例で、変位は第 1 及び第 2 のフレーム映像データを用いて第 1 及び第 2 のフレーム映像の間にピクセルまたはブロック単位で算出できる。また、変位は相互相関 (c r o s s - c o r r e l a t i o n) 法または自己相関 (a u t o - c o r r e l a t i o n) 法を用いて算出できる。

30

【 0 0 2 4 】

ストレイン算出部 1 3 2 は、変位算出部 1 3 1 で算出された変位を用いてストレインを算出する。

【 0 0 2 5 】

基準値設定部 1 3 3 は、ストレインを用いて基準値を設定する。基準値はストレインの頻度数の最大値及びストレインの平均値のうちのいずれか一つを備えることができる。一実施例で、基準値設定部 1 3 3 はストレインを正規化し、正規化されたストレインを図 4 に示された通りヒストグラムを形成する。基準値設定部 1 3 3 はヒストグラムを分析してストレインの頻度数の最大値を検出し、検出された最大値を基準値として設定する。他の実施例で、基準値設定部 1 3 3 はストレインの平均値を算出し、算出された平均値を基準値として設定する。

40

【 0 0 2 6 】

弾性映像形成部 1 3 4 は、基準値設定部 1 3 3 で設定された基準値を用いて弾性映像を形成する。一実施例で、弾性映像形成部 1 3 4 はストレインで基準値より小さなストレインを検出し、検出されたストレインを用いて弾性映像を形成する。ここで、弾性映像は硬い組織 (例えば、病変) の弾性映像である。他の実施例で、弾性映像形成部 1 3 4 はストレインで基準値より大きいストレインを検出し、検出されたストレインを用いて弾性映像

50

を形成する。ここで、弾性映像は柔らかい組織の弾性映像である。他の実施例で、弾性映像形成部 134 はストレインで基準値より小さなストレイン及び基準値より大きいストレインを検出し、検出されたストレインを用いて弾性映像を形成する。

【0027】

再び図 1 を参照すれば、ディスプレイ部 140 はプロセッサ 130 で形成された弾性映像をディスプレイする。

【0028】

制御部 150 は、超音波データ獲得部 110 で超音波信号の送受信及び超音波データの形成を制御する。制御部 150 は、フレーム映像データ形成部 120 で第 1 及び第 2 のフレーム映像データの形成を制御する。制御部 150 は、プロセッサ 130 で弾性映像の形成を制御する。制御部 150 は、弾性映像のディスプレイを制御する。

10

【0029】

本発明が望ましい実施例によって説明され例示されたが、当業者であれば添付した特許請求の範囲の事項及び範疇を逸脱せず、様々な変形及び変更がなされることが分かる。

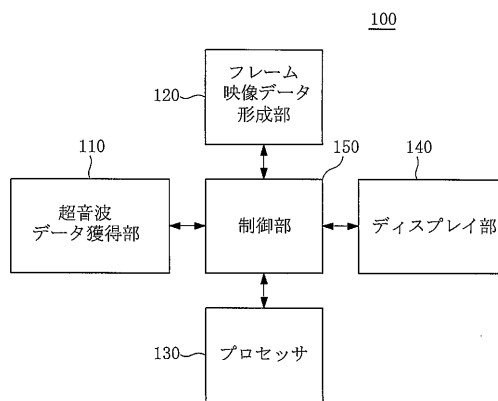
【符号の説明】

【0030】

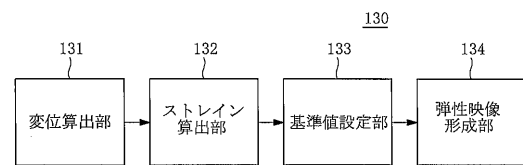
- 110 超音波データ獲得部
- 120 フレーム映像データ形成部
- 130 プロセッサ
- 140 ディスプレイ部
- 150 制御部

20

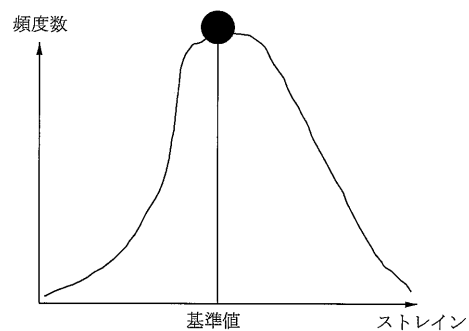
【図 1】



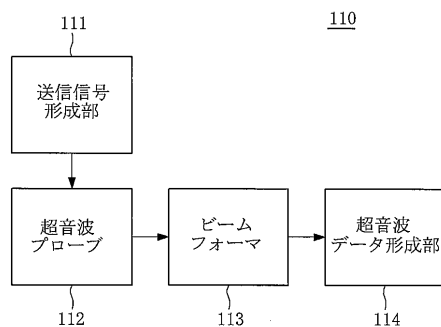
【図 3】



【図 4】



【図 2】



フロントページの続き

(72)発明者 シン ドン グック

大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デチドン 1 0 0 3 ディスカサアンドメディソンビル
3 階 株式会社メディソン R & D センター

(72)発明者 キム ゾン シク

大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デチドン 1 0 0 3 ディスカサアンドメディソンビル
3 階 株式会社メディソン R & D センター

F ターム(参考) 4C601 DD19 DD23 JB48 JC19

专利名称(译)	超声系统和形成弹性图像的方法		
公开(公告)号	JP2010022828A	公开(公告)日	2010-02-04
申请号	JP2009166383	申请日	2009-07-15
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
[标]发明人	シンドングック キムゾンシク		
发明人	シン ドン グック キム ゾン シク		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/485		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/JB48 4C601/JC19		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020080068909 2008-07-16 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于形成弹性图像的超声系统和方法。根据本发明的超声系统将超声信号发送到对象，接收从对象反射的超声回波信号，获取第一超声数据，并接收超声数据。超声信号可操作以在向身体施加压力的同时将超声信号发送到对象，接收从对象反射的超声回波信号，并获得第二超声数据。一种帧图像，用于使用数据获取单元和第一超声数据形成第一帧视频数据，并使用第二超声数据形成第二帧视频数据处理器，被配置为使用数据形成单元和第一和第二帧视频数据计算应变，使用应变设置参考值，并使用参考值形成弹性图像设置有门。点域1

