

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5523019号  
(P5523019)

(45) 発行日 平成26年6月18日(2014.6.18)

(24) 登録日 平成26年4月18日(2014.4.18)

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

請求項の数 8 (全 8 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2009-192014 (P2009-192014)                  (22) 出願日 平成21年8月21日 (2009.8.21)                  (65) 公開番号 特開2010-46484 (P2010-46484A)                  (43) 公開日 平成22年3月4日 (2010.3.4)                  審査請求日 平成24年8月17日 (2012.8.17)                  (31) 優先権主張番号 10-2008-0082181                  (32) 優先日 平成20年8月22日 (2008.8.22)                  (33) 優先権主張国 韓国 (KR)</p>	<p>(73) 特許権者 597096909                  三星メディソン株式会社                  SAMSUNG 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, Nam-myun, Hongchun-gun, Kangwon-do 250-870, Republic of Korea                  (74) 代理人 100137095                  弁理士 江部 武史                  (74) 代理人 100091627                  弁理士 朝比 一夫</p>
--	---

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弾性映像形成方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 の超音波信号を対象体に送信し、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 1 の超音波データを獲得し、ARFI (acoustic radiation force impulse) を印加するための第 2 の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基準映像を形成し、前記第 2 の超音波データを用いて ARFI 映像を形成するように動作する映像形成部と、

前記基準映像から前記対象体の複数の第 1 の特徴点を抽出し、前記 ARFI 映像から前記対象体の複数の第 2 の特徴点を抽出し、前記複数の第 1 及び第 2 の特徴点を用いて、各前記第 1 の特徴点のストレスを算出し、前記算出されたストレス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、

前記超音波データ獲得部は、前記第 2 の超音波信号を各前記第 1 の特徴点に集束させるように動作することを特徴とする超音波システム。

【請求項 2】

前記プロセッサは、

前記基準映像から前記複数の第 1 の特徴点を抽出し、前記 ARFI 映像から前記複数の第 2 の特徴点を抽出するように動作する特徴点抽出部と、

10

20

前記複数の第1の特徴点と前記複数の第2の特徴点との間の動きを推定するように動作する動き推定部と、

前記推定された動きを用いて、各前記第1の特徴点の第1のストレスを算出するように動作するストレス算出部と、

前記第1のストレスを補間して、前記弾性映像のピクセルに対応する第2のストレスを算出するように動作する補間部と、

前記第2のストレス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1に記載の超音波システム。

【請求項3】

前記補間部は、各前記第1の特徴点に隣接した2つの第1の特徴点を検出し、各前記第1の特徴点のストレスと前記2つの隣接した第1の特徴点のストレスとを補間するように動作することを特徴とする請求項2に記載の超音波システム。

10

【請求項4】

前記基準映像は、Bモード(brightness mode)映像または3次元映像であることを特徴とする請求項1ないし3のいずれかに記載の超音波システム。

【請求項5】

a) 第1の超音波信号を対象体に送信し、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基準映像を形成する段階と、

c) 前記基準映像から前記対象体の複数の第1の特徴点を抽出する段階と、

20

d) A R F I ( a c o u s t i c r a d i a t i o n f o r c e i m p u l s e ) を印加するための第2の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段階と、

e) 前記第2の超音波データを用いてA R F I映像を形成する段階と、

f) 前記A R F I映像から前記対象体の複数の第2の特徴点を抽出する段階と、

g) 前記複数の第1及び第2の特徴点を用いて、各前記第1の特徴点のストレスを算出する段階と、

h) 前記算出されたストレスを用いて弾性映像を形成する段階と

を備え、

前記段階d)は、

30

前記第2の超音波信号を、各前記第1の特徴点に集束させる段階を備えることを特徴とする弾性映像形成方法。

【請求項6】

前記段階g)は、

g1) 前記複数の第1の特徴点と前記複数の第2の特徴点との間の動きを推定する段階と、

g2) 前記推定された動きを用いて、各前記第1の特徴点の第1のストレスを算出する段階と、

g3) 前記第1のストレスを補間して、前記弾性映像のピクセルに対応する第2のストレスを算出する段階と

40

を備えることを特徴とする請求項5に記載の弾性映像形成方法。

【請求項7】

前記段階g3)は、

各前記第1の特徴点に隣接した2つの第1の特徴点を検出する段階と、

各前記第1の特徴点のストレスと前記2つの隣接した第1の特徴点のストレスとを補間する段階と

を備えることを特徴とする請求項6に記載の弾性映像形成方法。

【請求項8】

前記基準映像は、Bモード(brightness mode)映像または3次元映像であることを特徴とする請求項5ないし7のいずれかに記載の弾性映像形成方法。

50

## 【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ARFI (acoustic radiation force impulse) を用いて、弾性映像を形成する超音波システム及び弾性映像形成方法に関する。

## 【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に医療分野で広く用いられている。超音波システムは、人体を直接切開して観察する外科手術の必要がなく、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。

10

## 【0003】

超音波システムは、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）の反射係数を、2次元映像で示すBモード (brightness mode) 映像を提供している。Bモード映像は、超音波信号の反射係数を画面上で点の明るさで表示する。しかし、腫瘍または癌組織のような非正常組織の中には、正常組織と比較して反射係数にほとんど差が無いものがあり、Bモード映像で非正常組織を観測するには困難がある。

## 【0004】

このように、反射係数の差がない組織を識別する方法として、外部から力、即ちストレス (stress) を加えない時と加えた時との間に生じる媒質の機械的な反応差を用いて、対象体の病巣 (lesion) を分析する弾性映像法がある。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、病巣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、周囲組織より変形の程度が小さい。

20

## 【0005】

単位面積当りに加えられる力であるストレスにより変形された程度を変形率、即ち、ストレイン (Strain) といい、弾性係数 (Young's modulus) は、ストレインに対するストレスの比率の値として定義される。対象体内の弾性係数の測定は、媒質に一定のストレスを加えた後、変形された程度を測定し、その比率を求めればよい。しかし、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、ストレインだけで弾性を推定する。即ち、超音波システムでは、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く、ストレインを測定して映像化している。これによって、相対値で弾性映像を表現し、測定する人ごとにまたは測定する時期ごとに異なって表現され、組織内の病巣の推移を見て診断することが難しいという問題がある。

30

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0006】

【特許文献1】特開2009-142653号公報

40

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0007】

本発明は、ARFI (acoustic radiation force impulse) を用いて、弾性映像を形成する超音波システム及び弾性映像形成方法を提供する。

## 【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、第1の超音波信号を対象体に送信し、前記対象体から

50

反射される超音波エコー信号を受信して、第1の超音波データを獲得し、ARFI (acoustic radiation force impulse) を印加するための第2の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基準映像を形成し、前記第2の超音波データを用いてARFI映像を形成するように動作する映像形成部と、前記基準映像から前記対象体の複数の第1の特徴点を抽出し、前記ARFI映像から前記対象体の複数の第2の特徴点を抽出し、前記複数の第1及び第2の特徴点を用いて、各前記第1の特徴点のストレスを算出し、前記算出されたストレス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。

【0009】

10

また、本発明による弾性映像形成方法は、a) 第1の超音波信号を対象体に送信し、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基準映像を形成する段階と、c) 前記基準映像から前記対象体の複数の第1の特徴点を抽出する段階と、d) ARFI (acoustic radiation force impulse) を印加するための第2の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段階と、e) 前記第2の超音波データを用いてARFI映像を形成する段階と、f) 前記ARFI映像から前記対象体の複数の第2の特徴点を抽出する段階と、g) 前記複数の第1及び第2の特徴点を用いて、各前記第1の特徴点のストレスを算出する段階と、h) 前記算出されたストレスを用いて弾性映像を形成する段階と

20

を備える。

【発明の効果】

【0010】

本発明は、予め設定された送信パワーを有し、対象体にストレスを加えるための超音波信号を、基準映像から検出された各特徴点に集束させることができ、速やかで正確にARFI映像を形成することができる。

【0011】

また、本発明は、弾性映像を相対値ではなく、絶対値で表現することができ、同一の対象体で病巣 (lesion) の推移または他の対象体との間での弾性の差を比較することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施例における超音波システムの構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施例におけ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】本発明の実施例におけるプロセッサの構成を示すブロック図である。

【図4】本発明の実施例における特徴点の例を示す例示図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

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。本実施例で用いられた用語「対象体」は、対象体内の反射体、反射体周辺の媒質などを含む。

40

【0014】

図1は、本発明の実施例における超音波システム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、映像形成部120、プロセッサ130及びディスプレイ部140を備える。

【0015】

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。

【0016】

図2は、本発明の実施例におけ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、複数の変換素子 (tran

50

ducer element) (図示せず)を含む超音波プローブ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。

【0017】

送信信号形成部111は、変換素子の位置を考慮して第1の送信信号を形成する。また、送信信号形成部111は、基準映像中の対象体の複数の第1の特徴点及び変換素子の位置を考慮して第2の送信信号を形成する。基準映像及び第1の特徴点については、以下で詳細に説明する。

【0018】

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の送信信号を第1の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。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ARFI (acoustic radiation force impulse) を印加するための第2の超音波信号に変換して、対象体に送信する。これにより、対象体に対する圧縮 (compression) を行うことができる。また、第2の超音波信号は、各第1の特徴点に集束され得る。超音波プローブ112は、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。

10

【0019】

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。ビームフォーマ113は、変換素子の位置及び集束点を考慮し、第1のデジタル信号を受信集束させて、第1の受信集束信号を形成する。ビームフォーマ113は、超音波プローブ112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113は、変換素子の位置及び集束点 (即ち、第1の特徴点) を考慮し、第2のデジタル信号を受信集束させて、第2の受信集束信号を形成する。

20

【0020】

超音波データ形成部114は、ビームフォーマ113から第1の受信集束信号が提供されれば、第1の受信集束信号を用いて第1の超音波データを形成する。超音波データ形成部114は、ビームフォーマ113から第2の受信集束信号が提供されれば、第2の受信集束信号を用いて第2の超音波データを形成する。また、超音波データ形成部114は、超音波データを形成するのに必要な多様な信号処理 (例えば、利得 (gain) 調節、フィルタリング処理等) を受信集束信号に行うことができる。

30

【0021】

再び図1を参照すれば、映像形成部120は、超音波データ獲得部110から提供される第1の超音波データを用いて基準映像を形成する。本実施例において、基準映像は、Bモード (brightness mode) 映像または3次元映像であってもよい。映像形成部120は、超音波データ獲得部110から提供される第2の超音波データを用いてARFI映像を形成する。

【0022】

プロセッサ130は、映像形成部120から提供される基準映像及びARFI映像から対象体の複数の特徴点 (第1の特徴点及び第2の特徴点) を抽出し、抽出された複数の特徴点を用いて弾性映像を形成する。

40

【0023】

図3は、本発明の実施例におけるプロセッサ130の構成を示すブロック図である。プロセッサ130は、特徴点抽出部131、動き推定部132、ストレス算出部133、補間部134及び弾性映像形成部135を備える。

【0024】

特徴点抽出部131は、基準映像から対象体の複数の第1の特徴点を抽出する。また、特徴点抽出部131は、ARFI映像から対象体の複数の第2の特徴点を抽出する。第1

50

及び第2の特徴点は、対象体の境界点を含むことができる。また、第1及び第2の特徴点は、微分演算子による明るさ値の変化を用いて抽出することができる。一実施例において、特徴点は、ソーベル(Sobel)、プレウィット(Prewitt)、ロバート(Robert)またはカニー(Canny)マスクなどのような境界マスク(edge mask)を用いて抽出する。他の実施例において、特徴点は、構造テンソル(structure tensor)を用いた固有値(eigen value)の差から抽出することができる。

【0025】

動き推定部132は、複数の第1の特徴点と複数の第2の特徴点との間の動きを推定する。本実施例において、動き推定部132は、多様な映像処理技法を用いて、対象体の動きを推定することができる。例えば、オプティカルフロー(optical flow)、ブロックマッチング(block matching)などが、動き推定のための映像処理技法として用いられる。

10

【0026】

ストレス算出部133は、動き推定部132で推定された動き及び第2の超音波信号の大きさ(またはパワー)を用いて、各第1の特徴点のストレス(以下、第1のストレスという)を算出する。一例として、対象体が平らな平面であり、超音波を吸収する媒体であると仮定すれば、ストレス算出部133は、次の式に従って、各第1の特徴点のストレス(F)を算出することができる。

【0027】

20

【数1】

$$F = \frac{W_{absorbed}}{c} = \frac{2\alpha I}{c} \quad \text{----- (式1)}$$

ここで、 $W_{absorbed}$ は、与えられた空間的位置で媒体に吸収されたパワーを示し、 $c$ は、媒体での音速を示し、 $\alpha$ は、媒体の吸収係数(absorption coefficient)を示し、 $I$ は、与えられた点での時間平均強度(temporal average intensity)を示す。

30

【0028】

補間部134は、第1のストレスを補間(interpolation)し、弾性映像の各ピクセルに対応するストレス(以下、第2のストレスという)を算出する。本実施例において、補間部134は、図4に示された通り、基準映像210の各第1の特徴点EPに隣接した2つの第1の特徴点を検出し、各第1の特徴点の第1のストレスと検出された2つの隣接した第1の特徴点の第1のストレスとを補間して、弾性映像の各ピクセルに対応する第2のストレスを算出する。

【0029】

弾性映像形成部135は、補間部134から提供される第2のストレスを用いて弾性映像を形成する。

40

【0030】

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から提供される弾性映像をディスプレイする。また、ディスプレイ部140は、映像形成部120から提供される基準映像及びARFI映像をディスプレイすることができる。

【0031】

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。

【0032】

一例として、前述した実施例では、対象体の特徴点を検出するために基準映像及びARFI映像を用いる場合について説明したが、他の実施例では、RF(radio fre

50

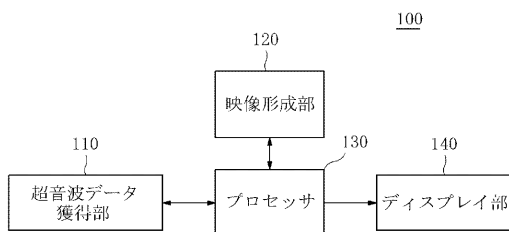
quency) データ及び I Q データ ( 即ち、同一位相成分 ( I n - p h a s e c o m p o n e n t ) からなる I データと直交位相成分 ( Q u a d r a t u r e - p h a s e c o m p o n e n t ) からなる Q データ ) を用いることもできる。

【符号の説明】

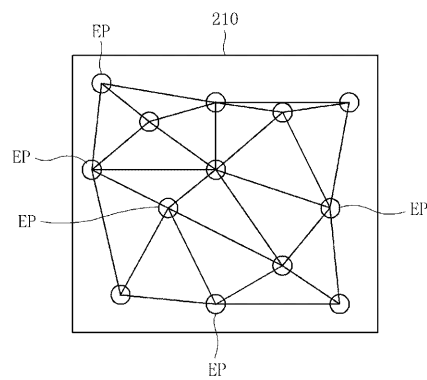
【 0 0 3 3 】

- 1 1 0 超音波データ獲得部
- 1 2 0 映像形成部
- 1 3 0 プロセッサ
- 1 4 0 ディスプレイ部

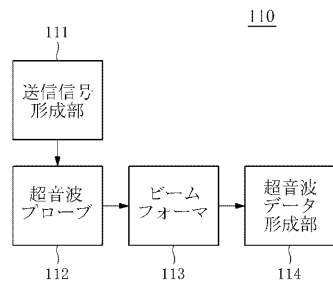
【 図 1 】



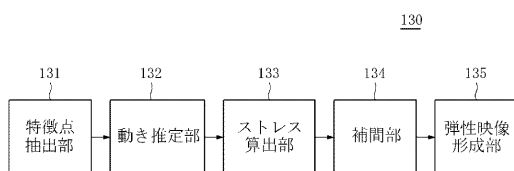
【 図 4 】



【 図 2 】



【 図 3 】



---

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, ソウル特別市江南区大峙洞1003, 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 チョン, モク グン  
大韓民国, ソウル特別市蘆原区上溪9洞ボラムアパート203-907

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 国際公開第2008/050072(WO, A2)  
特表2005-532097(JP, A)  
米国特許出願公開第2005/0215899(US, A1)  
Nightingale K et al., Analysis of contrast in images generated with transient acoustic  
radiation force., *Ultrasound Med Biol.*, 2006年 1月, vol.32, no.1, pp.61-72

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