

(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2012-81295

(P2012-81295A)

(43) 公開日 平成24年4月26日(2012.4.26)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F I
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 13 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2011-274271 (P2011-274271)
 (22) 出願日 平成23年12月15日(2011.12.15)
 (62) 分割の表示 特願2007-523863 (P2007-523863)
 の分割
 原出願日 平成17年7月29日(2005.7.29)
 (31) 優先権主張番号 60/592,746
 (32) 優先日 平成16年7月30日(2004.7.30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390023641
 ウィスコンシン アラムナイ リサーチ
 ファウンデーション
 WISCONSIN ALUMNI RE
 SEARCH FOUNDATION
 アメリカ合衆国 ウィスコンシン 537
 26、マディソン、ウォルナット ストリ
 ート 614
 (74) 代理人 100070002
 弁理士 川崎 隆夫
 (72) 発明者 ヴァンダーハイ, レイ
 アメリカ合衆国 53705 ウィスコン
 シン マディソン グレーシャー ドライ
 ブ 217

最終頁に続く

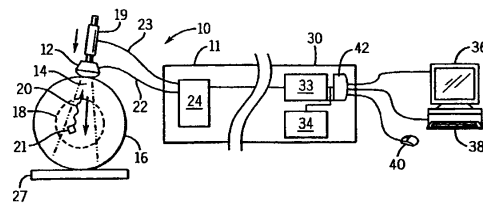
(54) 【発明の名称】 改良された軟部組織の超音波歪測定のための方法及び装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 エラストグラフィ測定を改善し、歪又は物質特性及び初期応力の直接測定を取得するために、生体組織等の軟部組織内の音響特性の変動を、歪の関数としてモデル化し、生体組織内の歪を測定する方法を提供する。

【解決手段】 生体組織内の歪を測定する方法であって、入射超音波波形を前記組織内に送信し、該組織から反射超音波波形を取得すること、反射係数を求めるために、前記の反射超音波波形および入射超音波波形の大きさを比較すること、及び(i)前記組織の歪及び(ii)前記組織の物質定数のうちの一方を、該組織の歪及び該組織の物質定数のうちの他方がわかっているときに求めるために、前記反射係数を、前記生体組織の数学的モデルに適用することを含む、生体組織内の歪を測定する方法

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体組織内の歪を測定する方法であって、

(a) 入射超音波波形を前記組織内に送信し、該組織から反射超音波波形を取得すること、

(b) 反射係数を求めるために、前記の反射超音波波形および入射超音波波形の大きさを比較すること、及び

(c) (i) 前記組織の歪及び(ii) 前記組織の物質定数のうちの一方を、該組織の歪及び該組織の物質定数のうちの他方がわかっているときに求めるために、前記反射係数を、前記生体組織の数学的モデルに適用すること
を含む、生体組織内の歪を測定する方法。

10

【請求項 2】

前記組織が腱である、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

生体組織内の歪を測定する装置であって、

入射超音波波形を前記組織を通して送信し、該組織を通る前記超音波波形の波速度を測定する超音波トランスジューサアセンブリと、

プロセッサであって、(i) 前記組織の歪及び(ii) 前記組織の物質定数のうちの一方を、該組織の歪及び該組織の物質定数のうちの他方がわかっているときに求めるために、前記波速度を、前記生体組織の数学的モデルに適用することを行うように、記憶されたプログラムに従って動作する、プロセッサと
を備える、生体組織内の歪を測定する装置。

20

【請求項 4】

前記組織の歪が求められるものであって、前記組織の初期応力を求めるために、前記求めた歪を前記生体組織の数学的モデルに適用するステップをさらに含む、請求項 3 に記載の装置。

【請求項 5】

前記モデルが、歪、反射係数、密度、音響特性、及び物質定数に関する関数である、請求項 3 に記載の装置。

【請求項 6】

前記求めた歪が、前記超音波波形の伝播方向に垂直な前記組織の歪である、請求項 3 に記載の装置。

30

【請求項 7】

物質定数が求められるものであって、前記モデルが、複数の異なる組織応力において複数の異なる波速度を使用する一組の方程式の同時解である、請求項 3 に記載の装置。

【請求項 8】

前記モデルが、

【数 1】

$$c_{yy} = \sqrt{\frac{\tilde{C}_{22}}{\rho}}$$

40

$$\tilde{C}_{22} = 4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + (4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + 6C_4) \frac{be}{1+e}$$

であり、

c_{yy} は前記測定された波速度であり、

50

ここで、 C_1 、 C_2 、 C_3 及び C_4 は、既知の物質定数であり、
 e は、求める歪であり、

b は、前記組織の密度である、請求項39に記載の装置。

【請求項9】

前記数学的モデルがさらに、

【数2】

$$t_{11}^i(e) = 2C_1(1+e)^2 - (2C_1 + 4C_2) + 4C_2(1+e) + b(e) \left[\frac{2e(C_4 + 2C_2e)}{1+e} - 2C_1e(1+e) - \frac{2e(C_1 + C_3)}{1+e} + \frac{2(2C_1 + 2C_2 + C_3)}{1+e} - 4C_2 \right] \quad 10$$

であり、

ここで、 t_{11}^i は、求める初期応力であり、

C_1 、 C_2 、及び C_3 は、既知の物質定数であり、

e は、前記求めた歪であり、

b は、歪 e の関数である

【数3】

$$\frac{(1+e)(C_1 + C_2 + C_1e - C_2e - C_2e^2)}{C_1 + C_2 + C_3 + 2C_1e - 2C_3e - C_1e^2 + C_3e^2} \quad 20$$

としてモデル化される次元収縮である、請求項8に記載の装置。

【請求項10】

前記モデルが、一組の連立方程式

【数4】

$$c_1 = \sqrt{\frac{\tilde{C}_1}{\rho}}$$

$$\tilde{C}_1 = 4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + (4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + 6C_4) \frac{be}{1+e}$$

10

$$c_2 = \sqrt{\frac{\tilde{C}_2}{\rho}}$$

$$\tilde{C}_2 = 4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + (4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + 6C_4) \frac{be}{1+e}$$

20

$$c_3 = \sqrt{\frac{\tilde{C}_3}{\rho}}$$

$$\tilde{C}_3 = 4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + (4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + 6C_4) \frac{be}{1+e}$$

30

$$c_1 = \sqrt{\frac{\tilde{C}_1}{\rho}}$$

$$\tilde{C}_1 = 4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + (4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + 6C_4) \frac{be}{1+e}$$

40

$$c_4 = \sqrt{\frac{\tilde{C}_4}{\rho}}$$

$$\tilde{C}_4 = 4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + (4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + 6C_4) \frac{be}{1+e}$$

であり、

ここで、 c_1 、 c_2 、 c_3 及び c_4 は、組織応力の複数の異なるレベルで取得される波形速度

50

である、請求項 3 に記載の装置。

【請求項 1 1】

(i) 前記組織の歪及び (ii) 前記組織の物質定数のうちの前記求めた一方を使用して画像を生成する、請求項 3 に記載の装置。

【請求項 1 2】

生体組織内の歪を測定する方法であって、

(a) 前記組織を通る超音波の波速度を測定するために、入射超音波波形を前記組織を通して送信すること、及び

(b) (i) 前記組織の歪及び (ii) 前記組織の物質定数のうちの一方を、該組織の歪及び該組織の物質定数のうち他方がわかっているときに求めるために、前記波速度を、前記生体組織の数学的モデルに適用することを含む、生体組織内の歪を測定する方法。

10

【請求項 1 3】

前記組織が腱である、請求項 8 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波医療イメージング及び定量的測定に関し、特に、組織歪(tissue strain)及び剛性についての超音波測定を行うための改良された装置及び方法に関する。

【背景技術】

20

【0002】

従来の超音波イメージングは、画像平面上への超音波エコー信号のマッピングを提供し、隣接する組織タイプ間の物質特性の差によって主に生じるエコー強度が、画像平面上でピクセルの輝度にマッピングされる。こうした画像は、体内の構造を識別するのに役立つが、イメージングされた物質の物理特性に関して提供される情報が制限される。

【0003】

超音波エラストグラフィ(超音波組織弾性映像法(ultrasonic elastography))は、組織の剛性特性、例えば、外部から加えられた応力下での歪、ポアソン比、ヤング率、及び他の一般的な歪及び歪に関連する測定値を明らかにする画像を生成することができる新しい超音波モダリティである。

30

【0004】

「準静的(quasi-static)」エラストグラフィと呼ばれる、或るタイプのエラストグラフィでは、例えば、圧迫(compression)されない状態と、所与の正の圧迫がある状態の、2つの異なる圧迫状態にある組織の2つの画像を、超音波デバイスによって取得することができる。組織は、(トランスジューサ自体を含む)プローブ又は筋肉の動作又は隣接器官の移動によって圧迫されてもよい。歪は、圧迫軸に沿った、2つの画像における組織の相対的なシフトの勾配を計算することによって、これら2つの画像から推定することができる。準静的エラストグラフィは、医師が組織を押下し、この圧力下での組織降伏(tissue yield)(歪)の量を検出することによって剛性を判定する、組織についての医師の触診に類似する。

40

【0005】

圧迫下での組織のシフトを導き出すプロセスは、画像間の局所相関を計算し、次に、圧迫の前と後での、相関のある構造についてのエコー到達時間の差を評価することによって始めることができる。到達時間の差と組織を通る音声速度とを乗算することによって、エコー到達時間の差は、組織内の異なる地点における組織変位(tissue displacement)(すなわち、長さで正規化された変位である歪)に変換される。

【0006】

組織歪は、剛性の近似的な尺度を間接的に提供する。圧迫下で小さい歪を示す組織は剛性が高いと考えられる一方、圧迫下で大きい歪を示す組織は剛性が低いと考えられる。しかし、この近似は、一定の応力場、すなわち圧迫力が組織内で均一に分散するという仮定

50

を伴う。一般に、これは真実ではなく、むしろ、弾性体内の応力は、圧迫器(compressor)から離れるにつれて減衰し(fall off)、剛性の介在物(stiff inclusion)の近くの応力集中部において増加する。

【0007】

したがって、半無限の均質媒体内で有限のサイズの圧迫器によって生成されるモデル化された応力場を基準にして、導き出された歪を比較することによって、エラストグラフィ測定を改良することが提案されている。例えば、Ponnekanti H., Ophir J., 及びCespedes I. 著「エラストグラフィにおける同軸圧迫器間の軸応力分布：解析的モデル(Axial Stress Distributions Between Coaxial Compressor in Elastography: An Analytical Model)」(Ultrasound in Med. & Biol., Vol.18, No.8, pp.667-673, 1992年)を参照。

10

【0008】

同様の解析的モデルは、介在物の近くの応力集中部について提案されている。Cespedes I., Ophir J. 及びPonnekanti H. 著「エラストグラフィ：生体内における筋肉及び乳房へ適用した超音波を用いた弾性画像形成(Elastography: Elasticity Imaging Using Ultrasound with Application to Muscle and Breast In Vivo)」(Ultrasound Imag., Vol.15, pp.73-88, 1993年)を参照。

【発明の概要】

【0009】

本発明者等が認識したところによれば、現在のエラストグラフィ測定における音響特性(音声速度又は音響インピーダンス又は反射係数)が一定であるという暗黙の仮定は、物質密度、初期応力(pre-stress)、及び剛性(その全てが音声速度及び音響インピーダンス及び反射係数に影響を及ぼす)が全て歪の関数である生体組織にとって、不適切である場合があるということである。音響特性変動のモデル化を歪の関数として改良することによって、改良されたエラストグラフィ測定(本明細書で音響エラストグラフィ(acoustoelastography)と呼ばれる)を行うことができる。

20

【0010】

本発明はまた、軟部組織における歪測定の新しいパラダイムを提供し、応力場及び音響特性についての仮定の下で組織の移動を測定することによって組織歪を導き出すのではなく、物質の音響特性の変化によって生じる超音波信号の変化(modification)から直接に歪が導き出される。同様に、歪が既知である場合、物質特性を導き出すことができる。

30

【0011】

そのため、一般に、本発明は、生体組織内の歪が生体組織の音響特性に基本的に影響を及ぼすという認識を利用する。

【0012】

そして具体的には、本発明は第1の実施態様において、関心領域内の複数のボクセルからの一組のエコー信号を提供するようになっている超音波トランスジューサシステムを有する、超音波音響エラストグラフィ(ultrasonic acoustoelastography)システムを提供する。一組のエコー信号は、第1の圧迫状態にある関心領域の組織から取得される第1のエコー信号、及び第2の圧迫状態にある関心領域の組織から取得される第2のエコー信号を含む。プロセッサが、所定のプログラムに従って動作し、第1の圧迫状態から第2の圧迫状態への超音波の変化によって生じる関心領域にわたる組織の音響特性の変動をモデル化する。そして、モデル化された音響特性の変動によって補正された、第1のエコー信号と第2のエコー信号との差から関心領域内の複数のボクセルの歪が求められる。そして、この歪を使用して、求めた歪から複数のボクセルにおける弾性特性が計算される。

40

【0013】

そのため、生体組織の圧迫によって生じる音響特性の有意な変動を認識することによって改良されたエラストグラフィ測定を実現することが、本発明の1つの目的である。

【0014】

モデル化された音響特性の変動は、ジェネレータ関数(generator function)によって生成され、ジェネレータ関数は、(i)歪の変化に伴う関心領域の物質の剛性係数の変化、

50

(ii) 組織歪の変化に伴う組織密度の変化、及び(iii) 組織歪の変化に伴う初期応力の変化のうちの1つ又は複数をモデル化することができる。

【0015】

そのため、組織内の音響特性に影響を及ぼす可能性がある複数の因子を柔軟に組み込むことができるモデルを提供することが、本発明の別の目的である。

【0016】

ジェネレータ関数は、関心領域内の複数のボクセルにおける音響特性の変化を評価することができる。

【0017】

そのため、画像の補正又は生成に適したシステムを提供することが、本発明の別の目的である。

【0018】

ジェネレータ関数は、関心領域内の複数のボクセルにおける歪を求めることができ、該歪を使用して、モデル化された音響特性の変動を補正することができる。

【0019】

そのため、前記音響特性を、それぞれが歪の関数であり得る、剛性係数、密度、又は初期応力の関数として反復して補正するために、前記求められた歪を使用することが、本発明の別の目的である。

【0020】

弾性特性の計算は、また、弾性特性を求めるときに、第1の圧迫状態から第2の圧迫状態への変化によって生じる関心領域にわたる応力の不均一な変動をモデル化することもできる。

【0021】

そのため、こうした剛性がそこから計算される、音響特性の変動及び応力場の変動の両方をより正確にモデル化することによって、組織の剛性測定を改良することが、本発明の別の目的である。

【0022】

既知の組織の非線形特性に従って、モデル化した応力の不均一な変動を修正するために、求めた歪を使用することができる。

【0023】

そのため、測定された実際の歪および事前にわかっている組織の非線形剛性に従って応力モデル化を補正することが、本発明の別の目的である。

【0024】

本発明の第2の実施態様では、本発明は、生体組織内の歪を測定する装置を提供することができ、入射超音波波形(incident ultrasonic waveform)を組織内に送信し、該組織から反射超音波波形を取得する超音波トランスジューサアセンブリを有することができる。プロセッサが、記憶されたプログラムに従って動作し、前記の反射超音波波形と入射超音波波形の大きさを比較して反射係数を求めることができ、該反射係数を生体組織の数学的モデルに適用して、組織の歪及び組織の物質定数(material constant)のうち的一方を、組織の歪及び組織の物質定数のうち他方がわかっているときに求めることができる。

【0025】

そのため、物質特性と音響特性(この場合、音響反射)との関数的関係を利用して、組織転位(dislocation)を測定する必要無く、組織の歪又は物質定数を直接求めることが、本発明の別の目的である。

【0026】

求めた歪を生体組織の数学的モデルに適用し、それによって、組織の初期応力を求めることができる。

【0027】

そのため、組織のインピボ初期応力を測定する方法を提供することが、本発明の別の目的である。

10

20

30

40

50

【0028】

求めた歪は、超音波波形の伝播方向に垂直な組織の歪でありうる。

【0029】

そのため、例えば、超音波の軸方向伝播が難しいアキレス腱の測定に有用な、超音波伝播の軸に対して横方向の歪を測定する方法を提供することが、本発明の別の目的である。

【0030】

応力及び歪の測定のために、患者の一方の側で単一超音波トランスジューサを使用することができる方法を提供することが、本発明の別の目的である。

【0031】

別の実施態様では、本発明は、生体組織内の歪を測定するための、入射超音波波形を組織を通して送信し、該組織を通る超音波波形の波速度を測定する超音波トランスジューサアセンブリを有する装置を提供する。プロセッサが、記憶されたプログラムに従って動作し、波速度を生体組織の数学的モデルに適用して、組織の歪及び組織の物質定数のうちの一方を、組織の歪及び組織の物質定数のうちの他方がわかっているときに求める。

10

【0032】

そのため、反射超音波信号ではなく、より強い送信超音波信号によって働く測定技法を提供することが、本発明の別の目的である。

【0033】

これらの特定の目的及び利点は、特許請求の範囲内に入る一部の実施態様のみに適用することができるが、本発明の範囲を規定しない。

20

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】本発明について使用に適した超音波スキャナの簡略ブロック図である。

【図2】超音波の速度が一定であるという仮定の下で組織変位及び歪を求めることを示す、2つの圧迫状態の組織からの2つの超音波エコー信号のプロットである。

【図3】音響特性及び応力の変動を補正するために、音響特性マップ及び応力場マップを使用して、弾性の計算を修正することを示し、本発明によって、図1のスキャナで実施することができる信号フロー図である。

【図4】本発明の別の実施態様における、アキレス腱等の組織の伝送測定又は反射測定用の超音波トランスジューサの配置を示す、人の下肢の立面図である。

30

【図5】単一のトランスジューサが図4の実施態様で使用されるとき、反射係数の計算の図である。

【図6】2つの超音波トランスジューサが図4の実施態様で使用されるとき、波速度の計算の図である。

【図7】初期応力が反射係数及び物質特性から導き出される場合の、本発明に関して可能な順方向計算の図である。

【図8】物質特性が反射係数及び既知の初期歪から導き出される場合の、本発明に関して可能な後方すなわち逆方向計算の図である。

【発明を実施するための形態】

【0035】

40

I. 音響エラストグラフィ

ここで、図1を参照すると、本発明に関して使用するのに適する音響エラストグラフィイメージングシステム10は、超音波イメージングマシン11を、単独で、又は外部コンピュータ30と組み合わせて使用してもよい。一般に、超音波イメージングマシン11は、超音波エコー信号を採取し、超音波イメージングマシン11内か、又は、外部コンピュータ30内に保持されるプロセッサ33によって超音波エコー信号を処理するために必要なハードウェア及び/又はソフトウェアを提供する。

【0036】

超音波イメージングマシン11と連結する超音波トランスジューサ12は、エコー信号20を生成するために、患者16内の関心領域18に向けて超音波ビーム14を送信する

50

ことができ、エコー信号 20 は、超音波トランスジューサ 12 によって受信され、電気エコー信号 22 に変換されることができる。画像の構成のため、また、関心領域 18 内の複数のボクセル 21 からエコー信号 20 の「エコーセット」を取得するために、超音波ビーム 14 内の複数の光線及びエコー信号 20 が、患者内の複数の異なるボクセル 21 を通って採取されるであろう。

【0037】

電気エコー信号 22 は、超音波イメージングマシン 11 のインタフェース回路 24 によって受信されることができ、インタフェース回路 24 は、増幅、デジタル化、及び当該技術分野で理解される他の信号処理を提供する。その後、デジタル化されたエコー信号は記憶のため、及び後述されるプロセッサ 33 によるその後の処理のために、メモリ 34 に送信されてもよい。

10

【0038】

処理されたエコー信号 22 を使用して、グラフィカルディスプレイ 36 上に表示される画像が構成されてもよい。オペレータからの入力コマンドは、当該技術分野でよく理解されているように、インタフェース 42 を介してプロセッサ 33 に取り付けられた、キーボード 38 又はマウス等のカーソル制御デバイス 40 を介して受信されてもよい。

【0039】

位置センサ 19 が超音波トランスジューサ 12 に取り付けられて、電氣的位置信号 23 (これもインタフェース回路 24 に提供される)を通して、超音波トランスジューサ 12 の向き及び患者 16 の組織の圧迫が示されてもよい。種々の異なる超音波トランスジューサ 12 の位置決定メカニズム及び圧迫方法が、本発明で使用されてもよい。

20

【0040】

ここで、図 2 を参照すると、信号 20 a を含む信号の第 1 のエコーセット U1 は、第 1 の圧迫の程度で、例えば、超音波トランスジューサ 12 に圧迫が加えられない状態で採取されてもよい。その後、信号 20 b を含む信号の第 2 のエコーセット U2 は、超音波セットから、第 1 の所定の圧迫の程度で採取されてもよい。本明細書で使用される圧迫 (compression) は、負の圧迫、すなわち、張力及び他の組織変位力を含むように理解されるべきである。

【0041】

歪を求めるステップにおいて、窓 (window) 50 が、波形 20 a 及び 20 b に沿った連続した場所に設定され、信号 20 a 及び 20 b に沿った地点の変位距離 52 が、窓 50 内の波形 20 a 及び 20 b の相関によって求められる。波形 20 a 及び 20 b の継続時間にわたる、これらの変位距離 52 の微分は、波形上の地点に関連する、患者 16 に関する特定のボクセル 21 における組織の歪の示度を提供する。窓操作 (windowing) プロセスは、当該技術分野でよく知られているフーリエ変換技法又は自己相関技法の使用を含むいくつかの方法で実施されてもよい。

30

【0042】

ここで、図 3 を参照すると、波形 20 a 及び 20 b からの組織変位の正確な計算には、患者 16 の組織を通る音響特性が正確にわかっていることが必要である。これらの音響特性は、患者の種々の組織において変わる場合があり、組織内の局所歪に応じて各組織で変わる場合がある。したがって、本発明では、超音波セット U_1 及び U_2 の波形 20 a 及び 20 b のそれぞれは最初に補正され、補正は、関心領域 18 の各ボクセルを通る音響特性を記述する音響特性マップ 56 に従って補正器ブロック 54 によって行われる。

40

【0043】

補正器ブロック 54 は、相対的な音響特性及び既知の超音波トランスジューサの位置に従って波形 20 a 及び 20 b の時間スケールを拡張又は短縮する。そのため、音響特性 (例えば、音声速度) がより高い音響特性マップ 56 の部分について、これらの部分を交差する波形 20 a 及び 20 b の対応する部分は拡張されて、波形が所与の時間内に関心領域内でより長い距離を横切ることが反映され、そして、音響特性が比較的低い場合、波形の対応する部分は、同様に短縮する。図示するように、波形 20 a 及び 20 b については、

50

音響特性が圧迫によって影響を及ぼされることを反映する異なる音響特性マップ 5 6 が使用される。

【 0 0 4 4 】

セット U_1 及び U_2 を提供する波形 2 0 a 及び 2 0 b の補正されたものは、その後、ブロック 5 8 で相関をとられて、当該技術分野で理解される方法によって、また、図 2 に関して上述したように、歪値 e が生成される。

【 0 0 4 5 】

更に図 3 を参照すると、音響特性マップは、数学的モデルであるジェネレータ関数 6 0 によって提供される。ジェネレータ関数 6 0 は、例えば、

【 数 1 】

$$V(x) = \sqrt{\frac{\tilde{C}_{11}(e(x)) + t_{11}^i(e(x))}{\rho(e(x))}}$$

である。

ここで、

$V(x)$ は、超音波の伝播方向に沿った場所 x で定義されるボクセルにおける音声速度（音響特性）であり、

【 数 2 】

$$\tilde{C}_{11}$$

は、超音波の伝播方向に沿った場所 x における歪 e の関数である組織の剛性であり、

t_{11}^i は、超音波の伝播方向に沿った場所 x における歪 e の関数である組織の初期応力であり、

ρ は、超音波の伝播方向に沿った場所 x における歪 e の関数である組織の密度である。

【 0 0 4 6 】

関数

【 数 3 】

$$\tilde{C}_{11}$$

t_{11}^i 、及び ρ は、関心領域にわたって均質であると仮定されてもよく、エクスピトロ(ex vivo)の組織の試験によって経験的に導出され、この経験的データに基づく制限された次数の多項式で関数的に近似されるか、又は、ルックアップテーブル内に取り込まれることができる。これらの関数についての初期歪値は、歪モデル 6 2 によって提供されてもよい。歪モデル 6 2 は、位置センサ 1 9 からの情報によって既知の圧迫が提供される状態での、均一な体内における歪減衰の解析的モデルを使用して最初に作成されてもよい。この歪のモデルは、上述し、また、従来技術で知られている解析的応力モデルを使用することができる。第 1 の例では、歪モデルは、一般に、超音波トランスジューサ 1 2 とテーブル 2 7 との境界から離れるにつれて歪減衰を示し、応力減衰を反映するであろう。

【 0 0 4 7 】

歪 e の値がプロセスブロック 5 8 によって求められると、その値がジェネレータ関数 6 0 に反復して提供され、音響特性マップを改善することができる。当該技術分野で知られ

10

20

30

40

50

ている標準的な技法に従って生成されるBモード超音波画像に基づく組織の識別を含む、他の改良を考えることもできる。

【0048】

得られた歪値は、弾性計算ブロック64に与えられることができ、弾性計算ブロック64は、実質的に、任意の所与のボクセルの応力を、そのボクセルに存在するように求めた歪で割って、弾性値66が生成される。弾性値66は、その後、エラストグラフィ画像68を生成するのに使用されることができる。

【0049】

本発明の最も単純な実施態様では、各ボクセルについての応力値は、従来技術の弾性組織映像手法によれば、関心領域18にわたって一定であると仮定される。しかし、好ましい実施態様では、プロセスブロック64についての応力値を提供するのに、応力マップ70が使用される。応力マップ70は、平均的な患者16の組成の物質モデル74について、従来技術で述べられる技法等の解析的技法を使用するジェネレータ72によって、また、圧迫器(本明細書では、超音波トランスジューサ12)の既知のサイズ、その移動及び位置、並びに、支持テーブル27の位置に基づいて生成されてもよい。一般に、ジェネレータ72によって使用される物質モデル74は、均一な物質をモデル化することになる。しかし、この物質モデル74は、応力集中(stress focusing)を引き起こすことになる複数の異なる剛性特性の介在物が存在する場合は、エラストグラフィ画像自体68によって改良されてもよい。

10

【0050】

物質の係数、初期応力、及び物質の密度が、歪の関数として関数的に依存することによって生じる音響特性の変動に対処することによって、改善されたエラストグラフィ画像を得ることができる。

20

【0051】

II. 音響弾性歪ゲージ

組織の音響特性と歪との関係によって、歪を、組織変位を測定する中間ステップ無しで求めることが可能になる。

【0052】

ここで、図4を参照すると、人のかかと82のアキレス腱80についての歪の測定は、入射波形86を腱80内に送信し、腱80からのエコー波形87を受信するように、かかと82の側面に密着して超音波トランスジューサ84を設置することによって行われることができる。エコーの量は、一般に、腱組織とかかと82の周囲組織との音響特性の変化によって決まる。

30

【0053】

図5に示すように、入射波形86はフーリエ変換によって処理されてスペクトル88を生成し、スペクトル88から、スペクトル88の最も高い振幅周波数成分の振幅である、ピーク振幅90が決定されてもよい。同様に、エコー波形87は、ブロック89で示すフーリエ変換によって処理されてスペクトル92を生成し、スペクトル92の最も高い振幅周波数成分の振幅である、ピーク振幅94が決定されてもよい。

【0054】

プロセスブロック96によって取得される、これらの2つのピーク振幅値90及び94の比(ピーク振幅94をピーク振幅値90で割ったもの)は、歪 ϵ の関数である反射係数98を提供する。

40

【0055】

反射係数98は、2つの方法で使用されてもよい。1つの方法は、反射係数を使用して、図7に示すように「順問題(forward problem)」を解くことである。本明細書では、反射係数98は、数学的モデル102に適用される(反射によって修正された)修正波形100の情報を提供し、数学的モデル102は、波形の修正及び既知の物質特性104を歪106の値に関連付ける。

【0056】

50

1つの数学的モデル102は、

【数4】

$$4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + (4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + 6C_4) \frac{e}{1+e} \frac{(1+e)(C_1 + C_2 + C_1e - C_2e - C_2e^2)}{C_1 + C_2 + C_3 + 2C_1e - 2C_3e - C_1e^2 + C_3e^2}$$

$$\frac{1}{\rho^s} \left[\frac{(1+R)}{(1-R)} \rho^w v_D^w \right]^2$$

であり、

ここで、 C_1 、 C_2 、 C_3 及び C_4 は、既知の物質定数であり、

e は、求める歪であり、

R は、反射係数であり、

ρ^s 及び ρ^w は、それぞれ、固体組織の密度及び水の密度であり、

v_D^w は、水中での拡張波(dilatational wave)の速度である。

【0057】

組織の歪106は、その後、既知の物質特性のモデルに適用されて、初期応力値を生成することができる。1つのモデルは、

【数5】

$$t_{11}^i(e) = 2C_1(1+e)^2 - (2C_1 + 4C_2) + 4C_2(1+e) +$$

$$b(e) \left[\frac{2e(C_4 + 2C_2e)}{1+e} - 2C_1e(1+e) - \frac{2e(C_1 + C_3)}{1+e} + \frac{2(2C_1 + 2C_2 + C_3)}{1+e} - 4C_2 \right]$$

であり、

ここで、 t_{11}^i は、求める初期応力であり、

C_1 、 C_2 、及び C_3 は、既知の物質定数であり、

e は、求めた歪であり、

b は、歪 e の関数である

【数6】

$$\frac{(1+e)(C_1 + C_2 + C_1e - C_2e - C_2e^2)}{C_1 + C_2 + C_3 + 2C_1e - 2C_3e - C_1e^2 + C_3e^2}$$

としてモデル化される次元収縮(dimensional shrinkage)である。

【0058】

代わりに、反射係数98を使用して、図8に示すように、「逆問題(inverse problem)」を解くこともできる。本明細書では、反射係数98は、やはり、数学的モデル108に適用される(反射によって修正された)修正波形100の情報を提供し、数学的モデル108は、波形の修正及び既知の歪106を、物質特性104の値に関連付ける。この逆問題において、異なる係数を反映する、いくつかの異なる物質特性104が生成されなければならない。したがって、異なる初期応力106における修正波形100の複数の独立した測定が行われなければならない。このために使用することができる数学的モデル108は、一組の連立方程式、すなわち、

10

20

30

40

【数 7】

$$4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + (4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + 6C_4) \frac{e}{1+e} \frac{(1+e)(C_1 + C_2 + C_1e - C_2e - C_2e^2)}{C_1 + C_2 + C_3 + 2C_1e - 2C_3e - C_1e^2 + C_3e^2} = \frac{1}{\rho^s} \left[\frac{(1+R_1)}{(1-R_1)} \rho^w v_D^w \right]^2$$

$$4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + (4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + 6C_4) \frac{e}{1+e} \frac{(1+e)(C_1 + C_2 + C_1e - C_2e - C_2e^2)}{C_1 + C_2 + C_3 + 2C_1e - 2C_3e - C_1e^2 + C_3e^2} = \frac{1}{\rho^s} \left[\frac{(1+R_2)}{(1-R_2)} \rho^w v_D^w \right]^2$$

10

$$4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + (4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + 6C_4) \frac{e}{1+e} \frac{(1+e)(C_1 + C_2 + C_1e - C_2e - C_2e^2)}{C_1 + C_2 + C_3 + 2C_1e - 2C_3e - C_1e^2 + C_3e^2} = \frac{1}{\rho^s} \left[\frac{(1+R_3)}{(1-R_3)} \rho^w v_D^w \right]^2$$

20

$$4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + (4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + 6C_4) \frac{e}{1+e} \frac{(1+e)(C_1 + C_2 + C_1e - C_2e - C_2e^2)}{C_1 + C_2 + C_3 + 2C_1e - 2C_3e - C_1e^2 + C_3e^2} = \frac{1}{\rho^s} \left[\frac{(1+R_4)}{(1-R_4)} \rho^w v_D^w \right]^2$$

であり、

ここで、 R_1 、 R_2 、 R_3 及び R_4 は、組織応力の複数の異なるレベルで取得される反射係数であり、

ここで、 C_1 、 C_2 、 C_3 及び C_4 は、求める物質定数であり、

30

e は、既知の歪であり、

ρ^s 及び ρ^w は、それぞれ固体組織の密度及び水の密度であり、

v_D^w は、水中での拡張波の速度である。

【0059】

再び図4を参照すると、別の一実施態様では、超音波トランスジューサ84は、受信波形114として第2の超音波トランスジューサ112によって受信される、かかと82及び腱80を通過する投射波形86'を提供してもよい。

【0060】

図6を参照すると、その後、入射波形86と受信波形114との間における位相遅延116が、遅延ブロック118によって測定されて、実質的に、腱の厚さ及び介在するか又は周囲にある組織の厚さの変化によって補正された、かかと82及び腱80を通る波の速度である、波速度値120が生成されてもよい。

40

【0061】

上述した反射係数98に似た、波速度値120は、以下の方程式に従って、図7に示す修正波形100としての順問題か、図8に示す逆問題のいずれかで使用されてもよい。

【0062】

順問題についての数学的モデル102は、

【数 8】

$$c_{yy} = \sqrt{\frac{\bar{C}_{22}}{\rho}}$$

$$\bar{C}_{22} = 4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + (4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + 6C_4) \frac{be}{1+e}$$

10

であつてもよい。

c_{yy} は、測定された波速度であり、

ここで、 C_1 、 C_2 、 C_3 、及び C_4 は、既知の物質定数であり、

e は、求める歪であり、

ρ は、組織密度である。

【0063】

前と同様に、その後、組織の歪 106 は、既知の物質特性のモデルに適用されて、上述したモデルを使用して初期応力値が生成されてもよい。

【0064】

20

再び、逆方向の数学的モデル 108 は、一組の連立方程式、この場合、

【数 9】

$$c_1 = \sqrt{\frac{\tilde{C}_1}{\rho}}$$

$$\tilde{C}_1 = 4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + (4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + 6C_4) \frac{be}{1+e}$$

10

$$c_2 = \sqrt{\frac{\tilde{C}_2}{\rho}}$$

$$\tilde{C}_2 = 4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + (4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + 6C_4) \frac{be}{1+e}$$

20

$$c_3 = \sqrt{\frac{\tilde{C}_3}{\rho}}$$

$$\tilde{C}_3 = 4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + (4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + 6C_4) \frac{be}{1+e}$$

30

$$c_1 = \sqrt{\frac{\tilde{C}_1}{\rho}}$$

$$\tilde{C}_1 = 4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + (4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + 6C_4) \frac{be}{1+e}$$

40

$$c_4 = \sqrt{\frac{\tilde{C}_4}{\rho}}$$

$$\tilde{C}_4 = 4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + (4C_1 + 4C_2 + 2C_3 + 6C_4) \frac{be}{1+e}$$

を必要とする。

50

ここで、 c_1 、 c_2 、 c_3 及び c_4 は、組織応力の異なるレベルで取得される波形速度(waveform velocity)である。

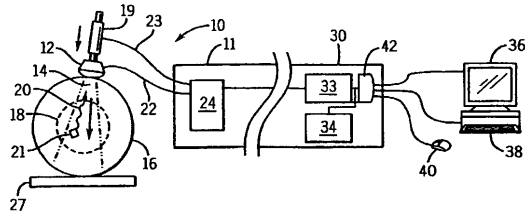
【0065】

こうして、歪の関数として組織の音響特性の変化を理解することに基づいて、介在する組織による超音波波形の修正から、歪を直接求めることができる。上述した音響エラストグラフィ技法は、腱にわたる複数の異なる場所について反復されて、歪、物質特性、又は初期応力の画像を生成することができる。

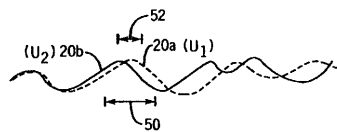
【0066】

本発明は、本明細書に含まれる実施態様及び図に限定されるものではなく、添付の特許請求の範囲内に入る、実施態様の部分及び複数の異なる実施態様の要素の組み合わせを含むような実施態様の変更態様を含むことが特に意図される。

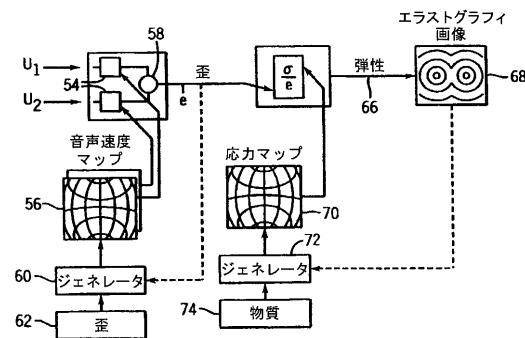
【図1】



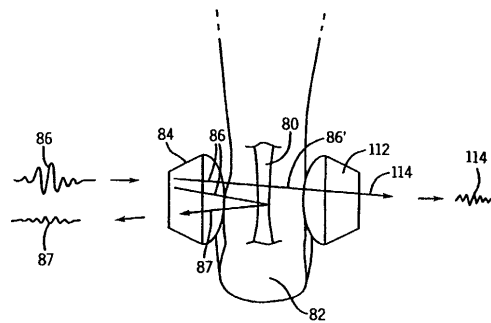
【図2】



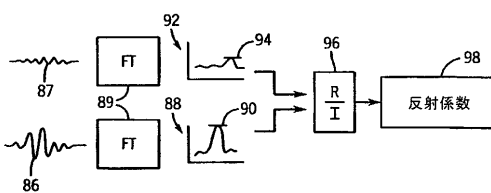
【図3】



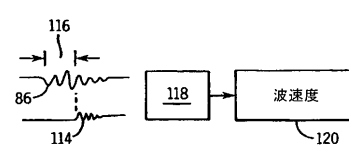
【図4】



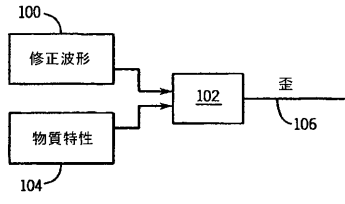
【図5】



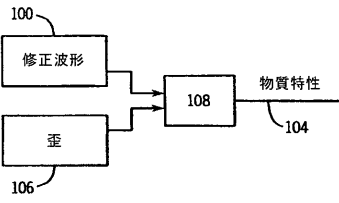
【図6】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(72)発明者 小林 博仁

アメリカ合衆国 5 3 7 2 6 ウィスコンシン マディソン リージェント ストリート 2 3 2
1

Fターム(参考) 4C601 DD19 DD20 DD23 DD30 GA18 JB42 JB49 JB51

专利名称(译)	用于改进的软组织的超声应变测量的方法和设备		
公开(公告)号	JP2012081295A	公开(公告)日	2012-04-26
申请号	JP2011274271	申请日	2011-12-15
[标]申请(专利权)人(译)	威斯康星校友研究基金会		
申请(专利权)人(译)	威斯康星校友研究基础性庸		
[标]发明人	ヴァンダーバイレイ 小林博仁		
发明人	ヴァンダーバイ, レイ 小林 博仁		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B5/0053 A61B5/4523 A61B8/00 A61B8/485		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/DD23 4C601/DD30 4C601/GA18 4C601/JB42 4C601/JB49 4C601/JB51		
代理人(译)	川崎孝雄		
优先权	60/592746 2004-07-30 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：对诸如活组织之类的软组织中的声学特性随应变的变化进行建模，以改善弹性成像测量并获得应变或材料特性和初始应力的直接测量值。提供一种测量 α 的应变的方法。一种测量活组织应变的方法，包括：将入射的超声波波形传输到组织中，从组织中获得反射的超声波波形，比较反射的超声波波形和入射的超声波波形的幅度，得到反射系数，并且 (i) 组织的应变之一和 (ii) 组织的材料常数，为了获得组织的另一应变和组织的材料常数，反射系数被应用于生物组织的数学模型以及用于测量生物组织中的应变的方法。 [选型图]图1

