

(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2008-68094

(P2008-68094A)

(43) 公開日 平成20年3月27日(2008.3.27)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2007-238204 (P2007-238204)  
 (22) 出願日 平成19年9月13日 (2007. 9. 13)  
 (31) 優先権主張番号 10-2006-0088547  
 (32) 優先日 平成18年9月13日 (2006. 9. 13)  
 (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▲德▼院里 114  
 114 Yangdukwon-ri, Nam-myun, Hongchung-gu,  
 Kangwon-do 250-870, 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

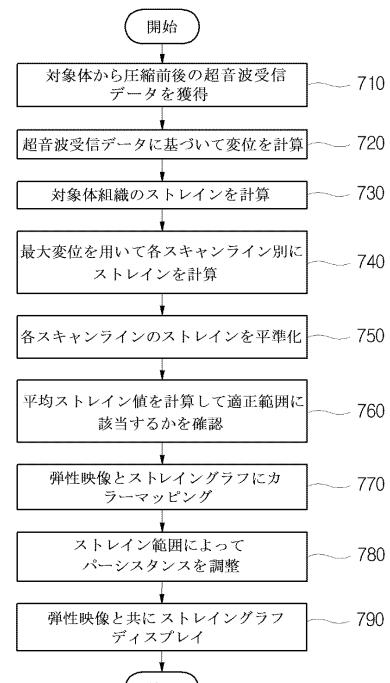
(54) 【発明の名称】弾性映像ディスプレイ方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】ストレスの印加前後に得た各スキャンラインでの最大変位を表示する変位グラフ、または最大変位から求めたストレインを表示するストレイングラフを弾性映像と共に表示する方法を提供する。

【解決手段】本発明の弾性映像ディスプレイ方法は、a )複数の組織を含む対象体に超音波信号を多数のスキャンラインに沿って送受信して第1超音波データを得る段階と、b )対象体に所定のストレスを印加し、超音波信号を前記多数のスキャンラインに沿って送受信して第2超音波データを得る段階と、c )前記第1超音波データ及び前記第2超音波データを用いて前記複数の組織の変位を計算する段階と、d )前記計算された変位を用いて前記組織のストレインを計算する段階と、e )前記ストレインを用いて弾性映像を形成し、前記スキャンライン別に前記組織の変化を表示するグラフを形成する段階と、f )前記弾性映像及び前記グラフをディスプレイする段階とを備える。

【選択図】図 7



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

弹性映像ディスプレイ方法において、

a) 複数の組織を含む対象体に超音波信号を多数のスキャンラインに沿って送受信して第1超音波データを得る段階と、

b) 対象体に所定のストレスを印加し、超音波信号を前記多数のスキャンラインに沿って送受信して第2超音波データを得る段階と、

c) 前記第1超音波データ及び前記第2超音波データを用いて前記複数の組織の変位を計算する段階と、

d) 前記計算された変位を用いて前記各組織のストレインを計算する段階と、

e) 前記ストレインを用いて弹性映像を形成し、前記スキャンライン別に前記各組織の変化を表示するグラフを形成する段階と、

f) 前記弹性映像及び前記グラフをディスプレイする段階と  
を備える弹性映像ディスプレイ方法。

**【請求項 2】**

前記グラフは、前記計算された変位のうちの前記各スキャンライン別に最大の変位を表示する変位グラフである請求項1に記載の弹性映像ディスプレイ方法。

**【請求項 3】**

前記グラフは、前記計算された変位を用いて前記各スキャンライン別に計算されたストレインを表示するストレイングラフである請求項1に記載の弹性映像ディスプレイ方法。

**【請求項 4】**

前記段階c)は、

c1) 前記第1超音波データと前記第2超音波データを比較してサンプリング間隔単位の第1変位を計算する段階と、

c2) 前記第1超音波データ及び前記第2超音波データを補間する段階と、

c3) 前記補間された第1超音波データ及び前記第2超音波データを比較してサンプリング間隔より小さい第2変位を計算する段階と、

c4) 前記第1変位と前記第2変位を合わせて前記変位を計算する段階と  
を備える請求項1に記載の弹性映像ディスプレイ方法。

**【請求項 5】**

d1) 前記段階d)で計算されたストレインを用いて、前記各スキャンライン別にストレインを平準化する段階をさらに備える請求項1乃至4の何れか1項に記載の弹性映像ディスプレイ方法。

**【請求項 6】**

d2) 前記各スキャンラインのストレインの平均値を計算する段階と、

d3) 前記計算された平均ストレインが所定の範囲に該当するかを判断する段階と、

d4) 前記平均ストレインが所定の範囲に該当しなければ、前記対象体に印加されるストレスを調節する段階と  
をさらに備える請求項1乃至5の何れか1項に記載の弹性映像ディスプレイ方法。

**【請求項 7】**

前記段階e)は、ストレイン別に事前に設定されたカラーに応じて前記計算された最大変位に該当するカラーをマッピングし、弹性映像を形成する請求項2に記載の弹性映像ディスプレイ方法。

**【請求項 8】**

前記段階e)は、ストレイン別に事前に設定されたカラーに応じて前記計算されたストレインに該当するカラーをマッピングし、弹性映像を形成する請求項3に記載の弹性映像ディスプレイ方法。

**【請求項 9】**

前記グラフは、棒または線グラフである請求項1に記載の弹性映像ディスプレイ方法。

**【請求項 10】**

10

20

30

40

50

前記弾性映像をディスプレイする前のストレイン範囲によって異なる値のP(Persistence)値を適用したIIR(Infinitesimal Impulse Response)フィルタを用いてディスプレイする段階をさらに備える請求項9に記載の弾性映像ディスプレイ方法。

【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、より詳細には、超音波システムで弾性映像をディスプレイする方法に関する。 10

【背景技術】

【0002】

超音波システムは、対象体に超音波信号を送信し、対象体の不連続面から反射されてくる超音波信号を受信し、受信された超音波信号を電気的信号に変換し、所定の映像装置を通じて出力することによって対象体の内部状態を診断する。 20

【0003】

超音波映像は、組織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)映像で主にディスプレイされる。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ない部分はB-モード映像で区別するのが容易でない。これに反して、超音波弾性映像技法は、組織の機械的な性質を映像化するため癌組織のような病変の診断に大いに役立つ。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、外部から同じ力が加えられた時に周辺組織より変形の程度が小さい。 20

【0004】

組織の弾性は、対象体の組織を圧縮する前に得た超音波データと組織を圧縮して得た超音波データを用いて測定する。一般に超音波プローブに装着された圧縮板を用いてユーザが圧力を加えて組織を圧縮する。この場合、組織の変形程度は、ユーザにより加えられる圧縮サイズによって決定される。弾性映像の画質は、対象体に加える圧縮サイズと圧縮速度によって変わる。例えば、圧縮サイズが小さい場合、腫瘍や癌組織の変形と周辺組織の変形の差が明確に示されず、圧縮の程度が大きい場合、圧縮による腫瘍や癌組織と周辺組織の非相関性が大きくなつて弾性映像の画質が低下する。従って、よい画質の弾性映像を得るためにには、適当なサイズの圧縮が要求される。通常圧縮によって組織の変形が0.5~3%になる時、弾性映像の質が最もよいと実験的に知られている。圧縮の程度はユーザ毎にまたは測定時毎に異なつて適用されるので、どの程度の圧縮を加えなければならないかを知らせる指標が必要である。 30

【0005】

【特許文献1】特開2007-195984号公報

【特許文献2】特開2007-29737号公報

【特許文献3】特開2007-29703号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、対象体に、ストレスの印加前後に得た超音波データから計算された各スキャンラインでの最大変位を表示する変位グラフ、または最大変位を用いて計算された各スキャンラインでのストレインを表示するストレイングラフを弾性映像と共にディスプレイする方法を提供することを目的とする。 40

【課題を解決するための手段】

【0007】

前述した目的を達成するために、本発明の弾性映像ディスプレイ方法は、a)複数の組織を含む対象体に超音波信号を多数のスキャンラインに沿って送受信して第1超音波データを得る段階と、b)対象体に所定のストレスを印加し、超音波信号を前記多数のスキャンラインに沿って送受信して第2超音波データを得る段階と、c)前記第1超音波データ 50

及び前記第2超音波データを用いて前記複数の組織の変位を計算する段階と、d)前記計算された変位を用いて前記組織のストレインを計算する段階と、e)前記ストレインを用いて弾性映像を形成し、前記スキャンライン別に前記組織の変化を表示するグラフを形成する段階と、f)前記弾性映像及び前記グラフをディスプレイする段階とを備える。

【発明の効果】

【0008】

前述したように、本発明によって弾性映像を構成するためのストレインを計算し、弾性映像と共に各スキャンラインの最大変位に対するストレインをグラフで表示することによって、各映像フレームの平均ストレインを計算することができるので、現在印加されているストレスが適正な範囲に入るかを判断し、ユーザが圧縮のサイズを調節することができ、平均ストレインの値が適正範囲に入るか否かによってパーセンタス値を変更して最適の弾性映像を出力することができる。

10

【0009】

また、ストレインのグラフ形状をもって概ねの対象体の弾性特性が分かり、一方に片寄らない均一の圧力を加えるように誘導することができる。そして、各スキャンラインのストレイン値としてスキャンラインによって他の平準化をとることによって、有限圧縮プレートによる圧縮の不均一を補償することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、本発明による弾性映像及びストレイングラフを表示する方法について添付された図面を参照して説明する。

20

【0011】

図1は、対象体にストレスの印加前後の超音波信号形状を示している。

【0012】

まず、単位面積当たりに加えられる力であるストレスを印加する前に、対象体に超音波信号を送受信して第1受信信号102を得て、対象体の表面にストレスを印加して対象体を圧縮した後、対象体に超音波信号を送受信して第2受信信号103を得る。本発明によるストレスは、超音波プローブを用いて対象体に印加することができる。

30

【0013】

対象体に圧力を加えれば、対象体内で反射体に該当する各組織が圧力の印加方向へ移動する。このように反射体が移動するため、対象体が圧縮される前と比較すれば、超音波受信信号の移動が示される。従って、第1受信信号102と第2受信信号との間の移動を計算することによって、対象体内の組織の変位を求めることができる。このような変位は、対象体の硬さによって変わるので、媒質の特性値を反映させる。

【0014】

一方、図1に示した通り、変換素子101に近い所では、信号の移動が小さいが、遠いところ（深さ方向）では変位が累積して大きく示される。

【0015】

組織に一定の圧力を一方向に加えれば、組織の硬い程度に応じて変形された程度が異なって示される。従って、対象体に印加された力に対して各組織の変位を計算し、変位の関数を微分して傾きを求めれば、変形率、即ち、ストレインを求めることができる。このストレイン値に基づいて弾性映像を形成する。

40

【0016】

ストレインを計算するための変位は、RFデータまたは基底帯域のIQデータを用いて交差相関（cross correlation）法または自己相関（auto correlation）法で計算することができる。一般に、超音波送受信を通じて得たRFまたはIQデータは、サンプリングして得たサンプリングデータであるので、正確な変位を計算することが容易ではない。従って、本発明の一実施例では、サンプリングデータを用いてサンプリング間隔単位で第1変位（coarse displacement）を計算し、サンプリングデータを補間して得たデータでサンプリング間隔単位より小さな第

50

2変位 (fine displacement) を計算する。図2aは、本発明による一実施例で深さによる第1変位を示すグラフであり、図2bは、深さによる第2変位を示すグラフである。ストレス印加による対象体の全体変位は、第1変位と第2変位の和で決定され、図2cは、深さによる第1変位と第2変位を合せた最終変位を示す。

【0017】

ストレスの印加による対象体内の組織のストレインは、図3に示した通り、スプリングモデルを用いて計算することができる。ストレインは、ストレス印加前の対象体の表面から任意の深さまでの長さLと、ストレス印加後の長さ変化(変位、ΔL)の比率を用いて計算する。

$$= \Delta L / L \quad \text{-----式1}$$

10

【0018】

前で言及した方法で弾性映像の一つのフレームに各スキャンラインでの最大変位を用いて各スキャンラインのストレインを計算し、各スキャンライン別にストレイン値を示すグラフを形成する。ストレイングラフは弾性映像と共にディスプレイする。本発明の一実施例により弾性映像と共にストレイングラフをディスプレイしたが、本発明の他の実施例では、弾性映像と共に各スキャンライン別に最大変位を示す変位グラフをディスプレイすることができる。

【0019】

図4は、弾性映像と共に各スキャンライン別にストレイン値を示すストレイングラフをディスプレイした例を概略的に示す。図4を参照すれば、対象体内で相対的に硬い第1組織410と相対的に軟らかい第2組織420に対する弾性映像400での各スキャンライン別にストレイン値を示すストレイングラフであり、棒グラフ430をディスプレイした例を示す。図4の棒グラフで見られるように、相対的に硬い第1組織410がある部分に対してもストレイン値を示す棒の長さが短く表示され、相対的に軟らかい組織からなる第2組織420でのストレイン値を示す棒の長さは長く表示される。

20

【0020】

一方、最上の画質を有する弾性映像を得るために平均ストレイン値を0.5~3%に調節することが望ましい。平均ストレインは、本発明によって各スキャンライン別に計算されたストレインを用いて計算され、このように計算された平均ストレイン値を弾性映像が提供される画面上に表示し、ユーザが適切なストレイン値になるようにストレスを調節することができる。

30

【0021】

図5a~図5eは、本発明の一実施例によって弾性映像の一つのフレームにおける各スキャンライン別にストレイン値を示す棒グラフの各例を示す。図5aに示した棒グラフを見れば、棒グラフで中央部分にある棒のサイズが短く表示され、棒グラフの両端に行くほど棒のサイズが長く表示されたことから、対象体を構成する組織の中央部分に相対的に硬い組織が存在することが分かる。また、図5bに示した棒グラフから対象体を構成する組織の中央部分に相対的に軟らかい組織が存在することが分かる。図5cは、対象体にストレスが右側より左側に、より強く印加された時のストレイン値を示す棒グラフであり、図5dは、対象体にストレスが左側より右側に、より強く印加された時のストレイン値を示す。一方、図5eは、各スキャンライン別にストレインを計算する過程で誤差が発生する場合の不規則的な形状に示されるストレイン値を示す。図5eに示した通り、ストレイングラフを通じて弾性映像を得るための映像処理が適切に処理されているかを確認することができる。

40

【0022】

本発明の一実施例では、各スキャンラインのストレインを示す棒グラフの下方を同一に固定し、上方にストレインのサイズを表示したが、本発明の他の実施例では、図6a~6dに示した通り、ストレイン値を示す棒の上方を同一に固定し、下方にストレインのサイズを表示してユーザが超音波プローブを用いて印加するストレスのサイズを直観的に認識するようにすることができる。

50

## 【0023】

一方、超音波プローブを用いて対象体を圧縮する場合、超音波プローブの圧縮面積が相対的に狭く、対象体を均一に圧縮し難くなることもある。即ち、プローブが有限な面積を有しているため、プローブの中央部分に比べて外側に対応する対象体に対して圧縮の伝達が十分になされないことがある。このような場合、対象体に均一の圧力が加えられず、弾性映像に影響を与えることがあるので、スキャンラインのストレイン値を平準化して超音波プローブの有限プレートによる圧力の不均一性を補償することができる。

## 【0024】

また、弾性映像は、リアルタイムで示すので、対象体にストレスが均一に印加されない場合、画質が落ちる弾性映像が出力されることがある。従来の弾性映像では、弾性映像の画質が落ちるフレームを削除してディスプレイしなかったり、以前のフレームを連続して示した。しかし、このような場合、画面が点滅したり、B - モード映像と同期が合わない問題がある。従って、本発明の一実施例では、式2を用いたIIRフィルタを用いて弾性映像を出力する。

$$Y_N = (1 - P) Y_{N-1} + P X_N \quad \text{式2}$$

## 【0025】

$Y_N$  は現在ディスプレイされる弾性映像のフレームを示し、 $Y_{N-1}$  は以前にディスプレイされた弾性映像のフレームを示し、 $X_N$  は現在ストレインが計算されたフレームを示し、P はパーシスタンス値である。P 値が大きくなれば、現在のストレインが計算されたフレームに対する割合が大きく見え、P 値が小さくなれば、現在のストレイン値が計算されたフレームが反映される部分が小さくなり、以前にディスプレイされた弾性映像がほぼそのままディスプレイされるようになる。フレーム当たりの平均ストレインの値を計算し、以前で適正なストレインの範囲 0.5 ~ 3.0 % に平均ストレイン値が含まれれば P の値を大きくし、現在のストレインが計算されたフレームの割合を大きくして出力し、平均ストレイン値が適正なストレインの範囲を逸脱すれば P の値を小さくし、以前にディスプレイされたフレームの割合を大きくして出力し、画質が改善されたリアルタイムの弾性映像をディスプレイすることができる。

10

20

## 【0026】

図7は、本発明によって弾性映像をディスプレイする方法を示すフローチャートである。図7を参照して、対象体にストレスを印加する前に超音波信号を送受信して第1超音波受信データを得て、対象体にストレスを印加して圧縮した後、超音波信号を送受信して第2超音波受信データを得る(S710)。第1超音波受信データと第2超音波受信データを比較し、サンプリング間隔単位の第1変位を計算し、第1超音波データと第2超音波データを補間した後、補間されたデータを比較してサンプリング間隔より小さな第2変位を計算する(S720)。第1変位と第2変位を合せて最終変位を計算し、計算された最終変位を用いて対象体の組織のストレインを計算する(S730)。以後、計算された最終変位のうちの最大変位を用いてスキャンライン別にストレインを計算する(S740)。

30

## 【0027】

対象体に印加されるストレスの不均一性による弾性映像の影響を減らすために、ストレイン値を用いて各スキャンライン別にストレイン値を平準化をする(S750)。一つのフレームを構成するストレイン値の平均値を計算し、計算されたストレイン平均値が所定の範囲、例えば 0.5 % ~ 3 % 内に該当するかを確認する(S760)。ストレイン平均値が所定の範囲内に該当しなければ、対象体に印加されるストレスを調節してストレイン平均値が所定の範囲内に該当するようにする。ストレイン別にカラーを予め設定し、平均ストレイン値が所定範囲に該当すれば、各ストレイン値に対応するカラーを超音波データ及びストレイン値を表示するグラフにマッピングをする(S770)。

40

## 【0028】

続いて、ストレスが均一に印加されず、画質が落ちる弾性映像が出力されることを防ぐために、IIRフィルタでP値を調節して弾性映像をフィルタリングする(S780)。以後、本発明による弾性映像とストレインを表示するグラフをディスプレイする(S79

50

0)。

#### 【0029】

一方、本発明の一実施例では、各スキャンライン別にストレインを示す棒グラフを2次元のグラフで表示したが、本発明の他の実施例では、図8に示した通り、各スキャンライン別にストレインを時間軸上の3次元で表示することができる。図8のようにストレインを表示して時間変化に応じた圧縮のサイズとそれによるストレインのサイズを見ることができる。図9は、超音波プローブに2次元アレイを用いる場合、圧力のサイズを全てのスキャンラインに対して3次元で示すグラフである。本発明の一実施例では、弾性映像で各スキャンライン別に変位のサイズまたはストレインのサイズを棒グラフを一例として用いて表示したが、線グラフなど変位またはストレインのサイズを表示することができる任意のグラフを用いることができる。10

#### 【0030】

本発明の好適な実施の形態について説明し、例示したが、本発明の特許請求の範囲の思想及び範疇を逸脱することなく、当業者は種々の改変をなし得ることが分かるであろう。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0031】

【図1】対象体にストレスの印加前後の超音波信号の形状を示す概略図である。

【図2a】深さによる変位を示すグラフ（その1）である。

【図2b】深さによる変位を示すグラフ（その2）である。

【図2c】深さによる変位を示すグラフ（その3）である。20

【図3】ストレイン計算を説明するためのスプリングモデルを示す概略図である。

【図4】本発明の一実施例によって弾性映像とストレイングラフをディスプレイした例を示す概略図である。

【図5a】本発明の一実施例によって弾性映像における各スキャンラインに対するストレイン値を示す棒グラフの例を示す例示図（その1）である。

【図5b】本発明の一実施例によって弾性映像における各スキャンラインに対するストレイン値を示す棒グラフの例を示す例示図（その2）である。

【図5c】本発明の一実施例によって弾性映像における各スキャンラインに対するストレイン値を示す棒グラフの例を示す例示図（その3）である。

【図5d】本発明の一実施例によって弾性映像における各スキャンラインに対するストレイン値を示す棒グラフの例を示す例示図（その4）である。30

【図5e】本発明の一実施例によって弾性映像における各スキャンラインに対するストレイン値を示す棒グラフの例を示す例示図（その5）である。

【図6a】本発明の他の実施例によるストレイングラフを示す例示図（その1）である。

【図6b】本発明の他の実施例によるストレイングラフを示す例示図（その2）である。

【図6c】本発明の他の実施例によるストレイングラフを示す例示図（その3）である。

【図6d】本発明の他の実施例によるストレイングラフを示す例示図（その4）である。

【図7】本発明の一実施例によって弾性映像をディスプレイする方法を示すフローチャートである。

【図8】ストレイングラフを時間軸に拡張して3次元で示すグラフである。40

【図9】超音波プローブに2次元アレイを用いて全てのスキャンラインに対してストレスを3次元で示すグラフである。

#### 【符号の説明】

#### 【0032】

101 変換素子

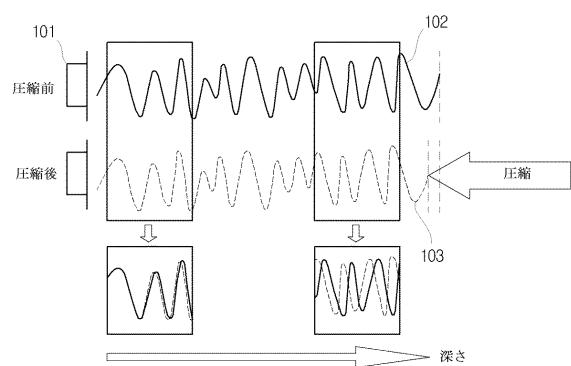
400 弾性映像

410 第1組織

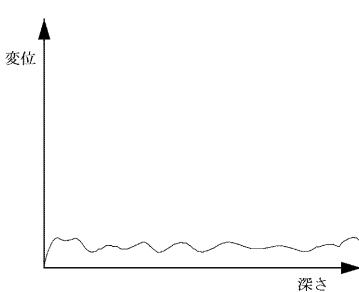
420 第2組織

430 ストレイングラフ

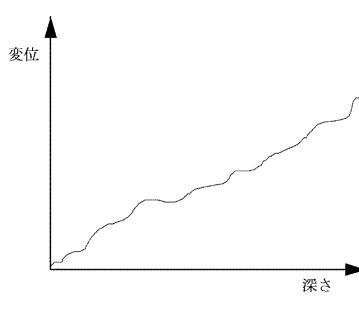
【図 1】



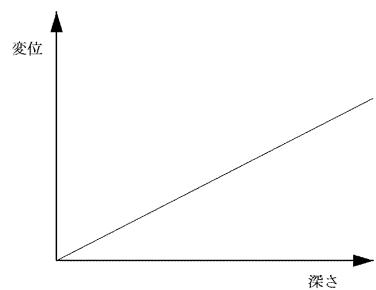
【図 2 b】



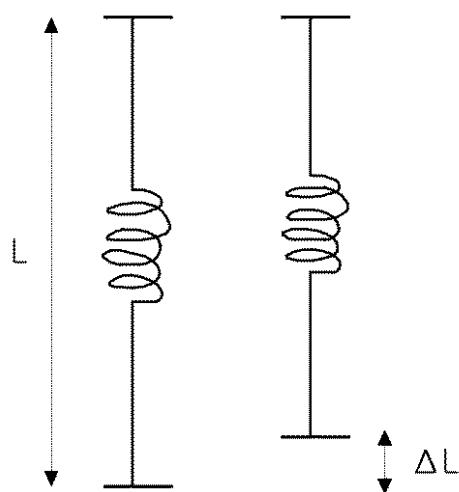
【図 2 c】



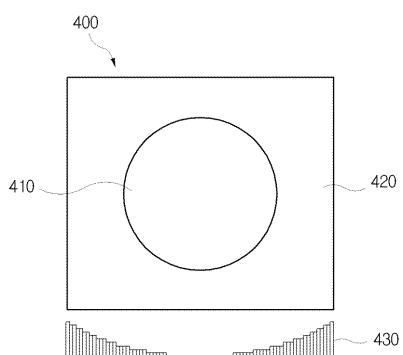
【図 2 a】



【図 3】



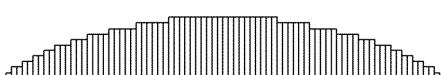
【図 4】



【図 5 a】



【図 5 b】



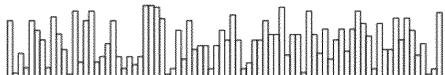
【図 5 c】



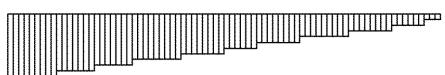
【図 5 d】



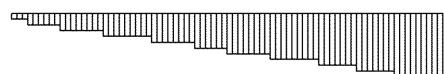
【図 5 e】



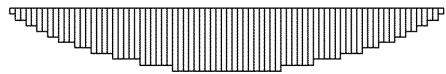
【図 6 a】



【図 6 b】



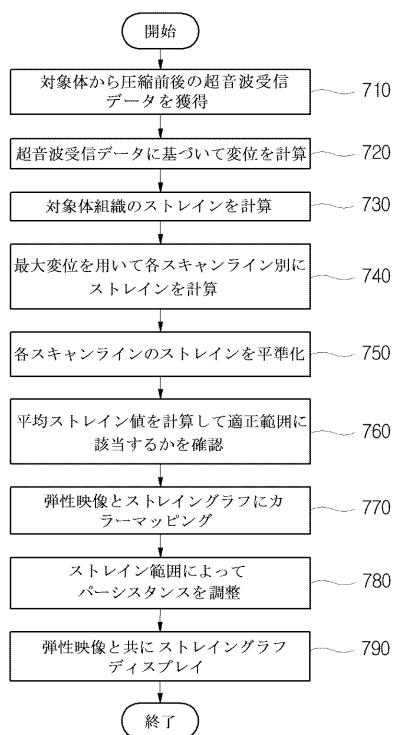
【図 6 c】



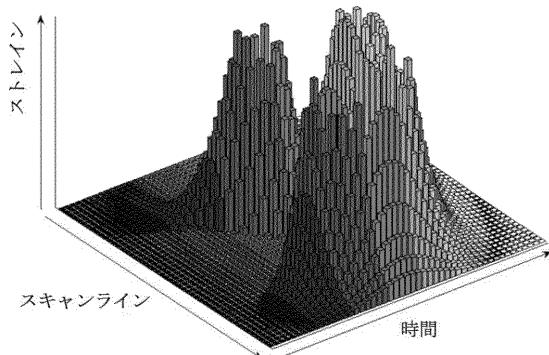
【図 6 d】



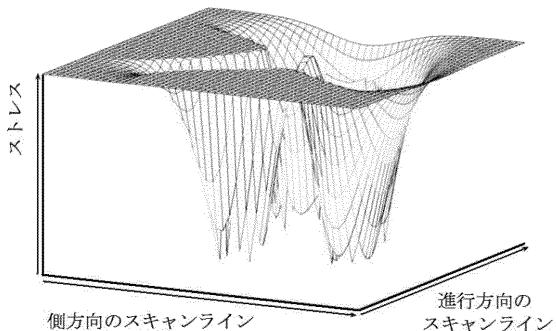
【図 7】



【図 8】



【図 9】



---

フロントページの続き

(72)発明者 チョン モク ゲン

大韓民国 ソウル特別市 ノウォンゲ サンゲ9ドン ボラムアパート 203-907

(72)発明者 ユン ラ ヨン

大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デチドン 1003 ディスカサ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

专利名称(译)	弹性图像显示方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2008068094A</a>	公开(公告)日	2008-03-27
申请号	JP2007238204	申请日	2007-09-13
[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	チョンモクグン ユンラヨン		
发明人	チョンモクグン ユンラヨン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/463 A61B8/485		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020060088547 2006-09-13 KR		
其他公开文献	<a href="#">JP5596899B2</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

解决的问题：提供一种显示在施加应力之前和之后获得的每条扫描线上显示最大位移的位移图的方法，或者显示从最大位移获得的应变以及弹性图像的应变图。根据本发明的弹性图像显示方法包括：a) 沿着多条扫描线向包括多个组织的物体发送超声波信号和从其接收超声波信号的步骤，以获得第一超声波数据；以及b) 物体。向身体施加预定的应力，沿着扫描线发送和接收超声信号以获得第二超声数据，以及c) 第一超声数据和第二超声数据。使用d) 计算多个组织的位移，d) 使用计算出的位移计算组织的应变，以及e) 使用应变，扫描线形成弹性图像 分别形成显示组织变化的图，以及f) 显示弹性图像和图。[选择图]图7

