

(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2007-29737**(P2007-29737A)**(43) 公開日 **平成19年2月8日(2007.2.8)**

(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 未請求 請求項の数 6 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2006-203873 (P2006-203873)
 (22) 出願日 平成18年7月26日 (2006.7.26)
 (31) 優先権主張番号 10-2005-0068269
 (32) 優先日 平成17年7月27日 (2005.7.27)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)
 (31) 優先権主張番号 10-2005-0131465
 (32) 優先日 平成17年12月28日 (2005.12.28)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 597096909
 株式会社 メディソン
 大韓民国 250-870 江原道 洪川
 郡 南面陽▲徳▼院里 114
 (74) 代理人 100082175
 弁理士 高田 守
 (74) 代理人 100106150
 弁理士 高橋 英樹
 (72) 発明者 ムン ヘ ヨン
 大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デ
 チドン 1003 ディスカサアンドメデ
 イソンビル

最終頁に続く

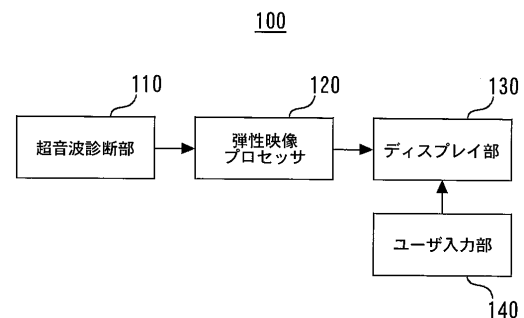
(54) 【発明の名称】 弾性映像をディスプレイするための超音波システム

(57) 【要約】

【課題】組織の固有弾性係数を測定して超音波映像を形成して対象体の測定情報を表示する弾性映像形成及びディスプレイのための超音波システムを提供する。

【解決手段】本発明による超音波システムは、スキャン面に周辺にストレス伝達部を備えるプローブとストレス測定センサとを備え、対象体の超音波スキャン情報と対象体に加えられるストレス情報とを提供する超音波診断部110と、上記対象体の超音波スキャン情報と上記ストレス情報とに基づいて弾性映像を形成する弾性映像プロセッサ120と、上記弾性映像をディスプレイするディスプレイ部130とを備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

スキャン面に周辺にストレス伝達部を備えるプローブとストレス測定センサとを備え、対象体の超音波スキャン情報と対象体に加えられるストレス情報を提供する超音波診断部と、

上記対象体の超音波スキャン情報と上記ストレス情報とに基づいて弾性映像を形成する弾性映像プロセッサと、

上記弾性映像をディスプレイするディスプレイ部と、
を備えることを特徴とする超音波システム。

【請求項 2】

上記弾性映像プロセッサは、

ストレスを加えずに得た第 1 超音波受信信号とストレスを加えながら得た第 2 超音波受信信号とに基づいて上記対象体の変形率を算出し、

上記ストレス情報と上記変形率とに基づいて対象体の弾性係数を算出し、

上記スキャン情報と上記弾性係数とに基づいて上記弾性映像を形成す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】

上記超音波システムは、

ユーザからイメージ改善モード及び自動測定モードのうちいずれか一つの選択の入力を受けるユーザ入力部をさらに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】

上記弾性映像プロセッサは上記イメージ改善モードの選択を受けて上記ディスプレイ部にディスプレイされた弾性映像のイメージを改善させるための処理を進行し、

上記ディスプレイ部は処理された結果の入力を受けてディスプレイ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】

上記弾性映像プロセッサは上記自動測定モードの選択を受けて上記ディスプレイ部にディスプレイされた弾性映像から選択された領域の自動測定情報を生成し、

上記ディスプレイ部は測定情報をディスプレイ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】

上記自動測定情報は直径、面積及び体積のうち少なくとも一つであることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波システム。

【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するもので、より詳細には組織の固有弾性係数を測定して超音波映像を形成して対象体の測定情報を表示する弾性映像形成及びディスプレイのための超音波システムに関するものである。

【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戻ってくる超音波信号を受信して、受信された超音波信号を電気的信号に変換して所定の映像装置を介して出力することによって対象体の内部状態を診断する。

【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 (Bright ness - 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が異なる部分は B - モード映像において区別することがやさしくない。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ので、癌組織のような病変の診断に大いに役に立つ。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

従来の弾性映像法は組織の相対的な変形程度をシュードカラー (p s e u d o c o l o r) で対応させて示す。シュードカラーを用いる方法は視覚的に組織の固い程度に対する情報を容易に表現する長所があるが、組織の固い程度を定量的に表示できない問題がある。

【 0 0 0 5 】

また、従来の弾性映像法は病変組織とその周辺の境界を明確に示し難い問題がある。

【 0 0 0 6 】

また、従来の弾性映像法で得られた超音波映像上で組織の直径、周りなどの情報を測定するためには様々なオペレーション (o p e r a t i o n) 手順を経なければならない不便さがあった。 10

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

前述した問題を解決するために本発明は、組織の固有弾性係数を測定して超音波映像を形成して対象体の測定情報を表示する弾性映像形成及びディスプレイのための超音波システムを提供することにその目的がある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

本発明による超音波システムは、スキャン面に周辺にストレス伝達部を備えるプローブとストレス測定センサとを備え、対象体の超音波スキャン情報と対象体に加えられるストレス情報を提供する超音波診断部と、上記対象体の超音波スキャン情報と上記ストレス情報とに基づいて弾性映像を形成する弾性映像プロセッサと、上記弾性映像をディスプレイするディスプレイ部を備える。 20

【 0 0 0 9 】

上記弾性映像プロセッサは、ストレスを加えずに得た第1超音波受信信号とストレスを加えながら得た第2超音波受信信号とに基づいて上記対象体の変形率を算出し、上記ストレス情報と上記変形率とに基づいて対象体の弾性係数を算出し、上記スキャン情報と上記弾性係数とに基づいて上記弾性映像を形成する。

【 発明の効果 】

30

【 0 0 1 0 】

上述した通り、本発明による弾性映像ディスプレイ装置は弾性係数を比較的定量的に計算してモニタに数値で示すことによって病変組織の固い程度を直感することができて病変を容易に診断することができる。

【 0 0 1 1 】

また、弾性映像のイメージ改善及び自動測定方法を提供して所望通りに弾性映像を表示することができ、病変の直径及び面積を自動的に測定することができ、3Dプローブにスキャンして得たボリュームデータ (v o l u m e d a t a) を用いて3次元空間で病変組織の体積を測定することによって便利で速やかに病変の特性を把握することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

40

【 0 0 1 2 】

以下、添付された図面を参照して本発明の望ましい実施例を詳細に説明する。

【 0 0 1 3 】

図1に示されるように、本発明の一実施例による超音波システムは、超音波診断部 (1 1 0)、弾性映像プロセッサ (e l a s t o g r a p h y p r o c e s s o r) (1 2 0)、ディスプレイ部 (1 3 0) 及びユーザ入力部 (1 4 0) を備える。

【 0 0 1 4 】

超音波診断部 (1 1 0) は、スキャン面に周辺にストレス伝達部を備えるプローブとストレス測定センサとを備え、対象体の超音波スキャン情報と対象体に加えられるストレス情報を提供する。対象体は対象体内部に含まれた反射体でもいい。プローブは3次元プロ 50

ープでもいい。

【0015】

正確な弾性映像で構成して組織の弾性係数を定量的に測定するためには、組織に加えられるストレスに対する情報が必要である。本発明では、対象体にストレスを垂直方向に深くて均一に伝達するために、図3に示されるように、スキャン面 (scan surface) がストレス伝達部 (stress transmitting unit) (310) で囲まれたプローブを用いる。ストレス伝達部 (310) は、プローブのスキャン面が露出される開口部を有する。ストレスがより深くて均一に人体内組織に伝達されるように、ストレス伝達部 (310) の断面積はプローブ (P) スキャン面の面積より大きくななければならない。ストレス測定センサ (320) がストレス伝達部 (310) 表面に付着 10
されることができる。ストレス測定センサ (320) で測定されたストレス情報は弾性映像プロセッサ (120) に伝達される。一方、ストレス測定センサ (320) は有線または無線形態のセンサでもいい。

【0016】

弾性映像プロセッサ (120) は、対象体の超音波スキャン情報と上記ストレス情報とに基づいて弾性映像を形成する。一方、ストレス測定センサ (320) が有線形態の場合、ストレス測定センサ (320) に弾性映像プロセッサ (120) にすぐにストレス情報が伝達される。ストレス測定センサ (320) が無線形態の場合、超音波システム (100) は無線信号受信部及び無線信号処理部 (図示せず) をさらに備え、無線信号処理部を通じてストレス情報が弾性映像プロセッサ (120) に伝達される。 20

【0017】

弾性係数は、ストレスを加える時と加えない時に対象体から反射される超音波信号を比較して組織変形程度、即ち、スト레인 (strain) を測定して得ることができる。弾性係数の定義は、図2の1次元スプリングモデルを通じて理解することができる。スプリングを一定の長さだけ圧縮するために必要な力 (F) はスプリングの弾性係数に比例する。即ち、単位面積当りに加えられるストレス (stress) を とし、変形された程度ストレインを とすれば弾性係数 E は次の数式1で定義される。

【0018】

【数1】

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} (\sigma = F / A, \epsilon = \Delta L / L)$$

30

【0019】

上記式1で「A」はストレスが加えられる面積、「L」はストレスを加えない時の長さ、「ΔL」はストレスを加えるに伴う長さの変化を示す。弾性係数は、弾性率 (modulus of elasticity) またはヤング率 (Young's modulus) と呼ばれる。対象体の弾性係数を測定するためには、ストレスを加える時と加えない時の対象体の変形された程度を測定してその割合を求めればいい。しかし、人体内組織の変形程度は直接測定することができないため、人体内のストレスが均等に分布するという前提に変形率を算出し、この変形率を用いて弾性映像を構成する。 40

【0020】

ユーザ入力部 (140) は、ユーザから弾性映像に対するイメージ改善 (Image Enhancement) モードまたは自動測定 (auto measure) モードを選択される。ユーザの選択のために現在の弾性映像がディスプレイされているディスプレイ部 (130) の画面上に図4のような形態の選択窓がディスプレイされる。選択窓にはイメージ改善モードを選択するための第1ボタン (410) と自動測定モードを選択するための第2ボタン (420) が提供される。

【0021】

ユーザからイメージ改善モードが選択されれば、弾性映像プロセッサ (120) で病変と周辺の境界を明確に区分するための映像処理が進行される。 50

【0022】

以下、弾性映像プロセッサ(120)で進行されるイメージ改善方法を説明する。

【0023】

ユーザ入力部(140)から映像改善モードの選択情報が入力されれば、現在画面上にディスプレイされている弾性映像に $M \times N$ (M, N は整数)サイズのマスク(mask)を適用する。弾性映像内全てのピクセルのカラー(color)値に基づいてしきい値(threshold)を設定する。 $M \times N$ マスク内に隣接するピクセルのカラー値の差の和を計算し、計算された和としきい値を比較する。カラー値の差の和がしきい値より小さければ通常ブラーリング(blurring)に使われるコンボリューション(convolution)マスクを用いてイメージを滑らかに(smoothing)作る。この
10

【0024】

$M \times N$ マスク内に隣接するピクセルのカラー値の差の和がしきい値より大きければ鮮明化(sharpening)過程を進行する。鮮明化過程は $M \times N$ マスクに対して高域通過空間フィルタマスクを用いる。弾性映像に区別される病変組織は一般組織と比較する時、カラー差が大きいのでこのような鮮明化過程により一般組織と病変組織の間の境界がより鮮明になる。

【0025】

図5(a)は、イメージ改善を行う前の弾性映像を概略的に示したものであって、図5(b)は、イメージ改善を行った後の弾性映像を概略的に示したものである。図5(a)と図5(b)の比較から、イメージ改善を通じてさらに向上した弾性映像を得られることが分かる。図5(a)及び図5(b)で、未説明図面符号「A」は病変を示し、「B」は病変の周辺を示す。
20

【0026】

以下、自動測定モードを説明する。

図4に示された選択窓を通じてユーザから自動測定モードが選択されれば、現在ディスプレイされている弾性映像上にマウスなどのユーザーインターフェース(user interface)が活性化される。ユーザーインターフェースを通じてユーザから特定病変を指定されれば、ユーザーインターフェースは活性化されない。
30

【0027】

病変が指定されれば通常の超音波診断システムで用いられる自動測定(auto measure)機能が実行されて、指定された病変の境界を明確に表示し、抽出された病変の境界情報から病変組織の直径で表示する。この時、一般組織と病変組織の互いに異なるカラー情報を用いて一般組織と病変組織に対してトレース(trace)した後、2つの組織間の境界線トレース座標(水平、垂直)値を格納し、格納されたトレース水平、垂直座標値の中で最も小さな座標値と大きい座標値との間の差を用いて直径を求める。

【0028】

一方、指定された病変組織の面積を求める時はトレース座標(水平、垂直)値と病変組織を指定する時、ユーザがマウスなどで指定した座標値を用いて病変組織の面積を求める
40

。マウスで、病変組織内でクリックした座標値と境界線トレース座標値の中から選択された二つのトレース座標値、即ち三つの座標値からなる三角形の面積を全て合せて病変組織の面積を求める。三角形の面積を求める場合、予め設定されたしきい値を用いて一つのトレース座標値から他のトレース座標値を選択する。ここで、しきい値を設定した理由は実際にトレースした全てのトレース座標値を用いて面積を求める時、生じるエラー値が累積するため、これを最小化するためにしきい値を予め設定して全てのトレース座標値の中で三角形面積計算に最も望ましいトレース座標値を選択して用いる。

【0029】

即ち、1番目のトレース座標値に予め設定された方向にしきい値によって選択された2番目トレース座標値を選択する。1番目のトレース座標値から離れた距離がしきい値に予
50

め設定された方向に最も近似したトレース座標値を選択して三点からなる三角形の面積を求める。

【0030】

次に、先に選択された2番目のトレース座標値からしきい値を基準として3番目のトレース座標値を選択する。このように選択された3番目のトレース座標値と2番目トレース座標値を用いて三角形の面積を求める。同一の方法で4番目、5番目... n番目のトレース座標値を設定されたしきい値によって選択して三角形の面積を求める。

【0031】

一方、最後の三角形の面積を計算するためのトレース座標値の選択に対しては、しきい値の設定と関係なく、初めて選択された1番目のトレース座標値が選択される。上記で説明した方法で直径と面積を求めた後に、弾性映像ディスプレイ部に求めた二つの値、即ち変更組織の直径及び面積を表示する。

【0032】

また、ユーザが自動測定モードを選択すれば3Dプローブにスキャンして得たボリュームデータ(volume data)を用いて3次元空間で病変組織の体積を測定することができる。ボリュームデータを用いれば深さ方向に対する情報を用いることができるので、2次元で直径及び広さを測定したものと同様に測定しようとする部分の境界を検出して体積を求めることができる。

【0033】

球の体積を求める場合、 $4\pi r^3 / 3$ 数式を用いるが、病変組織を球と仮定することができないので、軸方向(axial)、側方向(lateral)、高さ方向(elevation)の半径を求めて計算する。軸方向への半径をx、側方向への半径をy、高さ方向への半径をzとすれば体積は近似的に $4\pi xyz / 3$ を用いて計算することができる。最終的に体積を求めた後に、弾性映像ディスプレイ部に病変組織の体積を表示する。

【0034】

図6は、自動測定によって病変の測定情報をディスプレイする弾性映像の例を示す概略図である。ディスプレイ部(130)で病変組織と選択窓(400)から自動測定モードを選択すれば、図6に示されるように病変組織の直径(610)と面積(620)が自動で測定されてディスプレイされる。

【0035】

本発明が望ましい実施例を通じて説明されて例示されたが、当業者であれば添付した請求の範囲の思想及び範疇を逸脱しないで様々な変形及び変更がなされることが分かる。

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図1】本発明の一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】弾性係数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3】本発明によるプローブの構成を示す概略図である。

【図4】本発明によるユーザ選択窓を示す例示図である。

【図5】(a)は、イメージ改善を行う前の弾性映像の概略図であり、(b)は、イメージ改善を行った後の弾性映像の概略図である。

【図6】自動測定によって病変の測定情報をディスプレイする例の概略図である。

【符号の説明】

【0037】

- 110 超音波診断部
- 120 弾性映像プロセッサ
- 130 ディスプレイ部
- 140 ユーザ入力部
- 310 ストレス伝達部
- 320 ストレス測定センサ

10

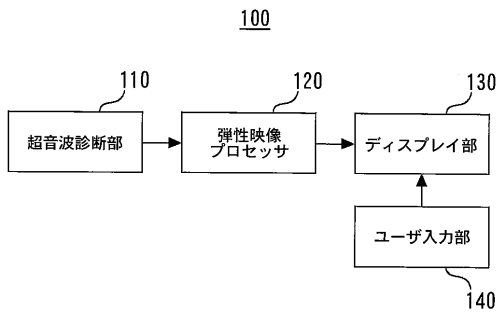
20

30

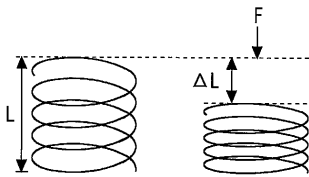
40

50

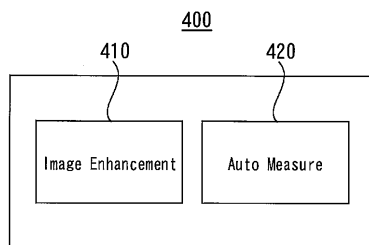
【図 1】



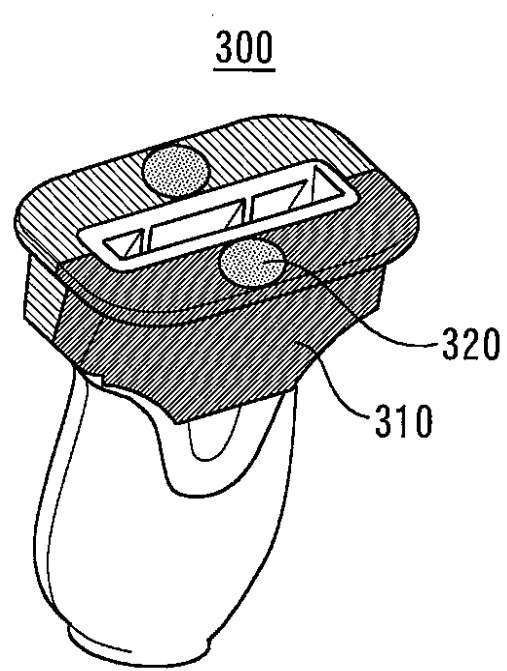
【図 2】



【図 4】

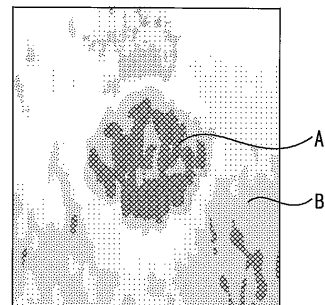


【図 3】

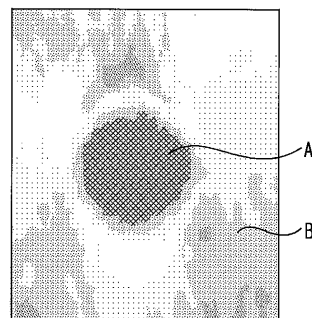


【図 5】

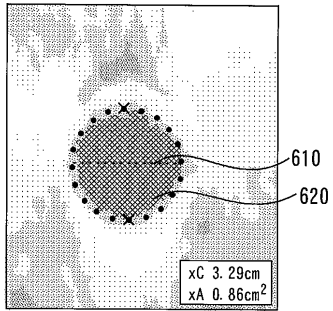
(a)



(b)



【 図 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 キム チョル アン

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

(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 1 0 0 3 ディスカサアンドメディソンビル

F ターム(参考) 4C601 DD19 GA01 JB31 JB45

专利名称(译)	用于显示弹性图像的超声系统		
公开(公告)号	JP2007029737A	公开(公告)日	2007-02-08
申请号	JP2006203873	申请日	2006-07-26
[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	ムンヘヨン キムチョルアン ユンラヨン		
发明人	ムン ヘ ヨン キム チョル アン ユン ラ ヨン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B5/0053 A61B8/08 G01S7/52042		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/GA01 4C601/JB31 4C601/JB45		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020050068269 2005-07-27 KR 1020050131465 2005-12-28 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声系统，用于测量组织特有的弹性模量，形成超声图像，显示目标物体的测量信息，并提供用于显示的超声系统。
 ŽSOLUTION：超声系统包括：超声诊断单元110，用于提供目标对象的超声扫描信息和施加到目标对象的应力信息，超声诊断单元包括具有应力施加单元的探针和围绕扫描的应力测量传感器其平面;弹性图像处理器120，用于根据目标物体的超声波扫描信息和应力信息形成弹性图像;显示单元130，用于显示弹性图像。 Ž

