## (19) 日本国特許**庁(JP)**

## **再公表特許(A1)** (11)国際公開番号

## W02007/083745

発行日 平成21年6月11日 (2009.6.11)

(43) 国際公開日	平成19年7月26日(2007.7.26)

(51) Int.Cl.			FΙ		テーマコード(参考)
A61B	8/08	(2006.01)	A 6 1 B	8/08	4 C 6 O 1

審查請求 未請求 予備審查請求 未請求 (全 24 頁)

出願番号 (21) 国際出願番号 (22) 国際出願日 (31) 優先権主張番号 (32) 優先日 (33) 優先権主張国	特願2007-554976 (P2007-554976) PCT/JP2007/050796 平成19年1月19日 (2007.1.19) 特願2006-12513 (P2006-12513) 平成18年1月20日 (2006.1.20) 日本国 (JP)	(71) 出願人 (72) 発明者	000153 株東松東松東 林京村 ま	3498 ≹社日立メ 『千代田区 剛 『千代田区 【会社日立	ディコ 外神田 外神田 メディ	四丁目 四丁目 コ内	14番 14番	1号 1号
		F ターム (参	考) 4C	601 DD19 JC18	DD23 JC37	DD26 KK02	EE09 KK31 終頁に	JC05 続く

(54) 【発明の名称】弾性画像表示方法及び弾性画像表示装置

(57)【要約】

【課題】 弾性画像のグレイゾーンにおける組織の悪 性と良性の鑑別の精度を向上する。

【解決手段】 異なる複数の弾性情報を縦軸と横軸と する2次元マップに従って、各画素の色相又は輝度をそ れぞれの弾性情報に応じて割り付け、それらの弾性情報 を合成して一つの弾性画像を生成する。これにより、複 数の弾性情報を一つの弾性画像に合成して表示できるか ら、一つの弾性画像を観察しながらリアルタイムでスキ ャン操作することができ、一つの弾性情報では良性又は 悪性のグレイゾーンであっても他の弾性情報によれば良 性又は悪性が明確な場合があり、確度の高い組織の鑑別 をすることができる。しかも、それらの複数の弾性情報 を合成した弾性画像によれば、視線を移すことなく診断 することができ、視認性が向上する。





【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体から得られた受信信号のフレームデータを取得し、取得時刻が異なる一対の前記 フレームデータに基づいて複数の計測点における変位を求め、前記各計測点の変位に基づ いて前記各計測点における異なる複数の弾性情報を求め、求められた複数の弾性情報に基 づいて一つの弾性画像を生成して表示画面に表示する弾性画像表示方法。

(2)

【請求項2】

請求項1に記載の弾性画像表示方法において、

前記複数の弾性情報は、弾性率、粘弾性率、歪み量に対する弾性率の非線形性に係る非線形パラメタ、前記変位の演算結果に含まれる局所的なバラツキ又は相関係数等の演算結 10 果の信頼度に係るS/N判定情報、前記各計測点に加わる圧迫方向、変位、応力、歪み、 ポアソン比から選択される少なくとも2つであることを特徴とする弾性画像表示方法。 【請求項3】

請求項1に記載の弾性画像表示方法において、

前記一つの弾性画像は、前記弾性情報の2つを縦軸と横軸とする2次元マップに従って、各画素の色相又は輝度を前記2つの弾性情報に応じて割り付けて生成されることを特徴 とする弾性画像表示方法。

【請求項4】

請求項3に記載の弾性画像表示方法において、

前記2次元マップは、2次元カラーマップであり、前記縦軸の左右軸と前記横軸の上下 <sup>20</sup> 軸は、それぞれ異なる色調のグラデーションが設定されていることを特徴とする弾性画像 表示方法。

【請求項5】

請求項4に記載の弾性画像表示方法において、

前記縦軸の弾性情報は弾性率であり、前記横軸の弾性情報は前記歪み量に対する弾性率の非線形性に係る非線形パラメタであることを特徴とする弾性画像表示方法。

【請求項6】

請求項4に記載の弾性画像表示方法において、

前記縦軸の弾性情報は弾性率であり、前記横軸の弾性情報は粘弾性率であることを特徴とする弾性画像表示方法。

【請求項7】

請求項4に記載の弾性画像表示方法において、

前記縦軸の弾性情報は弾性率であり、前記横軸の弾性情報は前記各計測点に加わる圧迫方向であることを特徴とする弾性画像表示方法。

【請求項8】

請求項1に記載の弾性画像表示方法において、

前記一つの弾性画像は、前記各計測点を隣接する複数の計測点を有する複数の設定領域 に分けて、該各設定領域における2つの前記弾性情報の代表値を求め、2つの前記弾性情 報に対してそれぞれ異なる2つの色相を割り付けてなる2つの1次元カラーマップに従っ て、前記各設定領域の各画素に色付けして生成されることを特徴とする弾性画像表示方法

【請求項9】

0

請求項8に記載の弾性画像表示方法において、

前記2つの前記弾性情報は、弾性率と粘弾性率であることを特徴とする弾性画像表示方法。

【請求項10】

請求項1に記載の弾性画像表示方法において、

前記一つの弾性画像は、異なる複数の前記弾性情報を悪性を評価する評価値に変換し、 各画素の色相又は輝度を各弾性情報の前記評価値に応じて割り付けて生成されることを特 徴とする弾性画像表示方法。 30

【請求項11】

請求項1に記載の弾性画像表示方法において、

前記一つの弾性画像は、設定される同一の関心領域における異なる複数の前記弾性情報を、数値と線図と図形の少なくとも一つにより対比して表した弾性画像であることを特徴とする弾性画像表示方法。

【請求項12】

請求項11に記載の弾性画像表示方法において、

前記一つの弾性画像は、前記関心領域における異なる複数の前記弾性情報を悪性の評価値に変換し、複数の前記弾性情報の評価値をバーチャートにより対比させて表示する画像であることを特徴とする弾性画像表示方法。

【請求項13】

請求項11に記載の弾性画像表示方法において、

前記一つの弾性画像は、前記関心領域における異なる複数の弾性情報の時間変化を線図により対比させて表示する画像であることを特徴とする弾性画像表示方法。

【請求項14】

被検体から得られた受信信号からなるフレームデータを前記被検体に加わる圧迫が変化 する過程で取得するフレームデータ取得手段と、取得時刻が異なる一対の前記フレームデ ータに基づいて前記走査面の複数の計測点における変位を求める変位計測手段と、前記各 計測点の変位に基づいて前記各計測点における異なる複数の弾性情報を求める弾性情報演 算手段と、求められた複数の弾性情報に基づいて一つの弾性画像を生成する弾性画像生成 手段と、該生成された弾性画像を表示する表示手段とを有してなる弾性画像表示装置。 【請求項15】

請求項14に記載の弾性画像表示装置において、

前記複数の弾性情報は、弾性率、粘弾性率、歪み量に対する弾性率の非線形性に係る非 線形パラメタ、前記変位の演算結果に含まれる局所的なバラツキ又は相関係数等の演算結 果の信頼度に係るS/N判定情報、前記各計測点に加わる圧迫方向、変位、応力、歪み、 ポアソン比から選択される少なくとも2つであることを特徴とする弾性画像表示装置。 【請求項16】

請求項14に記載の弾性画像表示装置において、

前記弾性画像生成手段は、前記弾性情報の2つを縦軸と横軸とする2次元マップに従っ <sup>30</sup> て、各画素の色相又は輝度を前記2つの弾性情報に応じて割り付けて前記一つの弾性画像 を生成することを特徴とする弾性画像表示装置。

【請求項17】

請求項16に記載の弾性画像表示装置において、

前記2次元マップは、2次元カラーマップであり、前記縦軸の左右軸と前記横軸の上下 軸は、それぞれ異なる色調のグラデーションが設定されていることを特徴とする弾性画像 表示装置。

【請求項18】

請求項16に記載の弾性画像表示装置において、

前記縦軸の弾性情報は弾性率であり、前記横軸の弾性情報は前記歪み量に対する弾性率 40 の非線形性に係る非線形パラメタであることを特徴とする弾性画像表示装置。

【請求項19】

請求項16に記載の弾性画像表示装置において、

前記縦軸の弾性情報は弾性率であり、前記横軸の弾性情報は粘弾性率であることを特徴とする弾性画像表示装置。

【請求項20】

請求項16に記載の弾性画像表示装置において、

前記縦軸の弾性情報は弾性率であり、前記横軸の弾性情報は前記各計測点に加わる圧迫方向であることを特徴とする弾性画像表示装置。

【請求項21】

10

請求項14に記載の弾性画像表示装置において、

前記弾性画像生成手段は、前記各計測点を隣接する複数の計測点を有する複数の設定領域に分けて、該各設定領域における2つの前記弾性情報の代表値を求め、2つの前記弾性情報に対してそれぞれ異なる2つの色相を割り付けてなる2つの1次元カラーマップに従って、前記各設定領域の各画素に色付けして前記一つの弾性画像を生成することを特徴とする弾性画像表示装置。

(4)

【請求項22】

請求項21に記載の弾性画像表示装置において、

前記2つの前記弾性情報は、弾性率と粘弾性率であることを特徴とする弾性画像表示装置。

【請求項23】

請求項14に記載の弾性画像表示装置において、

前記弾性画像生成手段は、異なる複数の前記弾性情報を悪性を評価する評価値に変換し、各画素の色相又は輝度を各弾性情報の前記評価値に応じて割り付けて前記一つの弾性画像を生成することを特徴とする弾性画像表示装置。

【請求項24】

請求項14に記載の弾性画像表示装置において、

前記弾性画像生成手段は、設定される同一の関心領域における異なる複数の前記弾性情報を、数値と線図と図形の少なくとも一つにより対比して表した前記一つの弾性画像を生成することを特徴とする弾性画像表示装置。

【請求項25】

請求項24に記載の弾性画像表示装置において、

前記一つの弾性画像は、前記関心領域における異なる複数の前記弾性情報を悪性の評価値に変換し、複数の前記弾性情報の評価値をバーチャートにより対比させて表示する画像であることを特徴とする弾性画像表示装置。

【請求項26】

請求項24に記載の弾性画像表示装置において、

前記一つの弾性画像は、前記関心領域における異なる複数の弾性情報の時間変化を線図により対比させて表示する画像であることを特徴とする弾性画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、弾性画像表示方法及び弾性画像表示装置に係り、具体的には、生体組織の弾性情報を画像化した弾性画像を観察して病変部の良性又は悪性を診断するのに好適な弾性 画像表示方法及び弾性画像表示装置に関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

生体組織の腫瘍等の病変部は、他の正常な組織に比べて組織が硬いことから、超音波診断装置又は磁気共鳴撮像装置などにより生体組織の弾性を計測した弾性情報に基づいて、 関心部位を含む生体断面の弾性画像を生成して病変部の診断に供している。関連する先行 技術としては、特許文献1、2がある。

【 0 0 0 3 】

弾性画像としては、例えば、超音波診断装置の場合は、関心部位に圧迫力を加えたとき の生体組織の変位を求めて画像化した変位分布画像、その変位分布に基づいて求めた歪み 画像、生体組織の各部の歪みと応力に基づいて求めた弾性率画像等が一般に知られている 。これらの弾性画像は、リアルタイムで得ることができるから、スクリーニング検査に適 している。このような弾性画像は、通常、弾性情報に応じてカラーマッピングにより色付 けされる。

【0004】

【特許文献1】特開平5-317313号公報

40

30

10

【特許文献2】特開2000-60853号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

しかし、例えば、癌細胞は、生成された部位又は個人差によって、癌細胞の弾性と正常 な生体組織(例えば、繊維組織)の弾性とが近似することがあり、弾性に応じてカラーマッ ピングされた弾性画像を観察しても、悪性と良性の鑑別を的確にできない場合がある。 【0006】

(5)

例えば、乳腺疾患の場合、良性腫瘍は柔らかく弾性率が10~300 [kPa]で、悪性腫瘍は 硬く弾性率が250~750 [kPa]であることが多いとされている。したがって、良性と悪性 の弾性率が重なる250~300 [kPa]の範囲は、良性と悪性のいずれとも決めかねるグレイ ゾーンとなる。このような場合は、弾性率以外の弾性情報を計測し、それらの所見を総合 的に判断して、関心部位の組織の良性又は悪性の診断を行うことが考えられる。弾性率以 外の弾性情報としては、例えば、圧迫力を加えた生体組織が元に戻るまでの時間を考慮し た粘弾性率を表す弾性画像、あるいは弾性率が歪みに対して有する非線形性を指標とした 弾性画像などがある。

【 0 0 0 7 】

しかし、一つの弾性画像で確証が得られない場合に、他の弾性画像に切り替えて同一の 関心部位を再度確認する必要があるから、操作が煩雑となって検査に時間がかかり、検査 効率が低下するとともに、患者に負担がかかるという問題がある。

また、複数の弾性画像を同時に取得して同一の画面に並べて表示したとしても、リアル タイムで関心部位を探索するスキャン操作においては、複数の弾性画像を同時に観察する ことは不可能である。したがって、結局は、一つの弾性画像を観察しながらスキャン操作 し、その弾性画像による関心部位がグレイゾーンの弾性情報に属する場合は、他方の弾性 画像に視線を移して確認する必要があり、見まちがえなどが起きる可能性がある。また、 複数の弾性画像を限られた画面上に表示する必要があるから、それぞれの弾性画像が小さ くなるので、視認性が悪いという問題がある。

【 0 0 0 9 】

本発明は、弾性画像のグレイゾーンにおける組織の悪性と良性の鑑別の精度を向上でき 3 、リアルタイム性を損なわずに視認性に優れた弾性画像表示方法及び弾性画像表示装置を 実現することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

[0010]

上記の課題を解決するため、本発明の弾性画像表示方法及び弾性画像表示装置の第1の 態様は、異なる複数の弾性情報を一つの弾性画像に合成して表示することを特徴とする。 これによれば、複数の弾性情報を合成して一つの弾性画像として表示されるから、その弾 性画像を観察しながらリアルタイムでスキャン操作することができる。しかも、一つの弾 性情報によれば良性又は悪性のグレイゾーンに属しても、他の弾性情報によれば良性又は 悪性が明確なときは、確度の高い組織の鑑別をすることができる。特に、それらの複数の 弾性情報を合成した弾性画像によれば、視線を移すことなく診断することができ、視認性 が向上する。

[0011]

また、本発明によれば、リアルタイムによる一度のスキャン操作で、確度の高い組織の 鑑別をすることができるから、検査効率を著しく向上させることができる。また、再検査 などの精密検査を省略できる可能性があり、患者の負担を大幅に軽減することができる。 さらに、精密検査に適用して検査効率を向上させることができる。

【0012】

本発明の第1の態様において、前記一つの弾性画像は、前記弾性情報の2つを縦軸と横 軸とする2次元マップに従って、各画素の色相又は輝度を前記2つの弾性情報に応じて割り <sup>50</sup>

20

10

付けて生成することができる。また、これに代えて、前記一つの弾性画像は、異なる複数 の前記弾性情報を悪性を評価する評価値に変換し、各画素の色相又は輝度を各弾性情報の 評価値に応じて割り付けて生成することができる。

【0013】

また、本発明の弾性画像表示方法及び超音波診断装置の第2の態様は、設定される同一の関心領域における異なる複数の前記弾性情報を、数値と線図と図形の少なくとも一つにより対比した一つの弾性画像とすることができる。

【0014】

この場合において、前記一つの弾性画像は、前記関心領域における異なる複数の前記弾 性情報を悪性の評価値に変換し、複数の前記弾性情報の評価値をバーチャートにより対比 させて表示する画像とすることができる。また、これに代えて、前記一つの弾性画像は、 前記関心領域における異なる複数の弾性情報の時間変化を線図により対比させて表示する 画像とすることができる。

【 0 0 1 5 】

ここで、本発明の異なる複数の弾性情報には、弾性率、粘弾性率、歪み量に対する弾性 率の非線形性に係る非線形パラメタ、前記変位の演算結果に含まれる局所的な変位分布バ ラツキ(分散値)又は相関係数等の演算結果の信頼度に係るS/N判定情報、各計測点に加わ る圧迫方向、変位、応力、歪み、ポアソン比、2つの関心領域の歪みの比率などを適用で きる。

- 【発明の効果】
- [0016]

本発明によれば、弾性画像のグレイゾーンにおける組織の悪性と良性の鑑別の精度を向 上でき、リアルタイム性を損なわずに視認性に優れた弾性画像表示方法及び弾性画像表示 装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

- 【図1】本発明の弾性画像表示方法を実施する実施形態1の超音波診断装置の構成図である。
- 【 図 2 】本発明の実施形態1のカラー弾性像を生成する2次元カラーマップの構成を説明す る図である。
- 【図3】乳腺組織の各部位における弾性率との関係の一例を示す図である。
- 【図4】実施形態1の実施例1の2次元カラーマップとカラー弾性画像を示す図である。
- 【図5】歪み量に対する弾性率の非線形性を説明する図である。
- 【図 6 】実施形態1の実施例2の2次元カラーマップとカラー弾性画像を示す図である。
- 【図7】変位バラツキを説明する図である。
- 【図8】実施形態1の実施例3の2次元カラーマップとカラー弾性画像を示す図である。

【図9】実施形態2の一実施例であり、複数の弾性情報を共通の指標値に変換して合成したカラー弾性画像を生成する説明図である。

【図10】実施形態3の一実施例を示し、複数の弾性情報を異なる1次元カラーマップによ り色付け、隣接する画素領域の弾性情報を交互に変えてモザイク状のカラー弾性画像を生 成する説明図である。

- 【図11】実施形態3の他の実施例の複数の弾性情報を異なる1次元カラーマップにより色付け、隣接する画素領域の弾性情報を交互に変えてモザイク状のカラー弾性画像を示す図である。
- 【図12】設定された関心領域ROIにおける複数の弾性情報を、数値、バーチャート長による表示、時間変化のグラフとして表示するようにした実施形態4の説明図である。

【発明を実施するための最良の形態】

**(**0 0 1 8 **)** 

以 下 、 本 発 明 の 弾 性 画 像 表 示 装 置 及 び 弾 性 画 像 表 示 方 法 を 実 施 形 態 に 基 づ い て 説 明 す る

10

20

30

(実施形態1)

図1に、本発明の弾性画像表示装置の一例として、例えば、超音波診断装置の一実施形 態のブロック構成図を示す。図に示すように、被検体1に当接して用いられる超音波の探 触子2は、被検体1との間で超音波を送信及び受信する複数の振動子が整列された超音波送 受信面を有して形成されている。探触子2は、送信回路3から供給される超音波パルスによ り駆動される。送受信制御回路4は、探触子2の複数の振動子を駆動する超音波パルスの送 信タイミングを制御して、被検体1内に設定される焦点に向けて超音波ビームを形成する ようになっている。また、送受信制御回路4は、探触子2の振動子の配列方向に電子的に超 音波ビームを走査するようになっている。

(7)

【0019】

一方、探触子2は、被検体1内から発生する反射エコー信号を受信して受信回路5に出力 する。受信回路5は、送受信制御回路4から入力されるタイミング信号に従って、反射エコ ー信号を取り込んで増幅などの受信処理を行う。受信回路5により受信処理された反射エ コー信号は、整相加算回路6において複数の振動子により受信された反射エコー信号の位 相を合わせて加算することにより増幅される。整相加算回路6において整相加算された反 射エコー信号のRF信号は、信号処理部7に入力され、ゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭 強調、フィルタ処理等の信号処理がなされる。なお、整相加算回路6において生成されるR F信号は、複素復調した1、Q信号であっても良い。

[0020]

信号処理部7により処理されたRF信号は白黒スキャンコンバータ8に導かれ、ここにおい 20 てディジタル信号に変換されるとともに、超音波ビームの走査面に対応した2次元の断層 像データに変換される。これらの信号処理部7と白黒スキャンコンバータ8によって断層像 (Bモード像)の画像再構成手段が構成される。白黒スキャンコンバータ8から出力される断 層像データは、切替加算部9を介して画像表示器10に供給されてBモード像が表示されるよ うになっている。

[0021]

一方、整相加算回路6から出力されるRF信号は、RF信号フレームデータ取得部11に導か れる。RF信号フレームデータ取得部11は、超音波ビームの走査面(断層面)に対応するRF信 号群を、フレームデータとして複数フレーム分を取得してメモリなどに格納する。変位計 測部12は、RF信号フレームデータ取得部11に格納されている取得時刻が異なる複数対のフ レームデータを順次取り込み、取り込んだ一対のフレームデータに基づいて断層面におけ る複数の計測点の変位ベクトルを求め、変位フレームデータとして弾性情報演算部13に出 力するようになっている。

本実施例の弾性情報演算部13は、変位フレームデータに基づいて各計測点の生体組織の 歪みを求めて歪みフレームデータを生成する歪み演算部と、歪みフレームデータに基づい て各計測点の生体組織の弾性率を求めて弾性率フレームデータを生成する弾性率演算部と 、歪みや弾性率とは異なる他の弾性情報(以下、関連弾性情報という。)を求めて関連弾性 情報のフレームデータを生成する関連弾性情報演算部を有して構成されている。弾性情報 演算部13にて求められた歪みと弾性率と関連弾性情報のフレームデータは弾性情報処理部 14に出力されるようになっている。

【 0 0 2 3 】

弾性情報処理部14は、弾性情報演算部13から入力される各弾性情報のフレームデータに 対して、座標平面内におけるスムージング処理、コントラスト最適化処理、フレーム間に おける時間軸方向のスムージング処理などの様々な画像処理を施して、カラースキャンコ ンバータ15に送出するようになっている。

カラースキャンコンバータ15は、本実施形態の特徴に係る異なる複数の弾性情報を合成した一つの弾性画像を生成する合成弾性画像生成部の機能を有する部分である。詳細は後述するが、弾性情報処理部14により処理された弾性率と関連弾性情報のフレームデータを

10

取り込み、設定された弾性率と関連弾性情報の2次元カラーマップに従って、フレームデ ータの画素ごとに色調コードを付与して弾性率と関連弾性情報を合成したカラー弾性像を 生成するようになっている。

【0025】

カラースキャンコンバータ15により生成されたカラー弾性画像は、切替加算部9を介し て画像表示器10に表示されるようになっている。また、切替加算部9は、白黒スキャンコ ンバータ8から出力される白黒の断層像と、カラースキャンコンバータ15から出力される カラー弾性画像とを入力し、両画像を切り替えていずれか一方を表示させる機能と、両画 像の一方を半透明にして加算合成して画像表示器10に重ねて表示させる機能と、両画像を 並べて表示させる機能を有して形成されている。なお、図示していないが、切替加算部9 から出力される画像データを格納するシネメモリ部を設け、装置制御インターフェイス部 18からの指令に従って、過去の画像データを呼び出して画像表示器10に表示させることが できる。

[0026]

このように構成される本実施形態の基本的な動作について説明する。まず、探触子2に より被検体1に加える圧力を変化させながら、被検体1に超音波ビームを走査するとともに 、走査面からの反射エコー信号を連続的に受信する。そして、整相加算回路6から出力さ れるRF信号に基づいて、信号処理部7及び白黒スキャンコンバータ8により断層像が再構成 され、切替加算器9を介して画像表示器10に表示される。

【0027】

一方、RF信号フレームデータ取得部11は、被検体1に加えられる圧迫力が変化する過程 で、RF信号を取り込んでフレームレートに同期させてフレームデータを繰り返し取得し、 内蔵されたフレームメモリ内に時系列順に保存する。そして、取得時刻が異なる一対のフ レームデータを単位として、連続的に複数対のフレームデータを選択して変位計測部12に 出力する。変位計測部12は、選択された一対のフレームデータを1次元もしくは2次元相関 処理し、走査面における各計測点の変位を計測して変位フレームデータを生成する。この 変位ベクトルの検出法としては、例えば特開平5-317313号公報等に記載されているブロッ クマッチング法又はグラジェント法が知られている。ブロックマッチング法は、画像を例 えばN×N画素からなるブロックに分け、現フレーム中の着目しているブロックに最も近似 しているブロックを前フレームから探索し、これに基づいて計測点の変位を求める。また 、一対のRF信号フレームデータの同一領域における自己相関を計算して変位を算出するこ とができる。

[0028]

変位計測部12で求められた変位フレームデータは、弾性情報演算部13に入力される。弾 性情報演算部13は、各計測点の歪み、弾性率、関連弾性情報といった予め設定された複数 の弾性情報を演算して、必要な弾性情報フレームデータを弾性情報処理部14に出力する。 歪みの演算は、公知のように変位を空間微分することによって計算される。また、求めた 歪みに基づいて各計測点の弾性率を演算する。弾性率を求める場合は、圧力計測部17によ り計測された圧力の計測値を取り込み、これに基づいて各計測点における応力を演算する 。圧力計側部17は、探触子2の超音波送受信面と被検体1との間に設けられた圧力センサ16 により検出された圧力に基づいて、被検体1内部の計測点における応力を演算する。 【0029】

弾性情報演算部13の弾性率演算部は、各計測点における応力と、弾性情報演算部13の歪 み演算部で求めた歪みフレームデータから走査面上の各計測点の弾性率E(例えば、ヤン グ率)を演算し、弾性情報処理部14に出力する。ここで、図3に、乳腺組織の各部位の弾性 率を計測した一例を示す(出典は、T.A.Krouskop et.al,Ultrasonic Imaging, 1998)。図 において、横軸は乳腺組織の各部位を示し、縦軸は弾性率[kPa]を示している。図示の ように、脂肪及び良性の乳腺組織は弾性率が十分小さく、浸潤性乳管癌の弾性率は概ね38 0~730となっている。一方、良性の繊維組織は概ね130~300であるのに対し、悪性である 一部の乳管癌は概ね220~360程度であり、両者が重なる220~300の範囲は、良性と悪性が 10

混在するグレイゾーンとなっている。したがって、弾性率のみを指標とすると、グレイゾ ーンの弾性率の部位については、良性と悪性を鑑別できない。 【0030】

そこで、本実施形態では、弾性情報演算部13の関連弾性情報演算部において、後述する 各実施例で説明するように、歪みと弾性率とは異なる関連弾性情報を求めて弾性情報処理 部14に出力するようにしている。関連弾性情報としては、後述するように種々の弾性に相 関する情報を適用できる。弾性情報処理部14は、入力される弾性率及び関連弾性情報をス ムージング処理などの処理を行って、カラースキャンコンバータ15に出力する。 【0031】

カラースキャンコンバータ15は、異なる複数の弾性情報を合成して一つの弾性画像を生 成する。カラースキャンコンバータ15には、図2に示すような2次元カラーマップが設定さ れている。すなわち、縦軸に弾性率E [ kPa ] 、横軸に関連弾性情報を割り当て、縦軸は、 下から上に向って弾性率E が大きくなるように、つまり下から上に向うにつれて生体組織 の良性から悪性を評価できるようになっている。また、横軸は、左から右に向って関連弾 性情報が大きくなるように、つまり左から右に向うにつれ生体組織の良性から悪性を評価 できるようになっている。また、縦軸及び横軸に沿って例えば256階調化による色調のグ ラデーションが設定されている。また、色調のグラデーションは、縦軸の左右軸と、横軸 の上下軸のそれぞれに異なる色調のグラデーションが設定されている。図示例では、弾性 率の左軸は「黄~緑」のグラデーション、右軸は「赤~青」のグラデーション、関連弾性 情報の下軸は「黄~赤」のグラデーション、上軸は「緑~青」のグラデーションが設定さ れている。つまり、縦軸方向、横軸方向に限らず、斜め方向を含む任意の方向にグラデー ションがかかり、2次元マップの2次元平面内に割り当てられた色相はすべての点において 固有の色相を持っている。

【0032】

したがって、図2の2次元カラーマップによれば、図中に矢印で示したように、右上隅が 弾性率及び関連弾性情報ともに悪性を示し、左下隅が弾性率及び関連弾性情報ともに良性 を示すことになる。また、良性又は悪性を判断しにくい弾性率Eのグレイゾーンは領域R21 ,R22,R23、関連弾性情報のグレイゾーンはR12,R22,R32となっている。しかし、弾性 率と関連弾性情報の両方の評価を考慮すれば、領域R21、R12は良性の可能性が高く、領域 R23、R32は悪性の可能性が高いことを鑑別でき、グレイゾーンを領域R22に限定できる。 【0033】

ここで、カラースキャンコンバータ15において図2の2次元カラーマップを用いて弾性率 と関連弾性情報の2つの弾性情報を合成したカラー弾性画像を生成する手順を説明する。 カラースキャンコンバータ15は、弾性情報処理部14によりスムージングなどの処理がされ た弾性率と関連弾性情報のフレームデータを取り込み、2次元カラーマップ上で画素単位 ごとにフレームデータの弾性率と関連弾性情報が交叉する位置の色調コードを読み取り、 各計測点に対応する各画素の色調として設定してカラー弾性画像を生成する。 【0034】

上述したように、本実施形態によれば、1つの弾性情報では鑑別できなかったグレイゾーンを、関連弾性情報を考慮することによって大幅に低減できる。その結果、弾性率だけ <sup>40</sup>では鑑別できなかったグレイゾーンの良悪性の鑑別の確度を向上させることができる。 【0035】

なお、カラースキャンコンバータ15に代えて、白黒スキャンコンバータを用いることができる。この場合は、弾性率と関連弾性情報が大きい領域は輝度を明るく、逆に小さい領域は輝度を暗くするなどにより、良性又は悪性を鑑別できるようにすることができる。 【0036】

以下に、本実施形態の特徴部である弾性情報演算部13とカラースキャンコンバータ15の 詳細構成と動作を、関連弾性情報の具体的な実施例に基づいて説明する。 【実施例1】

【0037】

20

本発明の関連性情報として、歪み量に対する弾性率の非線形性を表す非線形パラメタを 適用した実施例1について説明する。本実施例の弾性情報演算部13を構成する関連弾性情 報演算部は、図4(A)に示した2次元カラーマップのように、関心部位の生体組織の弾性特 性の非線形性を表す非線形パラメタ を求めるようになっている。

(10)

[0038]

すなわち、一般に、図5に示すように、生体組織は圧迫の圧力もしくは歪み量が増すほ ど硬くなる特性があり、脂肪組織は大きな歪み量の範囲までほぼ一定の弾性率が計測され る線形性を示すのに対し、繊維組織や浸潤性腫瘍は歪み量の増加に伴い弾性率も顕著に増 加し、歪み硬化の現象が認められている。また、繊維組織よりも浸潤性の悪性腫瘍の方が 歪み硬化の程度が大きく、後述する非線形パラメタも大きくなる。ここで、歪み量とは、 圧迫開始から計測時点までの歪みの積分値であり、歪みフレームデータの歪みとは区別し て用いる。

【 0 0 3 9 】

図5に示すように、一般に生体組織の歪み量 [%] - 弾性率E[kPa]の関係は、非 線形の弾性応答を示す。そこで、歪みフレームデータに基づいて圧迫開始から計測時点ま での歪み量を求め、上述した弾性率フレームデータに基づいて歪み量 - 弾性率の関係デー タを取得する。そして、歪み量 - 弾性率の非線形曲線を関数で近似し、最小二乗法などに より最もよく近似する曲線に基づいて非線形パラメタ を求めて、その組織の非線形性を 表す情報として評価することが提案されている(例えば、電子情報通信学会論文誌 2001/1 2 Vol.J84-A No.12、「超音波による組織の非線形弾性特性の画像化」新田他)。

[0040]

しかし、従来は、弾性率Eとしてヤング率を用い、歪み量 に対する弾性率Eの関係の 曲線の傾きを1次のパラメタで仮定していることから非線形性が顕著な実際の組織の場合 には、定量情報とは成り得ないため、確定診断に適用できない。

【 0 0 4 1 】

そこで、本実施例では、組織の非線形応答を忠実に近似する曲線として、次式(1)に示 す高次の関数を適用する。

E = E 0 + × ( ) ( は、2 以上の自然数) (1) 【 0 0 4 2 】

式(1)の非線形パラメタ は、曲線の傾きの変化に相当する値であるから、組織の非線 形性が大きいほど大きな値となり、線形に近づくほど限りなくゼロに近くなる。なお、式 (1)をさらに一般化して次式(2)により指数関数型で近似することができる。また、非線形 パラメタ が非線形性を表すものと設定することが可能である。

 $E = (E 0 - 1) + e \times p(\times)$  (2)

【0043】

式(1)又は(2)で示される近似関数によれば、圧迫の程度にかかわらず、任意の計測区間 において非線形パラメタ を評価しても、高精度で確定した非線形パラメタ を得ること ができ、定量的な評価が実現できる。つまり、現時刻t(0)において計測された歪み量 - 弾 性率の関係( (0)、Y(0))と、過去の時刻t(-1)、t(-2)、・・・において得られた歪 み量 - 弾性率の関係( (-1)、Y(-1))、( (-2)、Y(-2))、・・・を歪み量 - 弾性 率の関係の蓄積データとして適用し、現時刻t(0)においてリアルタイムに非線形パラメタ を評価しても、その非線形パラメタの数値情報、画像情報は圧迫程度に依存しない客観 的な情報となる。

[0044]

したがって、非線形パラメタ をリアルタイムの弾性画像として表示することが可能で あり、弾性率の弾性画像に良性と悪性が不確かなグレイゾーンであっても、非線形パラメ タ の弾性画像を合成すれば、良悪性を確度高く鑑別することができる。

【0045】

図4に、本実施例により生成されたカラー弾性画像の一例を示す。同図(A)は2次元カラ ーマップの設定例であり、同図(B)はその2次元カラーマップを用いて作成したカラー弾性

10

30

画像である。図4(A)に示すように、本実施例の2次元カラーマップは、縦軸に弾性率E[k Pa]が、横軸に非線形パラメタ が割り当てられている。また、縦軸と横軸の色調のグラ デーションは図2と同様に設定される。

(11)

【0046】

このような2次元カラーマップを用い、カラースキャンコンバータ15において弾性率と 非線形パラメタの両方の弾性情報を合成したカラー弾性画像の一例は、図4(B)のようにな る。同図において、組織3は2次元カラーマップ上のP3の位置の色相が与えられ、弾性率E が高く、非線形パラメタ も高いので、悪性を強く疑うことができる。一方、組織4は、P 4の位置の色相が与えられ、弾性率Eはグレイゾーンの値であるが、非線形パラメタ は十 分大きいことから、良性よりは悪性の疑いが促される。その他の組織1、2、5については 、良性と判断される。

【0047】

以上説明したように、本実施例によれば、1つの弾性情報では鑑別できなかったグレイ ゾーンを大幅に低減できるから、良性又は悪性の鑑別の確度を向上させることができる。 特に、弾性率の画像と、非線形パラメタの画像の2つの画像を見比べる必要が無く、1つの 弾性画像で良性又は悪性の鑑別の確度を向上させることができるから、視認性及び検査効 率を向上できる。

【実施例2】

【0048】

図6(A)に、弾性率Eの他に、関連弾性情報として演算結果の信頼度に係るS/N判定情報を <sup>20</sup> 適用した実施例2の2次元カラーマップを示し、図6(B)に、弾性率とS/N判定情報の2つの弾 性情報に基づいて合成したカラー弾性画像の一例を示す。

[0049]

本実施例の弾性情報演算部13の関連弾性情報演算部は、S/N判定情報演算部を備えている。S/N判定情報演算部は、変位の演算結果に含まれる変位分布の局所的なバラツキ(分散)、又は変位計測部12の変位演算で得られる相関係数により表されるS/N判定情報を求める。

[0050]

変位計測部12で求められた変位フレームデータは、図7(A)、(B)に示すように、各計測 点における2次元の変位ベクトル(Xi,j、Yi,j)で表される。つまり、画像縦軸方向(y方向) 成分と画像横軸方向(x方向)成分の要素データ群を、それぞれ、

X i, j (t)  $(i=1,2,3, \cdot \cdot \cdot N, j=1,2,3, \cdot \cdot \cdot M)$ 

Y i, j (t)  $(i=1, 2, 3, \cdot \cdot \cdot N, j=1, 2, 3, \cdot \cdot \cdot M)$ 

として表す。添え字のiは横軸方向の座標を、jは縦軸方向の座標を示している。S/N判定 情報演算部は、図7の変位フレームデータに基づいて、例えば、本実施例の特徴のS/N判定 情報の一つである変位バラツキのフレームデータを生成するようになっている。 【0051】

つまり、被検体1に一定方向の圧迫力を加えたときの生体各部の組織の動的振舞いは、 (A)非常に硬い充実性組織(例えば、癌腫瘍等)、(B)柔らかい充実性組織(例えば、繊維腺 腫)、あるいは(C)流動的な嚢胞組織(例えば、嚢胞)等に応じて顕著な相違がある。例えば 、(A)の癌腫瘍等を形成する組織は、細胞の密度及び組織の結合度が高いことから纏まっ て同じ動きをする。これに対し、癌腫瘍等の周辺の組織は必ずしも組織結合度が高くない ので、癌腫瘍等に比べて動きの大きさや方向にバラツキを有する。 【0052】

このような組織の動的な振舞いの違いを変位のバラツキ度合として評価することによって、癌腫瘍等の存在を鑑別したり、癌腫瘍等の大きさを鑑別することができる。また、(B)の繊維腺腫のように比較的柔らかい組織の場合は、圧迫力を受けた位置に応じて変位の大きさや方向が分散して、圧迫方向に対して傾斜を持つバラツキが現れ、圧迫の中心から外れるほどその傾きが大きくなることにより識別できる。さらに、(C)の嚢胞のような非細胞組織の場合は、胞内には組織の結合がないので、各部位の動きが完全に自由であるか

10

ら、変位の大きさや方向のバラツキが顕著に現れた分布になる。そこで、変位バラツキ演 算部において、各計測点の変位の大きさ及び方向を示す変位バラツキを演算して、その変 位バラツキフレームデータを関連弾性情報として生成する。 【 0 0 5 3 】

(12)

また、変位は圧迫力の大きさに相関するから、変位の大きさ及び方向を示す変位バラツ キは、組織が同じであっても、異なる組織として誤認する場合が生ずる。そこで、変位の 大きさ及び方向を定量的な値にするため、各計測点を取巻く局所領域に含まれる複数点の 変位の平均値で正規化して、変位バラツキ度合を求めることが好ましい。これにより、関 心部位とその周囲の組織との結合関係を客観的、定量的に評価することが可能となり、例 えば、組織の充実性や嚢胞性などの組織性状の識別が容易になるなど、組織鑑別を行うた めの新たな弾性情報とすることができる。また、変位バラツキ度合は、局所的な変位バラ ツキを規格化したものであるから、組織性状を圧迫の方法に依存しない定量的な評価をす ることができ、S/N判定情報としての変位バラツキの逆数(変位バラツキが大きいほど信頼 性が低いため)が、ある設定閾値より小さい計測点においては、圧迫前後において計測点 断面がずれてしまった場合であるなど、その計測点に何らかの理由により変位演算にノイ ズが含まれていると判断し、変位データを利用した弾性率やその他の弾性データの信頼性 が劣るものとして扱うことができる。

[0054]

なお、S/N判定情報演算部は、変位バラツキに代えて、S/N判定情報の他の一例である相 関係数を演算することができる。この相関係数は、変位分布を相関法により演算する場合 に得られる係数である。相関法による変位分布演算は、圧迫前における組織部位のRF信号 波形によりテンプレートを設定し、そのテンプレートに最も近似した波形を有する領域を 圧迫後のRF信号を探索する。そして、設定された探索範囲において、最も大きな相関係数 が演算された点が、圧迫後におけるテンプレートの行き先として認識され、変位を求める 方法である。したがって、相関係数の絶対値は、テンプレートのマッチングの度合いを表 す値であり、変位演算の信頼度が高いほど「1」に近い値となり、信頼度が低いほど「0」 に近い値となる。そこで、相関係数が設定閾値(例えば、0.8)を越えない計測点は、その 計測点に何らかの理由により変位演算にノイズが含まれていると判断し、変位データを利 用した弾性率やその他の弾性データの信頼性が劣るものとして扱うことができる。

図6(A)、(B)は、このようにして求められた変位バラツキ(の逆数)又は相関係数に基づ いたS/N判定情報を信頼性の尺度として、弾性率とS/N判定情報を2軸とする2次元カラーマ ップを設定してカラー弾性画像を生成した例を示す。同図(A)に示すように、本実施例の2 次元カラーマップは、縦軸を弾性率の大きさ、横軸をS/N判定情報からみた弾性率の信頼 性としている。弾性率は、図2と同様に設定され、S/N判定情報は左から右に向うにつれて 信頼性低から信頼性高に設定されている。また、領域R25、R26は弾性率のグレイゾーンで あり、R15、R25、R35はS/N判定情報のグレイゾーンである。しかし、領域R26はS/N判定情 報から見て信頼性が高いので、弾性率のグレイゾーンから外して評価することが可能にな る。

【0056】

例えば、図6(B)に示すように、組織3は2次元カラーマップ上のP3の位置の色相が与えられ、弾性率Eが高く、S/N判定情報の信頼性も高いので、悪性を強く疑うことができる。一方、組織4は、組織3と同程度に弾性率が高いが、S/N判定情報の信頼性が低いので、P4の位置の色相が与えられ、弾性率Eはグレイゾーンではないが、信頼性が疑われるので、再検査が促される。

【0057】

本実施例によれば、実施例1と同様に、1つの弾性情報では鑑別できなかったグレイゾーンを大幅に低減できるから、良性又は悪性の鑑別の確度を向上させることができる。特に、弾性率の画像と、S/N判定情報の画像の2つの画像を見比べる必要が無く、1つの弾性画像で良性又は悪性の鑑別の確度を向上させることができるから、視認性及び検査効率を向

10

30

上できる。

【実施例3】

【 0 0 5 8 】

図8(A)に、弾性率Eの他に、関連弾性情報として圧迫方向に対する角度を適用した実施 例3の2次元カラーマップを示し、図8(B)に、圧迫方向に対する角度の説明図を示す。図8( B)に示すように、圧迫を加える探触子の真下の方向(圧迫方向)は適切に圧迫が加わる。し かし、圧迫方向から角度 外れた位置には適正な圧迫が加わらないから、その位置の変位 計測データに基づく弾性情報は適正でないことが予想される。特に、前立腺癌の計測の場 合は、曲率の大きな円柱状の探触子を用いるから、全視野方向に対して同等の圧迫を加え ることは困難である。したがって、同一の計測断面において、圧迫が適切な領域と、不適 切な領域が存在する。

(13)

[0059]

そこで、本実施例の2次元カラーマップは、縦軸を弾性率の大きさ、横軸を圧迫方向に 対する角度 (- /2~+ /2)としている。このように設定することにより、注目して いる関心部位における弾性率の値が、どの程度適正な圧迫条件下で計測された結果である かを一目瞭然に評価することができる。したがって、不適正な の範囲で計測された弾性 率は確度が低いので、疑わしい場合は再検査を促すことができる。具体的には、P3の色相 が与えられた領域R32の組織は、適正な圧迫条件の下で計測された弾性率であることがわ かる。しかし、P4の色相が与えられた領域R33の組織は、弾性率が高くて悪性が疑われる が、不適正な圧迫条件下で計測された値であることがわかる。したがって、本実施例のカ ラー画像を観察し、R33の領域の色相が付与された関心部位については、リアルタイム中 において、再度その関心部位に向って圧迫することにより、適正な圧迫下で良悪性を鑑別 することが可能になる。

20

10

したがって、本実施例によれば、実施例1、2と同一の効果を奏することができる。 【実施例 4 】

[0060]

上記の実施例1~3は、それぞれ、弾性率 - 非線形パラメタ 、弾性率 - S/N判定情報、 弾性率 - 圧迫方向の2次元カラーマップを用いて2つの弾性情報を合成したカラー弾性画像 を生成する例について説明したが、本発明はこれに限らない。例えば、弾性率と組み合わ せて、粘弾性率、変位、応力、歪み、ポアソン比、2つの関心領域の歪みの比率などの弾 性情報を演算して、2次元カラーマップを設定することができ、実施例1~3と同一の効果 を奏することができる。

30

また、弾性率との組み合わせに限ることなく、上記の弾性情報を任意に組み合わせて用 いることができ、実施例1~3と同一の効果を奏することができる。

【 0 0 6 1 】

(実施形態2)

上記の実施形態1では、2次元カラーマップを用いて2つの弾性情報を合成したカラー弾 性画像を生成する本発明を説明したが、本発明はこれに限らない。すなわち、図1の弾性 情報演算部13にて、複数の異なる弾性情報を演算してフレームデータを生成し、カラース キャンコンバータ15にて、それらの弾性情報のフレームデータを重ねて一つのカラー弾性 画像を生成するようにすることができる。

【0062】

本実施形態によれば、実施形態1と同様に、1つの弾性情報では鑑別できなかったグレイ ゾーンを大幅に低減できるから、良性又は悪性の鑑別の確度を向上させることができる。 特に、弾性率の画像と、他の関連弾性情報の画像の2つの画像を見比べる必要が無く、1 つの弾性画像で良性又は悪性の鑑別の確度を向上させることができるから、視認性及び検 査効率を向上できる。

【 0 0 6 3 】

実施形態2を適用して生成するカラー弾性画像の一例を図9を用いて説明する。本実施例 は、弾性情報演算部13にて、弾性率と、粘弾性率と、非線形パラメタ等の複数の弾性情報

のフレームデータを演算するとともに、各弾性情報のフレームデータの計測点ごとに、組織の悪性の確率を(悪性度)を求める。ここで、粘弾性率とは、圧迫力を加えた生体組織が元に戻るまでの時間を考慮した弾性率である。これにより弾性率による悪性確率画像と、粘弾性率による悪性確率画像と、非線形パラメタによる悪性確率画像の一例を、それぞれ図9(A)~(C)に示す。そして、弾性情報演算部13又はカラースキャンコンバータ15にて、複数の悪性確率画像x(ここで、x=1、2、3、・・・)の計測点(i、j)ごとに悪性確率Pij(x)を求める。ここで、i=1,2,3,・・・,N、j=1,2,3,・・・,Mである。

(14)

さらに、計測点(i、j)ごとに、複数の悪性確率画像の悪性確率Pij(x)の積を総合的な診断による悪性確率Pijとして、下式により求める。

 $Pij = Pij(1) \times Pij(2) \times Pij(3) \times \cdot \cdot$ 

求めた値Pij(x)を画素値として図9の左側に示すカラーバーに設定された色相を付与して、図9(D)に示すカラー弾性画像を生成する。

【0065】

本実施例によれば、異なる複数の弾性情報を悪性を評価する評価値に変換し、各画素の 色相(又は輝度)を各弾性情報の評価値に応じて割り付けて弾性画像を合成していることか ら、1つの弾性情報では鑑別できなかったグレイゾーンを大幅に低減できる。その結果、 良性又は悪性の鑑別の確度を向上させることができる。特に、複数の弾性画像を見比べる 必要が無く、1つのカラー弾性画像で良性又は悪性の鑑別の確度を向上させることができ るから、視認性及び検査効率を向上できる。

[0066]

なお、本実施例では、計測点(i,j)ごとの悪性確率Pij(x)の積を求めて画素値とする例 を示したが、これに代えて、悪性確率Pijを多次元ベクトルの長さとして、下式により求 める悪性確率Pijを指標とすることができる。

 $P i j = (P i j (1) \times P i j (1) + P i j (2) \times P i j (2)$ 

+ P i j (3) × P i j (3) × · · )

さらに、これに代えて、下式に示すように、悪性確率Pijを悪性確率Pij(x)の平均値と することができる。

P i j = (P i j ( 1 ) + P i j ( 2 ) + P i j ( 3 ) + ・・・) / (弾性画像の個数)

【0067】

(実施形態3)

実施形態1では、2次元カラーマップを用いて2つの弾性情報を合成したカラー弾性画像 を生成する本発明を説明したが、本実施形態では、弾性情報ごとに1次元カラーマップを 設定し、それら2つのカラーマップを例えば暖色系と寒色系など、互いに混合しない、つ まり相容れない色相のグラデーションを設定する。そして、画素単位又は隣接する複数の 画素グループ単位で交互に2つのカラーマップで色付けして、モザイク状のカラー弾性画 像を合成することを特徴とする。

[0068]

図10に、本実施形態により生成されるモザイク状のカラー弾性画像の一例を示す。図示 のように、弾性率E[kPa]と粘弾性率 [kPa・s]ごとに1次元カラーマップが設定され ている。それらのカラーマップは、いずれも下から上に向って良性から悪性に変化させて 対応付けられ、図示では明らかでないが、例えば暖色系と寒色系の互いに混合しない、つ まり相容れない色相のグラデーションが設定されている。また、それらのカラーマップの 中間値の近傍は、良悪性の判別が困難なグレイゾーンとなっている。

[0069]

このようなカラーマップを用い、例えば、隣接する複数の画素グループ単位で交互に2 つのカラーマップで色付けして、モザイク状のカラー弾性画像を合成すると、同図右側の カラー弾性画像が生成される。図から明らかなように、組織3は、弾性率及び粘弾性率は 強く悪性が疑われることから、弾性率と粘弾性率の悪性を表す異なる色相がモザイク状に なって表示される。一方、組織4は、グレイゾーンの領域であり、診断に迷うが、粘弾性 30

10

率では強く悪性を疑えることが認識できる。

【0070】

図11に、本実施形態により生成されるモザイク状のカラー弾性画像の他の一例を示す。 図示のように、弾性率E [ kPa ] と粘弾性率 [ kPa・s ] ごとに1次元カラーマップが設定 されている点は、図10と同じである。しかし、それらのカラーマップは、例えば、良性方 向の色は同一(例えば、黄色)に設定し、悪性方向は識別し易くするように、相反する色相 を割り当てて設定されている。図示では明らかでないが、それらの色相にはグラデーショ ンが設定されている。また、それらのカラーマップの中間値の近傍は、良悪性の判別が困 難なグレイゾーンとなっている。

(15)

【0071】

このようなカラーマップを用い、例えば、隣接する複数の画素グループ単位で交互に2 つのカラーマップで色付けして、モザイク状のカラー弾性画像を合成すると、同図右側の カラー弾性画像が生成される。図から明らかなように、組織4の領域のモザイク模様は色 が黄色であまり色相に差がないから、弾性率及び粘弾性率共に、良性であることを直ちに 認識できる。また、組織3は、隣接する画素グループの色が大きく異なったモザイク模様 となることから、総合的に判断して強く悪性を疑うべきであることが認識できる。

【0072】 (実施形態4)

上述の実施形態1では、2次元カラーマップにより2つの弾性情報を合成して一つのカラ ー弾性画像を生成する態様、実施形態2では複数の異なる弾性情報のフレームデータを重 ねて一つのカラー弾性画像を生成する態様、実施形態3では弾性情報ごとに1次元カラーマ ップを設定し、画素単位又は隣接する複数の画素グループ単位で交互に色付けしてモザイ ク状のカラー弾性画像を合成する態様について説明した。

【 0 0 7 3 】

しかし、本発明の弾性画像表示方法は、それらに限られるものではなく、図12に示すカ ラー弾性画像を合成する実施形態4をも包含している。すなわち、同図に示すように、本 実施形態は、1つの弾性画像又はBモード断層像において、関心領域ROIを設定すると、そ のROIにおける複数の弾性情報の例えば平均値を、数値、バーチャート長による表示、時 間変化のグラフとして表示するようにした例である。図示例では、組織3に設定されたROI 内の弾性率と粘弾性率の平均値を演算し、それらの値をリアルタイムで、数値表示、バー チャート長表示、時間変化のグラフ表示するようにしている。また、弾性画像などの表示 画像には、弾性率などの弾性情報に応じた色調の色を付して表示するようにしている。 【0074】

すなわち、本実施形態によれば、関心領域における異なる複数の弾性情報を悪性の評価 値に変換し、複数の弾性情報の評価値をバーチャートにより対比させて表示しているから 、一目で複数の弾性情報を対比して良悪性の鑑別を確度高く行うことができる。同一の関 心領域における異なる複数の弾性情報を、数値と線図と図形の少なくとも一つにより対比 した場合も、同様である。

【0075】

以上、本発明を実施形態1~4により説明したが、本発明の弾性画像表示方法は、それら 40 に限られるものではなく、弾性率等に組み合わせる他の弾性情報には、Bモード像、磁気 共鳴(MR)画像、CT画像、血流カラードプラ像、ティシュドプラ像などを適用できる。Bモ ード像やMR画像は弾性の高い部位が例えば暗く表示されるから、弾性情報として利用でき る。また、血流カラードプラ像は、悪性の腫瘍(癌細胞など)は血管の密度が高いことから 、血流情報を弾性情報として利用できる。ティシュドプラ像は、例えば、心筋などの弾性 を診断する際に弾性情報として利用できる。

【0076】

また、本発明は、超音波診断装置上で実現するのに限られるものではなく、CT装置やMR 装置上で実現することができる。さらに、それらの診断装置から分離して、パーソナルコ ンピュータ上で実現するようにしてもよい。

[0077]

また、2次元カラーマップを例として説明したが、弾性率、粘弾性率、歪み量に対する 弾 性 率 の 非 線 形 性 に 係 る 非 線 形 パ ラ メ タ 、 変 位 の 演 算 結 果 の 信 頼 度 に 係 る S/N判 定 情 報 、 各計測点に加わる圧迫方向、変位、応力、歪み、ポアソン比等から3つ(又は3つ以上)を 選択し、3次元(又は高次元)カラーマップを作成して、本発明を実施することができる。 選択する情報が多ければ多いほど、グレーゾーンは減少する。

(16)

- 【符号の説明】
- [0078] 1
  - 被検体
  - 探触子 2
  - 3 送信回路
  - 4 送受信制御回路
  - 5 受信回路
  - 6 整相加算回路 7 信号処理部
  - 白黒スキャンコンバータ 8
  - 9 切替加算部
  - 1 0 画像表示器
  - RF信号フレームデータ取得部 1 1
  - 12 変 位 計 測 部
  - 13 弾性情報演算部
  - カラースキャンコンバータ 15
  - 16 圧力センサ
  - 17 圧力計測部





悪性

10

























弾性率 E(kPa)

惠젂

臥柱





【図10】





【図12】





IN	FERNATIONAL SEARCH REPORT		International appli	cation No.		
		PCT/JP2007/050796				
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08(2006.01)i						
According to Internationa	According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC					
B. FIELDS SEARCHEI	D					
Minimum documentation A61B8/08	searched (classification system followed by cl	lassification symbols)				
Documentation searched Jitsuyo Shina Kokai Jitsuyo	other than minimum documentation to the exte n Koho 1922-1996 Ji 9 Shinan Koho 1971-2007 To	ent that such documen tsuyo Shinan " oroku Jitsuyo S	nts are included in tl Foroku Koho Shinan Koho	he fields searched 1996-2007 1994-2007		
Electronic data base cons	ulted during the international search (name of	data base and, where	practicable, search	terms used)		
C. DOCUMENTS CON	ISIDERED TO BE RELEVANT					
Category* C	itation of document, with indication, where ap	propriate, of the relev	vant passages	Relevant to claim No.		
X JP Adv. Y 09 A Par & U. Par Y JP	2005-144155 A (National I anced Industrial Science a June, 2005 (09.06.05), . Nos. [0046] to [0048]; I S 2005/85728 A1 . Nos. [0053] to [0056]; I 2003-575 A (GE Medical Sy	Institute of and Technolc Fig. 1 Fig. 1 /stems Globa	уу), 1	1-3,11, 14-16,24 10,12,23,25 4-9,13, 17-22,26		
Teci 07 Par (Fa	hnology Co., LLC), January, 2003 (07.01.03), . No. [0042]; Fig. 1 mily: none)					
× Further documents	are listed in the continuation of Box C.	See patent fa	mily annex.			
<ul> <li>* Special categories of cited documents:</li> <li>* A<sup>*</sup> document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</li> <li>* B<sup>*</sup> earlier application or patent but published on or after the international filing date or private and not in conflict with the application but cited to understa the principle or theory underlying the invention cannot considered novel or cannot be considered to involve an investigation or particular relevance; the claimed invention cannot is considered to involve an investigation or other special reason (as specified)</li> <li>* O<sup>*</sup> document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</li> <li>* O<sup>*</sup> document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</li> <li>* O<sup>*</sup> document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</li> </ul>			national filing date or priority ion but cited to understand rention aimed invention cannot be ered to involve an inventive aimed invention cannot be p when the document is occuments, such combination urt mily			
Date of the actual completion of the international search 26 February, 2007 (26.02.07)Date of mailing of the international search report 06 March, 2007 (06.03.07)				rch report .03.07)		
Name and mailing address of the ISA/     Authorized officer       Japanese Patent Office     Image: Second						
Facsimile No. Form PCT/ISA/210 (second	Facsimile No.         Telephone No.           form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)         Telephone No.					

	INTERNATIONAL SEARCH REPORT	International appl	1cation No.		
			007/050796		
C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT					
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relev	Relevant to claim No.			
A	WO 2003/015635 A1 (Japan Science and Technology Agency), 27 February, 2003 (27.02.03), Full text; Fig. 2 & US 2004/260180 A1 & EP 1421905 A1		13,26		
A	JP 7-265303 A (GE Yokogawa Medical Syst Ltd.), 17 October, 1995 (17.10.95), Full text; Fig. 5 (Family: none)	ems,	4,17		
A	JP 2004-267464 A (Aloka Co., Ltd.), 30 September, 2004 (30.09.04), Full text; Fig. 4 (Family: none)		10,23		
A	JP 6-245933 A (Toshiba Corp.), 06 September, 1994 (06.09.94), Full text; Fig. 16 & US 5441052 A		2,15		
A	<pre>JP 62-72334 A (Shimadzu Corp.), 02 April, 1987 (02.04.87), Full text; Fig. 1 (Family: none)</pre>		1-4,8,14-17, 21		

(21)

国際調査報告	国際出願番号 PCT/JP200	7/050796		
A. 発明の属する分野の分類(国際特許分類(IPC)) Int.Cl. A61B8/08 (2006, 01) i				
B. 調査を行った分野				
調査を行った最小限資料(国際特許分類(IPC)) Int.Cl. A61B8/08				
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの           日本国実用新案公報         1922-1996年           日本国公開実用新案公報         1971-2007年           日本国実用新案公報         1971-2007年           日本国実用新業登録公報         1996-2007年           日本国登録実用新案公報         1994-2007年				
国際調査で使用した電子データベース(データベースの名称、	調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献				
引用文献の カテゴリー* 引用文献名 及び一部の箇所が関連する	ときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号		
X JP 2005-144155 A ( 所), 2005.06.09, 段落 Y 1 A & US 2005∕85728 A 56], 図1	JP 2005-144155 A (独立行政法人産業技術総合研究 所), 2005.06.09, 段落 [0046] - [0048], 図 1 & US 2005/85728 A1, 段落 [0053] - [00 56], 図1			
Y JP 2003-575 A (ジーイ グローバル・テクノロジー・カンパニ 01.07,段落 [0042],図1	ー・メディカル・システムズ・ ニー・エルエルシー), 2003. L(ファミリーなし)	1 <b>0,</b> 12, 23, 25		
➡ C欄の続きにも文献が列挙されている。	🏥 パテントファミリーに関する別	紙を参照。		
<ul> <li>* 引用文献のカテゴリー</li> <li>「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示す もの</li> <li>「E」国際出願目前の出願または特許であるが、国際出願目 以後に公表されたもの</li> <li>「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行 日若しくは他の特別な理由を確立するために引用す る文献(理由を付す)</li> <li>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</li> <li>「P」国際出願目前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</li> <li>の日の後に公表された文献</li> <li>「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって 出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論 の理解のために引用するもの</li> <li>「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明 の新規性又は進歩性がないと考えられるもの</li> <li>「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以 上の文献との、当業者にとって自明である組合せに よって進歩性がないと考えられるもの</li> <li>「&amp;」同一パテントファミリー文献</li> </ul>				
国際調査を完了した日 26.02.2007	国際調査報告の発送日 06.03	3. 2007		
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官(権限のある職員) 右▲高▼ 孝幸 電話番号 03-3581-1101 F	2Q 3704 内線 3292		

様式PCT/ISA/210 (第2ページ) (2005年4月)

国際調査報告 国際出願番号 PCT/JP2			07/050796	
C (続き). 関連すると認められる文献				
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するとき	は、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
А	WO 2003/015635 A1 (独 構), 2003.02.27,全文,第2 & US 2004/260180 A1 & EP 1421905 A1	立行政法人科学技術振興機 図	13, 26	
А	JP 7-265303 A (ジーイー横) 会社) 1995. 10. 17, 全文, 図	阿メディカルシステム株式 5 (ファミリーなし)	4, 17	
А	JP 2004-267464 A (アロ: 9.30,全文,図4 (ファミリーなし)	カ株式会社)2004.0 9	10, 23	
А	JP 6-245933 A (株式会社東京 全文,図16 & US 5441052 A	芝)1994.09.06,	2, 15	
А	J P 6 2 − 7 2 3 3 4 A (株式会社島≱ 0 2, 全文, 第1図(ファミリーなし)	<b>聿製作所)1987.04.</b>	1-4, 8, 14-17, 21	

様式PCT/ISA/210(第2ページの続き)(2005年4月)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM), EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF, BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO, CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,L A,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,LY,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE ,SG,SK,SL,SM,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(24)

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に 係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法 第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。