

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5394693号
(P5394693)

(45) 発行日 平成26年1月22日(2014.1.22)

(24) 登録日 平成25年10月25日(2013.10.25)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 8 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2008-273890 (P2008-273890)
 (22) 出願日 平成20年10月24日(2008.10.24)
 (65) 公開番号 特開2010-99292 (P2010-99292A)
 (43) 公開日 平成22年5月6日(2010.5.6)
 審査請求日 平成23年5月18日(2011.5.18)

(73) 特許権者 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
 (74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和
 (72) 発明者 地挽 隆夫
 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
 ジーイー横河メディカルシステム株式会社
 社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の生体組織に圧迫を加えながら超音波を送信して得られた取得時刻が異なる一対のフレームを構成する各エコー信号に基づいて、生体組織の各部における弾性に関する物理量を算出する物理量算出手段と、

該物理量算出手段によって算出された弾性に関する物理量に基づいて、生体組織の弾性画像を作成する弾性画像作成手段と、

前記物理量算出手段によって生体組織の同一部分について複数の時点に対応して算出された弾性に関する物理量のばらつき度合いを生体組織の各部について算出するばらつき度合い算出手段とを備え、

前記弾性画像作成手段は、前記ばらつき度合い算出手段によって算出された弾性に関する物理量のばらつき度合いを反映した弾性画像を作成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

弾性に関する物理量のばらつき度合いの算出において用いられる全ての一対のフレームの時間間隔が等しいことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記弾性画像作成手段は、輝度、彩度又は色相のいずれかを、弾性に関する物理量のばらつき度合いに応じて異ならせることにより、弾性に関する物理量のばらつき度合いを反映した弾性画像を作成することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 4】

弾性に関する物理量のばらつき度合いは、分散又は標準偏差であることを特徴とする請求項 1～3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記弾性画像作成手段は、同一部分について複数の時点に対応して算出された弾性に関する物理量の平均をとって弾性画像を作成することを特徴とする請求項 1～4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

生体組織の弾性に関する物理量は、生体組織の変位、歪み又は弾性率のいずれかであることを特徴とする請求項 1～5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 7】

前記エコー信号に基づいて B モード画像を作成する B モード画像処理手段と、
B モード画像と弾性画像とを合成する合成手段と、
を備えることを特徴とする請求項 1～6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

B モード画像と弾性画像とを合成して得られた超音波画像を表示する表示手段を備えることを特徴とする請求項 1～7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、超音波診断装置に関し、特に生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を表示することができる超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

通常の B モード画像上に、生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を重畳して表示する超音波診断装置が、例えば特許文献 1 などに開示されている。この種の超音波診断装置において、弾性画像は以下のようにして作成される。まず、被検体の生体組織に圧迫を加えながら超音波を送信して得られた同一音線上における時間的に異なるエコー信号について、相関ウィンドウ毎に相関処理を行って相関係数を算出し、生体組織の変位を算出する。そして、算出された変位に基づいて、生体組織の弾性をカラーで画像化する。検査者は、正常な組織と癌などの病変部の組織とでは弾性が異なっており、弾性画像を観察することにより、病変部を発見することができる。

30

【特許文献 1】特開 2007 - 282932 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ところで、生体組織は圧迫に対して非線形の弾性応答を示し、特に癌組織は、正常組織に比べて圧迫に対する非線形性の度合いが増すことが知られている。従って、圧迫の程度に応じて弾性が異なるという生体組織の非線形性を定量化した画像を表示することができれば、正常組織と癌組織との区別が一層確実かつ容易になる。

40

【0004】

また、前記のように圧迫の程度に応じて弾性が異なるという生体組織の非線形性により、ある圧力で押圧した時には正常組織と癌組織とが異なる変位となって両者を弾性画像上区別できていても、他の圧力で押圧した時には両者が同じ変位となって区別できないことがある。従って、弾性画像では正常組織と癌組織とが区別できない場合でも、上記生体組織の非線形性を定量化した画像を表示することにより、区別が可能になる点で有用である。

【0005】

そこで、本発明が解決しようとする課題は、圧迫の程度に応じて弾性が異なるという生体組織の非線形性を定量化した画像を得ることができる超音波診断装置を提供することで

50

ある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

この発明は、前記課題を解決するためになされたもので、第1の観点の発明は、被検体の生体組織に圧迫を加えながら超音波を送信して得られた取得時刻が異なる一対のフレームを構成する各エコー信号に基づいて、生体組織の各部における弾性に関する物理量を算出する物理量算出手段と、該物理量算出手段によって算出された弾性に関する物理量に基づいて、生体組織の弾性画像を作成する弾性画像作成手段と、前記物理量算出手段によって生体組織の同一部分について複数算出された弾性に関する物理量のばらつき度合いを生体組織の各部について算出するばらつき度合い算出手段と、を備え、前記弾性画像作成手段は、前記ばらつき度合い算出手段によって算出された弾性に関する物理量のばらつき度合いを反映した弾性画像を作成することを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0007】

第2の観点の発明は、第1の観点の発明において、弾性に関する物理量のばらつき度合いの算出において用いられる全ての一対のフレームの時間間隔が等しいことを特徴とする超音波診断装置である。

【0008】

第3の観点の発明は、第1又は2の観点の発明において、前記弾性画像作成手段は、輝度、彩度又は色相のいずれかを、弾性に関する物理量のばらつき度合いに応じて異ならせることにより、弾性に関する物理量のばらつき度合いを反映した弾性画像を作成することを特徴とする超音波診断装置である。

20

【0009】

第4の観点の発明は、第1～3のいずれか一の観点の発明において、弾性に関する物理量のばらつき度合いは、分散又は標準偏差であることを特徴とする超音波診断装置である。

【0010】

第5の観点の発明は、第1～4のいずれか一の観点の発明において、前記弾性画像作成手段は、同一部分について複数算出された弾性に関する物理量の平均をとって弾性画像を作成することを特徴とする超音波診断装置である。

【0011】

第6の観点の発明は、第1～5のいずれか一の観点の発明において、生体組織の弾性に関する物理量は、生体組織の変位、歪み又は弾性率のいずれかであることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0012】

第7の観点の発明は、第1～6のいずれか一の観点の発明において、前記エコー信号に基づいてBモード画像を作成するBモード画像処理手段と、Bモード画像と弾性画像とを合成する合成手段と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0013】

第8の観点の発明は、第1～7のいずれか一の観点の発明において、Bモード画像と弾性画像とを合成して得られた超音波画像を表示する表示手段を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、生体組織の同一部分について複数算出された弾性に関する物理量のばらつき度合いが算出される。ここで、非線形性が増すほどばらつき度合いが大きくなるため、ばらつき度合いは非線形性を示す目安となる。従って、生体組織の弾性に関する物理量のばらつき度合いを反映した弾性画像を作成することにより、生体組織の非線形性を定量化した画像を得ることができる。

【0015】

また、本発明によれば、弾性に関する物理量のばらつき度合いの算出において用いられ

50

る全ての一对のフレームの時間間隔を等しくすることにより、より正確なばらつき度合いを算出することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて詳細に説明する。図1は、本発明に係る超音波診断装置の実施形態の構成を示すブロック図、図2は、図1に示す超音波診断装置におけるBモード画像処理部の構成を示すブロック図、図3は、図1に示す超音波診断装置における弾性画像処理部の構成を示すブロック図、図4は、変位算出部による変位の算出の説明図、図5は、弾性画像の作成に用いる二次元のカラーマップを示す図である。

【0017】

10

図1に示す超音波診断装置1は、超音波の送受信を行う超音波プローブ2と、この超音波プローブ2を駆動させてスキャン面を走査し、また前記超音波プローブ2で得られたエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行う送受信部3とを備えている。さらに、前記超音波診断装置1は、Bモード画像処理部4、弾性画像処理部5を備え、また前記Bモード画像処理部4からのBモード画像及び前記弾性画像処理部5からの弾性画像を合成する合成部6と、この合成部6で合成された画像を表示する表示部7とを備える。前記合成部6は、本発明における合成手段の実施の形態の一例であり、また前記表示部7は、本発明における表示手段の実施の形態の一例である。

【0018】

また、図示しないが、前記超音波診断装置1は、装置各部を制御する制御部と、操作者が指示を入力する操作部とをさらに備える。

20

【0019】

前記Bモード画像処理部4は、本発明におけるBモード画像処理手段の実施の形態の一例であり、図2に示すようにエコー処理部41とBモード画像作成部42とを有する。前記エコー処理部41は、前記送受信部3からの音線毎のエコー信号に対し、対数圧縮、包絡線検波等の信号処理を行ってBモード画像データを作成する。そして、前記Bモード画像作成部42は、前記エコー処理部41からのBモード画像データを、デジタルスキャンコンバータ(図示省略)で走査変換し、Bモード画像を作成する。

【0020】

前記弾性画像処理部5は、図3に示すように、変位算出部51、分散算出部52、弾性画像作成部53を有している。

30

【0021】

前記変位算出部51は、前記送受信部3からエコー信号が入力され、取得時刻が異なる一对のフレームを構成する各エコー信号に基づいて、圧迫を受けた生体組織の各部における変形による変位を、生体組織の各部における弾性に関する物理量として算出する。前記変位算出部51は、本発明における物理量算出手段の実施の形態の一例である。

【0022】

前記分散算出部52は、前記変位算出部51によって生体組織の同一部分について複数算出された変位のばらつき度合いとして、同一部分についての変位の分散を算出する。前記分散算出部52は、生体組織の各部について変位の分散を算出する。前記分散算出部52は、本発明におけるばらつき度合い算出手段の実施の形態の一例である。

40

【0023】

前記弾性画像作成部53は、前記変位算出部51によって算出された変位に基づいて、生体組織の弾性画像を作成する。前記弾性画像作成部53は、弾性画像の作成に際し、前記分散算出部52によって算出された変位の分散を反映した弾性画像を作成する。前記弾性画像作成部53は、本発明における弾性画像作成手段の実施の形態の一例である。

【0024】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について説明すると、前記送受信部3は、前記超音波プローブ2から被検体の生体組織に超音波を送信させ、エコー信号を取得する。前記超音波プローブ2からの超音波の送受信時には、前記超音波プローブ2を生体組織の表面

50

に当接させた状態で、圧迫を繰り返す。

【0025】

前記Bモード画像処理部4は、前記送受信部3からのエコー信号に基づいてBモード画像を作成する。一方、前記弾性画像処理部5は、前記送受信部3からのエコー信号に基づいて弾性画像を作成する。

【0026】

弾性画像の作成について詳しく説明する。前記送受信部3からのエコー信号は、先ず前記弾性画像処理部5の変位算出部51へ入力され、フレーム毎にメモリ(図示省略)に記憶される。そして、前記変位算出部51は、取得時刻が異なる一対のフレームを構成する各エコー信号に基づいて、圧迫を受けた生体組織の各部における変形による変位を算出する。

10

【0027】

前記変位算出部51による変位の算出について図4に基づいて具体的に説明する。図4に示すように、前記変位算出部51は、複数対のフレームについて生体組織の各部における変位の算出を行う。すなわち、一対のフレーム F_1, F_2 、フレーム F_2, F_3 、 $\dots$ 、フレーム F_{n-1}, F_n 、フレーム F_n, F_{n+1} を構成する各エコー信号に基づいて変位の算出を行う。例えば、各フレーム $F_1, F_2, F_3, \dots, F_{n-1}, F_n, F_{n+1}$ における生体組織においてある一部分に相当する部分Aについて、フレーム F_1, F_2 から変位 A_1 を算出し、フレーム F_2, F_3 から変位 A_2 を算出し、フレーム F_{n-1}, F_n から変位 A_{n-1} を算出し、フレーム F_n, F_{n+1} から変位 A_n を算出する。そして、このような同一部分についての生体組織の変位の算出を各部分について行う。

20

【0028】

ここで、変位の算出を行う全ての一対のフレームの時間間隔は等しくなっている。すなわち、フレーム F_1, F_2 の時間間隔 T_1 、フレーム F_2, F_3 の時間間隔 $T_2, \dots$ 、フレーム F_{n-1}, F_n の時間間隔 T_{n-1} 、フレーム F_n, F_{n+1} の時間間隔 T_n は等しくなっている。これにより、後述する前記分散算出部52による変位の分散の算出をより正確に行うことができる。

【0029】

ここで、前記変位算出部51は、生体組織の変位の算出にあたり、各フレームにおける音線毎のエコー信号に基づいて算出を行う。具体的には、一対のフレームにおける同一音線上の各エコー信号について、相関ウィンドウ毎に相関処理を行って生体組織の各部の変位を算出する。

30

【0030】

ちなみに、後述するように、前記変位算出部51によって算出された変位に基づいて弾性画像が作成される。一つの相関ウィンドウにおいて算出された変位からは、一画素分の弾性画像が得られる。

【0031】

前記変位算出部51は、複数算出された変位を前記分散算出部52と前記弾性画像作成部53へ出力する。前記分散算出部52は、前記変位算出部51から入力された生体組織の同一部分についての複数の変位の分散を算出する。前記分散算出部52は、前記表示部7に表示される一フレームの弾性画像ごとに変位の分散を算出する。本例では、後述するように、前記表示部7に表示される一フレームの弾性画像は n 枚のフレームのデータに基づいて作成されることから、前記分散算出部52は n 枚のフレームから生体組織の同一部分について算出された複数(具体的には $(n-1)$ 個)の変位の分散を算出する。より詳細には、前記表示部7に表示される弾性画像は、後述するように、フレーム $F_1 \sim$ フレーム F_n のデータに基づいて一フレームが作成され、次のフレーム以降は一フレームずつずらして作成される(すなわち次のフレームの弾性画像はフレーム $F_2 \sim$ フレーム F_{n+1} に基づいて作成)。従って、フレーム $F_1 \sim$ フレーム F_n から作成される弾性画像については、前記分散算出部52は、例えば部分Aについては変位 $A_1 \sim A_{n-1}$ までの分散を算出し、さらに生体組織の他の各部分についてフレーム $F_1 \sim$ フレーム F_n における変位

40

50

の分散を算出する。また、フレーム $F_2 \sim$ フレーム F_{n+1} から作成される弾性画像については、前記分散算出部 52 は、例えば部分 A については変位 $A_2 \sim A_n$ までの分散を算出し、さらに生体組織の他の各部分について、フレーム $F_2 \sim$ フレーム F_{n+1} における変位の分散を算出する。そして、前記分散算出部 52 は、算出された分散を前記弾性画像作成部 53 へ出力する。

【0032】

前記弾性画像作成部 53 は、 n 枚のフレームのデータに基づいて、前記表示部 7 に表示される一フレームの弾性画像を作成する。具体的には、前記弾性画像作成部 53 は、前記表示部 7 に表示される弾性画像として、フレーム $F_1 \sim$ フレーム F_n のデータに基づいて一フレームの弾性画像を作成し、次のフレーム以降の弾性画像を、一フレームずらした n 枚のフレームのデータに基づいて作成する。すなわち、フレーム $F_1 \sim$ フレーム F_n のデータに基づいて作成された弾性画像の次のフレームの弾性画像は、フレーム $F_2 \sim$ フレーム F_{n+1} のデータに基づいて作成される。

10

【0033】

弾性画像の作成についてさらに具体的に説明すると、前記弾性画像作成部 53 は、 n 枚のフレームデータについて、前記変位算出部 51 から入力された同一部分についての複数（具体的には $(n-1)$ 個）の変位の平均を算出し、この平均値の算出を生体組織の各部について行う。例えば、フレーム $F_1 \sim$ フレーム F_n のデータに基づいて弾性画像を作成する場合には、部分 A については変位 $A_1 \sim A_{n-1}$ の平均値を算出し、さらに生体組織の他の各部分についてフレーム $F_1 \sim$ フレーム F_n から得られた $(n-1)$ 個の変位の平均値を算出する。また、フレーム $F_2 \sim$ フレーム F_{n+1} のデータに基づいて弾性画像を作成する場合には、部分 A については変位 $A_2 \sim A_n$ の平均値を算出し、さらに生体組織の他の各部分についてフレーム $F_2 \sim$ フレーム F_{n+1} から得られた $(n-1)$ 個の変位の平均値を算出する。

20

【0034】

そして、前記弾性画像作成部 53 は、 n 枚のフレームデータについて算出された変位の平均値と分散値とに基づいて、生体組織各部についての弾性画像を作成する。例えば、弾性画像作成部 53 は、変位の違いを色相の違いで表し、分散の違いを輝度の違いで表した弾性画像を作成する。この場合、前記弾性画像作成部 53 は、図 5 に示すように、赤、緑、青などの色相の違いを縦軸とし、輝度の大きさを横軸とした二次元のカラーマップに基づいて、弾性画像を作成する。この図 5 に示すカラーマップ CM では、軟らかい組織は赤で表示され、一方で硬い組織は青で表示される。また、分散が大きくなるほど輝度が大きくなり、一方で分散が小さくなるほど輝度が小さくなる。

30

【0035】

前記弾性画像作成部 53 で作成された弾性画像は、前記合成部 6 へ出力され、この合成部 6 において前記 B モード画像処理部 4 からの B モード画像と合成される。合成画像は前記表示部 7 へ出力され、白黒の B モード画像にカラーの弾性画像が重畳された超音波画像が前記表示部 7 に表示される。

【0036】

本例の超音波診断装置 1 によれば、生体組織の同一部分について複数算出された変位の分散が前記分散算出部 52 によって算出される。ここで、非線形性が増すほど分散が大きくなるため、分散は非線形性を示す目安となる。従って、前記弾性画像作成部 53 により、生体組織の変位の分散を反映した弾性画像を作成することにより、生体組織の非線形性を定量化した画像を得ることができる。そして、このような画像が前記表示部 7 に表示されることにより、正常組織と癌組織との区別が一層確実かつ容易になる。

40

【0037】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、この発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、前記弾性画像作成部 53 により作成される弾性画像は、生体組織の変位の違いと変位の分散の違いとを表せる表示形態であればよく、前記実施形態のものに限られるものではない。例えば、生体組織の変位の違

50

いを白黒画像の輝度で表し、変位の分散の違いを彩度で表してもよい。その他、輝度、彩度及び色相を適宜組み合わせて生体組織の変位の違いと変位の分散の違いとを表してもよい。

【 0 0 3 8 】

また、生体組織の変位のばらつき度合いは、分散に限られるものではなく標準偏差であってもよい。

【 0 0 3 9 】

さらに、生体組織の弾性に関する物理量としては、生体組織の変位その他、生体組織の歪みや弾性率があり、生体組織からのエコー信号に基づいて、生体組織における各部の歪み又は弾性率を算出し、その算出結果に基づいて弾性画像を作成してもよい。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 0 】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の実施形態の構成を示すブロック図である。

【図 2】図 1 に示す超音波診断装置における B モード画像処理部の構成を示すブロック図である。

【図 3】図 1 に示す超音波診断装置における弾性画像処理部の構成を示すブロック図である。

【図 4】変位算出部による変位の算出の説明図である。

【図 5】弾性画像の作成に用いる二次元のカラーマップを示す図である。

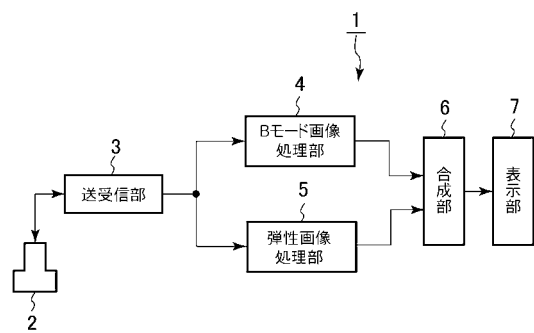
【符号の説明】

20

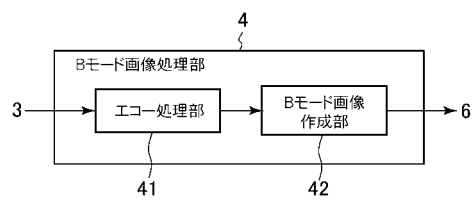
【 0 0 4 1 】

- 1 超音波診断装置
- 4 B モード画像処理部
- 5 弾性画像処理部
- 6 合成部
- 7 表示部
- 5 1 変位算出部（物理量算出手段）
- 5 2 分散算出部（ばらつき度合い算出手段）
- 5 3 弾性画像作成部

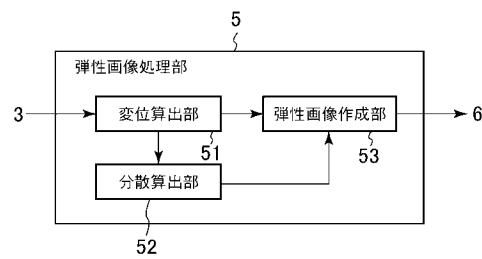
【図 1】



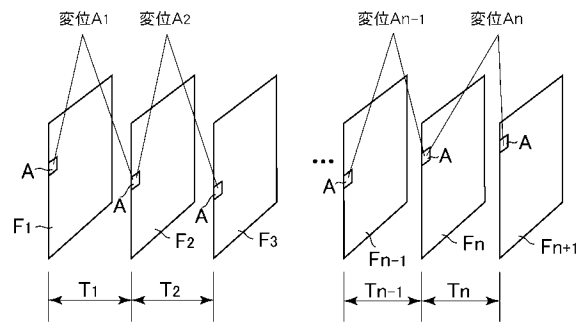
【図 2】



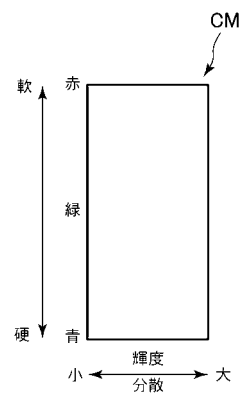
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

審査官 杉田 翠

- (56)参考文献 国際公開第2006/068079(WO, A1)
特開2006-305160(JP, A)
国際公開第2007/083745(WO, A1)
特開2007-282932(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5394693B2	公开(公告)日	2014-01-22
申请号	JP2008273890	申请日	2008-10-24
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	地挽隆夫		
发明人	地挽 隆夫		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/JB42 4C601/JB48 4C601/JC04 4C601/JC21 4C601/JC23 4C601/KK02 4C601/KK24		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP2010099292A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其能够获得通过量化活组织的非线性而获得的图像，使得弹性根据压缩程度而不同。 解决方案：基于构成通过发送超声波同时向对象的活组织施加压力并且具有不同采集时间而获得的一对帧的每个回波信号，用于计算活组织的每个部分中的位移的位移弹性图像生成部分53用于基于由位移计算部分51计算的位移来创建活组织的弹性图像，并且位移计算部分51用于计算由位移计算部分51对活体组织的相同部分计算的多个位移。对于活组织的每个部分，弹性图像创建部分53创建反映位移的方差的弹性图像。 点域

