

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5606998号
(P5606998)

(45) 発行日 平成26年10月15日(2014.10.15)

(24) 登録日 平成26年9月5日(2014.9.5)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 16 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2011-165000 (P2011-165000)
 (22) 出願日 平成23年7月28日(2011.7.28)
 (65) 公開番号 特開2013-27512 (P2013-27512A)
 (43) 公開日 平成25年2月7日(2013.2.7)
 審査請求日 平成25年12月11日(2013.12.11)

(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・53
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・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 谷川 俊一郎

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

審査官 富永 昌彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対する超音波の送受信を行なって得られたエコー信号に基づいて生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

被検体の三次元領域における前記物理量に関するデータを所定の視線方向に投影して投影面上の各画素のデータを取得するボリュームレンダリング処理により、三次元弾性画像データを作成する三次元弾性画像データ作成部とを備え、

該三次元弾性画像データ作成部は、前記各画素のデータとして、前記視線方向において取得された所定の弾性の範囲の前記物理量に対応する画素データの数に応じたデータを取得することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記各画素のデータは、三次元弾性画像の明度の情報を有するものであり、前記視線方向において取得された所定の弾性の範囲の前記物理量に対応する画素データの数に応じた明度の情報を有する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】

前記三次元弾性画像データ作成部は、前記視線方向において取得された所定の弾性の範囲の前記物理量に対応する画素データの数が多いほど、前記三次元弾性画像の明度が高くなるように前記各画素のデータを取得することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

。

【請求項 4】

20

被検体に対する超音波の送受信を行なって得られたエコー信号に基づいて生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

被検体の三次元領域における前記物理量に関するデータを所定の視線方向に投影して投影面上の各画素のデータを得るボリュームレンダリング処理により、三次元弾性画像データを作成する三次元弾性画像データ作成部とを備え、

該三次元弾性画像データ作成部は、所定の弾性の範囲の前記物理量に関するデータを前記所定の視線方向に累積演算して、前記各画素のデータを得ることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

前記各画素のデータは、前記三次元弾性画像に基づいて表示される三次元弾性画像の明度の情報を有するものであり、前記視線方向における前記所定の弾性の範囲の前記物理量に関するデータの累積演算値に応じた明度の情報を有することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記三次元弾性画像データ作成部は、前記累積演算値が示す生体組織の弾性が大きいほど、三次元弾性画像の明度が大きくなるように前記投影面上の各画素のデータを得ることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記三次元弾性画像データ作成部は、生体組織の弾性がより大きいことを示す物理量に関するデータが強調された累積値が得られるように前記累積演算を行なうことを特徴とする請求項 4 ～ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 8】

前記累積演算は加算演算であることを特徴とする請求項 4 ～ 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記物理量に関するデータは、前記物理量のデータ又は前記物理量を階調化して得られた階調化データであることを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記所定の弾性の範囲は、前記階調化データにおける階調値において設定されることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 11】

前記所定の弾性の範囲は、前記物理量において設定されることを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記物理量に基づいて作成された互いに直交する三断面についての弾性画像を表示させる断面画像表示制御部を備えることを特徴とする請求項 1 ～ 11 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記三断面の各弾性画像において所定の領域を設定する領域設定部を備え、
前記三次元弾性画像データ作成部は、領域設定部によって設定された領域に基づいて特定される三次元領域について前記三次元弾性画像データを作成することを特徴とする請求項 12 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 14】

前記断面画像表示制御部は、前記弾性画像を B モード画像と合成して表示させることを特徴とする請求項 12 又は 13 に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

コンピュータに、
被検体に対する超音波の送受信を行なって得られたエコー信号に基づいて生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出機能と、

50

被検体の三次元領域における前記物理量に関するデータを所定の視線方向に投影して投影面上の各画素のデータを得るボリュームレンダリング処理により、三次元弾性画像データを作成する三次元弾性画像データ作成機能と、
を実行させる超音波診断装置の制御プログラムであって、

前記三次元弾性画像データ作成機能は、前記各画素のデータとして、前記視線方向において取得された所定の弾性の範囲の前記物理量に対応する画素データの数に応じたデータを得るものであることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 16】

コンピュータに、

被検体に対する超音波の送受信を行なって得られたエコー信号に基づいて生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出機能と、

被検体の三次元領域における前記物理量に関するデータを所定の視線方向に投影して投影面上の各画素のデータを得るボリュームレンダリング処理により、三次元弾性画像データを作成する三次元弾性画像データ作成機能と、
を実行させる超音波診断装置の制御プログラムであって、

前記三次元弾性画像データ作成機能は、所定の弾性の範囲の前記物理量に関するデータを前記所定の視線方向に累積演算して、前記各画素のデータを得るものであることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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超音波診断装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

通常の B モード画像と、生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像とを合成して表示させ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、弾性画像は次のようにして作成される。まず、生体組織に対し、例えば超音波プローブによる圧迫とその弛緩を繰り返すなどして生体組織を変形させながら超音波の送受信を行なってエコーを取得する。そして、得られたエコーデータに基づいて、生体組織の弾性に関する物理量を算出し、この物理量を色情報に変換してカラーの弾性画像を作成する。ちなみに、生体組織の弾性に関する物理量としては、例えば生体組織の歪みなどを算出している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特許第 3 9 3 2 4 8 2 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、前記特許文献 1 において、前記 B モード画像と前記弾性画像とが合成されて得られた合成画像は二次元の画像である。このため、例えば腫瘍など観察対象の立体的な形状を把握することが困難である。従って、観察対象の立体的な形状を把握できる三次元の弾性画像を表示する超音波診断装置が望まれている。

【0005】

ここで、腫瘍は周りの正常組織よりも硬くなっている。しかし、腫瘍の内部全体が一様に硬くなっているとはならず、一部に軟らかい部分を含んでいる場合もある。従って、腫瘍の内部の弾性の差異を反映した三次元弾性画像が表示されることが診断上有用である。以上のことから、所定の弾性の範囲の観察対象について内部の弾性の差異を反映した三次元弾性画像を表示することができる超音波診断装置及びその制御プログラムが望まれている。

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述の課題を解決するためになされた一の観点の発明は、被検体に対する超音波の送受信を行なって得られたエコー信号に基づいて生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、被検体の三次元領域における前記物理量に関するデータを所定の視線方向に投影して投影面上の各画素のデータを得るボリュームレンダリング処理により、三次元弾性画像データを作成する三次元弾性画像データ作成部と、を備え、この三次元弾性画像データ作成部は、前記各画素のデータとして、前記視線方向における所定の弾性の範囲の前記物理量に関するデータの数に応じたデータを得ることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0007】

また、他の観点の発明は、被検体に対する超音波の送受信を行なって得られたエコー信号に基づいて生体組織の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、被検体の三次元領域における前記物理量に関するデータを所定の視線方向に投影して投影面上の各画素のデータを得るボリュームレンダリング処理により、三次元弾性画像データを作成する三次元弾性画像データ作成部と、を備え、この三次元弾性画像データ作成部は、所定の弾性の範囲の前記物理量に関するデータを前記所定の視線方向に累積演算して、前記各画素のデータを得ることを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0008】

20

上記一の観点の発明によれば、ボリュームレンダリング処理における二次元投影面上の各画素のデータとして、所定の弾性の範囲の物理量に関するデータの数に応じたデータが得られるので、観察対象について、内部の弾性の差異を反映した三次元弾性画像を得ることができる。

【0009】

上記他の観点の発明によれば、所定の弾性の範囲の前記物理量に関するデータを所定の視線方向に累積演算することにより、ボリュームレンダリング処理における投影面上の各画素のデータが得られるので、観察対象について、内部の弾性の差異を反映した三次元弾性画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

30

【0010】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の実施形態の概略構成の一例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表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図3】互いに直交する三つの断面を示す説明図である。

【図4】実施形態における超音波診断装置の作用の一例を示すフローチャートである。

【図5】互いに直交する三断面についての超音波画像が表示された表示部の一例を示す図である。

【図6】互いに直交する三断面についての超音波画像に領域が設定された状態の表示部の一例を示す図である。

40

【図7】三次元領域を説明するための図である。

【図8】三次元領域を説明するための図である。

【図9】三次元領域を説明するための図である。

【図10】領域の設定を説明するための図である。

【図11】互いに直交する三断面についての超音波画像とともに、三次元弾性画像が表示された表示部の一例を示す図である。

【図12】所定の弾性の範囲を説明するための図である。

【図13】ボリュームレンダリング処理の説明図である。

【図14】カラー弾性画像データの数と明度の関係を示す図である。

【図15】ボリュームレンダリング処理の説明図である。

50

【図 16】第二実施形態において、階調値の逆数の加算値と明度の関係を示す図である。

【図 17】第二実施形態の第一変形例において、階調値の加算値と明度の関係を示す図である。

【図 18】第二実施形態の第一変形例において、階調値の加算値と明度の関係の他例を示す図である。

【図 19】第二実施形態の第二変形例において、階調値の逆数を二乗した値の加算値と明度の関係を示す図である。

【図 20】第二実施形態の第二変形例の効果の説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

10

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。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について図 1 ~ 図 15 に基づいて説明する。図 1 に示す超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信部 3、B モードデータ処理部 4、物理量データ処理部 5、表示制御部 6、表示部 7、操作部 8、制御部 9 及び HDD (Hard Disk Drive) 10 を備える。

【0012】

前記超音波プローブ 2 は、生体組織に対して超音波を送信しそのエコーを受信する。この超音波プローブ 2 は、三次元領域についての超音波の送受信を行なってボリュームデータを取得可能な超音波プローブである。具体的には、前記超音波プローブ 2 は、機械的に三次元領域の走査を行なう所謂メカニカル 3D プローブや、電子的に三次元領域の走査を行なう 3D プローブなどで構成される。前記超音波プローブ 2 を生体組織の表面に当接させた状態で圧迫と弛緩を繰り返したり、この超音波プローブ 2 から生体組織へ音響放射圧を加えたりして、生体組織を変形させながら超音波の送受信を行なって取得されたエコーデータに基づいて、後述のように弾性画像が作成される。

20

【0013】

前記送受信部 3 は、前記制御部 9 からの制御信号に基づいて前記超音波プローブ 2 を所定の走査条件で駆動させて音線毎の超音波の走査を行なう。また、送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 で受信したエコーについて、整相加算処理等の信号処理を行なう。前記送受信部 3 で信号処理されたエコーデータは、前記 B モードデータ処理部 4 及び前記物理量データ処理部 5 に出力される。

30

【0014】

前記 B モードデータ処理部 4 は、前記送受信部 3 から出力されたエコーデータに対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等の B モード処理を行い、B モードデータを作成する。B モードデータは、前記 B モードデータ処理部 4 から前記表示制御部 6 へ出力される。

【0015】

前記物理量データ処理部 5 は、前記送受信部 3 から出力されたエコーデータに基づいて、生体組織における各部の弾性に関する物理量のデータ (物理量データ) を作成する (物理量算出機能)。前記物理量データ処理部 5 は、例えば特開 2008 - 126079 号公報に記載されているように、一の走査面における同一音線上の時間的に異なるエコーデータに相関ウィンドウを設定し、この相関ウィンドウ間で相関演算を行なって前記弾性に関する物理量を算出し前記物理量データを作成する。前記弾性に関する物理量としては、例えば歪みが挙げられる。前記物理量データ処理部 5 は、本発明における物理量算出部の実施の形態の一例であり、また前記物理量算出機能は本発明における物理量算出機能の実施の形態の一例である。

40

【0016】

前記表示制御部 6 には、前記 B モードデータ処理部 4 からの B モードデータ及び前記物理量データ処理部 5 からの物理量データが入力されるようになっている。前記表示制御部 6 は、図 2 に示すようにメモリ 61、B モード画像データ作成部 62、弾性画像データ作成部 63、断面画像表示制御部 64、領域設定部 65、三次元弾性画像表示制御部 66 を

50

有している。

【 0 0 1 7 】

前記メモリ 6 1 には、前記超音波プローブ 2 によって超音波の走査を行なった三次元領域内の各走査面についての B モードデータ及び物理量データが記憶される。従って、前記メモリ 6 1 に記憶される B モードデータ及び物理量データは、ボリュームデータである。前記 B モードデータ及び前記物理量データは、音線毎のデータとして前記メモリ 6 1 に記憶される。

【 0 0 1 8 】

前記メモリ 6 1 は、例えば RAM (R a n d o m A c c e s s M e m o r y) や ROM (R e a d O n l y M e m o r y) などの半導体メモリで構成されている。ちなみに、前記 B モードデータ及び前記物理量データは、前記 HDD 1 0 にも記憶されるようになっていてもよい。

【 0 0 1 9 】

ここで、超音波の送受信によって得られたエコーデータであって、後述の B モード画像データ及びカラー弾性画像データに変換される前のデータをローデータ (R a w D a t a) と云うものとする。前記メモリ 6 1 に記憶される B モードデータ及び物理量データは、ローデータである。

【 0 0 2 0 】

前記 B モード画像データ作成部 6 2 は、前記 B モードデータを、エコーの信号強度に応じた輝度情報を有する B モード画像データ B D に変換する。また、前記弾性画像データ作成部 6 3 は、前記物理量データを歪みに応じた色情報を有するカラー弾性画像データ E D に変換する。ちなみに、前記 B モード画像データ B D における輝度情報及び前記カラー弾性画像データ E D における色情報は所定の階調 (例えば 2 5 6 階調) からなる。前記カラー弾性画像データ E D は、本発明における階調化データの実施の形態の一例であり、本発明における物理量に関するデータの実施の形態の一例である。本発明における物理量に関するデータには、物理量データそのものの他、前記カラー弾性画像データ E D のように、物理量データに基づいて作成されたデータが含まれる。

【 0 0 2 1 】

前記断面画像表示制御部 6 4 は、弾性画像 E G と B モード画像 B G とが合成された超音波画像 G を前記表示部 7 に表示させる。具体的には、前記断面画像表示制御部 6 4 は、前記 B モード画像データ B D 及び前記カラー弾性画像データ E D を加算処理することによって合成し、前記表示部 7 に表示する二次元の超音波画像の画像データを作成する。この画像データは、白黒の B モード画像 B G とカラーの弾性画像 E G とが合成された二次元の超音波画像 G として前記表示部 7 に表示される。前記弾性画像 E G は、半透明で (背景の B モード画像が透けた状態で) 表示される。

【 0 0 2 2 】

前記超音波画像 G は、図 3 に示すように、互いに直交する断面 X Y 、断面 Y Z 、断面 Z X の三断面についての超音波画像 G 1 , G 2 , G 3 である (図 5 等参照)。すなわち、前記断面画像表示制御部 6 4 は、前記各断面 X Y , Y Z , Z X について、前記 B モード画像データ B D 及び前記カラー弾性画像データ E D を合成して画像データを作成し、超音波画像 G 1 ~ G 3 を表示させる。前記断面画像表示制御部 6 4 は、本発明における断面画像表示制御部の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 3 】

ただし、前記断面画像表示制御部 6 4 は、前記超音波画像 G (G 1 ~ G 3) として、前記カラー弾性画像データ E D に基づく弾性画像 E G (E G 1 ~ E G 3) のみを表示してもよい。

【 0 0 2 4 】

前記領域設定部 6 5 は、前記超音波画像 G 1 ~ G 3 に領域 R 1 , R 2 , R 3 (図 6 参照) を設定する。前記領域設定部 6 5 は、前記操作部 8 からの入力に基づいて前記領域 R 1 ~ R 3 を設定する。詳細は後述する。前記領域設定部 6 5 及び前記操作部 8 は、本発明に

10

20

30

40

50

おける領域設定部の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 5 】

前記三次元弾性画像表示制御部 6 6 は、三次元弾性画像 $E G_{3D}$ のデータ（三次元弾性画像データ）を作成する三次元弾性画像データ作成機能を実行する。また、三次元弾性画像表示制御部 6 6 は、前記三次元弾性画像データに基づいて、三次元弾性画像 $E G_{3D}$ を前記表示部 7 に表示させる。前記三次元画像表示制御部 6 6 は、前記超音波画像 $G 1 \sim G 3$ において設定された領域 $R 1, R 2, R 3$ に基づいて特定される設定三次元領域 R_{3D} について、前記三次元弾性画像データを作成し三次元弾性画像 $E G_{3D}$ を表示させる。詳細は後述する。前記三次元弾性画像表示制御部 6 6 は、本発明における三次元弾性画像データ作成部の実施の形態の一例であり、また前記三次元弾性画像データ作成機能は、本発明における三次元弾性画像データ作成機能の実施の形態の一例である。

10

【 0 0 2 6 】

前記表示部 7 は、例えば $L C D (L i q u i d C r y s t a l D i s p l a y)$ や $C R T (C a t h o d e R a y T u b e)$ などで構成される。前記操作部 8 は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス（図示省略）などを含んで構成されている。

【 0 0 2 7 】

前記制御部 9 は、 $C P U (C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t)$ を有して構成され、前記 $H D D 1 0$ に記憶された制御プログラムを読み出し、前記物理量算出機能、三次元弾性画像データ作成機能などをはじめとする前記超音波診断装置 1 の各部における機能を実行させる。

20

【 0 0 2 8 】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について図 4 のフローチャートに基づいて説明する。まず、ステップ $S 1$ では、超音波の送受信を行なってボリュームデータを取得する。具体的に説明すると、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へ超音波を送信させ、そのエコー信号を取得する。この時、生体組織を変形させながら三次元領域について超音波の送受信を行なう。

【 0 0 2 9 】

エコー信号が取得されると、前記 B モードデータ処理部 4 が前記 B モードデータを作成し、また前記物理量データ処理部 5 が前記物理量データを作成する。さらに、前記 B モード画像データ作成部 6 2 が前記 B モードデータに基づいて B モード画像データ $B D$ を作成し、前記弾性画像データ作成部 6 3 が前記物理量データに基づいてカラー弾性画像データ $E D$ を作成する。そして、超音波の走査を行なった三次元領域についての前記 B モード画像データ $B D$ 及び前記カラー弾性画像データ $E D$ が、前記メモリ 6 1 又は前記 $H D D 1 0$ に記憶される。

30

【 0 0 3 0 】

次に、ステップ $S 2$ では、前記メモリ 6 1 又は前記 $H D D 1 0$ に記憶された前記 B モード画像データ $B D$ 及び前記カラー弾性画像データ $E D$ に基づいて、前記断面画像表示制御部 6 4 が、互いに直交する断面 $X Y$ 、断面 $Y Z$ 、断面 $Z X$ （図 3 参照）についての超音波画像 $G 1 \sim G 3$ を、図 5 に示すように前記表示部 7 に表示させる。前記超音波画像 $G 1$ は、前記断面 $X Y$ についての画像で、B モード画像 $B G 1$ と弾性画像 $E G 1$ とが合成された画像であり、また前記超音波画像 $G 2$ は、前記断面 $Y Z$ についての画像で、B モード画像 $B G 2$ と弾性画像 $E G 2$ とが合成された画像である。さらに、前記超音波画像 $G 3$ は、断面 $Z X$ についての画像で、B モード画像 $B G 3$ と弾性画像 $E G 3$ とが合成された画像である。

40

【 0 0 3 1 】

前記弾性画像 $E G 1 \sim E G 3$ は、前記カラー弾性画像データ $E D$ の階調値に応じた色相を有する画像である。図 5 において、前記弾性画像 $E G 1 \sim E G 3$ の色相はドット (dot) の濃さで示されている。この弾性画像 $E G 1 \sim E G 3$ において、観察対象である腫瘍 C は、周囲よりもドット (dot) の密度が高い部分 $d h$ とこの部分 $d h$ よりもドットの

50

密度が低い部分 d 1 とからなる。前記部分 d h は周囲の正常組織よりも硬い部分であり、前記部分 d 1 は前記部分 d h よりも軟らかい部分である。

【 0 0 3 2 】

次に、ステップ S 3 では、図 6 に示すように前記各超音波画像 G 1 ~ G 3 (前記弾性画像 E G 1 ~ E G 3) において領域 R 1 ~ 領域 R 3 を設定する。具体的には、操作者は前記各超音波画像 G 1 ~ G 3 を見ながら、これら各超音波画像 G 1 ~ G 3 における所望の位置に前記領域 R 1 ~ R 3 が設定されるように、前記操作部 8 において指示入力を行なう。そして、操作部 8 における指示入力があると、前記領域設定部 6 5 が前記領域 R 1 ~ R 3 を設定する。

【 0 0 3 3 】

前記領域 R 1 ~ R 3 は、前記各超音波画像 G 1 ~ G 3 において、観察対象である腫瘍 C の周囲に設定される。そして、前記領域 R 1 ~ R 3 が設定されることにより、三次元弾性画像 E G _{3D} の作成対象となる三次元領域 R _{3D} (図示せず) が特定される。

【 0 0 3 4 】

ここで、前記領域 R 1 ~ R 3 の設定による前記三次元領域 R _{3D} の特定について説明する。断面 X Y についての領域 R 1 が設定されると、図 7 に示すように、前記領域 R 1 を断面とし z 軸方向を奥行とする四角柱の領域 R P 1 が想定され、また断面 Y Z についての領域 R 2 が設定されると、図 8 に示すように前記領域 R 2 を断面とし x 軸方向を奥行とする四角柱の領域 R P 2 が想定される。さらに、断面 Z X についての領域 R 3 が設定されると、図 9 に示すように前記領域 R 3 を断面とし y 軸方向を奥行とする四角柱の領域 R P 3 が想定される。そして、前記四角柱の領域 R P 1 , R P 2 , R P 3 が重なり合う領域が前記三次元領域 R _{3D} となる。

【 0 0 3 5 】

ちなみに、例えば生体組織に対して送信された超音波が十分に届かなかった場合や、超音波送受信時における生体組織に対する圧迫とその弛緩の条件が不適切なものであった場合、弾性画像 E G においてノイズ (noise) が生じる場合がある。弾性画像 E G においてこのようなノイズが存在している場合、前記領域 R 1 ~ R 3 は、ノイズを避けるように設定することが好ましい (ただし、図 6 においてノイズは図示省略) 。具体的に説明する。図 1 0 には超音波画像 G 1 が示されており、この超音波画像 G 1 の弾性画像 E G 1 において、符号 n は、正常組織ではあるが腫瘍 C と同じ弾性として表示されているノイズの部分を示す。領域 R 1 は、ノイズ n を避けるようにして腫瘍 C の周囲に設定する。このようにして前記各領域 R 1 ~ R 3 を設定することにより、腫瘍 C を観察しやすい三次元弾性画像 E G _{3D} を表示することができる。

【 0 0 3 6 】

次に、ステップ S 4 では、前記三次元弾性画像表示制御部 6 6 が三次元弾性画像データを作成し、図 1 1 に示すように三次元弾性画像 E G _{3D} を表示する。この三次元弾性画像 E G _{3D} は、前記超音波画像 G 1 ~ G 3 とともに、前記表示部 7 に表示される。ちなみに、前記超音波画像 G 1 ~ G 3 において前記領域 R 1 ~ R 3 は表示されていても表示されていなくてもよい。図 1 1 では前記領域 R 1 ~ R 3 は表示されていない。

【 0 0 3 7 】

三次元弾性画像データの作成について詳細に説明する。前記三次元弾性画像表示制御部 6 6 は、前記領域 R 1 ~ R 3 に基づいて特定される前記三次元領域 R _{3D} におけるカラー弾性画像データ (ボリュームデータ : volume data) E D のうち、予め設定された所定の弾性の範囲のカラー弾性画像データ E D を用いて三次元弾性画像データを作成する。

【 0 0 3 8 】

ここで、所定の弾性の範囲について詳細に説明する。本例では、カラー弾性画像データ E D は、0 ~ 2 5 5 までの 2 5 6 階調のデータである。従って、前記弾性画像データ作成部 6 3 により、前記物理量データは 2 5 6 階調に階調化されてカラー弾性画像データ E D になる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 9 】

前記所定の弾性の範囲は、前記 2 5 6 階調の階調値において設定される。具体的に図 1 2 に基づいて説明する。この図 1 2 に示す数直線 1 は、階調値 0 ~ 2 5 5 の 2 5 6 階調を表す数直線であるものとする。この数直線 1 において、階調値が小さいほど（階調値 0 側）、歪みが小さく生体組織が硬い（生体組織の弾性が大きい）ものとし、階調値が大きくなるほど（階調値 2 5 5 側）、歪みが大きく生体組織が軟らかい（生体組織の弾性が小さい）ものとする。

【 0 0 4 0 】

前記所定の弾性の範囲は、2 5 6 階調において、階調値 0 ~ 階調値 N 1 の範囲 S 1 に設定される。このように、前記範囲 S 1 は硬い側に設定され、階調値 N 1 は、前記範囲 S 1 が腫瘍 C における前記部分 d h の弾性を含む階調値になっている。一方、前記部分 d l は前記範囲 S 1 には含まれない。

10

【 0 0 4 1 】

前記所定の弾性の範囲は、操作者が前記操作部 8 において設定するようになっていてもよいし、デフォルトとして設定されていてもよい。また、前記階調値 N 1 を前記操作部 8 において任意に入力できるようになっていてもよい。

【 0 0 4 2 】

前記三次元弾性画像表示制御部 6 6 は、図 1 3 に示すように、前記三次元領域 R_{3D} におけるカラー弾性画像データ E D からなるボリュームデータ V D に対してボリュームレンダリング処理を行なって三次元弾性画像データを作成する。前記三次元弾性画像表示制御部 6 6 は、前記ボリュームデータ V D のうち前記範囲 S 1 のカラー弾性画像データ E D からなるボリュームデータ V D を対象にしてボリュームレンダリング処理を行なって三次元弾性画像データを作成する。具体的には、前記三次元弾性画像表示制御部 6 6 は、前記三次元領域 R_{3D} における前記範囲 S 1 のカラー弾性画像データ E D を、投影面 P に対して所定の視線方向 e d に投影して前記投影面 P 上の各画素のデータ（画素値）を得る。この投影面 P 上の画素データが三次元弾性画像データである。

20

【 0 0 4 3 】

前記三次元弾性画像表示制御部 6 6 は、前記投影面 P における各画素のデータとして、前記視線方向 e d における前記範囲 S 1 のカラー弾性画像データ E D の数に応じた画素値のデータを得る。

30

【 0 0 4 4 】

ここで、前記三次元弾性画像 E G_{3D} は、単一の色相で、前記投影面 P における画素データの画素値に応じて異なる明度（輝度）を有する画像である。あるいは、三次元弾性画像 E G_{3D} は、無彩色（白黒）で、前記画素値に応じて異なる明度を有する画像であってもよい。

【 0 0 4 5 】

前記投影面 P における各画素のデータは、前記三次元弾性画像 E G_{3D} の明度の情報を有する。この明度の情報は、前記範囲 S 1 のカラー弾性画像データ E D の数に応じたものである。具体的には、前記三次元弾性画像表示制御部 6 6 は、図 1 4 に示すように、前記範囲 S 1 のカラー弾性画像データ E D の数が多いほど、前記三次元弾性画像 E G_{3D} の明度が大きくなり、前記範囲 S 1 のカラー弾性画像データ E D の数が少ないほど、前記三次元弾性画像 E G_{3D} の明度が小さくなるように、前記投影面 P 上の各画素のデータを得る。図 1 5 に基づいて詳細に説明する。この図 1 5 では、前記三次元弾性画像表示制御部 6 6 は、前記範囲 S 1 のカラー弾性画像データ E D 1 1 , E D 1 2 , E D 1 3 , E D 1 4 , E D 1 5 を前記投影面 P に投影して画素データ P D 1 を得る。また、前記三次元弾性画像表示制御部 6 6 は、前記範囲 S 1 のカラー弾性画像データ E D 2 1 , E D 2 2 , E D 2 5 を前記投影面 P に投影して画素データ P D 2 を得る。さらに、前記三次元弾性画像表示制御部 6 6 は、前記範囲 S 1 のカラー弾性画像データ E D 3 1 , E D 3 5 を前記投影面 P に投影して画素データ P D 3 を得る。

40

【 0 0 4 6 】

50

ちなみに、図 15 において破線で示されたカラー弾性画像データ E D 2 3 , E D 2 4 , E D 3 2 , E D 3 3 , E D 3 4 は、前記範囲 S 1 外のデータである。

【 0 0 4 7 】

前記画素データ P D 1 , P D 2 , P D 3 のうち、最も多いデータに基づいて得られた前記画素データ P D 1 の画素値が示す明度が最も大きく、最も少ないデータに基づいて得られた前記画素データ P D 3 の画素値が示す明度が最も小さい。

【 0 0 4 8 】

なお、図 15 においては、前記三次元領域 R 3 D のボリュームデータの一部のみが図示されているものとする。カラー弾性画像データ E D の数は説明の便宜上のものであり、これよりも多いデータ数に基づいて各画素の画素値を得る場合もあるものとする。

【 0 0 4 9 】

以上のようにして作成された三次元弾性画像データに基づいて前記表示部 7 に表示された三次元弾性画像 E G_{3D} においては、前記視線方向 e d における前記範囲 S 1 のカラー弾性画像データ E D の数が多いほど、明度が大きくなる。ここで、前記視線方向 e d における前記範囲 S 1 のカラー弾性画像データ E D の数が多いほど、前記視線方向 e d において生体組織の弾性が大きい部分が多いことを意味する。従って、三次元弾性画像 E G_{3D} において、生体組織が硬い部分が集まっている部分の明度が大きくなる。具体的には、前記部分 d h の明度は大きく、前記部分 d l の明度は小さい。従って、本例の超音波診断装置 1 によれば、腫瘍 C などの観察対象について、内部の弾性の差異を反映した三次元弾性画像 E G_{3D} を表示させることができる。

【 0 0 5 0 】

また、三次元弾性画像 E G_{3D} において、生体組織が硬い部分が集まっている部分の明度を大きくすることにより、硬い部分がどこに分布しているかを容易に把握することができる。これにより、前記三次元弾性画像 E G_{3D} を参照すれば、例えば腫瘍においてより硬い部分に穿刺針を刺入する時に、刺入位置をより容易に把握することができる。

【 0 0 5 1 】

ちなみに、前記表示部 7 に表示された前記三次元弾性画像 E G_{3D} を回転させることができるようになっていてもよい。これにより、硬い部分がどこに分布しているかを一層容易に把握することができる。

【 0 0 5 2 】

なお、図 14 に示すグラフは一例であり、これに限られるものではない。例えば、特に図示しないが、カラー弾性画像データ E D の数と明度とが、非線形の関係になっていてもよい。

【 0 0 5 3 】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。なお、以下の説明では、第一実施形態と異なる事項について説明する。

【 0 0 5 4 】

本例では、前記三次元弾性画像表示制御部 66 は、ボリュームレンダリング処理において、前記範囲 S 1 のカラー弾性画像データ E D を前記視線方向 e d に累積演算して前記投影面 P 上の各画素のデータを得る。この各画素のデータは、累積演算値に応じた明度の情報を有するデータである。より詳細には、前記三次元弾性画像表示制御部 66 は、カラー弾性画像データ E D の階調値の逆数を前記視線方向 e d に加算して各画素のデータを得る。

【 0 0 5 5 】

具体的に説明する。図 15 におけるカラー弾性画像データ E D 1 1 の階調値を「 g 1 1 」、カラー弾性画像データ E D 1 2 の階調値を「 g 1 2 」、カラー弾性画像データ E D 1 3 の階調値を「 g 1 3 」、カラー弾性画像データ E D 1 4 の階調値を「 g 1 4 」、カラー弾性画像データ E D 1 5 の階調値を「 g 1 5 」とする。また、同様に前記カラー弾性画像データ E D 2 1 , E D 2 2 , E D 2 5 の階調値をそれぞれ「 g 2 1 」、「 g 2 2 」、「 g

25」、前記カラー弾性画像データED31、ED35の階調値をそれぞれ「g31」、「g35」とする。

【0056】

前記三次元弾性画像表示制御部66は、前記カラー弾性画像データED11～ED15の階調値の逆数の加算値Add1、前記カラー弾性画像データED21、ED22、ED25の階調値の逆数の加算値Add2、前記カラー弾性画像データED31、ED35の階調値の逆数の加算値Add3を算出する。すなわち、前記三次元弾性画像表示制御部66は、下記(式1)～(式3)により前記加算値Add1～Add3を算出する。

$$\text{Add1} = (1/g11) + (1/g12) + (1/g13) + (1/g14) + (1/g15) \cdots (\text{式1})$$

10

$$\text{Add2} = (1/g21) + (1/g22) + (1/g25) \cdots (\text{式2})$$

$$\text{Add3} = (1/g31) + (1/g35) \cdots (\text{式3})$$

【0057】

前記三次元弾性画像表示制御部66は、図16に示すグラフに従って、前記加算値Add1～Add3に基づいて前記画素データPD1、PD2、PD3を得る。すなわち、前記三次元弾性画像表示制御部66は、図16に示すように、階調値の逆数の加算値が大きいほど前記三次元弾性画像EG_{3D}の明度が大きく、加算値が小さいほど前記三次元弾性画像EG_{3D}の明度が小さくなるように、前記投影面P上の各画素のデータを得る。

【0058】

ここで、階調値が小さいほど生体組織の弾性(弾性率)は大きく(生体組織は硬い)、階調値が大きいほど生体組織の弾性が小さい(生体組織は軟らかい)。従って、前記視線方向edにおける各カラー弾性画像データEDの階調値が小さいほど、階調値の逆数の加算値(累積演算値)は大きくなり、前記視線方向edにおける前記範囲S1内のカラー弾性画像データEDの数が多いほど、階調値の逆数の加算値は大きくなる。また、前記視線方向edにおける各カラー弾性画像データEDの階調値が大きいほど、階調値の逆数の加算値は小さくなり、前記視線方向edにおける前記範囲S1内のカラー弾性画像データEDの数が少ないほど、階調値の逆数の加算値は小さくなる。以上より、階調値の逆数の加算値が大きいほど、その加算値が得られた視線方向における生体組織の弾性が大きいことを示し、階調値の逆数の加算値が小さいほど、その加算値が得られた視線方向における生体組織の弾性が小さいことを示す。上述のように、階調値の逆数の加算値が大きいほど三次元弾性画像EG_{3D}の明度が大きく、階調値の逆数の加算値が小さいほど三次元弾性画像EG_{3D}の明度が小さいので、生体組織の弾性が大きいほど、前記三次元弾性画像EG_{3D}の明度が大きくなるように前記各画素のデータが得られ、生体組織の弾性が小さいほど、前記三次元弾性画像EG_{3D}の明度が小さくなるように前記各画素のデータが得られることになる。

20

30

【0059】

本例の超音波診断装置1によれば、前記視線方向edにおける前記範囲S1内のカラー弾性画像データEDの数は、前記部分d1よりも前記部分dhの方が多いので、前記範囲S1内のカラー弾性画像データEDの階調値の逆数の加算値は、前記部分d1よりも前記部分dhの方が大きくなる。従って、第一実施形態と同様に、前記部分d1よりも前記部分dhの方が明度の大きい三次元弾性画像EG_{3D}が表示され、腫瘤Cについて内部の弾性の差異を反映した三次元弾性画像EG_{3D}を表示させることができる。

40

【0060】

また、第一実施形態と同様に、三次元弾性画像EG_{3D}において、生体組織が硬い部分が集まっている部分の明度が大きいので、生体組織が硬い部分がどこに分布しているかを容易に把握することができる。

【0061】

なお、本例においても図16に示すグラフは一例であり、これに限られるものではない。

【0062】

50

次に、第二実施形態の変形例について説明する。まず、第一変形例について説明する。前記三次元弾性画像表示制御部 66 は、前記視線方向 e d における前記範囲 S 1 のカラー弾性画像データ E D の累積演算値（本例では加算値）が示す生体組織の弾性が大きいほど、前記三次元弾性画像 E G_{3D} の明度が大きくなるように、前記投影面 P 上の各画素のデータを得ればよい。例えば、前記三次元弾性画像表示制御部 66 は、カラー弾性画像データ E D の階調値の逆数ではなく、階調値をそのまま前記視線方向 e d に加算してもよい。この場合、前記三次元弾性画像表示制御部 66 は、図 17 に示すグラフに従って、階調値の加算値に基づいて前記投影面 P 上の各画素のデータを得る。すなわち、前記三次元弾性画像表示制御部 66 は、図 17 に示すように、加算値が小さいほど前記三次元弾性画像 E G_{3D} の明度が大きく、加算値が大きいほど前記三次元弾性画像 E G_{3D} の明度が小さくなるように、前記投影面 P 上の各画素のデータを得る。

10

【0063】

なお、図 17 に示すグラフも一例であり、これに限られるものではない。前記三次元弾性画像表示制御部 66 は、例えば図 18 に示すグラフに従って、階調値の加算値に基づいて前記投影面 P 上の各画素のデータを得てもよい。

【0064】

次に、第二変形例について説明する。前記三次元弾性画像表示制御部 66 は、生体組織の弾性がより大きいことを示すカラー弾性画像データ、すなわち階調値がより小さいカラー弾性画像データが強調された累積演算値が得られる累積演算を行なってもよい。例えば、前記三次元弾性画像表示制御部 66 は、前記カラー弾性画像データ E D の階調値の逆数を二乗した値を加算してもよい。具体的に説明すると、前記三次元弾性画像表示制御部 66 は、前記カラー弾性画像データ E D 1 1 ~ E D 1 5 の階調値の逆数を二乗した値の加算値 A d d 1'、前記カラー弾性画像データ E D 2 1, E D 2 2, E D 2 5 の階調値の逆数を二乗した値の加算値 A d d 2'、前記カラー弾性画像データ E D 3 1, E D 3 5 の階調値の逆数を二乗した値の加算値 A d d 3' を算出する。すなわち、前記三次元弾性画像表示制御部 66 は、下記（式 1）~（式 3）により前記加算値 A d d 1' ~ A d d 3' を算出する。

20

$$A d d 1' = (1 / g 1 1)^2 + (1 / g 1 2)^2 + (1 / g 1 3)^2 + (1 / g 1 4)^2 + (1 / g 1 5)^2 \cdots \text{(式 1)}$$

$$A d d 2' = (1 / g 2 1)^2 + (1 / g 2 2)^2 + (1 / g 2 5)^2 \cdots \text{(式 2)}$$

30

$$A d d 3' = (1 / g 3 1)^2 + (1 / g 3 5)^2 \cdots \text{(式 3)}$$

【0065】

この第二変形例では、前記三次元弾性画像表示制御部 66 は、得られた加算値に基づいて、図 19 に示すグラフに従って前記投影面 P 上の各画素のデータを得る。

【0066】

この第二変形例によれば、生体組織の弾性がより大きいことを示すカラー弾性画像データ E D が強調された加算値が得られる。具体的に図 20 に基づいて説明する。この図 20 では、前記三次元弾性画像表示制御部 66 は、カラー弾性画像データ E D 5 1, E D 5 2, E D 5 3, E D 5 4, E D 5 5 を前記投影面 P に投影して画素データ P D 5 を得る。また、前記三次元弾性画像表示制御部 66 は、カラー弾性画像データ E D 6 1, E D 6 2, E D 6 3, E D 6 4, E D 6 5 を前記投影面 P に投影して画素データ P D 6 を得る。

40

【0067】

前記カラー弾性画像データ E D 5 1 ~ E D 5 5 の階調値をそれぞれ「g 5 1」、「g 5 2」、「g 5 3」、「g 5 4」、「g 5 5」、前記カラー弾性画像データ E D 6 1 ~ E D 6 5 の階調値をそれぞれ「g 6 1」、「g 6 2」、「g 6 3」、「g 6 4」、「g 6 5」とする。

【0068】

例えば、g 5 1 = 3、g 5 2 = 4、g 5 3 = 1、g 5 4 = 4、g 5 5 = 3 とし、g 6 1 = 3、g 6 2 = 3、g 6 3 = 3、g 6 4 = 3、g 6 5 = 3 とする。従って、前記カラー弾性画像データ E D 5 3 の階調値 g 5 3 は他の階調値と比較してかなり小さくなっている。

50

【0069】

仮に、前記階調値 $g_{51} \sim g_{55}$ 、 $g_{61} \sim g_{65}$ を単純に加算した場合、 $g_{51} + g_{52} + g_{53} + g_{54} + g_{55} = 15$ となり、 $g_{61} + g_{62} + g_{63} + g_{64} + g_{65} = 15$ となるので、階調値の加算値が等しくなる。従って、階調値を単純に加算して画素データ $PD5$ 、 $PD6$ を得ると、画素データ $PD5$ 、 $PD6$ は等しい画素値になる。

【0070】

しかし、前記カラー弾性画像データ $ED51$ 、 $ED52$ 、 $ED53$ 、 $ED54$ 、 $ED55$ の階調値の逆数を二乗した値の加算値 $Add5'$ 、前記カラー弾性画像データ $ED61$ 、 $ED62$ 、 $ED63$ 、 $ED64$ 、 $ED65$ の階調値の逆数を二乗した値の加算値 $Add6'$ は以下の通りとなる。

$$Add5' = (1/3)^2 + (1/4)^2 + 1^2 + (1/4)^2 + (1/3)^2 \\ = 97/72$$

$$Add6' = (1/3)^2 + (1/3)^2 + (1/3)^2 \\ + (1/3)^2 + (1/3)^2 \\ = 5/9$$

【0071】

従って、前記加算値 $Add5'$ は前記加算値 $Add6'$ よりも十分に大きくなる ($Add5' > Add6'$)。従って、生体組織の弾性がより大きいことを示す前記カラー弾性画像データ $ED53$ が強調された加算値を得ることができる。

【0072】

前記三次元弾性画像表示制御部 66 は、図 19 に従って画素データを得るので、前記加算値 $Add5'$ に基づいて得られる画素データ $PD5$ は、前記加算値 $Add6'$ に基づいて得られる画素データ $PD6$ よりも明度が大きい。以上より、生体組織の弾性がより大きいことを示す前記カラー弾性画像データ $ED53$ を、三次元弾性画像の明度に反映させることができる。

【0073】

ちなみに、この第二実施形態の第二変形例において、生体組織の弾性がより大きいことを示すカラー弾性画像データ ED が強調された累積演算値が得られる累積演算であれば、上述の演算に限られるものではない。

【0074】

以上、本発明を上記各実施形態によって説明したが、本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、上記各実施形態において、前記所定の弾性の範囲は前記 256 階調の階調値において設定されているが、これに限られるものではなく、前記歪みの値などの物理量において設定されてもよい。この場合、前記所定の弾性の範囲として設定された所定の範囲の物理量についての前記物理量データを対象にしてボリュームレンダリング処理を行ない、三次元弾性画像 EG_{3D} を作成して表示する。ただし、この場合には、電子的に三次元領域の走査を行なって生体組織の変形状態がなるべく同じ状態下においてエコーデータを取得することが望ましい。

【0075】

また、前記物理量データ作成部 5 は、生体組織の弾性に関する物理量として、歪みの代わりに生体組織の変形による変位や弾性率などを算出してもよい。また、生体組織に対して音響放射圧を加えることによって生体組織にせん断波 (shear wave) を発生させ、このせん断波の速度に基づいて、生体組織の弾性に関する物理量として、生体組織の硬さ (Pa : パスカル) を算出してもよい。ちなみに、せん断波の速度は、超音波のエコー信号に基づいて算出することができる。さらに、他の公知の手法によって生体組織の弾性に関する物理量を算出してもよい。

【0076】

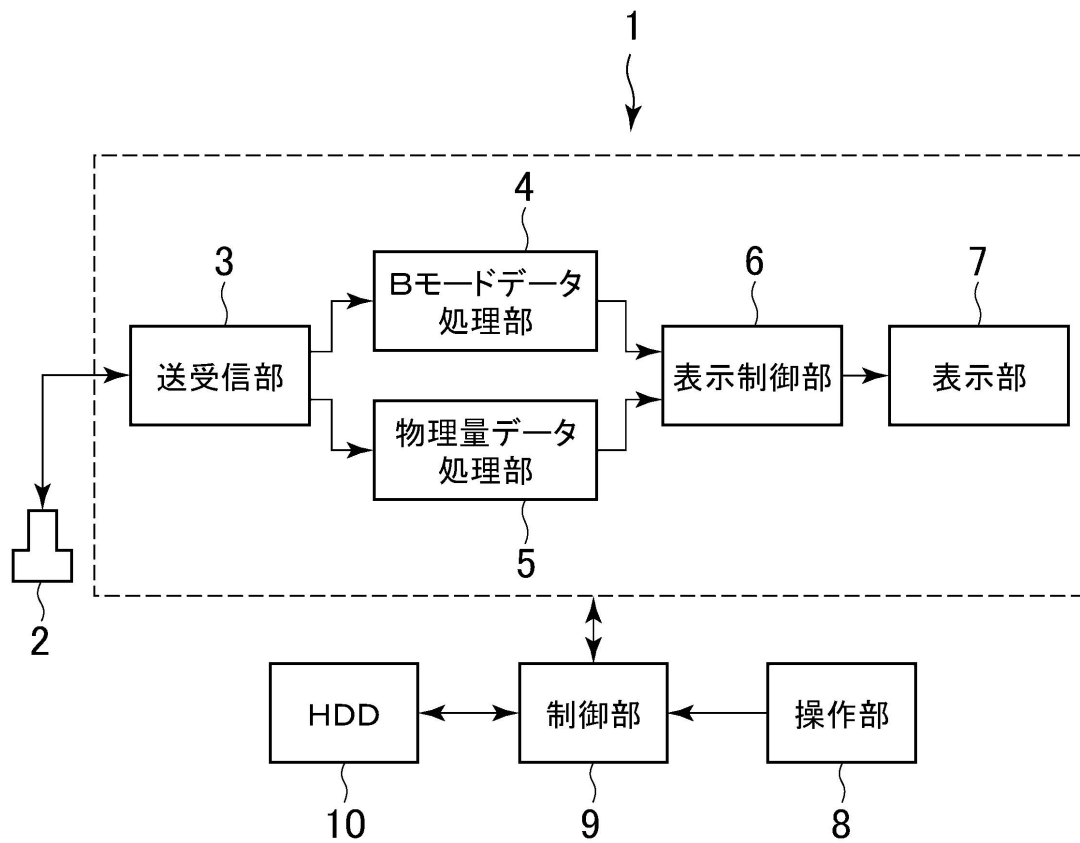
さらに、上記実施形態においては、前記三次元弾性画像データ EG_{3D} は、前記投影面 P 上の画素値に応じた明度を有する画像になっているが、これに限られるものではなく、画素値に応じた色相や不透明度などを有する画像であってもよい。

【符号の説明】

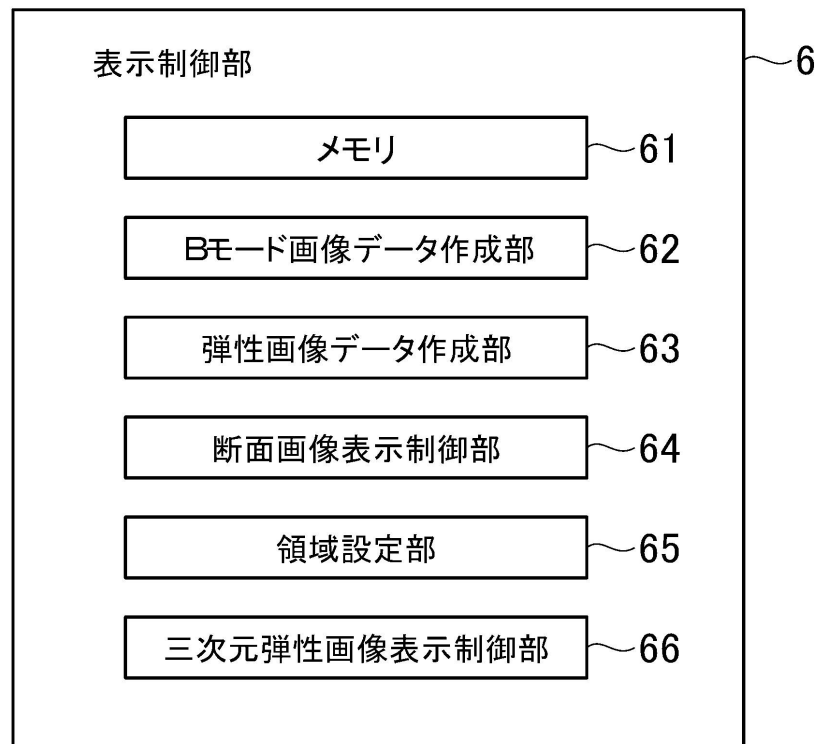
【0077】

- 1 超音波診断装置
- 5 物理量データ処理部（物理量算出部）
- 64 断面画像表示制御部
- 65 領域設定部
- 66 三次元弾性画像表示制御部（三次元弾性画像データ作成部）
- G1, G2, G3 超音波画像
- BG1, BG2, BG3 Bモード画像
- EG1, EG2, EG3 弾性画像
- EG_{3D} 三次元弾性画像
- R1, R2, R3 領域

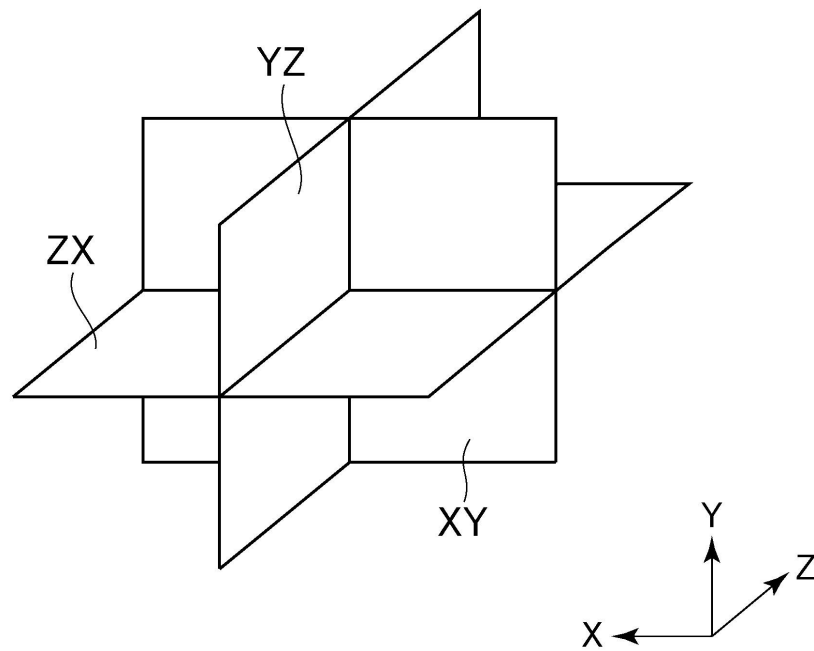
【図 1】



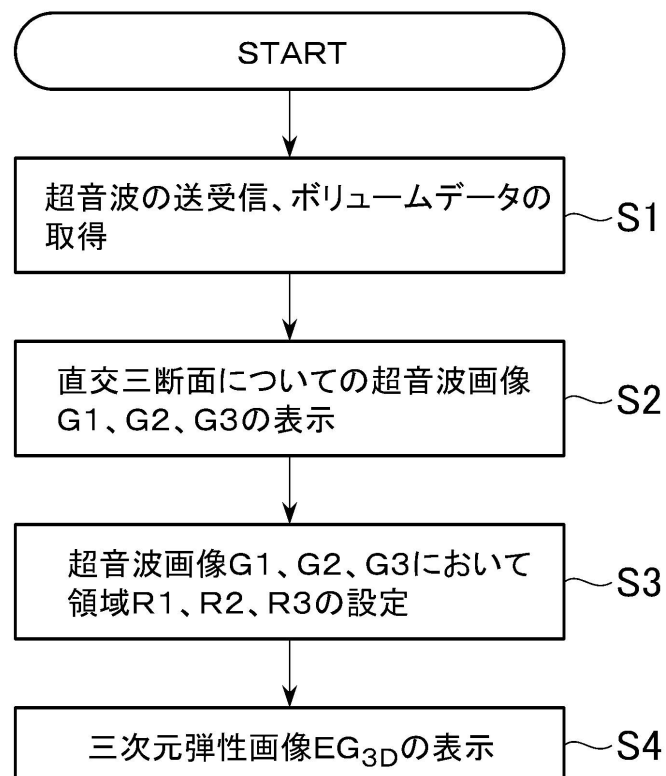
【図 2】



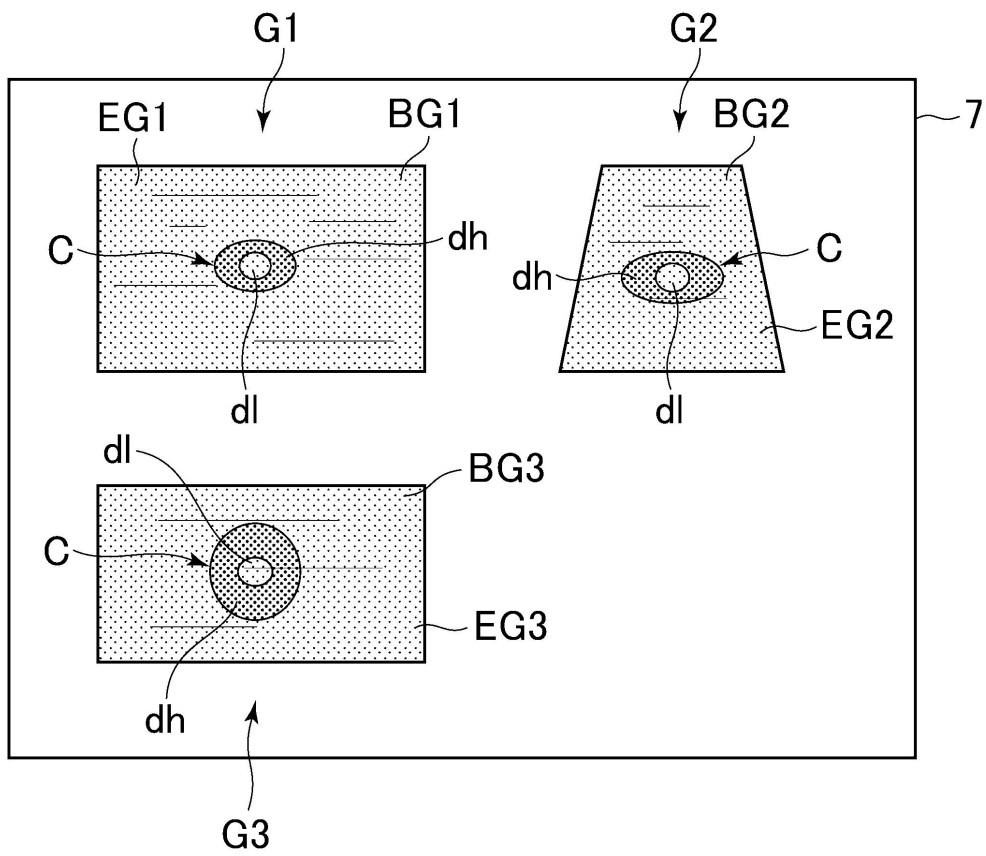
【図3】



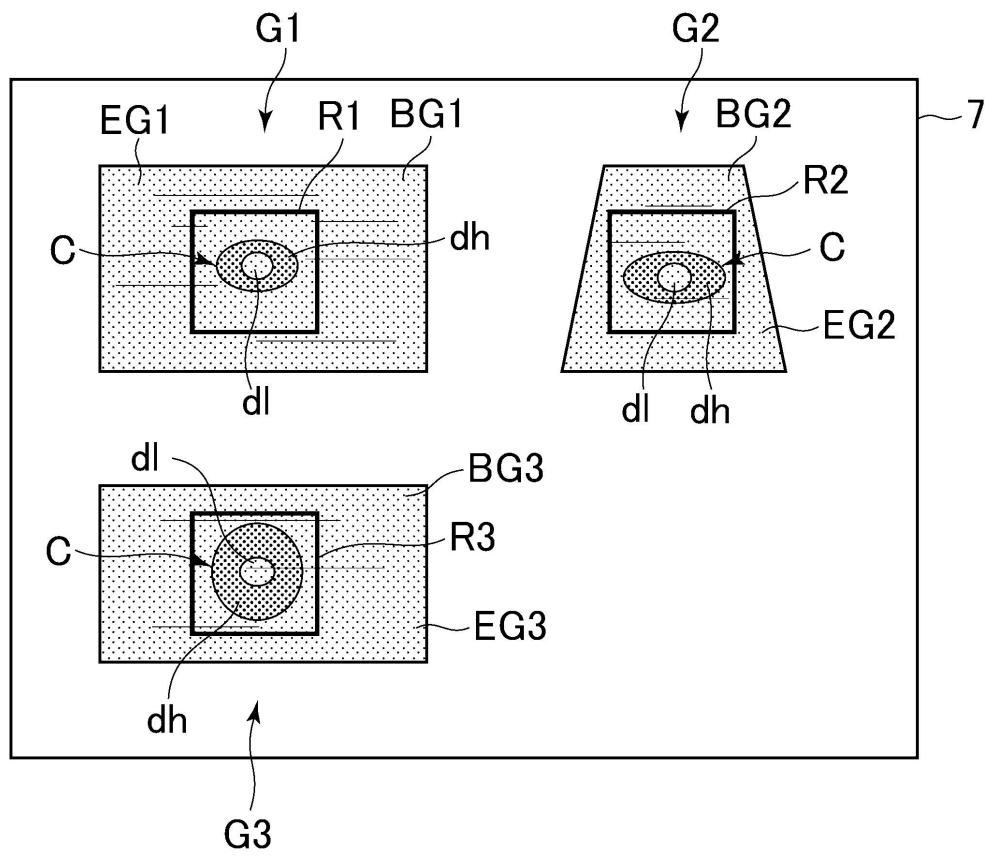
【図4】



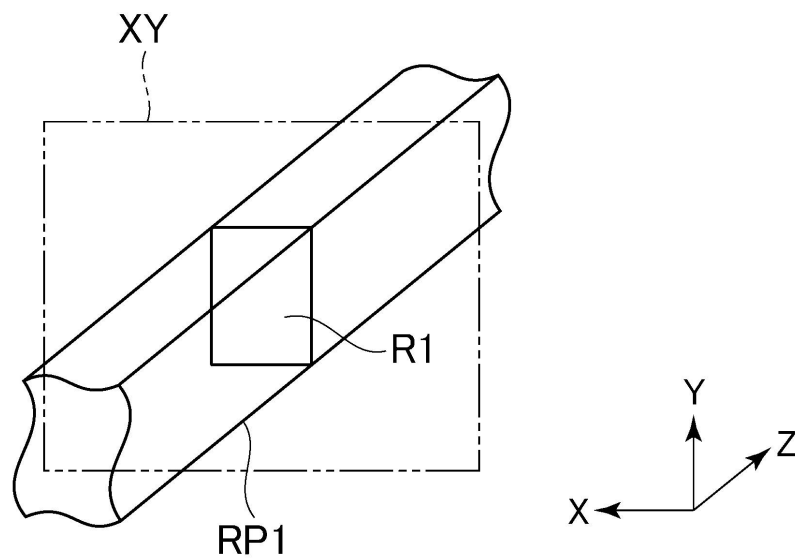
【図 5】



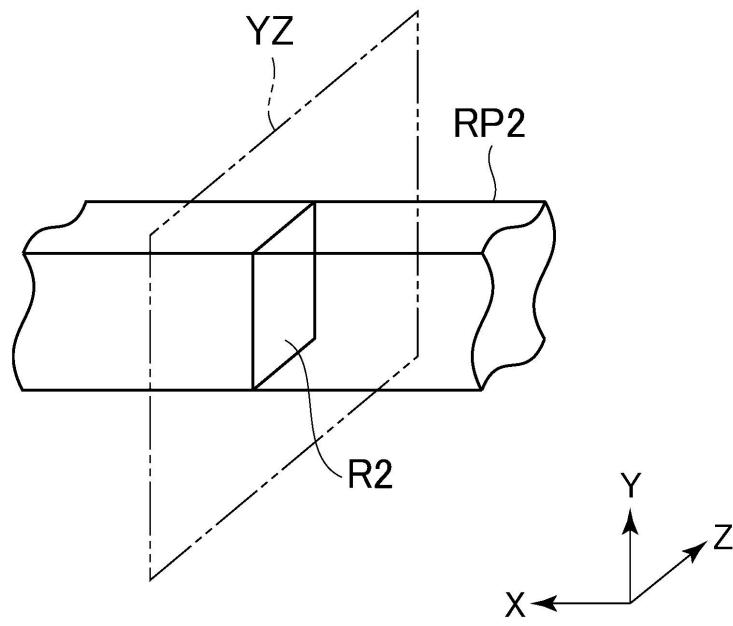
【図 6】



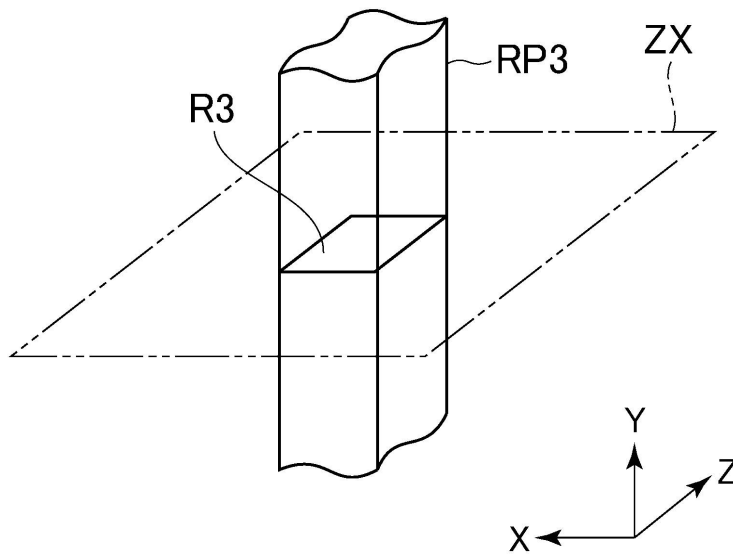
【図 7】



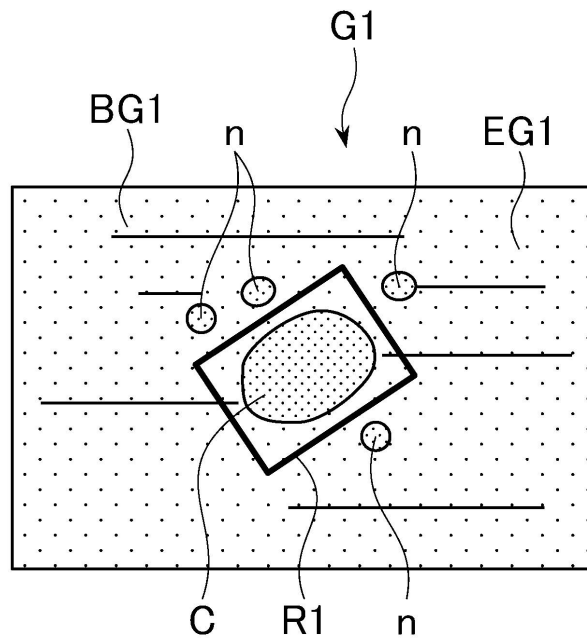
【図 8】



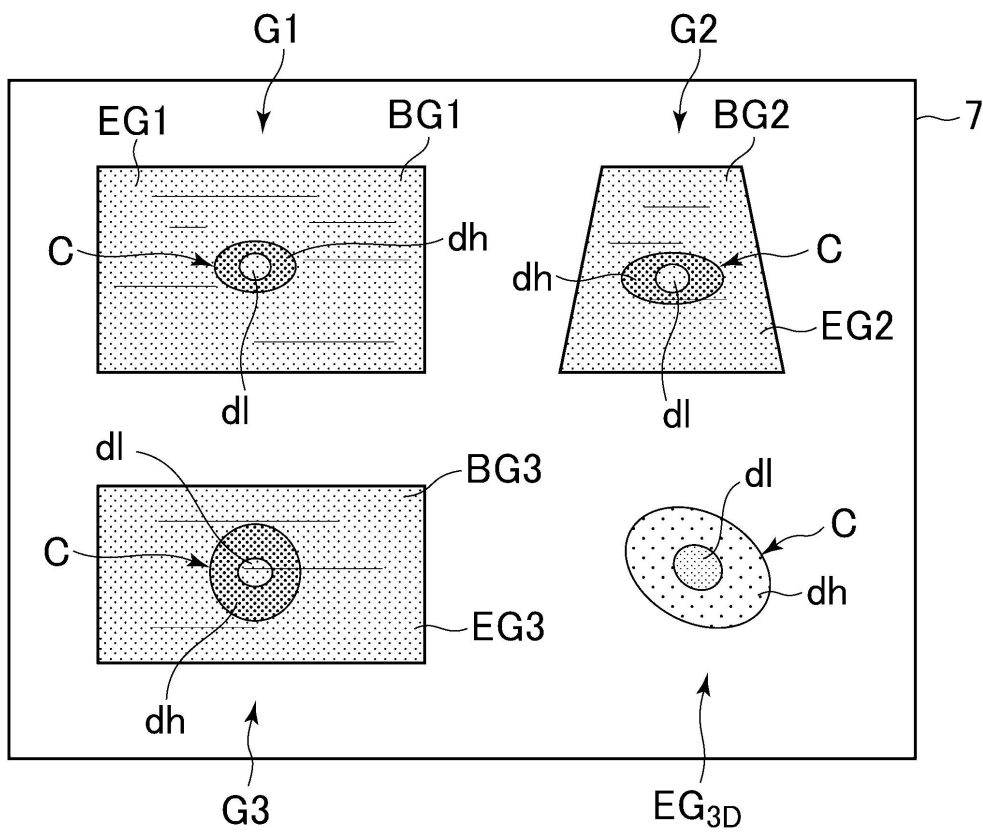
【図 9】



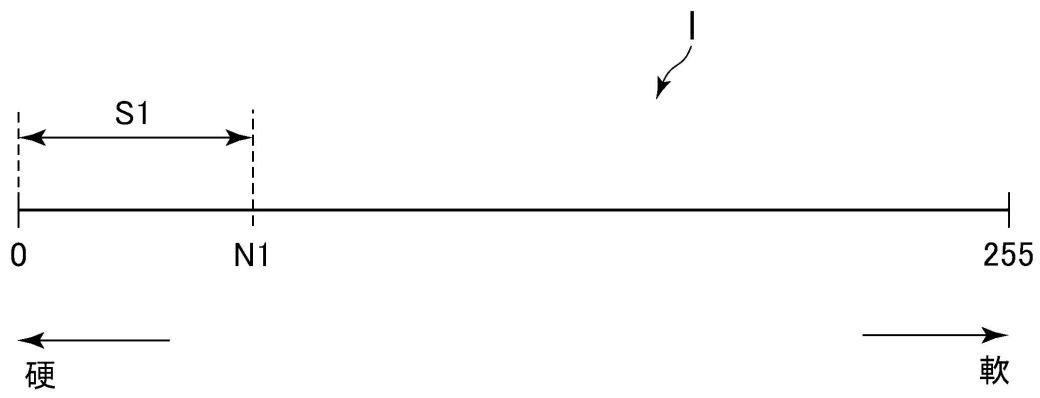
【図10】



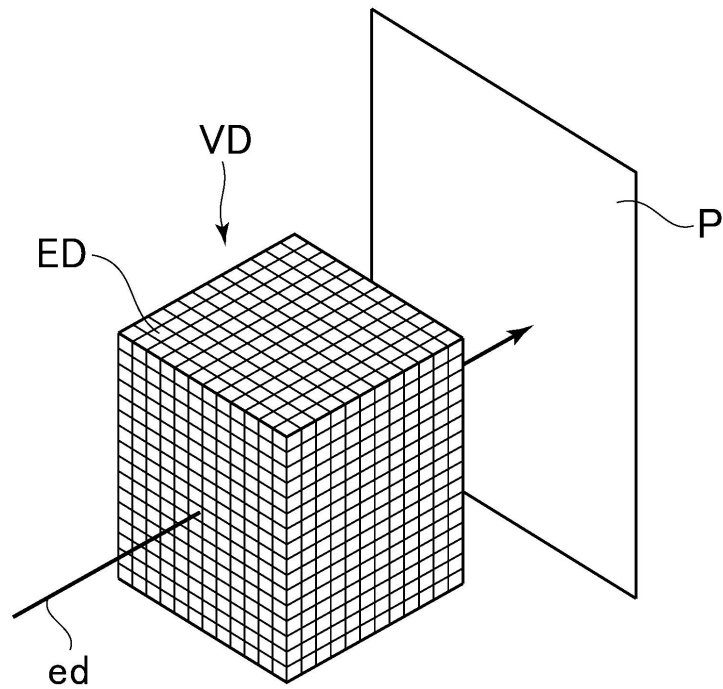
【図11】



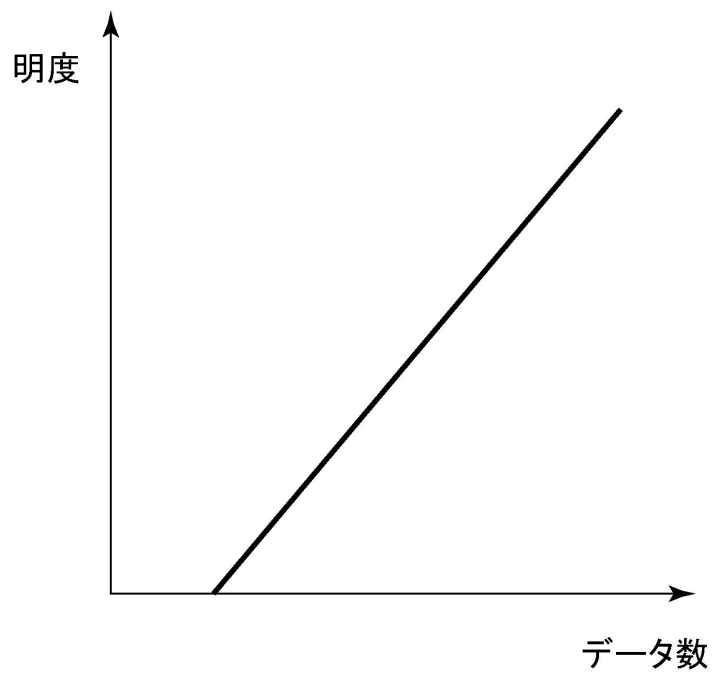
【図 1 2】



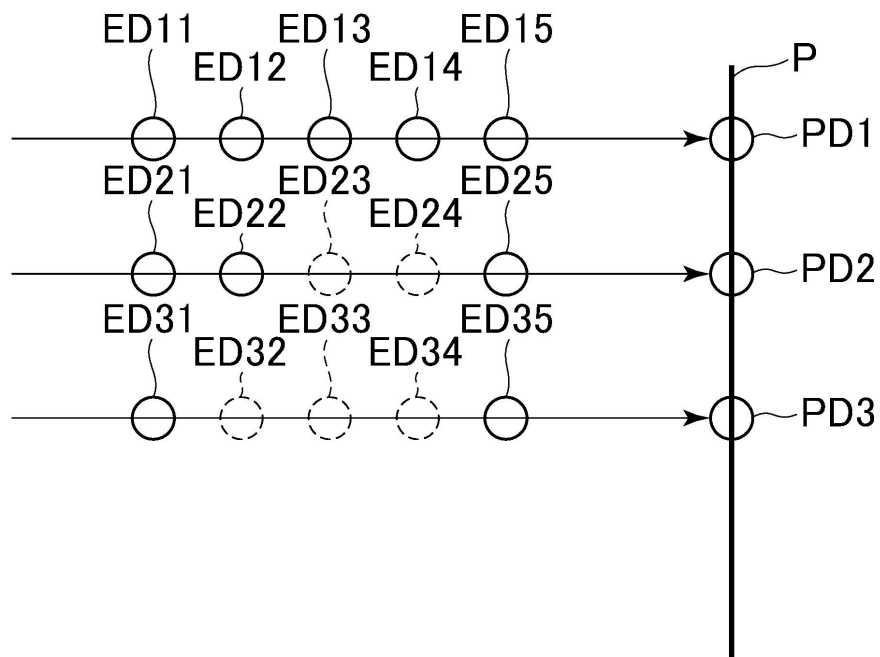
【図 1 3】



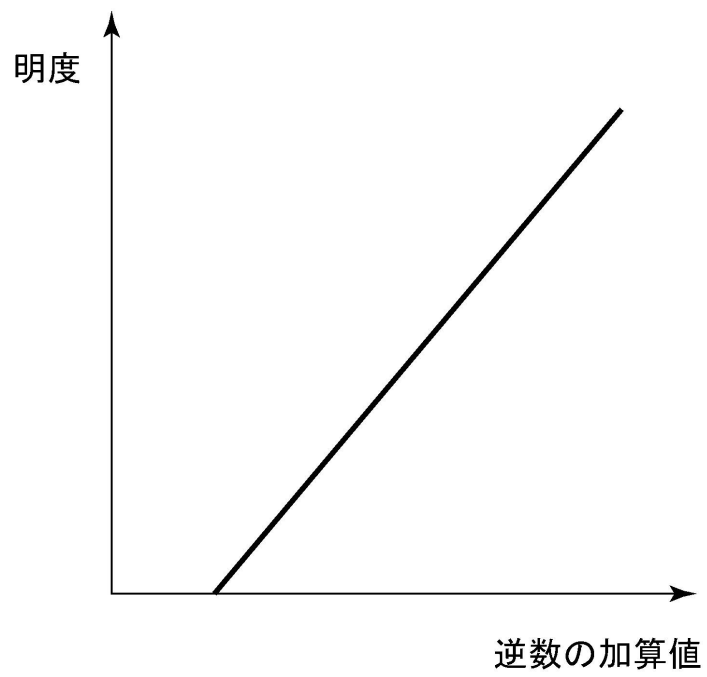
【図 14】



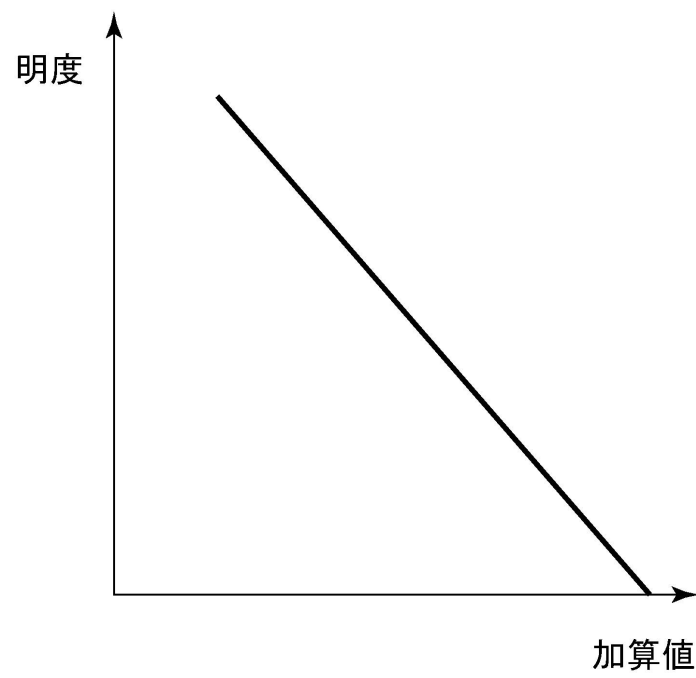
【図 15】



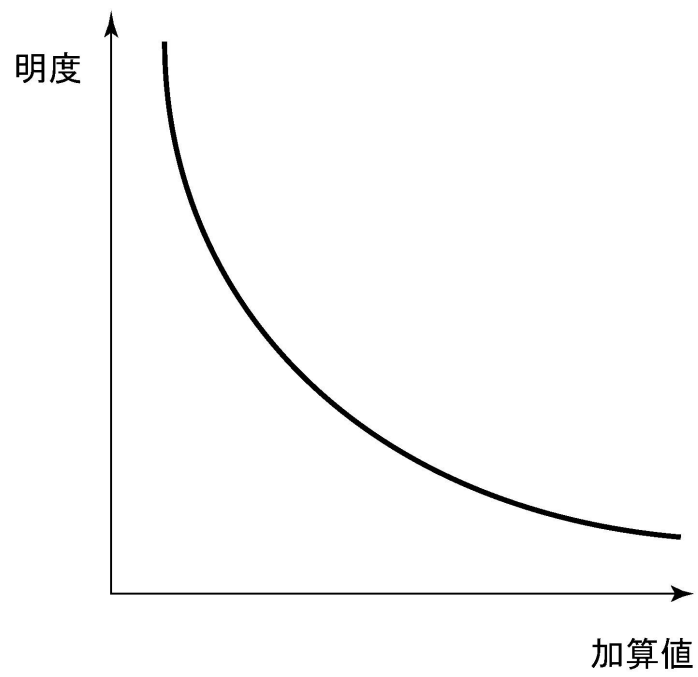
【図 16】



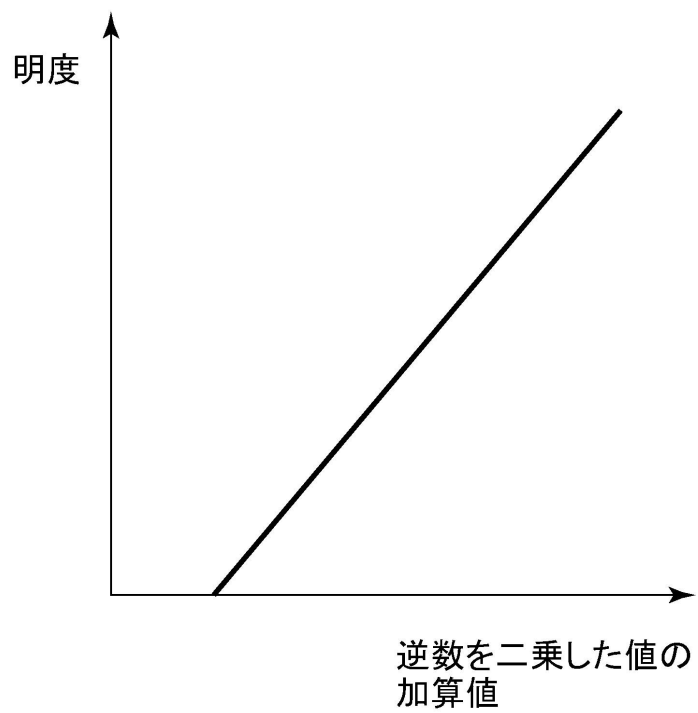
【図 17】



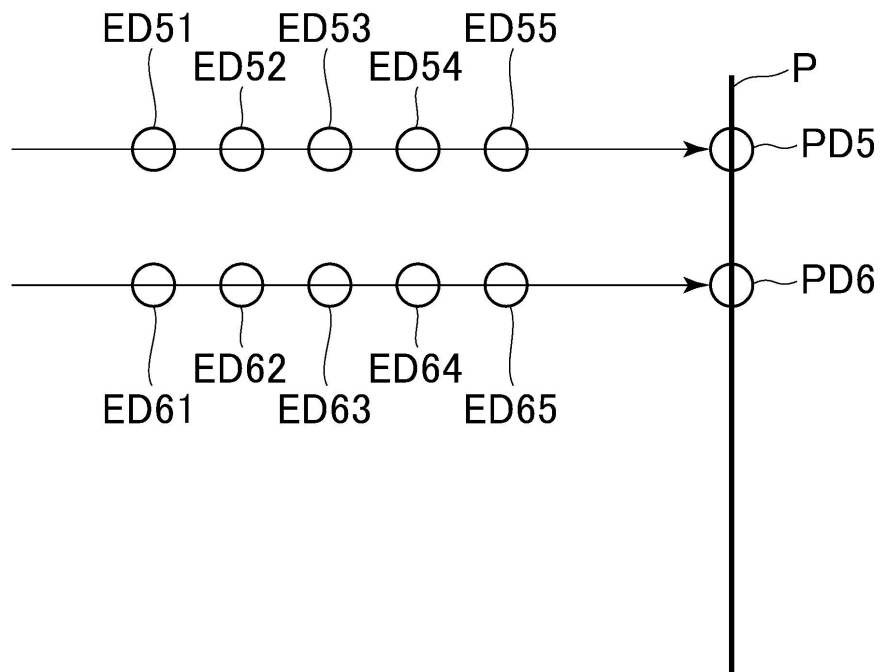
【図 18】



【図 19】



【図 20】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 8 - 1 2 6 0 7 9 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 1 3 5 9 2 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP5606998B2	公开(公告)日	2014-10-15
申请号	JP2011165000	申请日	2011-07-28
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	谷川俊一郎		
发明人	谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/483 A61B8/485		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD19 4C601/EE30 4C601/JC07 4C601/JC13 4C601/JC20 4C601/JC26 4C601/JC37		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP2013027512A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其允许获取反映观察目标的内部弹性差异的三维弹性图像。解决方案：该超声波诊断装置包括：物理量计算部件，基于通过对对象进行超声波的发送/接收而获得的回波信号，计算与生物组织的弹性相关的物理量；三维弹性图像数据创建部分通过体绘制处理将所述对象的三维区域中的物理量的投影数据投影到规定的视线方向，以获得数据PD1，PD2，从而创建三维弹性图像数据投影平面P上的各个像素，PD3等。三维弹性图像数据创建部分获得与视图线中弹性的规定范围内的物理量相关的数据的数量相对应的数据。方向作为各个像素的数据PD1，PD2，PD3等。

