

(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2012-115383

(P2012-115383A)

(43) 公開日 平成24年6月21日(2012.6.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 0 9 6
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 5/05 3 9 0	

審査請求 有 請求項の数 19 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2010-266394 (P2010-266394)	(71) 出願人	300019238
(22) 出願日	平成22年11月30日 (2010.11.30)		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	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
		Fターム(参考)	4C096 AA18 AB50 AD15 DC33 DD07
			4C601 DD19 EE30 JC15 KK02 KK24
			KK25 LL33

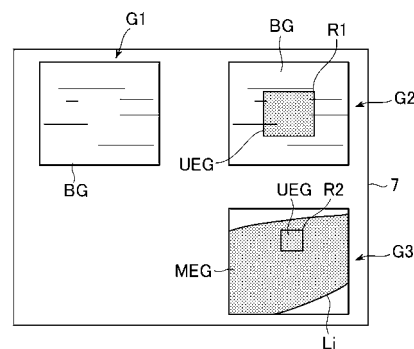
(54) 【発明の名称】 医用画像表示装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】診断に有用な画像を表示させることができる医用画像表示装置を提供する。

【解決手段】歪みに応じた表示形態を有する超音波弾性画像UEGと、MRI装置で算出された硬さに応じた表示形態を有するMRI弾性画像MEGとを表示させる表示画像制御部を備え、この表示画像制御部は、前記超音波弾性画像UEG及び前記MRI弾性画像MEGとして、生体組織において同一の弾性を有する部分が同一の表示形態で表示されている画像を表示させることを特徴とする医用画像表示装置である。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織の医用画像を表示させる医用画像表示装置であって、
生体組織の弾性に関する第一の物理量を算出する物理量算出部と、
前記医用画像として、前記物理量算出部で算出された第一の物理量に応じた表示形態を有する第一弾性画像と、他の医用画像表示装置で算出された生体組織の弾性に関する第二の物理量に応じた表示形態を有する第二弾性画像とを表示させる表示画像制御部と、
を備え、
前記表示画像制御部は、前記第一弾性画像及び前記第二弾性画像として、生体組織において同一の弾性を有する部分が同一の表示形態で表示されている画像を表示させる
ことを特徴とする医用画像表示装置。

10

【請求項 2】

前記第一の物理量を前記第一弾性画像における表示形態情報に変換して、該表示形態情報からなる第一弾性表示データを作成する第一弾性表示データ作成部と、
前記第二の物理量を前記第二弾性画像における表示形態情報に変換して、該表示形態情報からなる第二弾性表示データを作成する第二弾性表示データ作成部と、
を備え、
前記第一弾性表示データ作成部及び第二弾性表示データ作成部は、生体組織において同一の弾性を有する部分が前記第一弾性表示データ及び前記第二弾性表示データにおいて同一の表示形態情報になるように、前記第一弾性表示データ及び前記第二弾性表示データの
作成を行ない、
前記表示画像制御部は、前記第一弾性表示データに基づいて前記第一弾性画像を表示させ、前記第二弾性表示データに基づいて前記第二弾性画像を表示させる
ことを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像表示装置。

20

【請求項 3】

前記第一弾性表示データ作成部は、前記物理量算出部で算出された前記第一の物理量の分布に基づいて、該第一の物理量と前記第一弾性画像における表示形態情報との第一対応情報を設定し、該第一対応情報に基づいて前記第一の物理量から前記表示形態情報への変換を行ない、
前記第二弾性表示データ作成部は、前記他の医用画像表示装置で算出された前記第二の物理量の分布に基づいて、該第二の物理量と前記第二弾性画像における表示形態情報との第二対応情報を設定し、該第二対応情報に基づいて前記第二の物理量から前記表示形態情報への変換を行ない、
前記第一弾性表示データ作成部及び前記第二弾性表示データ作成部は、生体組織において同一の弾性である前記第一の物理量と前記第二の物理量とが、同一の表示形態情報に変換されるように、前記第一対応情報及び前記第二対応情報を設定する
ことを特徴とする請求項 2 に記載の医用画像表示装置。

30

【請求項 4】

前記第二の物理量に応じた表示形態情報からなり、前記他の医用画像表示装置において作成された第二弾性表示データを記憶する記憶部と、
前記第一の物理量を、該第一の物理量に対応する前記第二の物理量に応じた前記表示形態情報に変換して、前記第一の物理量に応じた表示形態情報からなる前記第一弾性表示データを作成する第一弾性表示データ作成部と、
を備え、
前記表示画像制御部は、前記第一弾性表示データに基づいて前記第一弾性画像を表示させ、前記第二弾性表示データに基づいて前記第二弾性画像を表示させる
ことを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像表示装置。

40

【請求項 5】

前記第一弾性表示データ作成部は、生体組織の弾性が同一である前記第一の物理量と前記第二の物理量とを定めた物理量対応情報に基づいて、前記第一の物理量に対応する前記

50

第二の物理量を特定し、該第二の物理量に応じた前記表示形態情報に前記第一の物理量を変換することを特徴とする請求項 4 に記載の医用画像表示装置。

【請求項 6】

前記第一弾性表示データ作成部は、前記第二の物理量と前記第二弾性画像における表示形態情報との対応情報に基づいて、前記第二の物理量に対応する前記第一の物理量から前記表示形態情報への変換を行なうことを特徴とする請求項 4 又は 5 に記載の医用画像表示装置。

【請求項 7】

前記対応情報は、前記他の医用画像表示装置から取得されて前記記憶部に記憶されたものであることを特徴とする請求項 6 に記載の医用画像表示装置。

10

【請求項 8】

前記第一の物理量を前記第一の弾性画像における表示形態情報に変換して、該表示形態情報からなる第一弾性表示データを作成する第一弾性表示データ作成部と、

前記第二の物理量を、該第二の物理量に対応する前記第一の物理量に応じた前記表示形態情報に変換して、該第二の物理量に応じた表示形態情報からなる前記第二弾性表示データを作成する第二弾性表示データ作成部と、

を備え、

前記表示画像制御部は、前記第一弾性表示データに基づいて前記第一弾性画像を表示させ、前記第二弾性表示データに基づいて前記第二弾性画像を表示させる

ことを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像表示装置。

20

【請求項 9】

前記第二弾性表示データ作成部は、生体組織の弾性が同一である前記第一の物理量と前記第二の物理量とを定めた物理量対応情報に基づいて、前記第二の物理量に対応する前記第一の物理量を特定し、該前記第一の物理量に応じた前記表示形態情報に前記第二の物理量を変換することを特徴とする請求項 8 に記載の医用画像表示装置。

【請求項 10】

前記第二弾性表示データ作成部は、前記第一の物理量と前記第一弾性画像における表示形態情報との対応情報に基づいて、前記第一の物理量に対応する前記第二の物理量から前記表示形態情報への変換を行なうことを特徴とする請求項 8 又は 9 に記載の医用画像表示装置。

30

【請求項 11】

前記第二の物理量に応じた第二表示形態情報からなり、前記他の医用画像表示装置において作成された第二弾性表示データを記憶する記憶部と、

前記第一の物理量に応じた第一表示形態情報からなる第一弾性表示データを作成する第一弾性表示データ作成部と、

前記第一表示形態情報を、該第一表示形態情報が表わす生体組織の弾性と同一である前記第二表示形態情報に変換して第三弾性表示データを作成する第三弾性表示データ作成部と、

を備え、

前記表示画像制御部は、前記第一弾性画像として、前記第三弾性表示データに基づく画像を表示させ、前記第二弾性画像として、前記第二弾性表示データに基づく画像を表示させる

ことを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像表示装置。

40

【請求項 12】

前記第三表示データ作成部は、生体組織の弾性が同一である前記第一表示形態情報と前記第二表示形態情報とを定めた表示形態対応情報に基づいて、前記第一表示形態情報を、該第一表示形態情報が表わす生体組織の弾性と同一である前記第二表示形態情報に変換することを特徴とする請求項 11 に記載の医用画像表示装置。

【請求項 13】

前記表示画像制御部は、前記第一弾性表示データに基づく生体組織の弾性画像を表示さ

50

せることを特徴とする請求項 1 1 又は 1 2 に記載の医用画像表示装置。

【請求項 1 4】

前記第二の物理量に応じた第二表示形態情報からなり、前記他の医用画像表示装置において作成された第二弾性表示データを記憶する記憶部と、

前記第一の物理量に応じた第一表示形態情報からなる第一弾性表示データを作成する第一弾性表示データ作成部と、

前記第二表示形態情報を、該第二表示形態情報が表わす生体組織の弾性と同一である前記第一表示形態情報に変換して第四弾性表示データを作成する第四弾性表示データ作成部と、

を備え、

前記表示画像制御部は、前記第一弾性画像として、前記第一弾性表示データに基づく画像を表示させ、前記第二弾性画像として、前記第四弾性表示データに基づく画像を表示させる

ことを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像表示装置。

【請求項 1 5】

前記第四弾性表示データ作成部は、生体組織の弾性が同一である前記第一表示形態情報と前記第二表示形態情報とを定めた表示形態対応情報に基づいて、前記第二表示形態情報を、該第二表示形態情報が表わす生体組織の弾性と同一である前記第一表示形態情報に変換することを特徴とする請求項 1 4 に記載の医用画像表示装置。

【請求項 1 6】

前記表示画像制御部は、前記第二弾性表示データに基づく生体組織の弾性画像を表示させることを特徴とする請求項 1 4 又は 1 5 に記載の医用画像表示装置。

【請求項 1 7】

前記表示画像制御部は、前記第一画像と前記第二画像とを合成した画像を表示させることを特徴とする請求項 1 ~ 1 6 のいずれか一項に記載の医用画像表示装置。

【請求項 1 8】

前記第一弾性画像又は前記第二弾性画像において計測部位を設定する入力を行なう入力部と、

該入力部において設定された計測部位における前記第二の物理量の数値を表示させる数値表示制御部と、

を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 1 7 のいずれか一項に記載の医用画像表示装置。

【請求項 1 9】

生体組織の医用画像を表示させる医用画像表示装置の制御プログラムであって、コンピュータに、

生体組織の弾性に関する第一の物理量を算出する物理量算出機能と、

前記医用画像として、前記物理量算出部で算出された第一の物理量に応じた表示形態を有する第一弾性画像と、他の医用画像表示装置で算出された生体組織の弾性に関する第二の物理量に応じた表示形態を有する第二弾性画像とを表示させる表示画像制御機能と、を実行させ、

前記表示画像制御機能は、前記第一弾性画像及び前記第二弾性画像として、生体組織において同一の弾性を有する部分が同一の表示形態で表示されている画像を表示させる

ことを特徴とする医用画像表示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、生体組織の医用画像を表示する医用画像表示装置及びその制御プログラムに関し、特に前記医用画像として生体組織の弾性画像を表示させる医用画像表示装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

10

20

30

40

50

生体組織の弾性に応じた表示形態からなる弾性画像を表示させる超音波画像表示装置が、例えば特許文献１などに開示されている。また、MRI (M a g n e t i c R e s o n a n c e I m a g i n g) 装置においても、生体組織の弾性画像を表示させることができる装置が、例えば特許文献２などに開示されている。前記超音波画像表示装置で表示される超音波弾性画像及び前記MRI装置で表示されるMRI弾性画像は、例えば生体組織の弾性に応じた色からなる画像である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００３】

【特許文献１】特開２００５－１１８１５２号公報

10

【特許文献２】特開２００４－２８３３７２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MRI弾性画像は、前記超音波弾性画像よりも広範囲の画像である。一方、前記超音波弾性画像は、一般的に前記MRI弾性画像よりも空間分解能に優れている。そこで、両方の画像の特性を生かした画像診断として、例えば超音波画像表示装置において前記MRI弾性画像を表示させ、このMRI弾性画像で肝臓などの臓器全体の画像を見ながら、病変部と思われる部分を特定した後、その部分を空間分解能に優れたリアルタイムの超音波弾性画像で確認し診断を行ないたい場合がある。

20

【０００５】

しかし、前記MRI弾性画像及び前記超音波弾性画像は、MRI装置及び超音波診断装置によってそれぞれのカラーマップを用いて作成されているため、生体組織において同一の弾性を有する部分が、それぞれの弾性画像で互いに異なる色で表示される。従って、第一の弾性画像を表示させる医用画像表示装置において、他の医用画像表示装置で作成された第二の弾性画像を表示させる場合に、同一の弾性を有する部分については、前記第一の弾性画像と前記第二の弾性画像とで同一の表示形態で表示させることができ、診断に有用な画像を表示させることができる医用画像表示装置が望まれている。

【課題を解決するための手段】

【０００６】

30

上述の課題を解決するためになされた第１の観点の発明は、生体組織の医用画像を表示させる医用画像表示装置であって、生体組織の弾性に関する第一の物理量を算出する物理量算出部と、前記医用画像として、前記物理量算出部で算出された第一の物理量に応じた表示形態を有する第一弾性画像と、他の医用画像表示装置で算出された生体組織の弾性に関する第二の物理量に応じた表示形態を有する第二弾性画像とを表示させる表示画像制御部と、を備え、前記表示画像制御部は、前記第一弾性画像及び前記第二弾性画像として、生体組織において同一の弾性を有する部分が同一の表示形態で表示されている画像を表示させることを特徴とする医用画像表示装置である。

【発明の効果】

【０００７】

40

上記観点の発明によれば、前記第一画像及び前記第二画像は、生体組織において同一の弾性を有する部分が同一の表示形態で表示されているので、診断に有用な画像を表示させることができる。

【図面の簡単な説明】

【０００８】

【図１】本発明に係る超音波画像表示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】物理量データの作成の説明図である。

【図３】図１に示す超音波画像表示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。

50

【図 4】図 3 に示す表示制御部における弾性画像データ作成部の構成を示すブロック図である。

【図 5】医用画像が表示された表示部の一例を示す図である。

【図 6】超音波画像表示装置の作用を示すフローチャートである。

【図 7】B モード画像が表示された表示部の一例を示す図である。

【図 8】B モード画像と M R I 画像とが表示された表示部の一例を示す図である。

【図 9】超音波弾性画像を作成する対象となる関心領域の歪みの分布と色情報変換グラフとを示す図である。

【図 10】図 9 に示す色情報変換グラフを説明する図である。

【図 11】M R I 弾性画像を作成する対象となる関心領域の硬さの分布と色情報変換グラフとを示す図である。

10

【図 12】図 11 に示す色情報変換グラフを説明する図である。

【図 13】対応する硬さと歪みとを定めたテーブルを示す図である。

【図 14】実施形態の第一変形例における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図 15】実施形態の第一変形例における超音波弾性画像データ作成部の構成を示すブロック図である。

【図 16】実施形態の第一変形例における超音波画像表示装置の作用を示すフローチャートである。

【図 17】実施形態の第一変形例において、B モード画像に任意の点が設定された表示部の一例を示す図である。

20

【図 18】第一変形例において歪みと硬さとの対応関係情報のグラフを示す図である。

【図 19】実施形態の第二変形例における超音波画像表示装置の作用を示すフローチャートである。

【図 20】第三変形例における超音波画像表示装置の超音波弾性画像データ作成部の構成を示すブロック図である。

【図 21】第三変形例における超音波画像表示装置の作用を示すフローチャートである。

【図 22】第三変形例において歪みと硬さとの対応関係情報のグラフを示す図である。

【図 23】第四変形例における超音波画像表示装置の表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図 24】第四変形例における超音波画像表示装置の超音波弾性画像データ作成部の構成を示すブロック図である。

30

【図 25】第四変形例における超音波画像表示装置の作用を示すフローチャートである。

【図 26】実施の形態における超音波画像表示装置の表示制御部の構成の他例を示すブロック図である。

【図 27】計測部位が設定された表示部の一例を示す図である。

【図 28】計測部位が設定された表示部の他例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

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 に示す超音波画像表示装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信部 3、B モードデータ作成部 4、物理量データ作成部 5、表示制御部 6、表示部 7、操作部 8、制御部 9、HDD (Hard Disk Drive) 10、磁気発生部 11 及び磁気センサ 12 を備える。前記超音波画像表示装置 1 は、本発明における医用画像表示装置の実施の形態の一例である。

40

【0010】

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 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、前記超音波プローブ 2 から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信号に基づいて、後述のように超音波弾性画像が作成される。

【0011】

50

また、前記超音波プローブ 2 には、例えばホール素子で構成される前記磁気センサ 1 2 が設けられている。そして、この磁気センサ 1 2 により、磁気発生コイルからなる前記磁気発生部 1 1 から発生する磁気を検出されるようになっていいる。前記磁気センサ 1 2 における検出信号は、前記表示制御部 6 へ入力されるようになっていいる。前記磁気センサ 1 2 における検出信号は、図示しないケーブルを介して前記表示制御部 6 へ入力されるようになっていいてもよいし、無線で入力されるようになっていいてもよい。

【 0 0 1 2 】

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、前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 で受信したエコー信号について、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信号は、前記 B モードデータ作成部 4 及び前記物理量データ作成部 5 に出力される。

10

【 0 0 1 3 】

前記 B モードデータ作成部 4 は、前記送受信部 3 から出力されたエコー信号に対し、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。この B モードデータは、前記 B モードデータ作成部 4 から前記表示制御部 6 へ出力される。

【 0 0 1 4 】

前記物理量データ作成部 5 は、前記送受信部 3 から出力されたエコー信号に基づいて、生体組織における弾性に関する物理量データを作成する（物理量データ作成機能）。前記物理量データ作成部 5 は、図 2 に示すように、時間的に異なる二つのフレーム（ i ）、（ $i+1$ ）に属する同一音線上の二つの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し、前記物理量データを作成する（例えば、特開 2008-126079 号公報参照）。前記物理量データ作成部 5 は、後述する超音波弾性画像 UEG の作成対象となる関心領域 R_1 、 R_2 内を対象にして前記物理量データを作成する。

20

【 0 0 1 5 】

前記物理量データ作成部 5 は、前記物理量として、生体組織の変形による歪み S を算出する。前記物理量データは、生体組織における各部の歪み S からなるデータである。前記物理量データ作成部 5 は、本発明における物理量データ作成部の実施の形態の一例であり、前記物理量データ作成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。また、前記歪み S は本発明における第一の物理量の実施の形態の一例である。

30

【 0 0 1 6 】

前記表示制御部 6 には、前記 B モードデータ作成部 4 からの B モードデータ及び前記物理量データ作成部 5 からの物理量データが入力されるようになっていいる。前記表示制御部 6 は、図 3 に示すように位置算出部 6 1、メモリ 6 2、B モード画像データ作成部 6 3、超音波弾性画像データ作成部 6 4、MRI 弾性画像データ作成部 6 5、表示画像制御部 6 6 を有していいる。

【 0 0 1 7 】

前記位置算出部 6 1 は、前記磁気センサ 1 2 からの磁気検出信号に基づいて、前記磁気発生部 1 1 を原点とする三次元空間における前記超音波プローブ 2 の位置及び傾きの情報（以下、「プローブ位置情報」と云う）を算出する。さらに、前記位置算出部 6 1 は、前記プローブ位置情報に基づいてエコーデータの前記三次元空間における位置情報を算出する。

40

【 0 0 1 8 】

前記メモリ 6 2 には、前記 B モードデータ及び前記物理量データが記憶される。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 2 に記憶される。前記メモリ 6 2 は、RAM（Random Access Memory）や ROM（Read Only Memory）などの半導体メモリで構成されていいる。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 10 にも記憶されるようになっていいてもよい。

【 0 0 1 9 】

50

ここで、後述のＢモード画像データ及び弾性画像データに変換される前のエコー信号（エコー信号に基づいて作成されるデータを含む）をローデータ（Raw Data）と云うものとする。前記メモリ６２又は前記ＨＤＤ１０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。

【００２０】

前記ＨＤＤ１０には、ローデータとして前記送受信部３で整相加算されたエコー信号が記憶されるようになっていてもよい。

【００２１】

前記メモリ６２には、ＭＲＩ装置１００で作成されたＭＲＩ弾性画像データが前記制御部９を介して記憶される。前記メモリ６２に記憶されるＭＲＩ弾性画像データは、ボリュームデータであり、生体組織の弾性に応じた色情報からなる。前記メモリ６２に記憶される前記ＭＲＩ弾性画像データには、前記ＭＲＩ装置１００で算出された生体組織の硬さＨの情報（ nPa （ n ：任意の数値、 Pa ：パスカル））が含まれていてもよい。前記ＭＲＩ弾性画像データは、本発明における第二弾性表示データの実施の形態の一例である。また、前記ＭＲＩ装置１００は、本発明における他の医用画像表示装置の実施の形態の一例であり、前記硬さＨの情報は、本発明における第二の物理量の実施の形態の一例である。

【００２２】

また、前記メモリ６２には、前記ＭＲＩ装置１００で作成されたＴ１強調画像やＴ２強調画像などのＭＲＩ画像の画像データ（ＭＲＩ画像データ）も記憶される。

【００２３】

ちなみに、前記ＭＲＩ弾性画像データや前記ＭＲＩ画像データは、前記ＨＤＤ１００にも記憶されていてもよい。

【００２４】

前記Ｂモード画像データ作成部６３は、前記Ｂモードデータを、スキャンコンバータにより走査変換して、エコーの信号強度に応じた輝度情報を有するＢモード画像データを作成する。前記Ｂモード画像データにおける輝度情報は所定の階調（例えば２５６階調）からなる。

【００２５】

前記超音波弾性画像データ作成部６４は、図４に示すように色データ作成部６４１及び走査変換部６４２を有する。前記色データ作成部６４１は、後述するように、前記物理量データに基づいて色データＣＤを作成する。この色データＣＤは、生体組織の弾性に応じた色情報を有する。前記色データは、本発明における第一弾性表示データの実施の形態の一例であり、前記色データ作成部６４は、本発明における第一弾性表示データ作成部の実施の形態の一例である。また、前記色情報は、本発明における表示形態情報の実施の形態の一例である。

【００２６】

前記走査変換部６４２は、前記色データＣＤを走査変換して超音波弾性画像データを作成する。

【００２７】

前記ＭＲＩ弾性画像データ作成部６５は、前記ＭＲＩ装置１００で算出された生体組織の硬さＨの情報に基づいて、前記表示部７に表示されるＭＲＩ弾性画像の色情報からなるＭＲＩ弾性画像データを作成する。このＭＲＩ弾性画像データ作成部６５で作成されたＭＲＩ弾性画像データは、前記ＭＲＩ装置１００によって作成されて前記メモリ６２に記憶されたＭＲＩ弾性画像データとは異なる色情報を有する。詳細は後述する。前記ＭＲＩ弾性画像データは、本発明における第二弾性表示データの実施の形態の一例であり、前記ＭＲＩ弾性画像データ作成部６５は、本発明における第二弾性表示データ作成部の実施の形態の一例である。

【００２８】

前記表示画像制御部６６は、前記Ｂモード画像データ、前記超音波弾性画像データ及び前記ＭＲＩ弾性画像データ作成部６５によって作成された前記ＭＲＩ弾性画像データに基

10

20

30

40

50

づいて、図 5 に示すように、医用画像 G 1 , G 2 , G 3 を表示させる（表示画像制御機能）。前記医用画像 G 1 は B モード画像 B G からなり、前記医用画像 G 2 は B モード画像 B G と超音波弾性画像 U E G とが合成された画像からなり、前記医用画像 G 3 は M R I 弾性画像 M E G と前記超音波弾性画像 U E G とが合成された画像からなる。ちなみに、前記医用画像 G 3 において、符号 L i は肝臓を示している。前記医用画像 G 3 は、前記医用画像 G 1 , G 2 と後述するように生体組織において同一断面であるが、前記 M R I 弾性画像 M E G は、前記超音波弾性画像 U E G や前記 B モード画像 B G よりも広範囲の画像になっている。

【 0 0 2 9 】

前記超音波弾性画像 U E G 及び前記 M R I 弾性画像 M E G は、生体組織の弾性に応じた表示形態を有する画像であり、本例では生体組織の弾性に応じた色からなる画像である。前記超音波弾性画像 U E G は本発明における第一弾性画像の実施の形態の一例であり、前記 M R I 弾性画像 M E G は本発明における第二弾性画像の実施の形態の一例である。また、前記表示画像制御部 6 6 は本発明における表示画像制御部の実施の形態の一例であり、前記表示画像制御機能は本発明における表示画像制御機能の実施の形態の一例である。

10

【 0 0 3 0 】

前記表示画像制御部 6 6 は、前記 B モード画像データと前記超音波弾性画像データとを加算処理することによって合成して得られたデータを、前記医用画像 G 2 として表示させる。この医用画像 G 2 において、前記超音波弾性画像 U E G は、B モード画像 B G 上に設定された関心領域 R 1 内に背景の B モード画像 B G が透けるようにして表示されている。

20

前記関心領域 R 1 は、本発明における第一弾性画像の表示領域の実施の形態の一例である。

【 0 0 3 1 】

また、前記表示画像制御部 6 6 は、前記医用画像 G 3 として、M R I 弾性画像 M E G の一部に前記超音波弾性画像 U E G が重畳された画像を表示させる。ここで、「重畳」とは背景の画像が表示されないことを意味する。前記超音波弾性画像 U E G は、前記 M R I 弾性画像 M E G 上に設定された関心領域 R 2 内に表示される。

【 0 0 3 2 】

ちなみに、前記医用画像 G 1 ~ G 3 は、生体組織における同一断面についての画像であり、前記 R O I 1 及び前記 R O I 2 は、生体組織の同一位置に設定される。

30

【 0 0 3 3 】

前記表示画像制御部 6 6 は、前記 B モード画像データに基づいて B モード画像 B G のみを表示してもよく（図 7 参照）、前記 M R I 画像データに基づいて M R I 画像 M G を表示させてもよい（図 8 参照）。

【 0 0 3 4 】

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) など構成される。また、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。前記操作部 8 は、本発明における入力部の実施の形態の一例である。

40

【 0 0 3 5 】

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) で構成され、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、前記物理量データ作成機能及び前記表示画像制御機能をはじめとする前記超音波画像表示装置 1 の各部における機能を実行させる。

【 0 0 3 6 】

さて、本例の超音波画像表示装置 1 において前記医用画像 G 1 ~ G 3 を表示させる際の作用について図 6 のフローチャートに基づいて説明する。前記医用画像 G 1 ~ G 3 を表示させるにあたっては、ステップ S 1 ~ S 3 の処理を行なって、超音波画像（前記 B モード画像 B G 及び前記超音波弾性画像 U E G ）の座標系と前記 M R I 弾性画像 M E G や前記 M

50

R I 画像 M G の座標系との位置合わせを行なう。具体的には、先ずステップ S 1 では、前記超音波プローブ 2 が生体組織に対して超音波の送信を行なってエコー信号を受信し、前記表示画像制御部 66 は、前記エコー信号に基づくリアルタイムの B モード画像 B G を、図 7 に示すように前記表示部 7 に表示させる。

【0037】

次に、ステップ S 2 では、前記表示画像制御部 66 は前記 H D D 10 又は前記メモリ 62 に記憶された M R I 画像データに基づく M R I 画像 M G を、図 8 に示すように前記 B モード画像 B G と並べるようにして前記表示部 7 に表示させる。前記表示画像制御部 66 は、操作者による前記操作部 8 の指示入力があると M R I 画像 M G を表示させる。

【0038】

次に、ステップ S 3 では、前記 B モード画像 B G の座標系と前記 M R I 画像 M G の座標系との位置合わせを行なう。具体的には、操作者は前記表示部 7 に表示された B モード画像 B G と M R I 画像 M G とを見比べながら、前記操作部 8 を操作して、リアルタイムの前記 B モード画像 B G と同じ断面の M R I 画像 M G を表示させる。同一断面か否かは、例えば操作者が特徴的な部位を参照するなどして判断する。ちなみに、ここでは前記超音波プローブ 2 によるスキャン面は、M R I 画像 M G のスライス面と平行であるものとする。

【0039】

操作者は、同一断面の B モード画像 B G と M R I 画像 M G とが表示されると、前記操作部 8 のトラックボール等を用いて、B モード画像 B G の任意の点を前記表示部 7 上において指定する。また、操作者は、前記 B モード画像 B G において指定された点と同一位置と思われる点を、前記 M R I 画像 M G においても指定する。ここで、M R I 画像データは位置情報を有している。従って、上述のように、前記 B モード画像 B G と前記 M R I 画像 M G とで同一位置と思われる点を指定すると、これら B モード画像 B G の座標系と M R I 画像 M G の座標系の対応位置が特定され、超音波画像の座標系と M R I 画像 M G や M R I 弾性画像 M E G の座標系との座標変換が可能になる。以上の位置合わせが終了すると、前記位置算出部 61 で算出された位置情報に基づいて、現在の超音波の送受信面と同一断面の M R I 画像 M G や M R I 弾性画像 M E G を自動的に表示することが可能になる。

【0040】

ステップ S 1 ~ S 3 の位置合わせをする処理が終わると、ステップ S 4 では、前記表示画像制御部 66 は、図 5 に示すように医用画像 G 1 ~ G 3 を前記表示部 7 に表示させる。このステップ S 4 では、操作者が前記超音波プローブ 2 によって生体組織への圧迫と弛緩を繰り返したり、前記超音波プローブ 2 が音響放射圧を加えたりすることにより、生体組織を変形させ、この変形を繰り返す生体組織に対して前記超音波プローブ 2 が超音波の送受信を行なう。そして、前記表示画像制御部 66 は前記超音波プローブ 2 による超音波の送受信面についてのリアルタイムの前記 B モード画像 B G からなる前記医用画像 G 1 を表示させるとともに、前記送受信面についてのリアルタイムの前記 B モード画像 B G 及びリアルタイムの前記超音波弾性画像 U E G からなる前記医用画像 G 2 を表示させる。また、前記表示画像制御部 66 は、前記送受信面についての前記超音波弾性画像 U E G 及び前記送受信面と生体組織において同一断面についての M R I 弾性画像 M E G からなる前記医用画像 G 3 を表示させる。

【0041】

前記超音波弾性画像 U E G は、前記 B モード画像 B G に設定された関心領域 R 1 内と、前記 M R I 弾性画像 M E G に設定された関心領域 R 2 内とに表示される。前記関心領域 R 1 , R 2 は、生体組織において同一位置及び同一範囲となるように設定されている。前記関心領域 R 1 , R 2 は、操作者が前記操作部 8 を操作することによって設定される。より詳細には、前記関心領域 R 1 , R 2 のいずれか一方が設定されると、その設定位置と生体組織において同一位置に他方が設定される。例えば、前記 B モード画像 B G において前記関心領域 R 1 が設定されると、この関心領域 R 1 が設定された位置と、生体組織において同一の位置となるように、前記 M R I 弾性画像 M G に前記関心領域 R 2 が設定される。

【0042】

10

20

30

40

50

前記超音波弾性画像UEG及び前記MRI弾性画像MEGは、生体組織において同一の弾性を有する部分は同一の表示形態、すなわち本例では同一の色で表示されている。

【0043】

詳細に説明すると、前記色データ作成部641は、前記物理量データを構成する歪みのデータを色情報に変換して色データを作成する。前記色データ作成部641は、図9に示すように、前記関心領域R1内の歪みの分布X1に対して、歪みSに対応する所定数の色情報が割り当てられた色情報変換グラフGRH1を設定し、この色情報変換グラフGRH1に基づいて色情報への変換を行なう。

【0044】

前記色情報変換グラフGRH1について説明すると、この色情報変換グラフGRH1は歪みSと色との対応情報であり、図10に示すように、横軸は歪みSを表わし、縦軸は色情報を表わす。本例では、色情報として色相が用いられており、色相1～色相MのM個（例えばM=256）の色相情報を有している。前記色情報変換グラフGRH1は、本発明における第一対応情報の実施の形態の一例である。

【0045】

ここで、前記色相情報変換グラフGRH1において傾きを有する部分をダイナミックレンジDRと云うものとする。このダイナミックレンジDRの範囲では、歪みSがその値に応じて段階的に異なる色相情報（色相1～色相M）に変換される。例えば、歪みS1以上S2未満については色相1に変換され、歪みS2以上S3未満については色相2に変換され、歪みS(n-1)以上Sn以下については色相Mに変換される。

【0046】

ちなみに、前記ダイナミックレンジDRの範囲外の歪みが存在する場合、この歪みは一律に同じ色相に変換される。本例では、前記色情報変換グラフGRHにおいて水平部分にあたる歪みSnよりも大きい歪みについては色相Mに変換される。

【0047】

前記ダイナミックレンジDRは、前記関心領域R1内の歪みSの平均値 S_{AV} を基準として設定される。具体的には、前記色データ作成部641は、先ず前記関心領域R1内の歪みSの平均値 S_{AV} を算出する。そして、図9に示すように、前記平均値 S_{AV} を基準として $\pm \Delta S$ の歪みの範囲に前記ダイナミックレンジDRを設定する。

【0048】

このようにして設定される前記色情報変換グラフGRH1に基づいて、前記色データ作成部641は、前記物理量データにおける歪みSのデータを色相情報に変換して色データを作成する。そして、この色データを前記走査変換部642が走査変換して超音波弾性画像データを作成する。

【0049】

また、前記MRI弾性画像データ作成部65は、硬さHの情報を色情報に変換してMRI弾性画像データを作成する。前記MRI弾性画像データ作成部65は、図11に示すように、前記関心領域R2内の硬さHの分布X2に対して、硬さHに対応する所定数の色情報が割り当てられた色情報変換グラフGRH2を設定し、この色情報変換グラフGRH2に基づいて色情報への変換を行なってMRI弾性画像データを作成する。前記色情報変換グラフGRH2は、本発明における第二対応情報の実施の形態の一例である。

【0050】

前記色情報変換グラフGRH2は、硬さHと色との対応情報であり、図12に示すように、横軸は硬さHを表わし縦軸は色情報を表わしている。ここでも、色情報は色相情報である。前記色情報変換グラフGRH2は、前記色情報変換グラフGRH1と同一の色相情報（すなわち、色相1～色相M）を有している。

【0051】

前記色情報変換グラフGRH2のダイナミックレンジDRにおいて、硬さH1以上H2未満については色相1に変換され、硬さH2以上H3未満については色相2に変換され、硬さH(n-1)以上Hn未満については色相Mに変換される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 2 】

前記色情報変換グラフ G R H 2 の前記ダイナミックレンジ D R は、前記関心領域 R 2 内の硬さ H の平均値 H_{AV} を基準として設定される。具体的には、前記 M R I 弾性画像データ作成部 6 5 は、先ず前記関心領域 R 2 内の硬さ H の平均値 H_{AV} を算出する。そして、図 1 1 に示すように、前記平均値 H_{AV} を基準として $\pm \Delta H$ の硬さの範囲に前記ダイナミックレンジ D R を設定する。

【 0 0 5 3 】

ここで、硬さの範囲である前記 ΔH と歪みの範囲である前記 ΔS は、生体組織の弾性が同一である範囲になっている。前記 H D D 1 0 や前記メモリ 6 2 には、図 1 3 に示すように、対応する硬さ H と歪み S とを定めたテーブル T a が記憶されている。このテーブル T a は、生体組織の弾性が同一である歪み S と硬さ H とが定められた対応関係情報である。このテーブル T a は、硬さが予め分かっているファントムを用いて歪み S と硬さ H とを測定することによって作成される。前記 M R I 弾性画像データ作成部 6 5 は、前記テーブル T a に基づいて前記 ΔS に対応する前記 ΔH を求め前記ダイナミックレンジ D R を設定し前記色情報変換グラフ G R H 2 を設定する。

10

【 0 0 5 4 】

硬さ H 1 以上 H 2 未満の範囲は、歪み S 1 以上 S 2 未満の範囲と生体組織の弾性が同一になっている。硬さ H 2 以上 H 3 未満の範囲は、歪み S 2 以上 S 3 未満の範囲と生体組織の弾性が同一になっている。硬さ $H(n-1)$ 以上 H_n 以下の範囲は、歪み $S(n-1)$ 以上 S_n 以下の範囲と生体組織の弾性が同一になっている。従って、前記色情報変換グラフ G R H 2 に基づいて作成された M R I 弾性画像データと、前記超音波弾性画像データとにおいて、生体組織の弾性が同一の部分については、同一の色情報を有する。

20

【 0 0 5 5 】

ちなみに、前記ダイナミックレンジ D R の設定は上述に限られず、例えば前記関心領域 R 1 内における歪み S の最小値と最大値の間に前記ダイナミックレンジ D R を設定して前記色情報変換グラフ G R H 1 を作成し、前記関心領域 R 2 内における硬さ H の最小値と最大値の間に前記ダイナミックレンジ D R を設定して前記色情報変換グラフ G R H 2 を作成してもよい。このようにして前記色情報変換グラフ G R H 1 , 2 を作成した場合であっても、前記関心領域 R 1 及び前記関心領域 R 2 は、生体組織において同一の部分であるので、生体組織において同一の弾性を有する部分は、前記色情報変換グラフ G R H 1 , G R H 2 に基づいて作成された色データ及び M R I 弾性画像データにおいて、同一の色情報になる。

30

【 0 0 5 6 】

以上説明した本例の超音波画像表示装置 1 によれば、前記超音波弾性画像 U E G 及び前記 M R I 弾性画像 M E G は、生体組織において同一の弾性を有する部分が同一の色で表示されているので、診断に有用な画像を表示させることができる。

【 0 0 5 7 】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。この第一変形例では、図 1 4 に示すように、前記表示制御部 6 は前記 M R I 弾性画像データ作成部 6 5 を有しておらず、前記位置算出部 6 1、前記メモリ 6 2、前記 B モード画像データ作成部 6 3、前記超音波弾性画像データ作成部 6 4 及び前記表示画像制御部 6 6 を有している。また、図 1 5 に示すように、前記超音波弾性画像データ作成部 6 4 は、前記色データ作成部 6 4 1 及び前記走査変換部 6 4 2 の他、対応関係情報作成部 6 4 3 を有している。

40

【 0 0 5 8 】

本例の作用について図 1 6 のフローチャートに基づいて説明する。ステップ S 1 1 ~ S 1 3 までは、図 6 のステップ S 1 ~ S 3 までと同一の処理であり説明を省略する。ステップ S 1 3 の処理が終了すると、ステップ S 1 4 では、操作者は変形を繰り返す生体組織に対して前記超音波プローブ 2 による超音波の送受信を開始し、得られたエコー信号に基づいて前記物理量データ作成部 4 が物理量データを作成する。

50

【 0 0 5 9 】

次に、ステップ S 1 5 では、操作者は前記操作部 8 を操作して所望の断面の B モード画像 B G を表示させた後、前記操作部 8 のトラックボール等を用いて、図 1 7 に示すように前記 B モード画像 B G において、任意の点 p 1 , p 2 を設定する。ちなみに、前記物理量データに基づいて作成された超音波弾性画像データに基づく超音波弾性画像 U E G と B モード画像 B G とが合成された画像において前記点 p 1 , p 2 が設定されてもよい。

【 0 0 6 0 】

次に、ステップ S 1 6 では、歪み S と硬さ H との対応関係を表わす対応関係情報を作成する。前記対応関係情報とは、生体組織の弾性が同一である歪み S と硬さ H とが定められた情報である。ちなみに、本例では、上述とは異なり、歪み S と硬さ H との対応関係情報が分かっていないものとする。

10

【 0 0 6 1 】

ちなみに、対応関係情報の作成について具体的に説明すると、対応関係情報作成部 6 4 3 は、先ず M R I 画像 M G において点 p 1 , p 2 と対応する点 p 1 ' , p 2 ' (図示省略) を特定する。前記点 p 1 , p 2 と対応する点とは、生体組織において同一位置の点を意味する。

【 0 0 6 2 】

点 p 1 における歪み S a と点 p 1 ' における硬さ H a とが同一の弾性を有し、点 p 2 における歪み S b と点 p 2 ' における硬さ H b とが同一の弾性を有する。従って、前記対応関係情報特定部 6 4 3 は、図 1 8 に示すように、横軸が歪み S 、縦軸が硬さ H の座標平面において、点 q 1 (S a , H a) 、点 q 2 (S b , H b) をプロットし、これら点 q 1 , q 2 を通る直線からなるグラフ G R H 3 を対応関係情報とする。このグラフ G R H 3 からなる対応関係情報は、本発明における物理量対応情報の実施の形態の一例である。

20

【 0 0 6 3 】

次に、ステップ S 1 7 では、前記色データ作成部 6 4 1 は、前記物理量データの歪み S を色情報に変換して色データを作成する。具体的には、前記色データ作成部 6 4 1 は、先ず前記物理量データにおける歪み S に対応する硬さ H を前記対応関係情報のグラフ G R H 3 に基づいて特定し、次に特定された硬さ H に対応する色情報を色情報変換グラフ G R H 4 (図示省略) に基づいて特定して、この特定された色情報に前記第一の物理量を変換する。前記色データは、本発明における第一弾性表示データの実施の形態の一例である。また、前記色情報変換グラフ G R H 4 は、本発明における対応情報の実施の形態の一例である。

30

【 0 0 6 4 】

前記色情報変換グラフ G R H 4 は、前記 M R I 装置 1 0 0 が、硬さ H を色情報に変換して M R I 弾性画像を作成するときに用いたものである。従って、生体組織において同一の弾性を有する部分は、前記色データ作成部 6 4 1 が作成した前記色データと、前記 M R I 装置 1 0 0 が作成した M R I 弾性画像データとにおいて、同一の色情報である。

【 0 0 6 5 】

ちなみに、前記色情報変換グラフ G R H 4 のデータは、前記 M R I 装置 1 0 0 から前記 H D D 1 0 又は前記メモリ 6 2 に記憶される。

40

【 0 0 6 6 】

次に、ステップ S 1 8 では、前記走査変換部 6 4 2 が前記色データを走査変換して超音波弾性画像データを作成する。そして、ステップ S 1 9 では、前記表示画像制御部 6 6 は、前記医用画像 G 1 ~ G 3 を前記表示部 7 に表示させる (図 5 参照) 。

【 0 0 6 7 】

前記医用画像 G 2 及び G 3 における超音波弾性画像 U E G は、前記超音波弾性画像データ作成部 6 4 において作成された超音波弾性画像データに基づいて表示される画像であり、前記医用画像 G 3 における M R I 弾性画像 M E G は、前記 M R I 装置 1 0 0 で作成され、前記メモリ 6 2 又は前記 H D D 1 0 に記憶された M R I 弾性画像データに基づいて表示される画像である。従って、前記表示部 7 に表示された超音波弾性画像 U E G 及び前記 M

50

R I 弾性画像 M E G は、生体組織において同一の弾性を有する部分が同一の色情報で表示される。

【 0 0 6 8 】

本例において、前記 H D D 1 0 又は前記メモリ 6 2 に記憶され、前記 M R I 装置 1 0 0 で作成された M R I 弾性画像データは、本発明における第二弾性表示データの実施の形態の一例である。前記 H D D 1 0 及び前記メモリ 6 2 は、本発明における記憶部の実施の形態の一例である。

【 0 0 6 9 】

ちなみに、前記医用画像 G 1 及び G 2 における B モード画像 B G 及び前記医用画像 G 2 における超音波弾性画像 U E G は、リアルタイムの画像である。そして、前記 B モード画像 B G 及び前記超音波弾性画像 U E G と前記 M R I 弾性画像 M E G とは同一断面の画像である。以下の各変形例においても同様である。

【 0 0 7 0 】

なお、前記点 p 1 , p 2 は M R I 画像 M G において設定されてもよい。この場合、前記点 p 1 ' , p 2 ' は前記 B モード画像 B G において特定される。

【 0 0 7 1 】

また、前記点 p 1 , p 2 の設定が行なわれて前記グラフ G R H 3 からなる対応関係情報が作成される場合には限られず、前記対応関係情報として、対応する硬さ H と歪み S とを定めた前記テーブル T a を用いてもよい。

【 0 0 7 2 】

また、この第一変形例において、前記 B モード画像 B G において前記点 p 1 のみが設定されるようになっていてもよい。この場合、前記色データ作成部 6 4 1 は、前記点 p 1 と前記 M R I 画像 M G において対応する前記 p 1 ' を特定して、前記点 p 1 における前記歪み S a に対応する前記硬さ H a に応じた色情報を前記色情報変換グラフ G R H 4 に基づいて特定し、前記物理量データにおいて、前記点 p 1 における歪み S a と同一の歪み S のデータを、前記特定された色情報に変換する。これにより、超音波弾性画像 U E G において、前記点 p 1 の弾性と同じ弾性を有する部分が、前記 M R I 弾性画像 M E G において、前記点 p 1 ' と同じ弾性を有する部分の色相と同一の色相で表示される。従って、本発明における第一弾性画像及び第二弾性画像において、生体組織において同一の弾性を有する部分のうち、一部分のみが同一の表示形態で表示されている場合が、本発明に含まれる。

【 0 0 7 3 】

また、前記点 p 1 のみが設定されると、この点 p 1 の弾性よりも硬い部分の超音波弾性画像 U E G を、M R I 弾性画像 M E G において前記点 p 1 ' よりも硬い部分の色相と同じ色相で表示させるようにしてもよい。

【 0 0 7 4 】

次に、第一実施形態の第二変形例について説明する。この第二変形例では、前記表示制御部 6 は図 3 に示す構成を有し、前記超音波弾性画像データ作成部 6 4 は図に示す構成を有する。

【 0 0 7 5 】

本例の作用について図 1 9 のフローチャートに基づいて説明する。ステップ S 2 1 ~ S 2 6 までは、図 1 6 のステップ S 1 1 ~ S 1 6 と同一の処理であり説明を省略する。ステップ S 2 7 では、前記超音波弾性画像データ作成部 6 4 が、前記ステップ S 2 4 において作成された前記物理量データに基づいて超音波弾性画像データを作成し、前記 M R I 弾性画像データ作成部 6 5 が、硬さ H の情報を色情報に変換して M R I 弾性画像データを作成する。

【 0 0 7 6 】

前記超音波弾性画像データの作成について説明すると、先ず前記色データ作成部 6 4 1 が、図 6 のフローチャートにおけるステップ S 4 と同様にして、歪み S に対応する所定数の色情報が割り当てられた色情報変換グラフ G R H 5 (図示省略、前記色情報変換グラフ G R H 1 と同一でもよい) に基づいて色データを作成する。この色データは、本発明にお

10

20

30

40

50

ける第一弾性表示データの実施の形態の一例であり、前記色データ作成部 6 4 1 は、本発明における第一弾性表示データ作成部の実施の形態の一例である。そして、前記走査変換部 6 4 2 は、前記色データを走査変換して超音波弾性画像データを作成する。

【0077】

次に、前記MRI弾性画像データの作成について説明すると、前記MRI弾性画像データ作成部 6 5 は、前記MRI装置 1 0 0 で算出されて前記メモリ 6 2 や前記HDD 1 0 に記憶された硬さHに対応する歪みSを前記対応関係情報のグラフGRH3 (図18)に基づいて特定する。次に前記MRI弾性画像データ作成部 6 5 は、特定された歪みSに対応する色情報を前記色情報変換グラフGRH5に基づいて特定し、この特定された色情報に前記硬さHを変換してMRI弾性画像データを作成する。従って、生体組織において同一の弾性を有する部分は、このステップS27で作成された前記超音波弾性画像データと前記MRI弾性画像データとにおいて、同一の色情報である。

10

【0078】

ちなみに、前記ステップS27で作成された前記MRI弾性画像データは、本発明における第二弾性表示データの実施の形態の一例であり、前記MRI弾性画像データ作成部 6 5 は、本発明における第二弾性表示データ作成部の実施の形態の一例である。

【0079】

ステップS27で超音波弾性画像データ及びMRI弾性画像データが作成されると、ステップS28の処理へ移行する。このステップS28では、前記表示画像制御部 6 6 は、前記医用画像G1～G3を前記表示部7に表示させる。

20

【0080】

前記医用画像G2及びG3における超音波弾性画像UEGは、前記ステップS27において作成された超音波弾性画像データに基づいて表示される画像であり、前記医用画像G3におけるMRI弾性画像MEGは、前記ステップS27において作成されたMRI弾性画像データに基づいて表示される画像である。従って、前記表示部7に表示された超音波弾性画像UEG及び前記MRI弾性画像MEGは、生体組織において同一の弾性を有する部分が同一の色情報で表示される。

【0081】

なお、この第二変形例においても、第一変形例と同様に前記Bモード画像BGにおいて前記点p1のみが設定されるようになっていてもよい。この場合、前記MRI弾性画像データ作成部 6 5 は、前記点p1と前記MRI画像MGにおいて対応する前記点p1'を特定し、この点p1'における前記硬さHaに対応する前記歪みSaに応じた色情報を前記色情報変換グラフGRH5に基づいて特定して、前記点p1'における硬さHaと同一の硬さHのデータを、前記特定された色情報に変換する。これにより、MRI弾性画像MEGにおいて、前記点p1'と同じ弾性を有する部分が、前記超音波弾性画像UEGにおいて、前記点p1と同じ弾性を有する部分の色相と同一の色相で表示される。

30

【0082】

また、前記点p1のみが設定されると、この点p1の弾性よりも硬い部分のMRI弾性画像MEGを、超音波弾性画像UEGにおいて前記点p1'の弾性よりも硬い部分の色相と同じ色相で表示させるようにしてもよい。

40

【0083】

次に、第三変形例について説明する。この第三変形例では、前記表示制御部 6 は、図14と同一の構成になっている。また、前記超音波弾性画像データ作成部 6 4 は、図20に示すように前記色データ作成部 6 4 1 及び前記走査変換部 6 4 2 の他、対応関係情報作成部 6 4 3' 及び再作成色データ作成部 6 4 4 を有する。この再作成色データ作成部 6 4 4 は、本発明における第三弾性表示データ作成部の実施の形態の一例である。

【0084】

本例の作用について図21のフローチャートに基づいて説明する。ステップS31～S35までは、図16のステップS11～S15及び図19のステップS21～S25と同一の処理であり説明を省略する。ステップS35において点p1, p2の設定が行なわれ

50

ると、ステップ S 3 6 では、前記対応関係情報作成部 6 4 3 ' が、色データの色情報と M R I 弾性画像データの色情報との対応関係を表わす対応関係情報を作成する。この対応関係情報は、本発明における表示形態対応情報の実施の形態の一例である。

【 0 0 8 5 】

前記色データは、前記ステップ S 3 4 において作成された前記物理量データに基づいて、前記色データ作成部 6 4 1 が作成する。この色データ作成部 6 4 1 は、前記色情報変換グラフ G R H 5 に基づいて色データを作成する。この色データは、本発明における第一弾性表示データの実施の形態の一例であり、前記色データ作成部 6 4 1 は、本発明における第一弾性表示データ作成部の実施の形態の一例である。

【 0 0 8 6 】

前記 M R I 弾性画像データは、前記 M R I 装置 1 0 0 で作成され前記メモリ 6 2 又は前記 H D D 1 0 に記憶されたデータである。

【 0 0 8 7 】

ちなみに、前記色データ作成部 6 4 1 によって作成された色データを、前記走査変換部 6 4 2 が走査変換して超音波弾性画像データを作成してもよい。そして、前記ステップ S 3 5 において、前記超音波弾性画像データに基づく超音波弾性画像 U E G と B モード画像 B G とが合成された画像において前記点 p 1 , p 2 が設定されてもよい。この場合の前記超音波弾性画像 U E G は、本発明における第一弾性表示データに基づく生体組織の弾性画像の実施の形態の一例である。

【 0 0 8 8 】

本例の前記対応関係情報は、前記色データと前記 M R I 弾性画像データとで、生体組織の弾性が同一である色情報が定められた情報である。具体的には、前記対応関係情報作成部 6 4 3 ' は、上述のステップ S 1 6 (図 1 6 参照) 及びステップ S 2 6 と同様に、先ず前記 M R I 画像 M G において前記点 p 1 , p 2 と対応する点 p 1 ' , p 2 ' を特定する。

【 0 0 8 9 】

ちなみに、前記表示部 7 に超音波弾性画像 U E G 及び M R I 弾性画像 M E G を表示させ、点 p 1 , p 2 が前記超音波弾性画像 U E G に設定され、前記 M R I 弾性画像 M E G において前記点 p 1 , p 2 と対応する点 p 1 ' , p 2 ' が特定されるようにしてもよい。この場合、ここで表示される前記超音波弾性画像 U E G は、前記色データ作成部 6 4 1 において作成された色データに基づく画像である。また、ここで表示される前記 M R I 弾性画像 M E G は、前記 M R I 装置 1 0 0 で作成された M R I 弾性画像データに基づく画像である。

【 0 0 9 0 】

点 p 1 及び点 p 1 ' は生体組織において同一位置なので同一の弾性を有する。従って、点 p 1 における色情報 C 1 と点 p 1 ' における色情報 C 1 ' とが同一の弾性を有する。また、点 p 2 及び点 p 2 ' は生体組織において同一位置なので同一の弾性を有する。従って、点 p 2 における色情報 C 2 と点 p 2 ' における色情報 C 2 ' とが同一の弾性を有する。前記対応関係情報特定部 6 4 3 ' は、図 2 2 に示すように、横軸が前記色データの色情報、縦軸が前記 M R I 弾性画像データの色情報である座標平面において、点 q 3 (C 1 , C 1 ')、点 q 4 (C 2 , C 2 ') をプロットし、これら点 q 3 , q 4 を通る直線からなる

【 0 0 9 1 】

次に、ステップ S 3 7 では、前記超音波弾性画像データ作成部 6 4 が超音波弾性画像データを作成する。詳しく説明すると、先ず前記再作成色データ作成部 6 4 4 が、前記色データ作成部 6 4 1 で作成された色データに基づいて再作成色データを作成する。具体的には、先ず前記再作成色データ作成部 6 4 4 が、前記色データの色情報に対応する前記 M R I 弾性画像データの色情報を前記対応関係情報のグラフ G R H 6 に基づいて特定する。そして、前記再作成色データ作成部 6 4 4 は、前記色データの色情報を、前記グラフ G R H 6 に基づいて特定された対応する前記 M R I 弾性画像データの色情報に変換して再作成色データを作成する。この再作成色データは、本発明における第三弾性表示データの実施の

10

20

30

40

50

形態の一例である。

【 0 0 9 2 】

生体組織において同一の弾性を有する部分は、前記再作成色データと前記 M R I 弾性画像データとにおいて、同一の色情報である。

【 0 0 9 3 】

次に、前記走査変換部 6 4 2 は、前記再作成色データを走査変換して前記超音波弾性画像データを作成する。

【 0 0 9 4 】

ステップ S 3 7 において超音波弾性画像データが作成されると、ステップ S 3 8 では、前記表示画像制御部 6 6 は、前記医用画像 G 1 ~ G 3 を前記表示部 7 に表示させる（図 5 参照）。

10

【 0 0 9 5 】

前記医用画像 G 2 及び G 3 における超音波弾性画像 U E G は、前記ステップ S 3 7 において作成された超音波弾性画像データに基づいて表示される画像であり、前記医用画像 G 3 における M R I 弾性画像 M E G は、前記 M R I 装置 1 0 0 で作成され、前記メモリ 6 2 又は前記 H D D 1 0 に記憶された M R I 弾性画像データに基づいて表示される画像である。従って、前記表示部 7 に表示された超音波弾性画像 U E G 及び前記 M R I 弾性画像 M E G は、生体組織において同一の弾性を有する部分が同一の色情報で表示される。

【 0 0 9 6 】

なお、この第三変形例においても、前記点 p 1 のみが設定されるようになっていてもよい。この場合、前記再作成色データ作成部 6 4 4 は、前記点 p 1 と前記 M R I 画像 M G において対応する点 p 1 ' を特定し、前記色データにおいて、前記点 p 1 の色情報と同一の色情報を、前記点 p 1 ' における前記 M R I 弾性画像データの色情報に変換する。これにより、超音波弾性画像 U E G において、前記点 p 1 の弾性と同じ弾性を有する部分が、前記 M R I 弾性画像 M E G において、前記点 p 1 ' と同じ弾性を有する部分の色相と同一の色相で表示される。

20

【 0 0 9 7 】

また、前記点 p のみが設定されると、この点 p 1 の弾性よりも硬い部分の超音波弾性画像 U E G を、M R I 弾性画像 M E G において前記点 p 1 ' よりも硬い部分の色相と同じ色相で表示させるようにしてもよい。

30

【 0 0 9 8 】

次に、第四変形例について説明する。この第四変形例では、前記表示制御部 6 は、図 2 3 に示すように、前記位置算出部 6 1、前記メモリ 6 2、前記 B モード画像データ作成部 6 3、前記超音波弾性画像データ作成部 6 4 及び前記表示画像制御部 6 6 の他、再作成 M R I 弾性画像データ作成部 6 7 を有している。前記再作成 M R I 弾性画像データ作成部 6 7 は、本発明における第四弾性表示データ作成部の実施の形態の一例である。また、前記超音波弾性画像データ作成部 6 4 は、図 2 4 に示すように、前記色データ作成部 6 4 1、前記走査変換部 6 4 2 及び前記対応関係情報作成部 6 4 3 ' を有している。

【 0 0 9 9 】

本例の作用について図 2 5 のフローチャートに基づいて説明する。ステップ S 4 1 ~ S 4 6 までは、図 2 1 のステップ S 3 1 ~ S 3 6 と同一の処理であり説明を省略する。ステップ S 4 7 では、前記超音波弾性画像データ作成部 6 4 が超音波弾性画像データを作成し、前記再作成 M R I 弾性画像データ作成部 6 7 が、前記 M R I 装置 1 0 0 で作成され、前記メモリ 6 2 又は前記 H D D 1 0 に記憶された M R I 弾性画像データに基づいて、再作成 M R I 弾性画像データを作成する。

40

【 0 1 0 0 】

前記超音波弾性画像データ作成部 6 4 においては、前記色データ作成部 6 4 1 によって作成された前記色データを前記走査変換部 6 4 2 が走査変換して前記超音波弾性画像データを作成する。また、前記再作成 M R I 弾性画像データ作成部 6 7 は、前記 M R I 弾性画像データの色情報に対応する前記色データの色情報を前記対応関係情報のグラフ G R H 6

50

(図22参照)に基づいて特定する。そして、前記再作成MRI弾性画像データ作成部67は、前記MRI弾性画像データの色情報を、前記グラフGRH6に基づいて特定された前記色データの色情報に変換して再作成MRI弾性画像データを作成する。この再作成MRI弾性画像データは、本発明における第四弾性表示データの実施の形態の一例である。

【0101】

生体組織において同一の弾性を有する部分は、前記再作成MRI弾性画像データと前記色データとにおいて、同一の色情報である。

【0102】

次に、ステップS48では、前記表示画像制御部66は、前記医用画像G1～G3を前記表示部7に表示させる(図5参照)。

【0103】

前記医用画像G2及びG3における超音波弾性画像UEGは、前記ステップS47において作成された超音波弾性画像データに基づいて表示される画像であり、前記医用画像G3におけるMRI弾性画像MEGは、前記ステップS47において作成された再作成MRI弾性画像データに基づいて表示される画像である。従って、前記表示部7に表示された超音波弾性画像UEG及び前記MRI弾性画像MEGは、生体組織において同一の弾性を有する部分が同一の色情報で表示される。

【0104】

ちなみに、本例においても第三変形例と同様に前記MRI装置100で作成されたMRI弾性画像データに基づくMRI弾性画像MEGを表示させてもよい。この場合のMRI弾性画像MEGは、本発明における第二弾性表示データに基づく生体組織の弾性画像の実施の形態の一例である。

【0105】

なお、この第四変形例においても、前記点pのみが設定されるようになっていてもよい。この場合、前記再作成MRI弾性画像データ作成部67は、前記点p1と前記MRI画像MGにおいて対応する点p1'を特定し、前記MRI弾性画像データにおいて、前記点p1'の色情報と同一の色情報を、前記点p1における前記色データの色情報に変換する。これにより、MRI弾性画像MEGにおいて、前記点p1'と同じ弾性を有する部分が、前記超音波弾性画像UEGにおいて、前記点p1と同じ弾性を有する部分の色相と同一の色相で表示される。

【0106】

以上、本発明を前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、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。

【0107】

また、図26に示すように、前記表示制御部6は、MRI装置100で算出された硬さHの値Nを前記表示部7に表示させる数値表示制御部68を有していてもよい。この場合、図27に示すように、前記医用画像G2における前記超音波弾性画像UEGにおいて、操作者が前記操作部8のトラックボール等を用いて計測部位R3を設定すると、前記数値表示制御部68は、MRI弾性画像MUGにおいて前記計測用領域R3と生体組織において同一位置を特定し、その位置の硬さHの値Nを前記表示部7に表示させる。前記数値表示制御部68は本発明における数値表示制御部の実施の形態の一例である。

【0108】

ちなみに、図26に示す表示制御部6は、図3に示す表示制御部6の構成に前記数値表示制御部68を加えた構成になっているが、図14、図23における表示制御部6の構成

10

20

30

40

50

に前記数値表示制御部 6 8 を加えた構成になっていてもよい（図示省略）。

【 0 1 0 9 】

また、図 2 8 に示すように、前記表示画像制御部 6 6 が、超音波弾性画像 U E G と M R I 弾性画像 M E G とを並べて表示させてもよく、操作者が前記操作部 8 を用いて前記 M R I 弾性画像 M E G に前記計測部位 R 3 を設定し、前記数値表示制御部 6 7 は、前記計測部位 R 3 の硬さ H の値 N を表示させるようにしてもよい。

【 0 1 1 0 】

また、前記表示画像制御部 6 6 は、前記 B モード画像 B G からなる医用画像 G 1、前記 B モード画像 B G と前記超音波弾性画像 U E G とが合成された画像からなる医用画像 G 2 及び前記 M R I 弾性画像 M E G と前記超音波弾性画像 U E G とが合成された画像からなる医用画像 G 3 と並べて、特に図示しないが M R I 画像を前記表示部 7 に表示させてもよい。

10

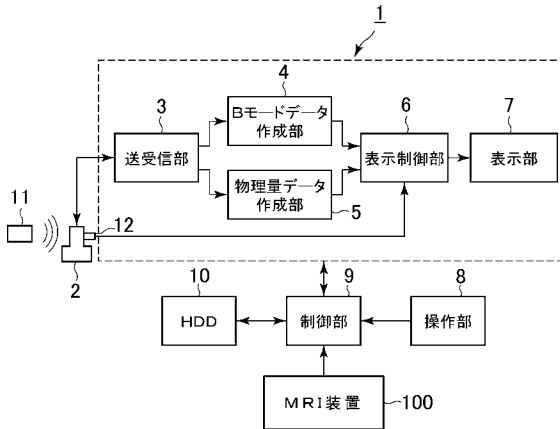
【 符号の説明 】

【 0 1 1 1 】

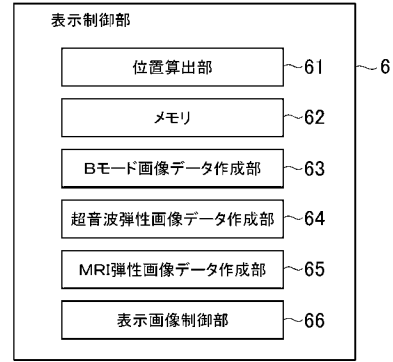
- 1 超音波画像表示装置
- 5 物理量データ作成部（物理量算出部）
- 8 操作部（入力部）
- 1 0 H D D（記憶部）
- 6 2 メモリ（記憶部）
- 6 5 M R I 弾性画像データ作成部（第二弾性表示データ作成部）
- 6 6 表示画像制御部
- 6 7 再作成 M R I 弾性画像データ作成部（第四弾性表示データ作成部）
- 6 8 数値表示制御部
- 1 0 0 M R I 装置
- 6 4 1 色データ作成部（第一弾性表示データ作成部）
- 6 4 4 再作成色データ作成部（第三弾性表示データ作成部）

20

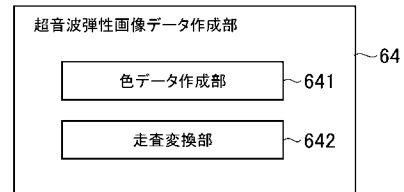
【図 1】



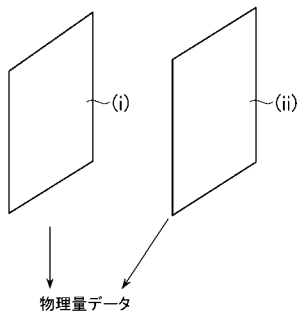
【図 3】



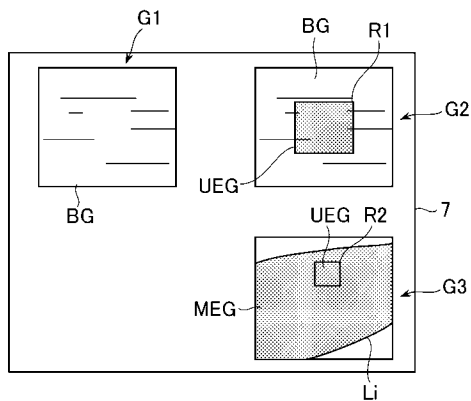
【図 4】



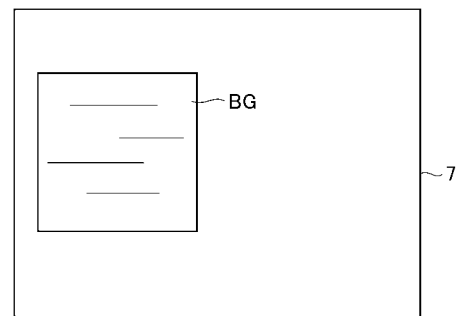
【図 2】



【図 5】



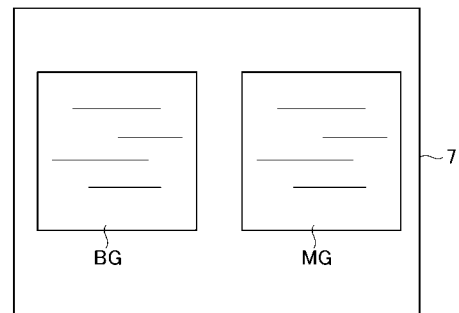
【図 7】



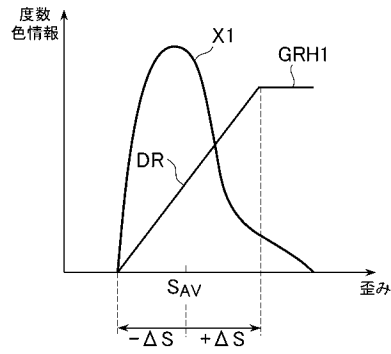
【図 6】



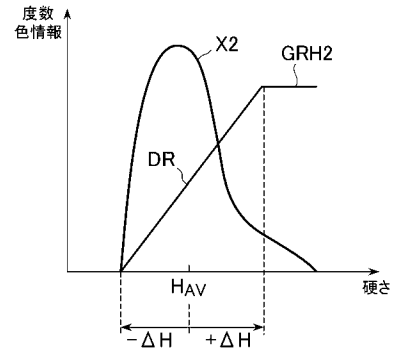
【図 8】



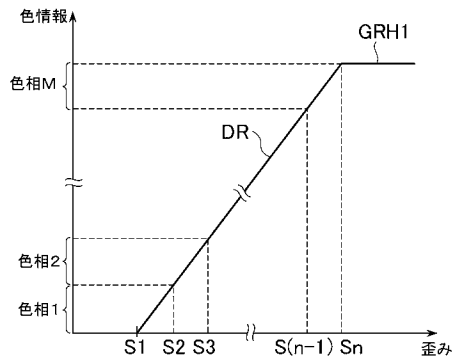
【図 9】



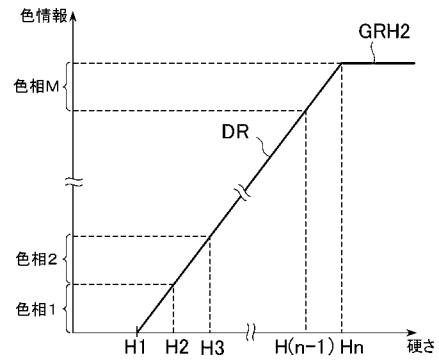
【図 1 1】



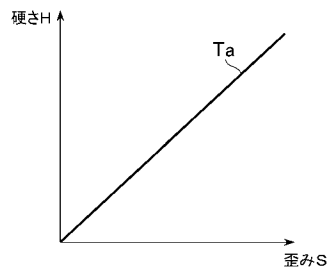
【図 1 0】



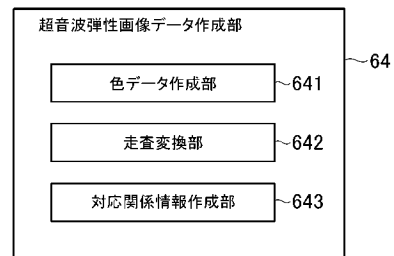
【図 1 2】



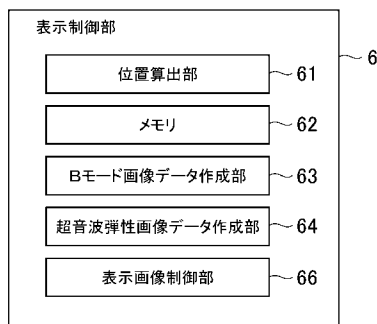
【図 1 3】



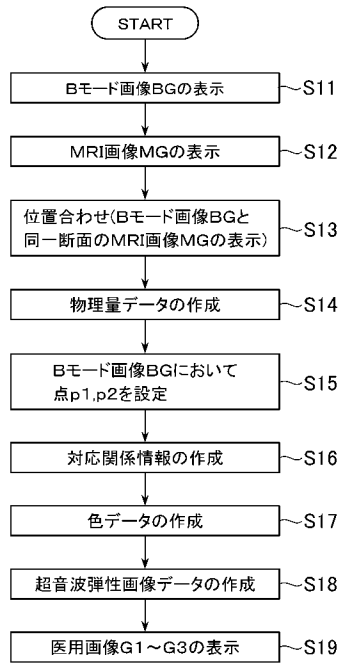
【図 1 5】



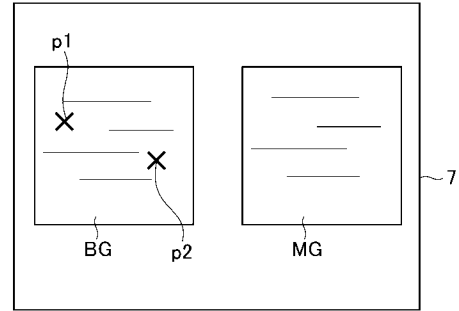
【図 1 4】



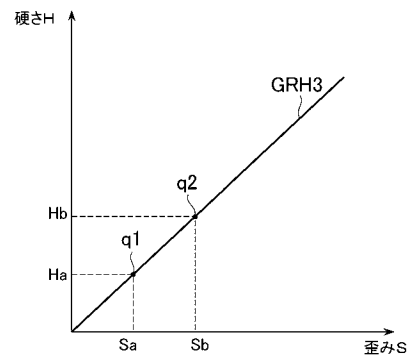
【図 16】



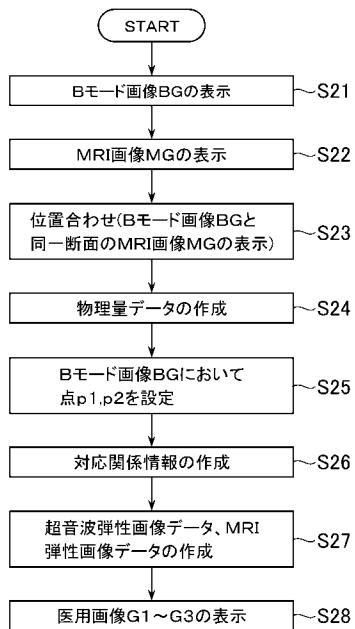
【図 17】



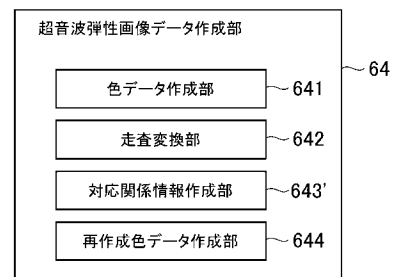
【図 18】



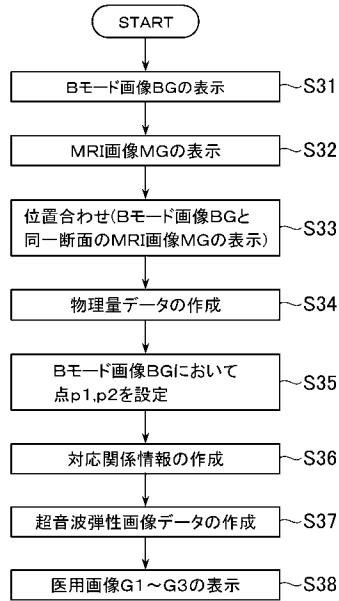
【図 19】



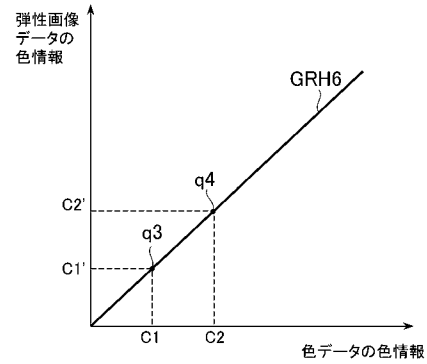
【図 20】



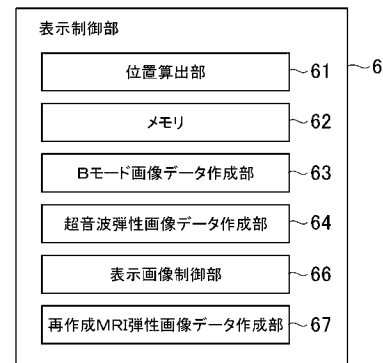
【図 2 1】



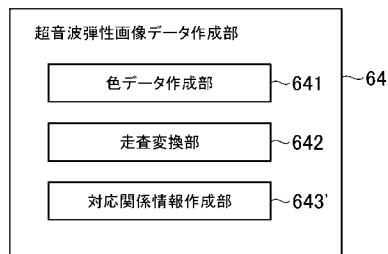
【図 2 2】



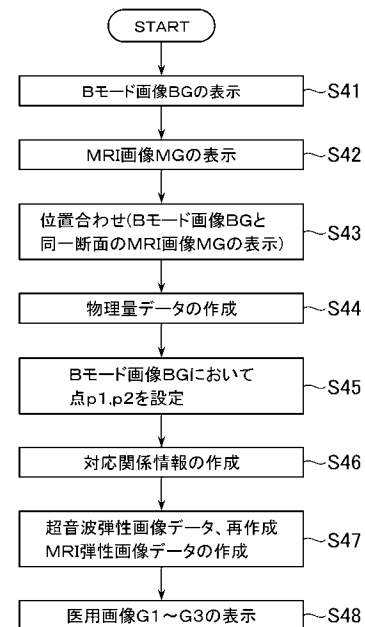
【図 2 3】



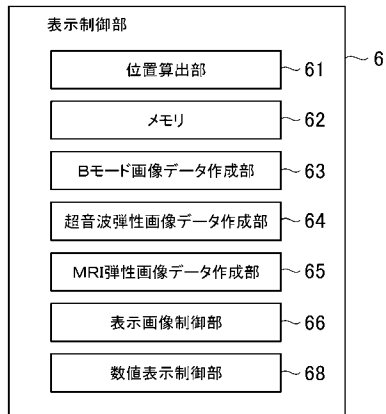
【図 2 4】



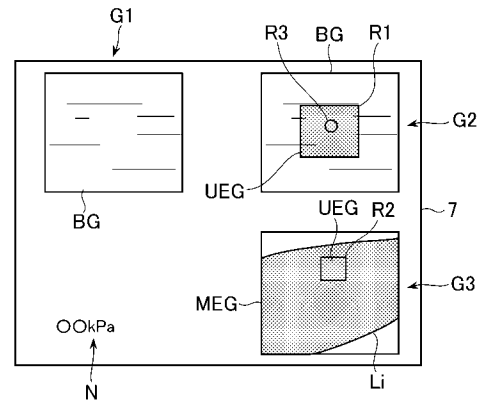
【図 2 5】



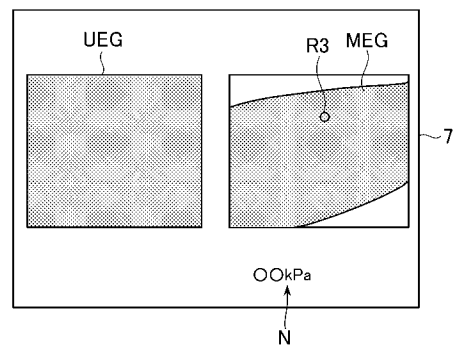
【図 26】



【図 27】



【図 28】



专利名称(译)	医学图像显示装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2012115383A	公开(公告)日	2012-06-21
申请号	JP2010266394	申请日	2010-11-30
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 A61B5/055		
CPC分类号	G01S7/52074 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/5261 G01R33/5608 G01R33/56358 G01S7/52042 G01S7/52071 G06T11/001		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/05.380 A61B5/05.390 A61B5/055.380 A61B5/055.390		
F-TERM分类号	4C096/AA18 4C096/AB50 4C096/AD15 4C096/DC33 4C096/DD07 4C601/DD19 4C601/EE30 4C601/JC15 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL33		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP5373749B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供显示对诊断有用的图像的医学图像显示设备。解决方案：该医学图像显示设备包括：显示图像控制部分，其制作具有与应变对应的显示形式的超声波弹性图像UEG;以及MRI（磁共振成像）弹性图像MEG，其具有与在MRI设备中计算的硬度相对应的显示形式显示。显示图像控制部分使得以相同的显示形式显示生物组织中具有相同弹性的部分的图像被显示为超声弹性图像UEG和MRI弹性图像MEG。

