

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5373749号  
(P5373749)

(45) 発行日 平成25年12月18日(2013.12.18)

(24) 登録日 平成25年9月27日(2013.9.27)

(51) Int. Cl. F I  
**A 6 1 B 8/08 (2006.01)** A 6 1 B 8/08  
**A 6 1 B 5/055 (2006.01)** A 6 1 B 5/05 3 8 0  
 A 6 1 B 5/05 3 9 0

請求項の数 17 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2010-266394 (P2010-266394)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2012-115383 (P2012-115383A)		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
(43) 公開日	平成24年6月21日(2012.6.21)	(74) 代理人	100106541
審査請求日	平成23年6月27日(2011.6.27)		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	樋口 宗彦

最終頁に続く

(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) 【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、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。

【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。

【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、

10

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、前記物理量対応情報に基づいて、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。

20

【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第二の物理量を特定して、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して、該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

30

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 5】

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 に記載の医用画像表示装置。

【請求項 6】

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 5 に記載の医用画像表示装置。

【請求項 7】

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、

40

前記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て、該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。

【請求項 8】

50

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 7 に記載の医用画像表示装置。

【請求項 9】

前記物理量対応情報は、前記医用画像表示装置で得られた前記生体組織の画像及び前記他の医用画像表示装置で得られた前記生体組織の画像において特定された前記生体組織における同一位置の前記第一の物理量と前記第二の物理量とに基づいて作成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医用画像表示装置。

【請求項 10】

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、  
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、  
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ものであり、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  
ことを特徴とする医用画像表示装置。

10

20

【請求項 11】

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せることを特徴とする請求項 10 に記載の医用画像表示装置。

30

【請求項 12】

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、  
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、  
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ものであり、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

40

50

ことを特徴とする医用画像表示装置。

【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 12 に記載の医用画像表示装置。

【請求項 14】

前記表示形態対応情報は、前記医用画像表示装置で得られた前記生体組織の画像及び前記他の医用画像表示装置で得られた前記生体組織の画像において特定された前記生体組織における同一位置の前記第一表示形態情報と前記第二表示形態情報とに基づいて作成されることを特徴とする請求項 10 ~ 13 のいずれか一項に記載の医用画像表示装置。

【請求項 15】

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 ~ 14 のいずれか一項に記載の医用画像表示装置。

【請求項 16】

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 ~ 15 のいずれか一項に記載の医用画像表示装置。

【請求項 17】

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、前記物理量算出機能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、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】

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 (Magnetic Resonance Imaging) 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

【特許文献 2】特開 2004 - 283372 号公報

10

20

30

40

50

## 【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。

## 【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】

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】

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。

【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MRI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】MRI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

20

30

40

50

【図 1 2】図 1 1 に示す色情報変換グラフを説明する図である。

【図 1 3】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 1 4】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 1 5】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 1 6】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 1 7】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。

【図 1 8】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。

10

【図 1 9】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 2 0】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 2 1】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 2 2】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 2 3】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 2 4】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。

20

【図 2 5】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 2 6】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 2 7】計測部位が設定された表示部の一例を示す図である。

【図 2 8】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。

30

【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】

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 12 が設けられている。そして、この磁気センサ 12 により、磁気発生コイルからなる前記磁気発生部 11 から発生する磁気を検出されるようになっている。前記磁気センサ 12 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る。前記磁気センサ 12 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てもよいし、無線で入力されるようになっていてもよい。

40

【0012】

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

50

物理量データ作成部 5 へ出力される。

【 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。

10

【 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。

【 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る。前記表示制御部 6 は、図 3 に示すように位置算出部 61、メモリ 62、B モード画像データ作成部 63、超音波弾性画像データ作成部 64、MRI 弾性画像データ作成部 65、表示画像制御部 66 を有している。

20

【 0 0 1 7 】

前記位置算出部 61 は、前記磁気センサ 12 からの磁気検出信号に基づいて、前記磁気発生部 11 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 61 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。

30

【 0 0 1 8 】

前記メモリ 62 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 62 に記憶される。前記メモリ 62 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てもよい。

【 0 0 1 9 】

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 HDD 10 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。

40

【 0 0 2 0 】

前記 HDD 10 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。

【 0 0 2 1 】

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

50

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。

10

【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  
20  
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  
30  
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づいて、図5に示すように、医用画像G1、G2、G3を表示させる(表示画像制御機能  
40  
)。前記医用画像G1はBモード画像BGからなり、前記医用画像G2はBモード画像BGと超音波弾性画像UEGとが合成された画像からなり、前記医用画像G3はMRI弾性画像MEGと前記超音波弾性画像UEGとが合成された画像からなる。ちなみに、前記医用画像G3において、符号Liは肝臓を示している。前記医用画像G3は、前記医用画像G1、G2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MRI弾性画像MEGは、前記超音波弾性画像UEGや前記Bモード画像BGよりも広範囲の画像になっている。

【0029】

前記超音波弾性画像UEG及び前記MRI弾性画像MEGは、生体組織の弾性に  
50  
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  
50  
応じた色からなる画像である。



前記超音波弾性画像UEG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MRI弾性画像MEG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66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。

【0030】

前記表示画像制御部66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G2として表示させる。この医用画像G2において、前記超音波弾性画像UEGは、Bモード画像BG上に設定された関心領域R1内に背景のBモード画像BGが透けるようにして表示されている。前記関心領域R1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。

10

【0031】

また、前記表示画像制御部66は、前記医用画像G3として、MRI弾性画像MEGの一部に前記超音波弾性画像UEG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UEGは、前記MRI弾性画像MEG上に設定された関心領域R2内に表示される。

【0032】

ちなみに、前記医用画像G1~G3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ROI1及び前記ROI2は、生体組織の同一位置に設定される。

【0033】

前記表示画像制御部66は、前記Bモード画像データに基づいてBモード画像BGのみを表示してもよく(図7参照)、前記MRI画像データに基づいてMRI画像MGを表示させてもよい(図8参照)。

20

【0034】

前記表示部7は、例えばLCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)などで構成される。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。

【0035】

前記制御部9は、CPU(Central Processing Unit)で構成され、前記HDD10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。

30

【0036】

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G1~G3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G1~G3を表示させるにあたっては、ステップS1~S3の処理を行なって、超音波画像(前記Bモード画像BG及び前記超音波弾性画像UEG)の座標系と前記MRI弾性画像MEGや前記MRI画像MG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S1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BGを、図7に示すように前記表示部7に表示させる。

40

【0037】

次に、ステップS2では、前記表示画像制御部66は前記HDD10又は前記メモリ62に記憶されたMRI画像データに基づくMRI画像MGを、図8に示すように前記Bモード画像BG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MRI画像MGを表示させる。

【0038】

次に、ステップS3では、前記Bモード画像BGの座標系と前記MRI画像MGの座標

50

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。

**【 0 0 3 9 】**

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 6 1 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。

**【 0 0 4 0 】**

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 6 6 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 6 6 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 6 6 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。

**【 0 0 4 1 】**

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。

**【 0 0 4 2 】**

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。

**【 0 0 4 3 】**

詳細に説明すると、前記色データ作成部 6 4 1 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 6 4 1 は、図 9 に示すように、前記関心領域 R 1 内の歪みの分布 X 1 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 G R H 1 を設定し、この色情報変換グラフ G R H 1 に基づいて色情報への変換を行なう。

**【 0 0 4 4 】**

前記色情報変換グラフ G R H 1 について説明すると、この色情報変換グラフ G R H 1 は歪み S と色との対応情報であり、図 1 0 に示すように、横軸は歪み S を表わし、縦軸は色

10

20

30

40

50

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 = 2 5 6) の色相情報を有している。前記色情報変換グラフ G R H 1 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。

【 0 0 4 5 】

ここで、前記色相情報変換グラフ G R H 1 において傾きを有する部分をダイナミックレンジ D R と云うものとする。このダイナミックレンジ D R 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 S 1 以上 S 2 未満については色相 1 に変換され、歪み S 2 以上 S 3 未満については色相 2 に変換され、歪み S ( n - 1 ) 以上 S n 以下については色相 M に変換される。

【 0 0 4 6 】

ちなみに、前記ダイナミックレンジ D R 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 G R H 1 において水平部分にあたる歪み S n よりも大きい歪みについては色相 M に変換される。

【 0 0 4 7 】

前記ダイナミックレンジ D R は、前記関心領域 R 1 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 6 4 1 は、先ず前記関心領域 R 1 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  $\pm S$  の歪みの範囲に前記ダイナミックレンジ D R を設定する。

【 0 0 4 8 】

このようにして設定される前記色情報変換グラフ G R H 1 に基づいて、前記色データ作成部 6 4 1 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 6 4 2 が走査変換して超音波弾性画像データを作成する。

【 0 0 4 9 】

また、前記 M R I 弾性画像データ作成部 6 5 は、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。前記 M R I 弾性画像データ作成部 6 5 は、図 1 1 に示すように、前記関心領域 R 2 内の硬さ H の分布 X 2 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 G R H 2 を設定し、この色情報変換グラフ G R H 2 に基づいて色情報への変換を行なって M R I 弾性画像データを作成する。前記色情報変換グラフ G R H 2 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。

【 0 0 5 0 】

前記色情報変換グラフ G R H 2 は、硬さ H と色との対応情報であり、図 1 2 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 G R H 2 は、前記色情報変換グラフ G R H 1 と同一の色相情報 (すなわち、色相 1 ~ 色相 M) を有している。

【 0 0 5 1 】

前記色情報変換グラフ G R H 2 のダイナミックレンジ D R において、硬さ H 1 以上 H 2 未満については色相 1 に変換され、硬さ H 2 以上 H 3 未満については色相 2 に変換され、硬さ H ( n - 1 ) 以上 H n 未満については色相 M に変換される。

【 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  $\pm H$  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 H と歪みの範囲である前記 S 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。

10

20

30

40

50

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MRI弾性画像データ作成部65は、前記テーブルT aに基づいて前記Sに対応する前記Hを求め前記ダイナミックレンジDRを設定し前記色情報変換グラフGRH2を設定する。

【0054】

硬さH1以上H2未満の範囲は、歪みS1以上S2未満の範囲と生体組織の弾性が同一になっている。硬さH2以上H3未満の範囲は、歪みS2以上S3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Hn以下の範囲は、歪みS(n-1)以上Sn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GRH2に基づいて作成されたMRI弾性画像データと、前記超音波弾性画像データと

10

【0055】

ちなみに、前記ダイナミックレンジDRの設定は上述に限られず、例えば前記関心領域R1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DRを設定して前記色情報変換グラフGRH1を作成し、前記関心領域R2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DRを設定して前記色情報変換グラフGRH2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GRH1, 2を作成した場合であっても、前記関心領域R1及び前記関心領域R2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GRH1, GRH2に基づいて作成された色データ及びMRI弾性画像データにおいて、同一の色情報にな

20

【0056】

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。

【0057】

次に、第一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。この第一変形例では、図14に示すように、前記表示制御部6は前記MRI弾性画像データ作成部65を有しておらず、前記位置算出部61、前記メモリ62、前記Bモード画像データ作成部63、前記超音波弾性画像データ作成部64及び前記表示画像制御部66を

30

【0058】

本例の作用について図16のフローチャートに基づいて説明する。ステップS11~S13までは、図6のステップS1~S3までと同一の処理であり説明を省略する。ステップS13の処理が終了すると、ステップS14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。

【0059】

次に、ステップS15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BG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17に示すように前記Bモード画像BGにおいて、任意の点p1, p2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UEGとBモード画像BGとが合成された画像において前記点p1, p2が設定されてもよい。

40

【0060】

次に、ステップS16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るものとする。

50

## 【 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。

10

## 【 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。

20

## 【 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。

## 【 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  $G 1 \sim G 3$  を前記表示部 7 に表示させる ( 図 5 参照 ) 。

30

## 【 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 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。

40

## 【 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

50

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MRI画像MG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BG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GRH3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Ta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BG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641は、前記点  $p_1$  と前記MRI画像MG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GRH4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UEGにおいて、前記点  $p_1$  の弾性と同一弾性を有する部分が、前記MRI弾性画像MEGにおいて、前記点  $p_1$  と同一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UEGを、MRI弾性画像MEG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64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19のフローチャートに基づいて説明する。ステップS21~S26までは、図16のステップS11~S16と同一の処理であり説明を省略する。ステップS27では、前記超音波弾性画像データ作成部64が、前記ステップS24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MRI弾性画像データ作成部65が、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。

【 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641が、図6のフローチャートにおけるステップS4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GRH5(図示省略、前記色情報変換グラフGRH1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641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642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。

【 0 0 7 7 】

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65は、前記MRI装置100で算出されて前記メモリ62や前記HDD10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65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

10

20

30

40

50

記MRI弾性画像データとにおいて、同一の色情報である。

【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。

【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66は、前記医用画像G1～G3を前記表示部7に表示させる。

【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65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。

【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。

【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64は、図20に示すように前記色データ作成部641及び前記走査変換部642の他、対応関係情報作成部643及び再作成色データ作成部644を有する。この再作成色データ作成部644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の設定が行なわれると、ステップS36では、前記対応関係情報作成部643が、色データの色情報とMRI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。

【0085】

前記色データは、前記ステップS34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641が作成する。この色データ作成部641は、前記色情報変換グラフGRH5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641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。

【0086】

前記MRI弾性画像データは、前記MRI装置100で作成され前記メモリ62又は前

10

20

30

40

50

記HDD10に記憶されたデータである。

【0087】

ちなみに、前記色データ作成部641によって作成された色データを、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してもよい。そして、前記ステップS35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UEGとBモード画像BGとが合成された画像において前記点p1, p2が設定されてもよい。この場合の前記超音波弾性画像UEG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。

【0088】

本例の前記対応関係情報は、前記色データと前記MRI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643は、上述のステップS16(図16参照)及びステップS26と同様に、先ず前記MRI画像MGにおいて前記点p1, p2と対応する点p1, p2を特定する。

10

【0089】

ちなみに、前記表示部7に超音波弾性画像UEG及びMRI弾性画像MEGを表示させ、点p1, p2が前記超音波弾性画像UEGに設定され、前記MRI弾性画像MEGにおいて前記点p1, p2と対応する点p1, p2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UEGは、前記色データ作成部641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MRI弾性画像MEGは、前記MRI装置100で作成されたMRI弾性画像データに基づく画像である。

20

【0090】

点p1及び点p1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p1における色情報C1と点p1における色情報C1とが同一の弾性を有する。また、点p2及び点p2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p2における色情報C2と点p2における色情報C2とが同一の弾性を有する。前記対応関係情報特定部643は、図22に示すように、横軸が前記色データの色情報、縦軸が前記MRI弾性画像データの色情報である座標平面において、点q3(C1, C1)、点q4(C2, C2)をプロットし、これら点q3, q4を通る直線からなるグラフGRH6を対応関係情報とする。

30

【0091】

次に、ステップS37では、前記超音波弾性画像データ作成部64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644が、前記色データ作成部641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644が、前記色データの色情報に対応する前記MRI弾性画像データの色情報を前記対応関係情報のグラフGRH6に基づいて特定する。そして、前記再作成色データ作成部644は、前記色データの色情報を、前記グラフGRH6に基づいて特定された対応する前記MRI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形態の一例である。

40

【0092】

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MRI弾性画像データとにおいて、同一の色情報である。

【0093】

次に、前記走査変換部642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。

【0094】

ステップS37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S38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)。

50



## 【 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。

## 【 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。

## 【 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。

## 【 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 (図 2 2 参照)に基づいて特定する。そして、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を、前記グラフ G R H 6 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 M R I 弾性画像データを作成する。この再作成 M R I 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。

## 【 0 1 0 1 】

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 M R I 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。

## 【 0 1 0 2 】

次に、ステップ S 4 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)。

## 【 0 1 0 3 】

10

20

30

40

50

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 4 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、前記ステップ S 4 7 において作成された再作成 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 1 0 4 】

ちなみに、本例においても第三変形例と同様に前記 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 M R I 弾性画像 M E G を表示させてもよい。この場合の M R I 弾性画像 M E G 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。

10

【 0 1 0 5 】

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 M R I 弾性画像データ作成部 6 7 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 M R I 弾性画像データにおいて、前記点 p 1 の色情報と同一の色情報を、前記点 p 1 における前記色データの色情報に変換する。これにより、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が、前記超音波弾性画像 U 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。

【 0 1 0 6 】

20

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 ( s h e a r w a v e ) 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 ( P a : 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。

【 0 1 0 7 】

また、図 2 6 に示すように、前記表示制御部 6 は、M R I 装置 1 0 0 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 6 8 を有していてもよい。この場合、図 2 7 に示すように、前記医用画像 G 2 における前記超音波弾性画像 U E G 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 R 3 を設定すると、前記数値表示制御部 6 8 は、M R I 弾性画像 M U G において前記計測用領域 R 3 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 6 8 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。

30

【 0 1 0 8 】

ちなみに、図 2 6 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 6 8 を加えた構成になっているが、図 1 4、図 2 3 における表示制御部 6 の構成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 ) 。

40

【 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

50

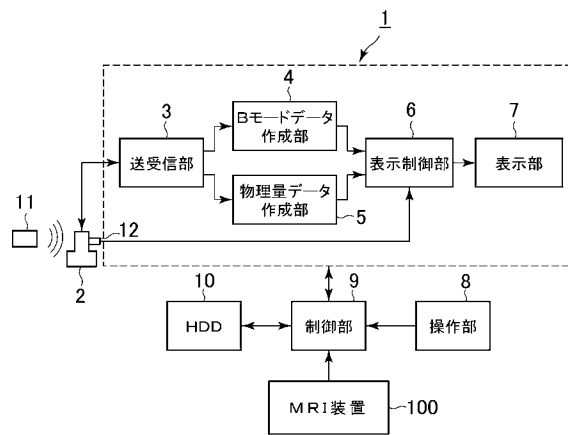
【符号の説明】

【0111】

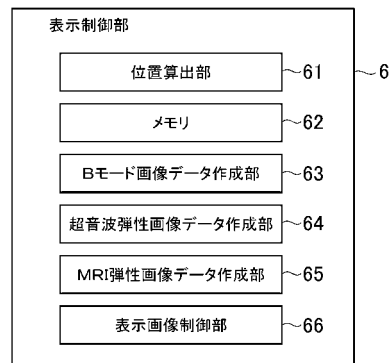
- 1 超音波画像表示装置
- 5 物理量データ作成部（物理量算出部）
- 8 操作部（入力部）
- 10 HDD（記憶部）
- 62 メモリ（記憶部）
- 65 MRI弾性画像データ作成部（第二弾性表示データ作成部）
- 66 表示画像制御部
- 67 再作成MRI弾性画像データ作成部（第四弾性表示データ作成部）
- 68 数値表示制御部
- 100 MRI装置
- 641 色データ作成部（第一弾性表示データ作成部）
- 644 再作成色データ作成部（第三弾性表示データ作成部）

10

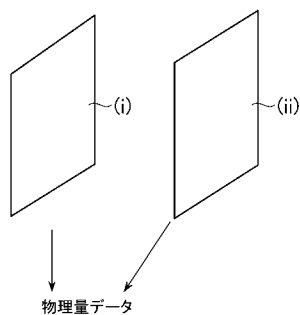
【図1】



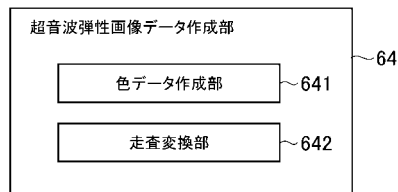
【図3】



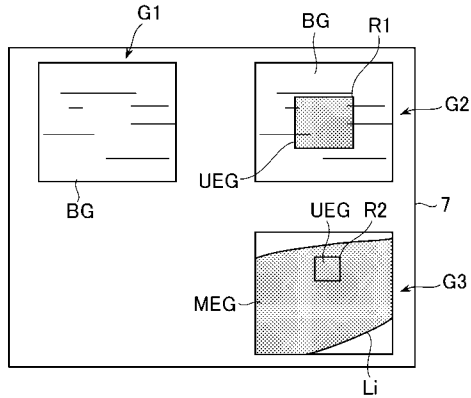
【図2】



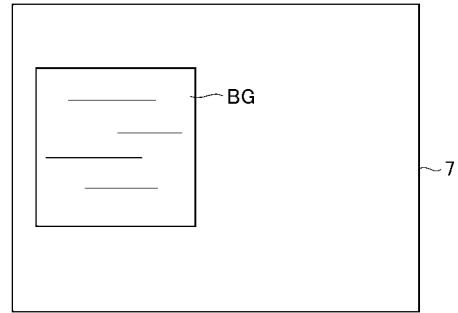
【図4】



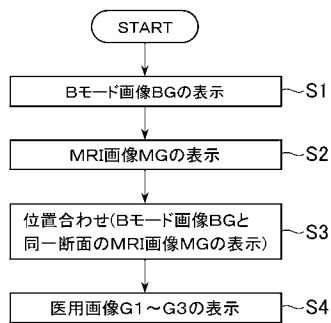
【図5】



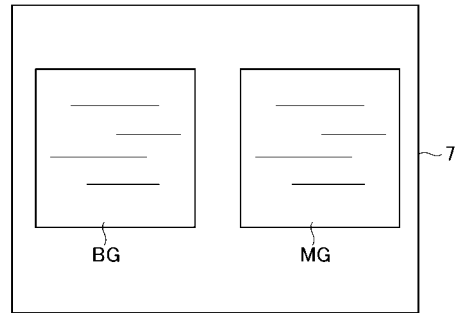
【図7】



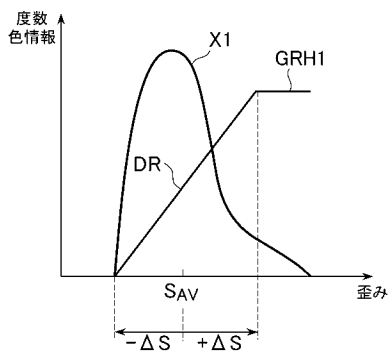
【図6】



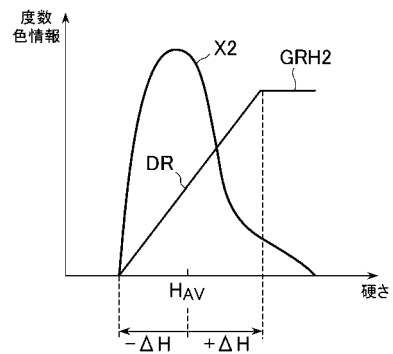
【図8】



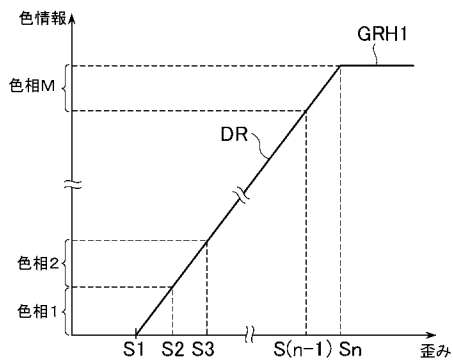
【図9】



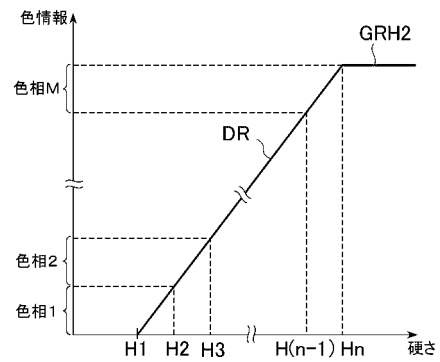
【図11】



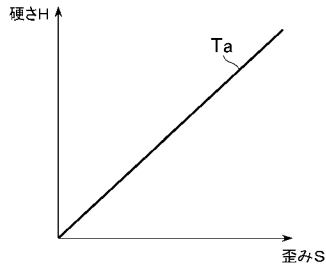
【図10】



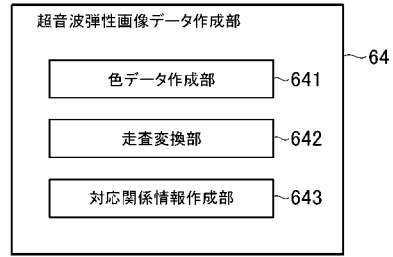
【図12】



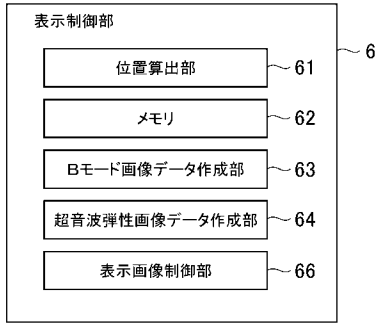
【図13】



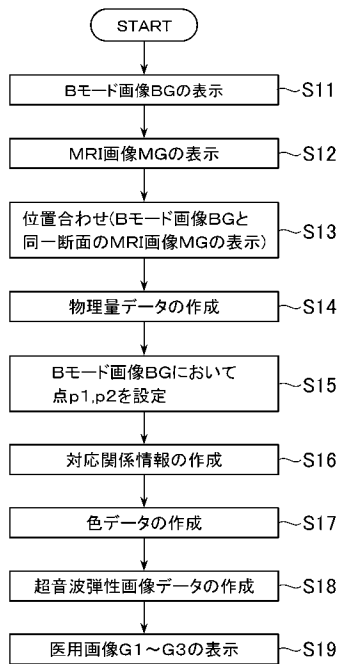
【図15】



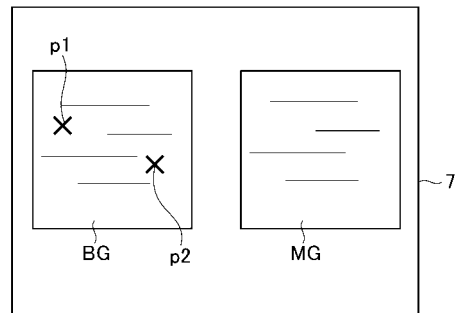
【図14】



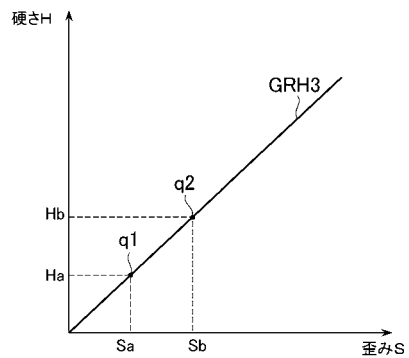
【図16】



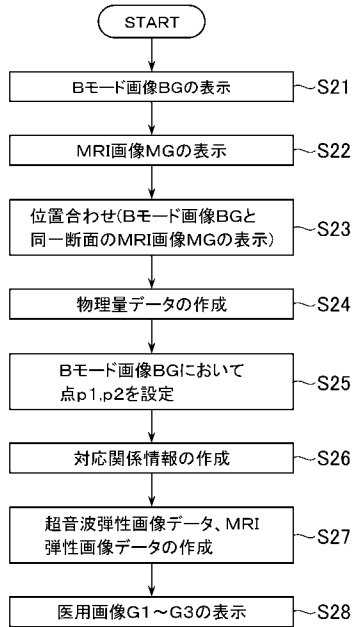
【図17】



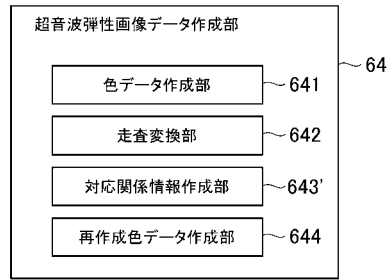
【図18】



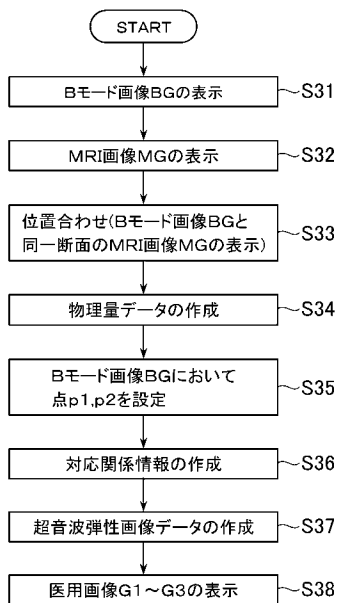
【図19】



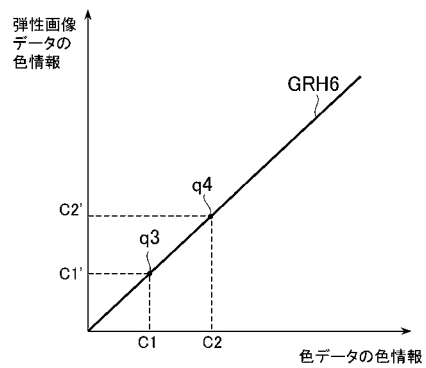
【図20】



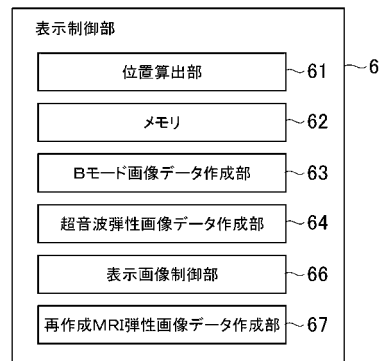
【図21】



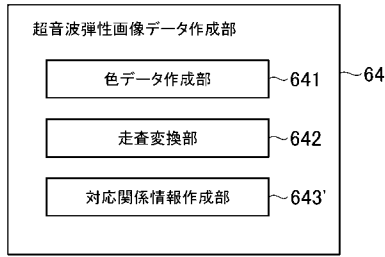
【図22】



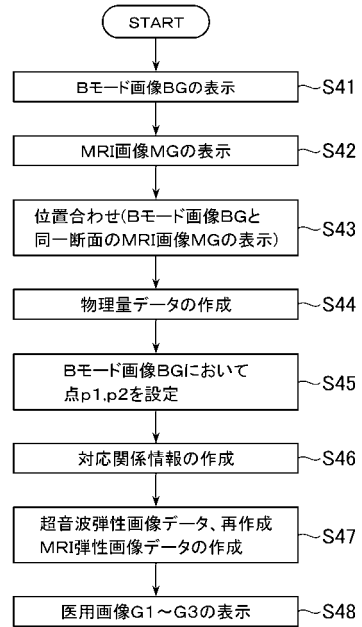
【図23】



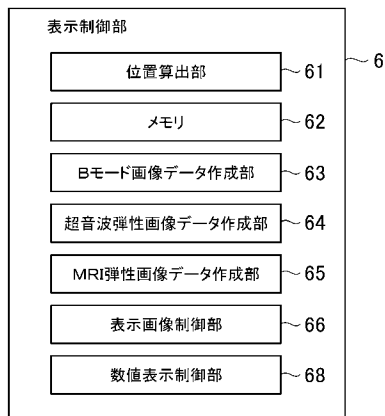
【図24】



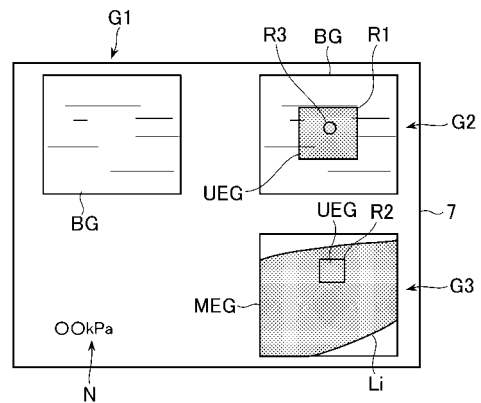
【図25】



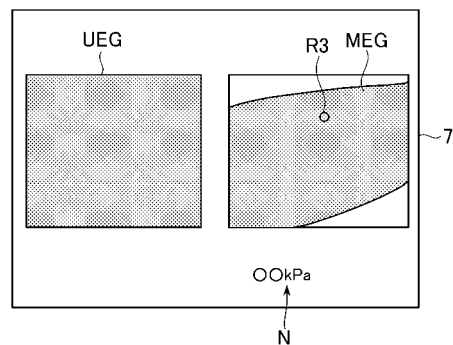
【図26】



【図27】



【図28】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2005/117712(WO, A1)

FERNANDEZ Anna T., HERZKA Daniel A., XIE Hua (Philips Res. North America, NY), KOLOKYT HAS Orpheus (Univ. Washington Medical Center, WA), GAUTHIER Thomas (Philips Healthcare, WA), PATIL Abhay V. (Univ. Virginia, VA), Proc IEEE Ultrason Symp, 2008年, Vol.2008 Vol.1, Page.313-316

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00 - 8/15

A61B5/055

JSTPlus, JST7580, JMEDPlus