

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5525797号  
(P5525797)

(45) 発行日 平成26年6月18日(2014.6.18)

(24) 登録日 平成26年4月18日(2014.4.18)

(51) Int.Cl.	F 1				
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/00	G
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/055</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/05	3 8 0
<b>A 6 1 B</b>	<b>6/03</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	6/03	3 7 1
<b>A 6 1 B</b>	<b>8/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	8/00	
<b>G 0 6 T</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 6 T	1/00	2 9 0 B
請求項の数 11 (全 23 頁) 最終頁に続く					

(21) 出願番号 特願2009-261667 (P2009-261667)  
 (22) 出願日 平成21年11月17日(2009.11.17)  
 (65) 公開番号 特開2010-148865 (P2010-148865A)  
 (43) 公開日 平成22年7月8日(2010.7.8)  
 審査請求日 平成24年11月12日(2012.11.12)  
 (31) 優先権主張番号 特願2008-298599 (P2008-298599)  
 (32) 優先日 平成20年11月21日(2008.11.21)  
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (73) 特許権者 594164542  
 東芝メディカルシステムズ株式会社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (74) 代理人 110000866  
 特許業務法人三澤特許事務所  
 (72) 発明者 山形 仁  
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
 メディカルシステムズ株式会社内  
 審査官 多田 達也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置、超音波診断装置および医用画像処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の医用画像データのウインドレベル値およびウインド幅値を取得する情報取得手段と、

前記ウインドレベル値およびウインド幅値に基づいて、ボリュームレンダリングのオパシティカーブを設定するオパシティ設定手段と、

前記オパシティ設定手段により設定されたオパシティカーブに基づき、医用画像データをボリュームレンダリング処理するボリュームレンダリング手段と、を具備すること、  
 を特徴とする医用画像処理装置。

【請求項2】

前記医用画像データは、MRI画像データまたはX線CT画像データであり、  
 前記情報取得手段は、前記被検体の医用画像データに対してウインド調整が行われた前記ウインドレベル値およびウインド幅値を取得すること、  
 を特徴とする請求項1に記載の医用画像処理装置。

【請求項3】

前記オパシティ設定手段は、前記ウインドレベル値を前記オパシティカーブにおける不透明度の中央値に利用すること、  
 を特徴とする請求項1に記載の医用画像処理装置。

【請求項4】

前記オパシティ設定手段は、前記ウインド幅値に対し所定の係数を掛け、前記オパシテ

ィカーブにおける不透明度の幅値として利用すること、  
を特徴とする請求項 2 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 5】

前記オパシティ設定手段は、前記医用画像データに付加された付帯情報の前記ウインドレベル値およびウインド幅値を、前記オパシティカーブ設定のパラメータとして利用すること、

を特徴とする請求項 1 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 6】

前記オパシティ設定手段は、M P R 画像または断層像に対してウインド調整された際の前記ウインドレベル値およびウインド幅値に基づいて前記オパシティカーブを設定すること、

を特徴とする請求項 2 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 7】

前記情報取得手段は、前記医用画像データの取得前にあらかじめ設定された前記ウインドレベル値およびウインド幅値を取得すること、

を特徴とする請求項 1 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 8】

被検体の体内組織の情報収集のときに行われたゲイン調整および S T C 調整の一方または双方に対応した、ゲイン調整値および S T C 調整値を、超音波画像データに付加された付帯情報から取得する情報取得手段と、

前記ゲイン調整値または S T C 調整値に基づいて、オパシティカーブを設定するオパシティ設定手段と、

前記オパシティカーブに基づき医用画像データをボリュームレンダリング処理するボリュームレンダリング処理手段と、

を具備すること、

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

前記オパシティ設定手段は、前記ゲイン調整値を前記オパシティカーブにおける不透明度の中央値に利用すること、

を特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記オパシティ設定手段は、前記 S T C 調整値に対し所定の係数を掛け、前記オパシティカーブにおける不透明度の幅値とすること、

を特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

情報取得手段が、被検体の医用画像データのウインドレベル値およびウインド幅値を取得するステップと、

オパシティ設定手段が、前記ウインドレベル値およびウインド幅値に基づいて、ボリュームレンダリングのオパシティカーブを設定するステップと、

ボリュームレンダリング処理手段が、前記オパシティ設定手段により設定された前記オパシティカーブに基づき医用画像データをボリュームレンダリング処理するステップと、

を具備すること、

を特徴とする医用画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、撮像された医用画像データに対する表示条件設定についての技術に関する。

【背景技術】

【0002】

医療機関では、医用画像取得装置を用いて被検体内の透視画像、断層画像、血流など、

10

20

30

40

50

被検体内の組織の情報を取得することにより、取得された組織の情報を画像化し医用画像を生成し、この医用画像により検査や診断が行われている。この医用画像処理装置は様々である。例えば、X線CT (X-ray Computed Tomography) 装置、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置、超音波診断装置 (Ultrasonic diagnostic equipment)、核医学診断装置 (NM: Nuclear Medicine)、PET-CT (Positron Emission Tomography - X-ray Computed Tomography) 装置等がある。

【0003】

またこれらの医用画像取得装置は、被検体を撮影することにより体内組織の情報を収集する。さらに医用画像取得装置は、収集した当該情報から被検体の体内組織の医用画像を生成する。

10

【0004】

例えばX線CT装置においては、X線管とX線検出器を回転させつつスキャンを行うことにより、被検体を透過したX線を検出する。さらにX線CT装置はこの検出したX線を投影データとし、再構成処理等を行う。さらにX線CT装置は再構成処理を行うことにより、複数の2次元画像や3次元画像を生成する。また、MRI装置では、被検体を静磁場中に置くことで、被検体内の原子核スピン (例えば、水素原子、つまり陽子) を静磁場方向に向かせる。その後MRI装置は、被検体にRFパルス (パルス状の高周波磁場) を印加してその原子核スピンを励起するとともに傾斜磁場をかけて位置情報を与える。MRI装置は、この励起に伴って被検体から発生するMR (Magnetic Resonance) 信号とその位置情報により画像を再構成する。

20

【0005】

また超音波診断装置では、超音波プローブにより被検体の診断部位に超音波を送波し、音響インピーダンスの異なる被検体内の組織境界から反射波を受信する。超音波診断装置は、この超音波プローブにより超音波を走査して、被検体の体内組織の情報を得て画像を生成する。

【0006】

このようにして生成される医用画像は、被検体の断面を示す2次元 (2D) 画像、および3次元画像 (3D) 画像となる。X線CT装置では、多列検出器を用いたMDCT (Multi-Row Detector CT) でのヘリカルスキャンや、256列以上の検出器が用いられたADCT (Area Detector CT) によるコンベンショナルスキャンにより、3次元画像生成のためのデータ (以下、「ボリュームデータ」という) を収集する。

30

【0007】

またMRI装置では、スピンエコー法 (Spin Echo) でのマルチスライス撮像により収集された複数の2次元画像データにより3次元画像を生成してきた。また、MRI装置では、主に高速グラディエントエコー法 (FGE / Fast Gradient Echo) にてスライス方向への位相エンコードを用いて3次元的な撮像が行われてきた。また近年、MRI装置においては高磁場化、傾斜磁場の性能向上、アレイ送受信コイルのチャンネル数増加や、パラレルイメージングの性能向上等が図られている。これにより、近年MRI装置は3次元的な撮像において短時間で行われるようになってきている。

40

【0008】

超音波診断装置では、近年、超音波プローブにおける1次元アレイの超音波トランスデューサを回転または揺動させる方法、または圧電素子をマトリクス状に配列した2次元アレイの超音波トランスデューサを用いた電子走査式の超音波プローブによって、3次元で超音波画像収集、表示を行うシステムが用いられるようになってきている。このような3次元的に示される医用画像は、2次元画像において見逃されやすい部位の診断に有用であり、診断精度の向上が期待できる。また、例えばMPR (Multi Planar Reconstruction) 画像等の任意断面画像も2次元撮像画像に表せないような

50

断面の観察に必要となる。

【0009】

また、医用画像処理装置によって生成される2次元画像および3次元画像を表示するにあたって画像の閲覧に適した表示となるように、画像処理や表示条件の調整が行われる。例えばX線CT装置では、任意断面におけるピクセルごとに、CT値(HU/Hounsfield Unit)等に基づく画素値(pixel intensity)が割り当てられており、2次元画像においては各画素値に応じて階調レベル(濃淡/例えばGray Level)が設定される。

【0010】

2次元画像においては各ピクセルを基準に画素値に応じた階調が設定される。ここでX線CT装置であれば、CT値は水を0とし、空気を-1000となるように定められているのに対し、2次元画像における階調は例えば0~255の256階調でしか表すことができない場合がある。MR画像や超音波画像においても全ての画素値を表現するために、2次元画像の256階調では不足である。

【0011】

そこで従来、2次元画像の表示条件の設定においては、コントラストの小さい画像を識別可能とするためにウインドレベル(WL/Window Level)、ウインド幅(WW/Window Width)が設定されている。このウインドレベル、ウインド幅が設定されると、医用画像処理装置が2次元画像を表示しようとする時に、画像データに含まれたピクセルごとの画素値のうち、階調表示される当該画素値の範囲がある範囲に留められる。この画像データにおいて階調表示される画素値の範囲がウインド幅である。また階調表示の中央値に対応する画素値をウインドレベルという。

【0012】

また、3次元画像に対しては、例えばボリュームデータを2次元面上に投影表示するレンダリングを行う。一般に、このレンダリングとしては、表示対象物の内部の状態等、全体像の観察に資することからボリュームレンダリング(VR/Volume Rendering)が用いられる。

【0013】

ボリュームレンダリングでは、ボリュームデータを3次元空間上に仮想的に構築する。この3次元空間は座標軸(X, Y, Z)を有する。ここで当該ボリュームデータにおける各座標ごとの情報をボクセルデータとする。また、ボリュームレンダリングでは、表示対象物に対しての任意の視点、光線の方向が定義されるとともに、当該視点から3次元のボリュームデータを擬似3次元画像として投影するための投影面等が定義される。またその視点から投影面へ向かう視線が定義される。この視線の定義とともに、視点から投影面へ向かう当該視線においてボクセルの順に、ボリュームデータの各ボクセルごとのボクセル値(ボクセルにおける画素値)に基づいて投影面上の階調レベルを定めていく。ボリュームレンダリングにおける当該視線は複数あり、医用画像処理装置は、ボリュームレンダリングにおける各視線において、説明した処理と同様に投影面上の階調レベルを逐次定めていく。

【0014】

ボリュームレンダリングでは、この投影面上の階調レベルを定める際に、ボクセル値ごとの不透明度(オパシティ)が設定される。ボリュームレンダリングでは、この不透明度に応じて、視点からの対象物の表示態様が定まる。つまり、定義された視点から投影面を見たときに定義された光線が、どのように対象物を透過し、また光線がどのように反射するかについて設定される。これによって擬似3次元画像としてのボリュームレンダリング画像(以下、単に「3次元画像」という)が表現される。

【0015】

3次元画像においては上記のように各ボクセル値を基準に不透明度が設定される。従来、3次元画像の表示条件である階調レベルの設定においては、OWL(Opa city Window Level)、OWW(Opa city Window Width)を設

10

20

30

40

50

定することにより、不透明度のカーブであるオパシテーカーブを設定する。O W Wは不透明度のスケールにおいて表現する画素値の範囲である。またO W Lは当該範囲の画素値の中央値である。

【0016】

従来、このオパシテーカーブは特許文献1における図7～図10に示されるようなG U I ( G r a p h i c a l U s e r I n t e r f a c e ) 等によって設定されている。特許文献1のようなG U I上では、操作手段によりO W Wの上限値および下限値となる画素値を設定することができる。

【0017】

また従来、関心領域の画素値のヒストグラムを作成し、それを解析することによりオパシテーカーブを設定する技術が提案されている(特許文献2)。すなわち、特許文献2に記載の医用画像処理装置は、関心領域を特定して特定した領域の画像における画素値の統計処理を行う。また統計処理の結果、ヒストグラムを生成する。ヒストグラムが生成されると、当該医用画像処理装置はヒストグラムを解析する。さらに当該医用画像処理装置は、解析結果に基づきオパシテーカーブを設定する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0018】

【特許文献1】特開平11-283052号公報

【特許文献2】特開2008-6274号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0019】

これらの医用画像取得装置においては、画像閲覧者は2次元画像の表示条件の設定とは別に、オパシテーカーブの設定操作を行う必要があった。したがって、画像閲覧者は2次元画像を閲覧するための画像の表示条件の設定と、3次元画像を閲覧するための画像の表示条件の設定とをそれぞれ行い、これらの作業に多くの時間を要していた。これらの作業は、画像閲覧作業において非効率であることから、読影や画像診断の効率を悪化させる原因になるおそれがある。

【0020】

この発明は、以上の問題点に鑑みてなされたものであって、その目的は、医用画像処理装置によって取得された被検体の組織情報を3次元画像として閲覧するにあたり、オパシテーカーブの設定を簡易にすることにより、当該設定作業の非効率を解消し、ひいては画像診断効率を向上させることが可能な、医用画像処理装置、超音波診断装置および医用画像処理方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0021】

上記の問題を解決するための一実施形態は、被検体の医用画像データのウインドレベル値およびウインド幅値を取得する情報取得手段と、前記ウインドレベル値およびウインド幅値に基づいて、ボリュームレンダリングのオパシテーカーブを設定するオパシテ設定手段と、前記オパシテ設定手段により設定されたオパシテーカーブに基づき、医用画像データをボリュームレンダリング処理するボリュームレンダリング手段と、を具備すること、を特徴とする医用画像処理装置である。

上記の問題を解決するための他の実施形態は、被検体の体内組織の情報収集のときに行われたゲイン調整およびS T C調整の一方または双方に対応した、ゲイン調整値およびS T C調整値を、超音波画像データに付加された付帯情報から取得する情報取得手段と、前記ゲイン調整値またはS T C調整値に基づいて、オパシテーカーブを設定するオパシテ設定手段と、前記オパシテーカーブに基づき医用画像データをボリュームレンダリング処理するボリュームレンダリング処理手段と、を具備すること、を特徴とする超音波診断装置である。

10

20

30

40

50

また、上記の問題を解決するための更に他の実施形態は、情報取得手段が、被検体の医用画像データのウインドレベル値およびウインド幅値を取得するステップと、オパシティ設定手段が、前記ウインドレベル値およびウインド幅値に基づいて、ボリュームレンダリングのオパシティカーブを設定するステップと、ボリュームレンダリング処理手段が、前記オパシティ設定手段により設定された前記オパシティカーブに基づき医用画像データをボリュームレンダリング処理するステップと、を具備すること、を特徴とする医用画像処理方法である。

【発明の効果】

【0022】

請求項1、8、11におけるそれぞれの発明の構成によれば、医用画像データの階調表示に用いられたパラメータを、ボリュームレンダリングにおけるオパシティカーブのパラメータとして利用する。

10

【0023】

本発明を提案する発明者は、本発明により設定されたオパシティカーブが3次元画像における不透明度の設定として有効であることを確認した。すなわち本発明では、ウインド変換、ゲイン調整、STC調整といった階調処理にかかる作業を行うことによって、オパシティカーブの有効なプリセットがなされる。したがって、画像閲覧者による3次元画像の不透明度の表示調整作業を最小限もしくは省略化することができる。さらにボリュームレンダリングにおける不透明度の設定作業の困難性を解消することが可能となる。結果として画像閲覧者の負担を軽減することができ、読影操作の操作性を向上させることにより、読影や画像診断の効率を向上させることが可能となる。

20

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】この発明の第1実施形態にかかる医用画像処理装置の概略構成を示す概略ブロック図である。

【図2】(a)ウインド変換におけるウインドレベルおよびウインド幅を示すグラフの一例である。(b)3次元画像のボリュームレンダリングにおける、画素値と不透明度との関係の一例を示す概略図である。(c)3次元画像のボリュームレンダリングにおける、画素値と不透明度との関係の一例を示す概略図である。

【図3】本実施形態にかかる医用画像処理装置におけるウインド変換設定画面の一例を示す概略図である。

30

【図4】ボリュームレンダリングにおける視点、視線および投影面の一例を示す概略図である。

【図5】撮影技師等のユーザが第1実施形態における医用画像処理装置を用いて3次元画像の表示処理を行う作業を説明するための医用画像処理装置の一連の動作を表すフローチャートである。

【図6】この発明の第2実施形態にかかる医用画像処理システムの概略構成を示す概略ブロック図である。

【図7】撮影技師等のユーザが第2実施形態における医用画像処理装置を用いて3次元画像の表示処理を行う作業を説明するための医用画像処理装置の一連の動作を表すフローチャートである。

40

【図8】この発明の第4実施形態にかかる医用画像処理システムの概略構成を示す概略ブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0025】

[第1実施形態]

以下、この発明の第1実施形態にかかる医用画像処理装置につき、図1～5を参照して説明する。図1は、この発明の第1実施形態にかかる医用画像処理装置の概略構成を示すブロック図である。第1実施形態は、2次元表示処理および3次元表示処理の双方を医用画像処理装置により行うものである。なお、本実施形態の医用画像処理装置は、被検体の

50

撮像、再構成処理、ボリュームデータ生成を行うものである。これに対し、本発明にかかる医用画像処理装置は、必ずしもこれらの工程を行うものに限られない。本発明にかかる医用画像処理装置としては、例えば後述の第4実施形態のように、あらかじめ生成されたボリュームデータに対し画像処理等の表示処理のみを行うものであってもよい。また、本実施形態の医用画像処理装置は、被検体の撮像、再構成処理、ボリュームデータ生成から、2次元画像処理、3次元画像処理までを行うものであり、本発明にかかる「医用画像処理装置」の一例に該当するものである。

#### 【0026】

(ボリュームデータ生成工程)

図1に示すように、第1実施形態の医用画像処理装置における撮像制御手段110は、送受信手段111を介して画像取得手段112による被検体の撮像に関する制御を行う。すなわち撮像制御手段110が、操作手段201を介して撮影技師による撮影条件の設定および撮影開始の指示を受けると、撮像制御手段110は、送受信手段111を介して撮像に関する制御信号を画像取得手段112に送信する。画像取得手段112は、制御信号を受信するとともに、当該制御信号に基づき、設定された撮影条件下において被検体の撮像工程を開始する。

#### 【0027】

また、医用画像処理装置は、撮像により取得した被検体内の組織の状態を示す組織情報を取得する。この組織情報とは例えば医用画像処理装置がMRI装置であれば被検体から発生するMR信号であり、また超音波診断装置であれば被検体からの超音波パルスの反射波に基づくエコー信号である。この組織情報は、画像信号として送受信手段111に送られる。送受信手段111は、この画像信号に適宜処理を施し、画像処理手段100に送信する。画像処理手段100が送受信手段111からの画像信号を受信すると、この画像信号は画像処理手段100における再構成手段120により、2次元画像データとして再構成処理される。ここでの2次元画像データとは、例えばスタックデータである。

#### 【0028】

このように再構成処理された2次元画像データは、ハードディスクやメモリ等によって構成される画像記憶手段121に記憶される。この撮像から画像再構成までの一連の処理は経時的に実行されるものであり、逐次、生成された画像データは画像記憶手段121に対し時系列に記憶されていく。なお、図1においては便宜上、撮像制御手段110、画像処理手段100を別構成として表示しているが、これらが1つの制御手段として構成されることを妨げるものではない。

#### 【0029】

ボリュームデータ生成手段122は、画像記憶手段121に記憶された異なる位置の2次元画像データを読み出し、3次元の実空間で表されるボリュームデータ(ボクセルデータ群)を生成する。なお、ボリュームデータ生成手段122は、ボリュームデータを生成するにあたり、2次元画像データの補間処理を行ってもよく、もしくは行わなくてもよい。また、ボリュームデータを直接、収集することが可能な医用画像処理装置を用いて画像データを収集した場合は、再構成手段120は送受信手段111から受けた画像信号に基づき再構成処理を行ってボリュームデータを生成する。また再構成手段120によって再構成処理されたボリュームデータは、画像記憶手段121に記憶され、かつボリュームデータ生成手段122は、上述の処理を行わない。

#### 【0030】

(2次元表示処理工程)

次に、2次元表示に関する画像処理や、表示条件の設定(ウインド変換)について、図2(a)および図3を用いて説明する。図2(a)は、2次元画像のウインド変換における、画素値と階調との関係の一例を示す概略図である。図3は、本発明の実施形態におけるウインド変換設定画面の一例を示す概略図である。ここで画素値とは、生成したボリュームデータの各ボクセルが有する、被検体の組織の状態を示す値である。

#### 【0031】

ユーザインターフェース200は、操作手段201および表示手段202を有する。さらに、ユーザインターフェース200は、表示制御手段(不図示)を含んで構成される。表示制御手段は、操作手段201の指示情報を各部へ伝えるとともに、当該各部の処理結果を表示手段202へ伝える

【0032】

図1に示すように、2次元表示処理手段130は、2次元画像生成手段131およびウインド変換手段132を含んで構成されている。このうち、2次元画像生成手段131は、撮影技師による操作手段201を介した操作に応じ、画像記憶手段121に記憶されたボリュームデータに対して2次元画像処理を行う。一例として2次元画像生成手段131によるMPR画像の生成処理について説明する。MPR画像は、ボリュームデータに対してボリュームデータを切断したような任意の位置、方向における断面の画像を、撮影技師が必要とするときに有用な画像である。

10

【0033】

撮影技師がMPR画像を閲覧しようとする時は、撮影技師は、2次元画像生成にかかる処理選択画面(不図示)において、操作手段201を介してMPR処理を行う旨の操作を行う。ここで、例えば撮影技師が任意断面を指定し、この指定断面を含む直交3断面を表示させる操作を行った場合、当該操作を受けて2次元画像生成手段131は、当該直交3断面を表示する処理を行う。すなわち2次元画像生成手段131はボリュームデータに対し断面変換処理を行って、指定断面に基づきアキシャル像、サジタル像、コロナル像、オブリーク像を生成し、表示させる。

20

【0034】

ウインド変換手段132は、2次元画像データにおけるウインド幅(WW)、ウインドレベル(WL)を設定するものである。この2次元画像データは、画像記憶手段121に記憶されたデータであるか、または再構成され、2次元画像生成手段131によって生成されたデータである。ウインド変換手段132は、ウインドレベルおよびウインド幅を設定する。ウインド幅は、2次元画像データにおける各ピクセルに割り当てられた画素値それぞれのうち、2次元画像として階調表示すべき画素値の幅である。ウインドレベルは、当該ウインド幅において中心となる画素値である。なお、本実施形態の医用画像処理装置における医用画像の階調表示については、画像中の白黒成分の濃度、その分布に対し0~255の値が割り当てられた256段階の階調が調整可能な場合について例示する。また、ここでいう階調とは画像の表示輝度値と言い換えることも可能である。ウインド変換手段132は、断層像のウインド変換を行う場合もある。

30

【0035】

ここで、本実施形態の医用画像処理装置において撮影技師が行うウインド変換について、図2(a)、図3を用いて説明する。図2(a)は、ウインド変換におけるウインドレベルおよびウインド幅を示すグラフの一例である。図3は、本実施形態におけるウインド変換設定画面の概略を示す。図2(a)では、横軸において画像データにおける0~1023段階の画素値を示し、縦軸において表示可能な256段階の階調を示している。また、図2(a)における太線に示される折れ線グラフは、画素値と階調との対応関係を示している。

40

【0036】

撮影技師は、操作手段201を介して図3に示すようなウインド変換設定画面においてこのグラフに示すような画素値と階調との対応関係を示すグラフの形状を変更させ、2次元画像の表示(例えば輝度値)を調整することができる。すなわち、撮影技師が操作手段201を介して2次元画像の調整を開始する旨の操作を行うと、2次元表示処理手段130は、図示しない記憶手段から図3に示すようなウインド変換設定画面の画面フォーマットを読み出す。さらに2次元表示処理手段130は、図3に示すようにウインド変換設定画面の画面フォーマットにおける2次元画像表示領域310に対し、ウインド変換しようとする画像データを割り当て、表示手段202に送信する。

【0037】

50

表示手段 202 がウインド変換設定画面を受け、画像が表示されると、ウインド変換操作が可能となる。撮影技師は、操作手段 201 として、例えばポインティングデバイス（マウス等）を用いて、ウインド変換設定画面上でウインド変換操作を行うことが可能である。撮影技師は、2次元画像表示領域 310 に表示された画像やウインド表示グラフ 320 を参照し、操作手段 201 を介してウインド変換設定領域 330 によりウインド変換操作を実行可能である。

#### 【0038】

ウインド変換設定領域 330 における WL 調整バー 331、WW 調整バー 332 のセット S1、または WW 最小値調整バー 333、WW 最大値調整バー 334 のセット S2 には、2次元画像における画素値の値が段階的に割り当てられている。例えば、WL 調整バー 331、WW 調整バー 332、WW 最小値調整バー 333、WW 最大値調整バー 334 にはそれぞれ、図 3 における下方から上方へ向かって例えば 0 ~ 1023 段階の画素値が割り当てられている。また、図 3 における各調整バーそれぞれに割り当てられている「」の位置は、各調整バーにおける画素値を表している。

#### 【0039】

例えばセット S1 において、撮影技師がまず 2次元画像における階調の中央値に対応する画素値を設定しようとするときは、撮影技師はウインド変換設定画面におけるウインド変換設定領域 330 における WL 調整バー 331 を調整する。撮影技師により WL 調整バー 331 において階調の中央値が調整されると、ウインド変換手段 132 は、調整されたウインドレベルに対応する画素値をウインド表示グラフ 320 に反映させる。さらにウインド変換手段 132 は、2次元画像における当該ウインドレベルに対応する画素値をもつ部分が、中央の階調で表示されるように、2次元画像データを変更する。次いで、撮影技師により WW 調整バー 332 が調整されることで、ウインド変換手段 132 は、調整されたウインド幅をウインド表示グラフ 320 に反映させる。さらにウインド変換手段 132 は、2次元画像データにおいて、WW 最小値調整バー 333 で設定された画素値以下の部分が、例えば黒で表示されるように、2次元画像データを変更する。同様にウインド変換手段 132 は、WW 最大値調整バー 334 で設定された画素値以上の部分が、例えば白で表示されるように、2次元画像データを変更し階調表示を変更する。

#### 【0040】

撮影技師がセット S2 によって 2次元画像におけるウインド幅の最小値および最大値を設定しようとするとき、撮影技師はウインド変換設定画面における WW 最小値調整バー 333、WW 最大値調整バー 334 をそれぞれ調整する。撮影技師により WW 最小値調整バー 333、WW 最大値調整バー 334 において、ウインド幅の最小値、最大値がそれぞれ調整されると、ウインド変換手段 132 は、調整されたウインド幅をウインド表示グラフ 320 に反映させる。さらにウインド変換手段 132 は、2次元画像データにおいて、WW 最小値調整バー 333 で設定された画素値以下の部分が、例えば黒で表示されるように、2次元画像データを変更する。同様にウインド変換手段 132 は、WW 最大値調整バー 334 で設定された画素値以上の部分が例えば白で表示されるように、2次元画像データを変更し階調表示を変更する。

#### 【0041】

なお、上記ウインド変換を例示した図 2 (a) では、ウインドレベルとして階調「127」となる画素値が「512」に設定されている。また、ウインド幅 M の下限値として「340」が、上限値として「640」が設定されている。この 340 M 640 の範囲がウインド幅である。ウインド変換手段 132 により、この範囲において画素値に比例して段階的に階調表示がなされる。

#### 【0042】

MRI 装置では、例えばボリュームレンダリング処理の前にウインド変換処理を行う。またウインド変換の対象は例えば、T1 強調画像 (T1-Weighted Images)、T2 強調画像 (T2-Weighted Images)、T2\* 強調画像 (T2\*-Weighted Images) である。なお、超音波診断装置においてはウインド変換

10

20

30

40

50

が行われず、ゲイン調整と、STC (Sensitivity Time Control) 調整を行う。ただし、本実施形態のウインド変換手段132、ウインド変換設定画面におけるウインド幅およびウインドレベル調整を、概念的にゲイン調整、STC調整に置き換えることで、超音波診断装置に適用することも可能である。以下、この医用画像処理装置を超音波診断装置に適用するときには、「ウインド幅」、「ウインドレベル」との記載は、「ゲイン調整値」、「STC調整値」と置き換えるものとする。同じく、この医用画像処理装置を超音波診断装置に適用するときには、「ウインド変換」との記載は、「ゲイン調整および/またはSTC調整」と置き換えるものとする。なお、上述のSTC調整はTGC (Time Gain Compensation) 調整と同義である。

**【0043】**

また、上述したウインド変換手段132は、「画像記憶手段121に記憶されたデータや、2次元画像生成手段131によって生成されたデータ」にウインド変換を行うものである。しかし、本実施形態の医用画像処理装置を超音波診断装置に適用する場合、ゲイン調整、STC調整は撮像の時に行われるものである。したがって、上記医用画像処理装置を超音波診断装置に適用する場合、ウインド変換手段132ではなく、撮像制御手段110および画像取得手段112 (超音波プローブを含む) が、ゲイン調整、STC調整を行うものとする。例えば、操作手段201の操作に基づいて、撮像制御手段110等は受信した超音波に基づく信号に対しゲイン調整、STC調整を行う。超音波診断装置は、当該ゲイン調整値、STC調整値に基づき、超音波画像を階調表示する。

**【0044】**

操作手段201を介した撮影技師の操作により、ウインド変換工程が完了された旨の指示がなされると、2次元表示処理手段130は、記憶手段 (不図示) に記憶されている、設定されたウインド幅、ウインドレベルのパラメータを、設定の対象となった2次元画像に対応付けて記憶させる。2次元表示処理手段130が行うウインド幅、ウインドレベルのパラメータの記憶には、ウインド表示グラフ320に示されるようなウインド変換にかかるウインドカーブの形状を記憶させることを含んでもよい。

なお、上述したウインド変換処理は、2次元画像に対しての処理として説明したが、3次元画像に対してのウインド変換処理も同様である。すなわち、撮影技師等がウインド変換設定画面において調整を行うことにより、ウインド変換手段132が3次元画像に対しウインド変換を行う。また、ウインド変換の操作としては、ウインド表示グラフ320に示されるようなウインドカーブの形状を直接画面上で変更させる操作であってもよい。

**【0045】****(3次元表示処理工程)**

次に、3次元表示に関する画像処理や、表示条件の設定について、図2 (b)、(c) および図4を用いて説明する。図2 (b)、(c) は、3次元画像のボリュームレンダリングにおける、画素値と不透明度との関係の一例を示す概略図である。図4は、ボリュームレンダリングにおける視点、視線および投影面の一例を示す概略図である。

**【0046】**

3次元表示処理工程についてボリュームレンダリングを例として説明する。撮影技師により、操作手段201を介して3次元画像の表示指示がなされると、3次元表示処理手段140は、記憶手段 (不図示) から図4に示すような3次元表示設定画面の画面フォーマットを読み出す。また3次元表示処理手段140は、画像記憶手段121からボリュームデータを読み出す。さらに3次元表示処理手段140は、3次元表示設定画面の画面フォーマットに当該ボリュームデータを割り当てることにより3次元表示設定画面を生成する。さらに3次元表示処理手段140は、3次元表示設定画面のデータを表示手段202へ送信し、表示手段202に表示させる。

**【0047】**

撮影技師は操作手段201を介して、表示された3次元表示設定画面上において、ボリュームレンダリングにおける各種設定を行うことが可能である (図4参照)。各種設定としては例えば、ボリュームデータ300に対する視点310、視線320、光源や陰影等

10

20

30

40

50

の設定がある。視点等設定手段141では、設定された視点310から見た対象物(300)に対し、設定された光源、陰影および不透明度の情報に基づき、いわゆるレイキャスティングを行って、投影面330におけるピクセルごとの階調レベルを定める。階調レベルが定まると3次元表示処理手段140は、3次元画像を投影面330に投影する。ここで投影面330とは、設定された視点310に対し、ボリュームデータ300を挟んで反対側に仮想された2次元平面である。

#### 【0048】

このボリュームレンダリングでは、視点等の設定の他、オパシテカーブの設定がなされる。本実施形態における医用画像処理装置では、3次元表示処理手段140におけるオパシテカーブ設定手段142が、先に設定されたウインド変換の設定値を利用してオパシテカーブの設定、レイキャスティングを、以下のように実行する。

10

#### 【0049】

まず、オパシテカーブ設定手段142は、2次元表示処理手段130におけるウインド変換手段132によって設定されたウインド幅、ウインドレベルのパラメータを、記憶手段(不図示)から読み出す。なお、このようにオパシテカーブ設定手段142がこれらのパラメータを読み出すときは、画像データに付帯された付帯情報等を参照する。さらにオパシテカーブ設定手段142は、ボリュームデータにおけるボクセル301ごとの画素値(以下、「ボクセル値」という)と、3次元画像の表示上の不透明度(opacity)との対応関係について、読み出したウインド幅、ウインドレベルに基づいて設定する。ここで、図2(b)に示す不透明度は、0~1.0の範囲において段階的に設定されており、0を完全な透明、1.0を完全な不透明としている。また、オパシテカーブ設定手段142による設定は、この範囲の不透明度の各段階に対し、各ボクセル値を設定することにより行われる。なお、本実施形態におけるオパシテカーブ設定手段142は、本発明における「情報取得手段」、「オパシテ設定手段」の一例に該当する。また超音波画像取得装置においては、ゲイン調整、STC調整は、少なくともいずれか一方が行われる場合があり、オパシテカーブ設定手段142はゲイン調整値、STC調整値の少なくともいずれか一方を取得する。

20

#### 【0050】

すなわち、オパシテカーブ設定手段142は、ウインドレベルに対応する画素値と同一のボクセル値を持つ各部分(例えばボクセル301)を検索する。オパシテカーブ設定手段142は、このウインドレベルに対応するボクセル値を有する各部分に対し、上記不透明度の中央値(例えば不透明度0.5)を割り当てる。さらにオパシテカーブ設定手段142はこの割り当てによりOWLを設定する(図2(b)参照)。このOWLの設定によって、3次元画像において不透明度の中央値が割り当てられるボクセル(301等)が定まる。

30

#### 【0051】

また、オパシテカーブ設定手段142は、図2(b)に示すようにウインド幅の最小値以下のボクセル値を持つ各部分(例えばボクセル301)を検索する。さらにオパシテカーブ設定手段142は、この最小値に対応する画素値以下のボクセル値を有する各部分に対し、上記不透明度の0を割り当てる。これによって、3次元画像において透明に表示されるボクセルが定まる。同じように、オパシテカーブ設定手段142は、ウインド幅の最大値以上のボクセル値を持つ各部分に対し、上記不透明度の1.0を割り当てる。これによって、3次元画像において不透明に表示される部分が定まる。また、ウインド幅の範囲内にあるボクセル値を持つ各部分に対し、ボクセル値に比例した不透明度を割り当てる。このようにして、3次元画像に対するOWLが設定される。さらにオパシテカーブ設定手段142により設定されたOWL、OWLに基づいてオパシテカーブが設定される(図2(b)参照)。

40

#### 【0052】

なお、上記オパシテ設定を例示した図2(b)では、図2(a)のウインドレベル「512」がそのままOWLとして利用されているとともに、ウインド変換における階調と

50

不透明度のスケールとが対応付けられている。すなわちOWLに対応する画像データの画素値はウインドレベルと同じ「512」であり、階調「127」に対応する不透明度「0.5」が設定されている。また、ウインド変換におけるウインド幅340～640がそのままOWWとして利用されている。オパシテカーブ設定手段142により、このOWWの範囲において、ボリュームデータ内の各部分のボクセル値に比例して段階的に不透明度の表示がなされる。

【0053】

つまり、本実施形態におけるオパシテカーブ設定手段142は、ウインド変換のパラメータと、オパシテカーブにおける不透明度のスケールとを対応させつつ、図2(a)に示されるウインド変換のグラフの形状を、図2(b)に示すようなオパシテカーブの形状に置き換えることによってオパシテカーブを設定し、これによって、ボクセルごとの透明度の表示の設定を実行する。

【0054】

さらに本実施形態における医用画像処理装置においては、図2(b)に示すようなボクセル値と不透明度との対応関係を示すグラフ(オパシテカーブ)の形状を変更させ、3次元画像における不透明度の表示の微調整を行うことも可能である。すなわち、撮影技師が操作手段201を介して3次元画像のオパシテカーブの調整を開始する旨の操作を行うと、3次元表示処理手段140は、図示しない記憶手段からオパシテカーブの変更設定画面(不図示)の画面フォーマットを読み出し、表示手段202に表示させる。

【0055】

さらに撮影技師は、操作手段201、例えばポインティングデバイス(マウス等)を介して、上述したウインド変換と同様に当該オパシテカーブの変換設定画面上でオパシテカーブの変更操作を行うことが可能である。当該変更操作を受け3次元表示処理手段140は、オパシテカーブの変更を行う。なお、ウインド変換およびオパシテカーブの変更操作については、図2(a)、(b)に示すようなグラフ上で閾値(ウインド幅、OWWの最小値、最大値等)の表示をポインティングデバイス等によりドラッグさせる等の操作であってもよい。

【0056】

以上の構成における、撮像制御手段110、再構成手段120、ボリュームデータ生成手段122、2次元表示処理手段130、3次元表示処理手段140はそれぞれ、上記動作の内容が記載されたプログラムを記憶するメモリと、そのプログラムを実行するCPUで構成される。

【0057】

なお、図2(c)に示すように、3次元表示処理手段140におけるオパシテカーブ設定手段142が、OWLのみウインドレベルと同一と設定し、これに対するOWWの幅については、ウインド幅に対し増減させるように構成してもよい。すなわち、設定されたウインド幅のパラメータの最小値および最大値に対し、任意の係数を掛け、OWWの幅を変更するように構成してもよい。

【0058】

なお、上記オパシテ設定を例示した図2(c)では、図2(a)のウインドレベル「512」がそのままOWLとして利用されているとともに、ウインド変換における階調と不透明度のスケールとが対応付けられている。すなわちOWLはウインドレベルと同じ「512」であり、階調「127」に対応する不透明度「0.5」が設定されている。これに対し、図2(c)では、ウインド変換におけるウインド幅の下限値、上限値およびこの範囲のボクセル値と係数「0.5」との積がオパシテカーブ設定におけるOWWとして利用されている。したがって、このような構成の場合は、ウインド幅をそのまま利用する図2(b)の場合と比較して、ウインド幅340～640に対し、OWWの範囲を狭く設定している。この構成においてもオパシテカーブ設定手段142により、この狭い範囲において、ボリュームデータ内の各部分のボクセル値に比例して段階的に不透明度の表示がなされる。

## 【 0 0 5 9 】

(作用・効果)

上記説明した本実施形態における医用画像処理装置においては、撮影技師が2次元画像の表示を行う際にウインドレベル、ウインド幅のパラメータを設定する。オパシテカーブ設定手段142は設定されたこのパラメータを3次元画像の表示条件の設定すなわちボリュームレンダリングに利用するように構成されている。より詳しくはオパシテカーブ設定手段142がこのパラメータをオパシテカーブの設定に利用するように構成されている。

## 【 0 0 6 0 】

したがって、本実施形態の医用画像処理装置においては、撮影技師が2次元画像に対するウインド変換を行うことのみによって、3次元画像に対する不透明度の設定を行うことが容易となる。もしくは撮影技師が2次元画像に対するウインド変換を行うことのみによって、当該不透明度の設定を省略することができる。

10

## 【 0 0 6 1 】

MRI装置

MRI装置においては、被検体内の組織や状態の他、パルスシーケンスの種類、当該種類ごとのTE(echo Time)、TR(repetition time)等のパラメータの違い、送受信コイルの患者への設定の違いによっても画素値は大きく変動する。すなわち、MRI装置においては、画素値を定める要因が多いことから、ウインド変換のプリセットをすることが困難である。またオパシテカーブの設定においてもプリセットが困難である。また、仮にウインド変換またはオパシテカーブの設定においてプリセットを設けても、プリセットに応じたウインド変換またはオパシテカーブの設定がされたのみでは、閲覧に耐えうる画像が得られないことが多い。

20

## 【 0 0 6 2 】

このような理由から従来、画像閲覧者はウインド変換やオパシテカーブの設定に大きな労力を必要としていた。また、MRI装置におけるウインド変換、オパシテカーブの設定を適切に行うには、個人の経験によるところが大きくなってしまっていたことが、設定作業を困難にしていた。

## 【 0 0 6 3 】

また、MRI装置においては、マルチスライスによって3次元画像の撮像を行う場合に、T1強調画像、T2強調画像、T2\*強調画像に対してウインド変換操作が行われることが一般的である。またMRI装置では、3次元画像の撮像においてウインド変換がなされる場合がある。

30

## 【 0 0 6 4 】

MRI装置として本実施形態の医用画像処理装置を適用するならば、そこで設定されたウインド変換にかかるパラメータは、ボリュームレンダリングにおけるオパシテカーブの設定に利用される。本発明を提案した発明者は、このオパシテカーブの設定が、ボリュームレンダリング時のプリセットとして有効であることを確認している。その結果、従来、非常に困難であったオパシテカーブの設定が簡便になる。もしくはオパシテカーブの設定を省略することが可能となる。したがって、本実施形態の医用画像処理装置を適用したMRI装置は、画像閲覧者の負担を軽減することができ、かつ読影または画像診断効率を向上させることが可能となる。

40

## 【 0 0 6 5 】

超音波診断装置

超音波診断装置においては送信音圧レベル、受信ゲイン、深さ方向の一部だけに対し多段階に独立にゲイン補正を行うSTC調整等によって画素値が大きく変動する。つまり超音波診断装置においても、ウインド変換、オパシテカーブの設定のプリセットが困難である。このような理由から従来、画像閲覧者はウインド変換やオパシテカーブの設定に大きな労力を必要としていた。また、超音波診断装置におけるウインド変換やオパシテカーブの設定を適切に行うには、個人の経験によるところが大きくなってしまっていたこ

50

とが、設定作業を困難にしていた。

【 0 0 6 6 】

また超音波診断装置では、1次元アレイの超音波トランスデューサを利用して3次元撮像を行う場合、撮影技師によりゲイン調整とSTC調整が行われる。このゲイン調整とSTC調整を行う場合、まず撮影技師は、1次元アレイの超音波トランスデューサのビーム面を固定した状態（煽動をしない状態）で、リアルタイム表示された2次元画像を観察しながら適正な表示となるように調整する。ここで本実施形態の医用画像処理装置を超音波診断装置に適用した場合、ゲイン調整とSTC調整で設定されたパラメータ（ゲイン調整値、STC調整値）が、一旦記憶される。その後3次元撮像のため、超音波のビーム面の煽動が開始される。この煽動の開始により、片側方向の煽動毎にボリュームレンダリング表示画像が更新される。このとき超音波診断装置が3次元画像の初期表示をするにあたり、当該記憶されたパラメータがオパシティカーブの設定に利用されボリュームレンダリングがなされる。

10

【 0 0 6 7 】

また、2次元アレイの超音波トランスデューサの場合でも、超音波診断装置は中央断面となる断面位置にのみ平面ビーム面を形成して、その断面に対してゲイン調整とSTC調整を行う。この場合でも本実施形態の構成を適用した超音波診断装置は、当該ゲイン調整とSTC調整で設定されたパラメータを、一旦記憶する。その後超音波診断装置は、ブロック送信、受信など3次元走査モードに切り替えることにより、リアルタイムに画像の更新をしつつ、3次元画像の表示を行う。このとき当該記憶されたパラメータがオパシティカーブの設定に利用され、超音波診断装置によりボリュームレンダリングがなされる。

20

【 0 0 6 8 】

本実施形態における医用画像処理装置が超音波診断装置である場合も、従来、非常に困難であったオパシティカーブの設定が簡便になるか、もしくは省略することが可能となる。結果として、当該超音波診断装置は画像閲覧者の負担を軽減することができ、読影や画像診断効率を向上させることが可能となる。

【 0 0 6 9 】

（動作）

以上のような本実施形態の医用画像管理装置の動作について説明する。図5は、撮影技師等のユーザが本実施形態における医用画像処理装置を用いて3次元画像の表示処理を行う作業を説明するための医用画像処理装置の一連の動作を表すフローチャートである。この図5に基づいて本実施形態の医用画像処理装置をMRI装置に適用した場合の動作の一例を説明する。

30

【 0 0 7 0 】

（ステップ1）

まず、ユーザ（撮影技師等）により、パルスシーケンス等の撮影条件が設定され、さらに撮像を開始する旨の指示が操作手段201を介して実行される。この撮像開始の指示があると、MRI装置における画像取得手段112によって、例えば複数スライス of T2強調画像が生成される。このT2強調画像は、一旦画像記憶手段121に記憶される。

【 0 0 7 1 】

（ステップ2）

次に、ユーザにより、生成した画像データに基づき、T2強調の2次元画像を閲覧する旨の指示が操作手段201を介して実行される。この閲覧の指示があると、MRI装置における2次元表示処理手段130は、ウインド変換設定画面（図3参照）の画面フォーマットおよび閲覧しようとする画像データを読み出し、ウインド変換設定画面を生成する。さらに2次元表示処理手段130は、生成したウインド変換画面を表示手段202に表示させる。さらに、ユーザによりウインド変換設定画面上で、ウインド変換操作がなされると、ウインド変換手段132は、ウインド変換操作に応じて当該2次元画像データの画素値に応じた階調表示を変更させる。加えてウインド変換手段132はウインド表示グラフ320に変更されたウインドレベルおよびウインド幅を変更させる。ここで設定されたパ

40

50

ラメータは、被検体の付帯情報（患者ID、撮影日時、撮影条件にかかる情報等）とともに記憶手段（不図示）に記憶される。

【0072】

（ステップ3）

ユーザにより、T2強調の2次元画像が閲覧された後、ユーザによって例えばT1強調画像を表示する旨の指示がなされた場合、ステップ2までと同様の工程によりT1強調画像が生成される。さらにこの場合、ウインド変換手段132により、T1強調の2次元画像のウインド変換等がなされる。その後、ユーザによって例えばT2強調の3次元画像を表示する旨の指示がなされると、ステップ2で記憶した被検体の付帯情報等に基づき、ステップ2で設定されたウインド変換のパラメータが読み出される。

10

【0073】

（ステップ4）

3次元表示処理手段140は、操作に応じたT2強調の3次元画像を表示手段202に表示させる。さらに3次元表示処理手段140は、ポリウムレンダリングを行うにあたり、読み出したウインド変換のパラメータにより、オパシテカーブの設定を行う。すなわち、オパシテカーブ設定手段142が、ウインドレベルおよびウインド幅に対応する階調と、オパシテカーブにおける不透明度のスケールとを対応させつつ、ウインドレベルおよびウインド幅のパラメータをオパシテカーブの設定にそのまま当てはめる。これによってオパシテカーブの設定がなされる。

【0074】

20

（ステップ5）

さらに3次元表示処理手段140は、設定されたオパシテカーブおよびユーザにより設定された視点310等（図4参照）に基づいて、ポリウムレンダリングを行う。3次元表示処理手段140がポリウムレンダリングを行うと、ポリウムデータが投影面330に投影され、ユーザにより指定されたT2強調の3次元画像において表示条件が調整される。

【0075】

[第2実施形態]

次に、本発明の第2実施形態にかかる医用画像処理システムについて図6および図7を参照して説明する。図6は、この発明の第2実施形態にかかる医用画像処理システムの概略構成を示すブロック図である。

30

【0076】

第2実施形態にかかる医用画像処理システムは、医用画像処理装置における画像取得手段112によって画像データが生成される。生成された画像データは医用画像処理装置における送受信手段111によって画像サーバ400に送信されて、画像サーバ400に記憶される。また、画像サーバ400に記憶された画像データを、画像サーバ400から読み出して画像表示端末500において表示することが可能である。

【0077】

以下、図7に基づいて本実施形態の医用画像処理システムにおける医用画像処理装置を超音波診断装置に適用した場合の動作の一例を説明する。図7は、撮影技師等のユーザが本実施形態における医用画像処理装置を用いて3次元画像の表示処理を行う作業を説明するための医用画像処理装置の一連の動作を表すフローチャートである。なお、本動作説明においては、便宜上、ウインド変換手段132をゲイン・STC変換手段と読み替えて説明する。

40

【0078】

（ステップ1）

まず、撮影技師により、ドブラモードやBモード等撮像法の撮影条件が設定され、さらに撮像を開始する旨の指示が操作手段201を介して実行される。撮像開始の指示があると、超音波診断装置における画像取得手段112によって、被検体の体内情報の収集が開始される。

50

## 【 0 0 7 9 】

## (ステップ 2)

1次元アレイの超音波トランスデューサを利用して3次元撮像を行う場合においては、撮影技師は、ビーム面を固定した状態で、リアルタイム表示された2次元画像を観察しながらゲイン調整とSTC調整を行う。すなわち、撮影技師により、生成された画像データに対し、ゲイン調整値、STC調整値が操作手段201を介して設定されると、超音波診断装置における2次元表示処理手段130は、ゲイン調整操作に応じて当該2次元画像データに対しゲイン調整を実行する。また2次元表示処理手段130はSTC調整操作に応じてSTC調整を実行する。ここで設定されたパラメータは、被検体の付帯情報(患者ID、撮影日時、撮影条件にかかる情報等)とともに記憶手段(不図示)に記憶される。

10

## 【 0 0 8 0 】

## (ステップ 3)

3次元撮像が完了すると、医用画像処理装置としての超音波診断装置は、記憶しておいたゲイン調整値、STC調整値および付帯情報と、生成したボリュームデータとを、送受信手段111を介して画像サーバ400に送信する。画像サーバ400では当該ボリュームデータおよびパラメータを付帯情報に対応付けて記憶する。

## 【 0 0 8 1 】

## (ステップ 4)

ユーザは画像表示端末500において、超音波診断装置で生成された3次元画像を閲覧するために、付帯情報とともに3次元画像の読み出し指示の操作を行う。画像表示端末500は、当該操作を受け、読み出し指示を画像サーバ400に送信する。画像サーバ400は読み出し指示にかかる付帯情報に基づいて記憶していたボリュームデータとパラメータとを画像表示端末500に送信する。また、画像表示端末500における3次元表示処理手段140は、操作に応じて受信したボリュームデータに基づき3次元画像を表示させる。

20

## 【 0 0 8 2 】

## (ステップ 5)

さらに3次元表示処理手段140は、ボリュームレンダリングを行うにあたり、オパシティカーブの設定を行う。3次元表示処理手段140は、このオパシティカーブの設定を、読み出したゲイン調整値およびSTC調整値に基づいて行う。すなわち、オパシティカーブ設定手段142は、ゲイン調整およびSTC調整に基づく階調と、オパシティカーブにおける不透明度のスケールとを対応させつつ、ゲイン調整のパラメータおよびSTC調整のパラメータをオパシティカーブの設定にそのまま当てはめる。これによってオパシティカーブの設定がなされる。

30

## 【 0 0 8 3 】

## (ステップ 6)

さらに3次元表示処理手段140は、設定されたオパシティカーブおよびユーザにより設定された視点310等(図4参照)に基づいて、ボリュームレンダリングを行う。3次元表示処理手段140がボリュームレンダリング処理を行うと、ボリュームデータが投影面330に投影され、撮影技師により指定された3次元画像において表示条件が調整される。

40

## 【 0 0 8 4 】

## (作用・効果)

上記説明したように、第2実施形態による医用画像処理装置であっても、従来、非常に困難であったオパシティカーブの設定が簡便になるか、もしくは省略することが可能となる。結果として本実施形態の医用画像処理装置により、画像閲覧者の負担を軽減することができ、読影や画像診断効率を向上させることが可能となる。

## 【 0 0 8 5 】

さらに、第2実施形態における医用画像処理装置では、画像サーバ400にボリュームデータを記憶させるときに、ボリュームデータおよびゲイン調整・STC調整またはウイ

50

ンド変換のパラメータを付帯情報とともに記憶させるように構成されている。したがって、医用画像処理装置の外部の表示装置において、後日、3次元画像を閲覧するために表示条件を変更するときであっても、従来、非常に困難であったオパシティカーブの設定を簡便にし、もしくは省略することが可能となる。

【0086】

なお、上記説明した第1実施形態および第2実施形態における医用画像処理装置を、X線CT装置に適用することは当然可能である。次に、上述した医用画像処理装置をX線CT装置に適用しつつ、X線CT装置に特に適合した構成に変更した実施形態について説明する。

【0087】

[第3実施形態]

次に、本発明の第3実施形態にかかる医用画像処理装置として、X線CT装置について説明する。第3実施形態にかかる医用画像処理としてのX線CT装置においても、上述のボリュームデータ生成工程と同様に、画像取得手段112によって画像データが生成される。また、この画像データに対しては、2次元表示処理としてウインド変換がなされるが、このX線CT装置においては、次のようにウインド変換がなされる。

【0088】

X線CT装置では、X線CT画像を取得するため、画像取得手段112のスキャン前にスキャン条件、再構成条件、表示条件などの種々の条件のパラメータが操作手段201を介して設定される。例えば本実施形態のX線CT装置では、X線CT画像を取得する前に当該パラメータとしてスライス位置、撮像範囲、管電圧、管電流が設定される。またこれらのパラメータとともに、あらかじめウインド条件のパラメータ、すなわちウインド変換におけるウインドレベル値、ウインド幅値のプリセットが設定される。本実施形態のX線CT装置では、このウインドレベル値、ウインド幅値を用いてボリュームレンダリング処理のオパシティカーブを設定する。オパシティカーブの設定については、以下のように行われる。

【0089】

このX線CT装置においては、あらかじめ設定されたウインドレベル、ウインド幅のパラメータのプリセットが図示しない記憶手段に記憶されている。ウインド変換手段132は、ボリュームデータ生成工程において生成された画像データのウインド変換を行うときに、このウインド変換にかかるプリセットを読み出す。ウインド変換手段132は読み出したプリセットに基づいて、画像データに対し、ウインド変換を行って画像データの階調処理を行う。なお、撮影条件、温度、ビームハードニング補正等によってCT値が変動することを考慮して、プリセットの値を調整する場合は、調整値に基づいて画像データの階調処理を行う。

【0090】

なお、本実施形態のX線CT装置においても、上述のウインド変換設定画面において、撮影技師がウインド変換のパラメータを調整することが可能である。例えば、X線CT装置において、2次元画像における階調表示をウインド変換のプリセットにおいて実行した後、撮影技師がウインド変換の微調整をウインド変換設定画面等によって行うことが可能である。

【0091】

この実施形態においてもウインド変換工程において設定されたパラメータは、画像データに対応付けられ付帯情報として記憶される。また画像データに対応づけて記憶されたウインド変換のパラメータを、オパシティカーブに適用する工程は上述の通りである。

【0092】

X線CT装置によって生成されるX線CT画像では、画素値を示すCT値(HU)が被検体の組織によってほぼ一定の値となる。したがってX線CT画像では、MRI装置や超音波診断装置と比較して、画像の各部における画素値と階調・不透明度との関係がほぼ一義的に定まる。その結果、X線CT装置は、当該構成により適合する。

10

20

30

40

50

## 【0093】

(作用・効果)

上記説明したように、第3実施形態による医用画像処理装置であっても、従来、非常に困難であったオパシテイクの設定が簡便になるか、もしくは省略することが可能となる。結果として本実施形態の医用画像処理装置により、画像閲覧者の負担を軽減することができ、読影や画像診断効率を向上させることが可能となる。

## 【0094】

さらに第3実施形態による医用画像処理装置では、ウインド変換のプリセットがあらかじめ設定されているので、さらに画像閲覧者の負担を軽減することが可能となる。なお、本実施形態では、医用画像処理装置がX線CT装置である場合について説明したが、本実施形態の医用画像処理装置を、MRI装置、超音波診断装置とすることも可能である。

## 【0095】

[第4実施形態]

次に、本発明の第4実施形態にかかる医用画像処理システムについて図8を参照して説明する。図8は、この発明の第4実施形態にかかる医用画像処理システムの概略構成を示すブロック図である。

## 【0096】

図8に示すように第4実施形態にかかる医用画像処理システムは、医用画像取得装置と医用画像処理装置と、画像サーバ400とを有して構成される。ここで、本実施形態の医用画像処理システムでは、医用画像取得装置は、主に医用画像の取得を行うものであって、必ずしもボリュームレンダリング等、閲覧するための3次元表示処理を行うものではない。ボリュームレンダリングについては、画像データの表示処理を行う医用画像処理装置によって行われる。以下、図8に基づいて本実施形態の医用画像処理システムについて説明する。

## 【0097】

図8に示すように、医用画像処理システムにおける医用画像取得装置は、撮影技師により撮影条件の設定を受ける。撮像制御手段110は画像取得手段112を制御して、被検体の撮像を行わせ、かつ画像信号を検出する。さらに医用画像取得装置は再構成手段120が当該画像信号に再構成処理を行うことにより、画像データを生成する。生成された画像記憶手段121に記憶される。さらに医用画像取得装置は、ボリュームデータ生成手段122によって、当該記憶された画像データに基づいてボリュームデータを生成する。

## 【0098】

医用画像取得装置は、生成したボリュームデータを、送受信手段111によって画像サーバ400に送信する。画像サーバ400は受信したボリュームデータを記憶する。画像サーバ400はボリュームデータを、読み出し可能に記憶する。なお、ボリュームデータには調整前のウインドレベル、ウインド幅、不透明度のパラメータが付帯されている。

## 【0099】

医用画像処理装置は、画像サーバ400に記憶された画像データを読み出すことが可能である。ボリュームデータは、医用画像処理装置に読み出されると、閲覧可能とするため、3次元表示処理が施される。医用画像処理装置は、2次元表示処理手段130により、階調表示にかかるウインド変換を行う。このウインド変換処理については、上述の通りである。

## 【0100】

また、医用画像処理装置は、3次元表示処理手段140により、ボリュームデータにボリュームレンダリングを行う。このときのオパシテイクの設定は、ウインド変換において設定されたパラメータを利用する。この点についても上述の通りである。なお、本実施形態における医用画像処理装置では、ウインド変換について医用画像処理装置で行う構成である。しかし、本実施形態における医用画像処理システムにおいては、この構成に限られない。例えば、ウインド変換について医用画像取得装置で行う構成を採用することも可能である。この場合、ウインド変換において設定されたパラメータは、DICOM(Digi

10

20

30

40

50

t al Imaging and Communication in Medicine )  
等の付帯情報としてボリュームデータに付帯される。この付帯情報は、ボリュームデータとともに、画像サーバ400に記憶される。

【0101】

(作用・効果)

上記説明したように、第4実施形態による医用画像処理装置であっても、従来、非常に困難であったオパシティカーブの設定が簡便になるか、もしくは省略することが可能となる。結果として本実施形態の医用画像処理装置により、画像閲覧者の負担を軽減することができ、読影や画像診断効率を向上させることが可能となる。

【符号の説明】

10

【0102】

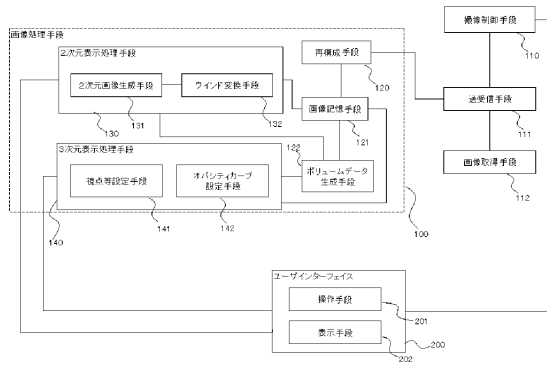
- 100 画像処理手段
- 110 撮像制御手段
- 111 送受信手段
- 112 画像取得手段
- 120 再構成手段
- 121 画像記憶手段
- 122 ボリュームデータ生成手段
- 130 2次元表示処理手段
- 131 2次元画像生成手段
- 132 ウィンド変換手段
- 140 3次元表示処理手段
- 141 視点等設定手段
- 142 オパシティカーブ設定手段
- 200 ユーザインターフェース
- 201 操作手段
- 202 表示手段
- 300 ボリュームデータ
- 301 ボクセル
- 310 2次元画像表示領域
- 310 視点
- 320 ウィンド表示グラフ
- 320 視線
- 330 ウィンド変換設定領域
- 331 WL調整バー
- 332 WW調整バー
- 333 WW最小値調整バー
- 334 WW最大値調整バー
- 330 投影面
- 400 画像サーバ
- 500 画像表示端末
- S1、S2 セット

20

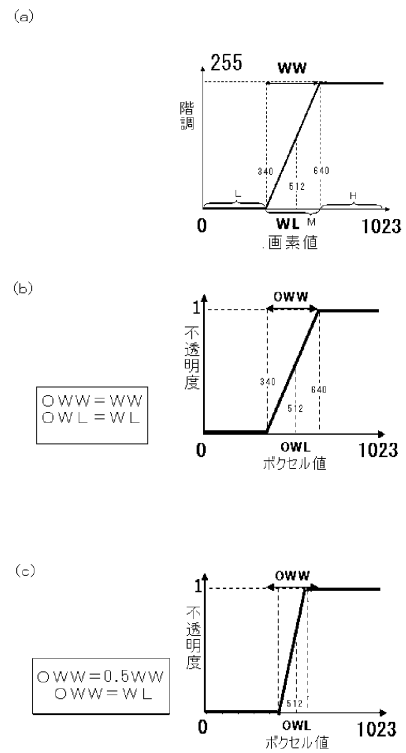
30

40

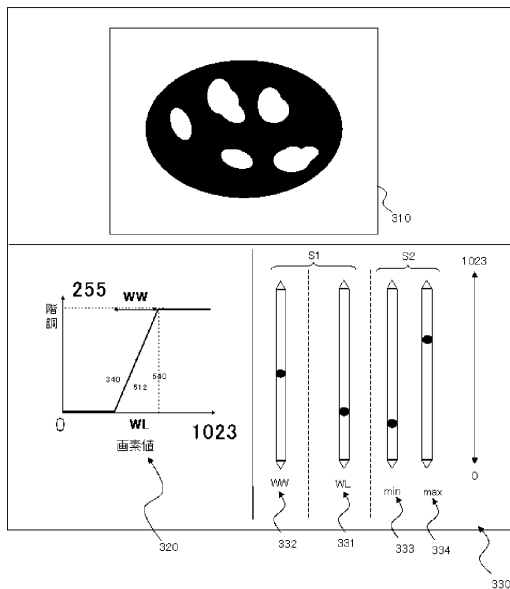
【図1】



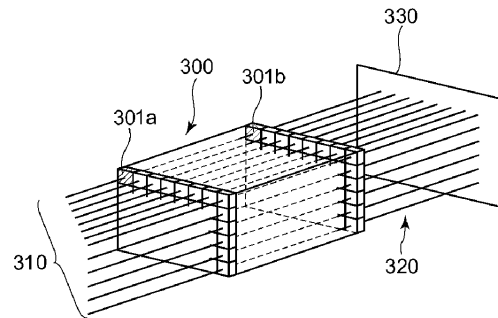
【図2】



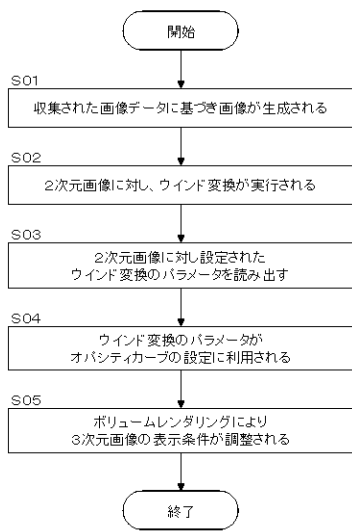
【図3】



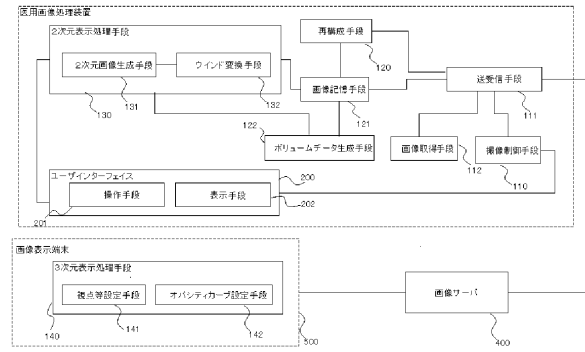
【図4】



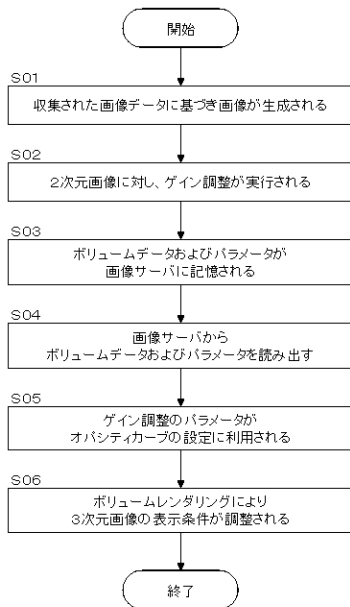
【図5】



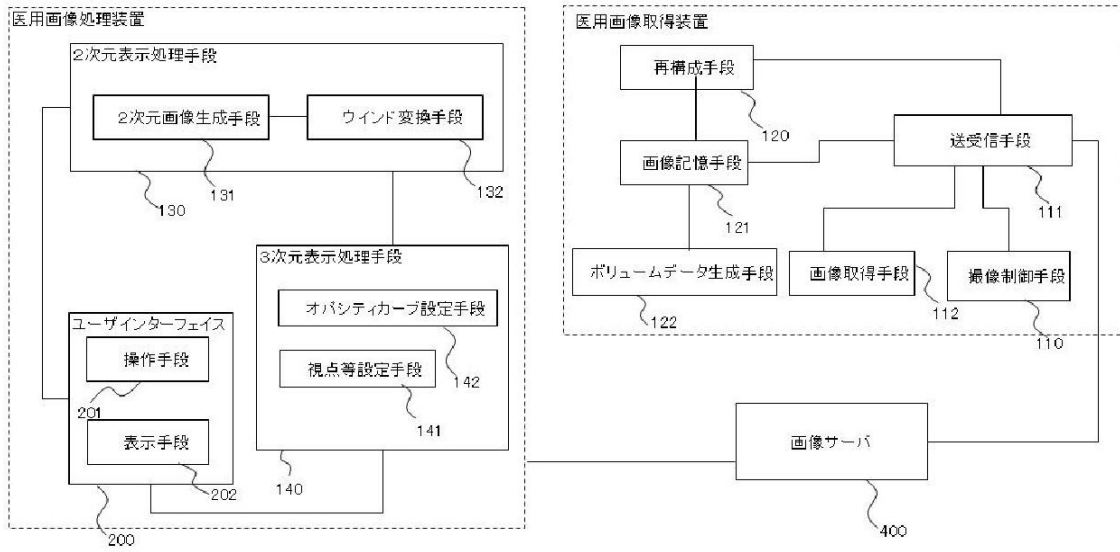
【図6】



【図7】



【図8】



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

(56)参考文献 特開2006-020777(JP,A)  
特開2006-192151(JP,A)  
特開2008-006274(JP,A)  
特開2008-018224(JP,A)  
特開2001-286468(JP,A)  
特開2008-142327(JP,A)  
特開平11-283052(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 5 / 0 0 - 5 / 0 1  
A 6 1 B 5 / 0 5 5  
A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4  
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5  
G 0 6 T 1 / 0 0 - 1 / 4 0  
G 0 6 T 3 / 0 0 - 5 / 5 0  
G 0 6 T 9 / 0 0 - 9 / 4 0

专利名称(译)	医学图像处理设备，超声诊断设备和医学图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5525797B2</a>	公开(公告)日	2014-06-18
申请号	JP2009261667	申请日	2009-11-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	山形仁		
发明人	山形仁		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/055 A61B6/03 A61B8/00 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/13 A61B5/055 A61B6/03 A61B8/483 G06T15/08		
FI分类号	A61B5/00.G A61B5/05.380 A61B6/03.371 A61B8/00 G06T1/00.290.B G06T1/00.290.D A61B5/055.380 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA15 4C093/FD09 4C093/FF08 4C093/FF42 4C093/FF46 4C093 /FH03 4C096/AB36 4C096/AD14 4C096/AD16 4C096/DC12 4C096/DC36 4C096/DC37 4C096/DE03 4C117/XA01 4C117/XB09 4C117/XE44 4C117/XE45 4C117/XE46 4C117/XG14 4C117/XJ01 4C117 /XJ16 4C117/XJ34 4C117/XK13 4C117/XK15 4C117/XK18 4C117/XK19 4C117/XR07 4C117/XR08 4C117/XR09 4C601/BB03 4C601/EE07 4C601/EE11 4C601/JB13 4C601/JC26 4C601/JC29 4C601 /KK04 4C601/KK22 4C601/KK33 5B057/AA07 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CE11 5B057/CH16 5B057/DA16 5B057/DA17 5B057/DB03 5B057 /DB09 5B057/DC22 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13		
审查员(译)	多田达也		
优先权	2008298599 2008-11-21 JP		
其他公开文献	JP2010148865A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：当浏览由医学图像处理设备获取的对象的组织信息作为三维图像时，通过简化不透明度曲线的设置来容易地解决设置工作的低效率，一种超声诊断设备，能够改进医学图像处理设备的医学图像处理方法，超声诊断设备和医学图像处理方法。医学图像处理设备通过信息获取单元获得医学图像数据的窗口水平值和窗口宽度值，并且基于所获取的窗口水平值和窗口宽度值，体绘制中的不透明度设置曲线，并且体绘制装置基于设置的不透明度曲线执行体绘制。 .The

【图4】

