

(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2014-236340

(P2014-236340A)

(43) 公開日 平成26年12月15日(2014.12.15)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
H O 4 N 13/04 (2006.01)	H O 4 N 13/04	4 C 1 6 1
H O 4 N 13/02 (2006.01)	H O 4 N 13/02	5 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2013-116191 (P2013-116191)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成25年5月31日 (2013. 5. 31)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(74) 代理人	100089118
			弁理士 酒井 宏明
		(74) 代理人	100112656
			弁理士 宮田 英毅
		(72) 発明者	愛島 快行
			東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内
		Fターム(参考)	4C161 BB06 CC06 JJ10 JJ19
			5C061 AA07 AA08 AB02 AB06 AB12
			AB14 AB16

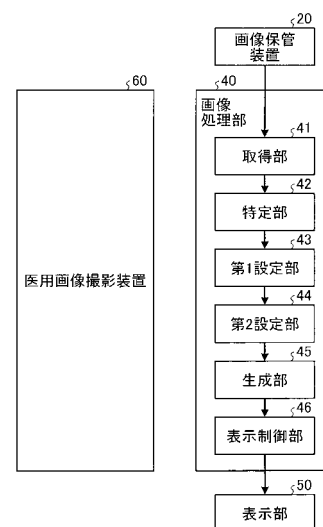
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、方法、及びプログラム、並びに、立体画像表示装置

(57) 【要約】

【課題】立体画像のフォーカスを、医用画像撮影装置と同じフォーカスに自動的に合わせることが可能な画像処理装置、方法、及びプログラム、並びに、立体画像表示装置を提供する。

【解決手段】実施形態の画像処理装置は、3次元の医用画像データを示すボリュームデータから立体画像を生成する画像処理装置であって、取得部と生成部とを備える。取得部は、ボリュームデータを取得する。生成部は、ボリュームデータのうち、画像処理装置と接続される光学系を有する医用画像撮影装置の焦点位置に対応する注目領域の視差量が所定の閾値以下になるように、ボリュームデータをレンダリングして、立体画像を生成する。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

3次元の医用画像データを示すボリュームデータから立体画像を生成する画像処理装置であって、

前記ボリュームデータを取得する取得部と、

前記ボリュームデータのうち、前記画像処理装置と接続される光学系を有する医用画像撮影装置の焦点位置に対応する注目領域の視差量が所定の閾値以下になるように、前記ボリュームデータをレンダリングして、前記立体画像を生成する生成部と、を備える、
画像処理装置。

【請求項 2】

10

前記ボリュームデータを前記レンダリングするための仮想空間において、許容値以上の精細度の前記立体画像が表示される領域を表すバウンダリボックスのうち精細度が最も高い面を示すフォーカス面が、前記注目領域を含むように、前記バウンダリボックスの位置を設定する第1設定部をさらに備え、

前記生成部は、前記バウンダリボックスに基づいて、複数の前記視点の位置を算出する、

請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記医用画像撮影装置の被写界深度に応じて、前記バウンダリボックスの奥行き方向の範囲を可変に設定する第2設定部をさらに備える、

20

請求項2に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記第2設定部は、前記バウンダリボックス内部のうち前記立体画像の精細度が所定値を示す領域が、前記医用画像撮影装置により呈示される医用画像のうち前記医用画像の精細度が前記所定値に対応する値を示す領域に対応するように、前記バウンダリボックスの奥行き方向の範囲を設定する、

請求項3に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記取得部は、前記医用画像撮影装置から、前記注目領域を特定可能なデータを取得する、

30

請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記データに基づいて、前記注目領域を特定する特定部をさらに備える、

請求項5に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記取得部は、手術器具の先端位置をリアルタイムに検出して術者に知らせる画像制御装置から、前記注目領域を特定可能なデータを取得する、

請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記取得部は、前記画像制御装置から、前記ボリュームデータのうち前記手術器具の先端位置に対応する領域を示す前記データを取得し、取得した前記データが示す領域を前記注目領域として特定する、

40

請求項7に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記医用画像撮影装置は、顕微鏡または内視鏡である、

請求項1乃至8のうちの何れか1項に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

3次元の医用画像データを示すボリュームデータから立体画像を生成する画像処理方法であって、

前記ボリュームデータを取得し、

50

前記ポリウムデータのうち、前記立体画像を生成する画像処理装置と接続される光学系を有する医用画像撮影装置の焦点位置に対応する注目領域の視差量が所定の閾値以下になるように、前記ポリウムデータをレンダリングして、前記立体画像を生成する、
画像処理方法。

【請求項 1 1】

3次元の医用画像データを示すポリウムデータから立体画像を生成する画像処理プログラムであって、

コンピュータを、

前記ポリウムデータを取得する取得手段と、

前記ポリウムデータのうち、前記立体画像を生成する画像処理装置と接続される光学系を有する医用画像撮影装置の焦点位置に対応する注目領域の視差量が所定の閾値以下になるように、前記ポリウムデータをレンダリングして、前記立体画像を生成する生成手段として機能させる、

画像処理プログラム。

【請求項 1 2】

3次元の医用画像データを示すポリウムデータから生成された立体画像を表示する立体画像表示装置であって、

前記ポリウムデータを取得する取得部と、

前記ポリウムデータのうち、前記立体画像を生成する画像処理装置と接続される光学系を有する医用画像撮影装置の焦点位置に対応する注目領域の視差量が所定の閾値以下になるように、前記ポリウムデータをレンダリングして、前記立体画像を生成する生成部と、

前記立体画像を表示する表示部と、を備える、

立体画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、画像処理装置、方法、及びプログラム、並びに、立体画像表示装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、X線CT(Computed Tomography)装置やMRI(Magnetic Resonance Imaging)装置、超音波診断装置などの医用画像診断装置の分野では、3次元の医用画像(ポリウムデータ)を生成可能な装置が実用化されている。また、ポリウムデータを任意の視点からレンダリングする技術が実用化されており、ポリウムデータを複数の視点からレンダリングして視差画像を生成し、立体画像表示装置に立体的に表示する技術が知られている。

【0003】

このような立体画像表示装置では、立体画像がディスプレイの手前側に飛び出す、あるいは、奥側に引っ込むほど、立体画像の精細度が低下してブレやボケが生じてしまう問題がある。したがって、効果的にポリウムデータを立体表示するためには、手前側に飛び出さず、かつ、奥側に引っ込まずに、最も高い精細度で表示される奥行き位置に、ユーザが注目すべき注目箇所を配置することが重要になる。

【0004】

そのための従来技術として、バウンダリボックスと呼ばれるインタフェースが知られている。バウンダリボックスとは、コンピュータグラフィックス(CG)の仮想空間の領域の中で、立体画像表示装置に再現される立体画像の精細度が許容値以上となる領域である。バウンダリボックスの中央の断面(フォーカス面)においては、表示対象物の視差量がゼロになる。すなわち、手前側に飛び出さず、かつ、奥側にも位置せずに、最も高い精細度で対象物が表示される。ユーザがバウンダリボックスを移動して注目箇所にフォーカス

10

20

30

40

50

面を合わせることににより、その箇所を最も高い精細度で表示することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2007-96951号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

近年、顕微鏡を覗き込みながら手術器具を操作する顕微鏡下手術（マイクロサージェリー）において、顕微鏡と並べて上述の立体画像表示装置を置き、手術前にCT装置やMRI装置などの医用画像診断装置によって生成されたボリュームデータを立体表示することで、顕微鏡で直接見ることのできない体内の情報を術者（医師）に提示することが検討されている。

10

【0007】

しかしながら、術者が顕微鏡から目を離して立体画像表示装置を見たときに、それまで顕微鏡でフォーカスを合わせて見ていた箇所に立体画像のフォーカスが合っていない状況が多発する。ここで、「立体画像のフォーカス」とは、立体画像のボケ具合を意味し、「立体画像のフォーカスが合う」とは、所望の箇所にバウンダリボックスのフォーカス面が配置されて、その箇所が最も高い精細度で表示されている状態を言うものとする。この結果、立体画像を見るたびに、術者自身（あるいは補助者）が、立体画像のフォーカスを顕微鏡と同じフォーカスに合わせなければならず、手術の効率が低下してしまう。

20

【0008】

本発明が解決しようとする課題は、立体画像のフォーカスを、光学系を有する医用画像撮影装置と同じフォーカスに自動的に合わせることが可能な画像処理装置、方法、及びプログラム、並びに、立体画像表示装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

実施形態の画像処理装置は、3次元の医用画像データを示すボリュームデータから立体画像を生成する画像処理装置であって、取得部と生成部とを備える。取得部は、ボリュームデータを取得する。生成部は、ボリュームデータのうち、画像処理装置と接続される光学系を有する医用画像撮影装置の焦点位置に対応する注目領域の視差量が所定の閾値以下になるように、ボリュームデータをレンダリングして、立体画像を生成する。

30

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】実施形態の画像表示システムの構成例を示す図。

【図2】実施形態のボリュームデータの一例を説明するための図。

【図3】実施形態の立体画像表示装置の構成例を示す図。

【図4】実施形態の表示部を示す模式図。

【図5】実施形態の表示部を示す模式図。

【図6】実施形態のボリュームデータが立体表示される場合の概念図。

40

【図7】実施形態の画像処理部の構成例を示す図。

【図8】実施形態の第1設定部による設定を説明するための模式図。

【図9】実施形態の第1設定部による設定を説明するための模式図。

【図10】実施形態の第2設定部による設定を説明するための模式図。

【図11】実施形態の第2設定部による設定を説明するための模式図。

【図12】実施形態のボリュームデータをレンダリングする場合の概念図。

【図13】実施形態の立体画像表示装置の動作例を示すフローチャート。

【図14】変形例の画像処理部の構成例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

50

以下、添付図面を参照しながら、本発明に係る画像処理装置、方法、及びプログラム、並びに、立体画像表示装置の実施形態を詳細に説明する。

【0012】

図1は、本実施形態の画像表示システム1の構成例を示すブロック図である。図1に示すように、画像表示システム1は、医用画像診断装置10と、画像保管装置20と、立体画像表示装置30と、医用画像撮影装置60と、を備える。

【0013】

図1の例では、医用画像診断装置10、画像保管装置20、および、立体画像表示装置30は、通信網2を介して、直接的、又は間接的に通信可能な状態となっており、各装置は、医用画像等を相互に送受信することが可能である。通信網2の種類は任意であり、例えば医用画像診断装置10、画像保管装置20、および、立体画像表示装置30は、病院内に設置されたLAN(Local Area Network)を介して、相互に通信可能な形態であってもよい。また、例えば医用画像診断装置10、画像保管装置20、および、立体画像表示装置30は、インターネット等のネットワーク(クラウド)を介して、相互に通信可能な形態であってもよい。

【0014】

また、立体画像表示装置30は、医用画像撮影装置60と通信可能に接続されている。立体画像表示装置30と医用画像撮影装置60との接続形態は任意であり、有線接続であってもよいし、無線接続であってもよい。

【0015】

画像表示システム1は、医用画像診断装置10により生成された3次元の医用画像データのボリュームデータから立体画像を生成する。そして、生成した立体画像を表示部に表示することで、病院内に勤務する医師や検査技師に立体視可能な医用画像を提供する。立体画像とは、観察者が立体視可能な画像を言う。一例として、本実施形態における立体画像は、互いに視差を有する複数の視差画像を含む画像である。以下、各装置を順に説明する。

【0016】

医用画像診断装置10は、3次元の医用画像データ(ボリュームデータ)を生成可能な装置である。医用画像診断装置10としては、例えば、X線診断装置、X線CT(Computed Tomography)装置、MRI(Magnetic Resonance Imaging)装置、超音波診断装置、SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography)装置、PET(Positron Emission computed Tomography)装置、SPECT装置とX線CT装置とが一体化されたSPECT-CT装置、PET装置とX線CT装置とが一体化されたPET-CT装置、又はこれらの装置群等が挙げられる。

【0017】

医用画像診断装置10は、被検体を撮影することによりボリュームデータを生成する。例えば、医用画像診断装置10は、被検体を撮影することにより投影データやMR信号等のデータを収集し、収集したデータから、被検体の体軸方向に沿った複数(例えば300~500枚)のスライス画像(断面画像)を再構成することで、ボリュームデータを生成する。つまり、図2に示すように、被検体の体軸方向に沿って撮影された複数のスライス画像が、ボリュームデータである。以下では、被検体の体軸方向に対応する方向を、「ボリュームデータの奥行き方向」と呼ぶ場合がある。図2の例では、被検体の「脳」のボリュームデータが生成されている。なお、医用画像診断装置10により撮影された被検体の投影データやMR信号等自体をボリュームデータとしてもよい。

【0018】

画像保管装置20は、医用画像を保管するデータベースである。具体的には、画像保管装置20は、医用画像診断装置10から送信されたボリュームデータおよび位置情報を格納し、これを保管する。

【0019】

立体画像表示装置30は、互いに視差を有する複数の視差画像を含む立体画像を表示す

る装置である。立体画像表示装置 30 は、例えば、インテグラル・イメージング方式（II 方式）や多眼方式等の 3D ディスプレイ方式を採用したものであってよい。立体画像表示装置 30 の例としては、例えば視聴者が裸眼で立体画像を観察可能な TV、PC などが挙げられる。本実施形態の立体画像表示装置 30 は、画像保管装置 20 から取得したボリュームデータから立体画像を生成して表示する。

【0020】

立体画像表示装置 30 と接続される医用画像撮影装置 60 は、レンズなどの光学系を有する画像撮影装置である。本実施形態では、医用画像撮影装置 60 は、顕微鏡（手術用顕微鏡）で構成される。顕微鏡は、被写界深度が極端に浅い（フォーカス範囲が極端に狭い）ため、術者（医師）は、注目箇所（例えば手術器具の先端位置など）に的確にフォーカス（焦点）を合わせて顕微鏡下手術を実施することになる。

10

【0021】

次に、立体画像表示装置 30 の具体的な構成を説明する。図 3 は、立体画像表示装置 30 の構成例を示す図である。図 3 に示すように、立体画像表示装置 30 は、画像処理部 40 と表示部 50 とを備える。例えば画像処理部 40 と表示部 50 とが、通信網（ネットワーク）を介して接続される形態であってもよい。画像処理部 40 は、画像保管装置 20 から取得したボリュームデータから立体画像を生成する。この詳細な内容については後述する。

【0022】

表示部 50 は、画像処理部 40 によって生成された立体画像を表示する。図 3 に示すように、表示部 50 は、表示パネル 52 と、光線制御部 54 と、を備える。表示パネル 52 は、色成分を有する複数のサブ画素（例えば、R、G、B）を、第 1 方向（例えば、図 3 における行方向（左右））と第 2 方向（例えば、図 3 における列方向（上下））とに、マトリクス状に配列した液晶パネルである。この場合、第 1 方向に並ぶ RGB 各色のサブ画素が 1 画素を構成する。また、隣接する画素を視差の数だけ第 1 方向に並べた画素群に表示される画像を要素画像と称する。すなわち、表示部 50 は、複数の要素画像をマトリクス状に配列した立体画像を表示する。表示部 50 のサブ画素の配列は、他の公知の配列であっても構わない。また、サブ画素は、RGB の 3 色に限定されない。例えば、4 色以上であってもよい。

20

【0023】

表示パネル 52 には、直視型 2 次元ディスプレイ、例えば、有機 EL（Organic Electro Luminescence）や LCD（Liquid Crystal Display）、PDP（Plasma Display Panel）、投射型ディスプレイなどを用いる。また、表示パネル 52 は、バックライトを備えた構成でもよい。

30

【0024】

光線制御部 54 は、表示パネル 52 に対して間隔を隔てて対向して配置されている。光線制御部 54 は、表示パネル 52 の各画素からの光線の出射方向を制御する。光線制御部 54 は、光線を出射するための光学的開口部が直線状に延伸し、当該光学的開口部が第 1 方向に複数配列されたものである。光線制御部 54 には、例えば、シリンドリカルレンズが複数配列されたレンチキュラーシート、スリットが複数配列されたパララックスバリア等を用いる。光学的開口部は、表示パネル 52 の各要素画像に対応して配置される。

40

【0025】

なお、本実施形態では、立体画像表示装置 30 は、同一の色成分のサブ画素が第 2 方向に配列され、かつ、第 1 方向に各色成分が繰り返して配列される「縦ストライプ配列」であるが、これに限られるものではない。また、本実施形態では、光線制御部 54 は、その光学的開口部の延伸方向が表示パネル 52 の第 2 方向に一致するように配置されているが、これに限らず、例えば光線制御部 54 は、その光学的開口部の延伸方向が表示パネル 52 の第 2 方向に対して傾きを有するように配置されていてもよい。

【0026】

50

図４は、表示部５０の一部の領域を拡大して示す模式図である。なお、図４中の符号（１）～（３）は、各々、視差画像の識別情報を示す。なお、ここでは、視差画像の識別情報として、視差画像の各々に一意に付与された視差番号を用いる。同一の視差番号の画素は、同一の視差画像を表示する画素である。図４に示す例では、視差番号１～３の順に、各視差番号によって特定される視差画像の画素を並べて、要素画像２４としている。ここでは、視差数が３視差（視差番号１～３）である場合を例に挙げて説明するが、これに限らず、他の視差数（例えば、視差番号１～９の９視差）であってもよい。

【００２７】

図４に示すように、表示パネル５２は、要素画像２４が第１方向及び第２方向にマトリクス状に配列されている。例えば視差数が３の場合、各要素画像２４は、視差画像１の画素２４_１、視差画像２の画素２４_２、視差画像３の画素２４_３を、順に第１方向に並べた画素群である。

【００２８】

各要素画像２４における、各視差画像の画素（画素２４_１～画素２４_３）から出射した光線は、光線制御部５４に到る。そして、光線制御部５４によって進行方向と散らばりが制御されて、表示部５０の全面に向けて出射する。例えば、各要素画像２４における、視差画像１の画素２４_１から出射した光は、矢印Ｚ１方向に出射する。また、各要素画像２４における視差画像２の画素２４_２から出射した光は、矢印Ｚ２方向に出射する。また、各要素画像２４における視差画像３の画素２４_３から出射した光は、矢印Ｚ３方向に出射する。このように、表示部５０では、各要素画像２４の各画素から出射する光の出射方向を、光線制御部５４によって調整する。

【００２９】

図５は、表示部５０をユーザ（視聴者）が観察した状態を示す模式図である。複数の要素画像２４からなる立体画像が表示パネル５２に表示された場合、ユーザは、要素画像２４に含まれる異なる視差画像の画素を、左眼１８Ａおよび右眼１８Ｂの各々で観察することになる。このように、ユーザの左眼１８Ａおよび右眼１８Ｂに対し、視差の異なる画像をそれぞれ表示することで、ユーザが立体画像を観察することができる。

【００３０】

図６は、図２に例示した「脳」のポリウムデータが立体表示される場合の概念図である。図６の符号１０１は、「脳」のポリウムデータの立体画像を概念的に示す。図６の符号１０２は、表示部５０のフォーカス面を示す。フォーカス面とは、立体視において手前に飛び出さず、かつ、奥側にも位置しない面を示す。表示パネル５２の画素から出射される光線の密度は、フォーカス面１０２から離れるほど疎になるので、画像の解像度も劣化する。したがって、例えば「脳」のポリウムデータ全体を高精細に表示するためには、表示部５０が許容値以上の精細度で立体画像を表示可能な奥行き方向の範囲（表示限界）を示す立体表示可能範囲１０３（後述のフォーカス範囲に相当）を考慮する必要がある。つまり、図６に示すように、立体表示されときの「脳」のポリウムデータ１０１全体が、立体表示可能範囲１０３内に収まるように、各種のパラメータ（例えば立体画像を作成する際のカメラ間隔、角度、位置等）を設定する必要がある。なお、立体表示可能範囲１０３は、表示部５０の仕様や規格に応じて決まるパラメータであり、立体画像表示装置３０内のメモリ（不図示）に格納される構成であってもよいし、外部装置に格納される構成であってもよい。

【００３１】

次に、画像処理部４０の詳細な内容を説明する。図７は、画像処理部４０の構成例を示すブロック図である。図７に示すように、画像処理部４０は、取得部４１と、特定部４２と、第１設定部４３と、第２設定部４４と、生成部４５と、表示制御部４６とを備える。また、画像処理部４０は、医用画像撮影装置６０と接続される。ここでは、画像処理部４０は、請求項の「画像処理装置」に対応している。

【００３２】

取得部４１は、画像保管装置２０にアクセスして、医用画像診断装置１０によって生成

10

20

30

40

50

されたポリウムデータを取得する。ポリウムデータの中には、骨・血管・神経・腫瘍などの各臓器の位置を特定するための位置情報が含まれていてもよい。位置情報の形式は任意であり、例えば、臓器の種類を識別する識別情報と、臓器を構成するボクセル群とを対応付けて管理する形式でもよいし、ポリウムデータに含まれる各ボクセルに対して、当該ボクセルが属する臓器の種類を識別する識別情報を付加する形式でもよい。また、ポリウムデータの中には、各臓器をレンダリングする際の彩色や透過度に関する情報が含まれていてもよい。

【0033】

また、取得部41は、ポリウムデータに加えて、医用画像撮影装置60から、ポリウムデータのうち医用画像撮影装置60の焦点位置に対応する領域（点でもよい）を示す注目領域を特定可能なデータ（以下の説明では、「焦点データ」と称する場合がある）を取得する。焦点データとしては、例えば医用画像撮影装置60のレンズの焦点距離、絞り、F値、被写界深度などが挙げられる。また、焦点データとしては、例えば医用画像撮影装置60の座標系において医用画像撮影装置60の焦点位置を示す座標値であってもよい。本実施形態では、取得部41は、医用画像撮影装置60の座標系において医用画像撮影装置60の焦点位置を示す座標値を、焦点データとして取得する場合を例に挙げて説明する。なお、取得部41が焦点データを取得するタイミングは任意であるが、本実施形態では、医用画像撮影装置60は、術者（または補助者）の操作等により医用画像撮影装置60の焦点位置（フォーカス）が変更されるたびに、そのときの焦点データを取得部41へ送信する。

【0034】

特定部42は、取得部41により取得された焦点データに基づいて、注目領域を特定する。本実施形態では、特定部42は、取得部41により取得された焦点データが示す座標値（医用画像撮影装置60の座標系の座標値）を、ポリウムデータの座標系の座標値に変換する。そして、ポリウムデータのうち変換後の座標値が示す領域を、注目領域として特定する。

【0035】

第1設定部43は、ポリウムデータをレンダリングするための仮想空間において、許容値以上の精細度の立体画像が表示される領域を表すバウンダリボックスのうち精細度が最も高い面を示すフォーカス面が、注目領域を含むように、バウンダリボックスの位置を設定する。ここでは、バウンダリボックスの中央の断面において、表示対象物の視差量がゼロになる。すなわち、バウンダリボックスの中央の断面において、手前側に飛び出さず、かつ、奥側にも位置せずに、最も高い精細度で表示対象物が表示される。本明細書では、この断面を「フォーカス面」と呼ぶ。例えば仮想空間において、ポリウムデータのうち病変部などの注目箇所（注目箇所）にフォーカス面を合わせるようにバウンダリボックスを移動（仮想空間におけるバウンダリボックスの位置を設定）することにより、その注目箇所を最も高い精細度で表示することができる。ここで、本明細書における精細度（解像度）とは光線の密度を指し、立体画像の精細度とは、表示パネル52の画素から出射される光線の密度を指す。なお、本明細書におけるバウンダリボックスは、特開2007-96951号公報に開示されたバウンダリボックスと同じ概念である。

【0036】

本実施形態では、注目領域が特定されていないデフォルトの状態では、図8に示すように、仮想空間において、フォーカス面がポリウムデータの中心（重心）位置を含むように、バウンダリボックスの位置が設定される。一方、特定部42により注目領域が特定され、ポリウムデータの座標系で表される注目領域が、仮想空間におけるポリウムデータの領域Xに対応する場合は、図9に示すように、第1設定部43は、仮想空間において、フォーカス面が領域X（注目領域）を含むようにバウンダリボックスの位置を設定する。

【0037】

図7に戻って説明を続ける。第2設定部44は、バウンダリボックスの奥行き方向（前

10

20

30

40

50

後方向)の領域を可変に設定する。ここでは、バウンダリボックスの手前側の面は飛び出し表示限界、奥側の面は奥行き表示限界を表しており、それぞれ立体画像の精細度があらかじめ定められた許容値(例えばフォーカス面の精細度を100%とした場合、50%の精細度に相当する値を許容値とすることもできる)に低下する位置に相当する。本明細書ではこれらの面に挟まれた領域、つまり、バウンダリボックスの奥行き方向(前後方向)の領域を「フォーカス範囲」と呼ぶ。フォーカス範囲を変える(バウンダリボックスの厚みを広げるあるいは狭める)ことにより、フォーカス面から前後にどの程度離れた箇所まで許容値以上の精細度で立体表示するかを指定することができる。

【0038】

本実施形態では、第2設定部44は、医用画像撮影装置60の被写界深度に応じて、バウンダリボックスの奥行き方向の範囲を可変に設定する。より具体的には、第2設定部44は、取得部41により取得された焦点データに含まれる被写界深度に合わせて、フォーカス範囲を設定する。つまり、第2設定部44は、仮想空間において、ポリウムデータのうち、医用画像撮影装置60により呈示される医用画像(この例では顕微鏡から呈示される画像)内のピントが合っているように見える範囲に対応する領域に、バウンダリボックスを合わせるように、フォーカス範囲を設定する。

【0039】

さらに言えば、第2設定部44は、バウンダリボックス内部のうち立体画像の精細度が所定値を示す領域が、医用画像撮影装置60により呈示される医用画像のうち医用画像の精細度が上記所定値に対応する値を示す領域に対応するように、バウンダリボックスの奥行き方向の領域を設定する。以下、一例を挙げて説明する。

【0040】

図10は、医用画像撮影装置60の焦点における医用画像の精細度を100%として、医用画像撮影装置60の被写体(撮影対象)の奥行き方向(前後方向)の位置と、医用画像の精細度との関係を示す模式図である。この例では、医用画像撮影装置60は顕微鏡であるので、医用画像の精細度とは、レンズからの光の収束度合い(光線の密度)を指すと考えることができる。図10の例では、医用画像撮影装置60(顕微鏡)により呈示される医用画像のうち精細度が50%を示す手前側の領域には、オブジェクトYが映り込んでいると捉えることができる。

【0041】

いま、この例では、バウンダリボックスの手前側の飛び出し表示限界を示す面の精細度は「50%」であり、立体画像の精細度「50%」は医用画像の精細度「50%」に対応するものとする。したがって、第2設定部44は、バウンダリボックス内部のうち精細度(立体画像の精細度)が「50%」を示す領域(バウンダリボックスの手前側の飛び出し限界範囲を示す面)が、医用画像撮影装置60により呈示される医用画像のうち精細度(医用画像の精細度)が「50%」を示す手前側の領域に対応するように、バウンダリボックスの奥行き方向の領域を設定する。つまり、図11に示すように、第2設定部44は、仮想空間において、バウンダリボックスの手前側の飛び出し表示限界を示す面がオブジェクトYを含むように、フォーカス範囲を設定する。このようにすることで、医用画像撮影装置60により呈示される医用画像のピントが合っている範囲と、立体画像のピントが合っている範囲とを合わせ込むことができる。

【0042】

なお、これに限らず、例えば第2設定部44は、バウンダリボックスの奥行き方向の範囲(領域)を、表示部50の仕様に従って予め定められた値(固定値)に設定することもできる。また、例えば第2設定部44は、ユーザからの指示に従って、バウンダリボックスの奥行き方向の範囲を可変に設定することもできる。

【0043】

再び図7に戻って説明を続ける。生成部45は、注目領域の視差量が所定の閾値以下になるように、ポリウムデータをレンダリングして、立体画像を生成する。上記所定の閾値は任意に設定可能であるが、本実施形態では、一例として「0」に設定されている。よ

10

20

30

40

50

り具体的には、生成部 4 5 は、第 1 設定部 4 3 により位置が設定され、かつ、第 2 設定部 4 4 によりフォーカス範囲が設定されたバウンダリボックスに基づいて、複数の視点位置（作成すべき多視点画像に対応する仮想カメラが配置される位置）を算出する。そして、生成部 4 5 は、算出した各視点から、取得部 4 1 によって取得されたポリウムデータをレンダリングすることにより、複数の視差画像を生成する（つまり、立体画像を生成する）。ポリウムデータをレンダリングするには、公知の様々なポリウムレンダリング技術を利用することができる。

【 0 0 4 4 】

図 1 2 は、ポリウムデータを複数の視点からレンダリングする場合の概念図を示す。図 1 2 (a) は複数の視点を直線上に等間隔に並べた例である。図 1 2 (b) は複数の視点を回転して並べた例である。ポリウムレンダリングを行う際の投影方法は平行投影と透視投影のいずれを用いても構わない。また、平行投影と透視投影を組み合わせた投影を用いても構わない。

10

【 0 0 4 5 】

再び図 7 に戻って説明を続ける。表示制御部 4 6 は、生成部 4 5 により生成された複数の視差画像を含む立体画像を表示部 5 0 に表示する制御を行う。

【 0 0 4 6 】

なお、本実施形態の画像処理部 4 0 は、CPU (Central Processing Unit)、ROM、RAM、および、通信 I / F 装置などを含んだハードウェア構成となっている。上述した各部の機能（取得部 4 1、特定部 4 2、第 1 設定部 4 3、第 2 設定部 4 4、生成部 4 5、および、表示制御部 4 6）は、CPU が ROM に格納されたプログラムを RAM 上で展開して実行することにより実現される。また、これに限らず、各部の機能のうちの少なくとも一部を専用のハードウェア回路（例えば半導体集積回路等）で実現することもできる。

20

【 0 0 4 7 】

次に、本実施形態の立体画像表示装置 3 0 の動作例を説明する。図 1 3 は、立体画像表示装置 3 0 の動作例を示すフローチャートである。最初のステップ S 1 0 0 0 では、取得部 4 1 は、画像保管装置 2 0 にアクセスして、医用画像診断装置 1 0 によって生成されたポリウムデータを取得する。ステップ S 1 0 0 1 では、取得部 4 1 は、医用画像撮影装置 6 0 から前述の焦点データを取得する。ステップ S 1 0 0 2 では、特定部 4 2 は、ステップ S 1 0 0 1 で取得された焦点データに基づいて、注目領域を特定する。ステップ S 1 0 0 3 では、第 1 設定部 4 3 は、仮想空間において、バウンダリボックスのフォーカス面が注目領域を含むように、バウンダリボックスの位置を設定する。ステップ S 1 0 0 4 では、第 2 設定部 4 4 は、ステップ S 1 0 0 1 で取得された焦点データに含まれる被写界深度に合わせて、フォーカス範囲を設定する。ステップ S 1 0 0 5 では、生成部 4 5 は、ステップ S 1 0 0 3 で位置が設定され、かつ、ステップ S 1 0 0 4 でフォーカス範囲が設定されたバウンダリボックスに基づいて、複数の視点位置を算出する。ステップ S 1 0 0 6 では、生成部 4 5 は、ステップ S 1 0 0 5 で算出した複数の視点位置から、ステップ S 1 0 0 0 で取得されたポリウムデータをレンダリングすることにより、複数の視差画像を生成する。ステップ S 1 0 0 7 では、表示制御部 4 6 は、ステップ S 1 0 0 6 で生成された複数の視差画像を含む立体画像を表示部 5 0 に表示する制御を行う。

30

40

【 0 0 4 8 】

以上に説明したように、本実施形態では、顕微鏡下手術を実施する術者が手術用顕微鏡（医用画像撮影装置 6 0 の一例）の焦点位置を変更するたびに、画像処理部 4 0 は、ポリウムデータのうち、手術用顕微鏡の焦点位置（フォーカスが合っている位置）に対応する領域を示す注目領域を特定可能な焦点データを取得し、注目領域の視差量が閾値以下になるように（注目領域が最も高い精細度で表示されるように）、ポリウムデータから立体画像を生成する。したがって、顕微鏡の焦点位置を変更した術者が顕微鏡から目を離して表示部 5 0 を観察したときに、当該術者は、それまで顕微鏡でフォーカスを合わせて見ていた箇所にフォーカスが合わせられた立体画像を観察することができる。つまり、本実

50

施形態によれば、顕微鏡の焦点位置を調整するたびに、術者自身（あるいは補助者）が、立体画像のフォーカスを顕微鏡と同じフォーカスに合わせる作業が不要になるので、手術の効率を向上させることが可能になるという有利な効果を達成できる。

【0049】

以上、本発明の実施形態を説明したが、上述の実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら新規な実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

10

【0050】

（変形例）

以下、変形例を記載する。以下の変形例同士は任意に組み合わせることが可能である。また、以下の変形例と上述の実施形態は、任意に組み合わせることが可能である。

【0051】

（１）変形例１

上述の実施形態では、画像処理部４０（取得部４１）は、光学系を有する医用画像撮影装置６０から前述の焦点データを取得しているが、これに限らず、例えば図１４に示すように、取得部４１は、手術器具の先端位置をリアルタイムに検出して術者に知らせる画像制御装置７０から前述の焦点データを取得することもできる。要するに、取得部４１は、医用画像撮影装置６０や画像制御装置７０などの外部装置から前述の焦点データを取得する形態であればよい。

20

【0052】

近年の外科手術では、手術器具の先端位置をリアルタイムに検出して術者に知らせる手術ナビゲーションシステムが実用化されている。多くの場合、手術器具の先端位置は術者が顕微鏡（医用画像撮影装置６０）のフォーカスを合わせて見たい被写体の注目箇所と一致する。画像制御装置７０は、例えば手術ナビゲーションシステムのような方式により、手術器具の先端位置を検出し、その位置情報を外部の装置へ送信する機能を有する。

【0053】

図１４の例では、画像制御装置７０は、手術器具の先端位置を検出するたびに、ボリュームデータの座標系において当該検出した手術器具の先端位置に対応する座標値を、前述の焦点データとして画像処理部４０（取得部４１）へ送信するとともに、顕微鏡の座標系において当該検出した手術器具の先端位置に対応する座標値を、顕微鏡の焦点位置を指定する情報（焦点位置指定情報）として医用画像撮影装置６０へ送信する。取得部４１は、画像制御装置７０から取得した焦点データが示す座標値を、そのまま注目領域として特定することができる。つまり、図１４の例では、特定部４２は不要となる。また、図１４の例では、医用画像撮影装置６０は、画像制御装置７０から取得した焦点位置指定情報に応じて、焦点位置を自動的に変更する機能を有してもよい。

30

【0054】

なお、例えば画像制御装置７０は、手術器具の先端位置を検出するたびに、画像制御装置７０の座標系において当該検出した手術器具の先端位置に対応する座標値を、焦点データとして取得部４１へ送信する形態であってもよい。この形態では、画像処理部４０は、焦点データの座標系を変換して注目領域を特定する必要があるため、上述の実施形態と同様に、画像処理部４０は特定部４２を有する。そして、特定部４２は、取得部４１により取得された焦点データが示す座標値（画像制御装置７０の座標系の座標値）を、ボリュームデータの座標系の座標値に変換する。そして、特定部４２は、ボリュームデータのうち変換後の座標値が示す領域を、注目領域として特定する。

40

【0055】

（２）変形例２

上述の実施形態では、医用画像撮影装置６０は、例えば術者（あるいは補助者）の操作

50

等により焦点位置が変更されるたびに、医用画像撮影装置 60 の座標系において医用画像撮影装置 60 の焦点位置を示す座標値を、焦点データとして画像処理部 40（取得部 41）へ送信しているが、これに限らず、例えば医用画像撮影装置 60 は、ポリウムデータの座標系において医用画像撮影装置 60 の焦点位置に対応する座標値を、焦点データとして画像処理部 40（取得部 41）へ送信する形態であってもよい。この形態においては、画像処理部 40 は、医用画像撮影装置 60 から取得した焦点データが示す座標値を、そのまま注目領域として特定することができるので、図 14 の例と同様に、上述の特定部 42 は不要になる。要するに、画像処理部 40 は、ポリウムデータのうち、医用画像撮影装置 60 の焦点位置に対応する領域を示す注目領域を特定可能なデータ（焦点データ）を取得する機能を有するものであればよい。

10

【0056】

（3）変形例 3

上述の実施形態では、光学系を有する医用画像撮影装置 60 の一例として顕微鏡（手術用顕微鏡）を挙げて説明したが、これに限らず、例えば医用画像撮影装置 60 は、内視鏡であってもよい。

【0057】

（4）変形例 4

上述の実施形態では、画像処理部 40（生成部 45）は、算出した各視点から、取得部 41 によって取得されたポリウムデータをレンダリングして、複数の視差画像を生成しているが、これに限らず、例えば画像処理部 40 は、複数の視差画像を作らずに、ポリウムデータから直接的に立体画像を生成してもよい。例えば画像処理部 40 は、表示パネル 52 に配列された複数のサブ画素のうち、サブ画素から出射される光線の方が同一方向であるとみなされる 1 以上のサブ画素のグループごとに、当該グループから出射される光線の方角を示す代表光線情報を算出し、算出した各グループの代表光線情報と、ポリウムデータとから、グループごとの輝度値を算出することで立体画像を生成することもできる。輝度値の算出方法としては、コンピュータグラフィックスの分野で広く知られているレイキャスティングやレイトレーシングなどの手法を用いることができる。レイキャスティングとは、予め定められた視点から光線を追跡し、光線と物体の交点における色情報を積算することでレンダリングを行う方法である。レイトレーシングとは、レイキャスティングにおいて反射光をさらに考慮するものである。

20

30

【0058】

（プログラム）

上述の画像処理部 40 で実行されるプログラムを、インターネット等のネットワークに接続されたコンピュータ上に格納し、ネットワーク経由でダウンロードさせることにより提供するようにしてもよい。また、上述の画像処理部 40 で実行されるプログラムを、インターネット等のネットワーク経由で提供または配布するようにしてもよい。さらに、上述の画像処理部 40 で実行されるプログラムを、ROM 等の不揮発性の記録媒体に予め組み込んで提供するようにしてもよい。

【符号の説明】

【0059】

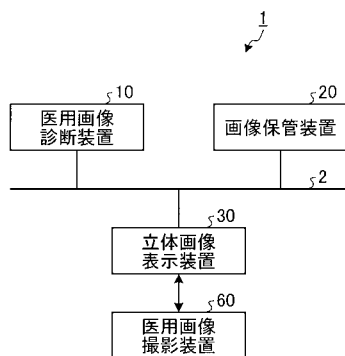
40

- 1 画像表示システム
- 10 医用画像診断装置
- 20 画像保管装置
- 30 立体画像表示装置
- 40 画像処理部
- 41 取得部
- 42 特定部
- 43 第 1 設定部
- 44 第 2 設定部
- 45 生成部

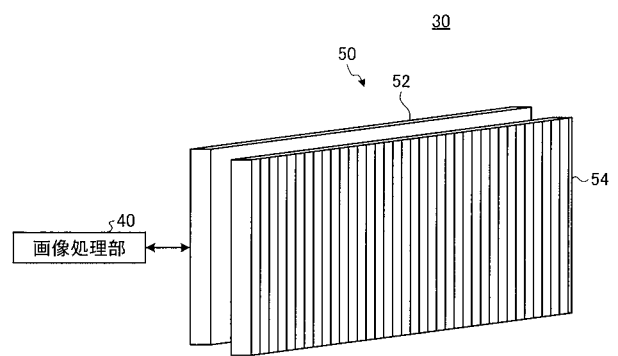
50

- 4 6 表示制御部
- 5 0 表示部
- 5 2 表示パネル
- 5 4 光線制御部
- 6 0 医用画像撮影装置
- 7 0 画像制御装置

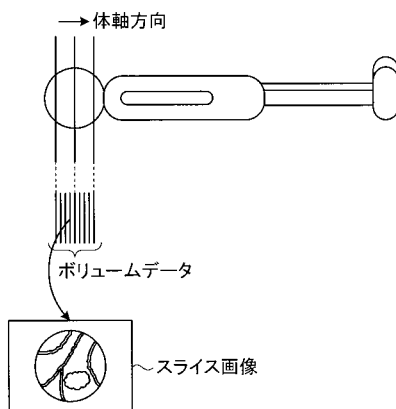
【図 1】



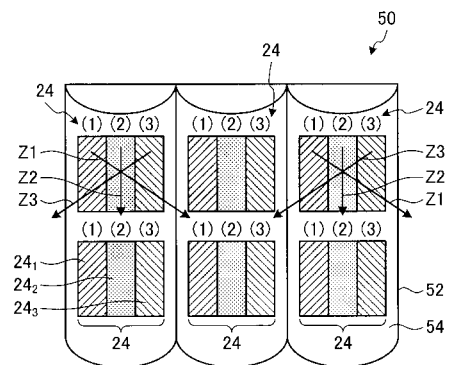
【図 3】



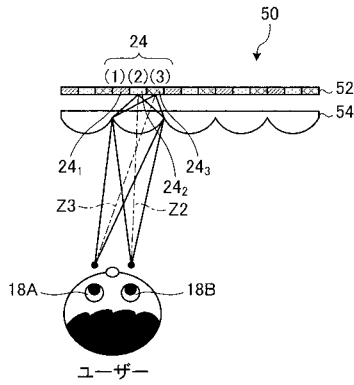
【図 2】



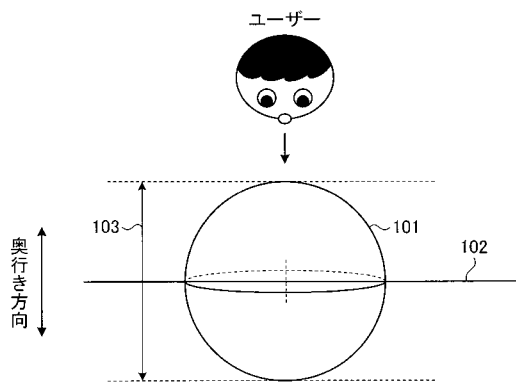
【図 4】



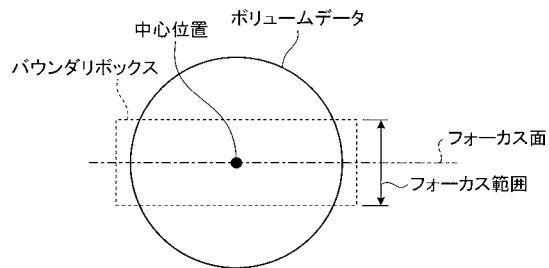
【図 5】



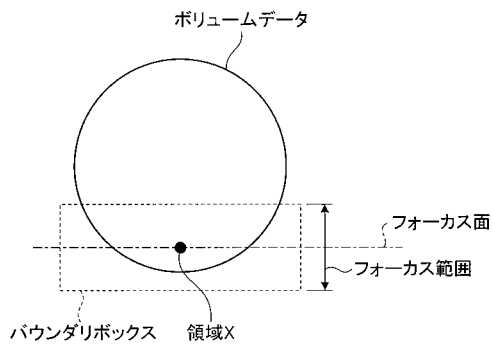
【図 6】



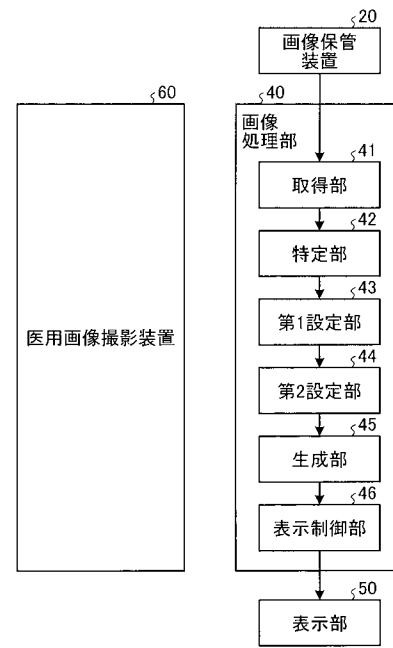
【図 8】



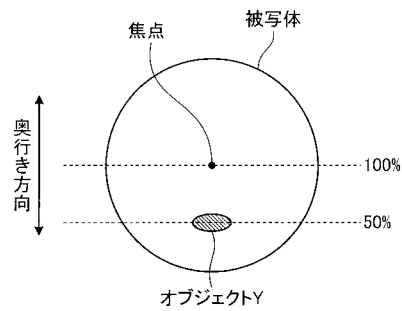
【図 9】



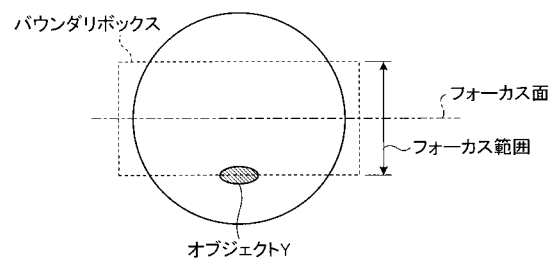
【図 7】



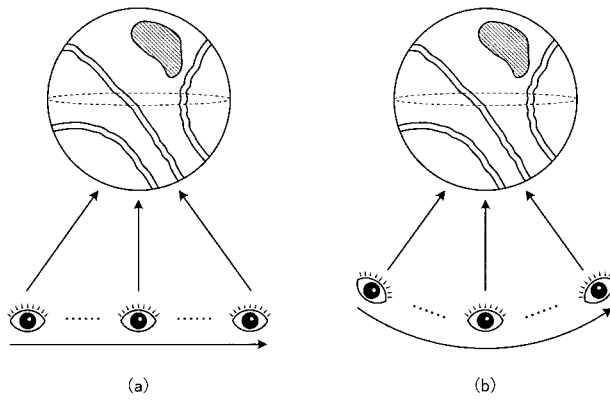
【図 10】



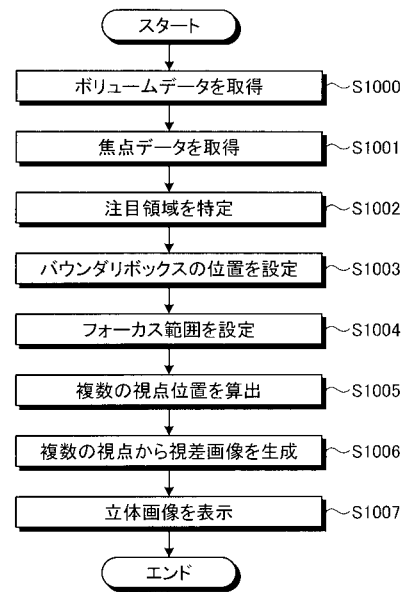
【図 11】



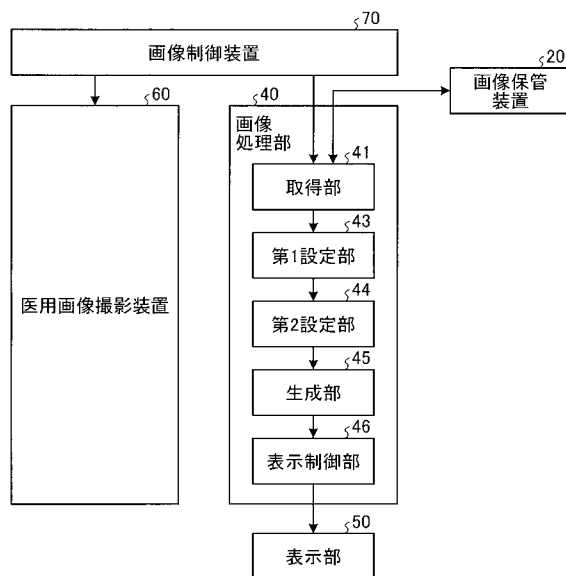
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



专利名称(译)	图像处理设备，方法和程序，以及立体图像显示设备		
公开(公告)号	JP2014236340A	公开(公告)日	2014-12-15
申请号	JP2013116191	申请日	2013-05-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	爱岛快行		
发明人	爱岛 快行		
IPC分类号	H04N13/04 H04N13/02 A61B1/04		
CPC分类号	H04N13/128		
FI分类号	H04N13/04 H04N13/02 A61B1/04.370 A61B1/00.620 A61B1/04 A61B1/045.610 H04N13/00.220 H04N13/02.780		
F-TERM分类号	4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/JJ10 4C161/JJ19 5C061/AA07 5C061/AA08 5C061/AB02 5C061/AB06 5C061/AB12 5C061/AB14 5C061/AB16		
代理人(译)	酒井宏明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够将立体图像的焦点自动调整到与医学图像拍摄设备相同的焦点的图像处理设备，方法，程序和立体图像显示设备。根据实施例的图像处理装置是从指示三维医学图像数据的体数据生成立体图像的图像处理装置，并且包括获取单元和生成单元。获取单元获取体数据。生成单元渲染体数据，使得与体数据中具有连接到图像处理设备的光学系统的医学图像拍摄设备的焦点位置对应的关注区域的视差量等于或小于预定阈值。生成立体图像。点域7

4]

