

(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2016-86820

(P2016-86820A)

(43) 公開日 平成28年5月23日(2016.5.23)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2014-220388 (P2014-220388)	(71) 出願人	390029791
(22) 出願日	平成26年10月29日 (2014.10.29)		日立アロカメディカル株式会社
			東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号
		(74) 代理人	110001210
			特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
		(72) 発明者	前田 俊徳
			東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内
		(72) 発明者	永瀬 優子
			東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内
		(72) 発明者	田中 由紀
			東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内

最終頁に続く

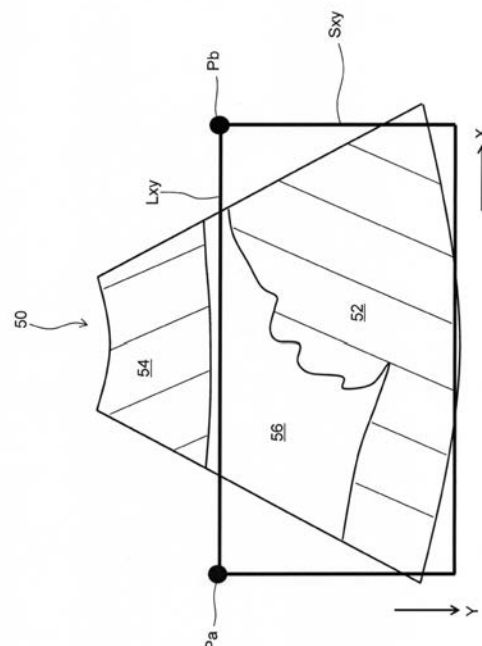
(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】超音波画像に含まれる対象組織像の中に代表点を確実に設定できるようにする。

【解決手段】断面画像50における左側領域から右側領域へ(+X方向へ)選択的累積加算処理が順次実行されることにより、第1のエネルギーマップが生成される。また、右側領域から左側領域へ(-X方向へ)選択的累積加算処理が実行されることにより、第2のエネルギーマップが生成される。各選択的累積加算処理は、動的計画法に従った処理であり、注目画素の処理方向後側に存在する画素列が有する画素値列から最小画素値を特定し、その最小画素値を注目画素の画素値に加算することにより、注目画素の画素値を更新する処理である。第1及び第2のエネルギーマップが加算されることにより、統合エネルギーマップが生成される。統合エネルギーマップにおいて最小値をもった画素が代表点として決定される。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象組織を含む送受波領域に対して超音波を送受波することにより生成された超音波画像を処理する超音波画像処理装置において、

前記超音波画像における一方側から他方側へ第 1 の選択的累積加算処理を順次適用することにより第 1 の選択的累積加算画像を生成するとともに、前記超音波画像に対して前記他方側から前記一方側へ第 2 の選択的累積加算処理を順次適用することにより第 2 の選択的累積加算画像を生成する累積加算処理手段と、

前記第 1 の選択的累積加算画像と前記第 2 の選択的累積加算画像とに基づいて統合処理を行うことにより統合画像を生成する統合処理手段と、

前記統合画像に基づいて前記超音波画像に含まれる対象組織像の中に代表点を決定する代表点決定手段と、

を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波画像処理装置において、

前記第 1 及び第 2 の選択的累積加算処理は、注目画素の処理方向後側に存在する後側画素列が有する画素値列の中から最小画素値を特定し、前記最小画素値を前記注目画素の画素値に加算することにより、前記注目画素の画素値を更新する処理である、

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波画像処理装置において、

前記第 1 及び第 2 の選択的累積加算処理は動的計画法に従った処理である、

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の超音波画像処理装置において、

前記代表点は、前記統合画像において最小値をもった画素である、

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波画像処理装置において、

前記最小値をもった画素は、前記一方側と前記他方側とを結ぶ複数の経路の中で、前記第 1 の選択的累積加算処理の方向及び前記第 2 の選択的累積加算処理の方向の各方向ともに累積加算値が最小となる特定の経路上に存在し、かつ、前記特定の経路上における最小画素値をもった画素である、

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 6】

請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の超音波画像処理装置において、

前記対象組織は胎児と子宮壁との間に存在する羊水であり、

前記代表点に基づいて、前記超音波画像上で胎児像と子宮壁像との間にそれらを分離するためのカットラインを生成するカットライン生成手段を更に含む、

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 7】

対象組織を含む送受波領域に対して超音波を送受波することにより生成された超音波画像を処理するコンピュータを、

前記超音波画像における一方側から他方側へ第 1 の選択的累積加算処理を順次適用することにより第 1 の選択的累積加算画像を生成すると共に、前記超音波画像に対して前記他方側から前記一方側へ第 2 の選択的累積加算処理を順次適用することにより第 2 の選択的累積加算画像を生成する累積加算処理手段と、

前記第 1 の選択的累積加算画像と前記第 2 の選択的累積加算画像とに基づいて統合処理を行うことにより統合画像を生成する統合処理手段と、

前記統合画像に基づいて前記超音波画像に含まれる対象組織像の中に代表点を決定する

10

20

30

40

50

代表点決定手段と、

として機能させることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波画像処理装置に関し、特に、超音波画像において対象組織像の中に代表点を設定する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、三次元超音波診断が普及しつつある。例えば、産科においては、母体内の胎児を包含する三次元空間に対し、超音波が送受波され、これにより、ボリュームデータが取得される。一般的に、ボリュームデータに対して三次元関心領域（3D-ROI）が設定され、三次元関心領域内のデータに対するレンダリング処理により、胎児の三次元画像が形成される。

10

【0003】

三次元関心領域内において、胎児データの手前側に（レンダリング原点である投影視点側に）子宮壁データが存在すると、子宮壁が画像化されてしまい、胎児像が子宮壁像に隠されてしまうという問題が生じる。従って、三次元関心領域内に胎児データが含まれ、かつ、子宮壁データが三次元関心領域内に含まれないように、三次元関心領域を設定することが望まれる。なお、胎児画像化に際して不要となる子宮壁像の概念には胎盤像が含まれる。

20

【0004】

一般的に、三次元関心領域は上面としてのレンダリング開始面を有している。レンダリング開始面は、画像化対象組織と非対象組織とを分離する機能を有し、例えば、カット面やクリッピング面と称されることがある。そのレンダリング開始面ができる限り胎児データと子宮壁データとの間に位置するように、レンダリング開始面が設定されることが望まれる。具体的には、胎児像と子宮壁像との間に羊水像が存在している場合、ボリュームデータの代表断面上において、三次元関心領域の断面を示すボックスの上辺（カットライン）が羊水像の中にとどまるように、カットラインの形状を定めることが望まれる。つまり、できる限り胎児像と子宮壁像とにカットラインがかからないように、カットラインの形状を定めることが望まれる。

30

【0005】

なお、特許文献1に記載されている装置では、凸面又は凹面としてのカット面がマニュアルで設定されている。特許文献2には、ボリュームデータに基づいて胎児像と他の組織像との境界を検出し、その境界にカット面を設定する装置が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2011-83439号公報

【特許文献2】国際公開第2013/027526号公報

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

カットラインを形成する手法として、例えばスプライン補間法等が知られている。その手法を適用するためには、形成したいカットラインの形状を規定するための複数の制御点（例えば2つの端点と少なくとも1つの中間点）を事前に設定する必要がある。羊水中にカットラインを設定する場合、ライン形状を規定するために少なくとも1つの中間点を羊水像の中に確実に設定する必要がある。

【0008】

また、経路探索法を利用して、より精度の高いカットラインを形成することも考えられ

50

る。この場合、経路探索法の演算開始点や演算基準点を、羊水像の中に確実に設定する必要がある。

【 0 0 0 9 】

上記の例に限らず、超音波画像処理の技術分野においては、対象組織像の中に代表点を確実に自動的に設定したいとの要望がある。

【 0 0 1 0 】

本発明の目的は、超音波画像に含まれる対象組織像の中に代表点を確実に設定できるようにすることである。あるいは、超音波画像上において、一方組織と他方組織との間に存在する対象組織像に対して、対象組織像の広がり形態に応じてその広がり方向に沿ってラインを引く処理を実行する場合に、ユーザの格別な負担なく、その曲線を規定する代表点

10

が対象組織像の中に確実に設定されるようにすることである。あるいは、経路探索法である動的計画法に従って対象組織像の中に経路としての曲線を引く場合に、動的計画法の処理を開始するために必要となる演算開始点が、対象組織像の中に適切に設定されるようにすることである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

本発明に係る超音波画像処理装置は、対象組織を含む送受波領域に対して超音波を送受波することにより生成された超音波画像を処理する超音波画像処理装置において、前記超音波画像における一方側から他方側へ第1の選択的累積加算処理を順次適用することにより第1の選択的累積加算画像を生成するとともに、前記超音波画像に対して前記他方側から前記一方側へ第2の選択的累積加算処理を順次適用することにより第2の選択的累積加算画像を生成する累積加算処理手段と、前記第1の選択的累積加算画像と前記第2の選択的累積加算画像とに基づいて統合処理を行うことにより統合画像を生成する統合処理手段と、前記統合画像に基づいて前記超音波画像に含まれる対象組織像の中に代表点を決定する代表点決定手段と、を含むことを特徴とする。

20

【 0 0 1 2 】

上記の構成では、超音波画像において一方側から他方側へ第1の選択的累積加算処理が順次適用されることにより、第1の選択的累積加算画像が生成される。また、他方側から一方側へ第2の選択的累積加算処理が順次適用されることにより、第2の選択的累積加算画像が生成される。このように、第1及び第2の選択的累積加算処理では、互いに反対方向に向かって処理が実行される。第1の選択的累積加算画像と第2の選択的累積加算画像とに基づいて統合処理を行うことにより、統合画像が生成される。第1の累積的加算画像は、一方側から個々の画素に到達するまでの累積加算値が反映された画像である。第2の累積加算画像は、他方側から個々の画素に到達するまでの累積加算値が反映された画像である。従って、統合画像を構成する個々の画素の値は、一方側及び他方側の両方から個々の画素に到達するまでの累積加算値が反映された値に相当する。それ故、統合画像を構成する個々の画素の値を評価することにより、個々の画素がどのような累積加算値をもつ経路上に存在しているのかを推測することが可能である。また、超音波画像を構成する個々の画素値は一般的にそれが表している組織によって異なる。それ故、統合画像を構成する個々の画素の値を評価することにより、個々の画素が、どのような組織を通過する経路上に存在しているのかを推測することが可能となる。つまり、特定の組織像（例えば胎児像の周囲に存在する羊水像）の中を通る経路上の画素を特定することが可能となる。上記構成によれば、対象組織像（例えば羊水像）の中に代表点を容易に設定することが可能となる。また、ユーザが代表点を指定せずに済むので、その指定の煩雑さが解消される。

30

40

【 0 0 1 3 】

上記の構成において、一方側及び他方側は、例えば、超音波画像において相互に離間した領域に相当する相対的な概念である。一方側及び他方側は、例えば、超音波画像において相互に離間した左側領域及び右側領域である。もちろん、一方側及び他方側は、超音波画像において相互に離間した上側領域及び下側領域であってもよい。

【 0 0 1 4 】

50

超音波画像処理装置は、超音波診断装置によって構成されてもよいし、超音波診断装置で取得されたデータを処理するコンピュータによって構成されてもよいし、他の装置によって構成されてもよい。

【0015】

望ましくは、前記第1及び第2の選択的累積加算処理は、注目画素の処理方向後側に存在する後側画素列が有する画素値列の中から最小画素値を特定し、前記最小画素値を前記注目画素の画素値に加算することにより、前記注目画素の画素値を更新する処理である。更新後の画素値は、一方側又は他方側から注目画素に到達するまでの累積加算値の最小値に相当する。従って、統合画像を構成する個々の画素の値は、一方側及び他方側の両方から注目画素に到達するまでの累積加算値の最小値に相当する。

10

【0016】

望ましくは、前記第1及び第2の選択的累積加算処理は動的計画法に従った処理である。

【0017】

望ましくは、前記代表点は、前記統合画像において最小値をもった画素である。

【0018】

望ましくは、前記最小値をもった画素は、前記一方側と前記他方側とを結ぶ複数の経路の中で、前記第1の選択的累積加算処理の方向及び前記第2の選択的累積加算処理の方向の各方向ともに累積加算値が最小となる特定の経路上に存在し、かつ、前記特定の経路上における最小画素値をもった画素である。最小値をもった画素は、それ自身の画素値自体が相対的に小さく、かつ、一方側及び他方側の両方から当該画素に到達するまでの累積加算値が最小となる画素である。それ故、画素値が相対的に小さい像内に代表点を設定することが可能となる。例えば、一方側から他方側にかけて広がりをもった像であって、画素値が相対的に小さい像内に、代表点を設定することが可能となる。例えば、羊水像の画素値は、一般的に、胎児像や子宮壁像の画素値よりも小さい。そのため、羊水像内を通過する経路の累積加算値は相対的に小さくなり、累積加算値が最小となる経路は、羊水像内を通過していると推測される。それ故、最小値をもった画素を代表点として決定することにより、羊水像内を通過していると推測される経路上の画素であって、その経路上において最小画素値をもつ画素を、代表点として決定することが可能となる。

20

【0019】

望ましくは、前記対象組織は胎児と子宮壁との間に存在する羊水であり、前記代表点に基づいて、前記超音波画像上で胎児像と子宮壁像との間にそれらを分離するためのカットラインを生成するカットライン生成手段を更に含む。カットラインは、超音波画像において、注目組織像（例えば胎児像）を画像化の妨害組織像（例えば子宮壁像）から分離することを目的として設定されるラインである。従って、注目組織像と妨害組織像との間に別の組織像（例えば羊水像）が存在している場合において、その別の組織像の中にカットラインが設定されることにより、注目組織像と妨害組織像とを分離することが可能となる。上記構成によれば、羊水像の中にカットラインを容易に設定することが可能となる。これにより、胎児像と子宮壁像とを適切に分離することが可能となる。

30

【0020】

本発明に係るプログラムは、対象組織を含む送受波領域に対して超音波を送受波することにより生成された超音波画像を処理するコンピュータを、前記超音波画像における一方側から他方側へ第1の選択的累積加算処理を順次適用することにより第1の選択的累積加算画像を生成すると共に、前記超音波画像に対して前記他方側から前記一方側へ第2の選択的累積加算処理を順次適用することにより第2の選択的累積加算画像を生成する累積加算処理手段と、前記第1の選択的累積加算画像と前記第2の選択的累積加算画像とに基づいて統合処理を行うことにより統合画像を生成する統合処理手段と、前記統合画像に基づいて前記超音波画像に含まれる対象組織像の中に代表点を決定する代表点決定手段と、として機能させることを特徴とする。

40

【発明の効果】

50

【 0 0 2 1 】

本発明によると、超音波画像に含まれる対象組織像の中に代表点を確実に設定することが可能となる。あるいは、超音波画像上において、一方組織と他方組織との間に存在する対象組織像に対して、対象組織像の広がり形態に応じてその広がり方向に沿って曲線を引く処理を実行する場合に、ユーザの格別な負担なく、その曲線を規定する代表点を、対象組織像の中に確実に設定することが可能となる。あるいは、経路探索法である動的計画法に従って対象組織像の中に経路としての曲線を引く場合に、動的計画法の処理を開始するために必要となる演算開始点を、対象組織像の中に適切に設定することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 2 】

10

【図 1】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図 2】断面画像の一例を示す図である。

【図 3】エネルギーマップの生成処理の一例を説明するための図である。

【図 4】エネルギーマップの一例を示す図である。

【図 5】エネルギーマップの生成処理の一例を説明するための図である。

【図 6】エネルギーマップの一例を示す図である。

【図 7】断面画像における各画素の画素値の一例を示す図である。

【図 8】エネルギーマップの生成処理の一例を説明するための図である。

【図 9】エネルギーマップの生成処理の一例を説明するための図である。

【図 10】エネルギーマップの生成処理の一例を説明するための図である。

20

【図 11】エネルギーマップの生成処理の一例を説明するための図である。

【図 12】エネルギーマップの生成処理の一例を説明するための図である。

【図 13】エネルギーマップの生成処理の一例を説明するための図である。

【図 14】エネルギーマップの一例を示す図である。

【図 15】エネルギーマップの一例を示す図である。

【図 16】統合エネルギーマップの一例を示す図である。

【図 17】断面画像の一例を示す図である。

【図 18】統合処理の一例を説明するための図である。

【図 19】カットラインの一例を示す図である。

【図 20】カットラインの別の例を示す図である。

30

【図 21】三次元関心領域の一例を示す概念図である。

【図 22】三次元関心領域の別の例を示す概念図である。

【図 23】三次元関心領域の更に別の例を示す概念図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 3 】

図 1 には、本発明に係る超音波画像処理装置としての超音波診断装置の実施形態が示されている。図 1 は、その全体構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は医療分野において用いられ、超音波の送受波により生体内の組織の三次元画像を形成する機能を備えている。本実施形態では、一例として、画像化の対象となる組織は胎児である。もちろん、他の組織を画像化してもよい。

40

【 0 0 2 4 】

プローブ 10 は超音波を送受波する送受波器である。本実施形態においては、プローブ 10 は 2D アレイ振動子を有している。2D アレイ振動子は、複数の振動素子が二次元的に配列されることで形成される。2D アレイ振動子によって超音波ビームが形成され、その超音波ビームは二次元的に走査される。これにより、三次元エコーデータ取込空間としての三次元空間 12 が形成される。または、プローブ 10 は、1D アレイ振動子とそれを機械的に走査する走査機構とを内蔵していてもよい。1D アレイ振動子による超音波ビームの電子走査により走査面が形成され、その走査面を機械的に走査してもよい。このような方式によっても、三次元空間 12 が形成される。電子走査方式としては、電子セクタ走査、電子リニア走査等が知られている。胎児の超音波診断を行う場合には、プローブ 10

50

が母体の腹部表面上に当接され、その状態において超音波の送受波が行われる。

【0025】

送受信部14は、送信ビームフォーマ及び受信ビームフォーマとして機能する。送信時において、送受信部14は、プローブ10の複数の振動素子に対して一定の遅延関係をもった複数の送信信号を供給する。これにより、超音波の送信ビームが形成される。受信時において、生体内からの反射波がプローブ10において受波され、これによりプローブ10から送受信部14へ複数の受信信号が出力される。送受信部14では、複数の受信信号に対する整相加算処理が実行され、これにより整相加算後の受信信号としてビームデータが出力される。なお、超音波の送受波において、送信開口合成等の技術が利用されてもよい。

10

【0026】

ビームデータに対しては、信号処理部16によって、検波、対数圧縮、座標変換等の信号処理が適用される。信号処理後のビームデータは、3Dメモリ18に格納される。もちろん、そのような処理が行われないビームデータが3Dメモリ18に格納されてもよい。ビームデータの読み出し時に、上記の処理が行われてもよい。

【0027】

3Dメモリ18は、送受波空間としての三次元空間に対応する記憶空間を有している。3Dメモリ18には、三次元空間12から取得されたエコーデータ集合体としてのボリュームデータが格納される。ボリュームデータは、実際には、複数本のビームデータに対する座標変換及び補間処理により構成されるデータである。ビームデータの読み出し時に、ビームデータに対する座標変換が実行されてもよい。

20

【0028】

三次元画像形成部20は、3Dメモリ18からボリュームデータを読み出し、制御部30から与えられたレンダリング条件に従って、三次元関心領域(3D-ROI)内のボリュームデータに対してレンダリング処理を実行する。これにより、三次元画像が形成される。その画像データは表示処理部26に出力される。レンダリング処理としては各種の手法が知られており、様々な手法を採用することができる。例えば、ボリュームレンダリング法やサーフェスレンダリング法等の画像処理法が適用される。

【0029】

断面画像形成部22は、二次元の断面画像(Bモード断層画像)を形成する機能を備えている。例えば、断面画像形成部22は、ユーザによって任意に設定された断面における断面画像データを形成する機能を備えている。具体的には、制御部30から断面画像形成部22に対して任意断面の座標情報等が与えられると、断面画像形成部22は、その任意断面に相当するデータを3Dメモリ18から読み出す。断面画像形成部22は、読み出したデータに従って二次元の断面画像を形成する。この画像データは表示処理部26に出力される。なお、断面画像形成部22は、ユーザによって指定された任意の数の断面画像を形成してもよい。

30

【0030】

なお、本実施形態では、断面画像形成部22は、二次元の走査面に対する超音波の送受により取得されたビームデータに基づいて、Bモード断層画像を形成してもよい。

40

【0031】

グラフィック画像形成部24は、制御部30から供給されるグラフィック作成用のパラメータに従って、断面画像や三次元画像に対してオーバーレイ表示されるグラフィックデータを形成する。例えば、グラフィック画像形成部24は、三次元関心領域の断面を表すグラフィックデータやカットラインを表すグラフィックデータ等のデータを形成する。このように形成されたグラフィックデータは表示処理部26に出力される。

【0032】

表示処理部26は、断面画像や三次元画像に対して、必要なグラフィックデータをオーバーレイ処理し、これによって表示画像を形成する。表示画像のデータは表示部28に出力され、表示モードに従った表示形態で1又は複数の画像が表示される。例えば、断面画

50

像や三次元画像がリアルタイムで動画像として表示される。表示部 28 は、例えば液晶ディスプレイ等の表示デバイスによって構成されている。

【0033】

制御部 30 は、図 1 に示す各構成の動作制御を行っている。制御部 30 には入力部 32 が接続されている。入力部 32 は操作パネルによって構成され、その操作パネルはキーボードやトラックボール等を有する入力装置である。ユーザは入力部 32 を用いて、三次元関心領域の設定にあたって必要な数値や任意断面の座標等の情報を入力することが可能である。

【0034】

画像処理部 34 は、累積加算処理部 36、統合処理部 38 は、代表点決定部 40 及び関心領域設定部 42 を含む。画像処理部 34 は、超音波画像において対象組織像の中に代表点を設定する機能を備えている。また、画像処理部 34 は、カットライン、カット面及び三次元関心領域を設定する機能を備えている。以下、画像処理部 34 の各部の機能について説明する。

【0035】

累積加算処理部 36 は、断面画像に基づいて、画素値（例えば輝度値）が反映されたエネルギー値のマップを表すエネルギーマップを生成する。本実施形態では、累積加算処理部 36 は、断面画像における一方側から他方側へ向かって演算単位で第 1 の選択的累積加算処理を順次適用することにより第 1 の選択的累積加算画像を生成する。第 1 の選択的累積加算画像が第 1 のエネルギーマップに相当する。また、累積加算処理部 36 は、断面画像における他方側から一方側へ向かって演算単位で第 2 の選択的累積加算処理を順次適用することにより第 2 の選択的累積加算画像を生成する。第 2 の選択的累積加算画像が第 2 のエネルギーマップに相当する。このように、第 1 の選択的累積加算処理における処理方向と、第 2 の選択的累積加算処理における処理方向とは、逆方向になっている。一方側及び他方側は、例えば、断面画像において相互に離間した左側領域及び右側領域に対応する。もちろん別の例として、一方側及び他方側は、断面画像において相互に離間した上側領域及び下側領域に対応していてもよい。例えば、一方側は、断面画像における一方の端辺（左辺）に相当し、他方側は、断面画像における他方の端辺（右辺）に相当する。この場合、それらの辺上の画素をスタート位置として選択的累積加算処理が実行される。それらの辺は直線状であってもよいし、曲線状であってもよい。それらの辺は、特定の組織像を避けて設定された曲線状の辺であってもよい。また、辺上において連続する複数の画素を選択的累積加算処理のスタート位置としてもよいし、不連続の複数の画素（辺上において飛び飛びの画素群）を、選択的累積加算処理のスタート位置としてもよい。

【0036】

例えば、累積加算処理部 36 は、動的計画法に従って第 1 及び第 2 の選択的累積加算処理を実行する。具体的には、累積加算処理部 36 は、断面画像の中から注目画素を選択し、当該注目画素の処理方向後側に存在する後側画素列が有する画素値列の中から最小画素値を特定する。そして、累積加算処理部 36 は、当該最小画素値を注目画素の画素値に加算し、注目画素の画素値を加算後の値（累積加算値）に更新する。加算処理及び更新処理を処理方向に沿って順次実行することにより、第 1 及び第 2 のエネルギーマップが生成される。第 1 の選択的累積加算処理では、一方側（例えば左側領域）から他方側（例えば右側領域）へ向かう方向が処理方向（第 1 の処理方向）に該当する。第 2 の選択的累積加算処理では、他方側から一方側へ向かう方向が処理方向（第 2 の処理方向）に該当する。エネルギーマップにおいては、画素値が小さい領域（画素）ほど、エネルギー値が小さい。

【0037】

1 つの画素を演算単位として扱ってもよいし、複数の画素（例えば 4 画素や 9 画素）を演算単位として扱ってもよい。複数の画素を演算単位として扱う場合、例えば、当該複数の画素の画素値の平均値が累積加算処理に用いられる。

【0038】

累積加算処理部 36 は、断面画像のデータを断面画像形成部 22 から取得し、その断面

画像に基づいて第 1 及び第 2 の選択的累積加算画像を生成する。または、累積加算処理部 36 は、その断面に相当するデータを 3D メモリ 18 から読み出し、そのデータに基づいて第 1 及び第 2 の選択的累積加算画像を生成してもよい。

【0039】

なお、上記の例では、画素値（例えば輝度値）がエネルギーマップにおけるエネルギー値として用いられているが、エネルギー値は画素値に限定されない。例えば、エネルギー値として、画素値に基づいて計算された特徴量、輝度の勾配情報、エントロピー、尤度等が用いられてもよい。

【0040】

統合処理部 38 は、第 1 のエネルギーマップと第 2 のエネルギーマップとに基づいて統合処理を行う。これにより、統合画像の一例である統合エネルギーマップが生成される。例えば、統合処理部 38 は、第 1 のエネルギーマップと第 2 のエネルギーマップとを加算することにより、統合エネルギーマップを生成する。

【0041】

代表点決定部 40 は、統合エネルギーマップに基づいて、断面画像の中に代表点を決定する。一例として、代表点は、統合エネルギーマップにおいて最小値（最小のエネルギー値）をもった画素である。この最小値をもった画素は、統合エネルギーマップにおいて一方側と他方側とを結ぶ複数の経路の中で、第 1 の処理方向及び第 2 の処理方向の各方向ともに、累積加算値が最小となる特定の経路上に存在し、かつ、当該特定の経路上における最小画素値をもった画素である。例えば、断面画像に含まれる対象組織像の中に代表点が決定される。一例として、対象組織は、胎児と子宮壁との間に存在する羊水である。この場合、羊水像の中に代表点が決定される。

【0042】

関心領域設定部 42 は、代表点に基づいて、一方組織像と他方組織像とを分離するためカットラインを生成する。例えば、関心領域設定部 42 は、断面画像の左側領域に設定された左側端点と、右側領域に設定された右側端点と、代表点と、を通るラインをカットラインとして生成する。一例として、関心領域設定部 42 は、スプライン補間法を適用することにより、左側端点、右側端点及び代表点を通るカットラインを生成する。別の例として、関心領域設定部 42 は、動的計画法を適用することにより、左側端点、右側端点及び代表点を通るカットラインを生成してもよい。もちろん、別の方法によってカットラインが生成されてもよい。カットラインは代表点に基づいて生成されればよく、代表点を通過してもよいし、通過しなくてもよい。本実施形態では、例えば、断面画像上で胎児像と子宮壁像との間に、それらを分離するためのカットラインが生成される。

【0043】

また、関心領域設定部 42 は、カットラインを含むカット面を生成し、そのカット面を含む三次元関心領域をボリュームデータに対して設定する。例えば、関心領域設定部 42 は、カットラインを通る複数のスプライン曲線を生成し、これにより、カット面を生成する。もちろん、他の手法によってカット面が生成されてもよい。カット面はレンダリング処理の開始面に相当し、画像化対象組織と非対象組織とを分離する機能を有する。カット面を基準にして、手前側の組織（レンダリング処理における投影視点側の組織）は、画像化の非対象組織に相当し、奥側の組織（投影視点とは反対側の組織）は、画像化対象組織に相当する。三次元画像形成部 20 は、三次元関心領域内のボリュームデータに対してレンダリング処理を適用する。これにより、三次元関心領域内の三次元画像が形成される。

【0044】

次に、図 2 以降の図面を参照して、本実施形態に係る処理について、より具体的に説明する。

【0045】

図 2 には、表示部 28 に表示される画像の一例が示されている。断面画像 50 は、例えば、三次元空間 12 の中央の走査面における断面画像であり、XY 断面を表す画像である。もちろん、断面画像 50 は、中央以外の任意の走査面における断面画像であってもよい

10

20

30

40

50

。断面画像 50 内にはグラフィックイメージとしてのボックス $S \times y$ が含まれている。ボックス $S \times y$ は、三次元関心領域の XY 断面を表している。端点 P_a 、 P_b は、ボックス $S \times y$ の上辺 $L \times y$ の両端部に相当する。本実施形態では、断面画像 50 は、一例として、胎児像 52、子宮壁像 54 及び羊水像 56 を含む。例えば、ユーザは入力部 32 を利用して、端点 P_a 、 P_b の X 方向及び Y 方向のそれぞれの位置を変更することが可能である。端点 P_a 、 P_b の位置を変更することにより、ボックス $S \times y$ の X 方向の長さ（横幅）及び Y 方向の長さ（縦幅）のそれぞれを変更することができる。ボックス $S \times y$ の横幅及び縦幅に応じて、三次元関心領域の横幅及び縦幅が変更される。なお、端点 P_a 、 P_b の Y 方向の位置は、それぞれ個別的に変更可能であってもよいし、互いに同じ高さに合わせられた状態で、連動して変更可能であってもよい。また、ボックス $S \times y$ の横幅の範囲に含まれる断面画像を対象にして、選択的累積加算処理が実行されてもよい。もちろん、断面画像 50 の全体を対象にして選択的累積加算処理が実行されてもよい。

10

【0046】

図 3 から図 6 を参照して、選択的累積加算処理（エネルギーマップ生成処理）について説明する。

【0047】

まず、図 3 及び図 4 を参照して、第 1 の選択的累積加算処理について説明する。図 3 には、断面画像 50 の一部の画素群（9 個の画素群）が示されている。第 1 の選択的累積加算処理では、断面画像 50 の左側領域から右側領域へ向かう方向（+ X 方向）が処理方向である。その処理方向に沿って選択的な累積加算処理が実行される。

20

【0048】

ここで、画素 60 を注目画素とする。累積加算処理部 36 は、注目画素の処理方向後側に隣接して存在する 3 つの画素（左側の画素 62、64、66）の中から、画素値（累積加算値）が最小となる画素を選択し、その画素の画素値（累積加算値）を画素 60 の画素値に加算し、画素 60 の画素値を加算後の値（累積加算値）に更新する。処理方向に沿って加算及び更新処理を実行することにより、各画素の累積加算値（累積加算されたエネルギー値）が演算される。

【0049】

第 1 の選択的累積加算処理によって演算される累積加算値は、以下の式（1）で表される。

30

$$f^n = I_{i,j} + f^{n-1} \\ = I_{i,j} + \min(f_1^{n-1}, f_2^{n-1}, f_3^{n-1}) \cdots (1)$$

【0050】

ここで、 f^n は、注目画素（画素 60）の累積加算値である。

$I_{i,j}$ は、注目画素（画素 60）の画素値である。

i は、 X 方向の座標である。

j は、 Y 方向の座標である。

【0051】

f_1^{n-1} は、画素 62 の累積加算値である。 f_1^{n-1} は、断面画像 50 の左側領域と画素 62 とを結ぶ複数の経路の中で、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値である。

40

【0052】

f_2^{n-1} は、画素 64 の累積加算値である。 f_2^{n-1} は、断面画像 50 の左側領域と画素 64 とを結ぶ複数の経路の中で、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値である。

【0053】

f_3^{n-1} は、画素 66 の累積加算値である。 f_3^{n-1} は、断面画像 50 の左側領域と画素 66 とを結ぶ複数の経路の中で、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値である。

【0054】

50

f^{n-1} は、累積加算値 f_1^{n-1} , f_2^{n-1} , f_3^{n-1} の中の最小値である。 f^{n-1} は、左側領域と注目画素の一つ手前の3つの画素（画素62, 64, 66）とを結ぶ複数の経路の中で、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値である。 f^{n-1} は、注目画素の一つ手前の画素までの部分最適解に相当するといえる。

【0055】

画素62, 64, 66が、断面画像50において最も左側の列に位置する画素群である場合、累積加算値 f^n は、以下の式(2)で表される。

$$f^n = I_{i,j} + \min(I_{i-1,j-1}, I_{i-1,j}, I_{i-1,j+1}) \cdots \quad (2)$$

$I_{i-1,j-1}$ は、画素62の画素値である。

$I_{i-1,j}$ は、画素64の画素値である。

$I_{i-1,j+1}$ は、画素66の画素値である。

【0056】

図4には、第1の選択的累積加算処理によって生成されたエネルギーマップ70の一部の画素群が示されている。エネルギーマップ70は、第1のエネルギーマップの一例に相当する。注目画素（画素60）の画素値は更新され、更新後の値は累積加算値 f^n となる。画素62, 64, 66の値も、累積加算値 f_1^{n-1} , f_2^{n-1} , f_3^{n-1} が用いられる。なお、上記のように、画素62, 64, 66が、断面画像50において最も左側の列に位置する画素群である場合、それぞれの累積加算値は、それぞれの画素値と同じ値である。

【0057】

断面画像50の全画素が注目画素として扱われ、全画素を対象にして左側領域から右側領域に向けて選択的累積加算処理が実行される。これにより、各画素の累積加算値（累積加算されたエネルギー値）が求められる。

【0058】

次に、図5及び図6を参照して、第2の選択的累積加算処理について説明する。図5には、断面画像50の一部の画像群（9個の画像群）が示されている。第2の選択的累積加算処理では、断面画像50の右側領域から左側領域へ向かう方向（-X方向）が処理方向である。その処理方向に沿って選択的な累積加算処理が実行される。

【0059】

ここで、画素80を注目画素とする。累積加算処理部36は、注目画素の処理方向後側に隣接して存在する3つの画素（右側の画素82, 84, 86）の中から、画素値（累積加算値）が最小となる画素を選択し、その画素の画素値（累積加算値）を画素80の画素値に加算し、画素80の画素値を加算後の値（累積加算値）に更新する。処理方向に沿って加算及び更新処理を実行することにより、各画素の累積加算値（累積加算されたエネルギー値）が演算される。

【0060】

第2の選択的累積加算処理によって演算された累積加算値は、以下の式(3)で表される。

$$f^n = I_{i,j} + f^{n-1} \\ = I_{i,j} + \min(f_1^{n-1}, f_2^{n-1}, f_3^{n-1}) \cdots \quad (3)$$

【0061】

ここで、 f^n は、注目画素（画素80）の累積加算値である。

$I_{i,j}$ は、注目画素（画素80）の画素値である。

i は、X方向の座標である。

j は、Y方向の座標である。

【0062】

f_1^{n-1} は、画素82の累積加算値である。 f_1^{n-1} は、断面画像50の右側領域と画素82とを結ぶ複数の経路の中で、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値である。

【 0 0 6 3 】

f_2^{n-1} は、画素 8 4 の累積加算値である。 f_2^{n-1} は、断面画像 5 0 の右側領域と画素 8 4 とを結ぶ複数の経路の中で、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値である。

【 0 0 6 4 】

f_3^{n-1} は、画素 8 6 の累積加算値である。 f_3^{n-1} は、断面画像 5 0 の右側領域と画素 8 6 とを結ぶ複数の経路の中で、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値である。

【 0 0 6 5 】

f^{n-1} は、累積加算値 f_1^{n-1} , f_2^{n-1} , f_3^{n-1} の中の最小値である。 f^{n-1} は、右側領域と注目画素の一つ手前の 3 つ画素 (画素 8 2 , 8 4 , 8 6) とを結ぶ複数の経路の中で、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値である。 f^{n-1} は、注目画素の一つ手前の画素までの部分最適解に相当するといえる。

【 0 0 6 6 】

画素 8 2 , 8 4 , 8 6 が、断面画像 5 0 において最も右側の列に位置する画素群である場合、累積加算値 f^n は、以下の式 (4) で表される。

$$f^n = I_{i,j} + \min (I_{i+1,j-1}, I_{i+1,j}, I_{i+1,j+1}) \cdots \quad (4)$$

$I_{i+1,j-1}$ は、画素 8 2 の画素値である。

$I_{i+1,j}$ は、画素 8 4 の画素値である。

$I_{i+1,j+1}$ は、画素 8 6 の画素値である。

【 0 0 6 7 】

図 6 には、第 2 の選択的累積加算処理によって生成されたエネルギーマップ 9 0 の一部の画素群が示されている。エネルギーマップ 9 0 は、第 2 のエネルギーマップの一例に相当する。注目画素 (画素 8 0) の画素値は更新され、更新後の値は累積加算値 f^n となる。画素 8 2 , 8 4 , 8 6 の値も、累積加算値 f_1^{n-1} , f_2^{n-1} , f_3^{n-1} が用いられる。なお、上記のように、画素 8 2 , 8 4 , 8 6 が、断面画像 5 0 において最も右側の列に位置する画素群である場合、それぞれの累積加算値は、それぞれの画素値と同じ値である。

【 0 0 6 8 】

以上のように、エネルギーマップ 7 0 , 9 0 が生成されると、統合処理部 3 8 は、エネルギーマップ 7 0 , 9 0 を加算することにより、統合エネルギーマップを生成する。具体的には、統合処理部 3 8 は、エネルギーマップ 7 0 , 9 0 における同じ画素の累積加算値を加算する。これにより、統合エネルギーマップが生成される。代表点決定部 4 0 は、統合エネルギーマップにおいて最小値 (最小のエネルギー値) をもった画素を、代表点として決定する。関心領域設定部 4 2 は、その代表点に基づいてカットラインを生成する。

【 0 0 6 9 】

次に、図 7 から図 1 6 を参照して、選択的累積加算処理の具体例について説明する。

【 0 0 7 0 】

図 7 には、断面画像 1 0 0 の一例が示されている。断面画像 1 0 0 は複数の画素で構成されており、図 7 には、各画素の画素値 (例えば輝度値) が示されている。断面画像 1 0 0 は、例えば、三次元空間 1 2 の中央の走査面における断面画像であり、X Y 断面を表す画像である。もちろん、断面画像 1 0 0 は、中央以外の任意の走査面における断面画像であってもよい。また、断面画像 1 0 0 は、図 2 に示されているボックス $S \times y$ 内の画像であり、この断面画像 1 0 0 に対して動的計画法に従った選択的累積加算処理が実行される。もちろん、断面画像 1 0 0 を含む全体の断面画像に対して選択的累積加算処理が実行され、これにより、全体のエネルギーマップが生成されてもよい。

【 0 0 7 1 】

まず、第 1 の選択的累積加算処理について説明する。処理方向は、断面画像 1 0 0 の左側領域から右側領域へ向かう方向 (+ X 方向) である。この処理は、上記の式 (1) に従

10

20

30

40

50

って実行される。

【 0 0 7 2 】

図 8 には、断面画像 1 0 0 の中の画素列 1 0 0 a が示されている。画素列 1 0 0 a は、断面画像 1 0 0 の左側領域において Y 方向に沿った 1 列の画素群である。最も左側の列を 1 列目の列とすると、画素列 1 0 0 a は 1 列目の画素列に相当する。1 列目の画素列 1 0 0 a の処理方向後側には画素が存在しないため、1 列目の画素列 1 0 0 a に対して加算処理は実行されない。従って、1 列目の画素列 1 0 0 a の画素値はそのまま維持される。

【 0 0 7 3 】

次に、2 列目の画素列に対して選択的累積加算処理が実行される。図 9 には、その処理の一例が示されている。画素列 1 0 0 b は、Y 方向に沿った 1 列の画素群であり、左側領域から 2 列目の画素列に相当する。ここで、画素列 1 0 0 b 中の画素 1 0 2 を注目画素とする。画素 1 0 2 を基準にして、処理方向（左側から右側に向かう方向）の後側には、画素 1 0 2 に隣接して 3 つの画素（1 列目の画素列 1 0 0 a に含まれる画素 1 0 4 , 1 0 6 , 1 0 8）が存在している。累積加算処理部 3 6 は、画素 1 0 4 , 1 0 6 , 1 0 8 の中から画素値が最小となる画素を選択する。1 列目の画素列 1 0 0 a の画素値はそのまま維持されているため、画素値として元々の値が使用される。一例として、画素 1 0 4 の画素値は「2 5 5」であり、画素 1 0 6 の画素値は「1 2 7」であり、画素 1 0 8 の画素値は「2 5 5」である。従って、画素 1 0 6 の画素値が最小となり、画素 1 0 6 が選択される。累積加算処理部 3 6 は、画素 1 0 6 の画素値「1 2 7」を画素 1 0 2 の画素値「1 2 7」に加算し、画素 1 0 2 の画素値を加算後の値「2 5 4」（累積加算値）に更新する。図 1 0 には、更新後の値が示されている。この選択的累積加算処理により、画素 1 0 2 の画素値は「2 5 4」に更新される。

【 0 0 7 4 】

2 列目の画素列 1 0 0 b に含まれる全画素が注目画素として扱われ、全画素について、画素 1 0 2 と同様に選択的累積加算処理が実行される。図 1 1 には、その処理の結果が示されている。画素列 1 0 0 b 中の全画素について累積加算値が演算され、各画素の元々の画素値は、演算された累積加算値に更新されている。なお、断面画像 1 0 0 において最上部又は最下部に位置する画素の処理方向後側には、2 つの画素のみが隣接して存在している。従って、最上部又は最下部に位置する画素が処理対象となる場合、それら 2 つの画素の中から画素値（累積加算値）が最小となる画素が選択される。この処理は、3 列目以降の画素列についても同様である。

【 0 0 7 5 】

次に、3 列目の画素列に対して選択的累積加算処理が実行される。図 1 2 には、その処理の一例が示されている。画素列 1 0 0 c は、Y 方向に沿った 1 列の画素群であり、左側領域から 3 列目の画素列に相当する。ここで、画素列 1 0 0 c 中の画素 1 1 0 を注目画素とする。画素 1 1 0 を基準にして、処理方向の後側には、画素 1 1 0 に隣接して 3 つの画素（2 列目の画素列 1 0 0 b に含まれる画素 1 1 2 , 1 1 4 , 1 1 6）が存在している。2 列目の画素列 1 0 0 b に含まれる画素の画素値は、1 列目の画素列 1 0 0 a に含まれる画素の画素値に基づいて累積加算値に更新されている。従って、画素値として累積加算値が使用される。累積加算処理部 3 6 は、画素 1 1 2 , 1 1 4 , 1 1 6 の中から画素値（累積加算値）が最小となる画素を選択する。一例として、画素 1 1 2 の累積加算値は「3 8 2」であり、画素 1 1 4 の累積加算値は「2 5 4」であり、画素 1 1 6 の累積加算値は「3 8 2」である。従って、画素 1 1 4 の画素値（累積加算値）が最小となり、画素 1 1 4 が選択される。累積加算処理部 3 6 は、画素 1 1 4 の累積加算値「2 5 4」を画素 1 1 0 の画素値「1 2 7」に加算し、画素 1 1 0 の画素値を加算後の値「3 8 1」に更新する。

【 0 0 7 6 】

3 列目の画素列 1 0 0 c に含まれる全画素が注目画素として扱われ、全画素について、画素 1 1 0 と同様に選択的累積加算処理が実行される。図 1 3 には、その処理の結果が示されている。画素列 1 0 0 c 中の全画素について累積加算処理が演算され、各画素の元々

の画素値は、演算された累積加算値に更新される。

【 0 0 7 7 】

4 列目以降の画素列についても、選択的累積加算処理が順次実行される。そして、右側領域の画素列まで選択的累積加算処理が実行されると、第 1 の選択的累積加算処理は完了する。これにより、第 1 のエネルギーマップ（第 1 の選択的累積加算画像）が生成される。

【 0 0 7 8 】

図 1 4 には、第 1 の選択的累積加算処理によって生成されたエネルギーマップ 1 2 0 が示されている。このエネルギーマップ 1 2 0 は、第 1 のエネルギーマップの一例である。エネルギーマップ 1 2 0 は、例えば、ボックス $S \times y$ 内のエネルギーマップを示している。第 1 の選択的累積加算処理を実行することにより、左側領域から各画素までの部分最適解が順次求められ、左側領域から各画素までの累積加算値の最小値が求められる。

【 0 0 7 9 】

また、断面画像 1 0 0 を対象にして第 2 の選択的累積加算処理が実行される。この処理は、上記の式 (3) に従って実行される。この処理により、第 2 のエネルギーマップ（第 2 の選択的累積加算画像）が生成される。

【 0 0 8 0 】

図 1 5 には、第 2 の選択的累積加算処理によって生成されたエネルギーマップ 1 3 0 が示されている。このエネルギーマップ 1 3 0 は、第 2 のエネルギーマップの一例である。エネルギーマップ 1 3 0 は、例えば、ボックス $S \times y$ 内のエネルギーマップを示している。処理方向は、断面画像 1 0 0 の右側領域から左側領域へ向かう方向（ - X 方向）である。つまり、第 2 の選択的累積加算処理の方向は、第 1 の選択的累積加算処理の方向とは逆方向である。第 2 の選択的累積加算処理を実行することにより、右側領域から各画素までの部分最適解が順次求められ、右側領域から各画素までの累積加算値の最小値が求められる。

【 0 0 8 1 】

なお、断面画像 1 0 0 において、複数の画素の画素値の平均値を求め、その平均値を用いて選択的累積加算処理が行われてもよい。

【 0 0 8 2 】

以上のように、エネルギーマップ 1 2 0 , 1 3 0 が生成されると、統合処理部 3 8 は、エネルギーマップ 1 2 0 , 1 3 0 を加算することにより、統合エネルギーマップ（統合画像）を生成する。図 1 6 には、統合エネルギーマップ 1 4 0 が示されている。エネルギーマップ 1 2 0 , 1 3 0 における同じ画素の累積加算値が加算されることにより、統合エネルギーマップ 1 4 0 が生成される。統合エネルギーマップ 1 4 0 は、例えば、ボックス $S \times y$ 内の統合エネルギーマップを示している。

【 0 0 8 3 】

代表点決定部 4 0 は、統合エネルギーマップ 1 4 0 において最小値（最小のエネルギー値）をもった画素を、代表点として決定する。図 1 6 に示す例では、画素 1 4 2 の値は「 1 1 4 3 」であり、画素 1 4 2 が最小値をもった画素に該当する。よって、画素 1 4 2 が、代表点として決定される。

【 0 0 8 4 】

最小値をもった画素 1 4 2 は、統合エネルギーマップ 1 4 0 において、左側領域と右側領域とを結ぶ複数の経路の中で、第 1 の選択的累積加算処理の方向（ + X 方向）及び第 2 の選択的加算処理の方向（ - X 方向）の各方向ともに、累積加算値が最小となる特定の経路上に存在し、かつ、当該特定の経路上における最小画素値をもった画素に相当する。以下、この点について詳しく説明する。

【 0 0 8 5 】

統合エネルギーマップ 1 4 0 における注目画素の値（累積加算値の和）は、以下の式 (5)、式 (6) 及び式 (7) で表される。

$$f^n_{A D D} = f^n_{L e f t} + f^n_{R i g h t}$$

10

20

30

40

50

$$\begin{aligned}
 &= (I_{i,j} + f^{n-1}_{Left}) + (I_{i,j} + f^{n-1}_{Right}) \cdots (5) \\
 &= I_{i,j} + (f^{n-1}_{Left} + I_{i,j} + f^{n-1}_{Right}) \cdots (6) \\
 &= I_{i,j} + f^n \cdots (7)
 \end{aligned}$$

【0086】

ここで、 f^n_{ADD} は、統合エネルギーマップ140における注目画素の値（累積加算値の和）である。

$I_{i,j}$ は、断面画像100における注目画素の画素値である。

i は、X方向の座標である。

j は、Y方向の座標である。

【0087】

10

f^n_{Left} は、第1の選択的累積加算処理によって求められた注目画素の累積加算値である。つまり、 f^n_{Left} は、左側領域から注目画素まで選択的累積加算処理を実行することにより得られた値である。換言すると、 f^n_{Left} は、左側領域と注目画素とを結ぶ複数の経路の中で、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値である。

f^n_{Left} は、上記の式(1)に従って求められた値である。

【0088】

f^n_{Right} は、第2の選択的累積加算処理によって求められた注目画素の累積加算値である。つまり、 f^n_{Right} は、右側領域から注目画素まで選択的累積加算処理を実行することにより得られた値である。換言すると、 f^n_{Right} は、右側領域と注目画素とを結ぶ複数の経路の中で、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値である。

20

【0089】

f^{n-1}_{Left} は、第1の選択的累積加算処理によって求められた累積加算値であって、注目画素の処理方向後側（+X方向の後側）に存在する3つの画素の累積加算値の中で、最小の累積加算値である。つまり、 f^{n-1}_{Left} は、左側領域と注目画素の一つ手前の3つの画素とを結ぶ複数の経路の中で、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値である。

【0090】

f^{n-1}_{Right} は、第2の選択的累積加算処理によって求められた累積加算値であって、注目画素の処理方向後側（-X方向の後側）に存在する3つの画素の累積加算値の中で、最小の累積加算値である。つまり、 f^{n-1}_{Right} は、右側領域と注目画素の一つ手前の3つの画素とを結ぶ複数の経路の中で、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値である。

30

【0091】

f^n は、左側領域と注目画素とを結ぶ複数の経路の中で、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値と、右側領域と注目画素とを結ぶ複数の経路の中で、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値と、の和である。

【0092】

上記のように、 f^n_{Left} は、左側領域と注目画素とを結ぶ複数の経路の中で、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値である。従って、 f^n_{Left} は、注目画素の画素値 $I_{i,j}$ と、その注目画素の一つ手前の画素までの累積加算値 f^{n-1}_{Left} と、の合計で表されることになる。同様に、 f^n_{Right} は、右側領域と注目画素とを結ぶ複数の経路の中で、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値である。従って、 f^n_{Right} は、注目画素の画素値 $I_{i,j}$ と、その注目画素の一つ手前の画素までの累積加算値 f^{n-1}_{Right} と、の合計で表されることになる。よって、 f^n_{ADD} は、上記の式(5)で表されることになる。

40

【0093】

式(6)は、式(5)を変形することにより得られた式である。ここで、式(6)中の第2項 $(f^{n-1}_{Left} + I_{i,j} + f^{n-1}_{Right})$ の意味について説明する。上記のように、 f^{n-1}_{Left} は、左側領域と注目画素の一つ手前の3つの画素とを結

50

ぶ複数の経路の中で、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値である。また、 $I_{i,j}$ は、注目画素の画素値である。 f^{n-1}_{Right} は、右側領域と注目画素の一つ手前の3つの画素とを結ぶ複数の経路の中で、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値である。従って、 $(f^{n-1}_{Left} + I_{i,j} + f^{n-1}_{Right})$ は、左側領域と右側領域とを結ぶ複数の経路の中で、注目画素を通り、かつ、第1の選択的累積加算処理の方向(+X方向)及び第2の選択的累積加算処理の方向(-X方向)の各方向ともに、累積加算値が最小となる経路を辿ったときの累積加算値 f^n を表していることになる。よって、 f^n_{ADD} は、式(7)によって表される。

【0094】

式(7)によると、 f^n_{ADD} は、注目画素の画素値 $I_{i,j}$ と、注目画素を通り累積加算値が最小となる経路の累積加算値 f^n と、の和で表される。従って、 f^n_{ADD} が最小となる画素は、左側領域と右側領域とを結ぶ複数の経路の中で、第1の選択的累積加算処理の方向(+X方向)及び第2の選択的累積加算処理の方向(-X方向)の各方向ともに、累積加算値が最小となる経路上に存在し、かつ、その経路上における最小画素値を有する画素に相当する。それ故、統合エネルギーマップ140において最小値をもった画素を代表点として選択することにより、画素値が相対的に小さい像内に代表点を設定することが可能となる。

【0095】

一般的に、羊水像56の画素値(例えば輝度値やエコー値)は、胎児像52や子宮壁像54の画素値よりも小さい。そのため、羊水像56内を通過する経路の累積加算値は相対的に小さくなり、累積加算値が最小となる経路は、羊水像56内を通過していると推測される。従って、統合エネルギーマップを生成し、その値(累積加算値)が最小となる画素値を選択することにより、羊水像56内を通過していると推測される経路上の画素であって、その経路上において最小画素値をもつ画素が、代表点として選択されることになる。

【0096】

胎児像52や子宮壁像54の画素値は相対的に大きい、胎児像52内の眼球像内や子宮壁像54内において、画素値が小さい画素が存在する場合がある。このような画素は、周囲の画素よりも画素値が小さい点からして、「孤立点」に相当する。孤立点の画素値は相対的に小さいので、断面画像50の画素値の大きさのみから代表点を選択すると、その孤立点が代表点として選択されてしまう場合がある。

【0097】

本実施形態では、画素値の大きさのみならず、各画素に到達するまでの経路における累積加算値(f^n_{ADD})を演算し、その f^n_{ADD} が最小となる画素を代表点として選択している。このように、各画素に到達するまでの経路における画素値が考慮されている。従って、累積加算値(f^n_{ADD})を評価することにより、孤立点が代表点として選択されることを防止して、羊水像56のように画素値が相対的に小さい像内に代表点を設定することが可能となる。

【0098】

上記のように、本実施形態によると、羊水像56内に代表点を確実に設定することが可能となる。例えば、羊水像56の形態に応じたカットラインを引く処理を実行する場合に、カットラインを規定する代表点を、羊水像56内に確実に設定することが可能となる。また、動的計画法に従って羊水像56内にカットラインを引く場合に、代表点を動的計画法の演算開始点として用いることにより、演算開始点を羊水像56内に適切に設定することが可能となる。また、代表点が自動的に決定されるので、ユーザの操作負担を軽減することが可能となる。

【0099】

代表点を利用することにより、羊水像56内にカットラインを適切に設定することが可能となる。すなわち、できる限り胎児像52と子宮壁像54とにカットラインがかぶらないように、羊水像56内にカットラインを設定することが可能である。例えば、動的計画法に従って羊水像56内にカットラインを適切に設定することが可能となる。胎児像52

10

20

30

40

50

内や子宮壁像 5 4 内の孤立点が代表点として選択された場合、胎児像 5 2 内や子宮壁像 5 4 内にカットラインが引かれてしまう。本実施形態では、羊水像 5 6 内に代表点を設定することができるので、孤立点についての問題を解消することが可能となる。

【0100】

なお、統合エネルギーマップ 1 4 0 に対して位置に応じた重み付けを行ってもよい。例えば、統合エネルギーマップ 1 4 0 の中央部の重み係数を、周辺部の重み係数よりも小さくする。そして、各画素の累積加算値の和を重み係数に従って重み付けする。これにより、中央部の値がより小さくなり、中央部の画素が代表点として選択されやすくなる。

【0101】

ここで、本実施形態の具体例について説明する。図 1 7 には、断面画像 1 0 0 の具体例が示されている。図 1 8 には、エネルギーマップの具体例が示されている。第 1 の選択的累積加算処理によって得られたエネルギーマップ 1 2 0 と、第 2 の選択的累積加算処理によって得られたエネルギーマップ 1 3 0 とが加算されることにより、統合エネルギーマップ 1 4 0 が生成される。その統合エネルギーマップ 1 4 0 の中から代表点 1 4 2 が決定される。

10

【0102】

以上のようにして代表点が決定されると、関心領域設定部 4 2 は、代表点に基づいてカットラインを生成する。図 1 9 には、カットラインの一例が示されている。例えば、関心領域設定部 4 2 は、代表点 1 4 2 と端点 P a , P b とに基づくスプライン補間演算により、スプライン曲線としてのカットライン L 1 を生成する。一例として、代表点 1 4 2 を頂点とするカットライン L 1 が生成される。なお、端点 P a , P b の位置はユーザによって指定されてもよいし、予め設定されていてもよい。

20

【0103】

また、動的計画法を適用することにより、カットラインが生成されてもよい。図 2 0 を参照して、この処理について説明する。例えば、関心領域設定部 4 2 は、代表点 1 4 2 から断面画像 5 0 の左側領域へ向けて選択的累積加算処理を順次適用する。このときの処理方向は、右側から左側へ向かう方向（- X 方向）である。つまり、関心領域設定部 4 2 は、注目画素の処理方向後側（- X 方向の後側）に隣接して存在する 3 つの画素の中から最小画素値を有する画素を特定し、その最小画素値を注目画素の画素値に加算し、注目画素の画素値を累積加算値に更新する。代表点 1 4 2 より左側の領域に含まれる全画素が注目画素として扱われ、当該全画素に対して選択的累積加算処理が適用される。この処理により、代表点 1 4 2 より左側部分のエネルギーマップが生成される。次に、関心領域設定部 4 2 は、左側の端点 P a から代表点 1 4 2 に向けて、累積加算値が最小となる経路を探索する。この経路探索処理の方向は、左側から右側へ向かう方向（+ X 方向）である。まず、関心領域設定部 4 2 は、端点 P a の経路探索方向前方（+ X 方向の前方）に隣接して存在する 3 つの画素の中から最小の累積加算値をもつ画素を特定する。次に、関心領域設定部 4 2 は、その特定された画素の経路探索方向前方に隣接して存在する 3 つの画素の中から最小の累積加算値をもつ画素を特定する。このように、関心領域設定部 4 2 は、端点 P a を開始点として右方向（+ X 方向）に向かって、最小の累積加算値をもつ画素を順次特定していく。特定された画素を通る経路が、端点 P a と代表点 1 4 2 との間においてカットラインとして用いられる。経路探索処理において、代表点 1 4 2 が最小の累積加算値をもつ画素として選択されるように、代表点 1 4 2 を含む Y 方向に並んだ 1 列の画素列において、代表点 1 4 2 以外の画素の画素値を極端に大きな値に変更しておく。これにより、経路探索処理において代表点 1 4 2 が選択され、端点 P a と代表点 1 4 2 とを結ぶ経路 L 2 が生成される。

30

40

【0104】

代表点 1 4 2 より右側部分についても同様の処理が実行される。すなわち、代表点 1 4 2 から右側領域へ向けて選択的累積加算処理が実行され、これにより、右側部分のエネルギーマップが生成される。次に、右側の端点 P b から代表点 1 4 2 に向けて、累積加算値が最小となる経路が探索される。探索された経路 L 3 が、端点 P b と代表点 1 4 2 との間

50

においてカットラインとして用いられる。

【0105】

関心領域設定部42は、経路L2, L3を繋げることにより、カットラインを生成する。経路L2, L3を繋げた経路に対してフィルタ処理が適用されてもよい。

【0106】

スプライン補間処理及び動的計画法以外の方法によって、カットラインが生成されてもよい。例えば、カットラインは、ベジェ曲線等の他の曲線であってもよいし、最小二乗法によって求められた曲線であってもよい。もちろん、それら以外の方法によってカットラインが生成されてもよい。本実施形態では、カットラインは代表点に基づいて生成されればよく、代表点を通過してもよいし、通過しなくてもよい。もちろん、カットラインは、端点Pa, Pbを通過してもよいし、通過しなくてもよい。

10

【0107】

以上のようにカットラインが生成されると、関心領域設定部42は、カットラインを含むカット面を生成し、そのカット面を含む三次元関心領域を形成する。

【0108】

ここで、図21を参照して、カット面の生成処理の一例について説明する。図21には、三次元関心領域V1が示されている。三次元関心領域V1は、データ処理空間上において仮想的に存在する領域である。すなわち、三次元関心領域V1は、レンダリング処理範囲の条件として数値上存在しているだけであり、実際にはそのような形状が生成されているわけではない。ただし、本実施形態の説明にあたっては、その理解を助けるために、三次元関心領域V1を視覚的に認識できる図形であるものとみなす。

20

【0109】

なお、図21において、三次元関心領域V1が有する8個の角が、符号a1, a2, a3, a4, a5, a6, a7, a8で表されている。また、各辺の中点が符号a12, a23, a34, a14, a56, a67, a78, a58で表されている。

【0110】

図2に示されているボックスS×yは、三次元関心領域V1において、Z方向の中央のXY断面に対応する。従って、図2, 19, 20に示されている断面画像50は、Z方向の中央のXY断面における画像を表していることになる。なお、ボックスS×yは、Z方向の中央のXY断面に限定されるものではなく、Z方向の任意の位置の断面に対応してもよい。ユーザによってその位置が指定されてもよい。例えば、胎児の顔のデータの中心断面等に、その断面が設定されることが想定される。もちろん、これ以外の場所に断面が設定されてもよい。

30

【0111】

三次元関心領域V1のX方向、Y方向及びZ方向のそれぞれのサイズは、ユーザが入力部32を利用することによって定められる。例えば、三次元関心領域V1のX方向及びY方向のそれぞれのサイズは、図2に示されているボックスS×yのX方向及びY方向のそれぞれのサイズによって定められる。Z方向のそれぞれのサイズは、入力部32から入力されるパラメータに従って定められる。

【0112】

カット面150の生成処理について詳述する。ここでは、カットラインLaが生成されているものとする。カットラインLaは、代表点142及び端点Pa, Pb(中点a14, a23に相当する)を結ぶ経路である。カットラインLaは一例であり、本実施形態のカットラインはこの例に限定されるものではない。もちろん、カットラインは、代表点142に基づいて生成されていればよく、代表点142や端点Pa, Pbを通過していなくてもよい。

40

【0113】

カットラインLaが定められると、関心領域設定部42は、Z方向に平行な辺b2と辺b4との間に、複数のスプライン曲線(例えばスプライン曲線d1, d2, ...)を順次生成する。具体的には、関心領域設定部42は、X方向に平行な辺b1, b3に対して

50

、等間隔で複数の端点 $c_1, c_2, c_3, c_4, \dots$ を設定し、同様に、カットライン L_a 上においても、 X 方向に等間隔で複数の通過点を設定する。そして、関心領域設定部 42 は、 X 方向の各位置において、2つの端点と1つの通過点とを用いてスプライン補間演算を行うことにより、スプライン曲線を生成する。図 21 に示す例では、スプライン曲線 d_1 は、端点 c_1, c_2 を結び、カットライン L_a 上の通過点を通過する曲線である。また、スプライン曲線 d_2 は、端点 c_3, c_4 を結び、カットライン L_a 上の通過点を通過する曲線である。そのようなスプライン曲線を、 X 方向の各位置において生成することにより、結果として曲線アレイが形成され、それによって、カット面 150 が構成される。カット面 150 は、実際には、三次元形状データからなるものである。

【0114】

以上のように、関心領域設定部 42 はカット面 150 を生成し、そのカット面 150 を含む三次元関心領域 V_1 をボリュームデータに対して設定する。三次元画像形成部 20 は、三次元関心領域 V_1 内のボリュームデータに対してレンダリング処理を適用することにより、三次元関心領域 V_1 内の三次元画像を形成する。カット面 150 がレンダリング開始面に相当する。図 21 に示す例においては、レンダリング処理における各レイが Y 方向に沿って設定されており、投影視点は Y 方向上方である。従って、カット面 150 を基準にして投影視点側の組織は画像化されず、投影視点とは反対側の組織（三次元関心領域 V_1 内の組織）が画像化される。なお、レンダリング処理にあたっては、各ボクセルデータは、周辺に存在する複数のエコーデータを参照することにより補間処理によって生成される。補間処理を行う場合において、三次元関心領域 V_1 外のデータが参照されることもある。

【0115】

三次元画像が形成されると、表示部 28 には、その三次元画像が表示される。例えば、断面画像 50 と三次元画像とが並べて表示部 28 に表示される。

【0116】

次に、図 22 を参照して、カット面の生成処理の別の例について説明する。図 22 には、三次元関心領域 V_2 が示されている。三次元関心領域 V_2 はカット面 152 を有する。カット面 152 は、図 21 に示されているカット面 150 とは異なる処理により生成される面である。なお、三次元関心領域 V_2 においてカット面以外の構成は、三次元関心領域 V_1 の構成と同じである。

【0117】

この例では、代表点決定処理（累積加算処理部 36、統合処理部 38 及び代表点決定部 40 による処理）と、カットライン生成処理（関心領域設定部 42 による処理）とが、 Z 方向に等間隔で設定された各位置における断面画像（ XY 断面の画像）に対して実行される。例えば、画像処理部 34 によって、 Z 方向に等間隔で複数の断面 $S_{xya}, S_{xyb}, S_{xyc}, \dots$ が設定される。これらの断面は、 XY 断面を表している。そして、断面 $S_{xya}, S_{xyb}, S_{xyc}, \dots$ のそれぞれにおける断面画像を対象にして、代表点決定処理及びカットライン生成処理が実行される。これにより、カットライン L_a, L_b, L_c, \dots が生成される。例えば、断面 S_{xya} の断面画像を対象にして代表点決定処理が実行されると、断面 S_{xya} における代表点が決定される。そして、カットライン生成処理が実行されると、その代表点に基づいてカットライン L_a が生成される。このようなカットラインを、 Z 方向の各位置において生成することにより、結果として曲線アレイが形成され、それによって、カット面 152 が構成される。これにより、カット面 152 を有する三次元関心領域 V_2 が形成される。

【0118】

なお、断面 $S_{xya}, S_{xyb}, S_{xyc}, \dots$ のそれぞれは、 Z 方向に等間隔に設定されていなくてもよい。例えば、断面 $S_{xya}, S_{xyb}, S_{xyc}, \dots$ のそれぞれは、 Z 方向の任意の位置に、任意の間隔で設定されてもよい。一例として、胎児の顔の付近等の画像化対象組織と非対象組織とが接近している箇所では、各断面を狭い間隔で設け、画像化対象組織と非対象組織との距離が十分にある箇所では、各断面を広い間隔で設

10

20

30

40

50

けることが想定される。このように設定することにより、効率的かつ正確な処理が可能となる。

【0119】

また、関心領域設定部42は、図21に示す処理と同様に、等間隔で複数の端点c1, c2, c3, c4, ...を設定し、同様に、カットラインLa, Lb, Lc, ...上においても、X方向に等間隔で複数の通過点を設定してもよい。そして、関心領域設定部42は、X方向の各位置において、2つの端点と各カットライン上の通過点とを用いてスプライン補間演算を行うことにより、スプライン曲線を生成する。図21に示す例では、スプライン曲線d10は、端点c1, c2を結び、カットラインLa, Lb, Lc, ...上の通過点を通る曲線である。また、スプライン曲線d11は、端点c3, c4を結び、カットラインLa, Lb, Lc, ...上の通過点を通る曲線である。そのようなスプライン曲線を、X方向の各位置において生成することにより、結果として曲線アレイが形成され、それによって、カット面152が構成される。

10

【0120】

次に、図23を参照して、カット面の生成処理の更に別の例について説明する。図23には、三次元関心領域V3が示されている。三次元関心領域V3はカット面154を有する。カット面154は、上記のカット面150, 152とは異なる処理により生成される面である。なお、三次元関心領域V3においてカット面以外の構成は、三次元関心領域V1, V2の構成と同じである。

【0121】

20

図2に示されているボックスSxyは、三次元関心領域V3において、Z方向の中央のXY断面に対応する。従って、図2に示されている断面画像50は、Z方向の中央のXY断面における画像を表していることになる。なお、ボックスSxyは、Z方向の中央のXY断面に限定されるものではなく、Z方向の任意の位置の断面に対応していてもよい。ここでは、カットラインLaが生成されているものとする。

【0122】

この例では、代表点決定処理及びカットライン生成処理が、X方向に等間隔で設定された各位置における断面画像(XY断面に直交するYZ断面の画像)に対して実行される。画像処理部34は、図21に示す処理と同様に、等間隔で複数の端点c1, c2, c3, c4, ...を設定し、同様に、カットラインLa上においても、X方向に等間隔で複数の通過点c12, c34, ...を設定する。そして、1つの端点を一方側の端点とし、カットラインLa上の通過点を他方側の端点として、代表点決定処理及びカットライン生成処理を実行する。これにより、それらの端点の間の経路が選択される。代表点決定処理及びカットライン生成処理は、X方向の各位置において実行される。図23に示す例では、端点c1が一方側の端点として利用され、カットラインLa上の通過点c12が他方側の端点として利用される。代表点決定処理が実行されることにより、一方側と他方側との間に代表点が決定される。次に、カットライン生成処理が実行されることにより、その代表点に基づいて、一方側と他方側とを結ぶカットラインが生成される。例えば、端点c1と通過点c12とを結ぶカットラインが生成される。図23に示す例では、カットラインd1aが、端点c1と通過点c12との間のカットラインとして生成されている。同様の処理により、カットラインd1bが、端点c2と通過点c12との間のカットラインとして生成されている。また、カットラインd2aが、端点c3と通過点c34との間のカットラインとして生成され、カットラインd2bが、端点c4と通過点c34との間のカットラインとして生成されている。このようなカットラインを、X方向の各位置において生成することにより、結果として曲線アレイが形成され、それによって、カット面154が構成される。

30

40

【0123】

以上のようにカット面が生成されて三次元関心領域が設定されると、三次元画像形成部20は、三次元関心領域内のボリュームデータにレンダリング処理を適用する。これにより、三次元関心領域内の三次元画像が形成される。

50

【 0 1 2 4 】

上記のように、羊水像 5 6 内に代表点を設定することができるため、カットラインを羊水像 5 6 内に設定することが可能となる。例えば、動的計画法を適用する場合、代表点を演算開始点として用いることにより、羊水像 5 6 内にカットラインを適切に設定することが可能となる。これにより、胎児像と子宮壁像とを適切に分離して胎児の三次元画像を形成することが可能となる。

【 0 1 2 5 】

上述した例では、胎児の全体像が注目組織像に該当しているが、胎児の一部の像が注目組織像に該当する場合もある。例えば、胎児の顔を画像化したい場合には、胎児の顔が注目組織（画像化の対象組織）に該当し、胎児の顔以外の組織（手や足）は、画像化の非対象組織に該当する。この場合、胎児の手や足の像は、胎児の顔の像からの分離対象の像に該当する。カットラインは、顔の像と、それ以外の組織の像（手や足の像）とを分離するために利用される。

【 0 1 2 6 】

なお、画像化の対象となる組織は、血管等であってもよい。

【 0 1 2 7 】

変形例として、累積加算処理部 3 6 は、注目画素の処理方向後側に存在する後側画素列が有する画素値列の中から最大画素値を選択して、注目画素の画素値に最大画素値を加算し、注目画素の画素値を加算後の値（累積加算値）に更新してもよい。この場合も、第 1 及び第 2 のエネルギーマップが生成され、統合処理部 3 8 によって、統合エネルギーマップが生成される。代表点決定部 4 0 では、統合エネルギーマップにおいて最大値（最大のエネルギー値）をもった画素を代表点として決定する。これにより、統合エネルギーマップにおいて一方側と他方側とを結ぶ複数の経路の中で、第 1 の選択的累積加算処理の方向及び第 2 の選択的累積加算処理の方向の各方向ともに、累積加算値が最大となる特定の経路上に存在し、かつ、当該特定の経路上における最大画素値をもった画素が、代表点として選択される。この変形例は、例えば、画素値が相対的に大きい像の中に代表点を設定したい場合に適用される。その代表点を利用して、画素値が相対的に大きい像の中に、カットライン等の曲線を引くことも可能である。

【 0 1 2 8 】

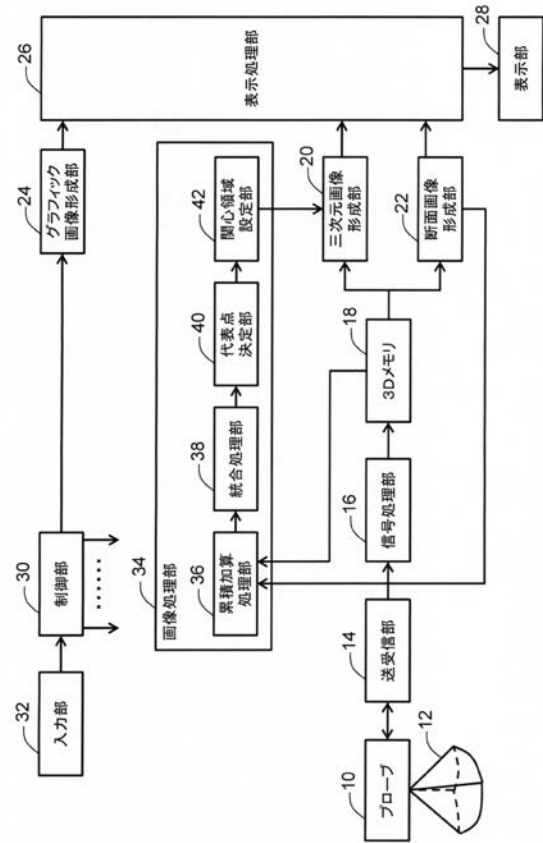
図 1 に示されているプローブ 1 0 以外の構成は、例えばプロセッサや電子回路等のハードウェア資源を利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また、プローブ 1 0 以外の構成は、例えばコンピュータによって実現されてもよい。つまり、コンピュータが備える CPU やメモリやハードディスク等のハードウェア資源と、CPU 等の動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により、プローブ 1 0 以外の構成の全部又は一部が実現されてもよい。当該プログラムは、CD や DVD 等の記録媒体を経由して、又は、ネットワーク等の通信経路を経由して、図示しない記憶装置に記憶される。別の例として、プローブ 1 0 以外の構成は、DSP（Digital Signal Processor）や FPG A（Field Programmable Gate Array）等によって実現されてもよい。

【 符号の説明 】

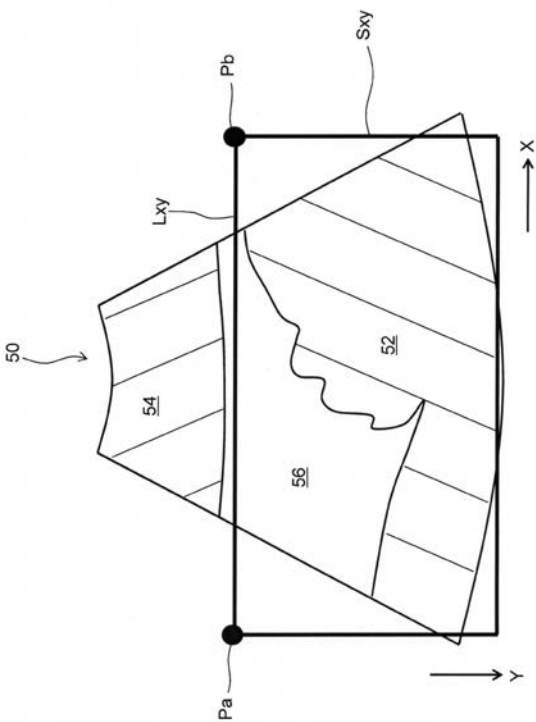
【 0 1 2 9 】

1 0 プローブ、1 2 三次元空間、1 4 送受信部、1 6 信号処理部、1 8 3 D メモリ、2 0 三次元画像形成部、2 2 断面画像形成部、2 4 グラフィック画像形成部、2 6 表示処理部、2 8 表示部、3 0 制御部、3 2 入力部、3 4 画像処理部、3 6 累積加算処理部、3 8 統合処理部、4 0 代表点決定部、4 2 関心領域設定部。

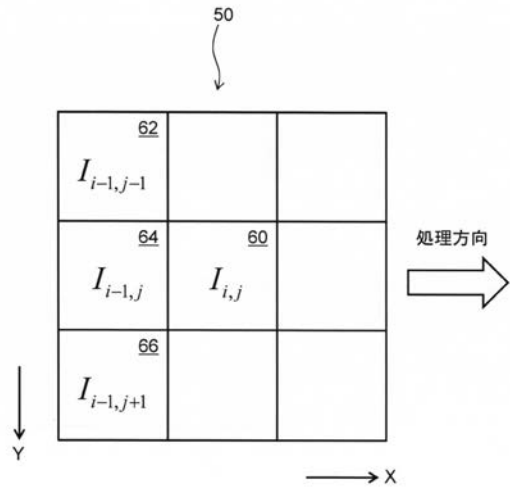
【図 1】



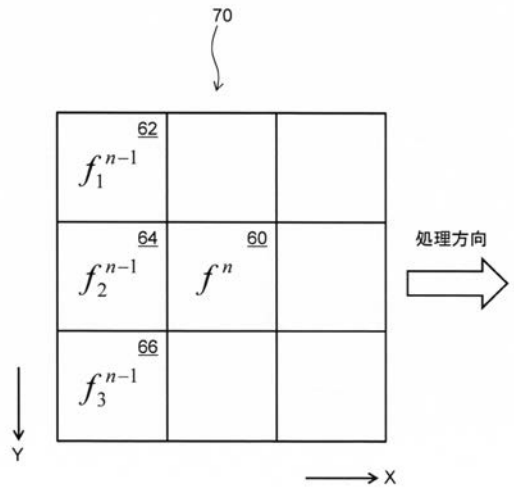
【図 2】



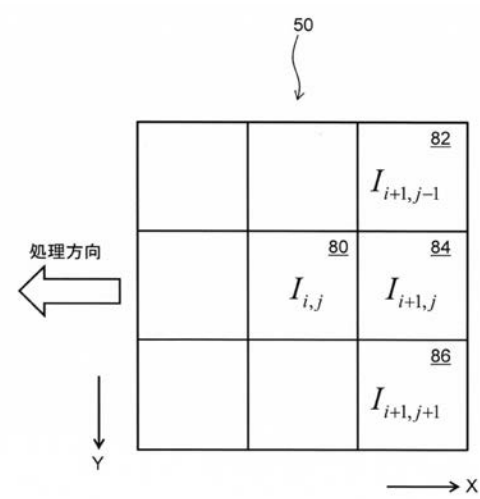
【図 3】



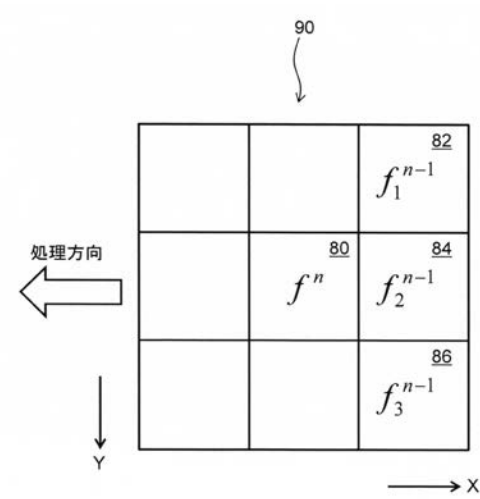
【図 4】



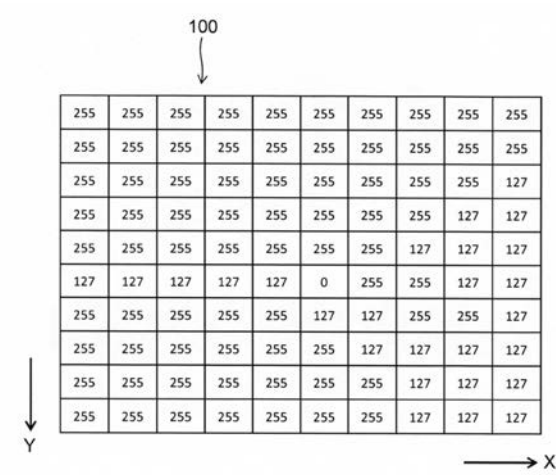
【 図 5 】



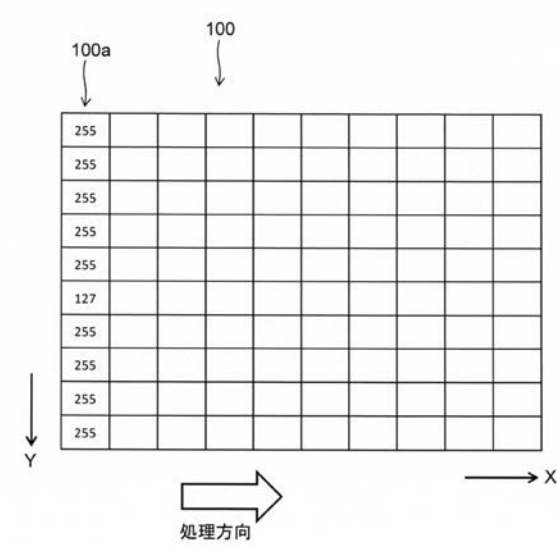
【 図 6 】



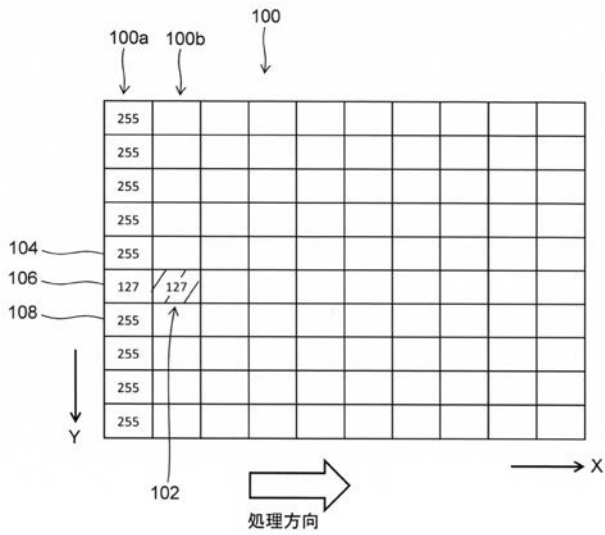
【 図 7 】



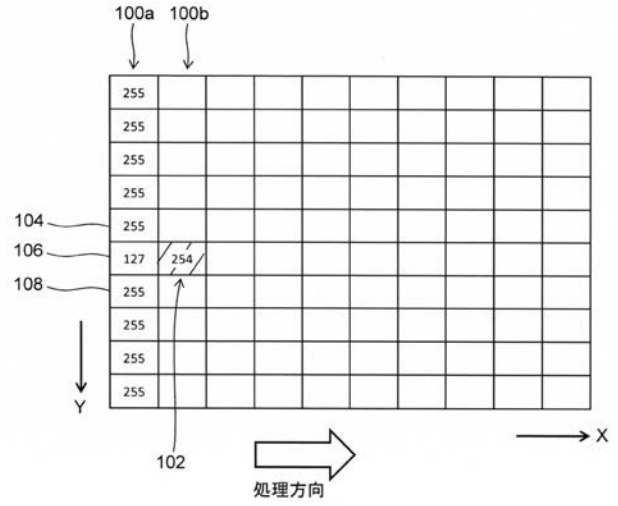
【 図 8 】



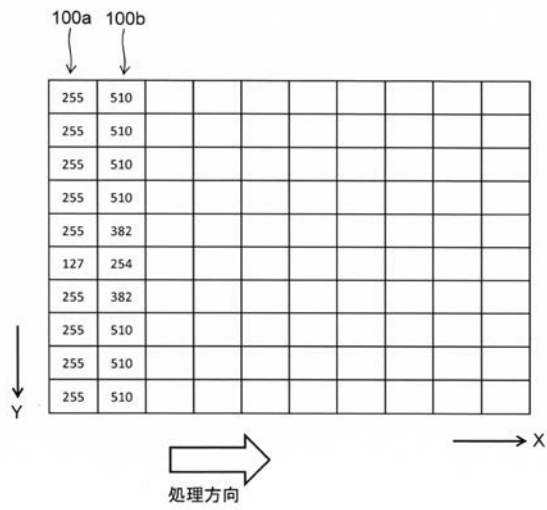
【 図 9 】



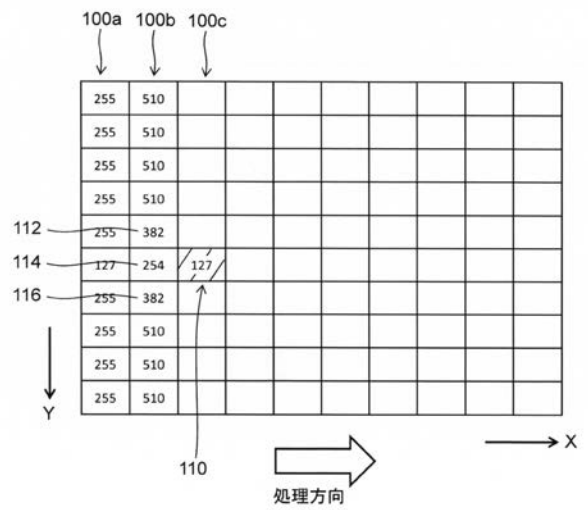
【 図 1 0 】



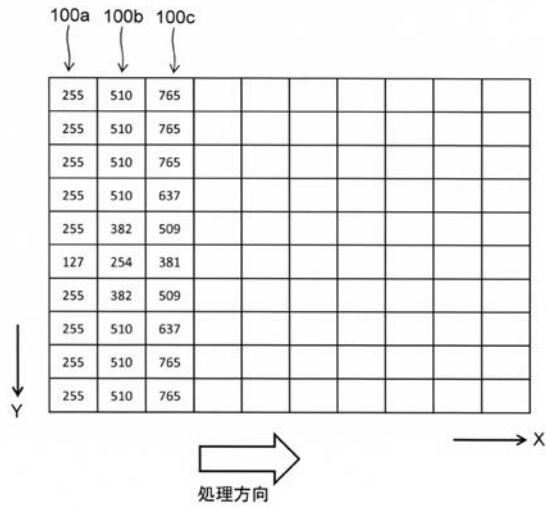
【 図 1 1 】



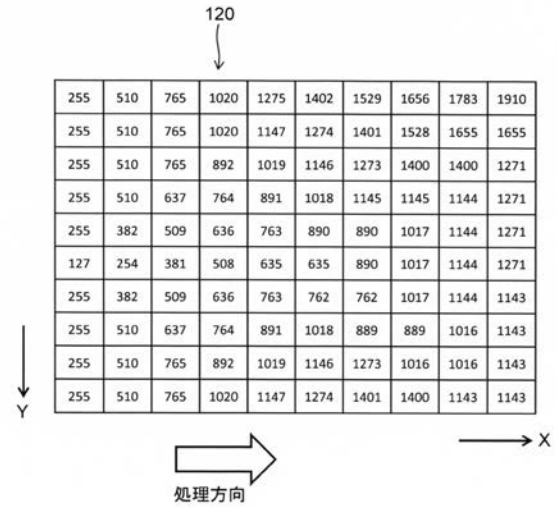
【 図 1 2 】



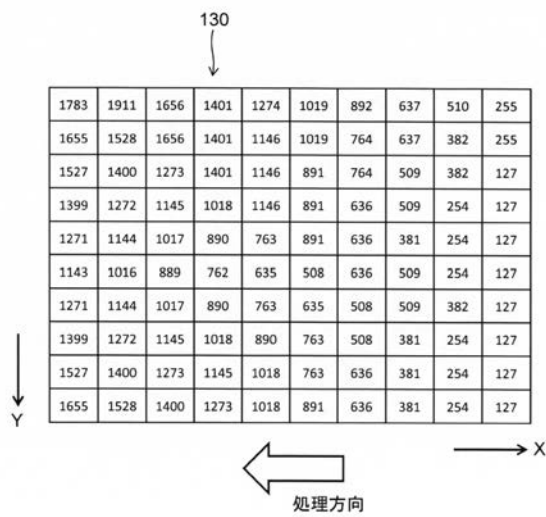
【图 1 3】



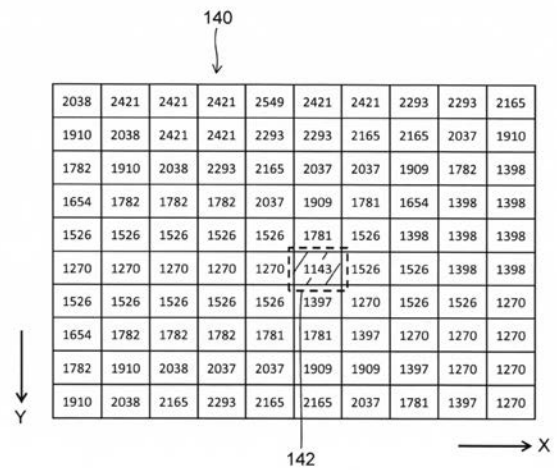
【图 1 4】



【图 1 5】



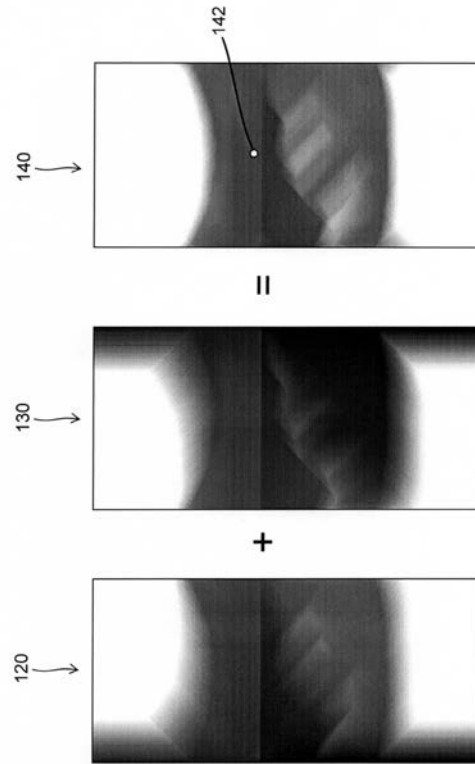
【图 1 6】



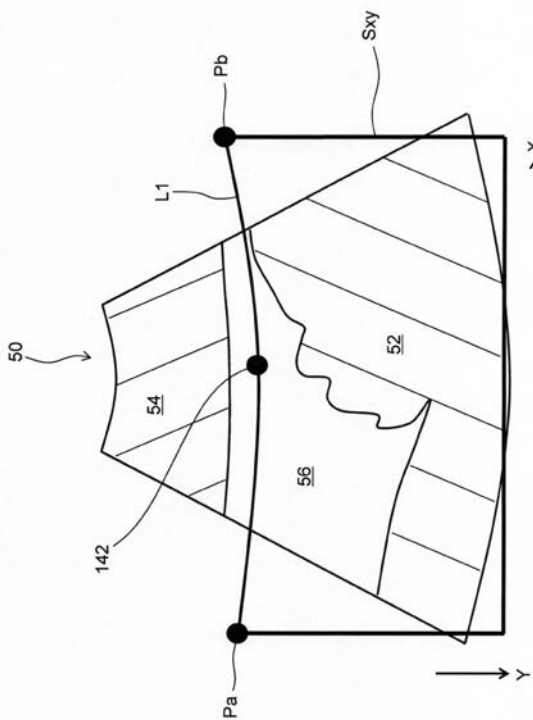
【図 17】



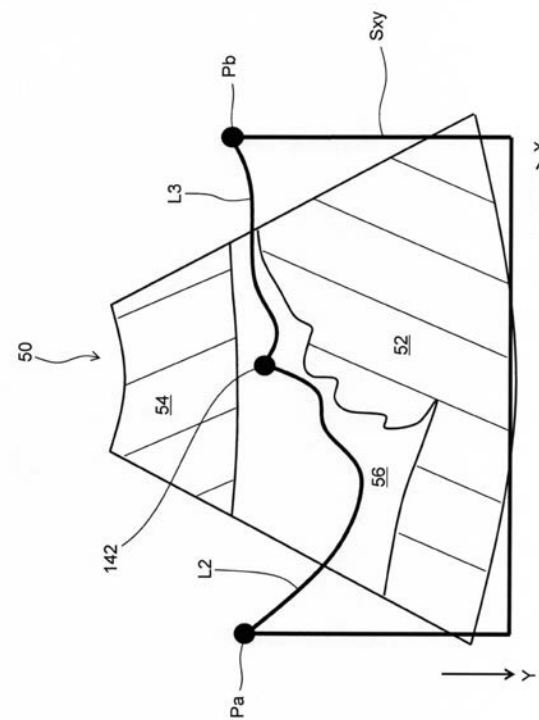
【図 18】



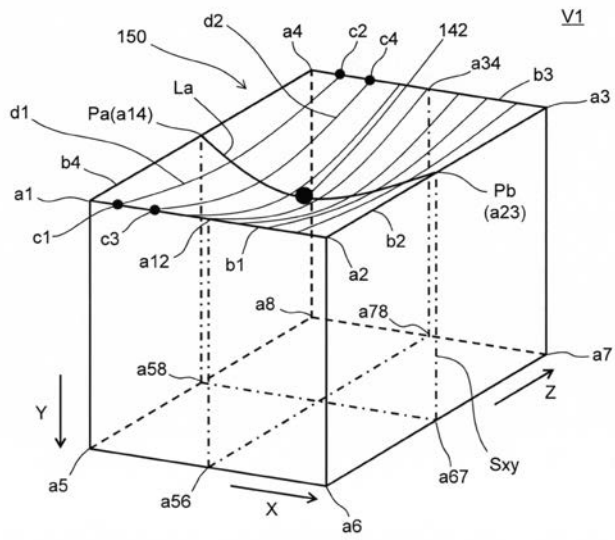
【図 19】



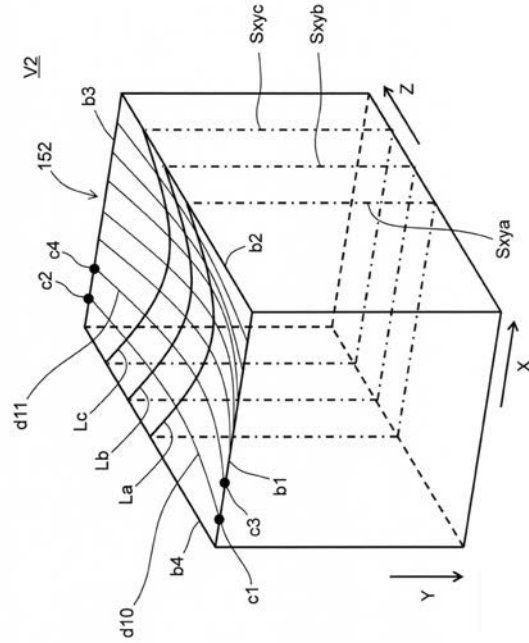
【図 20】



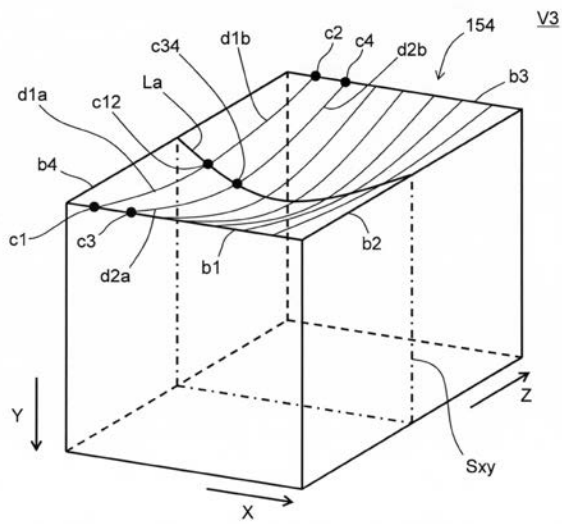
【図 2 1】



【図 2 2】



【図 2 3】



フロントページの続き

(72)発明者 井上 信康

東京都三鷹市牟礼 6 丁目 2 番 1 号 日立アロカメディカル株式会社内

(72)発明者 小林 正樹

東京都三鷹市牟礼 6 丁目 2 番 1 号 日立アロカメディカル株式会社内

(72)発明者 村下 賢

東京都三鷹市牟礼 6 丁目 2 番 1 号 日立アロカメディカル株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 DD09 EE10 JB46 JB48 JB50 JC09 JC15 JC21 JC26
JC37 LL38

5B057 AA07 BA05 CA08 CA12 CA16 CB08 CB12 CB16 DA08 DC19

专利名称(译)	超声波图像处理设备和程序		
公开(公告)号	JP2016086820A	公开(公告)日	2016-05-23
申请号	JP2014220388	申请日	2014-10-29
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	前田俊徳 永瀬優子 田中由紀 井上信康 小林正樹 村下賢		
发明人	前田 俊徳 永瀬 優子 田中 由紀 井上 信康 小林 正樹 村下 賢		
IPC分类号	A61B8/14 G06T1/00 A61B8/08		
FI分类号	A61B8/14 G06T1/00.290.D A61B8/08 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/EE10 4C601/JB46 4C601/JB48 4C601/JB50 4C601/JC09 4C601/JC15 4C601/JC21 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/LL38 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/DA08 5B057/DC19 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/FA06 5L096/FA14		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了可靠地在超声图像中包括的目标组织图像中设置代表点。通过在横截面图像50中从左侧区域到右侧区域（沿+ X方向）顺序执行选择性累积相加过程，生成第一能量图。此外，通过执行从右侧区域到左侧区域（在-X方向上）的选择性累积相加处理来生成第二能量图。每个选择性累积相加处理是根据动态编程方法的处理，从存在于关注像素的处理方向的后侧的像素序列的像素值序列中指定最小像素值，并观察到最小像素值。这是通过将关注像素的像素值加到像素的像素值来更新它的过程。通过将第一和第二能量图相加来生成综合能量图。将积分能量图中具有最小值的像素确定为代表点。[选择图]图2

