

(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2011-125757

(P2011-125757A)

(43) 公開日 平成23年6月30日(2011.6.30)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2011-75222 (P2011-75222)
 (22) 出願日 平成23年3月30日 (2011. 3. 30)
 (62) 分割の表示 特願2008-159204 (P2008-159204)
 の分割
 原出願日 平成20年6月18日 (2008. 6. 18)

(71) 出願人 390029791
 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2番1号
 (74) 代理人 110001210
 特許業務法人YK I 国際特許事務所
 (72) 発明者 村下 賢
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
 カ株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 BB03 BB16 DD10 JC04 JC09
 JC10 JC29 JC37 KK21

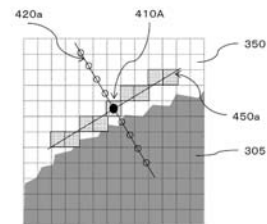
(54) 【発明の名称】 超音波画像データ処理装置

(57) 【要約】

【課題】超音波画像データにおける組織同士の境界の平滑化において、境界のボケを低減する。

【解決手段】超音波画像データ処理装置は、超音波画像データ上に注目画素を通過する互いに異なる向きをもった複数の線分を設定すると共に、各線分について当該線分上の画素列が有する複数の画素値に基づいて分散値を演算し、それら複数の線分について演算された複数の分散値に基づいて、境界の法線方向に相当する第1の方向（線分420aの延びる方向）を特定し、第1の方向に垂直であり且つ注目画素を通過する方向として、その境界に沿った第2の方向（線分450aの延びる方向）を特定し、第2の方向に並んだ画素列が有する複数の画素値に基づいて注目画素の平滑化画素値を演算する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波の送受波により得られた超音波画像データと、

前記超音波画像データ上に注目画素を通過する互いに異なる向きをもった複数の線分を設定すると共に、各線分について当該線分上の画素列が有する複数の画素値に基づいて分散値を演算する手段と、

前記複数の線分について演算された複数の分散値に基づいて、境界の法線方向に相当する第 1 の方向を特定する第 1 の特定手段と、

前記第 1 の方向に垂直であり且つ前記注目画素を通過する方向として、前記境界に沿った第 2 の方向を特定する手段と、

前記第 2 の方向に並んだ画素列が有する複数の画素値に基づいて前記注目画素の平滑化画素値を演算する平滑化演算手段と、

を含む超音波画像データ処理装置。

【請求項 2】

前記第 1 の特定手段は、前記複数の分散値のうちの最大の分散値に対応する線分の延びる方向を前記第 1 の方向として特定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像データ処理装置。

【請求項 3】

前記平滑化演算手段は、前記第 2 の方向に並んだ画素列が有する複数の画素値の単純平均又は加重平均を前記注目画素の前記平滑化画素値として演算することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波画像データ処理装置。

【請求項 4】

前記平滑化演算手段は、前記第 2 の方向に並んだ画素列が有する複数の画素値の単純平均又は加重平均に対して、当該単純平均又は加重平均の値が大きくなるほど大きくなる係数を乗じることによって得られる値を、前記注目画素の前記平滑化画素値として演算することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波画像データ処理装置。

【請求項 5】

前記境界は、第 1 の組織と第 2 の組織との境界であることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波画像データ処理装置。

【請求項 6】

前記境界は、軟骨の輪郭であることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波画像データ処理装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は超音波画像データ処理装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

変形性膝関節症は、膝関節のクッションの役目を果たす軟骨の摩耗・すり減りなどが要因となって、膝の関節に炎症が起きたり、関節が変形したりして痛みが生じる病気である。変形性膝関節症は年齢とともに増加するが、発症前に、大腿骨軟骨の厚みや表面形状を正確に把握することにより変形性膝関節症に対する予防対策を施すことができる。高齢化で変形性膝関節症患者の増加が予想される現在、簡便な診断方法が期待されている。

【0003】

変形性膝関節症の診断手法として、膝の中に関節鏡（内視鏡）を挿入して軟骨表面の状態を観察する方法や、レントゲン検査により関節の隙間の開き具合から推定する方法などが知られている。しかし、これらの診断手法では軟骨の厚みを計測することはできない。また、軟骨の三次元形状を抽出して提示することもできない。

【0004】

これに対し、特許文献 1 には、関節内探触子を膝関節内に挿入して超音波を送受するこ

10

20

30

40

50

とで、膝関節の軟骨の厚みを評価するシステムが開示されている。しかし、このシステムは侵襲的であるため、健康診断の大勢の被検者の検査に手軽に利用できるものとはいえない。

【 0 0 0 5 】

また、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置は、非侵襲的な画像診断装置であり、原理上軟骨を骨や筋肉、体液などと区別して画像化することができ、軟骨の厚みも計測できる。しかしながら、MRI は利用コストが高額であり、測定にも時間が掛かるため、大勢の被検者の検査に用いるには適さない。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

10

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 2 - 3 4 5 8 2 1 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

本発明は、超音波画像データにおける組織同士の境界の平滑化において、境界のぼけを低減できるようにすることを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

本発明は、超音波の送受波により得られた超音波画像データと、前記超音波画像データ上に注目画素を通過する互いに異なる向きをもった複数の線分を設定すると共に、各線分について当該線分上の画素列が有する複数の画素値に基づいて分散値を演算する手段と、前記複数の線分について演算された複数の分散値に基づいて、境界の法線方向に相当する第 1 の方向を特定する第 1 の特定手段と、前記第 1 の方向に垂直であり且つ前記注目画素を通過する方向として、前記境界に沿った第 2 の方向を特定する手段と、前記第 2 の方向に並んだ画素列が有する複数の画素値に基づいて前記注目画素の平滑化画素値を演算する平滑化演算手段と、を含む超音波画像データ処理装置、である。

20

【 0 0 0 9 】

1 つの態様では、前記第 1 の特定手段は、前記複数の分散値のうちの最大の分散値に対応する線分の延びる方向を前記第 1 の方向として特定する。

30

【 0 0 1 0 】

別の態様では、前記平滑化演算手段は、前記第 2 の方向に並んだ画素列が有する複数の画素値の単純平均又は加重平均を前記注目画素の前記平滑化画素値として演算する。

【 0 0 1 1 】

更に別の態様では、前記平滑化演算手段は、前記第 2 の方向に並んだ画素列が有する複数の画素値の単純平均又は加重平均に対して、当該単純平均又は加重平均の値が大きくなるほど大きくなる係数を乗じることによって得られる値を、前記注目画素の前記平滑化画素値として演算する。

【 0 0 1 2 】

更に別の態様では、前記境界は、第 1 の組織と第 2 の組織との境界であることを特徴とする。

40

【 0 0 1 3 】

更に別の態様では、前記境界は、軟骨の輪郭であることを特徴とする。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 4 】

【 図 1 】 膝関節の構造を説明するための、模式的な断面図である。

【 図 2 】 椅子に座った状態の膝を正面側から見たときの膝関節の状態を説明するための図である。

【 図 3 】 実施形態の超音波診断装置の機能構成の一例を示す図である。

【 図 4 】 メカニカル三次元プローブの機械走査方式の一例を説明するための模式的な側面

50

図である。

【図 5】メカニカル三次元プローブの機械走査方式の別の一例を説明するための模式的な側面図である。

【図 6】メカニカル三次元プローブの機械走査方式の更に別の一例を説明するための模式的な側面図である。

【図 7】超音波ビームの走査により得られる膝内部の断面画像（スライスデータ）を模式的に例示する図である。

【図 8】注目画素周りの各方向の画素値分散を求める際の参照範囲（線分）を説明するための図である。

【図 9】画素値分散の参照範囲（線分）をあらかじめ定めた角度間隔ごとの全ての方向について求めることを説明するための図である。

【図 10】参照範囲の線分の方角に応じて画素値の分散が変化することを説明するための図である。

【図 11】分散最大の方角に対し垂直な方向に沿った、平滑化値計算のための参照画素群の例を示す図である。

【図 12】別の注目画素についての、平滑化値計算のための参照画素群の例を示す図である。

【図 13】図 7 のスライスデータに対し境界（輪郭）の方角を考慮した平滑化処理を施した結果を模式的に示す図である。

【図 14】平滑化処理後のスライスデータに対して反転・二値化処理を施した結果を模式的に示す図である。

【図 15】反転・二値化後のスライスデータに対するエッジ抽出結果を模式的に示す図である。

【図 16】エッジ抽出結果に対してユーザが軟骨内部の基準点 R を指定した様子を示す図である。

【図 17】基準点 R を通る縦線と軟骨輪郭との交点を説明するための図である。

【図 18】スライスデータから抽出された軟骨輪郭を模式的に示す図である。

【図 19】ユーザが 1 つのスライスデータ上で指定した基準点に基づき、他のスライスデータ上の基準点を自動決定するための処理の例を説明するための図である。

【図 20】ユーザが 1 つのスライスデータ上で指定した基準点に基づき、他のスライスデータ上の基準点を自動決定するための処理の例を説明するための図である。

【図 21】二値化されたスライスデータに対してラベリング処理を適用した結果の例を示す図である。

【図 22】膝蓋骨の影が現れた断層画像の例を模式的に示す図である。

【図 23】軟骨の抽出結果が膝蓋骨の影の影響による不正確な部分を含んでいる様子を模式的に示す図である。

【図 24】膝蓋骨の影響による不正確な部分を除去するための処理の例の全体的な手順を示すフローチャートである。

【図 25】図 24 の処理における輪郭端点検出処理の例の手順を示すフローチャートである。

【図 26】膝蓋骨の影の影響による不正確な部分を含んだ軟骨輪郭において、軟骨内部の基準点 R を指定され、その上下の軟骨輪郭上の点 A , B が特定された様子を示す図である。

【図 27】注目点と隣接点における接線角度の差を説明するための図である。

【図 28】注目点に対する軟骨輪郭上での隣接点を探索する際の参照ウインドウの例を示す図である。

【図 29】基準点 R の上下の軟骨輪郭上の点 A , B から右方向へ探索した時に見つかった輪郭端点の例を示す図である。

【図 30】右端の上下の輪郭端点同士を結ぶことで生成された、膝蓋骨の影の影響による不正確な部分が除かれた軟骨輪郭の例を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 3 1】軟骨抽出のための R O I 設定における軸指定を説明するための図である。

【図 3 2】R O I 設定における長軸断面での曲線指定を説明するための図である。

【図 3 3】R O I 設定における短軸断面での R O I 輪郭指定を説明するための図である。

【図 3 4】R O I 輪郭を曲線に沿って移動させることで、三次元的な R O I を形成することを説明するための図である。

【図 3 5】電子走査フレームごとに軟骨抽出を行う場合の超音波診断装置の構成例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

この実施形態では、一例として、膝関節における大腿骨遠位端部の軟骨の形状情報を、超音波を用いて取得するための装置を提供する。

10

【0016】

実施形態の装置構成例を説明する前に、当該装置が対象とする膝関節（特に人間の）の内部構造について、図 1 を参照して簡単に説明する。図 1 は、立位での右足の膝関節の、体の正面側から見たときの模式的な断面図である。

【0017】

図 1 に示すように、膝関節は、大腿骨 100 の遠位端部と、脛骨 120 の近位端部と、膝蓋骨 130 とから構成される。大腿骨 100 の遠位端の表面は軟骨 105 で覆われ、脛骨 120 の近位端の表面は軟骨 125 で覆われている。骨（例えば大腿骨 100）の表面のうち軟骨で覆われた部分は、軟骨下骨と呼ばれる。大腿骨 100 の軟骨 105 と脛骨 120 の軟骨 125 との間には半月板 110 が存在している。大腿骨 100 の遠位端は、立位の身体の正面方向から見た場合、図示のように二股に分かれて突起（それぞれ内側顆、外側顆と呼ばれる）しており、内側顆及び外側顆の軟骨 105 は、内側及び外側の半月板 110 にそれぞれ空いた穴を介して、脛骨 120 の近位端の軟骨 125 と接している。なお、以上に説明した膝関節部分は滑膜及び関節包 140 により覆われている。

20

【0018】

大腿骨 100 の遠位端の軟骨 105 は、当該遠位端部の表面を広く覆っているが、そのうち立位の際に脛骨 120 の近位端の軟骨 125 と接する部分は、上半身の荷重を強く受ける部分である。この部分は、軟骨荷重部と呼ばれる。軟骨荷重部は摩耗しやすく、摩耗が著しくなると変形性膝関節症を引き起こす。変形性膝関節症の診断には軟骨荷重部の軟骨の厚みが重要な判断指標となる。

30

【0019】

人間の大腿骨 100 の遠位端の軟骨 105 の厚みは健常者で 2 ～ 3 mm 程度と薄いものである。したがって、超音波診断の手法でその厚みを精度よく測定しようとするれば、軟骨 105 の表面に対してできるだけ垂直に近い角度で超音波ビームを当てることが望ましい。ところが、立位では、大腿骨 100 の遠位端の軟骨荷重部は脛骨 120 の軟骨 125 に接しているので、仮にこの状態で軟骨荷重部の表面に垂直に近い角度で超音波ビームを当てようとするれば、脛骨側から上に向けて超音波ビームを当てる必要がある。しかし、そのような位置に超音波プローブを当てることは不可能である。また、仮にそのような位置に超音波プローブを配置できたとしても、軟骨は大腿骨又は脛骨の影になるので、超音波は軟骨には届きにくく、軟骨を画像化することは困難である。

40

【0020】

これに対し、例えば椅子に座るなどして膝を大きく（例えば 90 度程度まで）曲げると、図 2 に示すように、大腿骨 100 遠位端の軟骨 105 の荷重部 108 が脛骨側から外れ、膝頭の正面側を向くようになる（図示の荷重部 108 は内側顆のものであり、外側顆の荷重部は図示を省略している。）。したがって、膝頭の正面側からプローブを当てれば、荷重部 108 の表面に対して垂直に近い角度で超音波ビームを当てることができる。そこで、この実施形態では、椅子に座るなどして膝を大きく曲げた状態で、超音波プローブにより大腿骨遠位端の軟骨の荷重部を含む膝内部の三次元領域のエコーを取得し、それらエコー信号に基づき軟骨の三次元形状を求める。

50

【 0 0 2 1 】

図 3 に、実施形態の超音波診断装置の機能構成の一例を示す。この例では、膝内部の三次元領域のエコーを取得するための超音波プローブとして、メカニカル三次元プローブ 10 を用いる。メカニカル三次元プローブ 10 は、振動素子が 1 次元配列された振動子アレイ 12 と、メカ走査機構 14 とを備える。

【 0 0 2 2 】

振動子アレイ 12 によって超音波ビームが形成され、その超音波ビームは電子走査される。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公知である。

【 0 0 2 3 】

メカ走査機構 14 は、振動子アレイ 12 を、当該アレイ 12 の電子走査の走査面と略垂直な方向に機械走査する。振動子アレイ 12 による電子走査とメカ走査機構 14 による機械走査の組合せにより、三次元領域がカバーされる。すなわち、一回の電子走査により 1 つの電子走査面の断層画像データを得ることができ、機械走査の走査位置ごとに電子走査を行うことで、複数の電子走査面の断層画像データの集まりを得ることができる。機械走査範囲全体の断層画像データの集まりが、メカニカル三次元プローブ 10 の走査範囲についての 1 つのボリュームデータである。

【 0 0 2 4 】

振動子アレイ 12 の電子走査形状は特に限定されず、例えば軟骨 105 の横幅をカバーする程度の幅（アレイ長）を持つリニア走査の振動子アレイ 12 を用いることもできる。また、コンベックス走査、コンケーブ（凹形）走査のプローブを用いてもよい。

【 0 0 2 5 】

また、例えば図 4 に示す例では、メカ走査機構 14 は、椅子等に座った状態で屈曲された膝に対し、太もも側から脛側まで膝頭に沿って上下にアーク（コンケーブ）走査を行う。図 4 は、被検者の膝を側面側から見た状態の図である。振動子アレイ 12 のアレイ方向は例えば図 4 の紙面に垂直な方向である。またメカ走査機構 14 の機械走査方向は、大腿骨 100 の遠位部に位置決めされた回転軸 42 を中心に、図中の矢印で示すように、上下に回転する方向である。回転軸 42 は、膝頭の両側にそれぞれ設ければよい。振動子アレイ 12 を収容する振動子部 40 の両側面には、各々の側の回転軸 42 から延びるアーム 44 が取り付けられており、図示しない駆動機構により振動子部 40 を矢印方向に動かすことができる。振動子部 40 の振動子アレイ 12 側には、水などの音響カップリング剤を封じた柔軟なスタンドオフ 46 が設けられている。測定時には、スタンドオフ 46 の一方の面が膝頭の形状に密着し、他方の面に沿って振動子アレイ 12 が矢印方向に移動する。図示は省略したが、これら振動子部 40、回転軸 42、アーム 44、スタンドオフ 46、振動子部 40 の駆動機構などは筐体内に収容することができる。その筐体には、膝を収容するための凹部が形成されており、その凹部にスタンドオフ 46 が設けられる。そして、その筐体を膝にかぶせてその凹部に膝頭を収容すると、スタンドオフ 46 やその近傍の筐体構造が例えば大腿 200 の上部や膝頭、脛等に当接する。これにより、回転軸 42 が大腿骨 100 の遠位部の、あらかじめ定められた範囲に位置決め固定されることになる。メカ走査機構 14 の走査は、モータなどを用いた自動走査でもよいし、手動で振動子部 40 を円弧状のガイドに沿って移動させる方式でもよい。メカ走査機構 14 は、振動子部 40 の回転位置（すなわち電子走査面の角度）を求めるエンコーダを備えている。このエンコーダの出力から、振動子アレイ 12 の電子走査面の角度が分かるので、その走査面における各点の三次元的な位置を求めることができる。

【 0 0 2 6 】

なお、図 4 に例示したような走査機構はあくまで一例に過ぎない。例えば、機械的なアーク走査のための上に例示したものに限られない。また、筐体を上下及び／又は前後に移動させる機構を設け、この機構により回転軸 42 を膝に対して位置決めするようにしてもよい。また、アーク走査の代わりに図 5 に示すように曲げた膝の前面に沿って振動子部 40（振動子の配列方向は紙面に垂直）をリニアに機械走査してもよい。もちろん、機械走査の形状は、アークやリニアに限られるものではない。なお、アーク走査は、略円弧状に

10

20

30

40

50

湾曲している軟骨 105 の多くの範囲に対し、垂直に近い方向から超音波ビームを当てることができる。

【0027】

また、以上の例は、身体の横方向に素子配列方向に一致させるように配置した振動子部 40 を、身体の縦方向に沿って機械的にアーク走査又はリニア走査するものであったが、これは一例に過ぎない。この代わりに、図 6 に示すように身体の縦方向を素子配列方向とした振動子部 40 を身体の前方向に機械走査するようにしてもよい。図 6 はリニア走査を示しているが、これに限らず、アーク走査や他の走査形状でも構わない。

【0028】

図 3 の説明に戻ると、送受信部 16 は、振動子アレイ 12 及びメカ走査機構 14 を駆動・制御して超音波ビームの送受信、電子走査、機械走査を実現する。送受信部 16 は、送信部の機能と受信部の機能を備える。送信部は送信ビームフォーマーとして機能する。すなわち、送信部から複数の送信信号が振動子アレイ 12 の複数の振動素子に対して供給される。これによって振動子アレイ 12 から超音波ビームパルスが生体内に放射される。生体内からの反射波は、振動子アレイ 12 にて受波される。これにより複数の振動素子から複数の受信信号が出力される。それらの受信信号は送受信部 16 の受信部に入力される。受信部は受信ビームフォーマーとして機能する。すなわち、複数の受信信号に対して整相加算処理を適用する。また受信部は、対数圧縮処理、フィルタ処理等といった各種の信号処理を行う。そのような処理を経た受信信号が、座標変換部 18 に入力される。受信信号は、被検体内の各点でのエコーレベル値を表す。

10

20

【0029】

座標変換部 18 は、入力された受信信号（エコー信号）に対し、表示、画像処理、保存などのためのあらかじめ定めた共通座標系、例えば三次元デカルト座標系（XYZ 座標系）、への座標変換処理を施す。すなわち、受信信号は被検体内各点のエコー強度の情報を含んでいるが、この場合の各点は、プローブ 10 の電子走査及び機械走査の走査形状により規定されるプローブ座標系でのものである。例えば、図 4 の例のように電子リニア走査の振動子アレイ 12 を機械的にアーク走査する場合、被検体内の点は、機械アーク走査の回転角 θ 、電子リニア走査における走査位置 x 、及びプローブ 10 からの距離（深さ） d からなる座標系で表現される。電子走査位置 x 及び距離 d は送受信部 16 から得ることができる。機械走査位置（回転角 θ ）はメカ走査機構 14 が備えるエンコーダから得ることができる。このように、送受信部 16 が出力する受信信号は、プローブ座標系でのボリュームデータを表す。座標変換部 18 は、ボリュームデータをプローブ座標系から表示等のための共通座標系に座標変換するのである。また、座標変換部 18 は、共通座標系の点（ボクセル）のうち受信信号のデータ（エコーレベル値）がない点のデータを、その点の周囲の各点のデータを補間することにより求める。医用三次元画像における座標変換や補間は周知技術なので、これ以上の説明は省略する。

30

【0030】

座標変換部 18 により座標変換された受信信号は、三次元データメモリ 20 に書き込まれる。三次元データメモリ 20 には、表示等のための共通座標系での各点（ボクセル）のエコーレベル値が記憶されることになる。すなわち、三次元データメモリ 20 には、座標変換後のボリュームデータが記憶される。

40

【0031】

画像形成部 28 は、この三次元データメモリ 20 に記憶されたボリュームデータから、表示部 30 に表示する画像を生成する。例えば、画像形成部 28 は、指定された視点からボリュームデータをレンダリングすることで、その視点から見た被検体内部の三次元画像を生成する。また、画像形成部 28 は、ボリュームデータの中の指定された 1 以上の各断面（スライス）の画像を生成する機能を備えていてもよい。また、画像形成部 28 は、それら三次元画像や断面画像のうちの複数を 1 つの画面に配列する機能を持っていてもよい。

【0032】

50

また、画像形成部 28 は、後述する軟骨抽出部 24 により抽出される大腿骨遠位端の軟骨の三次元形状情報に基づき、軟骨の三次元画像や断面画像を生成する機能を備える。また、生成した軟骨の三次元画像や断面画像を、走査範囲全体の三次元画像や断面画像に合成する機能を備えていてもよい。この合成では、軟骨の画像を走査範囲の他の部分から強調するようにしてもよい。例えば、軟骨の画像の色を走査範囲の他の部分の色とは異なった色とするなどである。

【0033】

また、画像形成部 28 は、軟骨についての定量化データ（例えば軟骨の厚みなど）を、例えば数値などの形で表示画像に合成する機能を備える。

【0034】

この他、必須ではないが、画像形成部 28 は、超音波診断装置が備える他の機能（例えばドブラ画像生成機能など）により得られる情報から、カラーフローマッピング画像（二次元血流画像）、カラー組織画像（組織運動表示画像）、パワードブラ画像などの各種画像を形成する機能を備えていてもよい。また、それら各種画像を、上述の三次元画像や軟骨の画像と合成して表示する機能を備えていてもよい。

【0035】

画像形成部 28 は、例えば DSC（デジタルスキャンコンバータ）などにより構成される。画像形成部 28 によって生成された画像が、表示部 30 に表示される。

【0036】

更に図 3 を参照して、軟骨抽出のための構成について説明する。

【0037】

画像前処理部 22 は、三次元データメモリ 20 中のボリュームデータ、又はそのボリュームデータ中の断面のスライスデータに対して、軟骨抽出に適した画像にするための前処理を行う。画像前処理部 22 が行う前処理は、例えばノイズ低減のための平滑化、又は軟骨境界を明確化させるためのエッジ強調、又はその両方を含んだ処理である。以下、一例として、軟骨の形状特徴を利用した前処理の例を、図 7 ~ 図 13 を参照して説明する。この例は、ボリュームデータを、一方向に並んだ複数の断面スライスデータ（例えば XYZ 座標系で X 軸方向についてあらかじめ定めた間隔ごとに X = 一定の断面をとったもの）に分解し、スライスデータごとに前処理を行う場合の例である。

【0038】

図 7 は、超音波ビームの走査により得られる膝内部の断層画像を模式的に例示する図である。このような断面画像は、例えば、三次元データメモリ 20 内のボリュームデータから取り出された 1 断面のスライスデータを表示したものである。図 7 の断面画像例では、大腿骨 300 の内部、軟骨 305 の内部、及び音響カップリング剤が封入されたスタンドオフ 360 の内部は、それぞれ音響的にほぼ等質なので、超音波はほぼ反射されず、超音波画像上では暗い画像となる。膝関節を囲む筋肉 350 等の組織は、組織の微細構造による反射により比較的輝度の高いまだらな画像となる。筋肉 350 等の組織と軟骨 305 とは音響インピーダンスの差が大きいので、それら両者の境界すなわち軟骨の表面は、高輝度となる。同様に軟骨 305 と大腿骨 300（軟骨下骨）との境界も高輝度となる。

【0039】

図 7 の模式図においては、軟骨 305 と筋肉 350 との境界部分に微細な凹凸があり、1 画素の格子内に暗い部分と明るい部分とが様々な割合で混在しているが、これは境界部分の画素の輝度値が画素ごとに大きく揺らいでいることを表現したものである。

【0040】

このような超音波断層画像に対し、この例では、軟骨の形状特徴を強調するような平滑化処理を実行する。軟骨（特に大腿骨遠位端のそれ）は、厚みが 2, 3 mm 程度で基本的にその表面が滑らかであり、大腿骨遠位端の表面に張り付いている。そこで、この例では、平滑化にあたり注目画素の周囲全方向の画素（ボクセル）の値を用いるのではなく、軟骨と他組織との境界面（断層像の場合は境界線）すなわち軟骨の輪郭に沿った方向の画素のみを用いるような平滑化方法を用いる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 1 】

この方法では、画像前処理部 2 2 は、スライスデータのある注目画素の平滑化値を得るにあたり、その注目画素を中心として通る一定長の直線上にある各画素の輝度値を抽出し、それらの分散を計算する。

【 0 0 4 2 】

例えば、図 8 に示す例では、その一定長の長さを 9 画素としている。図 8 に示す 1 つ 1 つの格子が画素を示している。すなわち、図 8 の例では、スライスデータを構成する行列状に並んだ画素 4 0 0 群のうち、注目画素 4 1 0 を通る線分 4 2 0 が横切る 9 つの画素（図中では斜線ハッチングで示した）の輝度値（エコーレベル値）を取り出し、それらの分散値を計算する。分散値は例えば次式により計算すればよい。

【 0 0 4 3 】

$$\text{分散値} = 1 / n \times \sum (L_i - L_m)^2$$

【 0 0 4 4 】

ここで、 L_i は、線分 4 2 0 上の n 画素のうちの i （ i は 1 から n までの整数）番目の画素の輝度値であり、 L_m はそれら n 画素の輝度値の平均値である。 $\sum$ は、 $i = 1$ から $i = n$ までの総和である。なお、図 8 の例では $n = 9$ であるが、9 画素に限定されるわけではない。 n 個の画素のうちの 1 つは中心である注目画素 4 1 0 であり、その注目画素 4 1 0 の両側にそれぞれ残りの $(n - 1)$ 個のうちの半数ずつが存在する。分散を求める際の線分の長さ（すなわち参照画素の数）は、スライスデータ（あるいはボリュームデータ）の解像度などを考慮して定めればよい。

【 0 0 4 5 】

このような分散値計算の処理を、図 9 に例示するように、1 周（すなわちこの場合は 0 度から 1 8 0 度）の範囲で方向があらかじめ定めた間隔（例えば 5 度）ずつ異なる線分 4 2 0 - 1、4 2 0 - 2、4 2 0 - 3、... のそれぞれについて行う。角度の刻み間隔は適宜定めればよい。分散値計算対象の方向の線分 4 2 0 が横切る n 個の画素は、都度計算してもよいが、注目画素に対するそれら各画素の相対位置を計算対象の方向ごとにあらかじめ計算して記憶装置（例えばリード・オンリー・メモリやハードディスク）に記憶しておき、計算対象の方向ごとにその相対位置と注目画素の位置から特定するようにしてもよい。

【 0 0 4 6 】

このようにして注目画素を中心とする各方向の線分についての分散値が求められると、画像前処理部 2 2 は、それら各方向のなかで分散値が最大となる方向を特定する。特定された方向は、軟骨や大腿骨、筋肉、スタンドオフなどといった各媒体間の境界（言い換えれば各媒体の輪郭）の法線方向を表す。

【 0 0 4 7 】

例えば、図 1 0 は、軟骨 3 0 5 と筋肉 3 5 0 との境界（言い換えれば軟骨の輪郭）より少し上に位置する注目画素 4 1 0 A についての例である。この例では、注目画素 4 1 0 A を中心とする各方向の線分 4 2 0 a、4 2 0 b、4 2 0 c のそれぞれについて、上述のように分散値を計算すると、線分 4 2 0 a についての分散値が最大となる。すなわち、それら各方向の線分 4 2 0 a ~ c の中心（注目画素 4 1 0 A）の一方の側が横切る画素は筋肉 3 5 0 に属するので基本的に明るい画素であるのに対し、他方の側が横切る画素には軟骨 3 0 5 内の暗い画素が含まれる。そして、線分が軟骨 3 0 5 内に最も深く入った状態である線分 4 2 0 a のときにそれら暗い画素の数が最大となるため、分散値も最大となる。この線分 4 2 0 a の方向は、近傍にある軟骨 3 0 5 の輪郭に対する法線方向に近い方向となっている。

【 0 0 4 8 】

このように、注目画素 4 1 0 A に対して上述の分散値が最大となる方向（線分 4 2 0 a）が特定できると、画像前処理部 2 2 は、スライスデータの面内で注目画素 4 1 0 A の周囲近傍に存在する画素のうち、その方向に対し垂直な方向にある画素のみを用いてその注目画素の平滑化値を計算する。例えば、図 1 1 に示す例では、注目画素 4 1 0 A を中心とし、分散最大方向に対して垂直な線分 4 5 0 a が横切る 9 つの画素（図ではドットハッチ

10

20

30

40

50

ングで示した)の輝度値から、注目画素410Aの平滑化値が計算される。

【0049】

分散最大方向に対して垂直な線分450aが横切る9つの画素は、都度計算してもよいが、方向ごとあらかじめ計算してハードディスク等の記憶装置に記憶しておき、その記憶データを読み出して利用するようにしてもよい。例えば、分散最大方向ごとに、それに垂直な線分450a上のそれら9つの参照画素の位置情報(例えば注目画素410Aに対する相対位置)を記憶装置に記憶しておき、分散最大方向が特定されればその方向に対応する各参照画素の相対位置をその記憶装置から求め、それら相対位置を注目画素の位置と組み合わせることで、各参照画素の絶対位置を特定すればよい。なお、参照画素の数を9個としたが、これは一例に過ぎない。参照画素の数は、軟骨表面の曲率、スライスデータ(あるいはボリュームデータ)の解像度、その解像度でのスペックルのサイズ(画素数)などを考慮して定めればよい。

10

【0050】

線分420aは軟骨305と筋肉350との境界(すなわち軟骨の輪郭)の法線に近い方向の線なので、それに垂直な線分450aは、その境界に平行に近い方向の線分となる。注目画素410Aの全周囲の近傍画素の平均をとると、平均結果は軟骨305内の暗い画素も含んだ値となるが、軟骨305の輪郭の方向に沿った画素のみの平均であれば平均結果には軟骨305内の暗い画素は含まれにくい。

【0051】

平滑化値は、例えば、それら9つの画素の輝度値の単純平均でよい。また、別の例として、例えば中心である注目画素410Aに近い画素ほど高い重みを与えた加重平均を平滑化値としてもよい。また、それら9つの画素の輝度値の平均値(単純平均又は加重平均)の大小に応じた係数をその平均値に乗じた値を平滑化値としてもよい。例えば平均値が高い(すなわち高輝度)ほど係数を大きくすることで、暗い部分と明るい部分のコントラストを向上させることもできる。いずれの場合でも、図11の例では、計算対象となる9つの画素はほとんど筋肉350に属する画素なので、注目画素410Aの平滑化値は高輝度値となる。

20

【0052】

また、図12のように注目画素410Bが筋肉350と軟骨305との境界に位置する場合、画像前処理部22は、分散最大となる線分420dに対して垂直な線分450dを通る9つの画素(ドットハッチングで示す)を平均することで注目画素410Bの平滑化値を求める。この場合、その線分450dは軟骨305の輪郭の接線に近いものであり、それら9つの画素は軟骨305の輪郭又はその近傍に位置する画素である。

30

【0053】

また、図示は省略するが、注目画素410が軟骨305の内部に位置する場合は、図11の場合と同様の考え方で、その注目画素410についての平滑化値は、軟骨305の輪郭の方向に沿った軟骨305内部の画素の平均となる。

【0054】

なお、以上に例示した平滑化処理は、軟骨305と筋肉350との境界に沿った方向だけでなく、筋肉350とスタンドオフ360(図7参照)との境界、筋肉350と大腿骨300との境界、軟骨305と大腿骨300との境界などのように、大きな組織同士の境界に沿った方向についても平滑化を行うことになる。

40

【0055】

なお、個々の注目画素についてみれば上述の方法で求めた分散最大方向が必ずしも注目画素近傍の組織境界の法線方向に近くなるとは限らないが、大局的にみれば分散最大方向は近傍の組織境界の法線方向に近いと考えられる。特に、軟骨305の表面は滑らかなので、筋肉350と軟骨305との境界、軟骨305と大腿骨300(軟骨下骨)との境界については、分散最大方向はそれら境界の法線方向に近い。

【0056】

以上に説明した組織境界の方向に沿った平滑化処理により、ノイズやスペックル等によ

50

り必ずしも滑らかになっていない生スライスデータにおける軟骨 305 の輪郭（図 10 参照）が、図 13 に示すように滑らかになる。

【0057】

注目画素の全周囲の近傍画素を用いた単純な平滑化では組織境界（特に軟骨と他組織との境界）がぼけてしまうが、組織境界の方向を考慮したこの例の平滑化では、そのような境界のぼけは抑止できる。この意味で、この例の平滑化処理は、エッジの維持あるいは強調（例えば平均値に応じた係数を乗じたものを平滑化値とする場合）の効果を持った平滑化と言える。

【0058】

スライスデータ上の各画素をそれぞれ注目画素として、注目画素ごとに以上のような組織境界の方向性を考慮した平滑化を行うことで、スライスデータ全体を、組織境界を維持又は強調しつつ平滑化することができる。このような平滑化処理により、滑らかで鮮明な軟骨画像を得ることができる。なお、この平滑化処理では、筋肉 350 等の内部のスペックルは平滑化されるので、筋肉 350 は比較的高輝度の様に近い画像となる。

【0059】

ボリュームデータを構成する各スライスデータについて上述のような方向性を考慮した平滑化処理を行うことで、ボリュームデータ全体についての平滑化が実現できる。

【0060】

なお、以上に例示した組織境界の方向性を考慮した平滑化は一例に過ぎない。この代わりに、既存の平滑化フィルタ処理とエッジ強調フィルタ処理の組合せを用いてもよい。

【0061】

以上では、平滑化やエッジ強調（あるいはエッジ維持）に注目して説明したが、画像前処理部 22 は、そのような処理に加え、他の画像処理を行うものであってもよい。

【0062】

また、以上の例では、ボリュームデータをスライスデータに分解し、スライスデータごとに前処理を行ったが、ボリュームデータに対して直接同様の前処理を施すことも可能である。例えば、組織境界の方向性を考慮した平滑化を行う方式の場合、上述のスライスデータごとの処理では二次元面内の各方向の中から画素値の分散が最大となる方向を特定したが、ボリュームデータに対する処理では注目画素（ボクセル）に関し三次元の各方向の中から画素値の分散が最大になる方向を特定すればよい。そして、その方向に対して垂直な面（例えば注目画素を中心とする円板）が横切る画素に基づき（例えばそれら画素の平均演算により）注目画素の平滑化値を計算すればよい。

【0063】

さて、以上のように画像前処理部 22 の前処理結果は、軟骨抽出部 24 に渡される。画像前処理部 22 がスライスデータ単位で前処理を行う場合、前処理結果はスライスデータ単位で軟骨抽出部 24 に渡してもよい。また、スライスデータごとの前処理結果をまとめたボリュームデータをまとめて軟骨抽出部 24 に渡してもよい。以下では、スライスデータ単位で受け渡し、処理する場合を例示する。

【0064】

この例では、軟骨抽出部 24 は、前処理結果のスライスデータを反転・二値化する。反転・二値化では、例えば、画像（スライスデータ）の各画素の値を反転してから、その反転結果をあらかじめ定めたいきい値と比較して二値化する。この場合、反転処理は、例えば、画素が取り得る最大値（1 画素 8 ビットなら画素値 255）から、現在の画素値を減算する処理でよい。二値化のためのしきい値は、反転の結果明るくなった軟骨部分と、反転の結果暗くなった軟骨周囲部分（筋肉や、軟骨と大腿骨との境界など）と、を区別できる値を、実験等により求めればよい。なお、画素値を反転してから二値化する代わりに、二値化してから画素値を反転してもよい。

【0065】

反転・二値化のうち、二値化処理は例えば画像を組織ごとの部分に区別して軟骨抽出を容易にするためのものである。また反転処理は、超音波画像上では暗くなっている軟骨部

10

20

30

40

50

分を明るく（すなわち白く）することで、ユーザにとって軟骨部分が実体組織であることを直感的に分かりやすくするためである。また、反転処理は、後述するエッジ抽出との整合性のために行っている。すなわち、後で例示するエッジ抽出フィルタは二値データのH（ハイ：すなわち「1」）の領域のエッジを抽出するものであるため、軟骨のエッジを抽出するために反転処理を行っているのである。したがって、二値データのL（ロー：すなわち「0」）の領域を抽出するエッジ抽出フィルタを用いる場合や、二値化結果の画像を表示する必要がない場合には、反転処理は行わなくてもよい。

【0066】

図7に例示したスライスデータを、画像前処理部22による前処理後に反転・二値化すると、図14に示すような画像が得られる。図14の画像例では、軟骨305、大腿骨300などが白く、筋肉350等が黒く表示されている。

10

【0067】

次に軟骨抽出部24は、反転・二値化後のスライスデータに対して、エッジ抽出処理を適用することで、そのスライスデータにおける組織境界のエッジを抽出する。抽出されるエッジには、軟骨の輪郭も含まれる。

【0068】

このエッジ抽出処理では、二値化後のスライスデータに対してエッジ抽出フィルタを適用すればよい。エッジ抽出フィルタとしては、例えば、Laplacianフィルタ、Prewittフィルタ、Sobelフィルタ等の公知の二次の微分フィルタを用いればよい。

20

【0069】

図14に例示した二値化後のスライスデータに対してエッジ抽出処理を行うと、例えば図15に示すような画像が得られる。エッジ抽出結果の二値画像では、エッジは黒（値“0”）、エッジ以外は白（値“1”）となる。図15では、軟骨輪郭306を含む、各種の境界が黒の輪郭線となっている。

【0070】

軟骨抽出部24は、スライスデータを表示した画面上で、ユーザから軟骨内部（あるいは軟骨表面上）の点（以下、基準点Rと呼ぶ）の指定を受け付ける。基準点Rの指定を受け付ける際の画面に表示する画像は、反転・二値化後の画像（図14参照）でもよいし、エッジ抽出結果の画像（図15参照）でもよい。なお、基準点Rの指定は、入力部32が備えるマウスなどのポインティングデバイスを用いて行えばよい。図16は、エッジ抽出結果の画像に対して指定された基準点Rを示している。

30

【0071】

次に、軟骨抽出部24は、基準点Rの近傍から軟骨輪郭306上の点を求める。図17の例では、基準点Rを通る縦線と軟骨輪郭306との交点A（上側）、B（下側）を求めている（図17では、煩雑さを避けるため、軟骨輪郭306以外のエッジは省略している）。図17の例では、基準点Rを起点に上方向に1画素ずつ順に進みながら、その過程で最初に見つかった黒画素が軟骨輪郭306上の点Aと判別できる。同様に基準点Rから下方向に進んで最初に見つかった黒画素が点Bである。

【0072】

なお、軟骨305の内部にエッジが存在する場合を考慮するならば、軟骨抽出部24が、そのようにして求めた点A及びBの間隔を求め、その間隔が軟骨の厚み（通常2～3mm程度）と比較して狭すぎる場合には、基準点Rの位置をあらかじめ定めた画素だけ横方向にずらしてから再度点A、Bを求めるようにしてもよい。その比較では、点A B間の間隔を、軟骨の厚みの知見に基づきあらかじめ定めたしきい値（例えば1.5mm）と比較すればよい。

40

【0073】

なお、図17（及び図7、図14～図16）の例では、薄い軟骨305の画像が、画面中でほぼ横方向に延びるように位置しているので、上下方向をほぼ軟骨の厚みの方向とみなすことができる。被検者が椅子に腰掛けるなどして屈曲した膝に対して、メカニカル三

50

次元プロープ 10 の筐体を一定の向きで当接させれば（例えば、そのような向きをプロープ 10 に表示して、ユーザがその向きに従って当接させるか、機構上その向きにしか当接しないようにするなどすればよい）、得られるボリュームデータ（及びそこから求められるスライスデータ）の座標系は既知であるので、スライスデータを自動的に図 17, 図 7 等のような向きにすることができる。

【0074】

以上のようにして、基準点 R の上下の軟骨輪郭 306 の点 A, B を特定すると、軟骨抽出部 24 は、各点 A, B に連結する黒画素の連結成分を探索する。例えば、点 A, B をそれぞれ起点として、注目画素の 4 近傍又は 8 近傍の画素から黒画素を探索し、黒画素が見つければその黒画素を新たに注目画素として同様の探索を繰り返せばよい。以上のような探索処理により求められた黒画素の連結成分が、軟骨輪郭 306 である。図 16 に例示するエッジ抽出結果に対して探索処理を行えば、図 18 に示すように軟骨輪郭 306 のみが抽出できる。

【0075】

以上のような処理を、ボリュームデータ中の各スライスデータについて繰り返す。各スライスデータから抽出された軟骨輪郭 306 の組が、三次元的な軟骨の輪郭形状を表す。

【0076】

以上の抽出処理では軟骨内部又は表面の基準点をユーザに指定させているが、ボリュームデータを構成する多数のスライスデータのそれぞれに対しそのような指定を行うのは煩雑である。そこで、ユーザが 1 つのスライスデータで基準点を 1 つ指定すれば、その基準点から残りのスライスデータでの軟骨の基準点を自動的に決定するようにすることも好適である。そのための処理の例を以下に示す。

【0077】

この例では、図 19 に示すように、あるスライスデータ S_0 上でユーザが軟骨内の基準点 R_0 を指定すると、軟骨抽出部 24 は、基準点 R_0 を通る縦線と軟骨輪郭 306 との交点 A_0 及び B_0 を起点としてそのスライスデータ上の軟骨輪郭 306 を抽出する。また、軟骨抽出部 24 は、それら点 A_0 及び B_0 の中点 C_0 の座標を求める。図では、一例として、ボリュームデータの座標系が XYZ であり、各スライスデータは $Z = \text{一定の面}$ であるとしている。したがって、中点 C_0 の座標は (X, Y) で表される。

【0078】

次に、軟骨抽出部 24 は、図 20 に示すように、ボリュームデータからスライスデータ S_0 の隣のスライスデータ S_1 を取り出し、そのスライスデータ S_1 内で、点 C_0 と同じ (X, Y) 座標を持つ点を基準点 R_1 とする。軟骨は三次元的に緩やかに湾曲した形状なので、あるスライスデータでの軟骨の上下輪郭の中点は、非常に高い確率で隣のスライスデータでも軟骨の上下輪郭の間に入ると考えられる。したがって、その基準点 R_1 を用いて上述と同様の輪郭抽出処理を行うことができる。また、軟骨抽出部 24 は、それら基準点 R_1 を通る縦線と軟骨輪郭 306 との交点 A_1 及び B_1 の中点 C_1 を求め、その中点 C_1 の座標に基づき次のスライスデータ S_2 の基準点 R_2 を決定する。このように、スライスデータごとに基準点 R から軟骨輪郭 306 の点 A, B の中点 C を求め、その中点 C から隣のスライスデータでの基準点 R を定めるという処理を連鎖的に繰り返すことで、最初にあるスライスデータで基準点を 1 点指定すれば、残りの全てのスライスデータの基準点を自動的に定めることができる。

【0079】

なお、次のスライスデータでの基準点を求めるための点は、点 A, B の厳密な中点 C でなくてもよく、中点 C に近い範囲の点でよい。ユーザが指定した基準点そのものは、軟骨の厚み方向の上下いずれかの端に偏っている場合もあり、その場合にはその点に対応する点は隣のスライスデータでは軟骨の外に出てしまう可能性がある。これに対し、指定された基準点に基づき軟骨の上下の輪郭上の点 A, B を求め、それら上下の輪郭上の点から次のスライスデータの基準点を求めるようにすれば、軟骨の外にはみ出る可能性をほぼなくすることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 0 】

また、このような基準点 R の自動決定処理では、あるスライスデータにて基準点 R から上下に向かって黒画素（輪郭）を探索する際に、軟骨の厚みを超える範囲まで探索しても黒画素が見つからなければ、スライスデータの配列方向についての軟骨端部に到達したと判定して処理を停止し、それ以降のスライスデータについては処理しないようにしてもよい。

【 0 0 8 1 】

以上、軟骨輪郭抽出の処理例を説明した。以上ではスライスデータごとに軟骨輪郭を抽出したが、この実施形態の手法はこれに限らない。例えば二次元面内の 4 近傍や 8 近傍の代わりに、三次元空間における上下前後左右の 6 近傍、又は 1 4 近傍の画素を探索ウインドウとすることで、連結成分の探索は三次元のボリュームデータに対しても同様に行うことができる。したがって、ボリュームデータから直接三次元的な軟骨輪郭を抽出することもできる。

【 0 0 8 2 】

また、軟骨抽出部 2 4 が行う抽出処理の別の例として、次のような処理もある。すなわち、この処理では、反転・二値化後のスライスデータに対して、周知のラベリング処理を行うことで、図 2 1 に示すように、白及び黒の各連結成分 1, 2, 3, 4 を抽出する。なお、ラベルの値 1, 2, 3, 4 等は軟骨抽出部 2 4 が内部的に保持していればよく、必ずしも画面表示しなくてよい。そして、軟骨抽出部 2 4 は、画面表示した二値画像上で、ユーザに軟骨に該当する点をマウス等により指定させ、指定された点のラベル値を含む連結成分を、軟骨 3 0 5 として抽出する。

【 0 0 8 3 】

さて、大腿骨遠位端の軟骨の抽出では、膝蓋骨による影が悪影響を及ぼす可能性がある。すなわち、図 2 2 に示すように、膝内部の超音波診断では、軟骨 3 0 5 の一部がプロンプト 1 0 から見て膝蓋骨 3 7 0 の後ろに位置する。骨の背後は、超音波ビームの減衰や散乱などにより、エコーデータが小さく不鮮明になる。このため、輪郭抽出において軟骨 3 0 5 と膝蓋骨 3 7 0 の影 3 7 5 とが繋がってしまい、図 2 3 に例示するように、抽出される軟骨輪郭 3 0 6 に、膝蓋骨の影による不正確な部分 3 0 8 が含まれてしまう。そこで、以下では、そのような膝蓋骨の影響による不正確な部分を除去するために軟骨抽出部 2 4 が行う処理の例を説明する。

【 0 0 8 4 】

この処理の手順の一例を図 2 4 及び図 2 5 に示す。この手順では、軟骨抽出部 2 4 は、前述の例と同様、図 2 6 に例示するように、エッジ抽出結果のスライスデータ上で基準点 R の指定を受け付ける（S 1 0 2）。そして、基準点 R から上下方向に向かってそれぞれ探索を行い、基準点から最も近い黒画素を見つける。見つかった黒画素が、軟骨の上下の輪郭線上の点 A, B である（S 1 0 4）。ここで上側の輪郭は軟骨表面（すなわち軟骨とそれを覆う筋肉や体液との境界）であり、下側の輪郭は軟骨と大腿骨の軟骨下骨部との境界である。

【 0 0 8 5 】

次に軟骨抽出部 2 4 は、それら点 A, B をそれぞれ始点として、かつその始点から右方向及び左方向をそれぞれ進行方向として、輪郭端点検出処理（S 2 0 0）を行う。この処理では、始点 A, B の 2 種類と、進行方向右、左の 2 種類と、の 4 種類の組合せのそれぞれについて、S 2 0 0 を実行することにより、軟骨の上側及び下側の輪郭のそれぞれについて、右端及び左端の点を求める。このステップ S 2 0 0 の詳細手順の例を図 2 5 に示す。

【 0 0 8 6 】

図 2 5 の手順では、まず、始点（点 A 又は点 B）を注目点 P_i とし（S 2 0 2）、注目点 P_i を通る接線の傾き角 θ_i を計算する（S 2 0 4）。接線の傾き角 θ_i は、数値計算分野で用いられている公知の方法により求めればよい。例えば、注目点 P_i が属する輪郭線（注目輪郭線と呼ぶ）において、注目点 P_i の両隣の点を求め、それら両隣の点を結ぶ

10

20

30

40

50

直線の傾きを、注目点 P_i を通る接線の傾き角 θ_i とすればよい。両隣の点を用いるのは一例に過ぎず、この代わりに注目点から左右それぞれあらかじめ定めた画素数ずつ離れた2つの点を用いてもよい。図27の例では、接線の傾き角 θ_i は、注目点 P_i から右方向に延びる基準線に対する角度で表現しており、時計回りが正の方向である（ただしこれは一例に過ぎない）。

【0087】

次に軟骨抽出部24は、注目輪郭線上で注目点 P_i に対し進行方向にある隣接点 P_{i+1} を探索する（S206）。この探索では、例えば図28に示す参照ウインドウを用いればよい。すなわち、進行方向が右方向の場合は、（a）のように、注目点 P_i の上下及び右、右上、右下の5画素からなる参照ウインドウ内に黒画素があれば、その黒画素を隣接点 P_{i+1} とすればよい。進行方向が左方向の場合は、（b）のように、注目点 P_i の上下及び左、左上、左下の5画素からなる参照ウインドウを用いればよい。参照ウインドウ内の画素には優先順位が設定されており、参照ウインドウ内に黒画素が複数存在する場合は、それら黒画素のうち最も優先順位の高い画素が隣接点 P_{i+1} として検出される。

10

【0088】

次に軟骨抽出部24は、S206で隣接点 P_{i+1} が見つかったかどうかを判定し（S208）、見つかった場合は隣接点 P_{i+1} を通る接線の傾き角 θ_{i+1} を計算する（S210）（図27参照）。そして、隣接点 P_{i+1} を通る接線の傾き角 θ_{i+1} と注目点 P_i を通る接線の傾き角 θ_i との差（絶対値）を求め、その差と、あらかじめ設定されたしきい値 Th とを比較する（S212）。しきい値 Th は、軟骨表面の曲率に応じて、例えば5度や10度などとあらかじめ定めておけばよい。

20

【0089】

その比較で、その差がしきい値 Th より小さければ、隣接点 P_{i+1} は、膝蓋骨の影響の部分には該当しないと判断し、隣接点 P_{i+1} を次の注目点 P_i とし、隣接点 P_{i+1} に対応する接線の傾き角 θ_{i+1} を次の注目点 P_i に対応する傾き角 θ_i とし（S214）、S206以下の処理を繰り返す。

【0090】

ステップS206～S214を繰り返すうちに、隣接点 P_{i+1} が膝蓋骨の影による不正確な部分（図23の部分308）に達する（これに対し注目点 P_i は軟骨の輪郭上）と、 θ_i と θ_{i+1} の差が大きくなる。すると、ステップS212の判定結果が否定（No）となり、処理はステップS216に進む。ステップS216では、軟骨抽出部24は、その時点での注目点 P_i を、進行方向についての軟骨輪郭の端点として記憶する。

30

【0091】

例えば、図29に例示するように、軟骨の上側の輪郭上の点Aから右方向に処理を進めた場合、ステップS216では、点 A_R が上側輪郭の右端の点として記憶される。同様に点 B_R が下側輪郭の右端の点として記憶される。

【0092】

また、ステップS206～S214の処理ループで、注目点 P_i を進行方向に移動させていくうちに、注目点 P_i が軟骨輪郭の端に到達してしまう場合もある。この場合、ステップS206で進行方向の隣接点 P_{i+1} を探しても見つからないので、処理はステップS208からステップS216に進み、軟骨抽出部24は、その時点の注目点 P_i を、進行方向についての軟骨輪郭の端点として記憶する。例えば、図23の軟骨輪郭306で、上下の点A、B（図26参照）からそれぞれ左方向に処理を進めると、どちらも軟骨輪郭306の左端の同じ点に到達し、その点を端点として記憶して処理が終わる。

40

【0093】

以上のようにして軟骨輪郭の各端点が求められると、軟骨抽出部24は、軟骨の上側、下側の各輪郭線の右端点同士、左端点同士をそれぞれ直線で結ぶ（S106、S108）。S106及びS108はどちらを先に実行してもよい。なお、上下の端点が同一点である場合は、それら両者を直線で結ぶ必要はない。

【0094】

50

以上のような処理を図 2 3 に例示した、不正確な部分 3 0 8 を含んだ軟骨輪郭 3 0 6 に適用すると、図 3 0 に例示するように、不正確な部分 3 0 8 が除かれた、閉じた軟骨輪郭 3 0 6 a が求められる。

【 0 0 9 5 】

以上に説明した図 2 4 及び図 2 5 の処理をボリュームデータ中の各スライスデータについて繰り返す。これにより求められたスライスデータごとの軟骨輪郭 3 0 6 a を組み合わせることで、膝蓋骨の影響による不正確な部分が除かれた、三次元の軟骨輪郭の表面形状が求められる。なお、この処理にも、前述の基準点 R の自動決定処理を適用することができる。基準点 R の自動決定処理を適用した場合、前述と同様に、ボリュームデータに含まれるスライスデータのうち軟骨輪郭 3 0 6 を含まないスライスデータには、図 2 4 及び図 2 5 の処理をしないようにすることもできる。

10

【 0 0 9 6 】

以上説明したように、図 2 4 及び図 2 5 の処理手順では、注目点と隣接点との間での接線の傾き角の変化（差）が軽微である間は、隣接点は軟骨輪郭 3 0 6 上にある（すなわち不正確な部分 3 0 8 上にはない）と判断する。すなわち、そのような場合には、隣接点は、軟骨輪郭 3 0 6 上にある注目点に対して軟骨輪郭 3 0 6 に沿って滑らかに連続しているので、隣接点は軟骨輪郭 3 0 6 上の点であると判定するのである。これに対し、注目点と隣接点との間での接線の傾き角の変化が急峻（すなわち、しきい値 T_h 以上）となると、隣接点が不正確な部分 3 0 8 に入ってしまったと判断し、その隣接点の直前の注目点までが正確な軟骨輪郭 3 0 6 であると判断するのである。

20

【 0 0 9 7 】

以上のような処理により、基準点 R の近傍にある軟骨輪郭 3 0 6 上の点 A , B に対してそれぞれ滑らかに連続する輪郭部分が、不正確な部分 3 0 8 が除去された正確な軟骨輪郭として抽出される。

【 0 0 9 8 】

以上の例では、輪郭の接線方向が急峻に変化する点を軟骨輪郭 3 0 6 の端点と判定したが、端点を見出すために着目する特徴は接線方向に限らない。輪郭の法線方向が急峻に変化する点を端点と判定してもよい。また、輪郭の微分係数が急激に変化する点を端点と判定してもよい。いずれにしても、この実施形態では、輪郭の方向性を示す特徴量が急峻に変化する点を端点と判定すればよい。

30

【 0 0 9 9 】

また、以上の例では、接線方向の傾き角の差をしきい値と比較することで、輪郭の方向性が急峻に変化したかどうかを判定したが、判定条件はこれに限るものではない。

【 0 1 0 0 】

次に、軟骨輪郭 3 0 6 から不正確な部分 3 0 8 を除去する処理の変形例を説明する。この例では、軟骨に対して三次元的な関心領域（以下、ROI という。ROI は *Region Of Interest* の略）を設定し、輪郭のうち ROI から外れる部分を除去する。この方法では、不正確な部分 3 0 8 を完全に除去することは困難だが、かなりの部分は除去することができ、しかも演算処理の高速化が期待できる。以下、この変形例における ROI の設定方法の例を説明する。

40

【 0 1 0 1 】

この例では、画像前処理部 2 2 による組織境界の方向性を考慮した平滑化結果のボリュームデータ（より好適にはそれを反転・二値化した後のデータ）をボリュームレンダリングして表示部 3 0 に三次元表示する。そして、その三次元画像表示を入力部 3 2 を介してユーザに操作させ、視点位置や視線方向を選ばせることで、図 3 1 に示すように大腿骨遠位端の軟骨 3 0 5 をほぼ正面から見た状態が表示されるようにする。図 3 1 の例では、便宜上、軟骨 3 0 5 の三次元的な奥行きを等高線で表示しているが、実際の三次元表示はこのような表示に限るものではない。また、実際の超音波計測では、膝蓋骨の影になる部分があるので、軟骨の三次元形状の全体が図 3 1 のようにはっきりと見えるわけではないが、図 3 1 では説明の便宜上、明確な形状を示しておく。

50

【 0 1 0 2 】

次に、軟骨 3 0 5 の二股に分かれた部分のうちの内側顆（図では二股のうちの左側）の抽出のために、内側顆で最も視点に近い点（ここがおおよそ軟骨荷重部である）を通る横方向の軸（X Y 軸）と縦方向の軸（V W 軸）とを入力部 3 2 を介してユーザに指定させる。X Y 軸は内側顆の短軸であり、V W 軸は内側顆の長軸である。なお、内側顆を取り上げたのは、内側顆の方が膝蓋骨により覆われる部分が少ない（特に内側顆の荷重部は、一般に、図 4 ～ 図 6 のように膝を大きく曲げた状態では、膝蓋骨にはほとんど隠されない）ので、軟骨についての計測に好適だからである。

【 0 1 0 3 】

次に、V W 軸を通り、視点から奥行方向に延びる平面（V W 面 5 0 0）でボリュームデータを切断し、その切断面の断層画像を表示部 3 0 に表示させる。図 3 2 はそのような V W 面 5 0 0 の断層画像の例である。図では、煩雑さを避けるために軟骨 5 0 2 の輪郭のみを示し周囲の組織の画像は示していないが、実際の断層画像では、周囲の組織の画像が存在する。ユーザは、このような断層画像を見ながら入力部 3 2（例えばポインティングデバイス）を操作して、軟骨 5 0 2 の形状に沿った曲線 5 0 4 を指定する。

10

【 0 1 0 4 】

また、X Y 軸を通り、視点から奥行方向に延びる平面（X Y 面 5 1 0）でボリュームデータを切断し、その切断面の断層画像を表示部 3 0 に表示させる。図 3 3 はそのような X Y 面 5 1 0 の断層画像の例である。図では、煩雑さを避けるために軟骨 5 1 2 の輪郭のみを示し周囲の組織の画像は示していない。ユーザは、このような断層画像を見ながら入力部 3 2 を操作して、軟骨 5 1 2 を内包する R O I の輪郭線 5 1 4 を指定する。R O I の輪郭線 5 1 4 は、軟骨 5 1 2 よりある程度大きくなるように指定すればよい。

20

【 0 1 0 5 】

抽出 R O I 設定部 3 4（図 3 参照）は、以上のように指定された輪郭線 5 1 4 を、その中心（すなわち V W 軸上の点）が曲線 5 0 4 を通るように平行移動させることで、三次元的な R O I が設定する。すなわち、平行移動により、図 3 4 に例示するように、X Y 面に平行な各面 5 1 0 - 1 ～ 5 1 0 - 5 で、それぞれ輪郭線 5 1 4 - 1 ～ 5 1 4 - 5 が求められ、それら輪郭線の集まりにより囲まれる内部の領域が三次元的な R O I となる。

【 0 1 0 6 】

軟骨抽出部 2 4 は、元の反転・二値化後のボリュームデータ、あるいはエッジ抽出後のボリュームデータ（図 2 3 参照）のうち、そのように求められた三次元的な R O I の内部のみを切り出す。これにより、膝蓋骨の影響による不正確な部分 3 0 8（図 2 3 参照）のかなりの部分を除去することができる。

30

【 0 1 0 7 】

以上、軟骨抽出部 2 4 の処理内容の例を説明した。再び図 3 に戻ると、軟骨抽出部 2 4 により求められた軟骨の三次元形状データは、三次元データメモリ 2 6 に記憶される。画像形成部 2 8 は、その三次元データメモリ 2 6 内のデータをレンダリングして、三次元の軟骨画像を生成し、表示部 3 0 に表示する。画像形成部 2 8 は、レンダリングした軟骨画像を三次元データメモリ 2 0 内の、膝内部全体の生のボリュームデータをレンダリングした三次元画像と合成した画像を生成し、表示してもよい。合成は、例えば、軟骨画像を、膝内部全体の画像とは異なる色で表示し、両者を重畳するような処理でもよい。また、画像形成部 2 8 は、三次元データメモリ 2 6 内の軟骨形状のデータに基づき、ユーザから指定された断面での軟骨形状を表す画像を形成し、表示部 3 0 に表示してもよい。

40

【 0 1 0 8 】

以上に説明した例では、図 3 に示したように、画像前処理部 2 2 及び軟骨抽出部 2 4 は、三次元データメモリ 2 0 内の座標変換後のボリュームデータに対して処理を行った。しかし、これは一例に過ぎない。この代わりに、電子走査により得られる 1 フレームの画像ごとに、画像前処理部 2 2 及び軟骨抽出部 2 4 が処理を行ってもよい。この場合の装置構成の例を図 3 5 に示す。図 3 5 において、図 3 と同様の構成要素には同一符号を付して説明を省略する。

50

【 0 1 0 9 】

図 3 5 の例では、送受信部 1 6 により求められた 1 電子走査フレームの画像データがフレームメモリ 5 2 に蓄積される。画像前処理部 2 2 はこのフレームメモリ 5 2 内の画像データに対して上述の前処理を行い、軟骨抽出部 2 4 はその前処理結果に対して上述の軟骨抽出処理を行う。そして、座標変換部 5 4 は、軟骨抽出部 2 4 が抽出した電子走査フレームごとの軟骨輪郭の形状を、表示や保存のための共通座標系に変換し、その変換結果を三次元データメモリ 2 6 に蓄積する。また、フレームメモリ 5 2 内の電子走査フレームのデータは、座標変換部 1 8 により共通座標系へと座標変換され、その変換結果が三次元データメモリ 2 0 に格納される。

【 0 1 1 0 】

10

また、以上の例では、軟骨に該当する部分（例えば基準点 R）をユーザに指定させ、これを元に軟骨抽出を行ったが、これは必須ではない。例えば、回転軸 4 2（図 4 参照）を膝に対して適切に位置決めすることで、軟骨の画像がボリュームデータ中の、あらかじめ定めた範囲内に位置するようにすることができる。このようなボリュームデータ（あるいはその中のスライスデータ）（例えばエッジ抽出後が好適）と、例えばあらかじめ用意した軟骨の形状・サイズを表すテンプレート画像とのマッチング処理を行うことで、おおそ軟骨であると推定される部分を求め、その中のある点乃至領域を基準点 R などに選ぶことができる。このような処理は自動化することができる。

【 0 1 1 1 】

20

また、以上では膝内部のボリュームデータを得るために、電子走査の振動子アレイ 1 2 とメカ走査機構 1 4 を組み合わせたプローブ 1 0 を用いたが、この代わりに、電子的に二次元走査を行うプローブを用いてもよい。

【 0 1 1 2 】

以上に説明した実施形態によれば、超音波プローブという非侵襲で、かつ M R I などと比較して低コストの装置を用いて、大腿骨遠位端の軟骨の三次元形状を抽出することができる。

【 0 1 1 3 】

また、上記実施形態によれば、膝蓋骨の影に対応する部分を除去することで、抽出した軟骨の形状に不正確な部分が含まれる可能性を低減することができる。

【 0 1 1 4 】

30

また、上記実施形態によれば、ボリュームデータに対して組織境界の方向に沿った平滑化を行うことで、後段の軟骨抽出のためにより好適な画像（ボリュームデータ又はスライスデータ）を生成することができる。

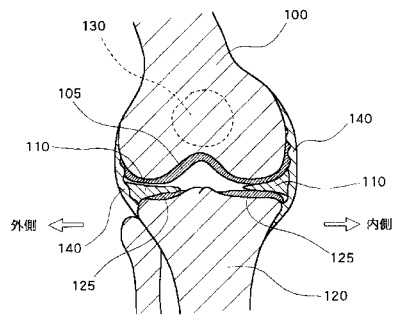
【 符号の説明 】

【 0 1 1 5 】

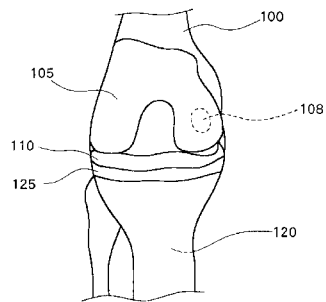
1 0 メカニカル三次元プローブ、1 2 振動子アレイ、1 4 メカ走査機構、1 6 送受信部、1 8 座標変換部、2 0 三次元データメモリ、2 2 画像前処理部、2 4 軟骨抽出部、2 6 三次元データメモリ、2 8 画像形成部、3 0 表示部、3 2 入力部、3 4 抽出 R O I 設定部、4 0 振動子部、4 2 回転軸、4 4 アーム、4 6 スタンドオフ、1 0 0 大腿骨。

40

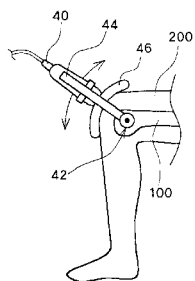
【図 1】



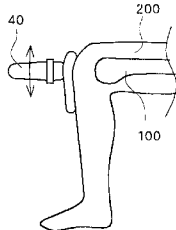
【図 2】



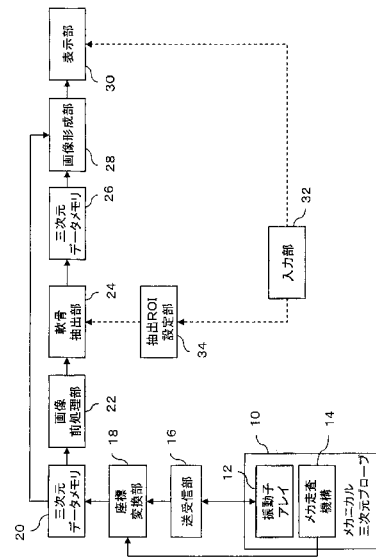
【図 4】



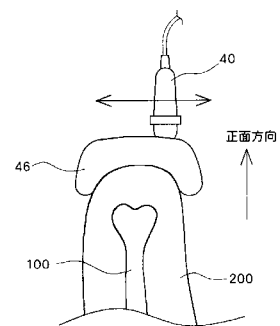
【図 5】



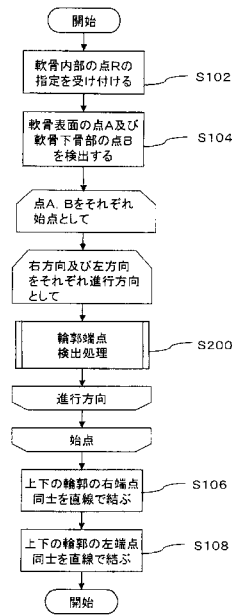
【図 3】



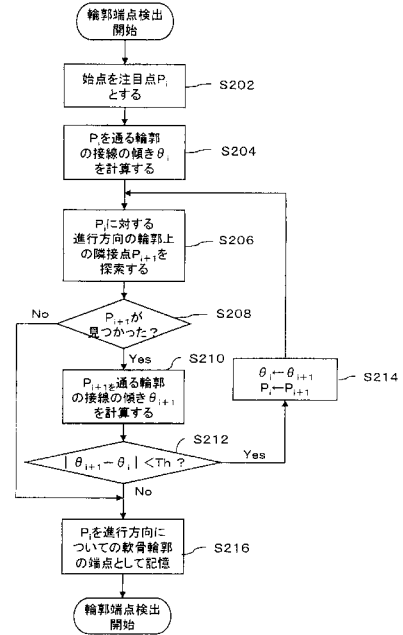
【図 6】



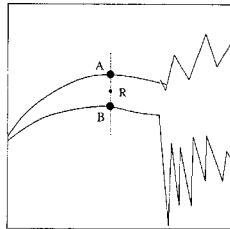
【図 24】



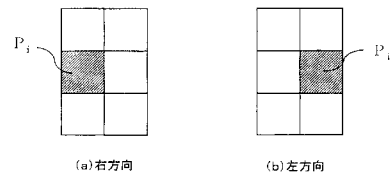
【図 25】



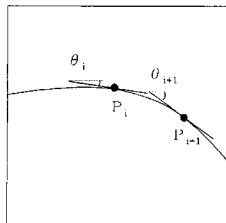
【図 26】



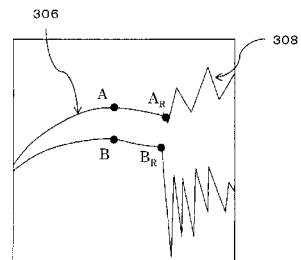
【図 28】



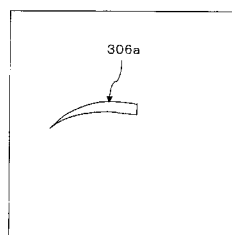
【図 27】



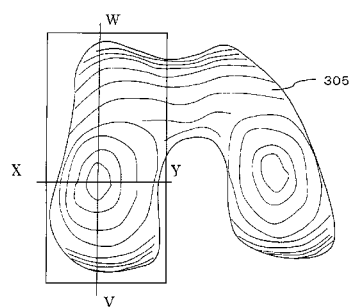
【図 29】



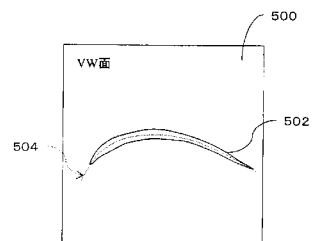
【 図 3 0 】



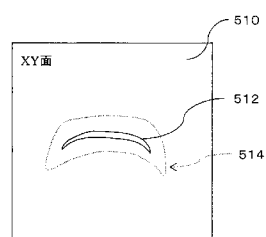
【 図 3 1 】



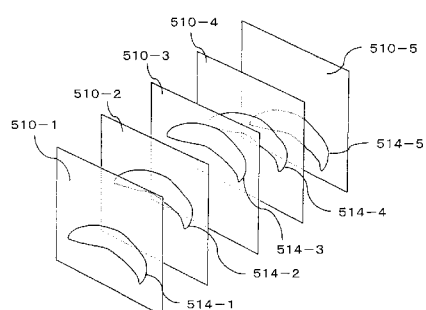
【 図 3 2 】



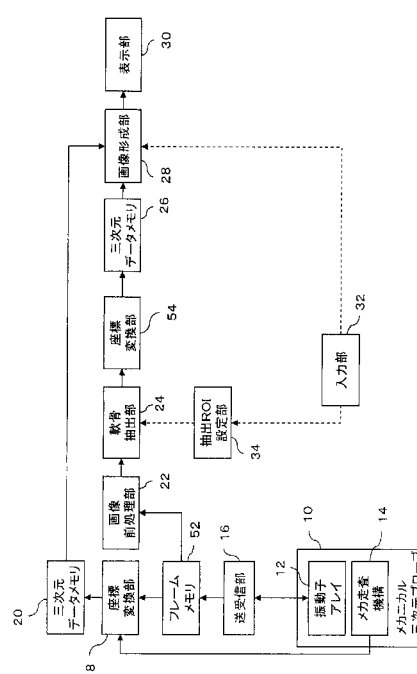
【 図 3 3 】



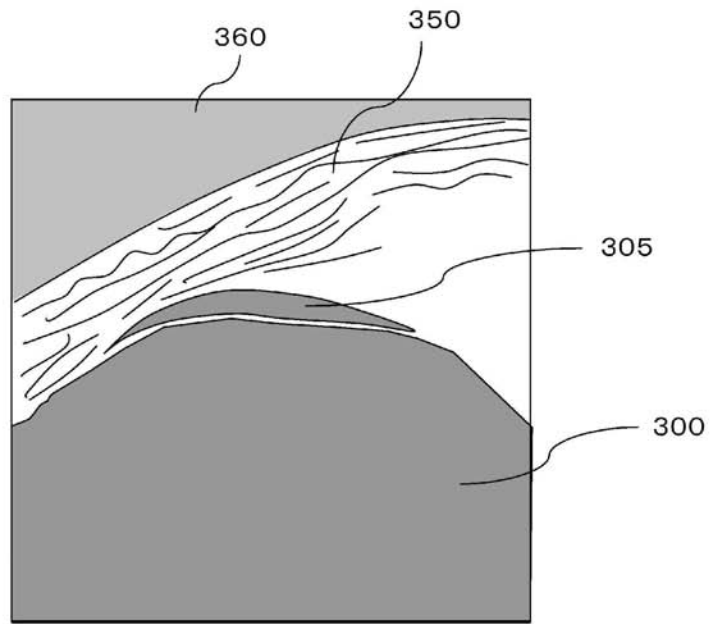
【 図 3 4 】



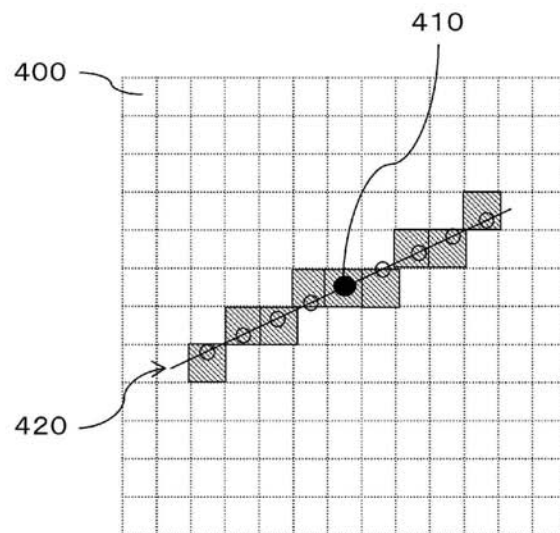
【 図 3 5 】



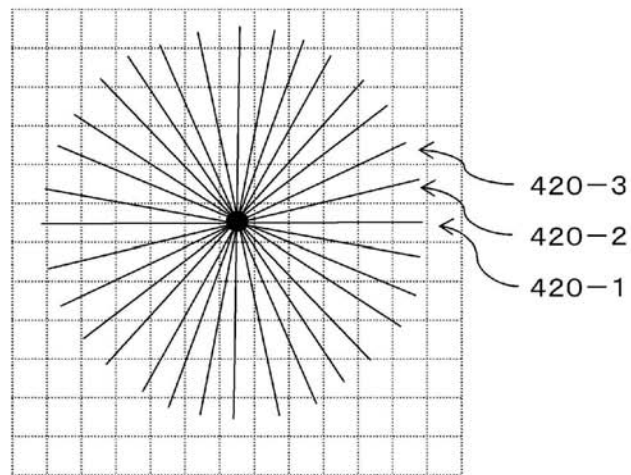
【図 7】



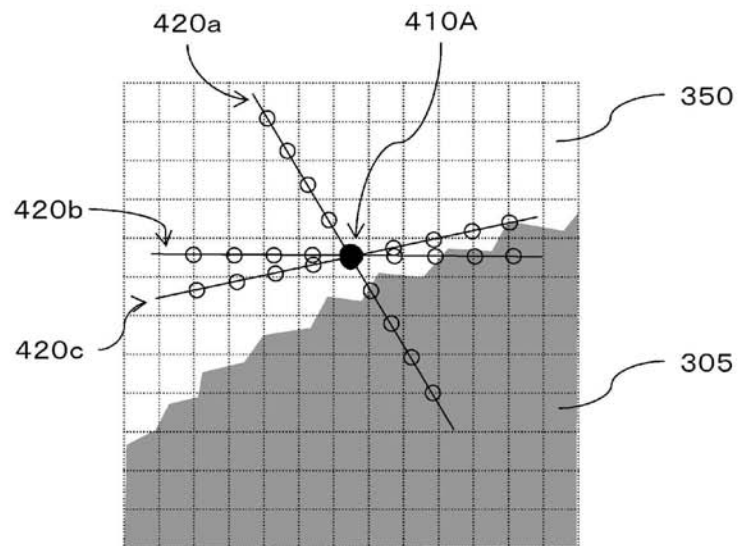
【図 8】



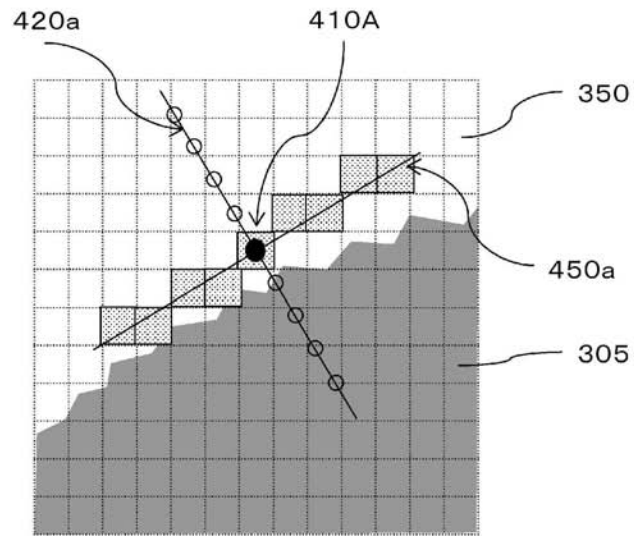
【図 9】



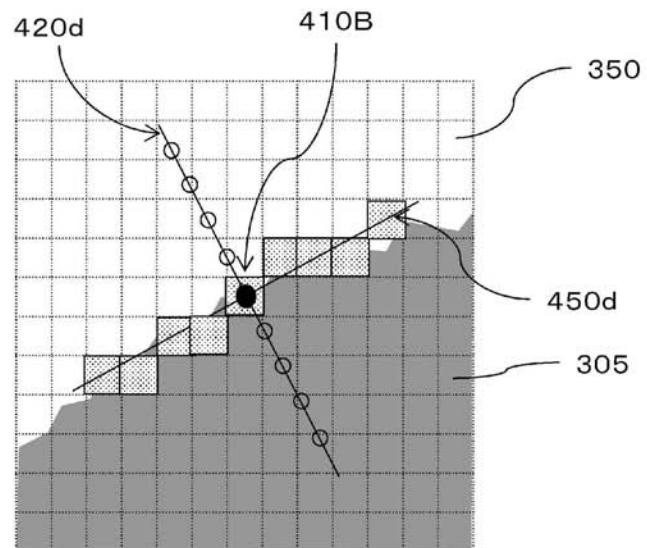
【図 10】



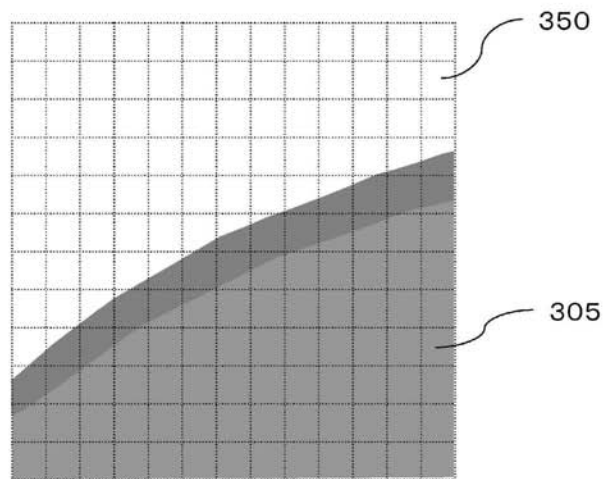
【図 1 1】



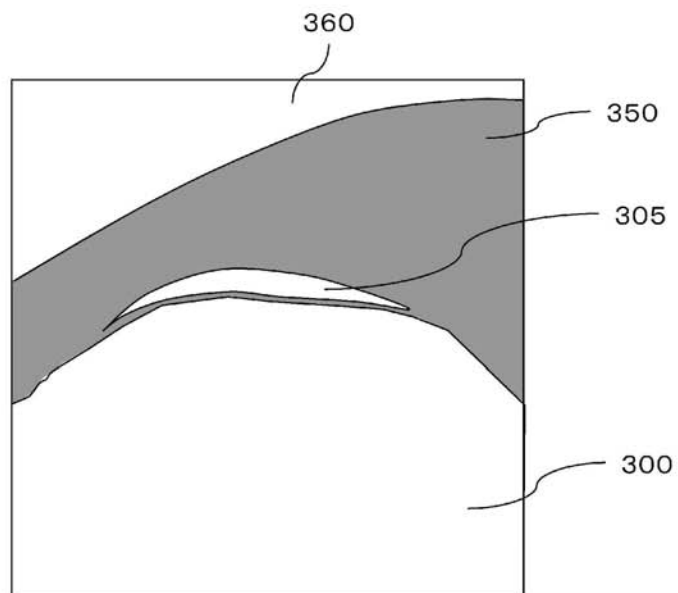
【図 1 2】



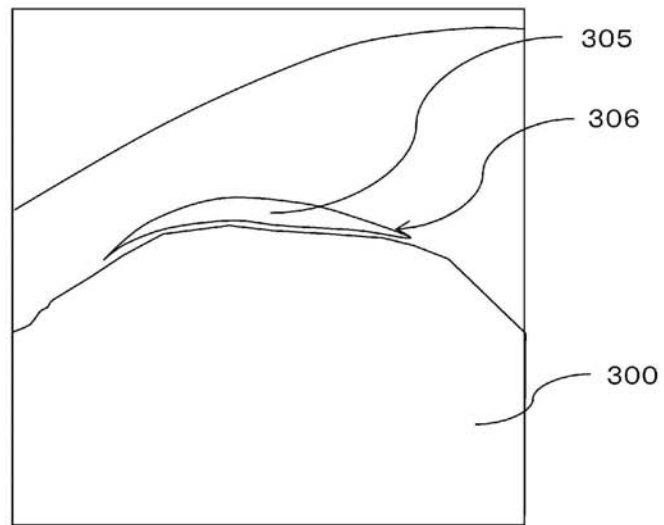
【図 13】



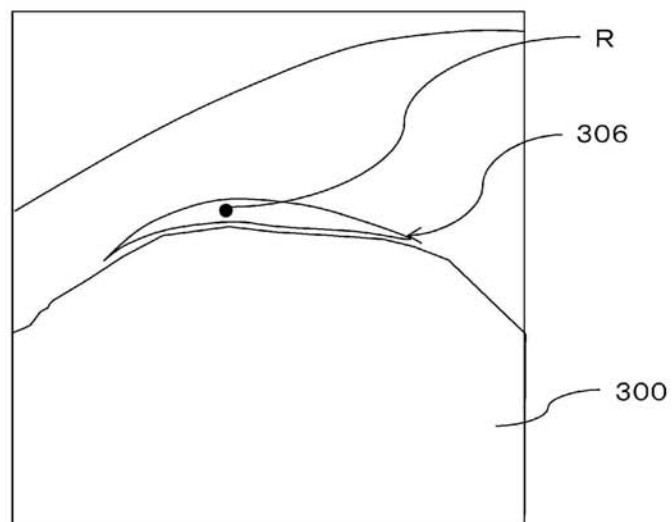
【図 14】



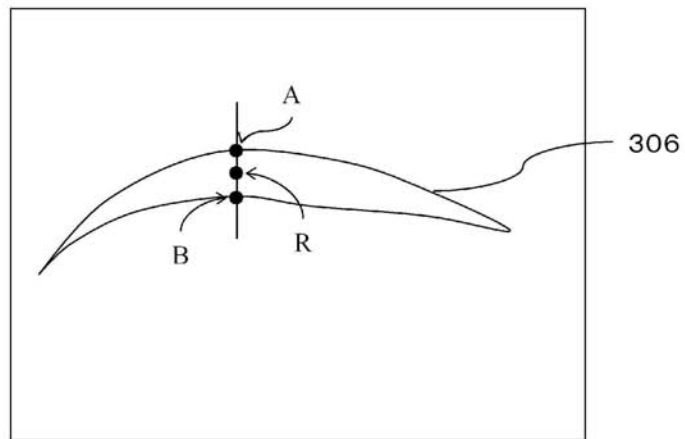
【図 15】



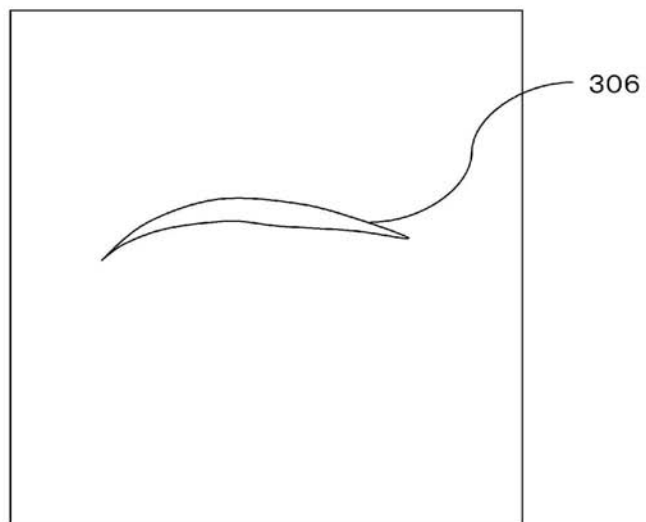
【図 16】



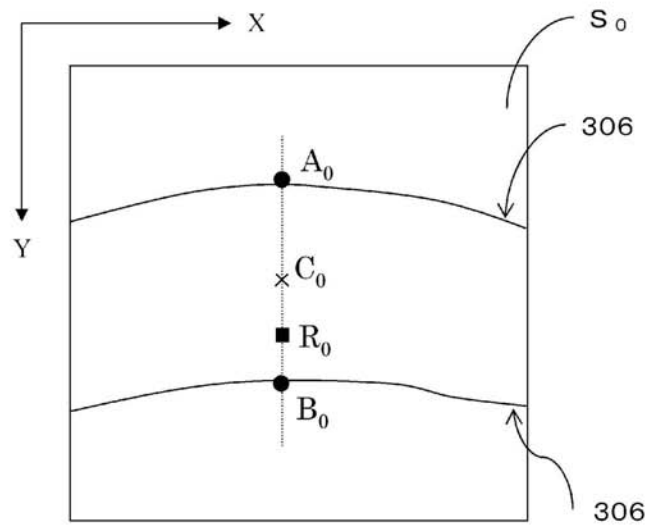
【図 17】



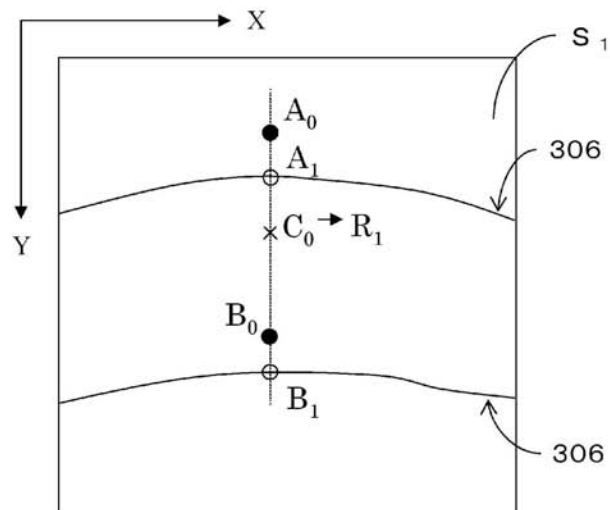
【図 18】



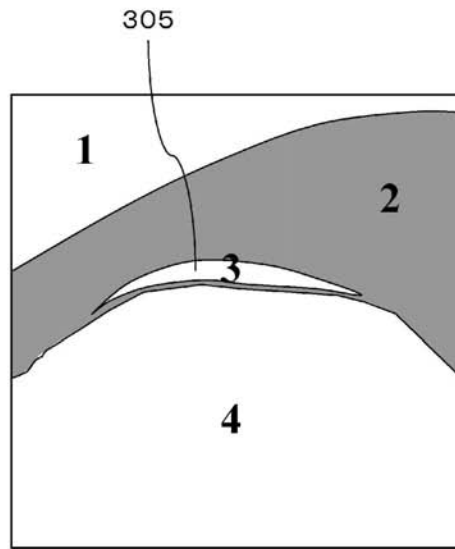
【図 19】



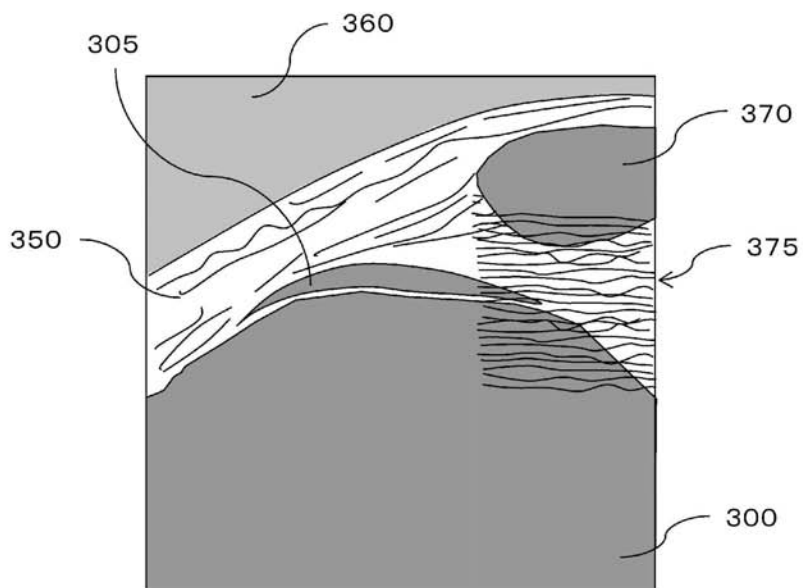
【図 20】



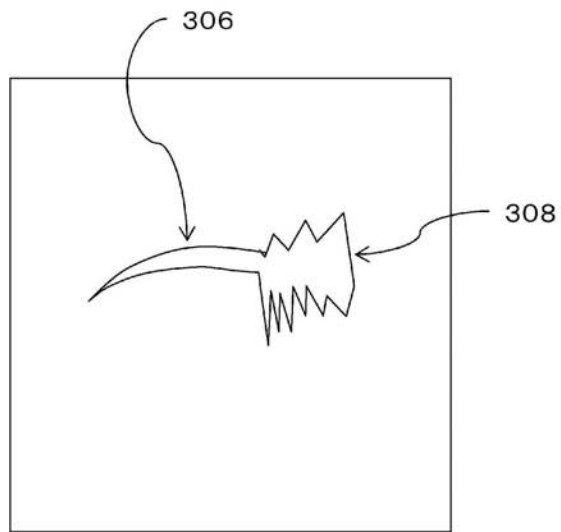
【図 2 1】



【図 2 2】



【図 23】



专利名称(译)	超声图像数据处理装置		
公开(公告)号	JP2011125757A	公开(公告)日	2011-06-30
申请号	JP2011075222	申请日	2011-03-30
[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	村下 賢		
发明人	村下 賢		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/DD10 4C601/JC04 4C601/JC09 4C601/JC10 4C601/JC29 4C601/JC37 4C601/KK21		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在平滑超声图像数据中组织之间的边界时，减少边界的模糊化。超声图像数据处理装置在超声图像数据上设置穿过关注像素并且具有不同方向的多个线段，并且每个线段在该线段上具有像素行。基于多个像素值来计算方差值，并且基于针对多个线段计算出的多个方差值，第一方向对应于边界的法线方向（线段420a延伸的方向）被指定，并且作为与第一方向垂直并且穿过关注像素的方向，指定沿着边界的第二方向（线段450a延伸的方向），并且指定在第二方向上排列的像素。基于该列的多个像素值来计算目标像素的平滑像素值。[选择图]图11

