

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(10) 国際公開番号

WO 2012/033199 A1

(43) 国際公開日

2012 年 3 月 15 日(15.03.2012)

PCT

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/070609
- (22) 国際出願日: 2011 年 9 月 9 日(09.09.2011)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2010-202092 2010 年 9 月 9 日(09.09.2010) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社 (Toshiba Medical Systems Corporation) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 大住 良太 (OSUMI, Ryota) [JP/JP].
- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門 1 丁目 1 2 番 9 号 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).

- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

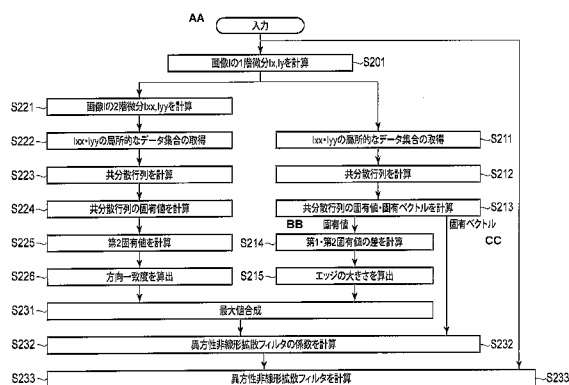
添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: ULTRASOUND DIAGNOSTIC DEVICE, MEDICAL IMAGE-PROCESSING DEVICE AND MEDICAL IMAGE-PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: 超音波診断装置、医用画像処理装置及び医用画像処理方法

【図3】



S201 CALCULATE FIRST ORDER DIFFERENTIAL $I_{x,ly}$ OF IMAGE (I)
S211 ACQUIRE LOCAL DATA SET FOR I_{xx}, I_{yy}
S212 CALCULATE COVARIANCE MATRIX
S213 CALCULATE COVARIANCE MATRIX EIGENVALUES AND EIGENVECTORS
S214 CALCULATE DIFFERENCE BETWEEN FIRST AND SECOND EIGENVALUES
S215 CALCULATE SIZE OF EDGE
S221 CALCULATE SECOND ORDER DIFFERENTIAL $I_{xx,ly}$ OF IMAGE (I)
S222 ACQUIRE LOCAL DATA SET FOR I_{xx}, I_{yy}
S223 CALCULATE COVARIANCE MATRIX
S224 CALCULATE COVARIANCE MATRIX EIGENVALUES
S225 CALCULATE SECOND EIGENVALUE
S226 CALCULATE DIRECTIONAL ALIGNMENT
S231 MAXIMUM VALUE SYNTHESIS
S232 CALCULATE ANISOTROPIC NON-LINEAR DIFFUSION FILTER COEFFICIENT
S233 CALCULATE ANISOTROPIC NON-LINEAR DIFFUSION FILTER
AA INPUT
BB EIGENVALUES
CC EIGENVECTORS

(57) Abstract: Embodiments of the ultrasound diagnostic device are provided with an image-acquiring unit that acquires ultrasound images; a first calculation unit that calculates the direction of the edge of local regions of the ultrasound image, the size of the edge in the local region, and the directional uniformity of the edge in the local region; a second calculation unit that calculates a synthesis coefficient using the edge size and edge directional uniformity; a third calculation unit that calculates a regional filtering coefficient corresponding to the local region on the basis of the synthesis coefficient; and a filtering unit that filters the ultrasound image using the filtering coefficient to sharpen or smooth the ultrasound image.

(57) 要約: 実施形態に記載の超音波診断装置は、超音波画像を取得する画像取得ユニットと、超音波画像における局所領域のエッジの方向と、局所領域におけるエッジの大きさと、局所領域におけるエッジの方向一様性とを算出する第1の算出ユニットと、エッジの大きさとエッジの方向一様性とを用いて合成係数を算出する第2の算出ユニットと、合成係数に基づいて、局所領域に対応する領域のフィルタリング係数を算出する第3の算出ユニットと、フィルタリング係数を用いて、超音波画像の鮮鋭化又は平滑化を行うためのフィルタリング処理を、超音波画像に施すフィルタリングユニットと、を具備する。

WO 2012/033199 A1

明 細 書

発明の名称：

超音波診断装置、医用画像処理装置及び医用画像処理方法

技術分野

[0001] 被検体内に超音波を送信し、被検体内からの反射波に基づいて被検体内の診断情報を得る超音波診断装置、当該超音波診断装置によって取得された超音波データ等に対して画像処理を行う医用画像処理装置及び医用画像処理方法に関するものである。

背景技術

[0002] 超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行えるほか、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便である。また、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

[0003] また、超音波診断は、整形領域においても頻繁に利用される。例えば、腱、筋肉、骨或いはこれらの表面等の比較的微細な組織を観測部位として、リウマチや組織の断裂の診断を形態学的に診断する場合等に用いられる。この様に整形領域において超音波画像診断を用いる利点は、上記のように微細な構造の変化を捉えることその他、リアルタイム観察による動きの状態をも観察できることである。

[0004] ところで、超音波診断装置によって得られる画像には、被検体組織に関する情報以外に、各種のノイズや、超音波受信信号の干渉現象によって起こるスペックルが存在し、それらは被検体組織の境界の位置・形状を正確に観測するのをしばしば妨げる。このようなノイズやスペックルを低減するとともに、被検体組織に関する情報を強調する画像のフィルタリング方法として、例えば、画像のエッジ情報を検出し、エッジ方向を平滑化し、それと垂直方

向を鮮鋭化するものがある。このようなフィルタリング方法においては、筋組織構造のように、局所領域でみた場合に組織構造がおよそ特定の方角へ揃っているときには、その構造をはっきりとさせるようにフィルタの各パラメータを調整する必要がある。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2009-153918号公報

特許文献2：特願2009-51145

発明の概要

[0006] しかしながら、従来の超音波診断において用いられる上記フィルタリング方法には、多くの場合、次のような問題がある。すなわち、画像全体の中には複数の組織が存在するため、構造が特定の方角へ揃った組織にとって最適なフィルタの調整は、必ずしも他の組織にとって最適とは限らない。例えば、筋組織構造をはっきりさせようとする、それ以外の部分に不自然なパターンが生じてしまう。その一方で、不自然なパターンを解消しようとする、筋組織構造の強調処理が十分に行えなくなってしまう。

[0007] 上記事情を鑑み、構造が特定の方角へ揃った組織とそれ以外の組織のそれぞれについて、適切なフィルタリングを行うことができる超音波診断装置、医用画像処理装置、医用画像処理方法を提供することを目的としている。

図面の簡単な説明

[0008] [図1]図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。

[図2]図2は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図の変形例を示している。

[図3]図3は、組織強調処理ユニット26において実行される組織強調フィルタリング処理の流れを示した図である。

[図4]図4は、本第2の実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成を示し

た図である。

[図5]図5は、スペックル除去処理ユニット31において実行される、組織強調フィルタリング機能を用いたスペックル除去処理を説明するための図である。

[図6]図6は、第3の実施形態に係る超音波診断装置1の構成を示した図である。

[図7]図7は、第3の実施形態に係る組織強調フィルタリング機能を説明するための図である。

[図8]図8は、第4の実施形態に係る超音波診断装置1の構成を示した図である。

[図9]図9は、第4の実施形態に係る組織強調フィルタリング機能を説明するための図である。

発明を実施するための形態

[0009] 以下、第1実施形態乃至第4実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

[0010] (第1実施形態)

実施形態に記載の超音波診断装置は、超音波画像を取得する画像取得ユニットと、超音波画像における局所領域のエッジの方向と、局所領域におけるエッジの大きさと、局所領域におけるエッジの方向一様性と、を算出する第1の算出ユニットと、エッジの大きさとエッジの方向一様性とを用いて合成係数を算出する第2の算出ユニットと、合成係数に基づいて、局所領域に対応する領域のフィルタリング係数を算出する第3の算出ユニットと、フィルタリング係数を用いて、超音波画像の鮮鋭化又は平滑化を行うためのフィルタリング処理を、超音波画像に施すフィルタリングユニットと、を具備する。

[0011] 以下、実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説

明は必要な場合にのみ行う。

[0012] 図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 2、入力装置 1 3、モニター 1 4、超音波送信ユニット 2 1、超音波受信ユニット 2 2、B モード処理ユニット 2 3、ドプラ処理ユニット 2 4、画像生成ユニット 2 5、組織強調処理ユニット 2 6、画像処理ユニット 2 7、制御プロセッサ (CPU) 2 8、記憶ユニット 2 9、インタフェースユニット 3 0 を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

[0013] 超音波プローブ 1 2 は、被検体に対して超音波を送信し、当該送信した超音波に基づく被検体からの反射波を受信するデバイス (探触子) であり、その先端に複数に配列された圧電振動子、整合層バッキング材等を有している。圧電振動子は、超音波プローブ 1 2 は、超音波送受信ユニット 2 1 からの駆動信号に基づきスキャン領域内の所望の方向に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を電気信号に変換する。整合層は、当該圧電振動子に設けられ、超音波エネルギーを効率良く伝播させるための中間層である。バッキング材は、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止する。当該超音波プローブ 1 2 から被検体 P に超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ 1 2 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

[0014] 入力装置 1 3 は、装置本体 1 1 に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域 (ROI) の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体 1 1 にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール 1 3 s、マウス 1 3 c、キーボード 1 3 d 等を有している。例えば、操作者が入力装置 1 3 の終了ボタンや FREEZE ボタンを操作すると、超音波の送受信は終

了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

[0015] モニター 14 は、画像処理ユニット 27 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

[0016] 超音波送信ユニット 21 は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ 12 に駆動パルスを印加する。

[0017] なお、超音波送信ユニット 21 は、制御プロセッサ 28 の指示に従って所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

[0018] 超音波受信ユニット 22 は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ 12 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

[0019] Bモード処理ユニット 23 は、送受信ユニット 21 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、画像生成ユニット 25 に送信され、反射波の強度を輝度にて表したBモード画像としてモニター 14 に表示される。

[0020] ドプラ処理ユニット 24 は、送受信ユニット 21 から受け取ったエコー信

号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報は画像生成ユニット 25 に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニター 14 にカラー表示される。

[0021] 画像生成ユニット 25 は、超音波スキャンの走査線信号列を、Bモード処理部 23、ドプラ処理部 24、スペックル除去処理ユニット 26 から受け取ったデータを種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバージョン）し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。画像生成ユニット 25 は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。なお、当該画像生成ユニット 25 に入る以前のデータは、例えば空間的位置毎の振幅値或いは輝度値の集合であり、「生データ」と呼ばれる。

[0022] 組織強調処理ユニット 26 は、制御プロセッサ 28 からの制御に基づいて、画像生成ユニット 25 において生成された超音波画像に対して、後述する組織強調フィルタリング機能に従う処理を実行する。

[0023] 制御プロセッサ 28 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。制御プロセッサ 28 は、記憶ユニット 29 から後述する組織強調フィルタリング機能を実現するための専用プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する

記憶ユニット 29 は、後述する組織強調フィルタリング機能を実現するための専用プログラムや、診断情報（患者 ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、スペックル除去機能を実現するためのプログラム、ボデマーク生成プログラムその他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像メモリ 26 中の画像の保管などにも使用される。記憶ユニット

29のデータは、インタフェースユニット30を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

[0024] インタフェースユニット30は、入力装置13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェースユニット30によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

[0025] （組織強調フィルタリング機能）

次に、本超音波診断装置が有する組織強調フィルタリング機能について説明する。この機能は、超音波画像のエッジの大きさだけでなく、超音波画像の二階微分の局所領域を例えば主成分分析することでエッジの一様性も合わせて計算し、エッジの大きさ及びエッジの一様性に関する情報を用いて、エッジの方向に応じたフィルタリング処理を実行するものである。これにより、腱、筋肉、骨等の組織（筋組織）が強調され、且つ筋組織以外の部分の不自然なパターンが軽減された超音波画像を取得することができる。

[0026] なお、以下の説明においては、画像生成ユニット25において生成された超音波画像に対して、組織強調フィルタリング機能に従う処理（組織強調フィルタリング処理）を実行する場合を例とする。しかしながら、これに拘泥されず、例えば、画像生成ユニット25に入力される前の生データに対して、組織強調フィルタリング処理を実行するようにしてもよい。図2に、係る場合の超音波診断装置1のブロック構成図の一例を示した。

[0027] 図3は、組織強調処理ユニット26において実行される組織強調フィルタリング処理の流れを示した図である。以下、各ステップにおいて実行される処理の内容について説明する。

[0028] [勾配ベクトル I_x 、 I_y の計算：ステップS201]

まず、組織強調処理ユニット26は、画像生成ユニット25より受け取った画像の x （水平）方向・ y （垂直）方向の空間微分（すなわち勾配ベクトル（ I_x 、 I_y ））を算出する（ステップS201）。

[0029] [エッジの大きさの計算：ステップS211～S215]

次に、組織強調処理ユニット26は、ステップS211～S215においてエッジの大きさを計算する。すなわち、組織強調処理ユニット26は、勾配ベクトル (I_x, I_y) の各画素とその周辺について局所的なデータ集合を取得し（ステップS211）、取得したデータ集合の共分散行列を計算する（ステップS212）。入力画像の空間微分 (I_x, I_y) の局所的なデータ集合の範囲が $(M \cdot M)$ ピクセルで要素数が $N = M \cdot M$ とすると、そのデータの共分散行列 S は次の式（1）のようになる。

[数1]

$$S = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \begin{pmatrix} (I_{xn} - E(I_x))^2 & (I_{xn} - E(I_x))(I_{yn} - E(I_y)) \\ (I_{xn} - E(I_x))(I_{yn} - E(I_y)) & (I_{yn} - E(I_y))^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} \\ s_{12} & s_{22} \end{pmatrix} \quad (1)$$

[0030] ただし $E(I_x)$ 、 $E(I_y)$ は I_x 、 I_y の期待値である。

[0031] 次に、組織強調処理ユニット26は、共分散行列の固有値・固有ベクトルの組み合わせを計算し（ステップS213）、得られた固有値の組み合わせのうち第1固有値と第2固有値の差分を計算し（ステップS214）、当該差分からエッジの大きさを計算する（ステップS215）。

[0032] 共分散行列の固有値・固有ベクトルをとれば、主成分分析における第1主成分は共分散行列の第1固有値に属する固有ベクトルであり、エッジの方向を表す。また第1固有値は画像のエッジの大きさを表す。エッジの大きさは、第1固有値と他の固有値（画像が二次元の場合、第2固有値）との差をとって表してもよい。ただし、本実施形態においては、エッジの大きさ (P_E) は、0から1の範囲に収まるように、例えば次の式（2）で計算する。

[数2]

$$P_E = 1 - \exp\left(-\frac{(\lambda_{s1} - \lambda_{s2})^2}{k^2}\right) \quad (2)$$

[0033] ここで、 λ_{s1} 、 λ_{s2} は共分散行列の固有値である。また、 k は、エッジ強調を調整するパラメータである。例えば k の値を小さくすることで、エッジをより強調することができる。共分散行列の固有ベクトルは、後述の段階に

において、異方性非線形拡散フィルタの方向に関する情報を与える。

[0034] [エッジの一様性の計算：ステップS 2 2 1～S 2 2 6]

次に、組織強調処理ユニット26は、ステップS 2 2 1～S 2 2 6においてエッジの一様性を計算する。すなわち、組織強調処理ユニット26は、勾配ベクトル (I_x , I_y) の各画素についての空間微分をさらに実行し、二階微分成分を算出する (ステップ2 2 1)。ここでの空間微分は、 I_x の x 方向の微分 I_{xx} 、 I_y の y 方向の微分 I_{yy} をとるものとする。このようにして画像の2階微分をとれば、1階微分をとるのに比較してエッジの方向一様性の検出がより明瞭にすることができる。

[0035] 次に、組織強調処理ユニット26は、勾配ベクトル (I_x , I_y) の周辺について局所的なデータ集合を取得し (ステップS 2 2 2)、当該データ集合の共分散行列を計算する (ステップS 2 2 3)。また、組織強調処理ユニット26は、計算した共分散行列の固有値、第2固有値を計算し (ステップS 2 2 4、S 2 2 5)、得られた第2固有値からエッジの方向一様性を算出する。

[0036] なお、エッジの方向の一様性を計算する際に第2固有値を用いるのは、以下の理由による。すなわち、ベクトル空間の局所的な領域について、そのデータ集合を主成分分析することによって主成分を求めることは、そのデータ集合の主部分空間への2乗平均射影誤差を最小にすることと等しい。この主部分空間への2乗平均射影誤差が、主成分方向に対する方向一様性を表す。そして、主部分空間への2乗平均射影誤差は、主部分空間に直交する固有ベクトルに係わる固有値の和であり、二次元の場合は第2固有値に等しい。こうして (I_{xx} , I_{yy}) の局所的な領域について、その共分散行列の第2固有値をとることによって、主成分方向すなわちエッジの方向に対する方向一様性を検出することができる。ただし、本実施形態においては、方向一様性 (P_d) は、0から1の範囲に収まるように、例えば次の式 (3) に示すように、第2固有値の寄与率から1を引いたものとする。

[数3]

$$P_U = 1 - \frac{\lambda_{s2}}{\lambda_{s1} + \lambda_{s2}} \quad (3)$$

[0037] [異方性非線形拡散フィルタ処理：ステップS 2 3 1～S 2 3 3]

次に、組織強調処理ユニット26は、ステップS 2 3 1～S 2 3 3において違法性非線形拡散フィルタ処理を実行する。すなわち、組織強調処理ユニット26は、ステップS 2 1 5において算出されたエッジの大きさと、ステップS 2 2 6において算出された方向一様性とを用いて、画素毎の最大値をとる合成処理を実行する（ステップS 2 3 1）。この様にエッジの大きさと方向一様性の画素ごとの最大値を取るのは、画像の「エッジ」と「構造が特定の方向へ揃った組織」の部分は、どちらも同一のフィルタ処理を行わせるためである。この処理の代わりに、エッジの大きさと方向一様性の画素毎の和をとっても同様の効果が得られる（*「画素毎の最大値をとる合成処理」と「画素毎の和」との明確な違いを理解することができませんでした。お手数ですが、加筆戴ければ幸いです）。

[0038] 次に、組織強調処理ユニット26は、得られた最大値を用いて異方性非線形拡散フィルタの係数を計算し（ステップS 2 3 2）、計算した係数を用いて、異方性非線形拡散フィルタを計算（すなわち、フィルタリング処理）を実行する（ステップS 2 3 3）。

[0039] なお、異方性非線形拡散フィルタは、次の式（4）に示される拡散方程式を解くことによって得られるフィルタである。

[数4]

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \text{div}[D \nabla I] \quad (4)$$

[0040] ここで、Iは入力画像、 ∇I はその勾配ベクトル（ I_x , I_y ）である。また、tは物理現象における「時刻」であるが、ここでは処理の繰り返し回数に関係する。Dは拡散テンソル（Diffusion Tensor）、その各要素をその固

有値 λ_{D1} , λ_{D2} 、固有ベクトル $\omega_{D1} = (\cos \phi, \sin \phi)^T$, $\omega_{D2} = (-\sin \phi, \cos \phi)^T$ として、次の式 (5) によって表すことができる。

[数5]

$$D = \begin{pmatrix} d_{11} & d_{12} \\ d_{12} & d_{22} \end{pmatrix} = (\omega_{D1} \ \omega_{D2}) \begin{pmatrix} \lambda_{D1} & 0 \\ 0 & \lambda_{D2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \omega_{D1} \\ \omega_{D2} \end{pmatrix} \quad (5)$$

[0041] 異方性非線形拡散フィルタは、固有ベクトルによって示される各方向に、それらに係わる固有値によって示される拡散の強さ (diffusivity) でもって画像を拡散させるということになる。ステップ S 2 3 2 においては、すでに求められている画像のエッジの方向を拡散フィルタの固有ベクトルとし、エッジの大きさと方向一様性の合成結果から固有値を計算する。

[0042] なお、ステップ S 2 3 2 における異方性非線形拡散フィルタの計算は、公知の偏微分方程式の数値解析的解法によって行う。すなわち、「時刻」 t において、ある点における画素とその周囲の例えば 9 点における各画素レベルおよび拡散テンソルの各要素値から、「時刻」 $t + \Delta t$ におけるその点の新たな画素レベルを求め、次に $t + \Delta t$ を新たな t として、同様の計算を 1 回から数回繰り返す。

[0043] 本実施形態では、エッジの大きさ・方向を求めるのに主成分分析の方法を用いた。しかしながら、当該例に拘泥されず、画像の構造テンソル (structure tensor) をとる方法を適用することもできる。画像 I の構造テンソルは、次の式 (6) のように定義される。

[数6]

$$S = G_{\rho} * \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} G_{\rho} * I_x^2 & G_{\rho} * (I_x I_y) \\ G_{\rho} * (I_x I_y) & G_{\rho} * I_y^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} \\ s_{12} & s_{22} \end{pmatrix} \quad (6)$$

[0044] ここで I_x , I_y は処理する画像 I の x (水平) 方向・ y (垂直) 方向の空間微分であり、 G_{ρ} は二次元ガウス関数、演算子「 $*$ 」は畳み込みを表す。

[0045] この様に、構造テンソルの固有値・固有ベクトルをとれば、その第 1 固有

値に属する固有ベクトルはエッジの方向を表し、第1固有値は画像のエッジの大きさを表す。また、エッジの方向一様性の計算においても、画像1の2階空間微分から画像1の1階微分の構造テンソルを定義し、その第2固有値から方向一様性を求めることができる。

[0046] (効果)

以上述べた本超音波診断装置によれば、エッジの大きさだけでなくその方向一様性も求め、両者の画素ごとの最大値をとって、異方性非線形拡散フィルタの拡散の強さをエッジの方向に応じて計算する。従って、単にエッジの大きさから拡散の強さを計算するのに比べ、構造が特定の方向へ揃った組織とそれ以外の組織とのそれぞれに対して、適切なフィルタリングを行うことができる。その結果、腱、筋肉、骨等の組織（筋組織）が強調（鮮鋭化）され、且つ筋組織以外の部分の不自然なパターンが軽減（平滑化）された超音波画像を取得することができる。

[0047] (第2の実施形態)

第1の実施形態では、超音波画像データそのものに対して、組織強調フィルタリング機能を適用し、画像の鮮鋭化又は平滑化を行う場合について説明した。これに対し、本第2の実施形態では、画像を多重解像度分解し、各分解レベルの信号或いはデータに対して、第1の実施形態で説明した組織強調フィルタリング機能を適用する場合について説明する。

[0048] なお、画像を多重解像度分解し、分解の各レベルに対して異方性非線形拡散フィルタを行う例は、特開2009-153918号公報に記載されている。

[0049] 図4は、本第2の実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成を示した図である。図1と比較した場合、組織強調処理ユニット26がスペckル除去処理ユニット31に代わっている点異なる。

[0050] スペckル除去処理ユニット32は、図5に示すように、レベル1における多重解像度分解部311、拡散フィルタ312、高域レベル制御部313、再構成部314、レベル2における多重解像度分解部321、拡散フィル

タ 3 2 2、高域レベル制御部 3 2 3、再構成部 3 2 4、レベル 3 における多重解像度分解部 3 3 1、拡散フィルタ 3 3 2、高域レベル制御部 3 3 3、再構成部 3 3 4 を有している。

[0051] 多重解像度分解部 3 1 1、3 2 1、3 3 1 は、入力した生データ或いは画等データを、レベル 1 から次々に多重解像度分解する。多重解像度分解の手法としては、例えば、離散ウェーブレット変換、ラプラシアン・ピラミッド法等を採用することができる。この多重解像度分解により、画像は分解前に比べ縦横の長さが半分の低域（L L）、水平方向高域（L H）、垂直方向高域（H L）、対角線方向高域（H H）の各画像に分解される。なお、多重解像度分解の階層（次数）は、いくつであってもよい。本実施形態では、説明を具体的にするため、多重解像度分解する最高次数をレベル 3 としている。

[0052] 拡散フィルタ 3 1 2、3 2 2、3 3 2 は、それぞれ入力した生データ或いは画等データに対して、第 1 の実施形態で説明した組織強調フィルタリング処理を実行する。

[0053] 高域レベル制御部 3 1 3、3 2 3、3 3 3 は、それぞれ、拡散フィルタ 3 1 2、3 2 2、3 3 2 から入力したエッジの大きさに従って、多重解像度分解部 3 1 1、3 2 1、3 3 1 から入力した水平方向高域（L H）、垂直方向高域（H L）、対角線方向高域（H H）に対応する各高域画像を制御する。なお、エッジの大きさは、例えば図 3 のステップ S 2 1 5 の出力と同じである。

[0054] 再構成部 3 1 4、3 2 4、3 3 4 は、それぞれ、拡散フィルタ 3 1 2、3 2 2、3 3 2 から受け取った 1 つの低域画像と、高域レベル制御部 3 1 3、3 2 3、3 3 3 から受け取った 3 枚の高域画像とから、1 枚の合成画像を再構成する。再構成された画像の縦横の長さは、入力画像の 2 倍となる。なお、再構成処理としては、例えば、離散ウェーブレット変換によって多重解像度分解した場合には離散ウェーブレット逆変換を、ラプラシアン・ピラミッド法によって多重解像度分解した場合にはその逆演算を、それぞれ採用することができる。

- [0055] スペックル除去処理ユニット 3 1 においては、例えば次のようなスペックル除去処理が実行される。すなわち、まず、多重解像度分解部 3 1 1 は、入力した生データ或いは画等データを、低域 (L L)、水平方向高域 (L H)、垂直方向高域 (H L)、対角線方向高域 (H H) の各画像に分解し、低域画像 (L L) を多重解像度分解部 3 2 1 に、水平方向高域 (L H)、垂直方向高域 (H L)、対角線方向高域 (H H) の各高域画像を高域レベル制御部 3 1 3 に、それぞれ出力する。
- [0056] 多重解像度分解部 3 1 1 は、入力した低域画像 (L L) を、さらに低域 (L L)、水平方向高域 (L H)、垂直方向高域 (H L)、対角線方向高域 (H H) の各画像に分解し、低域画像 (L L) を多重解像度分解部 3 3 1 に、水平方向高域 (L H)、垂直方向高域 (H L)、対角線方向高域 (H H) の各高域画像を高域レベル制御部 3 2 3 に、それぞれ出力する。また、多重解像度分解部 3 1 1 においても、入力した低域画像 (L L) に対して同様の処理が実行される。
- [0057] レベル 3 において、多重解像度分解部 3 3 1 は、分解によって取得した低域画像 (L L) を拡散フィルタ 3 3 2 に出力する。拡散フィルタ 3 3 2 は、低域画像 (L L) を用いて第 1 の実施形態に示した組織強調フィルタリング処理を実行する。再構成部 3 3 4 は、拡散フィルタ 3 3 2 からの低域画像 (L L) と、高域レベル制御部 3 3 3 からの水平方向高域 (L H)、垂直方向高域 (H L)、対角線方向高域 (H H) の各高域画像とから、1 枚の画像を再構成する。再構成の結果得られる画像の縦横の長さは、入力画像の 2 倍となる。
- [0058] レベル 2 において、拡散フィルタ 3 2 2 は、再構成された画像を再構成部 3 3 4 より受け取り、組織強調フィルタリング処理を実行し、再構成部 3 2 4 へ出力する。一方、高域レベル制御部 3 2 3 は、多重解像度分解部 3 2 1 から出力された各高域画像に対して、拡散フィルタ 3 2 2 から受け取ったエッジに基づいて高域レベル制御を実行する。再構成部 3 2 4 は、レベル 3 と同様に、拡散フィルタ 3 2 2 からの 1 つの低域画像と、高域レベル制御部 3

23からの3つの高域画像から1枚の画像を再構成する。

[0059] レベル1においても、レベル2と実質的に同様の処理が実行される。その結果、多重解像度分解の各分解レベルにおいて組織強調フィルタリング処理が実行された再構成画像が、再構成部314より出力される。この様にして得られた画像は、各レベルにおいて、構造が特定の方向へ揃った組織とそれ以外の組織とのそれぞれに対して、適切なフィルタリング処理が施されている。従って、組織が強調され、且つ筋組織以外の部分の不自然なパターンが軽減（平滑化）されたものとなっている。また、多重解像度解析を行うことにより、より大局的な処理からより局所的な処理へと順を追って処理することで、より高速かつ効率的に処理することが可能となる。

[0060] なお、本実施形態では、各レベルの異方性非線形拡散フィルタにおいて、入力画像の空間微分（ I_x , I_y ）の代わりに、多重解像度分解部からの水平・垂直方向の高域成分を適用することもできる。また本実施形態では、各レベルの異方性非線形拡散フィルタが独立に空間微分をとることを前提にしているが、多重解像度分解前の入力画像からエッジ情報を計算してから、それらを各レベルの画像サイズに縮小・リサンプリングして異方性非線形拡散フィルタの係数にすることもできる。

[0061] （第3の実施形態）

第1及び第2の実施形態では、二次元画像データ（或いは二次元生データ）に対してスペックル除去処理を実行する例を示した。これに対し、本実施形態に係る超音波診断装置1は、三次元ボリュームデータに対して、組織強調フィルタリング処理を実行する場合について説明する。なお、本実施形態においては、説明を具体的にするため、スキャンコンバージョン処理前の生データによる三次元ボリュームデータに対して、組織強調フィルタリング処理を実行する場合を例とする。しかしながら、当該例に拘泥されず、スキャンコンバージョン処理後の超音波画像データによる三次元ボリュームデータに対しても適用可能である。

[0062] 図6は、本実施形態に係る超音波診断装置1の構成を示した図である。図

1と比較した場合、ボリュームデータ生成ユニット32をさらに具備する点、及び組織強調処理ユニット26がボリュームデータ生成ユニット32からのボリュームデータに対して組織強調フィルタリング処理を行う点、画像処理ユニット27がボリュームレンダリング処理等を実行する点が異なる。

[0063] ボリュームデータ生成ユニット32は、Bモード処理ユニット23から受け取ったBモード画像データを用いて、Bモードボリュームデータを生成する。また、ボリュームデータ生成部31は、ドプラ処理ユニット24から受け取ったドプラモードデータを用いて、ドプラモード画像ボリュームデータを生成する。

[0064] 画像処理ユニット27は、画像生成ユニット25から受け取るボリュームデータ、又はスペックル除去処理ユニット26から受け取るスペックル除去処理されたBモードボリュームデータに対して、ボリュームレンダリング、多断面変換表示(MPR: multi planar reconstruction)、最大値投影表示(MIP: maximum intensity projection)等の所定の画像処理を行う。

[0065] 図7(a)、(b)は、本実施形態に係る組織強調フィルタリング機能を説明するための図である。図7(a)に示すように、ボリュームデータの断面のうち、超音波プローブ12を用いて実行される超音波走査の対象領域(超音波走査領域)の中心軸に交差し互いに垂直に交わる2つの面をA面及びB面と定義し、中心軸およびA面・B面に垂直な面をC面と定義する。

[0066] 組織強調処理ユニット26は、ボリュームデータ生成ユニット32から、例えばBモードボリュームデータを受ける。このボリュームデータは、図7(b)に示すように、A面に平行なm個の平面 A_0 、 A_1 、 $\dots$ 、 A_{m-1} の集合(すなわち、A面に平行な二次元画像データの集合)と捉えることができる。組織強調処理ユニット26は、A面に平行な全ての二次元画像データに対して、第1の実施形態で述べた組織強調フィルタリング処理を施す。このとき、入力画像の空間微分は (I_x, I_y, I_z) 〔2階の場合は (I_{xx}, I_{yy}, I_{zz}) 〕の三次元ベクトルとなるため、その局所的な共分散行列または構造テンソルは 3×3 の行列となり、エッジ情報を計算する場合、第1から第

3までの固有値・固有ベクトルを扱うことになる。その場合、エッジの大きさは、第1固有値と第3固有値との差から算出するのが望ましいが、エッジの方向一様性は、第1の実施形態に説明したように、第1以外の固有値の和、すなわち第2固有値と第3固有値との和から算出されるのが望ましい。

[0067] 画像生成ユニット25は、組織強調フィルタリング処理が施された、ボリュームデータを構成する二次元画像データに対して、スキャンコンバージョン等を実行し、超音波画像データによるボリュームデータを生成する。画像処理ユニット27は、画像生成ユニット25からボリュームデータを受け取り、これらに基づいてボリュームレンダリング、多断面変換表示（MPR：multi planar reconstruction）、最大値投影表示（MIP：maximum intensity projection）等の所定の画像処理を実行する。当該画像処理によって生成された三次元画像データは、モニター14において所定の形態で表示される。

[0068] 本実施形態に係る超音波診断装置では、Bモードボリュームデータを構成する二次元画像データの全てに組織強調フィルタリング処理を施すことで、当該Bモードボリュームデータ全体に対して、組織を強調し、且つ筋組織以外の部分の不自然なパターンを軽減することができる。その結果、A面のみならず、任意断面となるB面・C面についても、好適な超音波画像を生成することができる。

[0069] （第4の実施形態）

第3の実施形態では、三次元画像処理前のBモードボリュームデータに対して組織強調フィルタリング処理を実行する例を示した。これに対し、本実施形態に係る超音波診断装置1は、三次元画像処理後の画像データに対して組織強調フィルタリング処理を実行する場合について説明する。

[0070] 図8は、本実施形態に係る超音波診断装置1の構成を示した図である。図6と比較した場合、画像生成ユニット25の後段にボリュームデータ生成ユニット32が設けられている点、組織強調処理ユニット26がスキャンコンバージョン後のデータに対して組織強調フィルタリング処理を行う点が異な

る。

[0071] 図9は、複数の三次元画像（ボリュームレンダリング画像14a、第1の多断面変換表示画像14b、第2の多断面変換表示画像を14c）をモニター14に同時に表示する形態の一例を示した図である。

[0072] ボリュームデータ生成ユニット32は、画像生成ユニット25から受け取ったBモード画像データ等を用いて、超音波画像としてもボリュームデータを生成する。画像処理ユニット27は、ボリュームデータ生成ユニット32からボリュームデータを受け取り、これらに基づいてボリュームレンダリング、多断面変換表示（MPR：multi planar reconstruction）、最大値投影表示（MIP：maximum intensity projection）等の所定の画像処理を実行する。

[0073] 組織強調処理ユニット26は、画像処理ユニット27から受け取った超音波画像に対して、例えば第3の実施形態で述べたスペックル処理を実行する。このとき、例えば図9に示す表示形態を採用する場合、ボリュームレンダリング画像14a、第1の多断面変換表示画像14b、第2の多断面変換表示画像を14cの少なくとも一つの画像にスペックル除去処理をかけることができる。なお、当然ながら、画像処理ユニット27から受け取る三次元画像データは、上記ボリュームレンダリング画像14a、第1の多断面変換表示画像14b、第2の多断面変換表示画像を14cの例に拘泥されない。例えば、サーフェスレンダリング（surface rendering）や最大値投影表示など他のレンダリング・再構成処理によって得られる三次元画像データに対しても、本スペックル処理を実行することができる。

[0074] 以上述べた構成によっても、第3の実施形態と同様の効果を実現することができる。

[0075] なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

[0076] （1）本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワー

クステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

[0077] （２）上記実施形態においては、超音波画像を用いて組織強調フィルタリング機能を実行する場合を例として説明した。しかしながら、当該例に拘泥されず、上記実施形態に係る組織強調フィルタリング機能は、例えばＸ線コンピュータ断層撮像装置、磁気共鳴イメージング装置、Ｘ線診断装置等の医用画像診断装置によって取得された医用画像に対しても適用可能である。

[0078] （３）上記第３の実施形態においては、スペックル除去処理を行う断面を、超音波走査領域の中心軸に交差する面とした。しかしながら、当該例に拘泥されず、三次元空間の任意の断面にスペックル除去処理を行うことができる。

[0079] また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

請求の範囲

- [請求項1] 超音波画像を取得する画像取得ユニットと、
前記超音波画像における局所領域のエッジの方向と、前記局所領域におけるエッジの大きさと、前記局所領域におけるエッジの方向一様性と、を算出する第1の算出ユニットと、
前記エッジの大きさと前記エッジの方向一様性とを用いて合成係数を算出する第2の算出ユニットと、
前記合成係数に基づいて、前記局所領域に対応する領域のフィルタリング係数を算出する第3の算出ユニットと、
前記フィルタリング係数を用いて、前記超音波画像の鮮鋭化又は平滑化を行うためのフィルタリング処理を、前記超音波画像に施すフィルタリングユニットと、
を具備する超音波診断装置。
- [請求項2] 前記フィルタリングユニットは、異方性非線形拡散フィルタである請求項1記載の超音波診断装置。
- [請求項3] 前記第2の算出ユニットは、前記エッジの大きさと前記方向一様性の最大値又は和に基づいて前記合成係数を算出し、
前記フィルタリングユニットは、前記合成係数に基づいて、前記異方性非線形拡散フィルタの拡散テンソルの各固有値を変更して前記フィルタリング処理を実行する請求項2記載の超音波診断装置。
- [請求項4] 前記第1の算出ユニットは、
前記局所領域における画素値の変化の空間微分に基づいて、前記エッジの方向及び前記エッジの大きさを算出する請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項5] 前記第1の算出ユニットは、
前記局所領域における画素値の空間微分、又は前記局所領域の画素値の高域成分を空間微分して第1ベクトルを算出し、
前記第1ベクトルを用いて、構造テンソルの第1固有値又は局所領

域におけるデータの共分散行列の第1固有値を少なくとも算出し、

前記第1固有値又は当該第1固有値と他の固有値との差に基づいて、前記エッジの大きさを算出する請求項1に記載の超音波診断装置。

[請求項6] 前記第1の算出ユニットは、前記局所領域における画素値の2階空間微分、又は前記局所領域の画素値の高域成分の空間微分に基づいて前記方向一様性を算出する請求項1に記載の超音波診断装置。

[請求項7] 前記第1の算出ユニットは、
前記局所領域における画素値の2階空間微分、又は前記局所領域の画素値の高域成分を空間微分して第2ベクトルを算出し、

前記第2ベクトルを用いて、構造テンソルの第1固有値又は局所領域におけるデータの共分散行列の第1固有値を少なくとも算出し、

前記第1固有値又は当該第1固有値と他の固有値との差に基づいて、前記方向一様性を算出する請求項1に記載の超音波診断装置。

[請求項8] 医用画像診断装置によって取得された医用画像を記憶する記憶ユニットと、

前記医用画像における局所領域のエッジの方向と、前記局所領域におけるエッジの大きさと、前記局所領域におけるエッジの方向一様性と、を算出する第1の算出ユニットと、

前記エッジの大きさと前記エッジの方向一様性を用いて合成係数を算出する第2の算出ユニットと、

前記合成係数に基づいて、前記局所領域に対応する領域のフィルタリング係数を算出する第3の算出ユニットと、

前記フィルタリング係数を用いて、前記医用画像の鮮鋭化又は平滑化を行うためのフィルタリング処理を、前記医用画像に施すフィルタリングユニットと、

を具備する医用画像処理装置。

[請求項9] 前記フィルタリングユニットは、異方性非線形拡散フィルタである請求項8に記載の医用画像処理装置。

- [請求項10] 前記第2の算出ユニットは、前記エッジの大きさと前記方向一様性の最大値又は和に基づいて前記合成係数を算出し、
- 前記フィルタリングユニットは、前記合成係数に基づいて、前記異方性非線形拡散フィルタの拡散テンソルの各固有値を変更して前記フィルタリング処理を実行する請求項9記載の医用画像処理装置。
- [請求項11] 前記第1の算出ユニットは、
- 前記局所領域における画素値の変化の空間微分に基づいて、前記エッジの方向及び前記エッジの大きさを算出する請求項8に記載の医用画像処理装置。
- [請求項12] 前記第1の算出ユニットは、
- 前記局所領域における画素値の空間微分、又は前記局所領域の画素値の高域成分を空間微分して第1ベクトルを算出し、
- 前記第1ベクトルを用いて、構造テンソルの第1固有値又は局所領域におけるデータの共分散行列の第1固有値を少なくとも算出し、
- 前記第1固有値又は当該第1固有値と他の固有値との差に基づいて、前記エッジの大きさを算出する請求項8に記載の医用画像処理装置。
- [請求項13] 前記第1の算出ユニットは、前記局所領域における画素値の2階空間微分、又は前記局所領域の画素値の高域成分の空間微分に基づいて前記方向一様性を算出する請求項8記載の医用画像処理装置。
- [請求項14] 前記第1の算出ユニットは、
- 前記局所領域における画素値の2階空間微分、又は前記局所領域の画素値の高域成分を空間微分して第2ベクトルを算出し、
- 前記第2ベクトルを用いて、構造テンソルの第1固有値又は局所領域におけるデータの共分散行列の第1固有値を少なくとも算出し、
- 前記第1固有値又は当該第1固有値と他の固有値との差に基づいて、前記方向一様性を算出する請求項8に記載の医用画像処理装置。
- [請求項15] 医用画像診断装置によって取得された医用画像における局所領域の

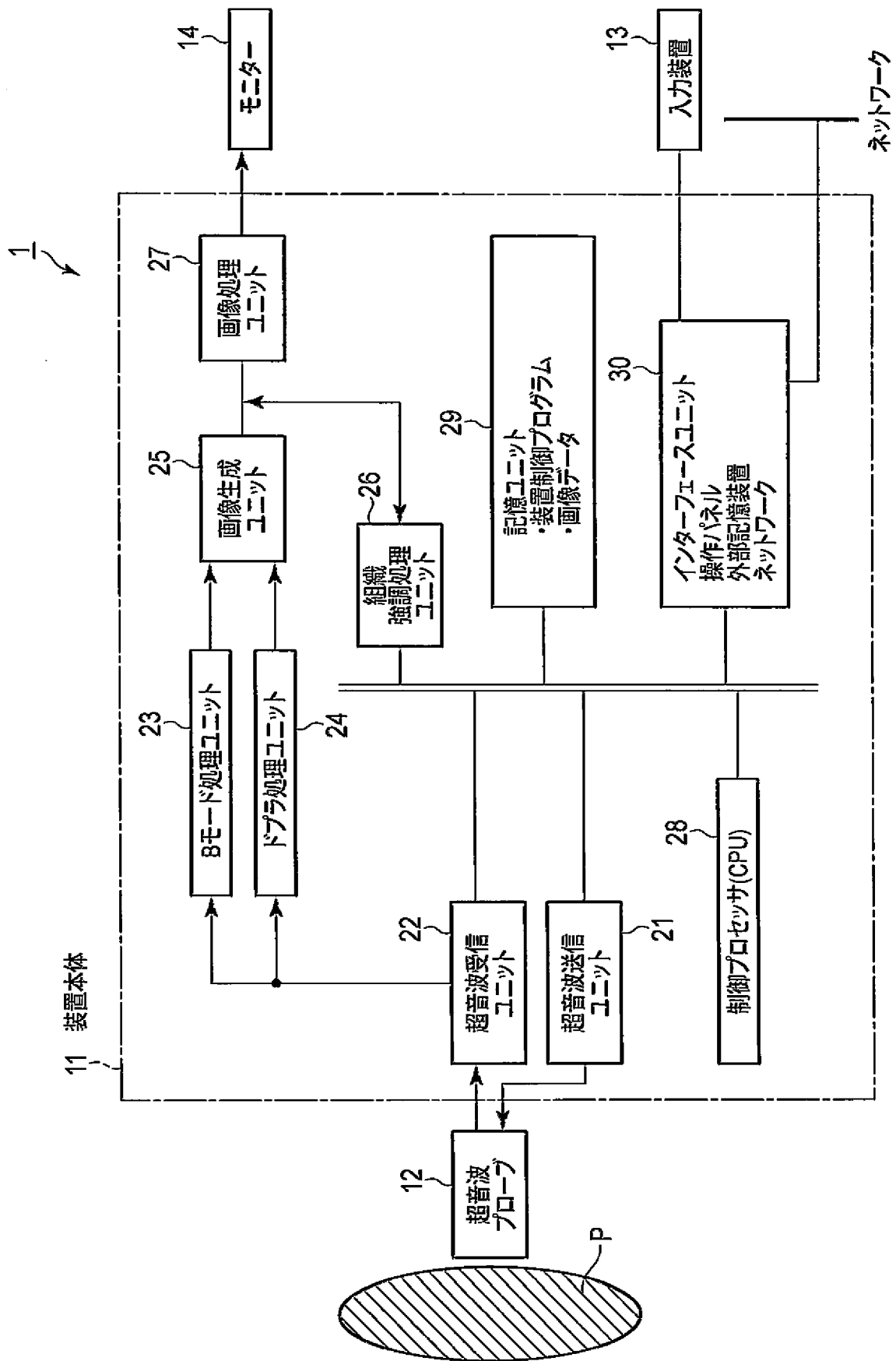
エッジの方向と、前記局所領域におけるエッジの大きさと、前記局所領域におけるエッジの方向一様性と、を算出し、

前記エッジの大きさと前記エッジの方向一様性とを用いて合成係数を算出し、

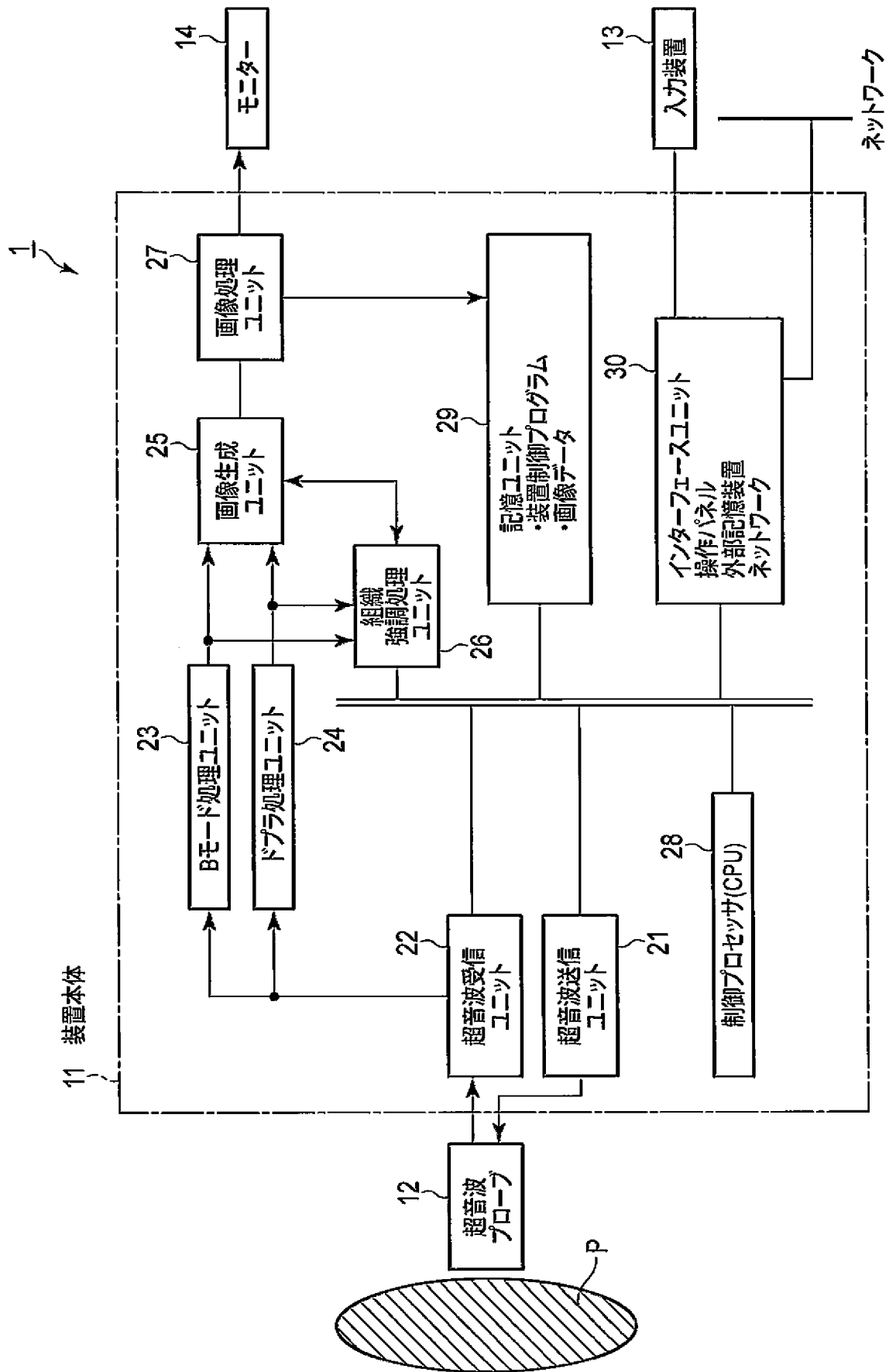
前記合成係数に基づいて、前記局所領域に対応する領域のフィルタリング係数を算出し、

前記フィルタリング係数を用いて、前記医用画像の鮮鋭化又は平滑化を行うためのフィルタリング処理を、前記医用画像に施すこと、
を具備する医用画像処理方法。

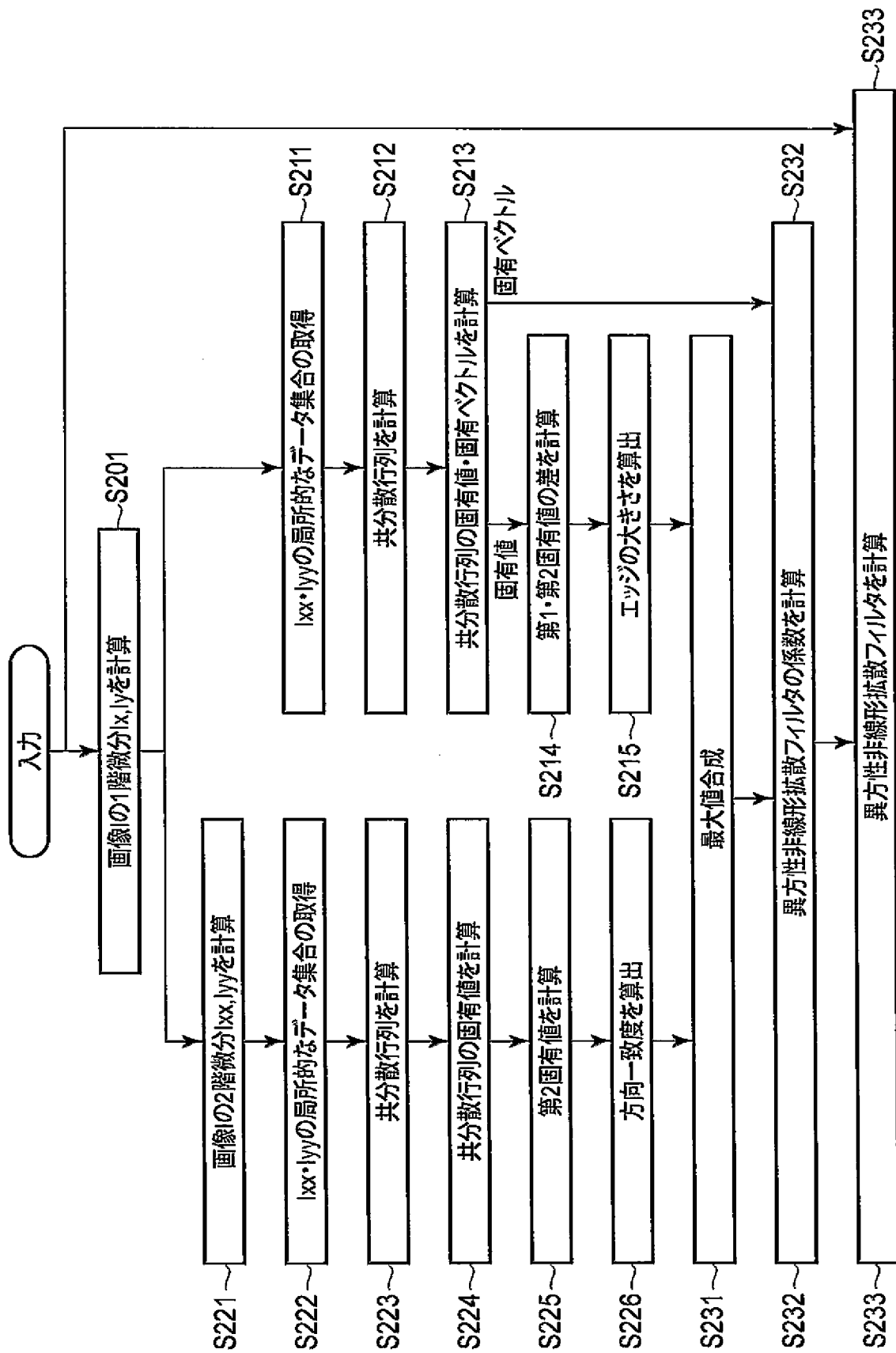
[図1]



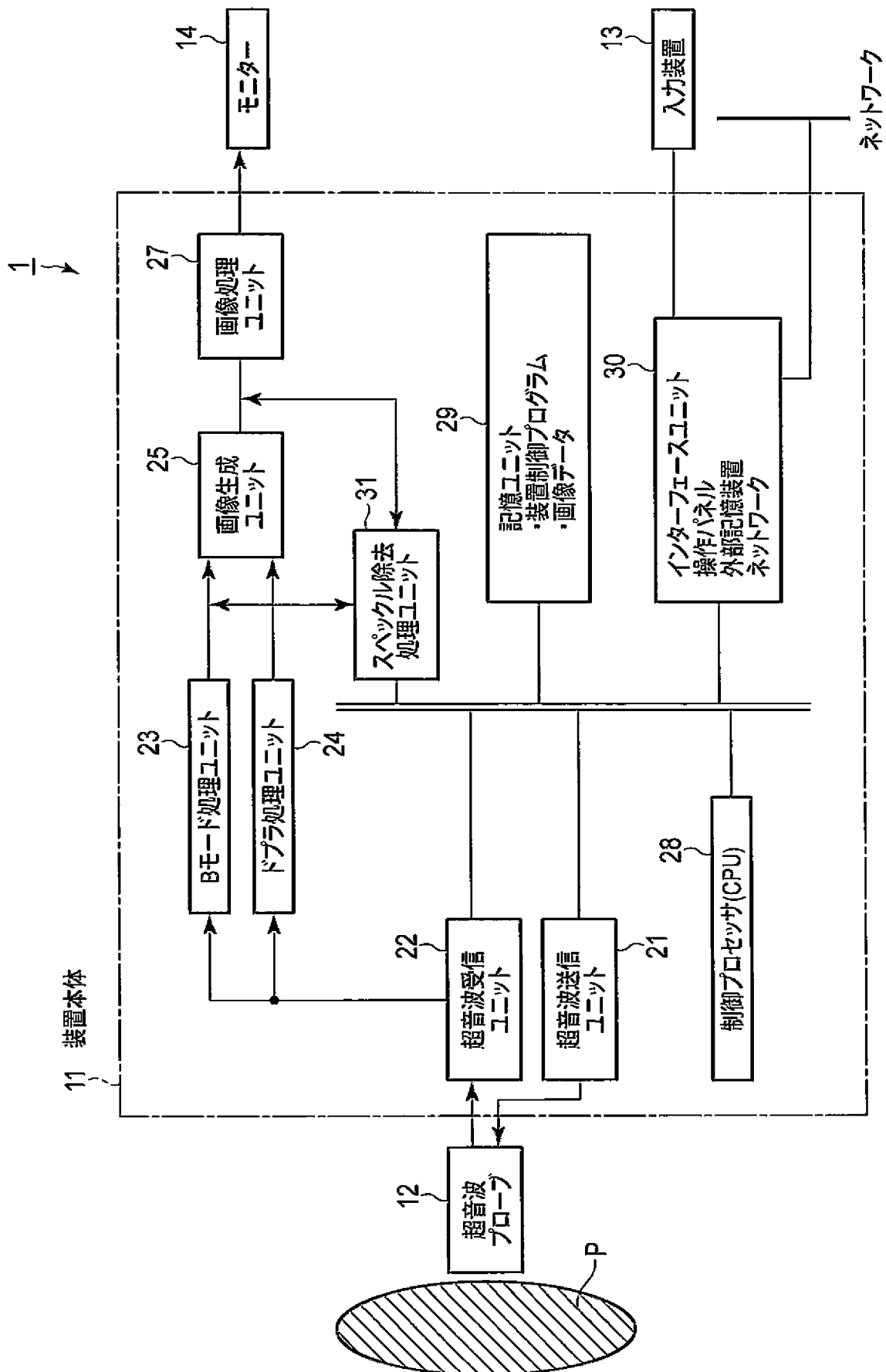
[図2]



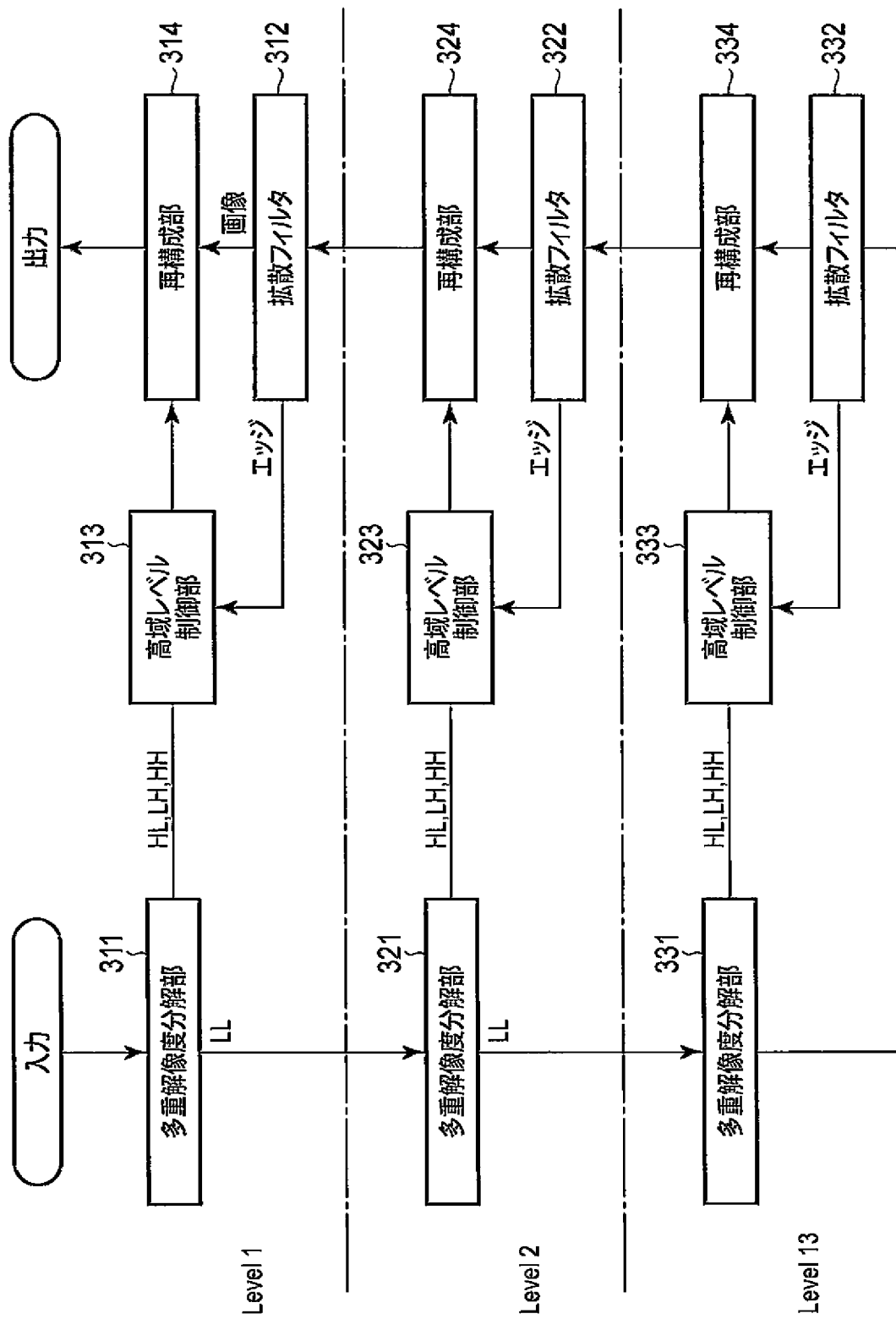
[図3]



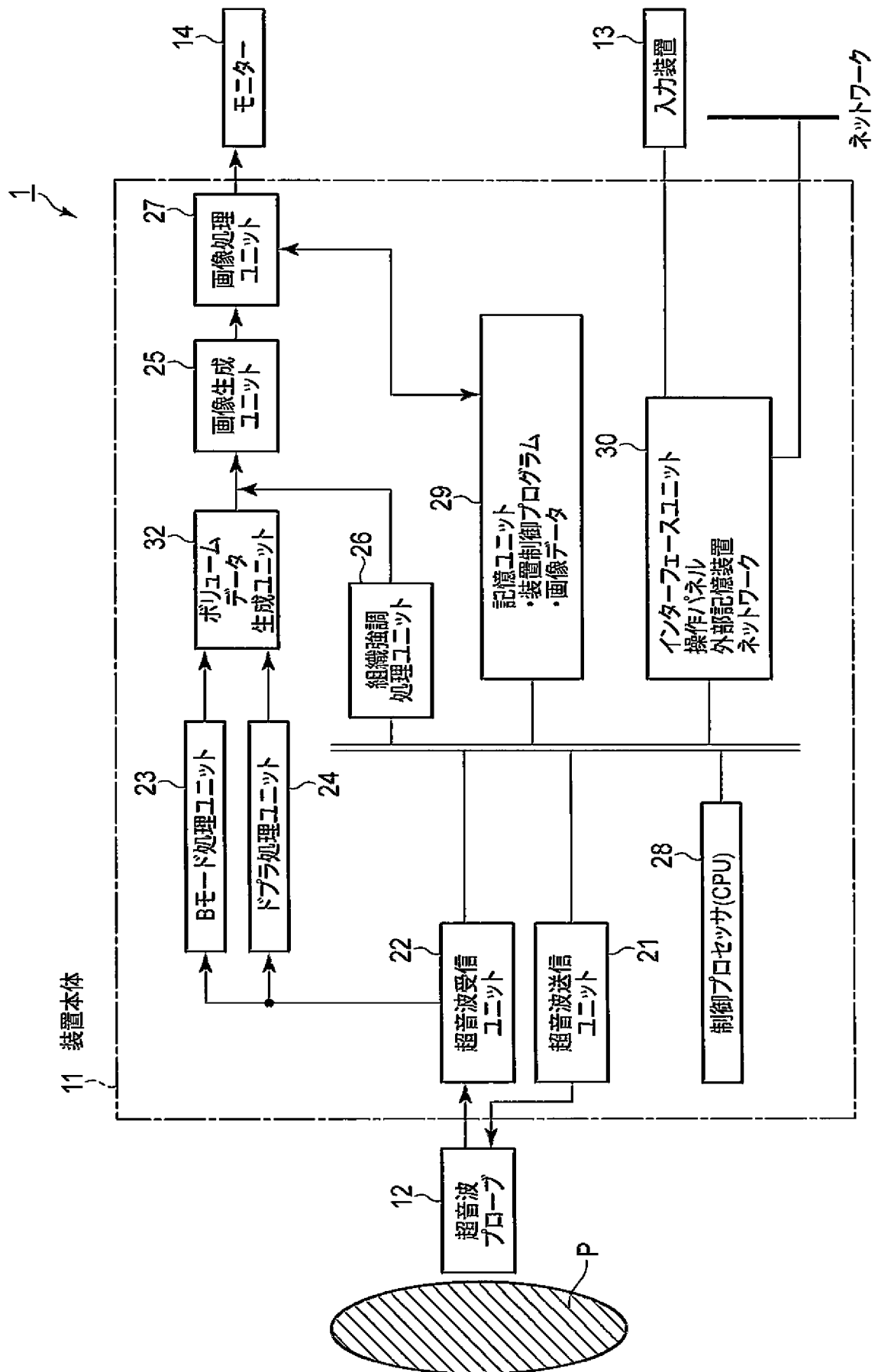
[図4]



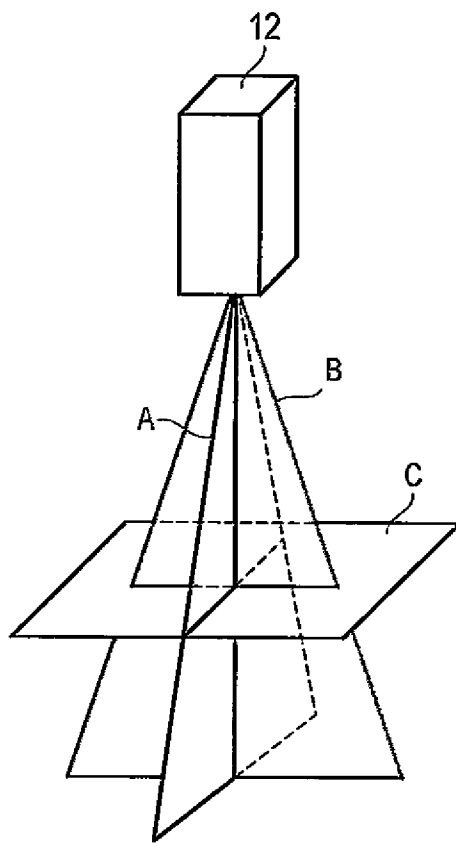
[図5]



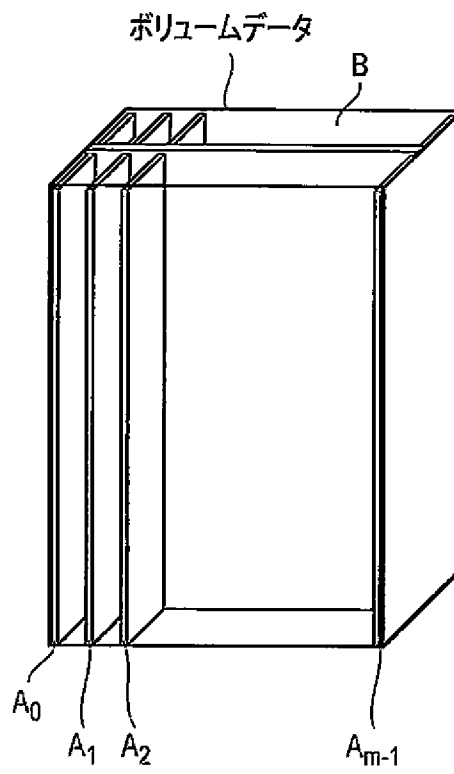
[図6]



[図7]

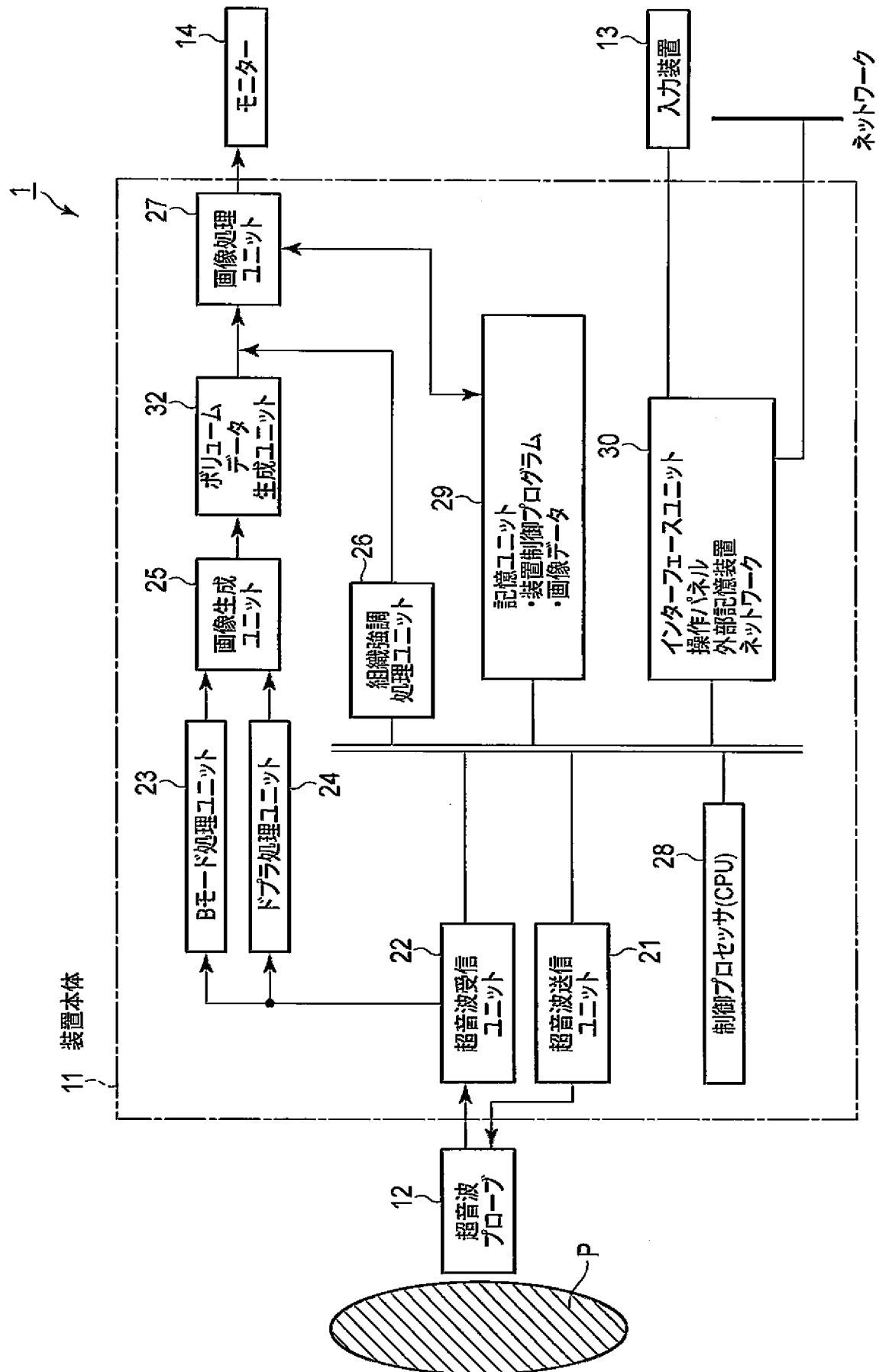


(a)

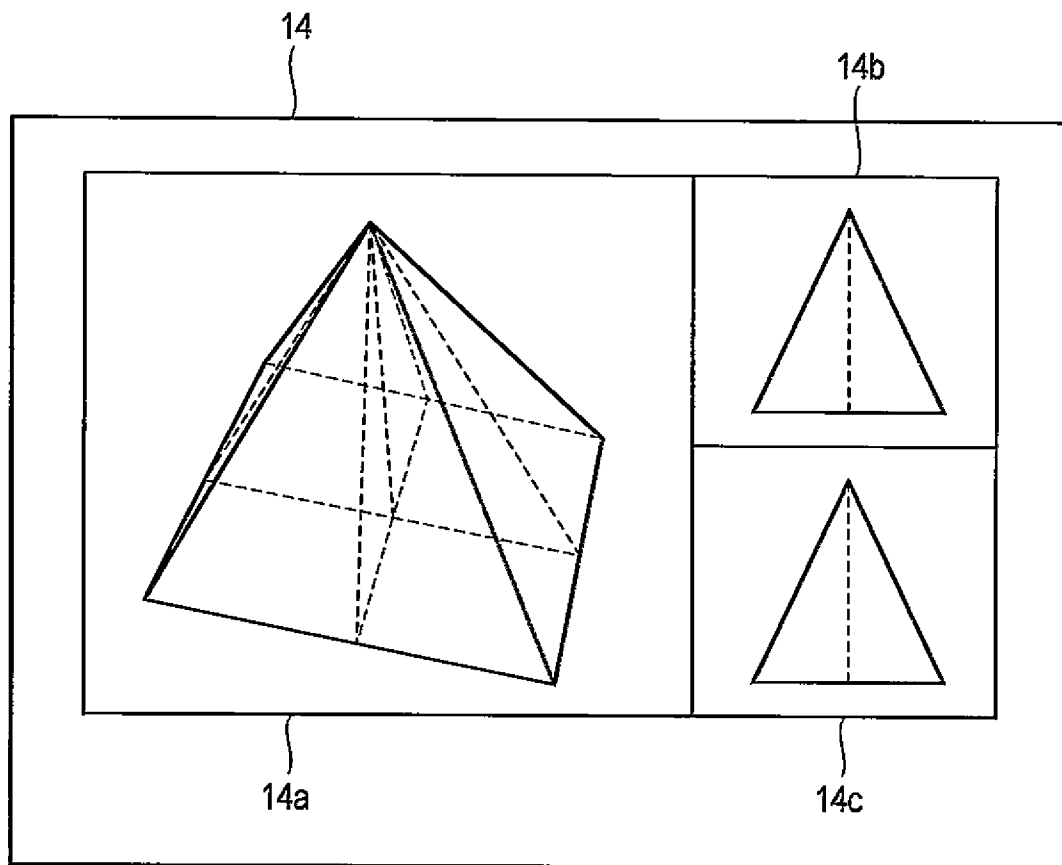


(b)

[図8]



[図9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/070609

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2011

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-153918 A (Toshiba Corp.), 16 July 2009 (16.07.2009), entire text; all drawings & US 2009/0171208 A1 & CN 101467897 A	1-15
A	Kazunori MORI et al., "Segmentation of Color Images Using Texture Features and Clustering Method", ITE Technical Report, 04 February 2003 (04.02.2003), vol.27, no.9, pages 83 to 87	1-15
A	Yasunori KAMIYA et al., "Combining Different Types of Local Features for Generic Object Recognition", The Transactions of the Institute of Electronics, Information and Communication Engineers, 01 May 2009 (01.05 .2009), vol.J92-D, no.5, pages 628 to 638	1-15



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

06 December, 2011 (06.12.11)

Date of mailing of the international search report

13 December, 2011 (13.12.11)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2011年 日本国実用新案登録公報 1996-2011年 日本国登録実用新案公報 1994-2011年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2009-153918 A（株式会社東芝）2009.07.16, 全文、全図 & US 2009/0171208 A1 & CN 101467897 A	1-15	
A	森 和徳、他、テクスチャ特徴を用いたクラスタリングによるカラー 画像の領域分割, 映像情報メディア学会技術報告, 2003.02.04, 第 27 巻第 9 号, 第 83-87 頁	1-15	
☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 06.12.2011		国際調査報告の発送日 13.12.2011	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号		特許庁審査官（権限のある職員） 五関 統一郎 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 2904

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	神谷 保徳、他，一般物体認識のためのタイプの異なる局所特徴の統合利用，電子情報通信学会論文誌，2009.05.01，第 J92-D 巻第 5 号，第 628-638 頁	1 - 1 5