

(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

(43) 国際公開日
2014 年 4 月 3 日(03.04.2014)



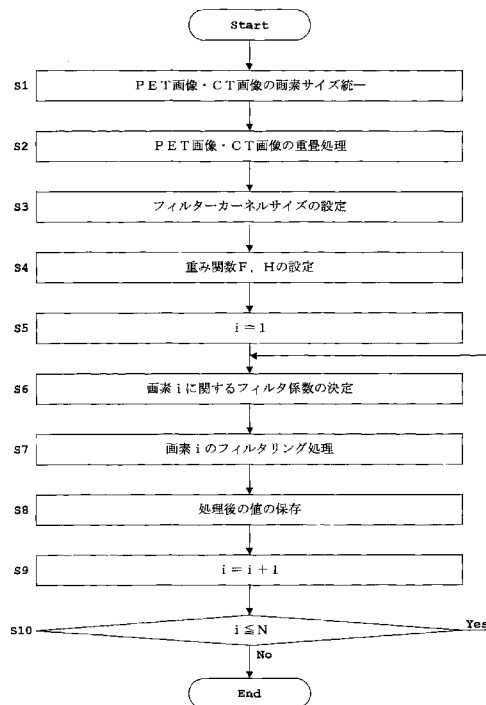
(10) 国際公開番号
WO 2014/050263 A1

- (51) 国際特許分類:
G06T 5/20 (2006.01) *G01T 1/161* (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/069283
- (22) 国際出願日: 2013 年 7 月 16 日(16.07.2013)
- (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:
PCT/JP2012/006248 2012 年 9 月 28 日(28.09.2012) JP
- (71) 出願人: 株式会社島津製作所 (SHIMADZU CORPORATION) [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町 1 番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者: 小林 哲哉 (KOBAYASHI Tetsuya); 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町 1 番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP).
- (74) 代理人: 杉谷 勉(SUGITANI Tsutomu); 〒5300047 大阪府大阪市北区西天満 1 丁目 1 0 番 8 号 西天満第 1 1 松屋ビル Osaka (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, BN, 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, JP, KE, KG, 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, PA, 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, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロピア (AM, AZ, BY, KG, KZ, 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,

[続葉有]

(54) Title: DIGITAL IMAGE PROCESSING METHOD AND IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: デジタル画像処理方法および撮影装置



S1 Make pixel sizes for PET image and CT image same
S2 Apply superposition processing to PET image and CT image
S3 Set filter kernel size
S4 Set weight functions F and H
S5 Determine filter coefficients for pixel i
S6 Apply filtering to pixel i
S7 Store processed value

(57) Abstract: In digital image processing according to the invention, a weight function F where the distance between pixels is a variable and a weight function H where the difference between the pixel values of neighboring pixels is a variable are set in filtering that uses a bilateral filter (step S4). Here, the PET image to be processed is not used; instead, a CT image is used as another digital image to set the weight function H, which gives a weight dependent on the edge intensity (the difference between the pixel values of the pixel of interest and an adjacent pixel) of the CT image. The CT image is also used in this manner as another digital image to determine filter coefficients (step S6). The determined filter coefficients are used in filtering of the PET image, which is the digital image to be processed (step S7). Therefore, filtering can be performed without being affected by the noise level of the PET image to be processed. As a result, spatial resolution is maintained while noise is reduced.

(57) 要約: この発明のデジタル画像処理では、バイラテラルフィルタを用いたフィルタリング処理として、画素間の距離を変数とする重み関数F、近傍画素の画素値の差分を変数とする重み関数Hをそれぞれ設定する(ステップS4)。このとき、処理対象のPET画像を用いず、別のデジタル画像としてCT画像を用いて、CT画像のエッジ強度(隣接画素と注目画素との画素値の差分)に依存した重みを与える重み関数Hを設定する。このように、別のデジタル画像としてCT画像も用いてフィルタ係数を決定して(ステップS6)、決定されたフィルタ係数を用いて、処理対象のデジタル画像としてPET画像のフィルタリング処理を行う(ステップS7)。したがって、処理対象のPET画像のノイズレベルに影響されることなく、フィルタ処理を行うことができる。その結果、空間分解能の維持とノイズの低減とをともに図ることができる。

WO 2014/050263 A1



NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI 添付公開書類:

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, — 国際調査報告 (条約第 21 条(3))
MR, NE, SN, TD, TG).

明 細 書

発明の名称： デジタル画像処理方法および撮影装置

技術分野

[0001] この発明は、デジタル画像を処理するデジタル画像処理方法、および撮影を行う撮影装置に係り、特に、処理対象となる注目画素と当該注目画素の周囲にある近傍画素とに関する画素間の距離情報および画素値の差分情報に基づいてフィルタ係数を決定する技術に関する。

背景技術

[0002] この種のデジタル画像処理方法および撮影装置は、医用画像装置全般（C T (Computed Tomography) 装置、M R I (Magnetic Resonance Imaging) 装置、超音波断層撮影装置、核医学断層撮影装置など）、非破壊検査C T 装置、デジタルカメラ、デジタルビデオカメラなどに用いられている。

[0003] エッジ保存型平滑化フィルタのひとつであるバイラテラルフィルタ (bilateral filter) を提案した論文があり（例えば、非特許文献 1 参照）、バイラテラルフィルタのP E T (Positron Emission Tomography) 画像への適用結果について述べた論文がある（例えば、非特許文献 2 参照）。平滑化フィルタとして一般に知られている加重平均フィルタ（平均値フィルタ、ガウシアンフィルタ等）は、処理対象となる注目画素と当該注目画素の周囲にある近傍画素とに関する画素間の距離情報に基づいて、フィルタカーネルの係数（以下、「フィルタ係数」と略記する）を決定する。一方、バイラテラルフィルタでは、注目画素と近傍画素とに関する画素間の距離情報の他に、注目画素と近傍画素とに関する画素値の差分情報に基づいて、下記（１）式および下記（２）式によりフィルタ係数 W を決定する。

[0004]

[数1]

$$W(i, j) = \frac{w(i, j)}{\sum_{k \in \Omega_i} w(i, k)} \quad \cdots (1)$$

$$w(i, j) = G_{\sigma_r}(\|r(i) - r(j)\|) \times G_{\sigma_x}(\|x(i) - x(j)\|) \quad \cdots (2)$$

[0005] ここで、 i は注目画素の番号、 j は注目画素 i に対する近傍画素（隣接画素）の番号、 w は注目画素 i に対する近傍画素（隣接画素） j の重み係数、 Ω_i は注目画素 i の近傍画素集合（図5を参照）、 k は近傍画素集合 Ω_i に属する変数、 $r(i)$ は基準点からの注目画素 i の位置ベクトル、 $r(j)$ はその基準点からの近傍画素 j の位置ベクトル、 $x(i)$ は注目画素 i の画素値、 $x(j)$ は近傍画素（隣接画素） j の画素値、 G_σ は標準偏差 σ のガウス関数をそれぞれ表す。平滑化の程度を決定するパラメータ σ_r 、 σ_x （以下、「平滑化パラメータ」と呼ぶ）については、処理対象の画像の性質に応じて設定する。上記（2）式に示すように、バイラテラルフィルタは、画素値の差分が大きい画素対のフィルタ係数を小さくするために画像中のエッジ（画素値の差分）を保存する性質を有する。

先行技術文献

非特許文献

[0006] 非特許文献1：Carlo Tomasi, Roberto Manduchi, “Bilateral Filtering for Gray and Color Images”, Proceedings of the ICCV 1998.

非特許文献2：Frank Hofheinz, Jens Langner, Bettina Beuthien-Baumann et al., “Suitability of bilateral filtering for edge-preserving noise reduction in PET”, EJNMMI Research, vol. 1, no. 23, 2011.

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] しかしながら、従来技術で述べたバイラテラルフィルタでは、以下のような問題点がある。

すなわち、従来技術で述べたバイラテラルフィルタでは、処理対象の画像内において、画素値の差分が大きい画素対を「真のエッジ（信号）」であるとみなして保存しようとする。しかし、PET画像やSPECT（Single Photon Emission CT）画像に代表される核医学画像では、画素値の系統のおよび統計的変動（以下、まとめて「ノイズ」と呼ぶ）が大きいので、ノイズによって生じた「偽のエッジ」を真のエッジであると誤って判断し保存しやすい。その結果、バイラテラルフィルタを核医学画像に適用すると、核医学画像では偽のエッジを真のエッジとして誤検出してしまう。

[0008] この場合、画像の空間分解能を維持するために平滑化パラメータ σ_r 、 σ_x の値を小さくすると、ノイズ由来の偽のエッジも保存してしまい、ノイズを十分に除去することができない。反対に、ノイズの除去性能を高めるために平滑化パラメータ σ_r 、 σ_x の値を大きくすると、真のエッジもぼやけてしまい、画像の空間分解能を維持することができない。このように従来技術では、ノイズの大きな画像を処理対象とした場合に、空間分解能の維持とノイズの低減とを両立することができないという問題点があった。

[0009] この発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、空間分解能の維持とノイズの低減とをともに図ることができるデジタル画像処理方法および撮影装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0010] この発明は、このような目的を達成するために、次のような構成をとる。

すなわち、この発明に係るデジタル画像処理方法は、処理対象となる注目画素と当該注目画素の周囲にある近傍画素とに関する画素間の距離情報および画素値の差分情報に基づいてフィルタ係数を決定して、その決定されたフィルタ係数を用いてデジタル画像を処理するデジタル画像処理方法であって、Aを処理対象のデジタル画像、Bを当該処理対象のデジタル画像Aと同一の対象物を撮影した別のデジタル画像としたときに、当該別のデジタル画像Bの情報も用いて、前記フィルタ係数を決定して、前記処理対象のデジタル画像Aを処理することを特徴とするものである。

[0011] この発明に係るデジタル画像処理方法によれば、別のデジタル画像Bも用いてフィルタ係数を決定することで、処理対象のデジタル画像Aのノイズレベルに影響されることなく、フィルタ処理を行うことができる。その結果、空間分解能の維持とノイズの低減とをともに図ることができる。

[0012] 上述した別のデジタル画像Bは形態画像であるのが好ましい。特に、処理対象の画像が核医学データに基づくデジタル画像（核医学画像）の場合には、核医学画像は生理学的な情報を有しており、「機能画像」と呼ばれているが、解剖学的な情報に乏しい。そこで、解剖学的な情報を有した形態画像を別のデジタル画像Bとして用いることで、空間分解能が高く、ノイズの小さな形態画像を利用することになり、より一層の効果を奏する。

[0013] また、フィルタ係数を決定するための、画素値の差分を変数とする関数は、非増加関数であるのが好ましい。画素値の差分値が小さければ値が大きな関数を用いることで平滑化を行うことができ、画素値の差分値が大きければ値が小さな関数を用いることで差分値が大きなエッジの保存を実現することができる。ここで「非増加関数」とは、画素値の差分値が大きくなるにしたがって関数の値が増加しなければよいので、一部の画素値の差分値での領域において関数の値が一定であってもよい。よって、図6のように、画素値の差分値がある閾値（図6では T_a ）以下の領域では値が“a”（ただし $a > 0$ ）（図6では $a = 1$ ）の定数の関数であって、画素値の差分値が当該閾値（図6では T_a ）よりも高い領域では値が“0”の定数の関数も、非増加関数である。

[0014] 上述したこれらの発明に係るデジタル画像処理方法の一例は、下記式によりフィルタ係数を決定して処理対象のデジタル画像Aを処理することである。

すなわち、上述したこれらの発明に係るデジタル画像処理方法において、 i を前記注目画素の番号、 j を前記注目画素 i に対する前記近傍画素の番号、 w を注目画素 i に対する前記近傍画素 j の重み係数、 Ω_i を注目画素 i の近傍画素集合、 k を前記近傍画素集合 Ω_i に属する変数、 $r(i)$ を基準点か

らの注目画素 i の位置ベクトル、 $r(j)$ を前記基準点からの近傍画素 j の位置ベクトル、 $I_b(i)$ を前記別のデジタル画像 B での注目画素 i の画素値、 $I_b(j)$ を前記別のデジタル画像 B での近傍画素 j の画素値、 F を画素間の距離を変数とする任意の関数、 H を別のデジタル画像 B における近傍画素の画素値の差分を変数とする任意の関数としたときに、

前記処理対象のデジタル画像 A のフィルタリング処理における前記フィルタ係数 $W(i, j)$ を、

$W(i, j) = w(i, j) / \sum w(i, k)$ (ただし、 $\sum w(i, k)$ は近傍画素集合 Ω_i に属する変数 k の $w(i, k)$ の総和)

$w(i, j) = F(|r(i) - r(j)|) \times H(|I_b(i) - I_b(j)|)$

なる式によって決定することを特徴とするものである。

[0015] 上記式により、別のデジタル画像 B における近傍画素の画素値の差分を変数とする任意の関数 H も用いて注目画素 i に対する近傍画素 j の重み係数 $w(i, j)$ を求め、さらにその重み係数 $w(i, j)$ を用いてフィルタ係数 $W(i, j)$ を決定する。これにより、別のデジタル画像 B も用いてフィルタ係数 $W(i, j)$ を決定する。

[0016] また、この発明に係る撮影装置は、撮影を行う撮影装置であって、フィルタリング処理におけるフィルタ係数を決定するフィルタ決定手段と、撮影された画像に基づくデジタル画像を処理するデジタル画像処理手段とを備え、 A を処理対象のデジタル画像、 B を当該処理対象のデジタル画像 A と同一の対象物を撮影した別のデジタル画像としたときに、前記フィルタ決定手段は、処理対象となる注目画素と当該注目画素の周囲にある近傍画素とに関する画素間の距離情報および画素値の差分情報に基づいて、さらに前記別のデジタル画像 B の情報も用いて、前記フィルタ係数を決定して、前記デジタル画像処理手段は、フィルタ決定手段で決定されたフィルタ係数を用いて前記処理対象のデジタル画像 A を処理することを特徴とするものである。

[0017] この発明に係る撮影装置によれば、フィルタリング処理におけるフィルタ

係数を決定するフィルタ決定手段と、撮影された画像に基づくデジタル画像を処理するデジタル画像処理手段とを備える。フィルタ決定手段は、処理対象となる注目画素と当該注目画素の周囲にある近傍画素とに関する画素間の距離情報および画素値の差分情報に基づいて、さらに別のデジタル画像Bの情報も用いて、フィルタ係数を決定して、デジタル画像処理手段は、フィルタ決定手段で決定されたフィルタ係数を用いて処理対象のデジタル画像Aを処理する。このように、別のデジタル画像Bも用いてフィルタ係数を決定することで、処理対象のデジタル画像Aのノイズレベルに影響されることなく、フィルタ処理を行うことができる。その結果、この発明に係るデジタル画像処理方法でも述べたように、空間分解能の維持とノイズの低減とをともに図ることができる。

[0018] 上述したこの発明に係る撮影装置において、静止画を撮影するカメラ機能または動画を撮影するビデオ機能を有した撮影手段と、その撮影手段で撮影された画像からデジタル画像に変換するデジタル画像変換手段とを備えるのが好ましい。このような撮影手段とデジタル画像変換手段とを備えることで、静止画を撮影あるいは動画を撮影手段で撮影しつつ、撮影手段で撮影された画像（アナログ画像）からデジタル画像変換手段はデジタル画像に変換して、変換されたデジタル画像をデジタル画像処理手段は処理することができる。

[0019] 上述したこれらの発明に係る撮影装置の一例は、核医学診断を行う核医学診断装置であって、核医学診断で得られた核医学データに基づくデジタル画像をデジタル画像処理手段は処理するのが好ましい。この発明に係るデジタル画像処理方法でも述べたように、核医学診断で得られた核医学データに基づくデジタル画像（核医学画像）は機能画像であり、解剖学的な情報に乏しい。そこで、処理対象のデジタル画像Aを、核医学データに基づくデジタル画像とし、別のデジタル画像Bを形態画像とする。これにより、解剖学的な情報を有した形態画像を別のデジタル画像Bとして用いることで、空間分解能が高く、ノイズの小さな形態画像を利用することになる。したがって、処

理対象のデジタル画像が、解剖学的な情報に乏しい機能画像である核医学画像であっても、空間分解能の維持とノイズの低減とをともに図ることができる。

発明の効果

[0020] この発明に係るデジタル画像処理方法および撮影装置によれば、別のデジタル画像Bも用いてフィルタ係数を決定することで、処理対象のデジタル画像Aのノイズレベルに影響されることなく、フィルタ処理を行うことができる。その結果、空間分解能の維持とノイズの低減とをともに図ることができる。

図面の簡単な説明

- [0021] [図1]実施例に係るPET-CT装置の側面図である。
- [図2]実施例に係るPET-CT装置のブロック図である。
- [図3]γ線検出器の具体的構成の概略図である。
- [図4]フィルタリング処理を含む一連のデジタル画像処理の流れを示すフローチャートである。
- [図5]近傍画素集合を模式的に示した図である。
- [図6]重み係数を与える、近傍画素の画素値の差分を変数とする非増加関数の例である。
- [図7]フィルタカーネルの模式図である。
- [図8]変形例に係る近傍画素集合を模式的に示した図である。
- [図9]実証データ（シミュレーション実験）に用いられる原画像である。
- [図10]図9の原画像に人為的にノイズを付加したノイズ有りの画像である。
- [図11]実証データ（シミュレーション実験）に用いられる形態画像である。
- [図12]従来手法1として一般的なガウシアンフィルタによるフィルタリングの処理結果である。
- [図13]従来手法1として一般的なガウシアンフィルタによるフィルタリングの処理結果である。
- [図14]従来手法1として一般的なガウシアンフィルタによるフィルタリング

の処理結果である。

[図15]従来手法2としてバイラテラルフィルタによるフィルタリングの処理結果である。

[図16]従来手法2としてバイラテラルフィルタによるフィルタリングの処理結果である。

[図17]従来手法2としてバイラテラルフィルタによるフィルタリングの処理結果である。

[図18]従来手法2としてバイラテラルフィルタによるフィルタリングの処理結果である。

[図19]従来手法2としてバイラテラルフィルタによるフィルタリングの処理結果である。

[図20]従来手法2としてバイラテラルフィルタによるフィルタリングの処理結果である。

[図21]本実施例の提案手法（形態画像を利用したバイラテラルフィルタ）によるフィルタリングの処理結果である。

[図22]本実施例の提案手法（形態画像を利用したバイラテラルフィルタ）によるフィルタリングの処理結果である。

[図23]本実施例の提案手法（形態画像を利用したバイラテラルフィルタ）によるフィルタリングの処理結果である。

[図24]本実施例の提案手法（形態画像を利用したバイラテラルフィルタ）によるフィルタリングの処理結果である。

[図25]本実施例の提案手法（形態画像を利用したバイラテラルフィルタ）によるフィルタリングの処理結果である。

[図26]本実施例の提案手法（形態画像を利用したバイラテラルフィルタ）によるフィルタリングの処理結果である。

実施例

[0022] 以下、図面を参照してこの発明の実施例を説明する。図1は、実施例に係るPET-CT装置の側面図であり、図2は、実施例に係るPET-CT装

置のブロック図である。本実施例では、撮影装置として、PET装置とX線CT装置とを組み合わせたPET-CT装置を例に採って説明する。

[0023] 図1に示すように、本実施例に係るPET-CT装置1は、水平姿勢の被検体Mを載置する天板2を備えている。この天板2は、上下に昇降移動、被検体Mの体軸に沿って平行移動するように構成されている。PET-CT装置1は、天板2に載置された被検体Mを診断するPET装置3を備えている。その他に、PET-CT装置1は、被検体MのCT画像を取得するX線CT装置4を備えている。PET-CT装置1は、この発明における撮影装置に相当する。

[0024] PET装置3は、開口部31aを有したガントリ31と被検体Mから発生した γ 線を検出する γ 線検出器32とを備えている。 γ 線検出器32は、被検体Mの体軸周りを取り囲むようにしてリング状に配置されており、ガントリ31内に埋設されている。 γ 線検出器32は、シンチレータブロック32aとライトガイド32bと光電子増倍管(PMT)32c(図3を参照)とを備えている。シンチレータブロック32aは、複数のシンチレータからなる。放射性薬剤が投与された被検体Mから発生した γ 線をシンチレータブロック32aが光に変換して、変換されたその光をライトガイド32bが案内して、光電子増倍管32cが光電変換して電気信号に出力する。 γ 線検出器32や後述するX線検出器43は、この発明における撮影手段に相当する。 γ 線検出器32の具体的な構成については、図3で後述する。

[0025] 一方、X線CT装置4は、開口部41aを有したガントリ41を備えている。ガントリ41内には、被検体MにX線を照射するX線管42と、被検体Mを透過したX線を検出するX線検出器43とを配設している。X線管42およびX線検出器43が互いに対向位置になるようにそれぞれを配設しており、モータ(図示省略)の駆動によってガントリ41内でX線管42およびX線検出器43を被検体Mの体軸の軸心周りに回転させる。本実施例では、X線検出器43としてフラットパネル型X線検出器(FPD)を採用している。

[0026] 図1(a)では、PET装置3のガントリ31とX線CT装置4のガントリ41とを互いに別体としたが、図1(b)に示すように、一体型に構成してもよい。

[0027] 続いて、PET-CT装置1のブロック図について説明する。図2に示すように、PET-CT装置1は、上述した天板2やPET装置3やX線CT装置4の他に、コンソール5を備えている。PET装置3は、上述したガントリ31や γ 線検出器32の他に、同時計数回路33を備えている。

[0028] コンソール5は、PETデータ収集部51とCTデータ収集部52とデジタル画像変換部53と重畳処理部54とフィルタ決定部55とデジタル画像処理部56とメモリ部57と入力部58と出力部59とコントローラ60とを備えている。デジタル画像変換部53は、この発明におけるデジタル画像変換手段に相当し、フィルタ決定部55は、この発明におけるフィルタ決定手段に相当し、デジタル画像処理部56は、この発明におけるデジタル画像処理手段に相当する。

[0029] 同時計数回路33は、 γ 線が γ 線検出器32で同時に検出（すなわち同時計数）されたか否かを判定する。同時計数回路33で同時計数されたPETデータをコンソール5のPETデータ収集部51に送り込む。一方、X線検出器43で検出されたX線に基づくCTデータ（X線CT用のデータ）をコンソール5のCTデータ収集部52に送り込む。

[0030] PETデータ収集部51は、同時計数回路33から送り込まれたPETデータを、PET装置3で撮影されたアナログ画像（PET用のアナログ画像）として収集する。PETデータ収集部51で収集されたアナログ画像をデジタル画像変換部53に送り込む。

[0031] 一方、CTデータ収集部52は、X線検出器43から送り込まれたCTデータを、X線CT装置4で撮影されたアナログ画像（X線CT用のアナログ画像）として収集する。CTデータ収集部52で収集されたアナログ画像をデジタル画像変換部53に送り込む。

[0032] デジタル画像変換部53は、撮影された画像（アナログ画像）からデジタ

ル画像に変換する。本実施例の場合には、デジタル画像変換部53は、PET装置3で撮影され、PETデータ収集部51を介して送り込まれたPET用のアナログ画像からデジタル画像に変換してPET用のデジタル画像（以下、単に「PET画像」と呼ぶ）を出力する。また、デジタル画像変換部53は、X線CT装置4で撮影され、CTデータ収集部52を介して送り込まれたX線CT用のアナログ画像からデジタル画像に変換してX線CT用のデジタル画像（以下、単に「CT画像」）を出力する。各々のデジタル画像（PET画像，CT画像）を重畳処理部54に送り込む。

[0033] 重畳処理部54は、デジタル画像変換部53でデジタル画像に変換されたPET画像およびCT画像を互いに位置合わせして重ね合わせる重畳処理を行う。また、CT画像をトランスミッションデータとしてPET画像に作用させて、PET画像の吸収補正を行ってもよい。重畳処理部54で重畳処理されたPET画像およびCT画像を、フィルタ決定部55およびデジタル画像処理部56に送り込む。

[0034] フィルタ決定部55は、フィルタリング処理におけるフィルタ係数を決定する。本実施例の場合には、PET画像およびCT画像を用いてフィルタ係数を決定する。フィルタ決定部55で決定されたフィルタ係数をデジタル画像処理部56に送り込む。

[0035] デジタル画像処理部56は、撮影された画像に基づくデジタル画像を処理する。本実施例の場合には、デジタル画像処理部56は、PET装置3で撮影され、PETデータ収集部51，デジタル画像変換部53および重畳処理部54を介して送り込まれたPET画像を処理する。また、デジタル画像処理部56で処理されたPET画像と、X線CT装置4で撮影され、CTデータ収集部52，デジタル画像変換部53および重畳処理部54を介して送り込まれたCT画像とを再度重ね合わせる重畳処理を行ってもよい。

[0036] メモリ部57は、コントローラ60を介して、PETデータ収集部51やCTデータ収集部52やデジタル画像変換部53や重畳処理部54やデジタル画像処理部56で収集，変換あるいは処理された各々の画像に関するデー

タ、フィルタ決定部 55 で決定されたフィルタ係数などのデータを書き込んで記憶し、適宜必要に応じて読み出して、コントローラ 60 を介して、各々のデータを出力部 59 に送り込んで出力する。メモリ部 57 は、ROM (Read-only Memory) や RAM (Random-Access Memory) などに代表される記憶媒体で構成されている。

[0037] 入力部 58 は、オペレータが入力したデータや命令をコントローラ 60 に送り込む。入力部 60 は、マウスやキーボードやジョイスティックやトラックボールやタッチパネルなどに代表されるポインティングデバイスで構成されている。出力部 59 は、モニタなどに代表される表示部やプリンタなどで構成されている。

[0038] コントローラ 60 は、実施例に係る PET-CT 装置 1 を構成する各部分を統括制御する。コントローラ 60 は、中央演算処理装置 (CPU) などで構成されている。PET データ収集部 51 や CT データ収集部 52 やデジタル画像変換部 53 や重畳処理部 54 やデジタル画像処理部 56 で収集、変換あるいは処理された各々の画像に関するデータ、フィルタ決定部 55 で決定されたフィルタ係数などのデータを、コントローラ 60 を介して、メモリ部 57 に書き込んで記憶、あるいは出力部 59 に送り込んで出力する。出力部 59 が表示部の場合には出力表示し、出力部 59 がプリンタの場合には出力印刷する。

[0039] 放射性薬剤が投与された被検体 M から発生した γ 線を γ 線検出器 32 のうち該当する γ 線検出器 32 のシンチレータブロック 32a (図 3 を参照) が光に変換して、変換されたその光を γ 線検出器 32 の光電子増倍管 32c (図 3 を参照) が光電変換して電気信号に出力する。その電気信号を画像情報 (画素値) として同時計数回路 33 に送り込む。

[0040] 具体的には、被検体 M に放射性薬剤を投与すると、ポジトロン放出型の R1 のポジトロンが消滅することにより、2 本の γ 線が発生する。同時計数回路 33 は、 γ 線検出器 32 のシンチレータブロック 32a (図 3 を参照) の位置と γ 線の入射タイミングとをチェックし、被検体 M を挟んで互いに対向

位置にある２つのシンチレータブロック３２ａで γ 線が同時に入射したとき（すなわち同時計数したとき）のみ、送り込まれた画像情報を適正なデータと判定する。一方のシンチレータブロック３２ａのみに γ 線が入射したときには、同時計数回路３３は、ポジトロンの消滅により生じた γ 線ではなくノイズとして扱い、そのときに送り込まれた画像情報もノイズと判定してそれを棄却する。

[0041] 同時計数回路３３に送り込まれた画像情報をPETデータ（エミッションデータ）として、PETデータ収集部５１に送り込む。PETデータ収集部５１は、送り込まれたPETデータを収集して、デジタル画像変換部５３に送り込む。

[0042] 一方、X線管４２およびX線検出器４３を回転させながらX線管４２から被検体MにX線を照射して、被検体Mの外部から照射されて被検体Mを透過したX線をX線検出器４３が電気信号に変換することでX線を検出する。X線検出器４３で変換された電気信号を画像情報（画素値）としてCTデータ収集部５２に送り込む。CTデータ収集部５２は、送り込まれた画像情報の分布をCTデータとして収集して、デジタル画像変換部５３に送り込む。

[0043] デジタル画像変換部５３は、アナログの画素値をデジタルの画素値に変換することで、PETデータ収集部５１から送り込まれたPET用のアナログ画像（PETデータ）からPET用のデジタル画像（PET画像）に変換するとともに、CTデータ収集部５２から送り込まれたX線CT用のアナログ画像（CTデータ）からX線CT用のデジタル画像（CT画像）に変換する。そして、重畳処理部５４に送り込む。

[0044] 後段の重畳処理部５４やフィルタ決定部５５やデジタル画像処理部５６の具体的な機能については詳しく後述する。

[0045] 次に、本実施例に係る γ 線検出器３２の具体的な構成について、図３を参照して説明する。図３は、 γ 線検出器の具体的な構成の概略図である。

[0046] γ 線検出器３２は、深さ方向に減衰時間が互いに異なる検出素子であるシンチレータを複数組み合わせる構成されたシンチレータブロック３２ａと、

シンチレータブロック 3 2 a に光学的に結合されたライトガイド 3 2 b と、ライトガイド 3 2 b に光学的に結合された光電子増倍管 3 2 c とを備えて構成されている。シンチレータブロック 3 2 a 中の各シンチレータは、入射された γ 線によって発光して光に変換することで γ 線を検出する。なお、シンチレータブロック 3 2 a については、必ずしも深さ方向（図 3 では r ）に減衰時間が互いに異なるシンチレータを組み合わせる必要はない。また、深さ方向に 2 層のシンチレータを組み合わせたが、単層のシンチレータでシンチレータブロック 3 2 a を構成してもよい。

[0047] 次に、重畳処理部 5 4 やフィルタ決定部 5 5 やデジタル画像処理部 5 6 の具体的な機能について、図 4 ～図 7 を参照して説明する。図 4 は、フィルタリング処理を含む一連のデジタル画像処理の流れを示すフローチャートであり、図 5 は、近傍画素集合を模式的に示した図であり、図 6 は、重み係数を与える、近傍画素の画素値の差分を変数とする非増加関数の例であり、図 7 は、フィルタカーネルの模式図である。

[0048] A を処理対象のデジタル画像、B を当該処理対象のデジタル画像 A と同一の対象物（本実施例では被検体 M の関心領域）を撮影した別のデジタル画像とする。本実施例では、処理対象のデジタル画像 A として、機能画像である PET 画像を例に採って説明するとともに、別のデジタル画像 B として、形態画像である CT 画像を例に採って説明する。したがって、CT 画像の情報も用いて、PET 画像のノイズ除去処理（フィルタリング処理）を行う。

[0049] （ステップ S 1）PET 画像・CT 画像の画素サイズ統一

一般に、CT 画像の画素サイズは PET 画像の画素サイズよりも小さい。そこで、両画像の画素サイズを事前に統一しておく。本実施例では、CT 画像の画素サイズを拡大して、PET 画像の画素サイズに合わせる。ここで、「画素サイズを拡大」するとは、1 つの画素サイズ自体を拡大する意味でなく、CT 画像において、PET 画像の画素サイズに対応した複数の画素を 1 つの画素に統合（結合）する意味であることに留意されたい。

[0050] （ステップ S 2）PET 画像・CT 画像の重畳処理

P E T画像とC T画像との位置がずれている場合には、重畳処理部54（図2を参照）は、P E T画像およびC T画像を互いに位置合わせして重ね合わせる重畳処理を行う。ここでの位置合わせおよび重畳処理とは、出力部59（図2を参照）のモニタに両画像を表示して入力部58（図2を参照）により手動で両画像を動かして位置合わせおよび重畳処理を行う意味でなく、演算により両画像の画素値の分布を規定して、各分布が一致するように両画像を演算により平行移動あるいは回転移動させる意味であることに留意されたい。

[0051] （ステップS3）フィルタカーネルサイズの設定

フィルタカーネル（フィルタ係数）のサイズ（近傍画素集合 Ω_i ）を全ての画素に対して設定する。本実施例では、図5に示すようにフィルタカーネルの形状を正方形とする。正方形に設定されたフィルタカーネルの中央の画素を（処理対象となる）注目画素（図5の番号*i*を参照）とし、当該フィルタカーネルの周囲の画素（図5の灰色を参照）を、注目画素に対する近傍画素とし、これらの近傍画素の集合を近傍画素集合（図5の記号 Ω_i を参照）とする。図5では、注目画素も含めてフィルタカーネルのサイズは、画素行が3行、画素列が3列の9つの画素の大きさであるので、注目画素を除いた残りの8つの近傍画素は、注目画素の隣接画素となる。

[0052] （ステップS4）重み関数F，Hの設定

処理対象となる注目画素と当該注目画素の周囲にある近傍画素とに関する画素間の距離情報および画素値の差分情報に基づいて、フィルタ決定部55（図2を参照）は、さらには別のデジタル画像（本実施例ではC T画像）Bの情報も用いて、フィルタ係数を決定する。具体的には、フィルタ係数の特性を左右する下記（3）式および下記（4）式の実数値関数F，Hを設定する。

[0053] Fは、画素間の距離を変数とする任意の関数であって、画素間の距離に依存した重みを与える関数（「重み関数」とも呼ぶ）である。本実施例では、Fを標準偏差 σ_r のガウス関数とする。 r は近傍画素と注目画素との画素間の

距離であって、後述するように $r(i)$ を基準点からの注目画素 i の位置ベクトル、 $r(j)$ を基準点からの近傍画素 j の位置ベクトルとすると、 r は $\|r(i) - r(j)\|$ で表される。基準点については特に限定されないが、ある画素を原点としたときに、その原点を基準点としてもよいし、注目画素を常に基準点としてもよい。いずれにしても、同じ隣接画素と注目画素との距離でも、図5に示す近傍画素集合 Ω_i の場合には、注目画素に対して右上、左上、右下あるいは左下に位置する隣接画素と注目画素との距離は、注目画素に対して上下左右に位置する隣接画素と注目画素との距離の $\sqrt{2}$ 倍になる。なお、ガウス関数は正規分布であるが、 r が絶対値で必ず正の実数となるので、 F は非増加関数となる。

[0054] 一方、 H は、別のデジタル画像（本実施例ではCT画像） B における近傍画素の画素値の差分を変数とする任意の関数であって、本実施例ではCT画像 B のエッジ強度（隣接画素と注目画素との画素値の差分）に依存した重みを与える関数（重み関数）である。本実施例では、 H を図6に示す二値関数（閾値 T_a ）とする。図6では、後述するように $a(i)$ を形態画像であるCT画像 B での注目画素 i の画素値、 $a(j)$ をCT画像 B での近傍画素 j の画素値とすると、画素値の差分は $|a(i) - a(j)|$ で表される。また、画素値の差分 $|a(i) - a(j)|$ を変数とする関数 H は、非増加関数であるのが好ましい。例えば、図6のように画素値の差分値が閾値 T_a 以下の領域では値が“1”の定数の関数であって、画素値の差分値が当該閾値 T_a よりも高い領域では値が“0”の定数の関数となる二値関数であってもよい。

[0055] なお、図6では画素値の差分値が閾値 T_a 以下の領域では値が“1”の定数の関数であったが、 $a > 0$ を満たすのであれば、 a の値は“1”に限定されない。また、閾値を2つ以上に設定し（例えば $T_a < T_b$ ）、 $a > b > 0$ を満たし、画素値の差分値が閾値 T_a 以下の領域では値が“ a ”の定数の関数であって、画素値の差分値が閾値 T_a よりも高く閾値 T_b 以下の領域では値が“ b ”の定数の関数であって、画素値の差分値が T_b よりも高い領域では値が“0”の定数の関数となる多値関数であってもよい。また、非増加関数であれば

、必ずしも一部の画素値の差分値での領域において関数の値が一定である必要はなく、関数の値が滑らかに単調に減少してもよいし、一部の画素値の差分値での領域において関数の値が一定であって、他の領域において関数の値が滑らかに単調に減少してもよい。

[0056] (ステップS5) $i = 1$

注目画素 i に対して、下記(3)式および下記(4)式にしたがってフィルタ係数を演算して決定する(ステップS6)。さらに、注目画素 i のフィルタリング処理を行う(ステップS7)。そのために、先ず、注目画素 $i = 1$ と設定する。

[0057] (ステップS6) 画素 i に関するフィルタ係数の決定

ステップS5で注目画素 $i = 1$ と設定された、あるいは後述するステップS10で $i \leq N$ (ここで N は画素数) であれば、後述するステップS9で $i = i + 1$ で設定された(すなわち、右辺「 $i + 1$ 」を左辺 i に代入することで i の値を1つインクリメントした) 注目画素 i に関するフィルタ係数を演算して決定する。具体的には、処理対象となる注目画素 i と当該注目画素の周囲にある近傍画素 j とに関する画素間の距離情報(本実施例では $\|r(i) - r(j)\|$) および画素値の差分情報(本実施例では $\|a(i) - a(j)\|$) に基づいて、フィルタ決定部55(図2を参照)は、CT画像Bの情報も用いて、下記(3)式および下記(4)式によりフィルタ係数 W を決定する。

[0058] [数2]

$$W(i, j) = \frac{w(i, j)}{\sum_{k \in \Omega_i} w(i, k)} \quad \dots (3)$$

$$w(i, j) = \frac{F(\|r(i) - r(j)\|)}{\sum_{k \in \Omega_i} F(\|r(i) - r(k)\|)} \times \frac{H(\|a(i) - a(j)\|)}{\sum_{k \in \Omega_i} H(\|a(i) - a(k)\|)} \quad \dots (4)$$

[0059] ここで、 i は注目画素の番号、 j は注目画素 i に対する近傍画素(隣接画

素)の番号、 w は注目画素 i に対する近傍画素(隣接画素) j の重み係数、 Ω_i は注目画素 i の近傍画素集合(図5を参照)、 k は近傍画素集合 Ω_i に属する変数、 $r(i)$ は基準点からの注目画素 i の位置ベクトル、 $r(j)$ はその基準点からの近傍画素 j の位置ベクトル、 $a(i)$ は形態画像であるCT画像Bでの注目画素 i の画素値、 $a(j)$ はCT画像Bでの近傍画素(隣接画素) j の画素値、 F 、 H は任意の関数(重み関数)をそれぞれ表す。上述したように、重み関数 F 、 H は非増加関数であるのが好ましく、本実施例では、 F を標準偏差 σ_r のガウス関数とし、図6に示すように H を二値関数とする。また、上記(3)式で $\sum w(i, k)$ (ただし、 $\sum w(i, k)$ は近傍画素集合 Ω_i に属する変数 k の $w(i, k)$ の総和)で除算したのは、フィルタ係数 W の正規化のためである。

[0060] つまり、本実施例は、形態画像であるCT画像Bが有する臓器の輪郭情報を先験的な情報として利用した核医学画像(本実施例ではPET画像A)のエッジ保存型平滑化フィルタの手法に関する。核医学画像(PET画像A)の画素値は、上述したように生理学的な情報を有しており、臓器の機能(代謝能、血流量など)を反映した数値であることから、臓器ごとに機能が異なる。すなわち、画素値は臓器に応じて異なると考えられる。そこで、核医学画像(PET画像A)に施す平滑化フィルタのフィルタ係数 W を、形態画像(本実施例ではCT画像B)の画素値情報(本実施例では $|a(i) - a(j)|$)を利用して、上記(3)式および上記(4)式により計算して決定する。

[0061] 従来技術でのバイラテラルフィルタでは、核医学画像(PET画像A)中の画素間にエッジがあるか否かを核医学画像(PET画像A)自身の画素値情報を用いて判断するので、ノイズ由来の偽のエッジを検出して保存してしまいやすい。そこで、本実施例では、核医学画像(PET画像A)中の画素間にエッジがあるか否かを、別のデジタル画像、本実施例では高分解能かつ低ノイズの形態画像(CT画像B)の画素値情報を用いて判断するので、核医学画像(PET画像A)のノイズレベルに影響されることなく、エッジ保

存型平滑化フィルタによる平滑化処理を実現することができる。

- [0062] 例えば、形態画像（C T画像）B中のエッジの大きさを判断する関数Hとして、図6に示すように、画素値の差分 $|a(i) - a(j)|$ がある閾値 T_a よりも大きければ“0”（エッジ有り）、閾値 T_a 以下であれば“1”（エッジなし）をとる二値関数を用いる。かかる二値関数を用いれば、図7に示すようにエッジを跨がない領域内のみで平滑化が発生するので、ノイズの低減と同時にエッジ（空間分解能）の保存を実現することができる。
- [0063] 図7の上段に示すようにC T画像において注目画素がA、Dのときには、エッジが十分離れており、フィルタカーネルのサイズ（近傍画素集合 Ω_A 、 Ω_D ）がエッジにかからない。よって、図7の下段の左端や右端に示すように、“1”（エッジなし）の値をとる重み関数Hを用いて通常の重みづけにより平滑化処理を行う。
- [0064] 一方、図7の上段に示すようにC T画像において注目画素がB、Cのときには、エッジが近接しており、フィルタカーネルのサイズ（近傍画素集合 Ω_B 、 Ω_C ）がエッジを跨ぐ。よって、図7の下段の左から二番目や右から二番目に示すように、エッジを跨がない領域では“1”（エッジなし）の値をとり、エッジを跨ぐ領域では“0”（エッジ有り）の値をとる重み関数Hを用いる。その結果、エッジを跨がない領域内のみでは通常の重みづけにより平滑化処理を行い、エッジを跨ぐ領域では重みづけを小さく（図6や図7では“0”）して平滑化を行わないようにする。
- [0065] このとき、参照する画像情報が、従来の核医学画像自身でなく、高分解能かつ低ノイズの形態画像（C T画像）であるので、核医学画像中に含まれるノイズ由来の偽のエッジに左右されることなく、平滑化処理を行うことができる。
- [0066] （ステップS7）画素iのフィルタリング処理
- ステップS6で上記（3）式および上記（4）式によりフィルタ係数Wを決定したら、デジタル画像処理部56（図2を参照）は、フィルタ決定部55（図2を参照）で決定されたフィルタ係数Wを用いて処理対象のデジタル

画像（本実施例ではP E T画像）Aを処理する。これによって、注目画素 i のフィルタリング処理（加重平均値の計算）を行う。

[0067] （ステップS 8）処理後の値の保存

フィルタリング処理後の値を、処理前のP E T画像A（すなわち原画像）とは異なるメモリ部5 7（図1を参照）のメモリ領域に書き込んで記憶することで、原画像とは異なるメモリ領域に保存する。この保存によって、処理前のP E T画像A（原画像）が上書き保存されることなく、処理後の画像および処理前のP E T画像A（原画像）をそれぞれ保存することができる。

[0068] （ステップS 9） $i = i + 1$

$i = i + 1$ で設定することにより、 i の値を1つインクリメントする。ここでの「=」は等号を意味するものではなく代入を意味することに留意されたい。よって、右辺「 $i + 1$ 」を左辺 i に代入することで i の値を1つインクリメントすることになる。

[0069] （ステップS 10） $i \leq N$

N を画素数とし、 $i \leq N$ であるか否かを判断する。 $i \leq N$ であれば、全ての画素に対するフィルタリング処理が終了していないとして、ステップS 6に戻って、ステップS 6～S 10をループさせて、全ての画素に対するフィルタリング処理が終了するまでステップS 6～S 10を繰り返し行う。 $i > N$ であれば、全ての画素に対するフィルタリング処理が終了したとして、図4の一連のデジタル画像処理を終了する。

[0070] 本実施例に係るデジタル画像処理方法によれば、別のデジタル画像（本実施例ではC T画像）Bも用いてフィルタ係数 W を決定することで、処理対象のデジタル画像（本実施例ではP E T画像）Aのノイズレベルに影響されることなく、フィルタ処理を行うことができる。その結果、空間分解能の維持とノイズの低減とをともに図ることができる。

[0071] 上述した別のデジタル画像Bは本実施例のようにC T画像Bなどに代表される形態画像であるのが好ましい。特に、本実施例のように、処理対象の画像が核医学データに基づくデジタル画像（核医学画像）の場合には、核医学

画像は生理学的な情報を有しており、「機能画像」と呼ばれているが、解剖学的な情報に乏しい。そこで、解剖学的な情報を有した形態画像を別のデジタル画像（ＣＴ画像）Ｂとして用いることで、空間分解能が高く、ノイズの小さな形態画像（本実施例ではＣＴ画像Ｂ）を利用することになり、より一層の効果を奏する。

[0072] また、フィルタ係数 W を決定するための、画素値の差分（本実施例では $|a(i) - a(j)|$ ）を変数とする関数（本実施例では重み関数 H ）は、非増加関数であるのが好ましい。画素値の差分値が小さければ値が大きな関数を用いることで平滑化を行うことができ、画素値の差分値が大きければ値が小さな関数を用いることで差分値が大きなエッジの保存を実現することができる。ここで「非増加関数」とは、画素値の差分値が大きくなるにしたがって関数の値が増加しなければよいので、一部の画素値の差分値での領域において関数の値が一定であってもよい。よって、図６のように、画素値の差分値がある閾値（図６では T_a ）以下の領域では値が“ a ”（ただし $a > 0$ ）（図６では $a = 1$ ）の定数の関数であって、画素値の差分値が当該閾値（図６では T_a ）よりも高い領域では値が“ 0 ”の定数の関数も、非増加関数である。

[0073] また、上記（３）式および上記（４）式を一般化したら下記式のように表される。

すなわち、処理対象のデジタル画像（ＰＥＴ画像）Ａのフィルタリング処理におけるフィルタ係数 $W(i, j)$ を、

$W(i, j) = w(i, j) / \sum w(i, k)$ （ただし、 $\sum w(i, k)$ は近傍画素集合 Ω_i に属する変数 k の $w(i, k)$ の総和）

$w(i, j) = F(|r(i) - r(j)|) \times H(|I_b(i) - I_b(j)|)$

なる式によって決定する。

[0074] なお、上記式での各々の記号は、上記（１）式～（４）式と共通している。ただし、 $I_b(i)$ を別のデジタル画像Ｂでの注目画素 i の画素値、 $I_b(j)$

j) を別のデジタル画像Bでの近傍画素 j の画素値としている。そして、上記 (4) 式中の $F(|r(i) - r(j)|) / \sum F(|r(i) - r(k)|)$ (ただし、 $\sum F(|r(i) - r(k)|)$ は近傍画素集合 Ω_i に属する変数 k の $F(|r(i) - r(k)|)$ の総和) を前の段落中の式での $F(|r(i) - r(j)|)$ に一般化している。同様に、上記 (4) 式中の $H(|a(i) - a(j)|) / \sum H(|a(i) - a(k)|)$ (ただし、 $\sum H(|a(i) - a(k)|)$ は近傍画素集合 Ω_i に属する変数 k の $H(|a(i) - a(k)|)$ の総和) を前の段落中の式での $H(|l_b(i) - l_b(j)|)$ に一般化している。

[0075] 上記式により、別のデジタル画像（本実施例ではCT画像）Bにおける近傍画素の画素値の差分を変数とする任意の関数Hも用いて注目画素 i に対する近傍画素 j の重み係数 $w(i, j)$ を求め、さらにその重み係数 $w(i, j)$ を用いてフィルタ係数 $W(i, j)$ を決定する。これにより、別のデジタル画像（CT画像）Bも用いてフィルタ係数 $W(i, j)$ を決定する。

[0076] また、上述の構成を備えた本実施例に係るPET-CT装置1によれば、フィルタリング処理におけるフィルタ係数を決定するフィルタ決定部55と、撮影された画像に基づくデジタル画像（本実施例ではPET画像A）を処理するデジタル画像処理部56とを備えている。フィルタ決定部55は、処理対象となる注目画素と当該注目画素の周囲にある近傍画素とに関する画素間の距離情報および画素値の差分情報に基づいて、さらに別のデジタル画像（本実施例ではCT画像）Bの情報も用いて、フィルタ係数Wを決定して、デジタル画像処理部56は、フィルタ決定部55で決定されたフィルタ係数Wを用いて処理対象のデジタル画像（PET画像）Aを処理する。このように、別のデジタル画像（CT画像）Bも用いてフィルタ係数を決定することで、処理対象のデジタル画像（PET画像）Aのノイズレベルに影響されることなく、フィルタ処理を行うことができる。その結果、本実施例に係るデジタル画像処理方法でも述べたように、空間分解能の維持とノイズの低減とをともに図ることができる。

[0077] 本実施例に係るPET-CT装置1において、静止画を撮影するカメラ機能または動画を撮影するビデオ機能を有した撮影部（本実施例では γ 線検出器32やX線検出器43）と、その γ 線検出器32で撮影された画像からデジタル画像に変換するデジタル画像変換部53とを備えるのが好ましい。このような撮影部（ γ 線検出器32やX線検出器43）とデジタル画像変換部53とを備えることで、静止画を撮影あるいは動画を撮影部（ γ 線検出器32やX線検出器43）で撮影しつつ、撮影部（ γ 線検出器32やX線検出器43）で撮影された画像（アナログ画像）からデジタル画像変換部53はデジタル画像（本実施例ではPET画像やCT画像）に変換して、変換されたデジタル画像（本実施例ではCT画像）をデジタル画像処理部56は処理することができる。

[0078] 本実施例では、撮影装置として、核医学診断を行う核医学診断装置を例に採るとともに、核医学診断装置の一種として、PET装置とX線CT装置とを組み合わせたPET-CT装置1を例に採って説明している。核医学診断で得られた核医学データに基づくデジタル画像（本実施例ではPET画像）をデジタル画像処理部56は処理するのが好ましい。本実施例に係るデジタル画像処理方法でも述べたように、核医学診断で得られた核医学データに基づくデジタル画像（核医学画像）は機能画像であり、解剖学的な情報に乏しい。そこで、処理対象のデジタル画像（本実施例ではPET画像）Aを、核医学データに基づくデジタル画像とし、別のデジタル画像Bを形態画像（本実施例ではCT画像B）とする。これにより、解剖学的な情報を有した形態画像を別のデジタル画像（CT画像）Bとして用いることで、空間分解能が高く、ノイズの小さな形態画像（CT画像B）を利用することになる。したがって、処理対象のデジタル画像（PET画像A）が、解剖学的な情報に乏しい機能画像である核医学画像であっても、空間分解能の維持とノイズの低減とをともに図ることができる。

[0079] [実験結果]

次に、シミュレーション実験による実験結果について、図9～図26を参

照して説明する。図 9 は、実証データ（シミュレーション実験）に用いられる原画像であり、図 10 は、図 9 の原画像に人為的にノイズを付加したノイズ有りの画像であり、図 11 は、実証データ（シミュレーション実験）に用いられる形態画像である。また、本実施例の提案手法（形態画像を利用したバイラテラルフィルタ）との比較のために、従来手法 1、2 の実験結果も併せて示す。図 12～図 14 は、従来手法 1 として一般的なガウシアンフィルタによるフィルタリングの処理結果であり、図 15～図 20 は、従来手法 2 としてバイラテラルフィルタによるフィルタリングの処理結果であり、図 21～図 26 は、本実施例の提案手法（形態画像を利用したバイラテラルフィルタ）によるフィルタリングの処理結果である。

[0080] シミュレーション実験として、図 9 に示す原画像に人為的にノイズを付加して、ノイズ有りの画像（図 10 を参照）を作成し、従来手法 1、2 と本実施例の提案手法とによるフィルタリング処理をそれぞれ行った。本実施例の提案手法では、フィルタリング処理に図 11 に示す形態画像を利用した。それぞれの画像サイズは 128×128 である。図 9 および図 11 の画像中の数値は、各領域を代表する画素値を表す。平滑化パラメータ σ_r 、 σ_x は半値幅でもあるので、以下、平滑化パラメータ σ_r 、 σ_x を「半値幅」と呼ぶ。

[0081] 従来手法 1 として、一般的なガウシアンフィルタ（半値幅 $\sigma_r = 1.5, 2.0, 4.0$ 画素）によるフィルタリング処理結果を図 12～図 14 に示す。図 12 は、半値幅 $\sigma_r = 1.5$ 画素のとき、図 13 は、半値幅 $\sigma_r = 2.0$ 画素のとき、図 14 は、半値幅 $\sigma_r = 4.0$ 画素のときである。

[0082] 従来手法 2 として、バイラテラルフィルタによるフィルタリングの処理結果を図 15～図 20 に示す。バイラテラルフィルタにおいて、画素間の距離に依存した重みを半値幅 $\sigma_r = 2.0, 4.0$ 画素のガウス関数とし、画素値の差分に依存した重みを半値幅 $\sigma_x = 1.0, 3.0, 6.0$ のガウス関数とした。したがって、半値幅 σ_r 、 σ_x の組み合わせは合計 6 パターンの処理結果であり、それぞれ図 15～図 20 に示す。図 15 は、半値幅 $\sigma_r = 2.0$ 画素、半値幅 $\sigma_x = 1.0$ のとき、図 16 は、半値幅 $\sigma_r = 2.0$ 画素、半値幅

$\sigma_x = 3.0$ のとき、図 17 は、半値幅 $\sigma_r = 2.0$ 画素、半値幅 $\sigma_x = 6.0$ のときである。また、図 18 は、半値幅 $\sigma_r = 4.0$ 画素、半値幅 $\sigma_x = 1.0$ のとき、図 19 は、半値幅 $\sigma_r = 4.0$ 画素、半値幅 $\sigma_x = 3.0$ のとき、図 20 は、半値幅 $\sigma_r = 4.0$ 画素、半値幅 $\sigma_x = 6.0$ のときである。

[0083] 最後に、本実施例の提案手法（形態画像を利用したバイラテラルフィルタ）によるフィルタリングの処理結果を図 21～図 26 に示す。提案手法において、画素間の距離に依存した重みを半値幅 $\sigma_r = 2.0, 4.0$ 画素のガウス関数とし、画素値の差分に依存した重みを半値幅 $\sigma_x = 0.05, 0.1, 0.2$ のガウス関数とした。したがって、半値幅 σ_r, σ_x の組み合わせは合計 6 パターンの処理結果であり、それぞれ図 21～図 26 に示す。図 21 は、半値幅 $\sigma_r = 2.0$ 画素、半値幅 $\sigma_x = 0.05$ のとき、図 22 は、半値幅 $\sigma_r = 2.0$ 画素、半値幅 $\sigma_x = 0.1$ のとき、図 23 は、半値幅 $\sigma_r = 2.0$ 画素、半値幅 $\sigma_x = 0.2$ のときである。また、図 24 は、半値幅 $\sigma_r = 4.0$ 画素、半値幅 $\sigma_x = 0.05$ のとき、図 25 は、半値幅 $\sigma_r = 4.0$ 画素、半値幅 $\sigma_x = 0.1$ のとき、図 26 は、半値幅 $\sigma_r = 4.0$ 画素、半値幅 $\sigma_x = 0.2$ のときである。

[0084] 図 12～図 14 の結果より、従来のガウシアンフィルタでは、画素間の距離を変数とするガウス関数の幅（半値幅 σ_r ）を増加させると、ノイズは減少するが、輪郭がぼやけて空間分解能が低下している。また、図 15～図 20 の結果より、従来のバイラテラルフィルタでは、画素間の距離を変数とするガウス関数の幅（半値幅 σ_r ）と画素値の差分に依存したガウス関数の幅（半値幅 σ_x ）とをそれぞれ調節しても、ノイズを十分に低減させることができない（図 15、図 16 および図 18 を参照）、またはノイズは低減するが輪郭がぼやける（図 17、図 19 および図 20 を参照）といった結果となっている。したがって、空間分解能の維持とノイズの低減とを両立することができない。

[0085] 一方、図 21～図 26 の結果より、提案手法では、画素間の距離を変数とするガウス関数の幅（半値幅 σ_r ）と形態画像の画素値の差分に依存したガウ

ス関数の幅（半値幅 σ_x ）とをそれぞれ調節することで、空間分解能の維持とノイズの低減とを両立することができる。

[0086] 以上の実験結果より、提案する形態画像を利用したバイラテラルフィルタによるフィルタリング手法は、従来のフィルタリング手法（一般的なガウシアンフィルタや形態画像を利用しない原画像自身を利用したバイラテラルフィルタによるフィルタリング手法）よりも有効であることが示された。

[0087] この発明は、上記実施形態に限られることはなく、下記のように変形実施することができる。

[0088] （１）上述した実施例では、PET装置とX線CT装置とを組み合わせたPET-CT装置を例に採って説明したが、医用画像装置全般（CT装置、MRI装置、超音波断層撮影装置、核医学断層撮影装置など）、非破壊検査CT装置、デジタルカメラ、デジタルビデオカメラなどの装置の組み合わせ、あるいは単体の装置にも適用することができる。

[0089] （２）上述した実施例では、撮影装置として、PET装置とX線CT装置とを組み合わせたPET-CT装置を例に採って説明したが、PET装置単体に適用してもよい。例えば、外部装置であるX線CT装置で得られたCT画像をPET装置に転送して、転送されたCT画像を用いてフィルタ係数を決定してもよい。同じく、PET装置以外の核医学診断装置（例えばSPECCT装置）単体に適用して、外部装置で得られ転送された別のデジタル画像（例えばCT画像）を用いてフィルタ係数を決定してもよい。

[0090] （３）上述した実施例では、CT画像を用いたPET画像のフィルタリング処理について説明したが、PET-CT装置に限定されない。CT画像を用いたSPECCT画像のフィルタリング処理を行うX線CT装置とSPECCT装置との組み合わせ、MRI画像を用いたPET画像のフィルタリング処理を行うMRI装置とPET装置との組み合わせ、MRI画像を用いたSPECCT画像のフィルタリング処理を行うMRI装置とSPECCT装置との組み合わせなどでも適用可能である。この場合には、核医学画像はPET画像あるいはSPECCT画像であり、形態画像はCT画像あるいはMRI画像である

。

[0091] (4) 上述した実施例では、撮影装置として、PET装置とX線CT装置とを組み合わせたPET-CT装置のようにマルチモダリティー装置を例に採って説明したが、MRI装置単体に適用してもよい。例えばMRI装置で得られたMRI画像から、T1強調画像と拡散強調画像とをそれぞれ作成して、拡散強調画像を処理対象のデジタル画像Aとするとともに、T1強調画像を別のデジタル画像Bとして、T1強調画像を用いてフィルタ係数を決定して、そのフィルタ係数を用いて拡散強調画像を処理してもよい。このように、同一の装置で撮影された2つの画像を用いてもよい。

[0092] (5) 上述した実施例では、フィルタカーネルの形状は、図5に示すように、画素行が3行、画素列が3列のサイズの正方形であったが、それ以外のサイズであってもよい。例えば、図8に示すように、画素行が5行、画素列が5列のサイズの正方形であってもよい。実施例の図5に示す画素行が3行、画素列が3列のサイズの正方形の場合には、近傍画素集合 Ω_i に属する画素は、注目画素を除くと全て隣接画素であったが、図8に示す画素行が5行、画素列が5列のサイズの正方形の場合には、近傍画素集合 Ω_i に属する画素は、隣接画像以外の画素も近接画素に含まれる。

[0093] (6) 上述した実施例では、フィルタカーネルの形状は正方形であったが、それ以外の閉じられた図形であれば、特に限定されず、長方形や多角形などであってもよい。

[0094] (7) 上述した実施例では、図4のフローチャートに示すように、フィルタカーネルを設定したら、全ての画素に対するフィルタリング処理が終了するまで、同じフィルタカーネルでステップS6～S10を繰り返し行ったが、注目画素 i の値を1つインクリメントするたびに、ステップS10からステップS3に戻って、フィルタカーネルを新たに設定し直してもよい。

[0095] (8) 上述した実施例では、画素間の距離を変数とする重み関数 F はガウス関数であったが、ガウス関数以外の任意の関数であってもよい。ただし、非増加関数が好ましく、実施例の重み関数 H のように二値関数や多値関数で

あってもよい。

[0096] (9) 上述した実施例では、画素値の差分を変数とする重み関数Hは二値関数であったが、二値関数以外の任意の関数であってもよい。ただし、画素値の差分値が小さければ値が大きな関数を用いることで平滑化を行うことができ、画素値の差分値が大きければ値が小さな関数を用いることで差分値が大きなエッジの保存を実現することができることを考慮すれば、非増加関数が好ましい。また、実施例でも述べたように、多値関数であってもよい。また、実施例の重み関数Fのようにガウス関数であってもよく、関数の値が滑らかに単調に減少してもよい。

産業上の利用可能性

[0097] 以上のように、この発明は、医用画像装置全般（CT装置、MRI装置、超音波断層撮影装置、核医学断層撮影装置など）、非破壊検査CT装置、デジタルカメラ、デジタルビデオカメラなどに適している。

符号の説明

[0098] 1 … PET-CT装置
32 … γ 線検出器
43 … X線検出器
53 … デジタル画像変換部
55 … フィルタ決定部
56 … デジタル画像処理部
A … 処理対象のデジタル画像（PET画像）
B … 別のデジタル画像（CT画像）

請求の範囲

[請求項1] 処理対象となる注目画素と当該注目画素の周囲にある近傍画素とに関する画素間の距離情報および画素値の差分情報に基づいてフィルタ係数を決定して、その決定されたフィルタ係数を用いてデジタル画像を処理するデジタル画像処理方法であって、

Aを処理対象のデジタル画像、Bを当該処理対象のデジタル画像Aと同一の対象物を撮影した別のデジタル画像としたときに、当該別のデジタル画像Bの情報も用いて、前記フィルタ係数を決定して、前記処理対象のデジタル画像Aを処理することを特徴とするデジタル画像処理方法。

[請求項2] 請求項1に記載のデジタル画像処理方法において、
前記別のデジタル画像Bは形態画像であることを特徴とするデジタル画像処理方法。

[請求項3] 請求項1または請求項2に記載のデジタル画像処理方法において、
前記フィルタ係数を決定するための、画素値の差分を変数とする関数は、非増加関数であることを特徴とするデジタル画像処理方法。

[請求項4] 請求項1から請求項3のいずれかに記載のデジタル画像処理方法において、

i を前記注目画素の番号、 j を前記注目画素 i に対する前記近傍画素の番号、 w を注目画素 i に対する前記近傍画素 j の重み係数、 Ω_i を注目画素 i の近傍画素集合、 k を前記近傍画素集合 Ω_i に属する変数、 $r(i)$ を基準点からの注目画素 i の位置ベクトル、 $r(j)$ を前記基準点からの近傍画素 j の位置ベクトル、 $I_b(i)$ を前記別のデジタル画像Bでの注目画素 i の画素値、 $I_b(j)$ を前記別のデジタル画像Bでの近傍画素 j の画素値、 F を画素間の距離を変数とする任意の関数、 H を別のデジタル画像Bにおける近傍画素の画素値の差分を変数とする任意の関数としたときに、

前記処理対象のデジタル画像Aのフィルタリング処理における前記

フィルタ係数 $W(i, j)$ を、

$$W(i, j) = w(i, j) / \sum w(i, k) \quad (\text{ただし、} \sum w(i, k) \text{ は近傍画素集合 } \Omega_i \text{ に属する変数 } k \text{ の } w(i, k) \text{ の総和})$$

$$w(i, j) = F(|r(i) - r(j)|) \times H(|I_b(i) - I_b(j)|)$$

なる式によって決定することを特徴とするデジタル画像処理方法。

[請求項5]

撮影を行う撮影装置であって、

フィルタリング処理におけるフィルタ係数を決定するフィルタ決定手段と、

撮影された画像に基づくデジタル画像を処理するデジタル画像処理手段と

を備え、

A を処理対象のデジタル画像、B を当該処理対象のデジタル画像 A と同一の対象物を撮影した別のデジタル画像としたときに、前記フィルタ決定手段は、処理対象となる注目画素と当該注目画素の周囲にある近傍画素とに関する画素間の距離情報および画素値の差分情報に基づいて、さらに前記別のデジタル画像 B の情報も用いて、前記フィルタ係数を決定して、

前記デジタル画像処理手段は、フィルタ決定手段で決定されたフィルタ係数を用いて前記処理対象のデジタル画像 A を処理することを特徴とする撮影装置。

[請求項6]

請求項 5 に記載の撮影装置において、

静止画を撮影するカメラ機能または動画を撮影するビデオ機能を有した撮影手段と、

その撮影手段で撮影された画像から前記デジタル画像に変換するデジタル画像変換手段と

を備えることを特徴とする撮影装置。

[請求項7]

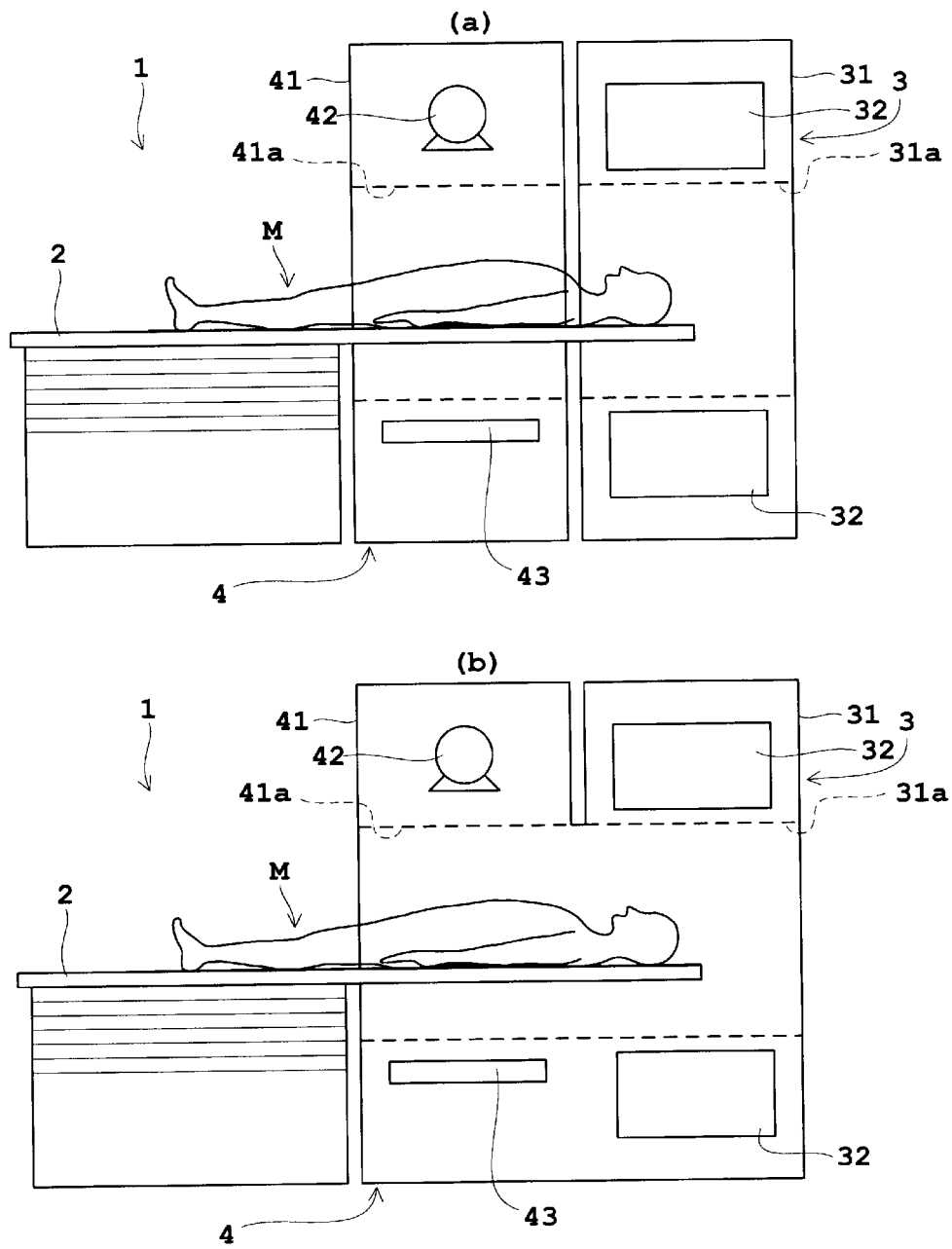
請求項 5 または請求項 6 に記載の撮影装置において、

前記撮影装置は、核医学診断を行う核医学診断装置であって、
核医学診断で得られた核医学データに基づくデジタル画像を前記デジタル画像処理手段は処理することを特徴とする撮影装置。

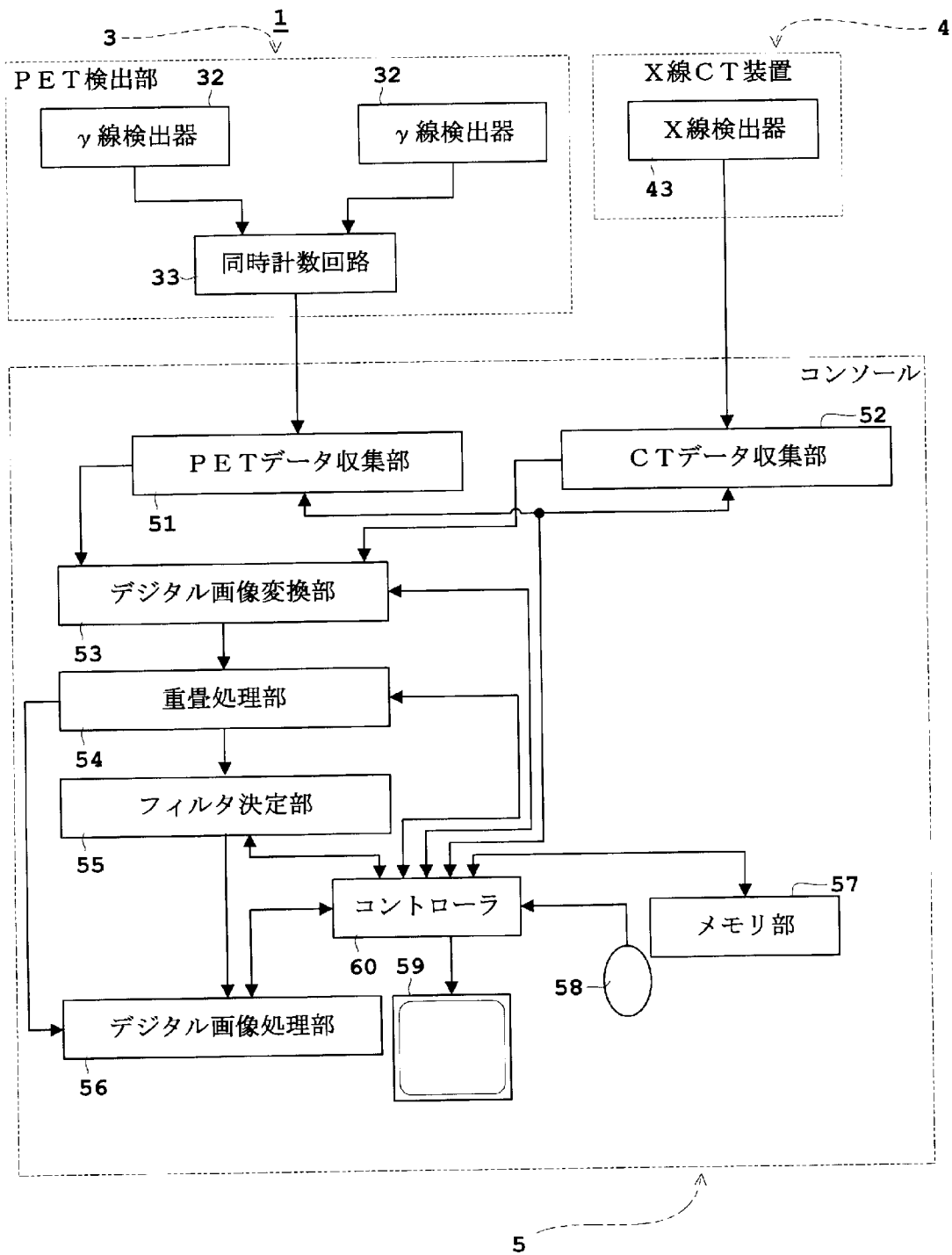
[請求項8]

請求項7に記載の撮影装置において、
前記処理対象のデジタル画像Aは、前記核医学データに基づくデジタル画像であって、
前記別のデジタル画像Bは形態画像であることを特徴とする撮影装置。

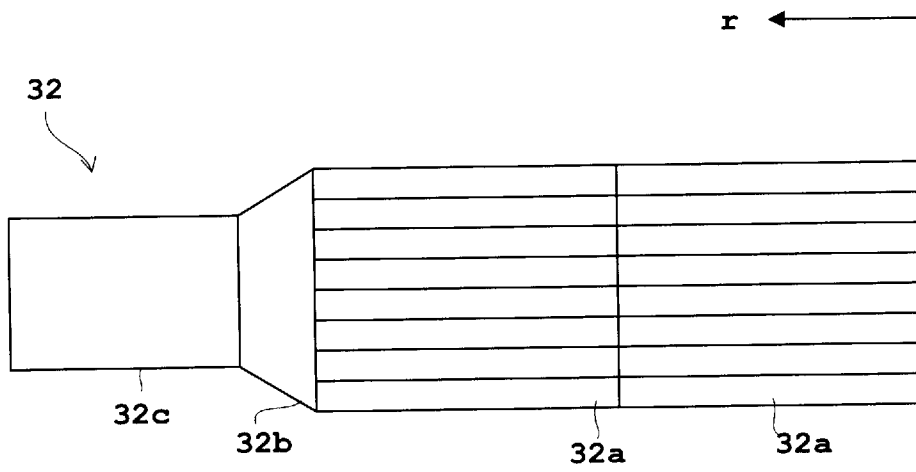
[図1]



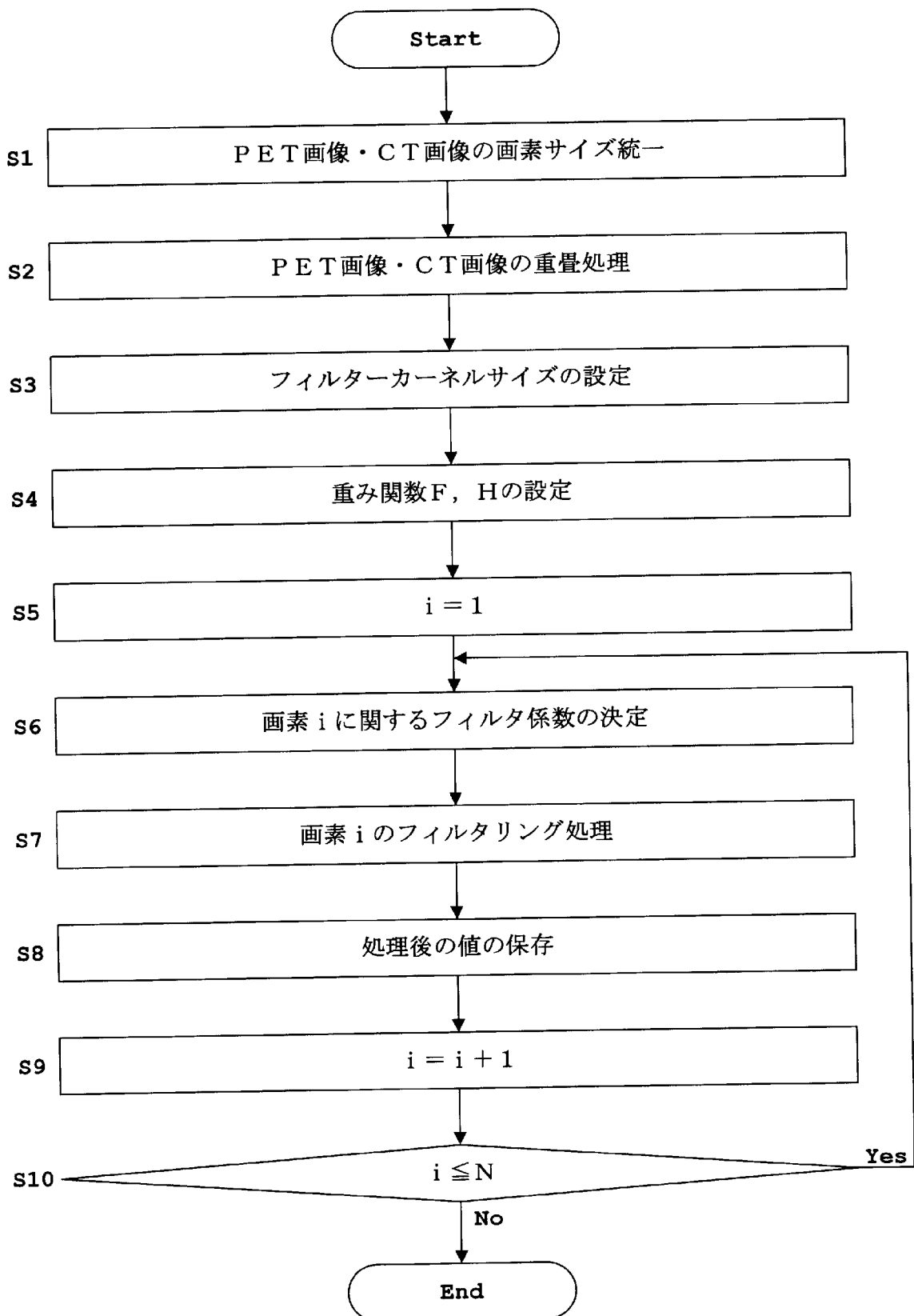
[図2]



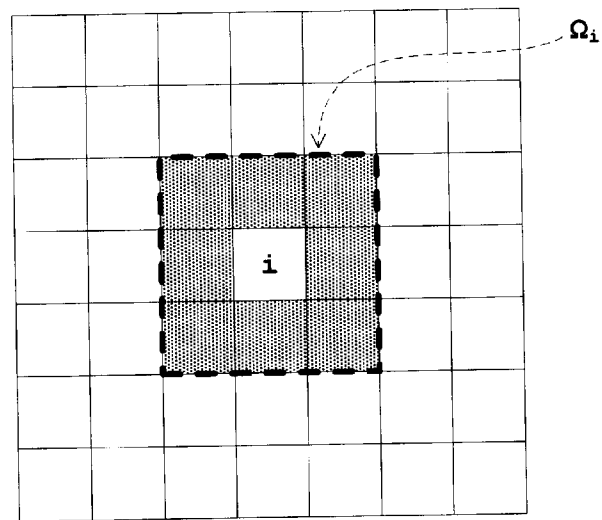
[図3]



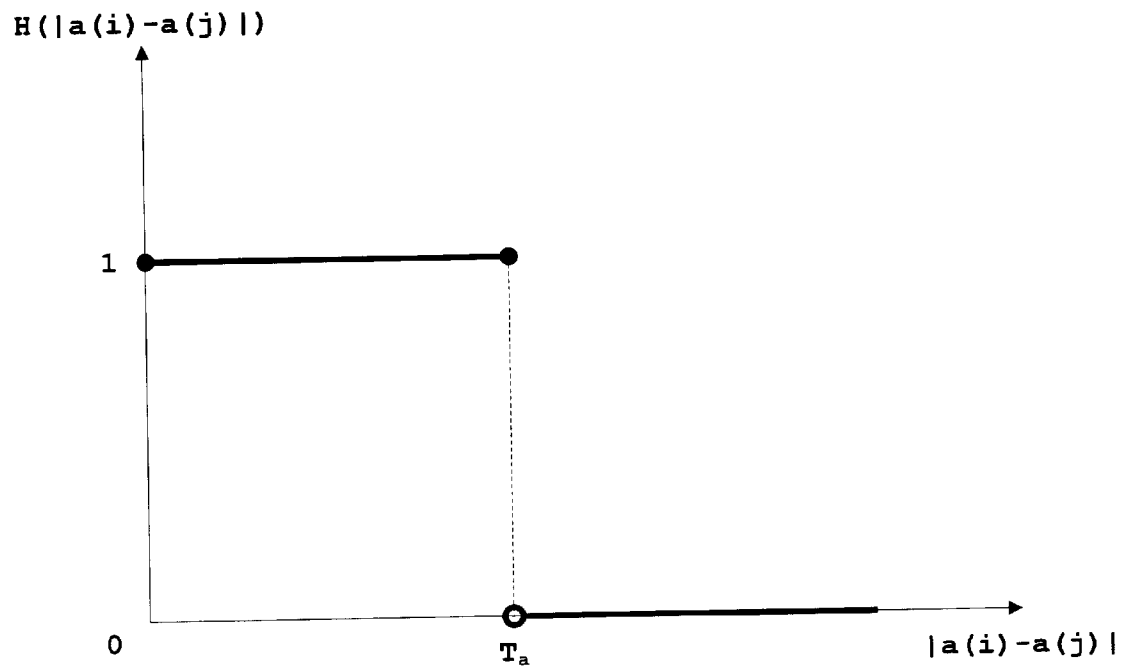
[図4]



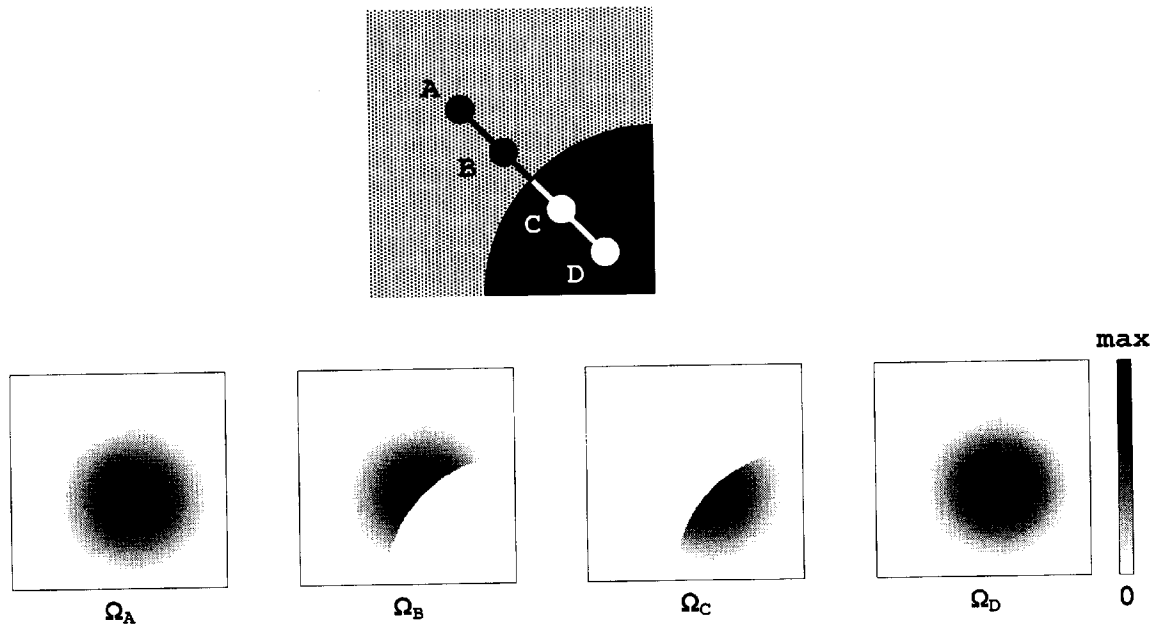
[図5]



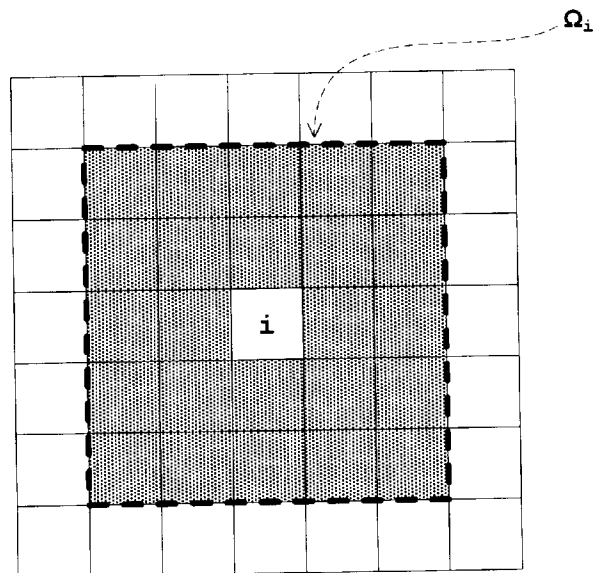
[図6]



[図7]

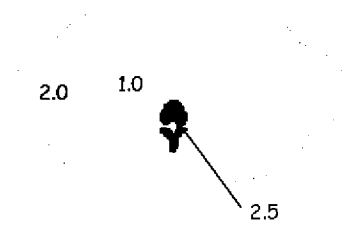


[図8]



[図9]

0.0

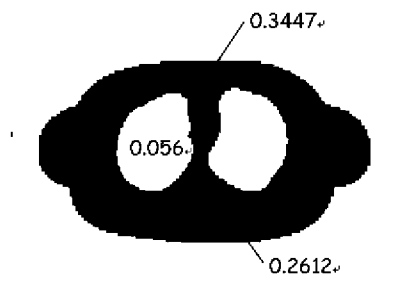


[図10]



[図11]

0.0



[図12]



[図13]



[図14]



[図15]



[図16]



[図17]



[図18]



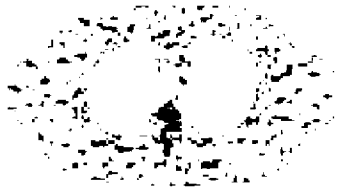
[図19]



[図20]



[図21]



[図22]



[図23]



[図24]



[図25]



[図26]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/069283

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G06T5/20(2006.01)i, A61B6/03(2006.01)i, G01T1/161(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)

G06T5/20, A61B6/03, G01T1/161

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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 2007-190182 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 02 August 2007 (02.08.2007), entire text; all drawings & US 2007/0172104	1-8
A	JP 2008-258848 A (Sanyo Electric Co., Ltd.), 23 October 2008 (23.10.2008), entire text; all drawings (Family: none)	1-8

☐ 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
25 September, 2013 (25.09.13)

Date of mailing of the international search report
08 October, 2013 (08.10.13)

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. G06T5/20(2006.01)i, A61B6/03(2006.01)i, G01T1/161(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. G06T5/20, A61B6/03, G01T1/161

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 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 2007-190182 A（ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー）2007.08.02, 全文, 全図 & US 2007/0172104	1 - 8
A	JP 2008-258848 A（三洋電機株式会社）2008.10.23, 全文, 全図（ファミリーなし）	1 - 8

☐ 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

の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

2 5 . 0 9 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

0 8 . 1 0 . 2 0 1 3

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 1 0 0 - 8 9 1 5

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）

新井 則和

5 H

8 9 3 7

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 5 3 1