

(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
2017年11月30日(30.11.2017)



(10) 国際公開番号

WO 2017/203875 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 5/055 (2006.01) *A61B 8/14* (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01) *G06T 1/00* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2017/014966

(22) 国際出願日: 2017年4月12日(12.04.2017)

(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 2016-105023 2016年5月26日(26.05.2016) JP

(71) 出願人: 株式会社日立製作所(HITACHI, LTD.)
[JP/JP]; 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 野口 喜実 (NOGUUCHI Yoshimi);
〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 荻野 昌宏(OGINO Masahiro); 〒1008280 東京都千代田

区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 村瀬 毅倫(MURASE Takenori); 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 高橋 哲彦(TAKAHASHI Tetsuhiko); 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP).

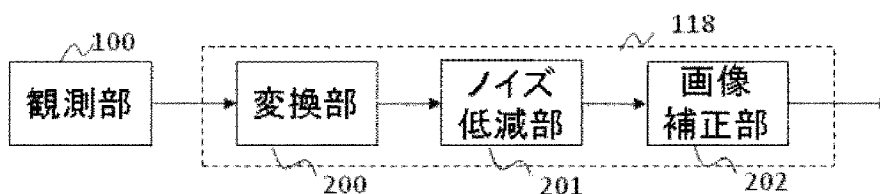
(74) 代理人: ポレール特許業務法人(POLAIRE I.P.C.); 〒1030025 東京都中央区日本橋茅場町二丁目13番11号 Tokyo (JP).

(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, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA,

(54) Title: DIAGNOSTIC IMAGING DEVICE AND IMAGE ACQUISITION METHOD

(54) 発明の名称: 画像診断装置、及び画像取得方法

[図2]



100 Observation unit
200 Conversion unit
201 Noise reduction unit
202 Image correction unit

(57) Abstract: Provided is a diagnostic imaging device such as an MRI device, wherein image quality is improved by correction processing, and imaging time has been reduced. In this diagnostic imaging device, a noise reduction unit 201 reduces noise in observation data which has been acquired by an observation unit 100 and converted into an image, and an image correction unit 202 corrects the noise-reduced data by correction processing using the visual characteristics of humans. The image correction unit 202 separates the noise reduced data into a global luminance component and a local fluctuating component, uses the global luminance component to generate a correction level map, and corrects the noise-reduced data using the correction degree map and the local fluctuation component in order to obtain a high quality image which is clinically viable.

[続葉有]

NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA,
RO, RS, RU, RW, SA, 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, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (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, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第21条(3))

(57) 要約: MRI装置などの画像診断装置において、補正処理により画像を高画質化し、撮影時間を短縮する。画像診断装置は、観測部100で取得され、画像に変換された観測データのノイズをノイズ低減部201で低減し、このノイズ低減データを、画像補正部202で人間の視覚特性を利用した補正処理により補正する。画像補正部202は、ノイズ低減データを大局的輝度成分と局所の変動成分に分離し、大局的輝度成分を用いて補正度マップを作成し、この補正度マップと局所の変動成分を用いてノイズ低減データの補正を行うことにより、臨床に耐えうる高画質な画像を得る。

明 細 書

発明の名称：画像診断装置、及び画像取得方法

技術分野

[0001] 本発明は画像診断装置に係り、画像処理における高画質化技術に関する。

背景技術

[0002] 医用画像診断装置の一つである磁気共鳴イメージング (Magnetic Resonance Imaging: MRI) は、核磁気共鳴 (Nuclear Magnetic Resonance: NMR) 現象を利用して生体などの被検体の情報を画像にする方法である。臨床において対象となる部位を正確に読影するためには十分な分解能が必要となるが、MRI装置はその原理上、分解能を上げると信号対雑音比 (Signal to Noise Ratio: SNR) が低下する課題がある。そこで一般的なMRI装置においては同一部位、すなわち同一位置を複数回撮像し加算する信号加算回数 (Number of EXcitations: NEX) を増加させることにより、SNRを向上させる。このような画像処理の先行技術としては、例えば特許文献1がある。特許文献1では、視覚特性を利用したRetinex理論を用いた画像の補正処理を開示している。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2005-4506公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 上述したNEXと撮像時間は比例関係にあるため、NEXを増加させると撮像時間が長大化する課題がある。撮像時間を短縮するには、撮像で得られた観察データに対するポスト処理においてノイズを低減する必要があるが、ノイズを低減すると本来の信号であるエッジ（輪郭）や輝度差（コントラスト）も低減してしまう。特許文献1では、Retinex理論を用いた補正処理として、複数のボケフィルタを利用することにより、適応的な補正を実現しているが、処理量が多く、処理に時間がかかる課題がある。

[0005] 本発明の目的は、上記の課題を解決し、加算回数が少ないMRI画像で画質の維持と処理時間の低減を可能とする画像診断装置、及び画像取得方法を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0006] 上記目的を達成するため、本発明においては、画像診断装置であって、画像に変換された観測データのノイズを低減するノイズ低減部と、ノイズ低減部で得られたノイズ低減データに対し、人間の視覚特性を利用した補正処理を行う画像補正部とを備えた構成の画像診断装置を提供する。

[0007] また、上記の目的を達成するため、本発明においては、画像診断装置であって、画像に変換された観測データのノイズを低減するノイズ低減部と、ノイズ低減部で得られたノイズ低減データから大局的輝度成分と局所的変動成分を分離する分離部と、観測データ、ノイズ低減データ、大局的輝度成分を用いて補正度を算出する補正度算出部と、観測データ、局所的変動成分、並びに補正度を用いて補正を行う補正処理部と、観測データ取得時のパラメータを用いて、ノイズ低減部、補正度算出部、及び補正処理部を制御する補正制御部とを備える構成の画像診断装置を提供する。

[0008] 更に、上記の目的を達成するため、本発明においては、画像診断装置の画像取得手法であって、取得された観測データからノイズを低減するノイズ低減処理と、ノイズ低減処理で得られたノイズ低減データから、大局的輝度成分と局所的変動成分を分離する分離処理と、観測データ、ノイズ低減データ、および大局的輝度成分を用いて補正度を算出する補正度算出処理と、観測データ、局所的変動成分、および補正度を用いて補正処理を行う画像取得手法を提供する。

発明の効果

[0009] 本発明によれば、画像診断装置における撮影時間を短縮しつつ、高画質な画像を取得することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]各実施例に係るMRI装置の全体構成の一例を示す図である。

[図2]実施例1における画像処理部の構成の一例を示す図である。

[図3]実施例1におけるノイズ低減処理の処理フローの一例を示す図である。

[図4]実施例1における画像補正部の構成の一例を示す図である。

[図5]実施例1における補正度マップの作成手法を説明するための図である。

[図6]実施例1における入力部の提示例を示す図である。

[図7]実施例1における表示部の表示例を示す図である。

[図8]実施例2における画像処理部の構成の一例を示す図である。

[図9]実施例3における超音波診断装置の全体構成の一例を示すブロック図である。

[図10]実施例4におけるCT装置の全体構成の一例を示すブロック図である。

発明を実施するための形態

[0011] 以下、本発明の種々の実施形態を図面に従い説明する。

実施例 1

[0012] 実施例1は、画像に変換された観測データのノイズを低減するノイズ低減部と、ノイズ低減部で得られたノイズ低減データに対し、人間の視覚特性を利用した補正処理を行う画像補正部とを備えた構成の画像診断装置、及び画像診断装置の画像取得手法であって、取得された観測データからノイズを低減するノイズ低減処理と、ノイズ低減処理で得られたノイズ低減データから、大局的輝度成分と局所的変動成分を分離する分離処理と、観測データ、ノイズ低減データ、および大局的輝度成分を用いて補正度を算出する補正度算出処理と、観測データ、局所的変動成分、および補正度を用いて補正処理を行う画像取得手法の実施例である。

[0013] 図1は、実施例1に係るMRI装置の全体構成の一例を示す図である。図1に明らかなように、医用画像診断装置であるMRI装置は大きく分けて、被検体を観測し、観測データを出力する観測部100、及び観測データに基づき被検体の画像を再構成する再構成部106から構成される。

[0014] 観測部100は、静磁場発生系102、傾斜磁場発生系103、送信系104、受信系105、シーケンサ107、中央処理装置（CPU）108から構成される。静磁場発生系

102は、被検体101の周囲の空間に、均一な磁場を発生させる。均一な磁場発生のため、静磁場発生系102には、永久磁石または常電導方式もしくは超電導方式の磁場発生手段が配置される。傾斜磁場発生系103は、傾斜磁場コイル109、および傾斜磁場コイル109を駆動する傾斜磁場電源110から構成され、傾斜磁場を被検体101に印加する。

[0015] シーケンサ107は、高周波磁場パルス（RFパルス）と傾斜磁場パルスのある所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する制御手段であり、CPU108の制御で動作し、被検体101の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系104、傾斜磁場発生系103、受信系105へ送信する。送信系104は、高周波発生器111と変調器112、増幅器113、高周波コイル114aから構成され、被検体101を構成する原子の原子核スピンの核磁気共鳴を起こさせるRFパルスを照射する。受信系105は、高周波コイル114b、増幅器115、直交位相検波器116、アナログデジタル（A/D）変換器117から構成され、原子核スピンの核磁気共鳴により放出されるエコー信号を受信し、観測データを再構成部106に送信する。

[0016] 再構成部106は、画像処理部118と、キーボード、マウス、タッチパネル、ボタン等を含む入力部119と、ディスプレイ、プリンタ等を含む出力部120と、磁気ディスク、光ディスク等を含み、データや所望のプログラムを記憶する記憶装置121で構成される。画像処理部118は受信系105から観測データが入力されると、画像を再構成し、出力部120により表示させるとともに、記憶装置121に記録する。図1に示すように、この画像処理部118はCPU108によるプログラム処理で実現することが可能であるが、再構成部106に、CPU108とは別の中央処理装置（CPU）を設置して利用することや、画像処理用の専用ハードウェアで構成して処理することも可能である。

[0017] 次に図1に示したMRI装置の画像処理部118の処理内容について説明する。図2は、本実施例のMRI装置における画像処理部118で行われる処理の一例を示す機能ブロック図である。本実施例の画像処理部118は、観測部100によって観測された観測データをフーリエ変換により画像に変換する変換部200と、画像に変換された観測データのノイズを低減するノイズ低減部201と、人間の視

覚特性を利用した補正処理を行う画像補正部202とから構成される。人間の視覚特性を利用した補正処理は、例えば、Retinex理論などを利用した補正処理であり、エッジ強調、コントラスト変更等が含まれる。人間の視覚特性を利用した補正処理については後述する。

[0018] ノイズ低減部201では、観測データを変換して得られた画像のノイズを低減する。ノイズ低減処理には重みつき平滑化フィルタ、バイラテラルフィルタ、ノンローカルミーニングフィルタ、ガイドドフィルタ等の手法がある。本実施例では画像のスパース性(sparsity)を利用したノイズ低減処理について説明する。画像のスパース性、すなわち疎性とは、画像もしくは任意の基底関数により変換された係数にゼロ成分が多く含まれる性質を示す。

[0019] 図3は本実施例のノイズ低減部201の処理の一例を示す図である。図3に示すようにノイズ低減部201は、ステップST300において初期化を行った後、ステップST301～ST305までを繰り返し実行することにより、画像に変換された観測データに含まれるノイズを低減する。

[0020] 以下、k+1回目の繰り返しについて説明する。ステップST301において式(1)が計算され、推定結果 u^{k+1} が算出される。

[0021] [数1]

$$u^{k+1} = \frac{1}{2\mu+1} \Phi^T f^k + \frac{1}{2} \left(I_N - \frac{1}{2\mu+1} \Phi^T \Phi \right) \left((u_c^k - b_c^k) + (u_w^k - b_w^k) \right) \quad \dots (1)$$

[0022] ここで、 f^k は直前(k回目)の繰り返しにより更新された画像の周波数成分、 Φ はフーリエ変換、 Φ^T は Φ の逆変換を示す。 I_N はすべての要素が1であり、 f^k と同サイズの配列である。また u_c^k 、 u_w^k 、 b_c^k 、 b_w^k は直前(k回目)の繰り返しにおいて算出された変更成分である。また μ はパラメータとしての正の定数である。

[0023] 次に、ステップST402において、 u_c^{k+1} 、 u_w^{k+1} を式(2)および(3)により算出する。

[0024]

[数2]

$$u_c^{k+1} = \Psi_c^T S_c(u^{k+1} + b_c^k) \quad \dots (2)$$

[0025] [数3]

$$u_w^{k+1} = \Psi_w^T S_w(u^{k+1} + b_w^k) \quad \dots (3)$$

[0026] ここで、 Ψ_c^T 、 Ψ_w^T はそれぞれCurvelet逆変換およびWavelet逆変換である。ここではCurvelet変換およびWavelet変換を利用しているが、これ以外にも、TV (Total Variation)、Ridgelet変換等を用いてもかまわない。また、これらを組み合わせて用いてもよい。

[0027] S_c および S_w はSoft Shrinkageと呼ばれる処理を示す。 S_c および S_w はすべての要素についてそれぞれ式(4)、(5)で示す処理を行う。ここで Ψ_c 、 Ψ_w はそれぞれCurvelet変換およびWavelet変換である。また λ はパラメータとしての定数である。

[0028] [数4]

$$S_c(u^{k+1} + b_c^k) = \begin{cases} \Psi_c(u^{k+1} + b_c^k) - \frac{|\lambda|}{\mu} & \text{if } |\Psi_c(u^{k+1} + b_c^k)| \geq \frac{|\lambda|}{\mu} \\ \Psi_c(u^{k+1} + b_c^k) + \frac{|\lambda|}{\mu} & \text{if } |\Psi_c(u^{k+1} + b_c^k)| \leq \frac{|\lambda|}{\mu} \\ 0 & \text{if } |\Psi_c(u^{k+1} + b_c^k)| < \frac{|\lambda|}{\mu} \end{cases} \quad \dots (4)$$

[0029] [数5]

$$S_w(u^{k+1} + b_w^k) = \begin{cases} \Psi_w(u^{k+1} + b_w^k) - \frac{|\lambda|}{\mu} & \text{if } |\Psi_w(u^{k+1} + b_w^k)| \geq \frac{|\lambda|}{\mu} \\ \Psi_w(u^{k+1} + b_w^k) + \frac{|\lambda|}{\mu} & \text{if } |\Psi_w(u^{k+1} + b_w^k)| \leq \frac{|\lambda|}{\mu} \\ 0 & \text{if } |\Psi_w(u^{k+1} + b_w^k)| < \frac{|\lambda|}{\mu} \end{cases} \quad \dots (5)$$

[0030] 次にステップST303において、 b_c^{k+1} 、 b_w^{k+1} が式(6)、(7)を用いて算出さ

れる。

[0031] [数6]

$$b_c^{k+1} = b_c^k + u^{k+1} - u_c^{k+1} \quad \dots (6)$$

[0032] [数7]

$$b_w^{k+1} = b_w^k + u^{k+1} - u_w^{k+1} \quad \dots (7)$$

[0033] 次にステップST304において終了判定がなされる。終了判定としては変更成分u、bの最大値、合計値等が規定値を下回った場合、もしくは繰返し回数が一定回数に達した場合等により終了を判定する。以上のステップを繰返し実行することにより、変換部200から入力された観測データである画像のノイズが低減される。このように、本実施例のノイズ低減部201において、観測データのスパース性を利用してノイズを低減することが可能となる。

[0034] 次に本実施例の画像補正部202について説明する。画像補正部202は人間の視覚特性を利用した補正処理、すなわち人間の視覚特性に基づいてMRI画像の補正を行う。本明細書において、人間の視覚特性を利用した補正処理とは、例えば、人間の目が照明光に関係なく色や明るさを感じられるとする色恒常性や明るさ恒常性を持つとするRetinex理論などを利用した補正処理を言う。

[0035] 図4は本実施例の画像補正部202の処理の一例を示す図である。図4に示すように画像補正部202は、大局的輝度成分と局所的変動成分を分離する分離部400と、入力画像の各位置における補正度を算出する補正度算出部401と、算出された各成分および補正度を用いて画像を補正する画像補正部402から構成される。

[0036] 分離部400、補正度算出部401、画像補正部402各々の処理について説明する。
分離部400

において、式(8)により大局的輝度成分Lを算出する。

[0037] [数8]

$$L(x, y) = G(x, y) * I(x, y) \quad \dots (8)$$

[0038] 式 (8) において、 $I(x, y)$ はノイズ低減部201から入力されるノイズ低減画像、 $G(x, y)$ はボケ関数、 $*$ は畳み込み演算である。

[0039] ここでボケ関数 G には移動平均フィルタ、ガウシアンフィルタ、バイラテラルフィルタ等が利用できる。式 (8) においては畳み込み演算として記述しているが、フーリエ変換を利用し、積和演算として畳み込み処理も用いても構わない。

[0040] 次に、式 (9) をもちいて、局所的変動成分 R を算出する。

[0041] [数9]

$$R(x, y) = \log(I(x, y) / L(x, y)) \quad \dots (9)$$

[0042] 次に補正度算出部401について説明する。補正度算出部401では、入力画像の各位置における補正度を算出し、補正度マップ C を作成する。補正度の算出には、輝度、勾配、入力画像とノイズ低減画像の差分値、MRI撮像パラメータ等のうちいずれかひとつまたはそれらの組み合わせを評価指標として用いることができる。補正度算出部401は、補正度の算出に利用する評価指標について、それぞれ補正度マップを作成する。

[0043] 図5は、補正度算出部401が作成した補正度マップ C の概要を説明するための模式図である。ここでは、評価指標として輝度を用いる例を示す。図5において、画像処理部118の変換部200で観測データを変換した観測画像500に基づき、ノイズ低減部201で算出されたノイズ低減画像501が画像補正部202の分離部400に入力される。分離部400により大局的輝度成分と局所的変動成分に分離され、大局的輝度成分502が算出される。この大局的輝度成分502が入力される補正度算出部401は、たとえば低輝度領域におけるノイズの抑制のために、大局的輝度成分502において既定された閾値を下回る領域については補正度を0、上回る領域については補正度を1とするような輝度を評価指標とする補正度マップ503を作成する。また、 $th1 \sim th2$ といった輝度の範囲を設定することで、輝度範囲補正度マップ504が算出される。なお、図5においては、補正度を0（黒）もしくは1（白）の2値としているが、どのような値であっても構わない。

[0044] 評価指標として勾配を用いる場合は、たとえば差分法、ソーベルフィルタ等により勾配を算出し、勾配の大きな領域においては大きな補正度を設定することにより、勾配補正度マップ505が算出される。また、評価指標として、入力される観測画像500とノイズ低減画像501の差分値を算出し、ノイズとして低減された領域を推定し補正度マップ506を算出することもできる。このように本実施例の補正度算出部401は1枚もしくはn枚の補正度マップ503～506を算出する。複数の補正度マップを算出することにより、コントラスト補正やエッジ強調を行う領域および各補正効果の強弱を制御可能となる。すなわち、本実施例の装置においては、補正度算出部401において、複数の評価指標に基づき複数の補正度を算出することにより、より柔軟な補正処理を行うことができる。

[0045] 次に補正処理部402について説明する。補正処理部402では、分離部400で分離された局所的変動成分Rや補正度算出部401により算出された補正度マップCを用いて、式（10）によりノイズ低減画像を補正する。

[0046] [数10]

$$O(x, y) = I(x, y) + \alpha \cdot R(x, y) \prod_{i=1}^n C_i(x, y) \quad \cdots (10)$$

[0047] ここで、 $O(x, y)$ は補正度算出部401で補正された補正画像、 $C_i(x, y)$ は算出された補正度マップ、 α は補正の割合を制御する正のパラメータである。

[0048] 式（10）により各画素位置における最終的な補正度を算出し、入力画像を補正する。ここでは補正度マップを乗算しているが、加算することで代用してもかまわない。補正度が0～1の範囲で規格化されている場合においては乗算を用いることによって最終的な補正度が0～1の範囲内に収まるため、より簡易に補正が可能である。また、加算、もしくは加算と乗算を組み合わせた多項式とする構成とすることにより、より柔軟な補正度の算出が可能である。すなわち、本実施例の補正処理部402において、補正度算出部401で算出した複数の補正度を乗算あるいは加算もしくは加算と乗算と組み合わせて補正処理を行うことにより、柔軟な対応を可能とすることができる。

[0049] このように、本実施例の画像補正部202は、変換部で画像に変換された観測データ、ノイズ低減部から出力されるノイズ低減データ、並びにノイズ低減データ中の大局的輝度成分を用いて補正度を算出する補正度算出部と、観測データ、ノイズ低減データ中の局所的変動成分、並びに補正度を用いて補正を行う補正処理部を含む構成により、より柔軟な補正度の算出が可能である。

[0050] 本実施例の構成においては、再構成部106の入力部119を用いて、ノイズ低減処理および補正処理におけるパラメータをユーザに設定させる。図6は入力部119におけるユーザへの提示画面の一例である。図6に示すように、数値による入力600、ラジオボタンによる入力601、スライダーによる入力602等が考えられる。このときパラメータのセットをいくつか用意しておくことが望ましい。また、被検体の撮像部位や撮像モードごとにユーザが選択できるようにしても良い。

[0051] 出力部120はディスプレイ等の出力装置を備え、図2に示した各機能ブロックで得られる観測画像、ノイズ低減画像、補正画像を表示する。図7は出力部120のディスプレイ等の出力装置における表示例である。図7に示すように、出力装置700上に、観測画像701、ノイズ低減画像702、補正画像703のほか、補正度マップの組み合わせや、補正処理の異なる複数の補正結果704~706を同時に表示できるようにし、ユーザが選択できるようにしても良い。また、処理に用いた補正度マップの種類、パラメータ等を表示させる領域707を表示しても良い。

[0052] 以上、本実施例の構成によれば、人間の視覚特性を利用した補正処理により、臨床に耐えうる高画質なMRI画像を高速に撮像可能であり、加算回数の低減に基づく撮像時間の短縮による患者負担の軽減と、診断効率の向上が可能である。

実施例 2

[0053] 実施例2は、MRI装置の各種パラメータを利用して、ノイズ除去および補正を制御することで、ユーザが簡便に好ましい画像を取得することが可能な実

施例である。すなわち、本実施例は、画像診断装置であって、画像に変換された観測データのノイズを低減するノイズ低減部と、ノイズ低減部で得られたノイズ低減データから大局的輝度成分と局所的変動成分を分離する分離部と、観測データ、ノイズ低減データ、大局的輝度成分を用いて補正度を算出する補正度算出部と、記観測データ、局所的変動成分、並びに補正度を用いて補正を行う補正処理部と、観測データ取得時のパラメータを用いて、ノイズ低減部、補正度算出部、及び補正処理部を制御する補正制御部とを備える構成の画像診断装置及び画像取得方法の実施例である。

[0054] 本実施例においてもMRI装置の全体構成は実施例1同様、図1で表される。本実施例が実施例1と異なる点は、人間の視覚特性を利用した補正処理を行うためのノイズ低減部201ならびに画像補正部202において、観測部100の観測パラメータを利用することにある。

[0055] 図8は実施例2における要部構成の一例を示すブロック図である。実施例2においては、画像処理部118にノイズ低減部201および画像補正部202を制御する補正制御部700を追加する。

[0056] 補正制御部800について説明する。補正制御部800は、観測部100から観測時に用いたパラメータ情報が入力される。観測時に用いたパラメータ情報とは、たとえば、MRI装置のTR(Repetition Time)、フリップ角、スライス厚、FOV(Field of View)、マトリクスサイズ、複数回撮像し加算する信号の加算回数、バンド幅、部位情報等である。MRI装置においてはこれらのパラメータによりSNRが変動するため、これらのパラメータを利用して適切なノイズ低減および補正を行うことで、ユーザはより好適な画像を簡便に取得可能となる。例えば、加算回数が少ない場合、SNRが低下することが予想されるため、ノイズ低減効果および補正効果を大きくすることが必要となる。補正制御部800は、上記のパラメータから適切なノイズ低減および補正パラメータを算出し、ノイズ低減部201および画像補正部202にそれぞれ送信する。

[0057] まずノイズ低減部201に送信されるパラメータは、式(1)で利用されるパラメータ μ 、および式(4)、(5)で使用されるパラメータ λ である。一般的

に、SNRが低下するのは、TRが短い場合、フリップ角が小さい場合、スライス圧が薄い場合、F0Vが小さい場合、マトリクスサイズが大きい場合、加算回数が少ない場合、バンド幅が広い場合である。実際にはこれらの組み合わせを用いて最終的な補正パラメータを決定することが望ましい。また、これらのパラメータに対する補正パラメータのテーブルを用意し、CPU108の記憶部や、再構成部106の記憶装置121に記憶しておき利用しても良い。SNRの低下が予想される場合、補正制御部800はパラメータ λ およびパラメータ μ を大きくすることでノイズ低減効果を向上させることができる。

[0058] 一方、補正制御部800から画像補正部202に送信されるパラメータは、補正度マップ算出用パラメータと、補正処理パラメータの2つである。補正度マップ算出用パラメータとしては、たとえば閾値、輝度の幅および、それぞれについての補正度情報等が送信される。すなわち、MRI撮影におけるモード情報、部位情報を用いて、臨床上必要な輝度範囲を事前に定義し、定義された補正パラメータを算出することによってより好適な補正を行う。たとえばMRI画像のうち、観察対象の輝度が概ね $th1 \sim th2$ の範囲にある場合、 $th1$ および $th2$ が補正度算出部401に送信され、補正度マップが作成される。作成される補正度マップとしては、 $th1$ および $th2$ を用いた輝度範囲補正度マップや、 $th1$ および $th2$ 付近の勾配を用いた勾配補正度マップが挙げられる。

[0059] また、補正処理パラメータは、式(10)で用いられるパラメータ α である。補正処理パラメータ α は画像補正部202の補正処理部402に送信される。前述したようにSNRが低下する場合、ノイズ低減効果が大きくなる。これにより必要なエッジ情報がボケてしまうことがある。これに対応し、補正制御部800は補正処理パラメータ α を大きくすることにより、補正がより強く実行され、好適な画像を取得することを可能とする。

[0060] 以上、本実施例によれば、MRI装置の各種パラメータを利用してユーザはより簡便に好適なMRI画像を取得可能である。

実施例 3

[0061] 実施例3は、画像診断装置が、超音波診断装置の場合の実施例である。

図9は、医用画像診断装置である超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。図9において、図1に示した構成要素と同一の要素に関しては、同一の符号を付してその説明を省略する。同図において、超音波診断装置を構成する超音波観測部900は、超音波探触子901と、送信部902と、受信部903と、超音波送受信制御部904と、整相加算部905から構成される。

[0062] 送信部902は超音波探触子901を介して被検体101に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信する。受信部903は被検体101から発生する時系列の反射エコー信号を受信する。超音波送受信制御部904は送信部902と受信部903を制御する。整相加算部905は受信された反射エコー信号を整相加算して、RF信号のフレームデータを時系列に生成する。整相加算部905はアナログデジタル（A/D）変換器を内蔵し、RF信号フレームデータを観測データとして、再構成部106の画像処理部118に出力され、画像処理部118はRFフレームデータからなる観測データを用いて超音波エコー画像を生成する。

[0063] 本実施例の超音波観測部900は、観測データを画像処理部118に送信する。本実施例における画像処理部118も第1および第2の実施例同様、図2で表される。ただし、本実施例において、画像処理部118の変換部200はRFフレームデータを画像に変換する。変換された画像に対し、実施例1または実施例2に示した人間の視覚特性を利用した補正処理補正処理を行い、高画質な超音波画像を算出することができる。

[0064] 本実施例の超音波診断装置によれば、高画質な超音波画像を取得することが可能となる。

実施例 4

[0065] 実施例4は、画像診断装置が、高画質なCT（Computed Tomography）画像を取得することが可能なCT装置の実施例である。

図10は、医用画像診断装置としてのCT（Computed Tomography）装置の一構成例を示すブロック図である。同図においても、図1に示した構成要素と同一の要素に関しては、同一の符号を付してその説明を省略する。

[0066] 図10において、CT観測部1000は、X線管装置1001と、回転円盤1002と、コリ

メータ1003と、X線検出器1006と、データ収集装置1007と、寝台1005と、システム制御部1008から構成される。X線管装置1001は、寝台1005上に載置された被検体にX線を照射する装置である。コリメータ1003はX線管装置1001から照射されるX線の放射範囲を制限する装置である。回転円盤1002は、寝台1005上に載置された被検体が入る開口部1004を備えるとともに、X線管装置1001とX線検出器1006を搭載し、被検体の周囲を回転するものである。

[0067] X線検出器1006は、X線管装置1001と対向配置され被検体を透過したX線を検出することにより透過X線の空間的な分布を計測する装置であり、多数のX線検出素子を回転円盤1002の回転方向に配列したもの、若しくは回転円盤1002の回転方向と回転軸方向との2次元に配列したものである。データ収集装置1007は、X線検出器1006で検出されたX線量をデジタルデータとして収集する装置である。また、システム制御部1008は、回転円盤1002の回転、寝台1005の上下前後左右動、X線管装置1001に入力される電力等を制御するものである。

[0068] 本実施例のCT装置のCT観測部1000は、観測データを再構成部106の画像処理部118に送信する。本実施例における画像処理部118も第1および第2の実施例同様、図2で表される。ただし、本実施例において、変換部200は、観測データをフィルタ補正逆投影法、逐次近似画像再構成法等の処理によって画像に変換する。変換された画像に対し、実施例1または実施例2に示した人間の視覚特性を利用した補正処理を行い、高画質なCT画像を算出する。

[0069] 以上のように、本実施例によれば、高画質なCT画像を取得することが可能となる。更に、従来よりもX線量を低減することが可能となり、被ばく量の低減が期待できる。

[0070] なお、本発明は上記した実施例に限定されるものではなく、様々な変形例が含まれる。例えば、上記した実施例は本発明のより良い理解のために詳細に説明したのであり、必ずしも説明の全ての構成を備えるものに限定されるのではない。また、ある実施例の構成の一部を他の実施例の構成に置き換えることが可能であり、また、ある実施例の構成に他の実施例の構成を加えることが可能である。また、各実施例の構成の一部について、他の構成の追加

・削除・置換をすることが可能である。

[0071] 更に、上述した各構成、機能、処理部等は、それらの一部又は全部を実現するCPUのプログラムを作成する例を説明したが、それらの一部又は全部を例えば集積回路で設計する等によりハードウェアで実現しても良いことは言うまでもない。

符号の説明

- [0072] 100 観測部
- 101 被検体
- 102 静磁場発生系
- 103 傾斜磁場発生系
- 104 送信系
- 105 受信系
- 106 再構成部
- 107 シーケンサ
- 108 中央処理装置 (CPU)
- 109 傾斜磁場コイル
- 110 傾斜磁場電源
- 111 高周波発生器
- 112 変調器
- 113、115 増幅器
- 114 高周波コイル
- 116 直交位相検波器
- 117 アナログデジタル(A/D)変換器
- 118 画像処理部
- 119 入力部
- 120 出力部
- 121 記憶装置
- 200 変換部

- 201 ノイズ低減部
- 202 画像補正部
- 400 分離部
- 401 補正度算出部
- 402 補正処理部
- 500 観測画像
- 501 ノイズ低減画像
- 502 大局的輝度成分
- 503～505 補正度マップ
- 600 数値による入力
- 601 ラジオボタンによる入力
- 602 スライダーによる入力
- 700 表示装置
- 701 観測画像
- 702 ノイズ低減画像
- 703 補正画像
- 704～706 ノイズ低減画像または補正画像
- 707 表示領域
- 800 補正制御部
- 900 超音波観測部
- 901 探触子
- 902 送信部
- 903 受信部
- 904 超音波送受信制御部
- 905 整相加算部
- 1000 CT観測部
- 1001 X線管装置
- 1002 回転円盤

- 1003 コリメータ
- 1004 開口部
- 1005 寝台
- 1006 X線検出器
- 1007 データ収集装置
- 1008 システム制御部

請求の範囲

- [請求項1] 画像診断装置であって、
画像に変換された観測データのノイズを低減するノイズ低減部と、
前記ノイズ低減部で得られたノイズ低減データに対し、人間の視覚特性を利用した補正処理を行う画像補正部とを備えた
ことを特徴とする画像診断装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の画像診断装置であって、
前記画像補正部は、
前記観測データ、前記ノイズ低減データ、並びに前記ノイズ低減データ中の大域的輝度成分を用いて補正度を算出する補正度算出部を含む
ことを特徴とする画像診断装置。
- [請求項3] 請求項2に記載の画像診断装置であって、
前記画像補正部は、
前記観測データ、前記ノイズ低減データ中の局所的変動成分、並びに
前記補正度を用いて補正を行う補正処理部を更に含む
ことを特徴とする画像診断装置。
- [請求項4] 請求項2に記載の画像診断装置であって、
前記補正度算出部は、
複数の評価指標に基づき複数の前記補正度を算出する
ことを特徴とする画像診断装置。
- [請求項5] 請求項3に記載の画像診断装置であって、
前記補正処理部は、
複数の前記補正度を積算し補正処理を行う
ことを特徴とする画像診断装置。
- [請求項6] 請求項3に記載の画像診断装置であって、
前記ノイズ低減部において、前記観測データのスパース性を利用して
ノイズを低減することを特徴とする画像診断装置。
- [請求項7] 請求項1に記載の画像診断装置であって、

前記観測データは核磁気共鳴イメージング（以下、MRIと称す）装置で得られたデータであることを特徴とする画像診断装置。

[請求項8] 画像診断装置であって、
画像に変換された観測データのノイズを低減するノイズ低減部と、
前記ノイズ低減部で得られた前記ノイズ低減データから大局的輝度成分と局所的変動成分を分離する分離部と、
前記観測データ、前記ノイズ低減データ、前記大局的輝度成分を用いて補正度を算出する補正度算出部と、
前記観測データ、前記局所的変動成分、並びに前記補正度を用いて補正を行う補正処理部と、
前記観測データ取得時のパラメータを用いて、前記ノイズ低減部、前記補正度算出部、及び前記補正処理部を制御する補正制御部と、を備える

ことを特徴とする画像診断装置。

[請求項9] 請求項8に記載の画像診断装置であって、
前記補正度算出部は、
複数の評価指標に基づき複数の前記補正度を算出することを特徴とする画像診断装置。

[請求項10] 請求項8に記載の画像診断装置であって、
前記補正処理部は、
複数の前記補正度を積算し補正処理を行うことを特徴とする画像診断装置。

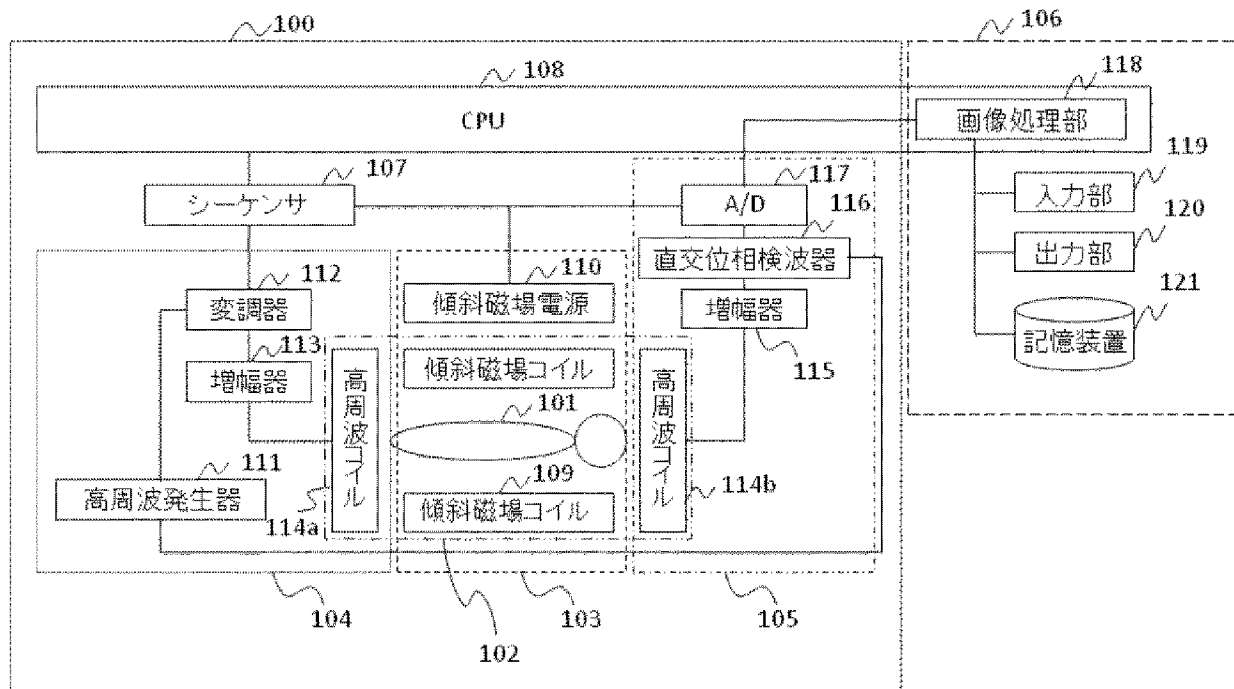
[請求項11] 請求項8に記載の画像診断装置であって、
前記ノイズ低減部において、前記観測データのスパース性を利用してノイズを低減することを特徴とする画像診断装置。

[請求項12] 請求項8に記載の画像診断装置であって、
前記観測データはMRI装置で得られたデータであることを特徴とする画像診断装置。

- [請求項13] 請求項12に記載の画像診断装置であって、
前記補正制御部で用いるパラメータとして、前記MRI装置で複数回撮像して加算する加算回数を利用することを特徴とする画像診断装置。
- [請求項14] 画像診断装置の画像取得手法であって、
取得された観測データからノイズを低減するノイズ低減処理と、
前記ノイズ低減処理で得られたノイズ低減データから、大局的輝度成分と局所的変動成分を分離する分離処理と、
前記観測データ、前記ノイズ低減データ、および前記大局的輝度成分を用いて補正度を算出する補正度算出処理と、
前記観測データ、前記局所的変動成分、および前記補正度を用いて補正処理を行うことを特徴とする画像取得手法。
- [請求項15] 請求項14に記載の画像取得手法であって、
前記観測データ取得時のパラメータを用いて、前記ノイズ低減処理、前記補正度算出処理、前記補正処理を制御する制御処理を更に含むことを特徴とする、画像取得手法。

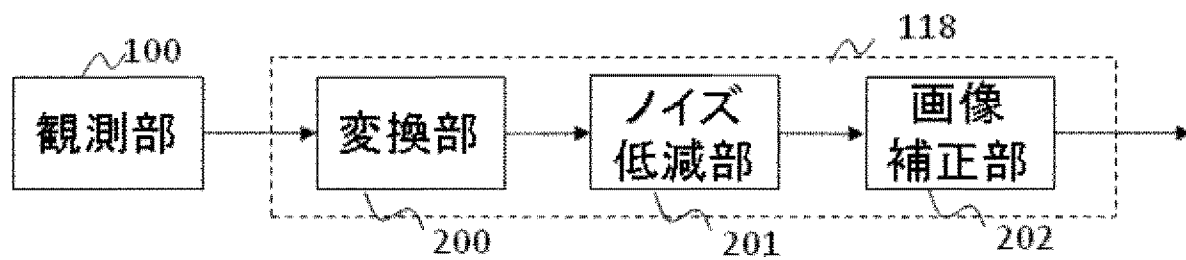
[図1]

図1



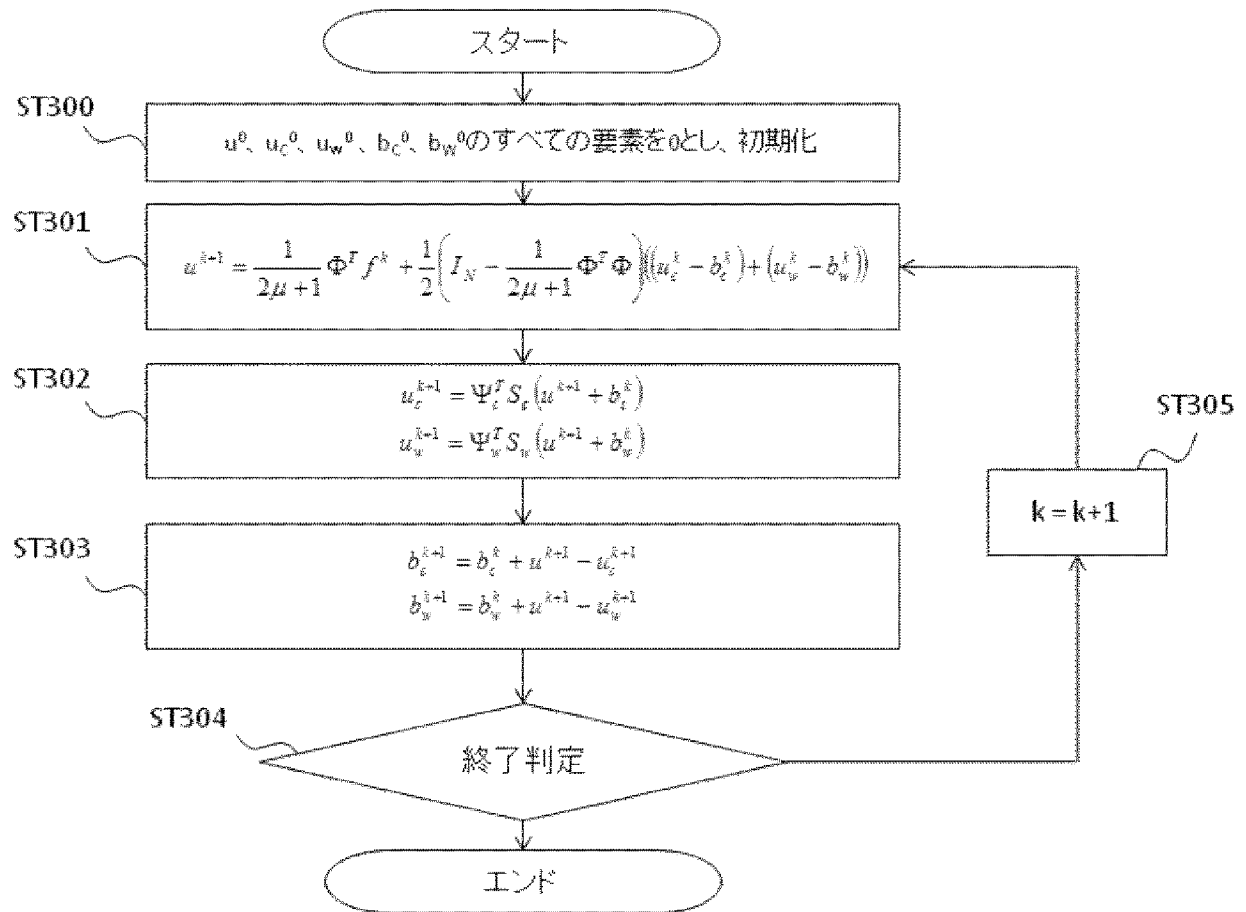
[図2]

図2



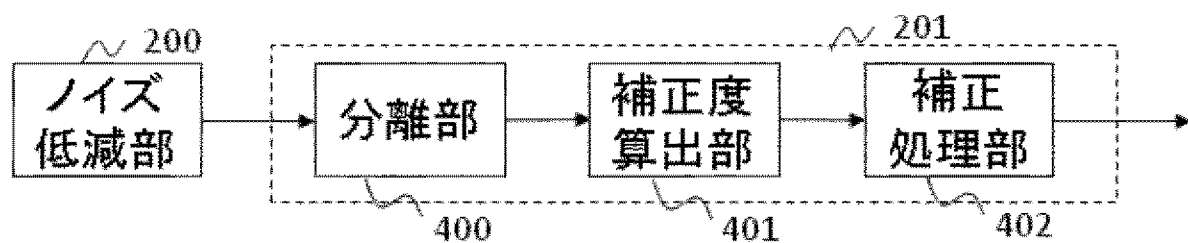
[図3]

図3



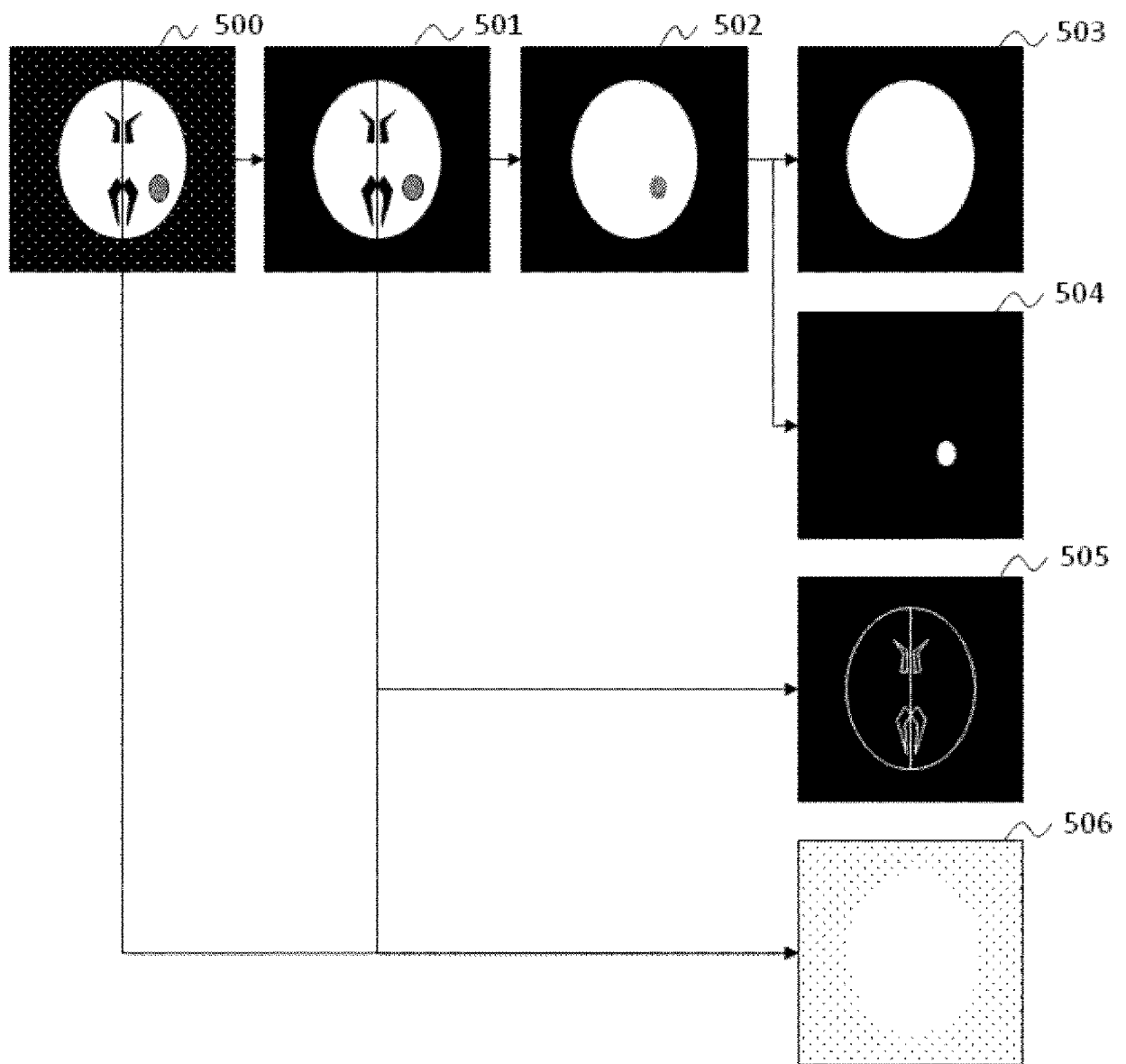
[図4]

図4



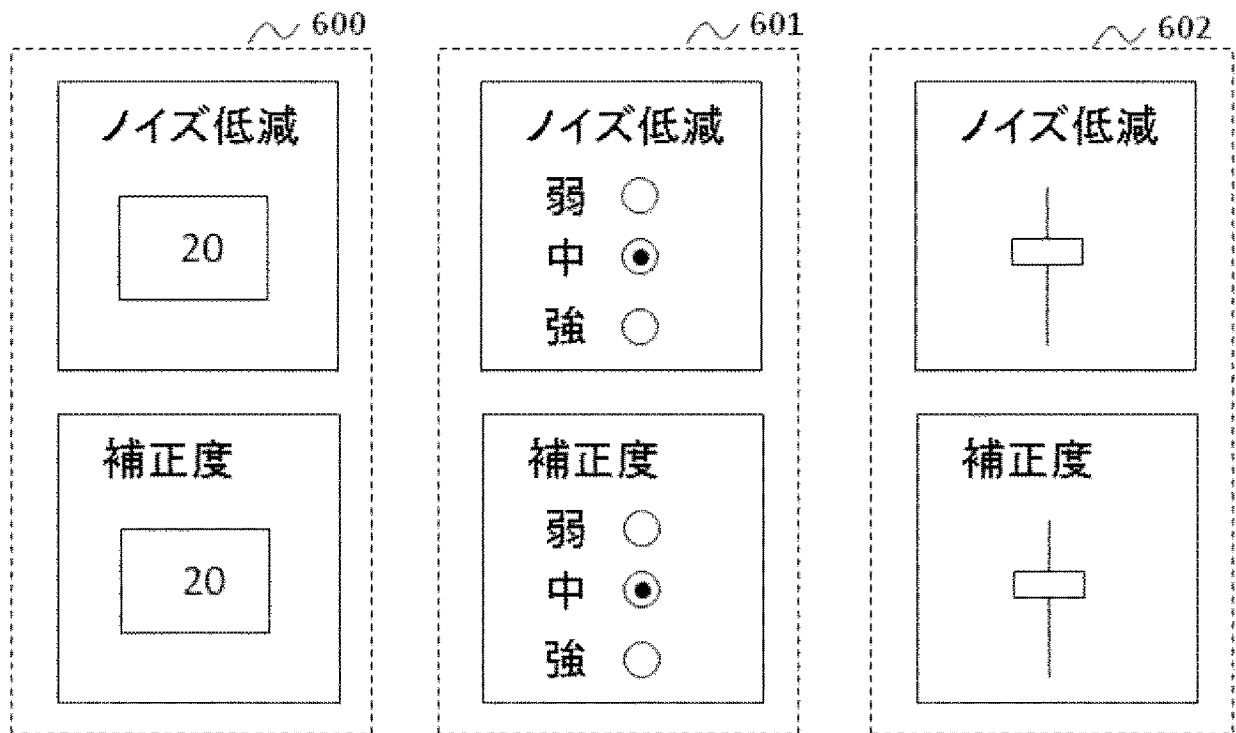
[図5]

図5



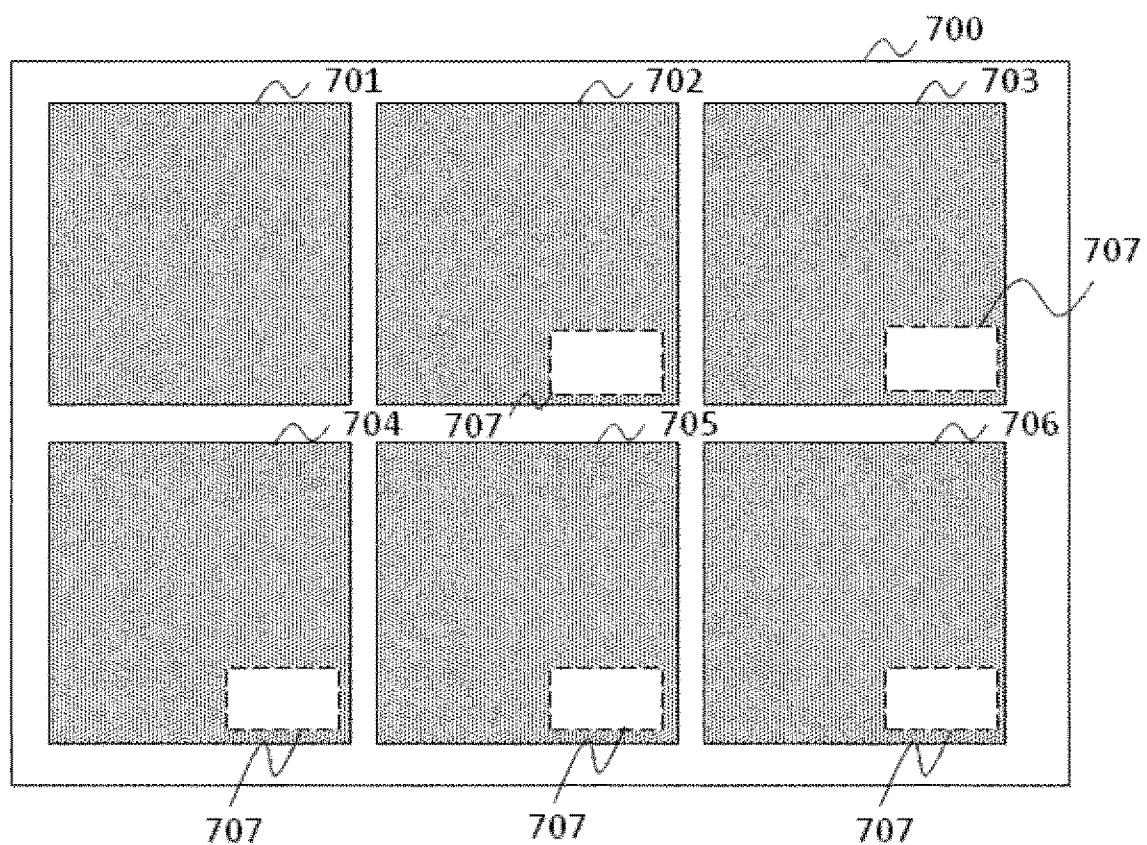
[図6]

図6



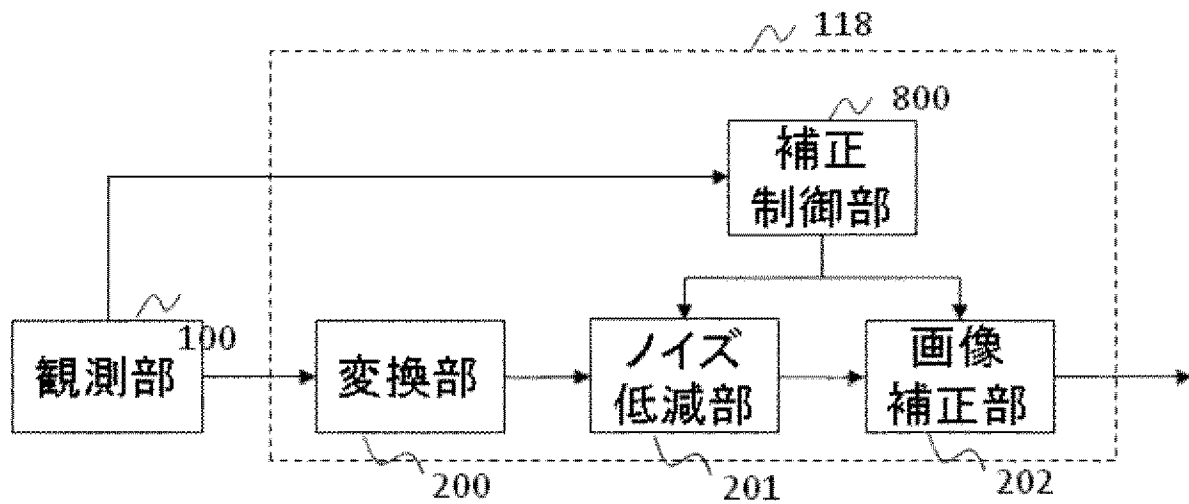
[図7]

図7



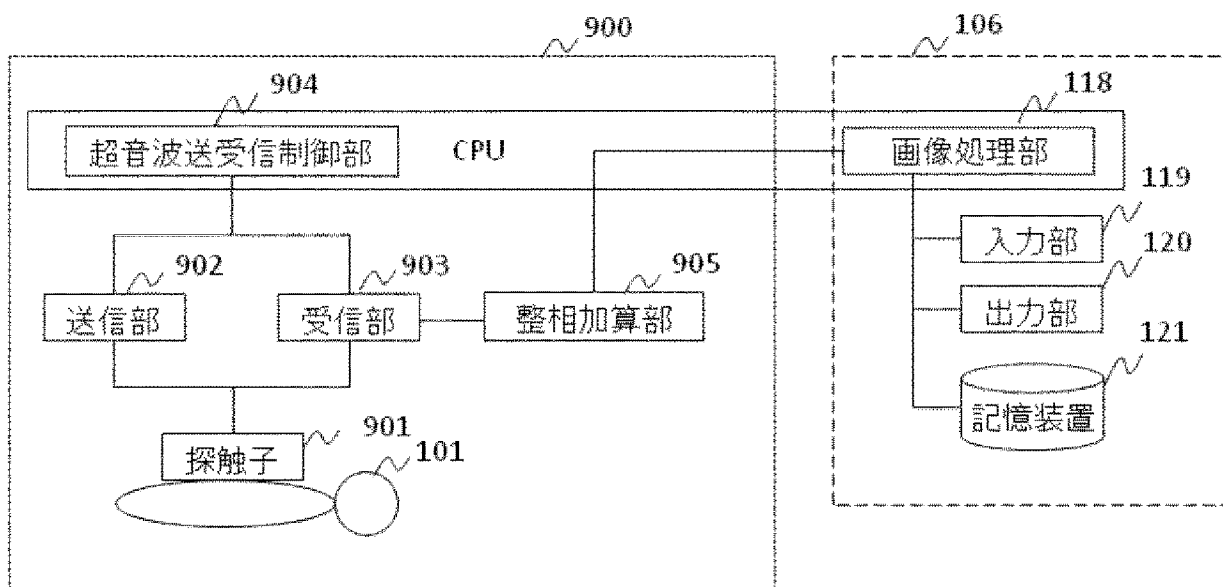
[図8]

図8



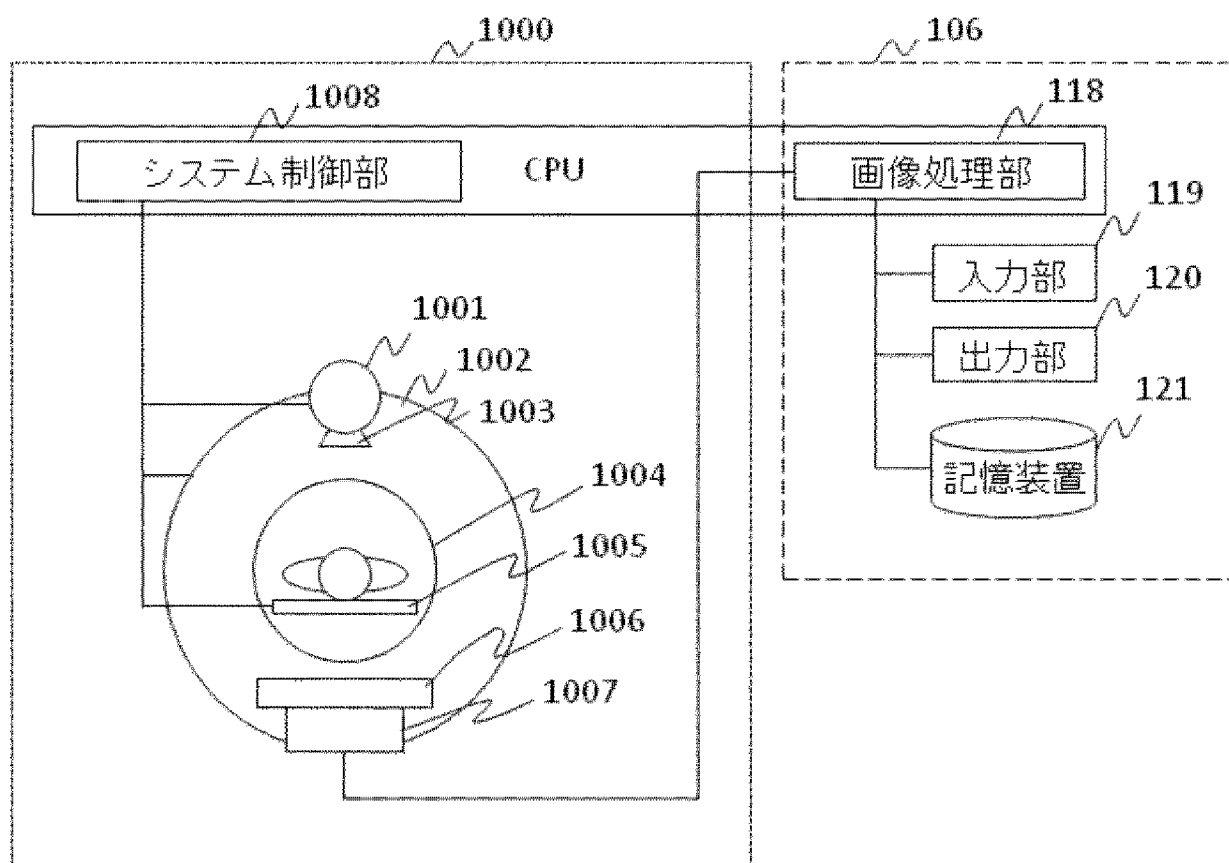
[図9]

図9



[図10]

図10



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/014966

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/055(2006.01)i, A61B6/03(2006.01)i, A61B8/14(2006.01)i, G06T1/00(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)

A61B5/055, A61B6/03, A61B8/14, G06T1/00

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII), PubMed, IEEE Xplore, Wiley Online Library, Ichushi WEB

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	Hongqing HU, Guoqiang NI, "Magnetic Resonance Image Enhancement based on Multiscale Retinex Algorithm", 2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, 2010, Vol.1, p.345-p.348	1, 7 2-6, 8-15
Y	Katsumi TSUJIOKA, "60. Chikuji Kinji Gazo Filter to shite no TV-ho", Innervision, 2013, vol.28, no.5, pages 122 to 123	1, 7
A	Zohair Al-Ameen, et al., "A New Algorithm for Improving the Low Contrast of Computed Tomography Images Using Tuned Brightness Controlled Single-Scale Retinex", Scanning, 2015.02.06, Vol.37 No.2, p.116-p.125	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
08 June 2017 (08.06.17)

Date of mailing of the international search report
20 June 2017 (20.06.17)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/014966

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Naruomi YASUDA, Honoka KOBAYASHI, "Understanding of retinex theory and its application to medical x-ray images", Gifu University of Medical Science Kiyo, no.9, 2015. 03, pages 59 to 65	1-15
A	JP 2013-183834 A (Hitachi Consumer Electronics Co., Ltd.), 19 September 2013 (19.09.2013), paragraphs [0017] to [0020] (Family: none)	1-15
A	JP 2005-4506 A (Minolta Co., Ltd.), 06 January 2005 (06.01.2005), paragraphs [0002] to [0026]; fig. 10, 11 (Family: none)	1-15

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/055(2006.01)i, A61B6/03(2006.01)i, A61B8/14(2006.01)i, G06T1/00(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 (IPC))

Int.Cl. A61B5/055, A61B6/03, A61B8/14, G06T1/00

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	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII), PubMed, IEEE Xplore, Wiley Online Library, 医中誌WEB (Ichushi WEB)

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
Y A	Hongqing HU, Guoqiang NI, "Magnetic Resonance Image Enhancement based on Multiscale Retinex Algorithm", 2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, 2010, Vol. 1, p. 345-p. 348	1, 7 2-6, 8-15
Y	辻岡勝美, 「60. 逐次近似画像フィルタとしてのTV法」, インナービジョン, 2013, Vol. 28 No. 5, p. 122-p. 123	1, 7

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

08.06.2017

国際調査報告の発送日

20.06.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/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)

島田 保

2 U

4 0 0 4

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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	Zohair Al-Ameen, et al., “A New Algorithm for Improving the Low Contrast of Computed Tomography Images Using Tuned Brightness Controlled Single-Scale Retinex”, Scanning, 2015.02.06, Vol.37 No.2, p.116-p.125	1-15
A	安田成臣、小林穂乃佳, 「retinex 理論の理解と医用 X 線画像への適用の検討」, 岐阜医療科学大学紀要, 9 号, 2015.03, p.59-p.65	1-15
A	JP 2013-183834 A (日立コンシューマエレクトロニクス株式会社) 2013.09.19, 段落 0017-0020 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 2005-4506 A (ミノルタ株式会社) 2005.01.06, 段落 0002-0026, 第 10, 11 図 (ファミリーなし)	1-15