

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2016-102
(P2016-102A)

(43) 公開日 平成28年1月7日(2016.1.7)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F I
A 6 1 B 5/05 3 8 2
A 6 1 B 5/05 3 8 0

テーマコード (参考)
4 C 0 9 6

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2014-120927 (P2014-120927)	(71) 出願人	500109320
(22) 出願日	平成26年6月11日 (2014. 6. 11)		ザイオソフト株式会社
			東京都港区三田一丁目4番28号
		(74) 代理人	110002000
			特許業務法人栄光特許事務所
		(74) 代理人	100090343
			弁理士 濱田 百合子
		(74) 代理人	100119552
			弁理士 橋本 公秀
		(74) 代理人	100138771
			弁理士 吉田 将明
		(72) 発明者	高原 太郎
			東京都世田谷区経堂3丁目21番2号

最終頁に続く

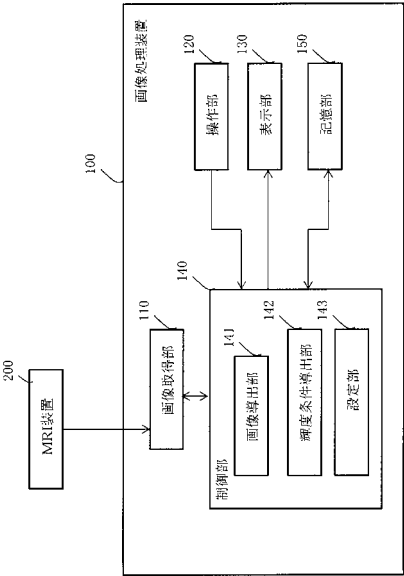
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法、及び画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】 仮想拡散強調画像における腫瘍組織の明瞭性を向上できる画像処理装置を提供する。

【解決手段】 画像処理装置は、第1のb値を用いて撮像された第1の拡散強調画像を取得する画像取得部と、第2のb値、及び0以上の値を有する第1のカットオフ拡散係数を設定する設定部と、第1の拡散強調画像の画素に対応した拡散係数が第1のカットオフ拡散係数より大きい画素において、拡散係数及び第1の拡散強調画像に基づいて、第2のb値での仮想拡散強調画像を導出する画像導出部と、仮想拡散強調画像を表示する表示部と、を備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 の b 値を用いて撮像された第 1 の拡散強調画像を取得する画像取得部と、
第 2 の b 値、及び 0 以上の値を有する第 1 のカットオフ拡散係数を設定する設定部と、
前記第 1 の拡散強調画像の画素に対応した拡散係数が前記第 1 のカットオフ拡散係数より大きい画素において、前記拡散係数及び前記第 1 の拡散強調画像に基づいて、前記第 2 の b 値での仮想拡散強調画像を導出する画像導出部と、
前記仮想拡散強調画像を表示する表示部と、
を備える画像処理装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の画像処理装置であって、
前記画像導出部は、前記設定部により前記第 1 のカットオフ拡散係数が変更された場合、動的に前記仮想拡散強調画像を導出し、
前記表示部は、前記仮想拡散強調画像を再表示する、画像処理装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の画像処理装置であって、
前記設定部は、前記第 1 のカットオフ拡散係数として、 $0.3 \text{ (} \times 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{s} \text{)}$ 以上 $0.6 \text{ (} \times 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{s} \text{)}$ 以下の値を設定する、画像処理装置。

【請求項 4】

請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置であって、更に、
目標拡散係数及び前記第 2 の b 値に基づいて、前記仮想拡散強調画像を表示するための輝度条件を導出する輝度条件導出部を備え、
前記設定部は、前記目標拡散係数を設定し、
前記表示部は、前記輝度条件に応じて、前記仮想拡散強調画像を表示する、画像処理装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の画像処理装置であって、更に、
前記設定部は、前記第 1 のカットオフ拡散係数として、前記目標拡散係数以下の値を設定する、画像処理装置。

【請求項 6】

請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置であって、前記画像導出部は、ボリュームデータから、前記ボリュームデータが奥行き方向に反転された場合に同一の画像が得られるレンダリングにより、前記仮想拡散強調画像を導出する、画像処理装置。

【請求項 7】

請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置であって、
前記設定部は、前記第 1 のカットオフ拡散係数より大きい第 2 のカットオフ拡散係数を設定し、
前記画像導出部は、前記拡散係数が前記第 1 のカットオフ拡散係数より大きく前記第 2 のカットオフ拡散係数より小さい画素において、前記仮想拡散強調画像を導出する、画像処理装置。

【請求項 8】

請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置であって、
前記画像導出部は、前記拡散係数が前記第 1 のカットオフ拡散係数以下の画素の画素値を所定値以下として、前記仮想拡散強調画像を導出する、画像処理装置。

【請求項 9】

画像処理装置における画像処理方法であって、
第 1 の b 値を用いて撮像された第 1 の拡散強調画像を取得するステップと、
第 2 の b 値、及び 0 以上の値を有するカットオフ拡散係数を設定するステップと、
前記第 1 の拡散強調画像の画素に対応した拡散係数が前記カットオフ拡散係数より大きい画素において、前記拡散係数及び前記第 1 の拡散強調画像に基づいて、前記第 2 の b 値

10

20

30

40

50

での仮想拡散強調画像を導出するステップと、
前記仮想拡散強調画像を表示部に表示するステップと、
を有する画像処理方法。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の画像処理方法の各ステップをコンピュータに実行させるための画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像処理装置、画像処理方法、及び画像処理プログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

従来、核磁気共鳴（NMR：Nuclear Magnetic Resonance）の現象を利用して生体内部の情報を画像化する方法として、核磁気共鳴画像法（MRI：Magnetic Resonance Imaging）が知られている。

【0003】

核磁気共鳴画像法を用いた画像生成方法の 1 つとして、水分子の拡散が可視化される拡散強調撮像法（DWI：Diffusion Weighted Imaging）が知られている。また、水分子の拡散係数（ADC：Apparent Diffusion Coefficient）そのものを可視化する拡散係数画像が知られている。

20

【0004】

従来、拡散強調撮像法により二つの異なる b 値を用いて撮像された拡散強調画像（以下、DWI 画像ともいう）から、任意の b 値を用いた拡散強調画像を計算する手法として、cDWI（computed DWI）が知られている。cDWI の一例として、小さな b 値を用いて生成された拡散強調画像から、大きな b 値を用いた拡散強調画像を生成する方法が知られている（例えば、非特許文献 1 参照）。cDWI により、仮想的な拡散強調画像（以下、「cDWI 画像」、「仮想拡散強調画像」ともいう）が生成される。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0005】

30

【非特許文献 1】Matthew D. Blackledge, Martin O. Leach, David J. Collins, “Computed Diffusion-Weighted MR Imaging May Improve Tumor Detection”, Radiology, Volume 261: Number 2, 2011 年 11 月 2 日、P 573 - P 581

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

非特許文献 1 に記載された技術では、仮想拡散強調画像における腫瘍組織（腫瘍である組織）の明瞭性が不十分であった。

40

【0007】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、仮想拡散強調画像における腫瘍組織の明瞭性を向上できる画像処理装置、画像処理方法、及び画像処理プログラムを提供する。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の画像処理装置は、第 1 の b 値を用いて撮像された第 1 の拡散強調画像を取得する画像取得部と、第 2 の b 値、及び 0 以上の値を有する第 1 のカットオフ拡散係数を設定する設定部と、前記第 1 の拡散強調画像の画素に対応した拡散係数が前記第 1 のカットオフ拡散係数より大きい画素において、前記拡散係数及び前記第 1 の拡散強調画像に基づい

50

て、前記第 2 の b 値での仮想拡散強調画像を導出する画像導出部と、前記仮想拡散強調画像を表示する表示部と、を備える。

【0009】

本発明の画像処理方法は、画像処理装置における画像処理方法であって、第 1 の b 値を用いて撮像された第 1 の拡散強調画像を取得するステップと、第 2 の b 値、及び 0 以上の値を有するカットオフ拡散係数を設定するステップと、前記第 1 の拡散強調画像の画素に対応した拡散係数が前記カットオフ拡散係数より大きい画素において、前記拡散係数及び前記第 1 の拡散強調画像に基づいて、前記第 2 の b 値での仮想拡散強調画像を導出するステップと、前記仮想拡散強調画像を表示部に表示するステップと、を有する。

【0010】

本発明の画像処理プログラムは、上記画像処理方法の各ステップをコンピュータに実行させるためのプログラムである。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、仮想拡散強調画像における腫瘍組織の明瞭性を向上できる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図 1】実施形態における画像処理装置の構成例を示すブロック図

【図 2】実施形態における複数の b 値と ADC 値との関係の一例を示す模式図

【図 3】実施形態における仮想拡散強調画像の画素値と表示部の出力輝度との関係の一例を示す模式図

【図 4】実施形態における画像処理装置の動作例を示すフローチャート

【図 5】実施形態における b 値に対するウィンドウ幅及びウィンドウレベルの第 1 導出例を示す模式図

【図 6】実施形態における b 値に対するウィンドウ幅及びウィンドウレベルの第 2 導出例を示す模式図

【図 7】実施形態におけるカットオフ ADC 値よりも大きい ADC 値を有する各画素の仮想拡散強調画像の導出過程の一例を示す模式図

【図 8】(A) カットオフ ADC 値が設定されていない場合の仮想拡散強調画像の表示例を示す模式図、(B)～(F) 実施形態における各カットオフ ADC 値が設定された場合の仮想拡散強調画像の表示例を示す模式図

【図 9】(A)～(F) 実施形態における各カットオフ ADC 値が設定された場合の仮想拡散強調画像の表示例を示す模式図

【図 10】(A)～(E) 実施形態におけるカットオフ ADC 値が 0.4 である場合の各画像の模式図

【図 11】実施形態における b 値に対する目標 ADC 値及びカットオフ ADC 値の関係の一例を示す模式図

【図 12】(A) 実施形態におけるボリュームデータの各断面において複数生成される画像の表示例を示す模式図、(B)～(E) 実施形態におけるカットオフ ADC 値が 0.4 である場合の MIP を用いた各画像の表示例を示す模式図

【図 13】(A) は図 12 (A) の画像の拡大図、(B) は図 12 (B) の画像の拡大図、(C) は図 12 (C) の画像の拡大図、(D) は図 12 (D) の画像の拡大図、(E) は図 12 (E) の画像の拡大図

【図 14】b 値と仮想拡散強調画像の画素値との関係性を示す模式図

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の実施形態について、図面を用いて説明する。

【0014】

(本発明の一形態を得るに至った経緯)

拡散強調画像の画素値 (信号強度 (SI: Signal Intensity)) ともい

10

20

30

40

50

う)は、以下の(式1)により示される。

【数1】

$$SI = k \times PD \times (1 - e^{-\frac{TR}{T1}}) \times e^{-\frac{TE}{T2}} \times e^{-b \cdot ADC} \quad \dots (式1)$$

【0015】

(式1)では、最終段の $e^{-b \cdot ADC}$ の項において、係数「b」と、係数「ADC」を含む。係数「b」は、拡散強調のための傾斜磁場(MPG: Motion Probing Gradients)の強さを表すb値を示す。係数「ADC」は、組織の見かけ上の拡散係数ADC(Apparent Diffusion Coefficient)を示し、組織の拡散状態を示す。ADCの値(ADC値)は、例えば組織の組成又は病変の種別により定まる。

【0016】

図14は、b値と仮想拡散強調画像の画素値SIとの関係性を示す模式図である。以下では、仮想拡散強調画像の画素値SIを、cDWI値とも称する。図14では、画素値SIの自然対数が、 $\log(cDWI \text{ 値})$ として示されている。なお、 $\log(A)$ は、Aの自然対数を示す。

【0017】

(式1)により、理論上、仮想拡散強調画像の画素値SIの自然対数である $\log(cDWI \text{ 値})$ は、b値に対して線形に変化する。従って、b値が複数(例えば、b1, b2)あり、各b値の場合の $\log(cDWI \text{ 値})$ が取得される場合、直線L1の傾きとしてのADC値を導出できる。ADC値が導出されると、直線L1における任意のb値=bxでの $\log(cDWI \text{ 値})$ として画素値SIが導出できる。ADC値の導出は、例えば、拡散強調画像を撮像するMRI装置又はMRI装置から拡散強調画像を取得する画像処理装置により行われることもある。

【0018】

(式1)の最終段の指数が負の値($-b \cdot ADC$)となることから、直線L1は、負の傾きを有する。従って、b値が大きくなる程、 $\log(cDWI \text{ 値})$ は小さくなる。そのため、b値が大きな仮想拡散強調画像は、画素値が小さくなる。

【0019】

また、拡散強調画像には、画像信号成分と雑音成分とが含まれる。拡散強調画像の雑音成分の信号レベル(雑音レベル)は、b値に対して、一定レベルであることもあるし、例えば、拡散強調画像における画素、画素に含まれる組織、又は組織の周囲環境に応じて、一定レベルではなく変化することもある。雑音レベルが変化する場合、画像信号成分と雑音成分とが加味された直線L1の傾きが、雑音成分に起因する画素値の誤差によって変化することがある。この場合、想定外のADC値が導出されることがある。

【0020】

ADC値の導出精度が低下すると、(式1)により導出される仮想拡散強調画像の画素値SIの導出精度が低下する。そのため、仮想拡散強調画像が表示装置に表示される場合、仮想拡散強調画像における組織の拡散状態の表示精度が低下する。そのため、例えば、仮想拡散強調画像における腫瘍組織の明瞭性が不十分となり、ユーザ(例えば、医師、放射線技師)が仮想拡散強調画像を用いて病変を観察する場合に、病変の診断精度が低下する虞がある。

【0021】

以下、仮想拡散強調画像における腫瘍組織の明瞭性を向上できる画像処理装置、画像処理方法、及び画像処理プログラムについて説明する。

【0022】

(実施形態)

図1は、実施形態における画像処理装置100の構成例を示すブロック図である。画像

処理装置 100 は、画像取得部 110、操作部 120、表示部 130、制御部 140 及び記憶部 150 を備える。制御部 140 は、画像導出部 141、輝度条件導出部 142、及び設定部 143 を備える。画像処理装置 100 は、MRI 装置 200 から画像を取得し、取得された画像に対して処理を行う。

【0023】

MRI 装置 200 は、核磁気共鳴画像法により、設定された b 値を用いて、拡散強調画像を撮像する。MRI 装置 200 により生成される拡散強調画像は、例えば、生体内部の任意の箇所の情報を含むボリュームデータである。拡散強調画像が撮像されることにより、拡散強調画像における各画素（ボクセル）の画素値が得られる。

【0024】

また、MRI 装置 200 は、拡散強調画像の生成とともに、各画素における拡散係数（Apparent Diffusion Coefficient）を生成してもよい。さらには、MRI 装置 200 は、拡散係数より拡散係数画像（ADC マップ）を生成してもよい。

【0025】

画像取得部 110 は、MRI 装置 200 により撮像された拡散強調画像、及び、拡散強調画像が撮影された時の b 値（例えば b1, b2）を取得する。画像取得部 110 は、MRI 装置 200 により生成された ADC マップを取得してもよい。画像取得部 110 は、例えば、MRI 装置 200 から、有線回線又は無線回線を介して通信により取得してもよいし、任意の記憶媒体（不図示）を介して取得してもよい。b1, b2 は、第 1 の b 値の一例である。

【0026】

操作部 120 は、例えば、タッチパネル、ポインティングデバイス（例えばマウス）、キーボードを含む。操作部 120 は、画像処理装置 100 のユーザ（例えば、医師、放射線技師）から、任意の入力操作を受け付ける。操作部 120 は、例えば、画像導出部 141 により仮想拡散強調画像を導出するための b 値（例えば bx）の入力操作、表示画像の拡大率や平行移動などの画像操作を受け付ける。操作部 120 は、例えば、観察対象となる病変又は組織に対応する ADC 値（目標 ADC 値）を設定するための入力操作を受け付ける。

【0027】

操作部 120 は、例えば、カットオフ ADC 値を設定するための入力操作を受け付ける。カットオフ ADC 値とは、カットオフ ADC 値以下の ADC 値を有する画素を、仮想拡散強調画像の導出対象から除外するための値である。カットオフ ADC 値は、カットオフ拡散係数の一例である。本実施形態では、カットオフ ADC 値は、「0」以上の値を有する。

【0028】

表示部 130 は、例えば LCD（Liquid Crystal Display）を含み、各種情報を表示する。表示部 130 は、例えば、仮想拡散強調画像、拡散強調画像、ADC マップ、各種操作画面、を表示する。表示部 130 は、例えば、後述する輝度条件の情報に基づいて、仮想拡散強調画像を表示してもよい。

【0029】

制御部 140 は、例えば、CPU（Central Processing Unit）又は DSP（Digital Signal Processing）を含む。制御部 140 は、例えば、ROM（Read Only Memory）又は RAM（Random Access Memory）、を含む。CPU 又は DSP は、ROM 又は RAM に記憶された画像処理プログラムを実行することにより、制御部 140 の各機能を実現する。

【0030】

画像導出部 141 は、複数の拡散強調画像に基づいて、仮想拡散強調画像を導出（例えば算出）する。画像導出部 141 は、例えば、図 14 に示したように、異なる b 値（例え

10

20

30

40

50

ば、 b_1 , b_2) と、これらの b 値を用いて撮像された複数の拡散強調画像の画素値から、ADC 値を導出する。例えば、図 14 の直線 L_1 の傾きとして ADC 値を導出する。画像導出部 141 は、ADC 値に基づいて、 b 値 = b_x である場合の仮想拡散強調画像、つまり仮想拡散強調画像の画素値を導出する。 b_x は、第 2 の b 値の一例である。

【0031】

画像導出部 141 は、複数の異なる b 値 (例えば、 b_1 , b_2) からなる拡散強調画像より、画素毎に、ADC 値を導出する。さらには、 b 値 = b_x での仮想拡散強調画像の画素値は、画素毎に導出される。

【0032】

従って、画像導出部 141 が画素毎に導出された ADC 値を用いて、ADC マップを生成してもよい。この場合、画像取得部 110 は、MRI 装置 200 から ADC マップを取得しなくてもよい。「ADC マップの取得」には、画像取得部 110 による取得と画像導出部 141 による導出とを含む。従って、画像導出部 141 は、拡散係数画像を取得する画像取得部としての機能を有する。

【0033】

尚、画像取得部 110 により ADC マップが取得される場合、画像導出部 141 は、ADC 値の導出を省略し、ADC マップにより得られる ADC 値を用いて、仮想拡散強調画像を導出してもよい。

【0034】

ここで、 b 値と病変毎の ADC 値との関係性について説明する。図 2 は、 b 値と病変毎の ADC の一例を示す模式図である。図 2 では、ADC 値を示す 2 つの直線 L_{11} , L_{12} では、傾きが異なる。直線 L_{11} の傾きは、例えば、仮想拡散強調画像の観察領域の画素において ADC 値が比較的小さい場合を示し、直線 L_{12} の傾きは、例えば、仮想拡散強調画像の観察領域の画素において ADC 値が比較的大きい場合を示す。ADC 値は、例えば組織又は病変の種別によって概ね定まり、組織又は病変によって変化する。

【0035】

また、例えば、一般的には、腫瘍組織を含む画素の ADC 値は、正常組織を含む画素の ADC 値より小さい。尚、腫瘍組織を含む画素の ADC 値が、正常組織を含む画素の ADC 値より大きいこともある。組織の ADC 値の示す傾向については、参考非特許文献 1 及び、参考非特許文献 2 のような研究がある。

【0036】

(参考非特許文献 1) S. Rose, M. Fay, P. Thomas, P. Bourgeat, N. Dowson, O. Salvado, Y. Gal, A. Coulthard, and S. Crozier, "Correlation of MRI-Derived Apparent Diffusion Coefficients in Newly Diagnosed Gliomas with $[^{18}\text{F}]-\text{Fluoro-L-Dopa}$ PET: What Are We Really Measuring with Minimum ADC?", Apr 2013 AJNR

【0037】

(参考非特許文献 2) Chie Inoue, Shinya Fujii, Sachie Kaneda, Takeru Fukunaga, Toshio Kamino, Junzo Kigawa, Tasuku Harada, and Toshihide Ogawa, "Apparent Diffusion Coefficient (ADC) Measurement in Endometrial Carcinoma: Effect of Region of Interest Methods on ADC Values", Oct/2013 J Magn Reson Imag

【0038】

また、ADC は、組織の見かけ上の拡散係数を示すので、組織が凝縮されることは通常

10

20

30

40

50

想定されない。従って、A D C 値は、物理的に 0 以上となる。A D C 値が負になる場合には、例えば、A D C 値の導出元となった拡散強調画像の画素値は、雑音成分を多く含むと考えられ、本来の組織又は病変の画素値を反映していないと考えられる。

【0039】

輝度条件導出部 142 は、表示部 130 に仮想拡散強調画像を表示する際の輝度条件を導出する。輝度条件導出部 142 は、例えば、b 値 = b x の値及び目標 A D C 値に基づいて、表示部 130 に仮想拡散強調画像を表示する際の輝度条件を導出する。

【0040】

M R I 装置 200 は、例えば、12 b i t 階調 (−2048 ~ 2047) の画像データとしての拡散強調画像を撮像する。一方、表示部 130 は、例えば、8 b i t 階調 (0 ~ 255) の画像データを表示する。

10

【0041】

拡散強調画像又は仮想拡散強調画像において、病変の検出に有効な意味のある範囲は、一般的には、拡散強調画像又は仮想拡散強調画像の全体ではなく、一部である。輝度条件導出部 142 は、この拡散強調画像又は仮想拡散強調画像の一部の階調数が、表示部 130 の階調数となるよう、輝度条件を導出する。

【0042】

輝度条件は、例えば、ウィンドウ幅 (w w : w i n d o w w i d t h) と、ウィンドウレベル (w l : w i n d o w l e v e l) と、を含む。ウィンドウ幅は、表示部 130 により表示される拡散強調画像又は仮想拡散強調画像の画素値の幅 (範囲) を示す。ウィンドウレベルは、表示部 130 により表示される拡散強調画像又は仮想拡散強調画像の画素値の幅の中心値を示す。

20

【0043】

図 3 は、仮想拡散強調画像の画素値と表示部 130 の出力輝度 (輝度値) との関係の一例を示す模式図である。ウィンドウ幅 w w の内側では、仮想拡散強調画像の画素値が、表示部 130 の出力輝度においてグレイレベルに変換される。

【0044】

ウィンドウ幅 w w の外側の一方の領域 D 2 (図 3 では w w の左側) では、仮想拡散強調画像の画素値が比較的小さく、出力輝度が 0 付近である。従って、領域 D 2 では、表示部 130 による表示が暗くなり、黒色に近くなる。ウィンドウ幅 w w の外側の他方の領域 D 3 (図 3 では w w の右側) では、仮想拡散強調画像の画素値が比較的大きく、出力輝度が大きくなる。従って、領域 D 3 では、表示部 130 による表示が明るくなり、白色に近くなる。

30

【0045】

このように、ウィンドウ幅及びウィンドウレベルは、いわゆる輝度調整 (コントラスト、ブライトネス) に用いられる。

【0046】

設定部 143 は、例えば操作部 120 により入力操作を受け付けた場合、入力された情報に基づいて、各種設定を行う。設定部 143 は、例えば、b 値、カットオフ A D C 値、目標 A D C 値、を設定する。

40

【0047】

記憶部 150 は、各種画像 (例えば、拡散強調画像、仮想拡散強調画像、A D C マップ)、各種データ、各種プログラム、各種情報 (例えば手動又は自動的に設定された設定情報)、を記憶する。

【0048】

次に、画像処理装置 100 の動作例について説明する。

図 4 は、画像処理装置 100 の動作例を示すフローチャートである。

【0049】

まず、操作部 120 は、目標拡散係数 (目標 A D C 値) を指定する入力を受け付け、設定部 143 は、操作部 120 からの目標拡散係数を設定する (S 101)。ユーザが観察

50

したい病変領域の拡散の変化の程度（例えば拡散係数ADC）は、経験的に知られている場合が多い。従って、例えば、操作部120を介して、ユーザが観察したい病変を考慮して、目標となる拡散係数（目標拡散係数、目標ADC値）を入力する。

【0050】

続いて、画像取得部110は、 b 値= b_1 の場合の拡散強調画像I1を、MRI装置200から取得する（S102）。拡散強調画像I1の画素値は、画素毎（例えば 512×512 個の画素毎）に異なる。このときの b_1 の値は、拡散強調画像I1とともに記憶部150に記憶される。

【0051】

続いて、画像取得部110は、 b 値= b_2 の場合の拡散強調画像I2を、MRI装置200から取得する（S103）。拡散強調画像I2の画素値は、画素毎（例えば 512 個の画素毎）に異なる。このときの b_2 の値は、拡散強調画像I2とともに記憶部150に記憶される。

【0052】

続いて、操作部120は、 b 値= b_x を指定する入力を受け付け、設定部143は、操作部120からの b_x を b 値として設定する（S104）。 b_x は、任意の値であり、例えば、操作部120を介して、ユーザがスライド操作により入力する。

【0053】

続いて、画像取得部110は、各画素のADC値がマッピングされたADCマップを、MRI装置200から取得する（S105）。尚、画像導出部141が、例えば、 b_1 、 b_2 の値、及び拡散強調画像I1、I2の画素値に基づいて、ADCマップを導出してもよい。

【0054】

続いて、操作部120は、カットオフ拡散係数（カットオフADC）を指定する入力を受け付け、設定部143は、操作部120からのカットオフ拡散係数を設定する（S106）。カットオフ拡散係数は、例えば、単純に0以上の値が指定されてもよいし、ユーザが観察を希望する組織又は病変に応じて、値が指定されてもよい。

【0055】

続いて、画像導出部141は、例えば、ADCマップを参照し、カットオフADC値より大きいADC値を有する画素を抽出する。画像導出部141は、抽出された画素において、 b 値= b_x の場合の仮想拡散強調画像I x を導出（例えば算出）する（S107）。仮想拡散強調画像I x の画素値は、画素毎（例えば 512×512 個の画素毎）に異なる。

【0056】

一方、画像導出部141は、例えば、抽出された画素の画素値を「0」に設定する。この場合、抽出されなかった画素は、表示時に暗い色（例えば黒色）に表示される。つまり黒抜きされる。従って、ユーザは、抽出されなかった画素には、観察対象の病変が含まれないことを容易に認識できる。

【0057】

尚、画素値を「0」にすることは一例であり、他の所定値以下の画素値に設定されてもよい。また、単に透明としても良い。本実施形態では、主に画素値を「0」に設定することを例示する。これにより、カットオフADC値よりも低いADC値を有する画素を、仮想拡散強調画像における明瞭性を低下できる。

【0058】

続いて、輝度条件導出部142は、 b 値= b_x の場合の輝度条件を導出する。この場合、輝度条件導出部142は、例えば、 b 値= b_x の値と、目標拡散係数とに基づいて、 b 値= b_x の場合のウィンドウ幅及びウィンドウレベルを導出する（S108）。ウィンドウ幅及びウィンドウレベルの導出の詳細については、後述する。

【0059】

続いて、表示部130は、導出されたウィンドウ幅及びウィンドウレベルを用いて表示

10

20

30

40

50

部 1 3 0 の輝度を調整し、 b_x での仮想拡散強調画像 I_x を表示する (S 1 0 9)。

【0060】

尚、S 1 0 1 の処理は、S 1 0 7 の後に実行されてもよい。

【0061】

また、図 4 では、ADC 値により使用されない画素が決定された後、仮想拡散強調画像が導出されることを例示したが、これに限られない。例えば、全画素における仮想拡散強調画像が導出された後、ADC 値がカットオフ ADC 値以下である画素が、仮想拡散強調画像から削除又は画素値「0」が設定されてもよい (図 7 参照)。

【0062】

図 4 の処理によれば、MRI 装置 2 0 0 により撮像された複数の拡散強調画像から、仮想拡散強調画像を導出できる。この場合、カットオフ ADC 値以下の画素では、仮想拡散強調画像が導出されない。従って、例えば、拡散状態を示す ADC 値として物理的に有り得ない値を有する各画素を除外して、仮想拡散強調画像を導出できる。また、例えば、ユーザ所望の ADC 値を有する各画素における仮想拡散強調画像を導出できる。カットオフ ADC 値は、例えば、観察対象の組織や病変を考慮して、操作部 1 2 0 を介して指定される。

10

【0063】

従って、仮想拡散強調画像に含まれる雑音成分の影響を低減できるので、仮想拡散強調画像の表示精度を向上できる。よって、仮想拡散強調画像における腫瘍組織の明瞭性を向上でき、仮想拡散強調画像を用いた診断の信頼性を向上できる。

20

【0064】

また、S 1 0 4 から S 1 0 9 の処理を繰り返す (b 値 = b_{x1} 、 b_{x2} ……) ことによって、カットオフ ADC 値より大きな ADC 値を有する各画素の仮想拡散強調画像を多数生成表示できる。

【0065】

また、導出された輝度条件を満たす輝度調整を適用した仮想拡散強調画像を多数生成表示することが出来る。また、撮像された拡散強調画像又は他の仮想拡散強調画像の画素値又はこれらの画像に対応する b 値に基づいて、仮想拡散強調画像の輝度条件が導出される。従って、仮想拡散強調画像が表示される際の手動による輝度調整が不要であるので、ユーザの利便性を向上し、仮想拡散強調画像の表示を確認して行う診断の客観性や信頼性の低下を抑制できる。

30

【0066】

例えば、医師が観察したい病変領域の拡散の変化の程度 (例えば拡散係数 ADC) は、経験的に知られている場合が多い。そのため、輝度条件導出部 1 4 2 は、例えば、医師により操作部 1 2 0 を介して指定される ADC 値を利用して、輝度条件を導出する。表示部 1 3 0 は、輝度条件に応じて、仮想拡散強調画像を表示する際の輝度を調整する。

【0067】

また、輝度条件導出部 1 4 2 は、例えば、医師が観察領域を観察中に、操作部 1 2 0 を介して b 値を変更する際に、新たな輝度条件を導出する。この場合、 b 値の変化にかかわらず、指定される ADC 値の観察領域の輝度が維持されるので、観察領域以外の領域との区別を容易化できる。

40

【0068】

また、近傍 ADC 値の領域の画素値がグレースケール内で適宜変化するので、ユーザは所望のグレースケールで観察領域を観察でき、病変の検出精度を向上できる。近傍 ADC 値とは、例えばユーザが操作部 1 2 0 を介して設定した関心領域 (Region Of Interest) に含まれる ADC 値の平均である。また、近傍 ADC 値は、ユーザが指定した点からあらかじめ定められた範囲に含まれる円領域に ADC 値の平均であってもよい。また、近傍 ADC 値は、ユーザが指定した点からあらかじめ定められた範囲内の ADC 値が統計処理された値であってもよい。

【0069】

50

次に、 b 値に対するウィンドウ幅及びウィンドウレベルの導出例について説明する。

【0070】

図5は、 b 値に対するウィンドウ幅及びウィンドウレベルの第1導出例を示す模式図である。

【0071】

図4のS101において、目標拡散係数が設定されると、例えば操作部120が、任意の b 値= b_y におけるウィンドウ幅及びウィンドウレベルを設定するための入力操作を受け付ける。設定部143は、操作部120により受け付けたウィンドウ幅及びウィンドウレベルを設定する。 b_y の値は任意であり、例えば、 b_1 、 b_2 としてもよい。この場合、 b_1 又は b_2 での撮像時に例えば操作部120を介して設定されたウィンドウ幅及びウィンドウレベルが、設定部143により設定されてもよい。ウィンドウ幅及びウィンドウレベルの値は、例えば、拡散強調画像又は仮想拡散強調画像の画素値により設定される。

10

【0072】

輝度条件導出部142は、 b_y でのウィンドウ幅とウィンドウレベルとが設定されると、 b_y でのウィンドウ幅の上限における仮想拡散強調画像の画素値（以下、「 $high_y$ 」ともいう）を取得する。同様に、輝度条件導出部142は、 b_y でのウィンドウ幅の下限における仮想拡散強調画像の画素値（以下、「 low_y 」）を仮想拡散強調画像から取得する。

【0073】

操作部120は、 b 値= b_x の値を指定する入力を受け付け、設定部143は、操作部120からの b_x の値を b 値として設定する。 b_x は、任意の値であり、例えば、操作部120を介して、ユーザがスライド操作により入力する。

20

【0074】

輝度条件導出部142は、 $\log(high_y)$ 、 $\log(low_y)$ 、及び目標ADC値に基づいて、 $\log(high_x)$ 及び $\log(low_x)$ を導出する。

【0075】

輝度条件導出部142は、 $high_x$ 及び low_x に基づいて、 b_x でのウィンドウ幅及びウィンドウレベルを導出する。この場合、輝度条件導出部142は、例えば、以下のようにウィンドウ幅(ww)及びウィンドウレベル(wl)を算出する。

$$ww = high_x - low_x$$

$$wl = (high_x + low_x) / 2$$

30

【0076】

このような ww/wl の第1導出例によれば、仮想拡散強調画像の各画素のうち、各画素のADC値が目標ADC値と略一致する画素については、 b 値に依存して、表示部130の出力輝度が低下することを抑制できる。ADC値は、例えば組織又は病変の種別によって異なる。目標ADC値を設定することで、目標ADC値に合ったウィンドウ幅及びウィンドウレベルが導出されるので、特定の病変組織又はこれに類似する組織を、 b 値を変更しながら、視認性良く観察できる。従って、病変の検出精度を向上できる。

【0077】

図6は、 b 値に対するウィンドウ幅及びウィンドウレベルの第2導出例を示す模式図である。

40

【0078】

制御部140は、 b_1 を用いて拡散強調画像I1が撮像される際に設定されたウィンドウ幅及びウィンドウレベル、並びに、 b_2 を用いて拡散強調画像I2が撮像される際に設定されたウィンドウ幅及びウィンドウレベルに応じて、観察対象としているADC値を導出してよい。導出されたADC値は、設定部143により、目標拡散係数として設定されてもよい。

【0079】

b 値= b_1 、 b_2 の場合のウィンドウ幅及びウィンドウレベルは、MRI装置200により拡散強調画像が撮像される場合に、例えば操作部120を介してユーザにより設定さ

50

れる。そのため、ウィンドウ幅及びウィンドウレベルの設定には、一定の根拠があると推測される。よって、b 1, b 2のいずれかのウィンドウ幅及びウィンドウレベルをb yのウィンドウ幅及びウィンドウレベルとしてもよい。

【0080】

なお、導出される目標拡散係数は、複数でもよい。また、輝度調整を行うのにウィンドウ幅及びウィンドウレベルを例示したが、LUT (Look Up Table) 等を用いたより柔軟な輝度調整を行っても良い。また、輝度調整に更に彩色を付加しても良い。その他、任意の輝度調整手段を用いることが出来る。

【0081】

図6では、ウィンドウ幅及びウィンドウレベルの計算において、利用する目標ADC値が複数存在する場合を例示する。 10

【0082】

例えば、操作部120が、b値=b 1におけるウィンドウ幅及びウィンドウレベルを設定するための入力操作を受け付ける。設定部143は、操作部120により受け付けたウィンドウ幅及びウィンドウレベルの情報を設定する。

【0083】

同様に、例えば、操作部120が、b値=b 2におけるウィンドウ幅及びウィンドウレベルを設定するための入力操作を受け付ける。設定部143は、操作部120により受け付けたウィンドウ幅及びウィンドウレベルの情報を設定する。ウィンドウ幅及びウィンドウレベルの値は、例えば、拡散強調画像又は仮想拡散強調画像の画素値により設定される。 20

【0084】

輝度条件導出部142は、b 1でのウィンドウ幅とウィンドウレベルとが設定されると、b 1でのウィンドウ幅の上限における仮想拡散強調画像の画素値（以下、「high 1」ともいう）を取得する。

【0085】

輝度条件導出部142は、b 1でのウィンドウ幅とウィンドウレベルとを設定すると、b 1でのウィンドウ幅の下限における仮想拡散強調画像の画素値（以下、「low 1」ともいう）を取得する。

【0086】

輝度条件導出部142は、b 2でのウィンドウ幅とウィンドウレベルとを設定すると、b 2でのウィンドウ幅の上限における仮想拡散強調画像の画素値（以下、「high 2」ともいう）を取得する。 30

【0087】

輝度条件導出部142は、b 2でのウィンドウ幅とウィンドウレベルとを設定すると、b 2でのウィンドウ幅の下限における仮想拡散強調画像の画素値（以下、「low 2」ともいう）を取得する。

【0088】

輝度条件導出部142は、 $\log(\text{high } 1)$ 及び $\log(\text{high } 2)$ に基づいて、 $\log(\text{high } 1)$ 及び $\log(\text{high } 2)$ を通る直線の傾きとしての観察対象としているADC値 (high ADC) を導出（例えば算出）する。 40

【0089】

輝度条件導出部142は、 $\log(\text{low } 1)$ 及び $\log(\text{low } 2)$ に基づいて、 $\log(\text{low } 1)$ 及び $\log(\text{low } 2)$ を通る直線の傾きとしての観察対象としているADC値 (low ADC) を導出（例えば算出）する。

【0090】

輝度条件導出部142は、b xでのウィンドウ幅の上限における仮想拡散強調画像の画素値 ($\text{high } x$) の自然対数 ($\log(\text{high } x)$) を、 $\log(\text{high } 1)$ 又は $\log(\text{high } 2)$ と、 high ADC と、に基づいて導出（例えば算出）する。

【0091】

輝度条件導出部142は、 b_y でのウィンドウ幅の下限における仮想拡散強調画像の画素値 (low_x) の自然対数 ($\log(low_x)$) を、 $\log(low_1)$ 又は $\log(low_2)$ と、 $lowADC$ と、に基づいて導出 (例えば算出) する。

【0092】

輝度条件導出部142は、 $high_x$ 及び low_x に基づいて、 b_x でのウィンドウ幅及びウィンドウレベルを導出する。この場合、輝度条件導出部142は、例えば、以下のようにウィンドウ幅 (ww) 及びウィンドウレベル (wl) を算出する。

$$ww = high_x - low_x$$

$$wl = (high_x + low_x) / 2$$

【0093】

このような ww/wl の第2導出例によれば、拡散強調画像が撮像された際にユーザ操作等により設定されたウィンドウ幅及びウィンドウレベルの値に応じて、観察対象としている ADC 値が導出される。拡散強調画像が撮像された際のウィンドウ幅及びウィンドウレベルの設定では、例えば、組織又は病変を考慮してユーザにより設定値が調整されることが多い。従って、導出される ADC 値 ($highADC$, $lowADC$) は、信頼性のある目標 ADC 値とすることができる。設定部143は、導出された ADC 値 ($highADC$, $lowADC$) を、それぞれ目標拡散係数として設定してもよい。

【0094】

従って、例えば仮想拡散強調画像が更に導出される場合、仮想拡散強調画像の各画素のうち、各画素の ADC 値が目標 ADC 値と略一致する画素については、 b 値に依存して、表示部130の出力輝度が低下することを抑制できる。 ADC 値は、例えば組織又は病変の種別によって異なる。目標 ADC 値を設定することで、目標 ADC 値に合ったウィンドウ幅及びウィンドウレベルが導出されるので、特定の病変組織又はこれに類似する組織を、 b 値を変更しながら、視認性良く観察できる。従って、病変の検出精度を向上できる。

【0095】

次に、画像処理装置100により得られる画像の画像例について説明する。

【0096】

図7は、カットオフ ADC 値よりも大きい ADC 値を有する各画素の仮想拡散強調画像の導出過程の一例を示す模式図である。

【0097】

画像導出部141は、 b 値 = b_1 と、 b_1 での拡散強調画像 I_1 と、 b 値 = b_2 と、 b_2 での拡散強調画像 I_2 と、に基づいて、各画素の ADC 値を導出する。画像導出部141は、 b 値 = b_x での仮想拡散強調画像 I_x を導出する。図7は、 $b_1 = 0$, $b_2 = 800$, $b_x = 1648$ である場合を例示する。尚、 ADC 値は、 ADC マップが参照されてもよい。

【0098】

仮想拡散強調画像 I_x では、 ADC 値による各画素の使用の有無を考慮しておらず、全画素において仮想拡散強調画像 I_x が導出される。この仮想拡散強調画像 I_x は、 ADC カット無しの仮想拡散強調画像 I_x とも称される。

【0099】

画像導出部141は、 ADC マップ AM を参照し、仮想拡散強調画像 I_x から、 ADC 値がカットオフ ADC 値以下である画素を削除し、又は当該画素の画素値を「0」に設定し、所定の ADC 値の画素がカットされた仮想拡散強調画像 I_x' を導出する。つまり、画像導出部141は、例えば、 ADC マップにおいて特に画素値の低い領域 (低い ADC 値の画素) を、仮想拡散強調画像 I_x から削除する。この仮想拡散強調画像 I_x' は、 ADC カット有りの仮想拡散強調画像 I_x' とも称される。

【0100】

尚、 ADC マップにおいて ADC 値が特に高い画素は、 b 値を大きくすると画素値が速やかに減衰する。従って、高 b 値での仮想拡散強調画像 I_x' では、 ADC 値が特に高い画素は黒く表示されることになる。

10

20

30

40

50

【0101】

尚、図7では、全画素における仮想拡散強調画像が導出された後、ADC値がカットオフADC値以下である画素が、仮想拡散強調画像から削除（例えば画素値「0」に設定）されることを例示したが、これに限られない。ADC値により使用されない画素が決定された後、仮想拡散強調画像が導出されてもよい（図4参照）。

【0102】

次に、カットオフADC値が設定されない場合及び様々な値のカットオフADC値が設定された場合の仮想拡散強調画像の表示例について説明する。

【0103】

図8（A）は、カットオフADC値が設定されていない（ADCカット無しの）場合の仮想拡散強調画像の表示例を示す模式図である。図8（B）～（F）及び図9（A）～（F）は、各カットオフADC値が設定された場合の仮想拡散強調画像の表示例を示す模式図である。ここで例示された各仮想拡散強調画像は、人体の下腹部から骨盤にかけてを含む画像である。

10

【0104】

図8（A）は、カットオフADC値が設定されていない場合の仮想拡散強調画像 I_x を示す。図8（B）は、カットオフADC値＝0に設定された場合の仮想拡散強調画像 I_x' を示す。図8（C）は、カットオフADC値＝0.1に設定された場合の仮想拡散強調画像 I_x' を示す。図8（D）は、カットオフADC値＝0.2に設定された場合の仮想拡散強調画像 I_x' を示す。図8（E）は、カットオフADC値＝0.3に設定された場合の仮想拡散強調画像 I_x' を示す。図8（F）は、カットオフADC値＝0.4に設定された場合の仮想拡散強調画像 I_x' を示す。

20

【0105】

図9（A）は、カットオフADC値＝0.5に設定された場合の仮想拡散強調画像 I_x' を示す。図9（B）は、カットオフADC値＝0.6に設定された場合の仮想拡散強調画像 I_x' を示す。図9（C）は、カットオフADC値＝0.7に設定された場合の仮想拡散強調画像 I_x' を示す。図9（D）は、カットオフADC値＝0.8に設定された場合の仮想拡散強調画像 I_x' を示す。図9（E）は、カットオフADC値＝0.9に設定された場合の仮想拡散強調画像 I_x' を示す。図9（F）は、カットオフADC値＝1.0に設定された場合の仮想拡散強調画像 I_x' を示す。

30

【0106】

図8（A）～（F）及び図9（A）～（F）から以下の事項が言える。例えば、カットオフADC値が0以上に設定されることで、カットオフADCが設けられない場合と比較すると、雑音等に起因する過度に明るい画素の表示が抑制されることが理解できる。例えば、カットオフADC値が0.3（ $\times 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{s}$ ）以上に設定されることで、人体の皮膚が顕著にカット（削除、非表示）される、つまり皮膚の表示が抑制されることが理解できる。例えば、カットオフADC値が0.6（ $\times 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{s}$ ）以上に設定されることで、人体の骨髄がカットされる、つまり骨髄の表示が抑制されることが理解できる。例えば、カットオフADC値が1.0（ $\times 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{s}$ ）以上に設定された場合、観察対象としての腫瘍組織10がカットされる、つまり腫瘍組織の表示が抑制されることが理解できる。

40

【0107】

従って、観察対象を好適に観察するためには、カットオフADC値が、例えば0.3～0.6（ $\times 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{s}$ ）程度に設定されることが好適であると言える。この場合、例えば、雑音及び観察対象外となる可能性が高い組織（例えば皮膚や骨髄）を除外して、仮想拡散強調画像を導出できる。従って、仮想拡散強調画像における組織又は病変の明瞭性を向上でき、ユーザは、観察対象の組織又は病変（例えば腫瘍）を観察し易くなる。よって、仮想拡散強調画像を用いた診断の信頼性を向上できる。

【0108】

また、参考非特許文献1においては、腫瘍組織（グリオーマ）のADC値の下限が、概

50

ね $0.4 (\times 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{s})$ であることが示されている。参考非特許文献 2 においては、腫瘍組織（子宮体がん）の ADC 値の下限が、概ね $0.4 (\times 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{s})$ であることが示されている。これにより、観察対象を好適に観察するためには、カットオフ ADC 値が、例えば 0.4 程度に設定されることが好適であると言える。

【0109】

図 10 (A) ~ (E) は、カットオフ ADC 値が 0.4 である場合の各画像の模式図である。尚、c DWI 値を導出するための b 値は、c (Computed b-value) 値とも称される。図 10 (A) ~ (E) の画像は、人体の腹部付近を含む画像である。

【0110】

図 10 (A) は、b 値 = 1000 の場合の拡散強調画像（元画像）の表示例を示す。図 10 (B) は、c 値 = 2000 であり、カットオフ ADC 値が設定されていない場合の仮想拡散強調画像の表示例を示す。図 10 (C) は、c 値 = 2000 であり、カットオフ ADC 値 = 0.4 に設定された場合の仮想拡散強調画像の表示例を示す。図 10 (D) は、図 10 (C) の画像から図 10 (B) の画像を差し引いたサブトラクション画像（「Subtraction B-C」）の表示例を示す。図 10 (E) は、図 10 (C) の画像と図 10 (D) の画像とを合成した合成画像（「Fusion C+D」）の表示例を示す。

【0111】

図 10 (B) では、c 値 = 2000 に設定されることにより、例えば、膀胱内信号や前立腺の腫瘍周囲の信号を抑制可能である。

【0112】

図 10 (C) では、カットオフ ADC 値 = 0.4 に設定され、カットオフ ADC 値以下の ADC を有する画素の表示がカットされることで、骨や脂肪組織内に高信号の部分を抑制できる。

【0113】

図 10 (D) のサブトラクション画像は、カットオフ ADC 値が設定された場合に、カットされた領域（画素）を表す。

【0114】

図 10 (E) の合成画像は、カットオフ ADC 値が設定された場合に、カットされた領域（画素）は、腫瘍内にない（つまり腫瘍の描出を妨げていない）ことが理解できる。

【0115】

次に、目標 ADC 値とカットオフ ADC 値との関係について説明する。

【0116】

設定部 143 は、例えば、カット ADC 値を目標 ADC 値以下として設定する。輝度条件導出部 142 は、例えば、カット ADC 値が目標 ADC 値以下として設定された後、輝度条件（例えば、ウィンドウレベル、ウィンドウ幅）の調整機能を ON にする。輝度の調整機能を ON にすると、輝度調整に係る動作が実施され、輝度の調整機能を OFF にすると、輝度調整に係る動作が実施されない。

【0117】

例えば、設定部 143 は、カットオフ ADC 値が、目標 ADC 値の半分の値、つまり、（カットオフ ADC 値 = 目標 ADC 値 $\times 0.5$ ）となるように設定してもよい。設定部 143 は、例えば、カットオフ ADC 値が、目標 ADC 値の半分の値と所定値（例えば 0.6 ）とのいずれか小さい方、つまり、カットオフ ADC 値 = $\min$ （目標 ADC 値 $\times 0.5$, 0.6 ）となるように設定してもよい。

【0118】

図 11 は、b 値に対する目標 ADC 値及びカットオフ ADC 値の関係の一例を示す模式図である。図 11 では、「低 ADC」は、目標 ADC 値よりも小さい ADC 値を示し、「高 ADC」は、目標 ADC 値よりも高い ADC 値を示す。

【0119】

設定部 143 により輝度の調整機能が ON にされると、例えば、目標 ADC 近傍の AD

10

20

30

40

50

C 値を有する画素の明るさが一定に維持されるように、ウィンドウレベル及びウィンドウ幅が調整される。高 A D C の場合、輝度調整されると、b 値が大きくなる程、目標 A D C 値の場合と比較して相対的に暗くなる。

【0120】

一方、低 A D C の場合、輝度調整されると、b 値が大きくなる程、目標 A D C 値の場合と比較して相対的に明るくなる。この場合、雑音も強調され、画素が含む組織又は病変の情報を正しく反映しないことがある。

【0121】

観察対象の病変は明るく表示されることで、ユーザによる観察が容易になるが、明るい（白色に近い）画素が増加すると、仮想拡散強調画像において本来の病変を認識することが困難となる。また、雑音に起因して組織又は病変の情報の正確性が低下する可能性がある。

10

【0122】

カットオフ A D C 値が目標 A D C 値以下に設定されることで、低 A D C を有する画素による表示の影響を抑制でき、雑音の影響を抑制でき、雑音が多い画素が病変であると誤診される可能性を低減できる。つまり、カットオフ A D C 値が目標 A D C 値以下に設定されることで、観察対象を容易に観察でき、病変の診断精度を向上できる。

【0123】

次に、画像導出部 141 によるレンダリングについて説明する。

【0124】

画像導出部 141 は、ボリュームデータから任意の断面における拡散強調画像を取得する。画像導出部 141 は、任意の 1 つの断面における拡散強調画像に基づいて、当該任意の 1 つの断面における仮想拡散強調画像を導出してもよい。

20

【0125】

画像導出部 141 は、複数の断面における複数の拡散強調画像を取得し、各断面における各仮想拡散強調画像を導出してもよい。この場合、画像導出部 141 は、所定のレンダリングにより、各断面における各仮想拡散強調画像に基づいて、所定の投影面における 1 つの仮想拡散強調画像を導出してもよい。

【0126】

上記所定のレンダリングは、いかなるレンダリング手段を用いても良いが、好適にはボリュームデータから、ボリュームデータが奥行き方向（投影経路に沿う方向）に反転されても同一の画像が得られる特徴のあるレンダリング手法である。このレンダリング手法は、例えば、M I P、M i n I P、R a y S u m、を含む。

30

【0127】

M I P (M a x i m u m I n t e n s i t y P r o j e c t i o n) は、最大値投影法とも称される。M I P は、三次元的に構築されたデータ（ボリュームデータ）に対し、任意の視点方向（例えばボリュームデータの奥行き方向）に投影処理し、投影経路における最大画素値を投影面に表示する手法である。

【0128】

M i n I P (M i n i m u m I n t e n s i t y P r o j e c t i o n) は、最小値投影法とも称される。M I P は、三次元的に構築されたデータ（ボリュームデータ）に対し、任意の視点方向（例えばボリュームデータの奥行き方向）に投影処理し、投影経路における最小画素値を投影面に表示する手法である。

40

【0129】

R a y s u m (R a y S u m m a t i o n) は、三次元的に構築されたデータ（ボリュームデータ）に対し、任意の視点方向（例えばボリュームデータの奥行き方向）に投影処理し、投影経路における画素値の合計を投影面に表示する手法である。

【0130】

複数の断面における拡散強調画像に基づいて仮想拡散強調画像を導出することで、1 つの断面の拡散強調画像に基づく仮想拡散強調画像の導出と比較すると、カットオフ A D C

50

値以下のADC値を有する画素が表示対象として選択されず、同じ投影経路における他の画素が表示対象として選択される可能性が高くなる。従って、この投影経路における画素が黒抜きされる可能性を低減でき、黒抜きによる画質の低下を改善できる。

【0131】

特に、MIPは、投影経路における最大画素点が表示対象として選択されるため、雑音等により過度に明るい（画素値が大きい）画素が存在する場合、この画素が選択される可能性が高くなる。そのため、雑音を考慮しないMIPは、画素値が大きい雑音に対する耐性が不十分と言える。これに対し、カットオフADC値が設定されることで、MIPを用いる場合でも雑音に対する耐性を強化できる。

【0132】

図12（A）は、ボリュームデータの各断面において複数生成される画像の表示例を示す模式図である。図12（B）～（E）は、カットオフADC値が0.4である場合のMIPを用いた各画像の表示例を示す模式図である。図12（A）～（E）の画像は、人体の腹部付近を含む画像である。

【0133】

図12（A）は、b値＝1000の場合の拡散強調画像（MIP画像）の表示例を示す。図12（B）は、c値＝2000であり、カットオフADC値が設定されていない場合のMIPを用いた仮想拡散強調画像の表示例を示す。図12（C）は、c値＝2000であり、カットオフADC値＝0.4に設定された場合のMIPを用いた仮想拡散強調画像の表示例を示す。図12（D）は、図12（C）の画像から図12（B）の画像を差し引いた、MIPを用いたサブトラクション画像（「Subtraction B-C」）の表示例を示す。図12（E）は、図12（C）の画像と図12（D）の画像とを合成した、MIPを用いた合成画像（「Fusion C+D」）の表示例を示す。

【0134】

図12（B）～（E）に示す各画像は、図12（A）に示す各元画像に基づくMIP画像（最大値投影画像）である。

【0135】

図12（B）では、高輝度信号が腫瘍の描出の容易性を低下させている。つまり、高輝度信号の明るさに腫瘍組織が混在し、判別し難くなっている。一方、図12（C）では、高輝度信号が有効に取り除かれており、腫瘍組織の視認性が向上している。

【0136】

図12（E）では、投影経路における前後のスライスに含まれる高輝度信号点が、前立腺内部にも重なって表示されている。これにより、前立腺内の病変検出能が損なわれていることが理解できる。

【0137】

図13（A）は、図12（A）の拡大図である。図13（B）は、図12（B）の拡大図である。図13（C）は、図12（C）の拡大図である。図13（D）は、図12（D）の拡大図である。図13（E）は、図12（E）の拡大図である。図13（A）～（E）の画像は、人体の腹部付近を含む画像である。

【0138】

図13（A）～（E）では、図12（A）～（E）と比較すると、前立腺内への高輝度信号点の混入が更に明示されている。

【0139】

画像処理装置100によれば、カットオフADCを設定することで、観察対象外の組織又は病変を表示から除外して、仮想拡散強調画像を導出できる。例えば、カットオフADC値を0以上の値に設定することで、拡散係数が組織の拡散を示していない画素（例えば雑音成分が多く、組織の表示精度が低いと推定される画素）を意識的に除外して、仮想拡散強調画像を導出できる。従って、組織の拡散状態の表示精度を向上でき、仮想拡散強調画像の表示精度を向上できる。よって、仮想拡散強調画像における腫瘍組織の明瞭性を向上でき、仮想拡散強調画像を用いた診断の信頼性を向上できる。

10

20

30

40

50

【0140】

また、設定部143は、カットオフADC値を動的に変更し、画像導出部141は、仮想拡散強調画像を動的に導出し、表示部130は、表示内容を動的に変更して表示（再表示）してもよい。これにより、例えば、ユーザは、変化する仮想拡散強調画像を確認しながら、組織又は病変の特定を容易にできる。

【0141】

また、拡散強調画像又は他の仮想拡散強調画像の画素値又はこれらの画像に対応するb値に基づいて、仮想拡散強調画像の輝度条件が導出される。従って、仮想拡散強調画像が表示される際の手動による輝度調整が不要であるので、ユーザの利便性を向上し、ユーザが仮想拡散強調画像の表示を確認して行う診断の客観性や信頼性の低下を抑制できる。

10

【0142】

また、上記のように仮想拡散強調画像の輝度条件が導出されることで、b値が大きくなれば、仮想拡散強調画像の画素値が低下しても、観察領域における表示部130の出力輝度の低下を抑制できる。また、観察領域の輝度が一定の範囲に保持されるように画像の輝度が調整されるので、病変の観察効率、病変の検出精度を向上できる。従って、仮想拡散強調画像の観察領域の視認性を向上できる。

【0143】

つまり、病変領域の表示部130における見かけ上の輝度が変わらないことによって、ユーザによる診断精度を向上できる。例えば、目標拡散係数（目標ADC値）に略等しい拡散係数（ADC値）を有する画素は、表示部130により表示された場合に、b値の変更に応じてあまり変化しないことが保証される。従って、表示部130により仮想拡散強調画像を表示する場合に、b値を動的に変更しながら病変の特定を容易にできる。

20

【0144】

なお、本発明は、上記実施形態の構成に限られるものではなく、特許請求の範囲で示した機能、または本実施形態の構成が持つ機能が達成できる構成であればどのようなものであっても適用可能である。

【0145】

上記実施形態では、輝度条件の導出に係る動作が省略されてもよい。従って、画像処理装置100は、輝度条件導出部142を備えなくてもよい。

【0146】

上記実施形態では、仮想拡散強調画像の導出対象となる画素を、カットオフADC値よりも大きな画素に限定することを例示した。つまり、前述のカットオフADC値（第1のカットオフADC値）は、ADC値の下限値を示している。更に、設定部143は、第2のカットオフADC値として、ADC値の上限値を設定してもよい。

30

【0147】

これにより、仮想拡散強調画像の導出対象の画素が、所定範囲（バンドパス）のADC値を有する画素に限定される。従って、大きなADC値を有する組織等を表示対象から除外でき、仮想拡散強調画像の視認性を向上できる。

【0148】

例えば、上記実施形態では、ユーザは、病変領域の位置をある程度把握している場合、例えば操作部120を介して、表示部130により表示された仮想拡散強調画像において、関心領域（ROI: Region Of Interest）を設定できる。画像導出部141は、設定された関心領域のADC値と一致するよう、目標拡散係数を導出してもよい。

40

【0149】

例えば、同一の関心領域においてb値が変更されることで、MRI装置200により、各b値での拡散強調画像が撮像される。画像導出部141は、複数のb値及び拡散強調画像の画素値に基づいて、図14に示したように直線L1の傾きを導出することで、関心領域におけるADC値を導出する。設定部143が、導出されたADC値を、目標拡散係数として設定してもよい。

50

【0150】

例えば、上記実施形態では、例えば組織又は病変に応じて、目標拡散係数の候補が用意されていてもよい。例えば、腫瘍診断が行われる場合、腫瘍を診断するためのADC値が、目標拡散係数の候補に含まれる。プリセットされた値は、例えば、記憶部150に記憶され、表示部130により、目標拡散係数の候補として表示される。設定部143は、例えば、操作部120を介してユーザ操作により選択された候補を、目標拡散係数として設定してもよい。表示部130は、提示部の一例である。

【0151】

例えば、上記実施形態では、画像導出部141は、3個以上のb値を用いた拡散強調画像から、仮想拡散強調画像を生成してもよい。例えば、画像導出部141は、3個以上のb値と各b値の場合の拡散強調画像の画素値とに応じて、最小二乗法を利用して、ADC値を算出してもよい。3個以上のb値を用いた拡散強調画像を導出する場合にも、カットオフADCを考慮してもよい。これにより、それぞれのADC値の雑音が低減され、結果として仮想拡散強調画像の雑音を低減する。

【0152】

(本発明の一態様の概要)

本発明の一態様の画像処理装置は、第1のb値を用いて撮像された第1の拡散強調画像を取得する画像取得部と、第2のb値、及び0以上の値を有する第1のカットオフ拡散係数を設定する設定部と、前記第1の拡散強調画像の画素に対応した拡散係数が前記第1のカットオフ拡散係数より大きい画素において、前記拡散係数及び前記第1の拡散強調画像に基づいて、前記第2のb値での仮想拡散強調画像を導出する画像導出部と、前記仮想拡散強調画像を表示する表示部と、を備える。

【0153】

この構成によれば、拡散係数が組織の拡散を示していない画素（例えば雑音成分が多く、組織の表示精度が低いと推定される画素）を意識的に除外して、仮想拡散強調画像を導出できる。従って、仮想拡散強調画像における組織の拡散状態の表示精度を向上でき、仮想拡散強調画像の表示精度を向上できる。よって、仮想拡散強調画像における腫瘍組織の明瞭性を向上でき、仮想拡散強調画像を用いた診断の信頼性を向上できる。

【0154】

本発明の一態様の画像処理装置は、前記画像導出部が、前記設定部により前記第1のカットオフ拡散係数に変更された場合、動的に前記仮想拡散強調画像を導出し、前記表示部が、前記仮想拡散強調画像を再表示する。

【0155】

この構成によれば、第1のカットオフ拡散係数を変更して、仮想拡散強調画像の表示を連続的に変更できる。拡散係数は、例えば、病変又は組織毎に異なる。そのため、ユーザは、第1のカットオフ拡散係数の変更により、観察対象から除外する病変又は組織を変更しながら、仮想拡散強調画像の変化を確認でき、病変の検出精度を向上できる。このように、ユーザの利便性を向上できる。

【0156】

本発明の一態様の画像処理装置は、前記設定部が、前記第1のカットオフ拡散係数として、 $0.3 (\times 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{s})$ 以上 $0.6 (\times 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{s})$ 以下の値を設定する。

【0157】

この構成によれば、例えば、雑音及び観察対象外となる可能性が高い組織（例えば皮膚や骨髄）を除外して、仮想拡散強調画像を導出できる。従って、ユーザは、観察対象の組織又は病変（例えば腫瘍）を観察し易くなる。よって、仮想拡散強調画像を用いた診断の信頼性を向上できる。

【0158】

本発明の一態様の画像処理装置は、前記目標拡散係数及び前記第2のb値に基づいて、前記仮想拡散強調画像を表示するための輝度条件を導出する輝度条件導出部を備え、前記

設定部は、前記目標拡散係数を設定し、前記表示部が、前記輝度条件に応じて、前記仮想拡散強調画像を表示する。

【0159】

この構成によれば、特別なユーザ操作をしなくても、輝度条件を導出できる。従って、ユーザの利便性が向上し、仮想拡散強調画像の視認性が向上する。よって、仮想拡散強調画像の表示を確認して行う診断の客観性や信頼性の低下を抑制できる。よって、病変の検出精度を向上できる。

【0160】

本発明の一態様の画像処理装置は、前記設定部が、前記第1のカットオフ拡散係数として、前記目標拡散係数以下の値を設定する。

10

【0161】

この構成によれば、拡散係数が目標拡散係数よりも小さい場合、輝度調整に応じて、この拡散係数を有する画素が過度に明るくなる場合があるが、目標拡散係数よりも大きな拡散係数を有する画素の表示を除外できる。そのため、この拡散係数に相当する病変又は組織の表示を抑制できる。例えば、目標拡散係数が設定されることで、目標拡散係数付近の拡散係数を有する病変又は組織は容易に観察できる。従って、病変の検出精度を向上できる。

【0162】

本発明の一態様の画像処理装置は、前記画像導出部が、ボリュームデータから、前記ボリュームデータが奥行き方向に反転された場合に同一の画像が得られるレンダリングにより、前記仮想拡散強調画像を導出する。

20

【0163】

この構成によれば、ボリュームデータの平面（断面）方向における同一位置において、奥行き方向に含まれる複数の画像から所定の画像が導出され、仮想拡散強調画像が導出される。この場合でも、第1のカットオフ拡散係数に応じて表示対象から除外された画素の影響を、奥行き方向の他の位置の画像に基づいて補完できるので、仮想拡散強調画像の画質の低下を抑制できる。また、例えば、MIP法を用いる場合、奥行き方向の画素の最大画素値を表示画像に採用するので、仮想拡散強調画像が雑音を含み易くなる。この場合でも、第1のカットオフ拡散係数を考慮することで、雑音成分が多いと推定される画素を表示対象から除外でき、仮想拡散強調画像の画質の低下を抑制できる。

30

【0164】

本発明の一態様の画像処理装置は、前記設定部が、前記第1のカットオフ拡散係数より大きい第2のカットオフ拡散係数を設定し、前記画像導出部が、前記拡散係数が前記第1のカットオフ拡散係数より大きく前記第2のカットオフ拡散係数より小さい画素において、前記仮想拡散強調画像を導出する。

【0165】

この構成によれば、表示対象とする拡散係数の下限とともに上限を設定する。従って、小さな拡散係数を有する組織等とともに、大きな拡散係数を有する組織等を表示対象から除外でき、仮想拡散強調画像の視認性を向上できる。よって、ユーザによる診断の信頼性を向上できる。これは、例えばT2が長いものの場合は、ADCが比較的大きな値であっても、拡散強調画像上で高信号を保ち腫瘍とまぎらわしい場合があるが（T2-shine through）、これは上限を設定することで回避できるからである。（T2）と、（T2-shine through）とは、公知である。

40

【0166】

本発明の一態様の画像処理装置は、前記画像導出部が、前記拡散係数が前記第1のカットオフ拡散係数以下の画素の画素値を所定値以下として、前記仮想拡散強調画像を導出する。

【0167】

この構成によれば、雑音及び観察対象外となる可能性が高い組織（例えば皮膚や骨髄）を、暗い（黒に近い）色として表示し、当該組織の明瞭性を低下させる。これにより、当

50

該組織と対比して観察対象の組織又は病変（例えば腫瘍）を明瞭化することで、観察対象を観察し易くできる。よって、仮想拡散強調画像を用いた診断の信頼性を向上できる。

【0168】

本発明の一態様の画像処理方法は、画像処理装置における画像処理方法であって、第1のb値を用いて撮像された第1の拡散強調画像を取得するステップと、第2のb値、及び0以上の値を有するカットオフ拡散係数を設定するステップと、前記第1の拡散強調画像の画素に対応した拡散係数が前記カットオフ拡散係数より大きい画素において、前記拡散係数及び前記第1の拡散強調画像に基づいて、前記第2のb値での仮想拡散強調画像を導出するステップと、前記仮想拡散強調画像を表示部に表示するステップと、を有する。

【0169】

この方法によれば、拡散係数が組織の拡散を示していない画素（例えば雑音成分が多く、組織の表示精度が低いと推定される画素）を意識的に除外して、仮想拡散強調画像を導出できる。従って、仮想拡散強調画像における組織の拡散状態の表示精度を向上でき、仮想拡散強調画像の表示精度を向上できる。よって、仮想拡散強調画像における腫瘍組織の明瞭性を向上でき、仮想拡散強調画像を用いた診断の信頼性を向上できる。

【0170】

本発明の一態様の画像処理プログラムは、上記画像処理方法の各ステップをコンピュータに実行させるためのプログラムである。

【0171】

このプログラムによれば、拡散係数が組織の拡散を示していない画素（例えば雑音成分が多く、組織の表示精度が低いと推定される画素）を意識的に除外して、仮想拡散強調画像を導出できる。従って、仮想拡散強調画像における組織の拡散状態の表示精度を向上でき、仮想拡散強調画像の表示精度を向上できる。よって、仮想拡散強調画像における腫瘍組織の明瞭性を向上でき、仮想拡散強調画像を用いた診断の信頼性を向上できる。

【産業上の利用可能性】

【0172】

本発明は、仮想拡散強調画像における腫瘍組織の明瞭性を向上できる画像処理装置及び画像処理方法等に有用である。

【符号の説明】

【0173】

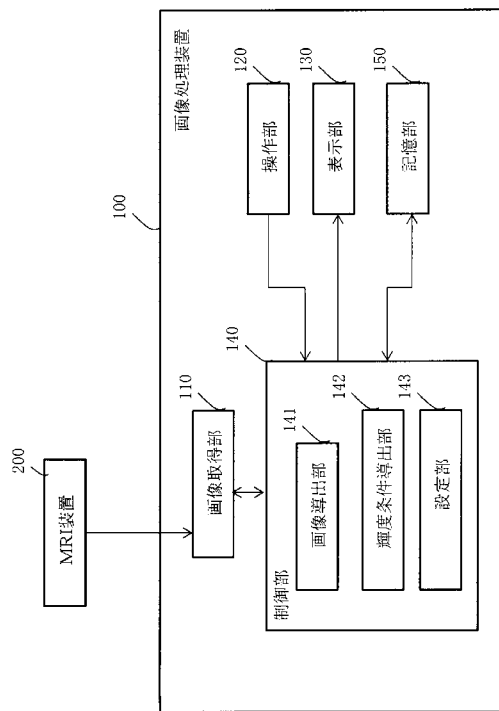
- 100 画像処理装置
- 110 画像取得部
- 120 操作部
- 130 表示部
- 140 制御部
- 141 画像導出部
- 142 輝度条件導出部
- 150 記憶部
- 200 M R I 装置

10

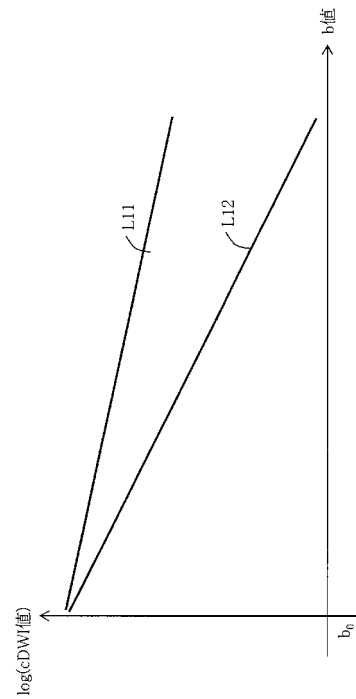
20

30

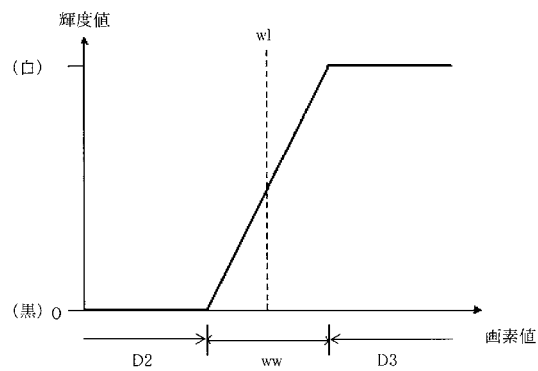
【図 1】



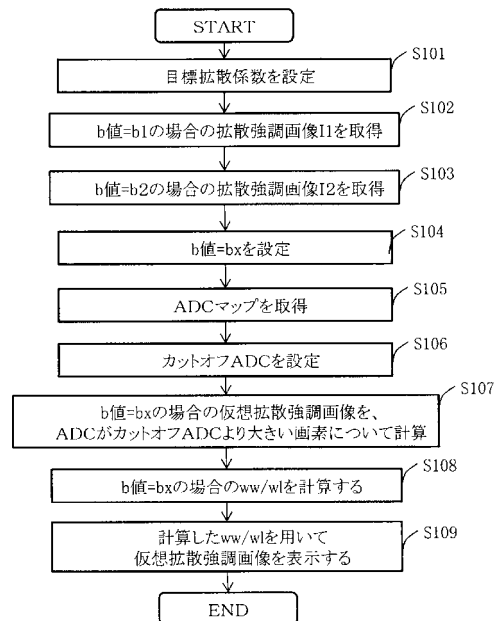
【図 2】



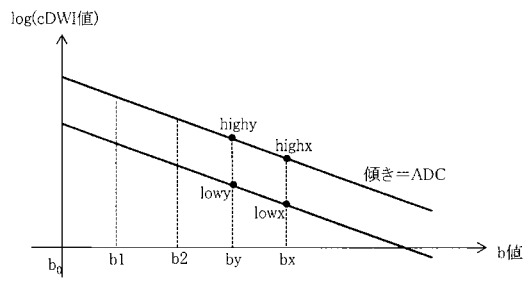
【図 3】



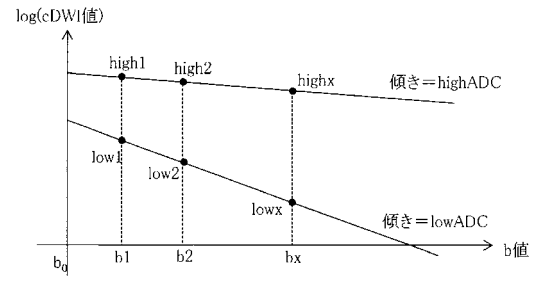
【図 4】



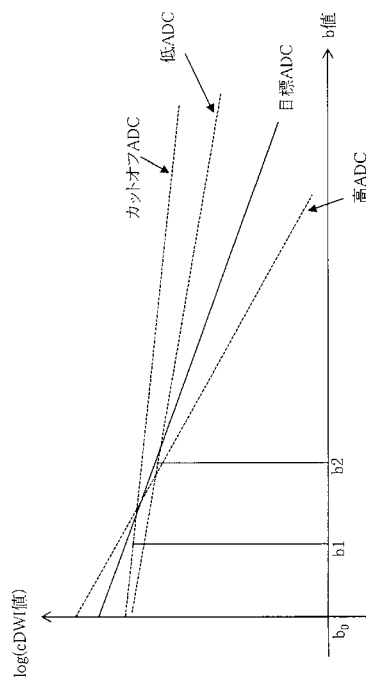
【図 5】



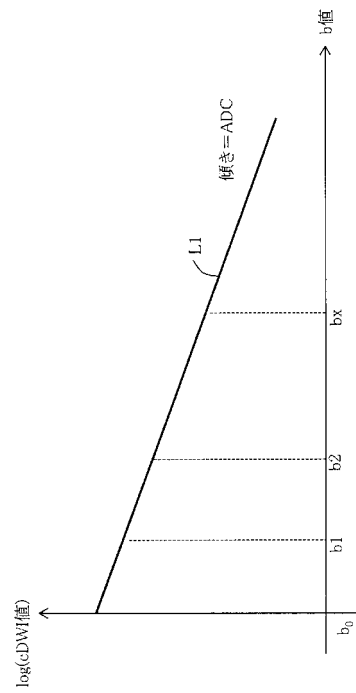
【図 6】



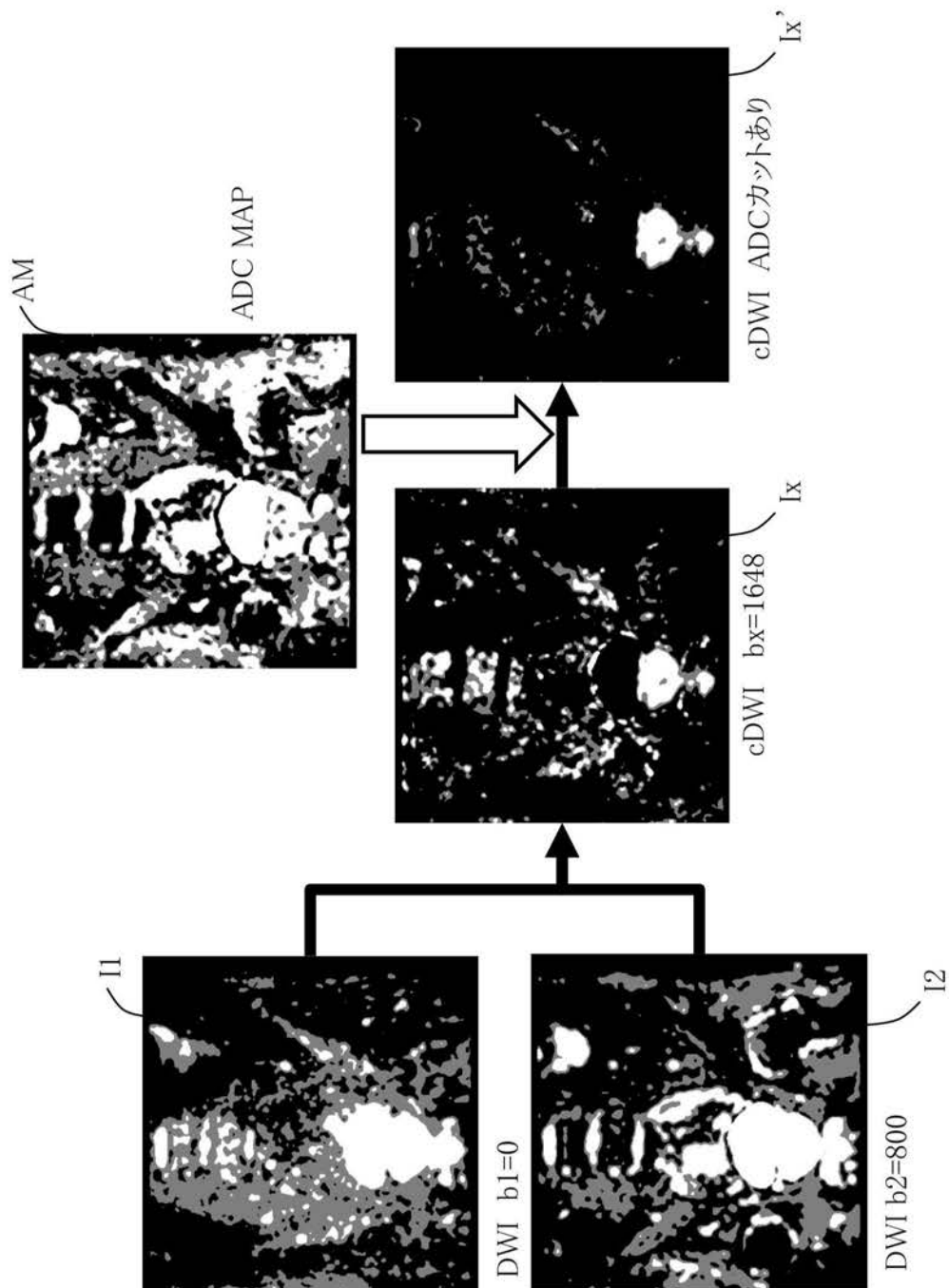
【図 1 1】



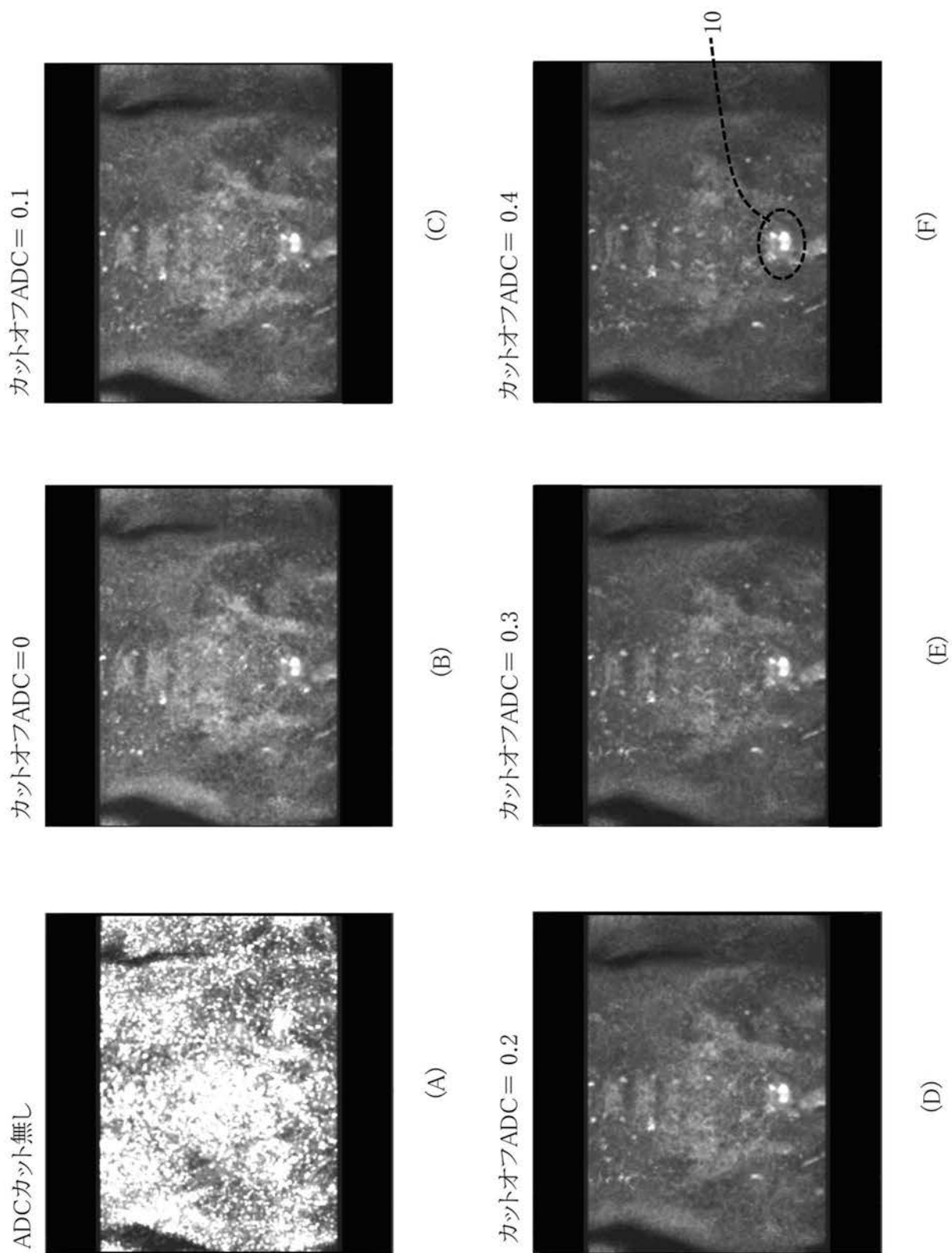
【図 1 4】



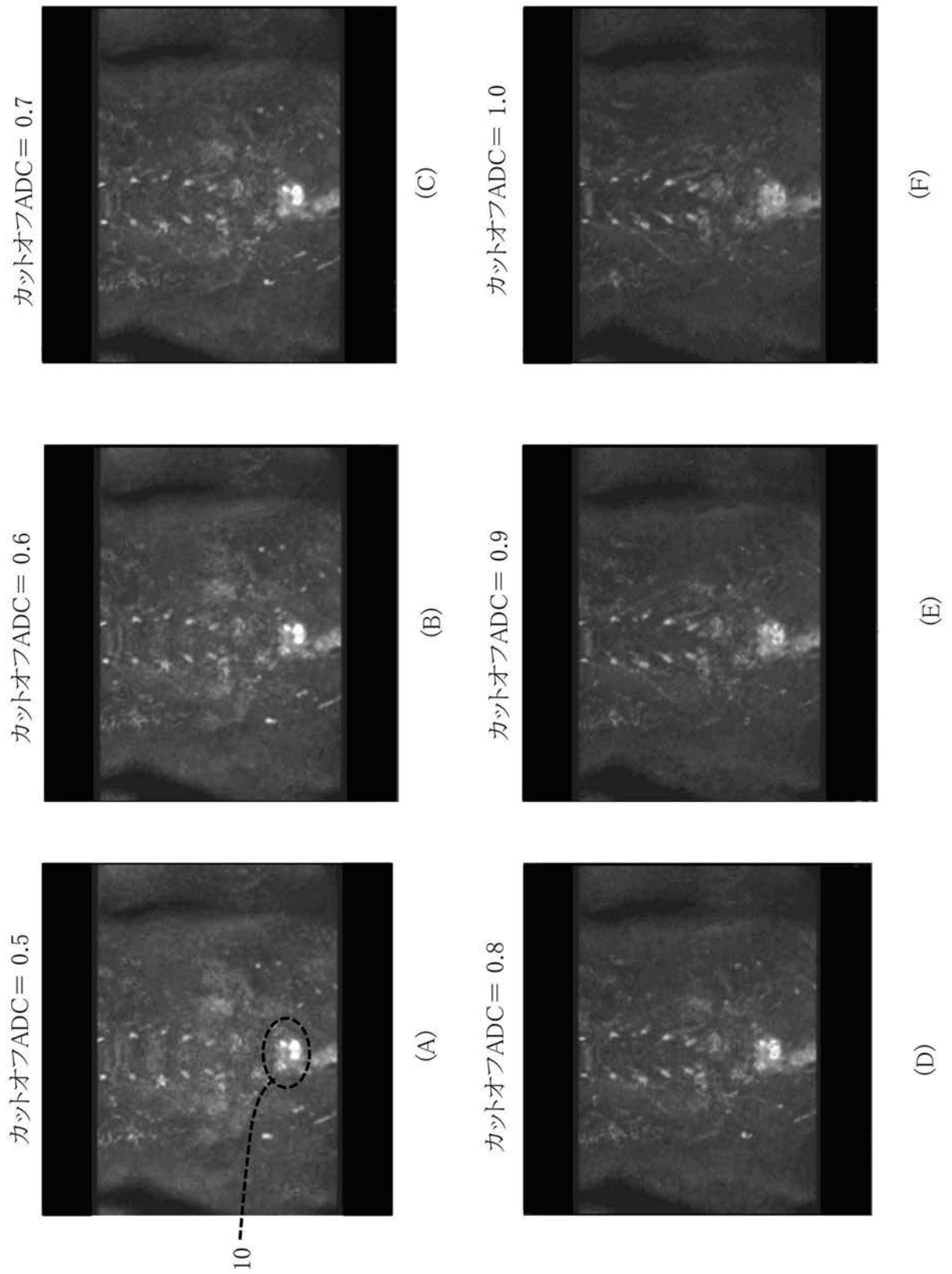
【図 7】



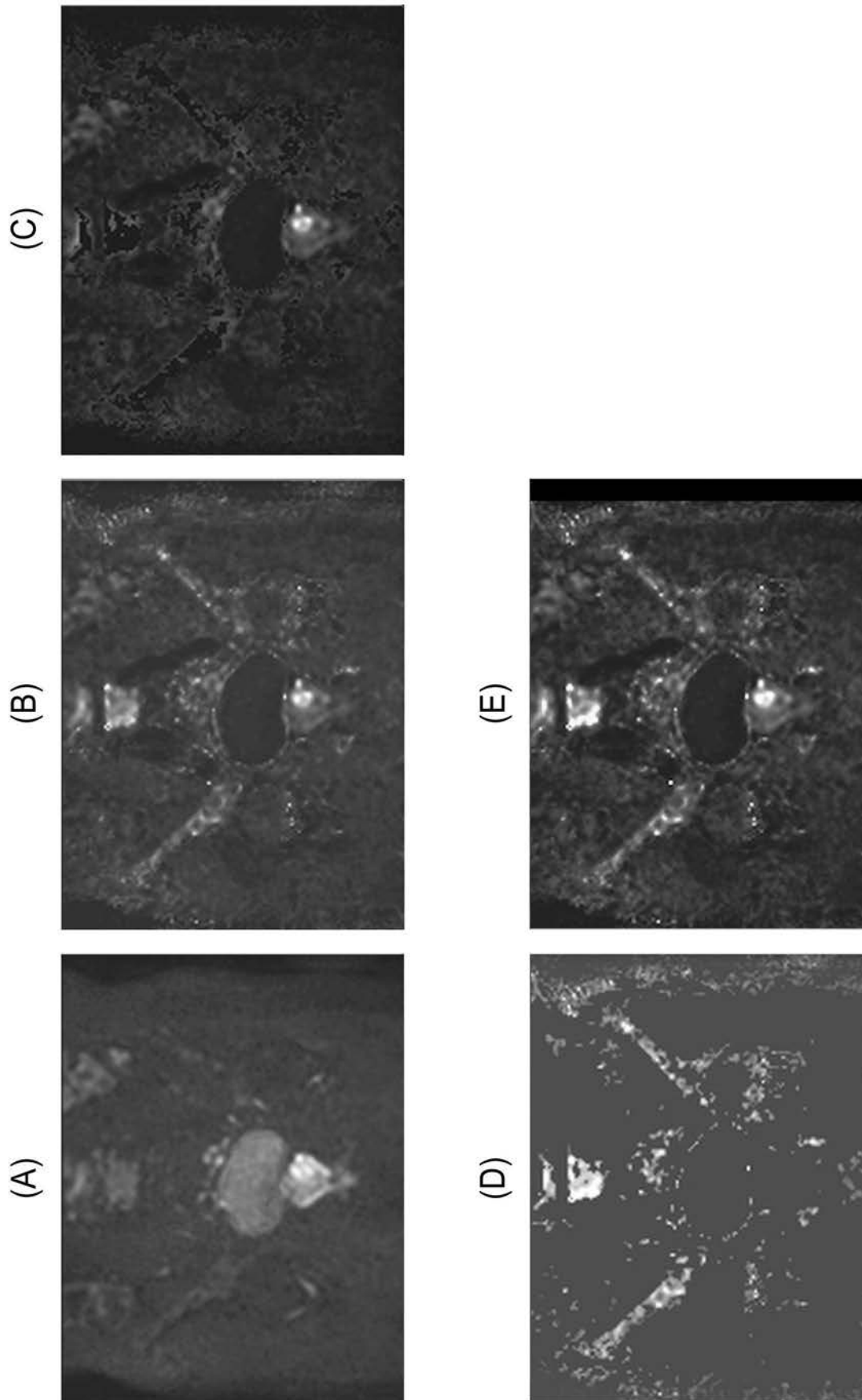
【図 8】



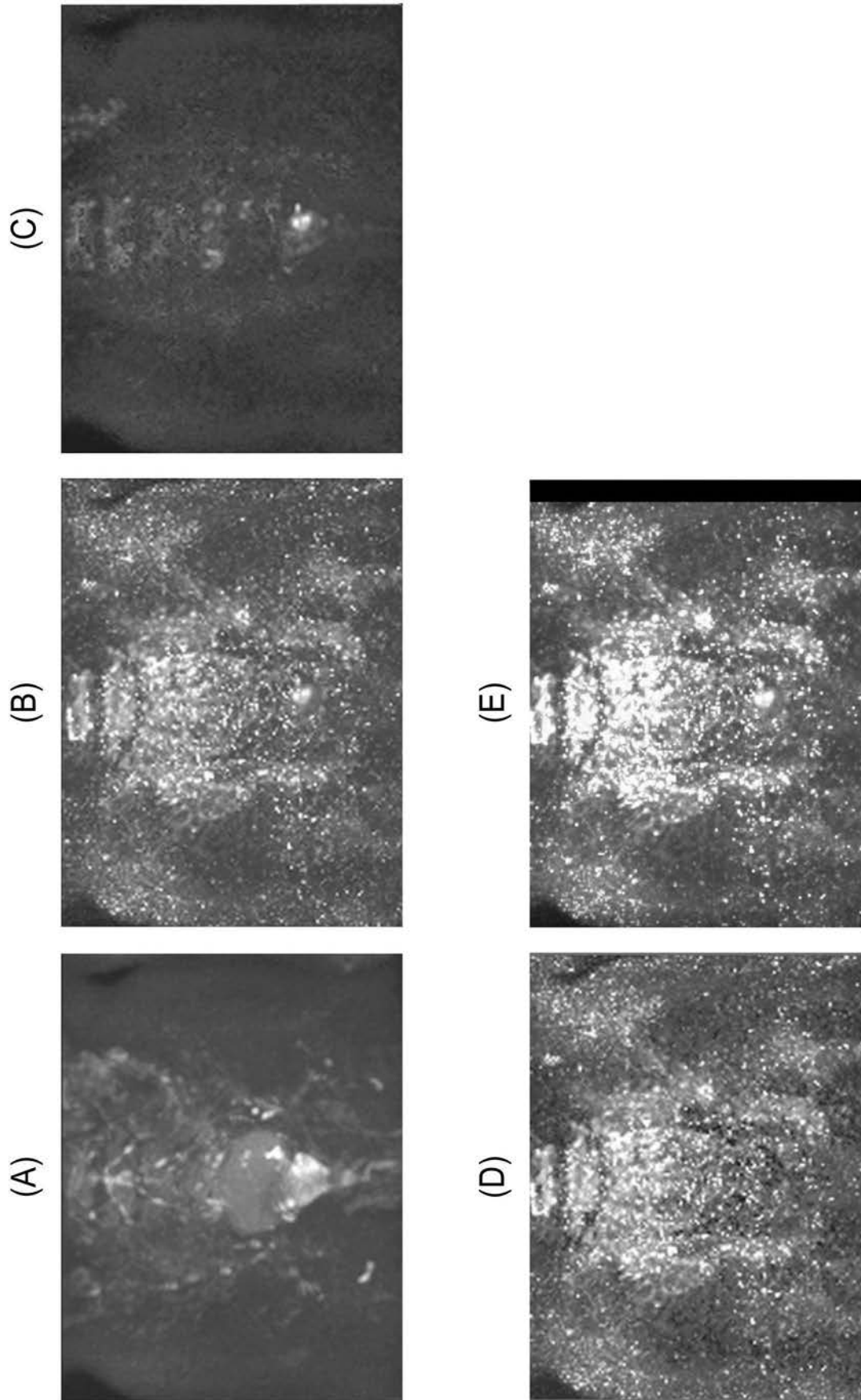
【図 9】



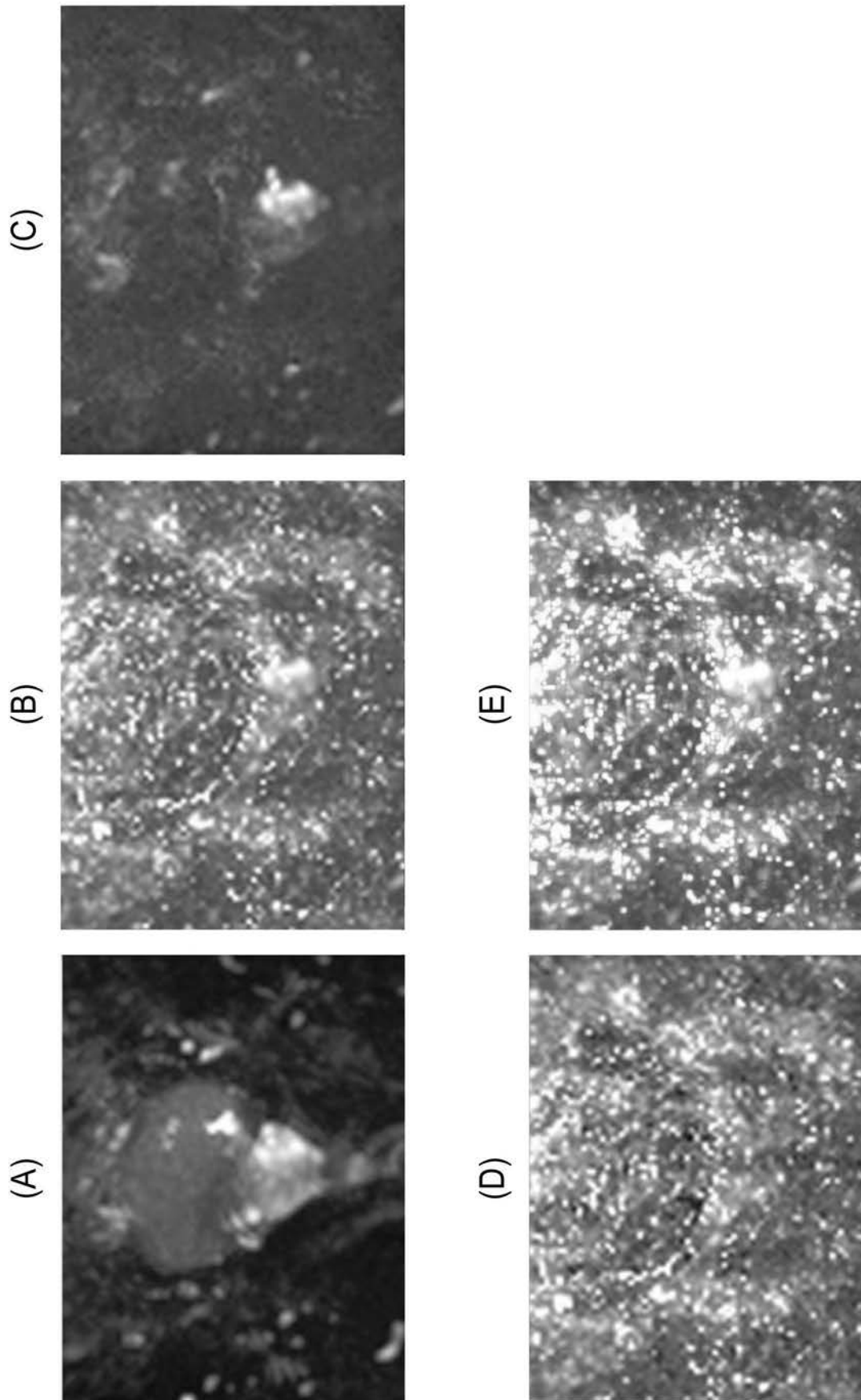
【図 10】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 楊原 悟

東京都港区三田1丁目4番28号 ザイオソフト株式会社内

(72)発明者 唐沢 隆

東京都港区三田1丁目4番28号 ザイオソフト株式会社内

Fターム(参考) 4C096 AA17 AB38 DC28 DC30 DC33 DC36 DD05 DD10 DE06