

(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
2013年12月12日(12.12.2013)



(10) 国際公開番号
WO 2013/183775 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/065882
- (22) 国際出願日: 2013年6月7日(07.06.2013)
- (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:
特願 2012-129980 2012年6月7日(07.06.2012) JP
特願 2013-121021 2013年6月7日(07.06.2013) JP
- (71) 出願人: 株式会社東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目1番1号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社 (TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: 竹元 久人 (TAKEMOTO, Hisato); 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内 Tochigi (JP). 坂口 卓弥 (SAKAGUCHI, Takuya); 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メ

ディカルシステムズ株式会社内 Tochigi (JP). ホイ, イーミン (HOI, Yiemeng); 60061 イリノイ州 バーノン・ヒルズ、ノース・ディアパス・ドライブ 706 東芝メディカルリサーチ・アメリカ社内 Illinois (US).

(74) 代理人: 酒井 宏明 (SAKAI, Hiroaki); 〒1006020 東京都千代田区霞が関三丁目2番5号 霞が関ビルディング 酒井国際特許事務所 Tokyo (JP).

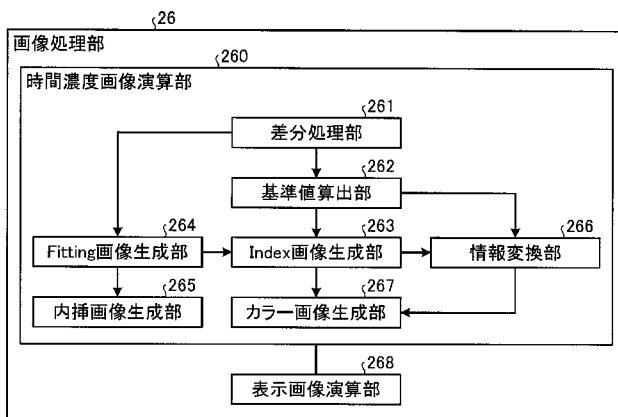
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, 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), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ

[続葉有]

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE AND X-RAY DIAGNOSTIC DEVICE

(54) 発明の名称: 画像処理装置及びX線診断装置



- 26 Image processing unit
- 260 Time concentration image computation unit
- 261 Difference processing unit
- 262 Reference value calculating unit
- 263 Index image generating unit
- 264 Fitting image generating unit
- 265 Interpolated image generating unit
- 266 Information converting unit
- 267 Color image generating unit
- 268 Display image computation unit

(57) Abstract: An X-ray diagnostic device (100) according to an embodiment of the present invention is provided with a reference value calculating unit (262), an Index image generating unit (263), and a display image computation unit (268). The reference value calculating unit (262) calculates a reference value for normalizing the flow of a contrast medium on the basis of a temporal transition of the signal intensity of the contrast medium in a predetermined region for each group of a plurality of X-ray images taken over time using the contrast medium. The Index image generating unit (263) normalizes the flow of the contrast medium in each pixel according to the reference value calculated by the reference value calculating unit (262) for each group of a plurality of X-ray images, and generates an image in which a characteristic amount for the normalized flow of the contrast medium is reflected in each pixel. The display image computation unit (268) causes the image generated by the Index image generating unit (263) to be displayed in a predetermined display unit.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2013/183775 A1



(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))

実施形態によれば、X線診断装置(100)は、基準値算出部(262)と、Index画像生成部(263)と、表示画像演算部(268)とを備える。基準値算出部(262)は、造影剤を用いて経時的に撮影された複数のX線画像群それぞれについて、所定の領域における前記造影剤の信号強度の経時的な遷移に基づいて、前記造影剤の流れを規格化するための基準値を算出する。Index画像生成部(263)は、前記複数のX線画像群それぞれについて、前記基準値算出部(262)によって算出された前記基準値によって各画素における前記造影剤の流れを規格化し、規格化した前記造影剤の流れにおける特徴量を当該各画素に反映させた画像を生成する。表示画像演算部(268)は、前記Index画像生成部(263)によって生成された画像を所定の表示部にて表示させる。

明 細 書

発明の名称：画像処理装置及びX線診断装置

技術分野

[0001] 本発明の実施の形態は、画像処理装置及びX線診断装置に関する。

背景技術

[0002] 従来、X線診断装置においては、血管造影撮影を行って血管構造を観察する場合に、DSA (Digital Subtraction Angiography) 撮影が用いられる。DSA撮影は、造影剤を注入していない状態のX線画像（以下、適宜「マスク画像」という）と、造影剤が注入された状態のX線画像（以下、適宜「コントラスト画像」という）とをそれぞれ撮影して、画像間でサブトラクションを行うことにより、血管のみが描出されたDSA画像を収集する撮影方法である。

[0003] ここで、DSA画像は、マスク画像及びコントラスト画像の2種類の画像でサブトラクションが実行されて生成されるため、被写体が動いてしまうことにより、2種類の画像間で、例えば、骨などの背景要素に位置ずれが発生する場合がある。かかる場合には、造影剤によって造影された血管ではないにも関わらず、擬似信号として信号強度を有する領域が生じてしまい、DSA画像にアーチファクトとして観察されることとなる。

[0004] そこで、この問題に対して、マスク画像と、コントラスト画像との位置合わせを行った後に、サブトラクションを実行する技術が知られている。しかしながら、上述した従来技術においては、血管造影画像の視認性に一定の限界があった。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2011-160978号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 本発明が解決しようとする課題は、血管造影画像の視認性を向上させることを可能にするX線診断装置及び画像処理装置を提供することである。

課題を解決するための手段

[0007] 実施の形態のX線診断装置は、基準値算出部と、生成部と、表示制御部とを備える。基準値算出部は、造影剤を用いて経時的に撮影された複数のX線画像群それぞれについて、所定の領域における前記造影剤の信号強度の経時的な遷移に基づいて、前記造影剤の流れを規格化するための基準値を算出する。生成部は、前記複数のX線画像群それぞれについて、前記基準値算出部によって算出された前記基準値によって各画素における前記造影剤の流れを規格化し、規格化した前記造影剤の流れにおける特徴量を当該各画素に反映させた画像を生成する。表示制御部は、前記生成部によって生成された画像を所定の表示部にて表示させる。

図面の簡単な説明

[0008] [図1]図1は、第1の実施形態に係るX線診断装置の構成の一例を示す図である。

[図2]図2は、第1の実施形態に係る画像処理部の構成の一例を示す図である。

[図3]図3は、第1の実施形態に係る基準値算出部の処理対象となる差分画像の一例を説明するための図である。

[図4]図4は、第1の実施形態に係る基準値算出部による処理の一例を説明するための図である。

[図5]図5は、第1の実施形態に係るIndex画像生成部によるIndexの規格化の一例を説明するための図である。

[図6]図6は、第1の実施形態に係る情報変換部によるカラーバーの終点設定の一例を説明するための図である。

[図7]図7は、第1の実施形態に係るカラー画像生成部によって生成されるカラー画像の一例を示す図である。

[図8]図8は、第1の実施形態に係る表示画像演算部による画像の配置の一例

を示す図である。

[図9]図9は、第1の実施形態に係るX線診断装置による処理の手順を示すフローチャートである。

[図10]図10は、第2の実施形態に係るカラー画像生成部によって生成されるカラー画像の一例を示す図である。

[図11]図11は、第3の実施形態に係る表示画像演算部によって生成される表示画像の例を示す図である。

[図12]図12は、第3の実施形態に係るX線診断装置による処理の手順を示すフローチャートである。

[図13]図13は、第4の実施形態に係るGUIの一例を示す図である。

[図14]図14は、第4の実施形態に係るワークステーションを含む画像処理システムの全体構成の一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0009] 以下に添付図面を参照して、本願に係る画像処理装置及びX線診断装置の実施形態を詳細に説明する。以下では、本願に係る画像処理装置がX線診断装置に組み込まれている場合を実施形態として説明する。なお、本願に係る画像処理装置及びX線診断装置は、以下に示す実施形態によって限定されるものではない。

(第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態に係るX線診断装置100の構成の一例を示す図である。図1に示すように、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、高電圧発生器11と、X線管12と、X線絞り装置13と、天板14と、Cアーム15と、X線検出器16とを備える。また、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、Cアーム回転・移動機構17と、天板移動機構18と、Cアーム・天板機構制御部19と、絞り制御部20と、システム制御部21と、入力部22と、表示部23とを備える。また、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、画像データ生成部24と、画像データ記憶部25と、画像処理部26とを備える。また、X線診断装置100は、インジェクタ

ー 30 と接続される。

[0010] インジェクター 30 は、被検体 P に挿入されたカテーテルから造影剤を注入するための装置である。ここで、インジェクター 30 からの造影剤注入開始は、後述するシステム制御部 21 を介して受信した注入開始指示に従って実行される場合であってもよいし、操作者が直接インジェクター 30 に対して入力した注入開始指示に従って実行される場合であってもよい。

[0011] 高電圧発生器 11 は、システム制御部 21 による制御の下、高電圧を発生し、発生した高電圧を X 線管 12 に供給する。X 線管 12 は、高電圧発生器 11 から供給される高電圧を用いて、X 線を発生する。

[0012] X 線絞り装置 13 は、絞り制御部 20 による制御の下、X 線管 12 が発生した X 線を、被検体 P の関心領域に対して選択的に照射されるように絞り込む。例えば、X 線絞り装置 13 は、スライド可能な 4 枚の絞り羽根を有する。X 線絞り装置 13 は、絞り制御部 20 による制御の下、これらの絞り羽根をスライドさせることで、X 線管 12 が発生した X 線を絞り込んで被検体 P に照射させる。天板 14 は、被検体 P を載せるベッドであり、図示しない寝台の上に配置される。なお、被検体 P は、X 線診断装置 100 に含まれない。

[0013] X 線検出器 16 は、被検体 P を透過した X 線を検出する。例えば、X 線検出器 16 は、マトリックス状に配列された検出素子を有する。各検出素子は、被検体 P を透過した X 線を電気信号に変換して蓄積し、蓄積した電気信号を画像データ生成部 24 に送信する。

[0014] C アーム 15 は、X 線管 12、X 線絞り装置 13 及び X 線検出器 16 を保持する。X 線管 12 及び X 線絞り装置 13 と X 線検出器 16 とは、C アーム 15 により被検体 P を挟んで対向するように配置される。

[0015] C アーム回転・移動機構 17 は、C アーム 15 を回転及び移動させるための機構であり、天板移動機構 18 は、天板 14 を移動させるための機構である。C アーム・天板機構制御部 19 は、システム制御部 21 による制御の下、C アーム回転・移動機構 17 及び天板移動機構 18 を制御することで、C

アーム 15 の回転や移動、天板 14 の移動を調整する。絞り制御部 20 は、システム制御部 21 による制御の下、X線絞り装置 13 が有する絞り羽根の開度を調整することで、被検体 P に対して照射される X 線の照射範囲を制御する。

[0016] 画像データ生成部 24 は、X線検出器 16 によって X 線から変換された電気信号を用いて画像データを生成し、生成した画像データを画像データ記憶部 25 に格納する。例えば、画像データ生成部 24 は、X線検出器 16 から受信した電気信号に対して、電流・電圧変換や A (Analog) / D (Digital) 変換、パラレル・シリアル変換を行い、画像データを生成する。

[0017] 画像データ記憶部 25 は、画像データ生成部 24 によって生成された画像データを記憶する。例えば、画像データ記憶部 25 は、造影剤が投与された被検体 P の所定の領域が時系列に沿って撮影された画像データを記憶する。また、画像データ記憶部 25 は、画像処理部 26 によって生成された時間濃度画像を記憶する。時間濃度画像については、後に詳述する。

[0018] 画像処理部 26 は、画像データ記憶部 25 が記憶する画像データに対して各種画像処理を行う。画像処理部 26 による画像処理については、後に詳述する。

[0019] 入力部 22 は、X線診断装置 100 を操作する医師や技師などの操作者から各種指示を受け付ける。例えば、入力部 22 は、マウス、キーボード、ボタン、トラックボール、ジョイスティックなどを有する。入力部 22 は、操作者から受け付けた指示を、システム制御部 21 に転送する。

[0020] 表示部 23 は、操作者の指示を受け付けるための GUI (Graphical User Interface) や、画像データ記憶部 25 が記憶する画像データなどを表示する。例えば、表示部 23 は、モニタを有する。なお、表示部 23 は、複数のモニタを有してもよい。

[0021] システム制御部 21 は、X線診断装置 100 全体の動作を制御する。例えば、システム制御部 21 は、入力部 22 から転送された操作者の指示に従って高電圧発生器 11 を制御し、X線管 12 に供給する電圧を調整することで

、被検体Pに対して照射されるX線量やON/OFFを制御する。また、例えば、システム制御部21は、操作者の指示に従ってCアーム・天板機構制御部19を制御し、Cアーム15の回転や移動、天板14の移動を調整する。また、例えば、システム制御部21は、操作者の指示に従って絞り制御部20を制御し、X線絞り装置13が有する絞り羽根の開度を調整することで、被検体Pに対して照射されるX線の照射範囲を制御する。

[0022] また、システム制御部21は、操作者の指示に従って、画像データ生成部24による画像データ生成処理や、画像処理部26による画像処理、あるいは解析処理などを制御する。また、システム制御部21は、操作者の指示を受け付けるためのGUIや画像データ記憶部25が記憶する画像などを、表示部23のモニタに表示するように制御する。また、システム制御部21は、インジェクター30に対して、造影剤注入開始及び終了の信号を送信することで、造影剤の注入タイミングを制御する。

[0023] ここで、本実施形態に係るX線診断装置100は、血管造影画像の視認性を向上させることを可能にする。具体的には、X線診断装置100は、以下、詳細に説明する画像処理部26の処理によって、血管造影画像の造影剤の流れをカラー画像化することによって、血管造影画像の視認性を向上させる。

[0024] 例えば、脳梗塞患者のカテーテルを用いた血栓除法においては、まず、治療前に血管閉塞領域（患部）を診断するための血管造影画像が撮影される。そして、患部の位置や、状態などが診断された後、カテーテルが患部まで挿入され、血栓が取り除かれる。その後、血管内の閉塞部位が正しく開通されたか否かを判断するために血管造影画像が再度撮影される。このように、脳梗塞患者のカテーテルを用いた血栓除法などの血管内治療においては、治療前と治療後にそれぞれ血管造影画像が撮影される。そして、医師は、撮影された治療前後の画像を比較して、信号強度や、血流の速さなどを総合的かつ感覚的に観察する。

[0025] ここで、血管造影画像としては、従来、DSA画像が用いられる。DSA

画像は、造影剤が注入されていない状態で撮影されたマスク画像と、造影剤が注入された状態で撮影されたコントラスト画像とをサブトラクション（差分処理）することによって、骨などの背景要素が除去された差分画像である。現在、DSA画像を用いた血管の観察においては、主にモノクロのDSA画像が利用されており、血流状態などが直感的にわかりづらくなる場合があり、視認性に一定の限界があった。

[0026] そこで、本願に係るX線診断装置100は、血流状態などが反映された造影剤の流れをカラー画像化することで、血管造影画像の視認性を向上させ、診断の精度をより高めるように構成される。

[0027] 図2は、第1の実施形態に係る画像処理部26の構成の一例を示す図である。図2に示すように、第1の実施形態に係る画像処理部26は、時間濃度画像演算部260と、表示画像演算部268とを有する。時間濃度画像演算部260は、図2に示すように、差分処理部261と、基準値算出部262と、Index画像生成部263と、Fitting画像生成部264と、内挿画像生成部265と、情報変換部266と、カラー画像生成部267とを有する。

[0028] 差分処理部261は、DSA画像などの差分画像を生成する。具体的には、差分処理部261は、造影剤が注入されていない状態で撮影されたマスク画像と、造影剤が注入された状態で撮影されたコントラスト画像とをサブトラクションした差分画像（例えば、DSA画像）を生成する。ここで、差分処理部261は、所定の撮影時間及びフレームレートで撮影されたフレームそれぞれについて、差分画像を生成する。すなわち、差分処理部261は、造影剤が流れている間撮影された複数のコントラスト画像それぞれに対して、マスク画像とのサブトラクションを実行する。例えば、差分処理部261は、治療前及び治療後のそれぞれで、上述した差分画像を生成する。

[0029] ここで、差分処理部261は、造影剤投与直前の1フレームをマスク画像として用いる。これにより、体動による位置合わせ（レジストレーション）のミスを最小限に抑えることが可能である。また、差分処理部261は、移

動平均（平滑化）フィルタ、ガウシアンフィルタ、メディアンフィルタなどの画像処理フィルタによるノイズ低減処理を実行する。すなわち、差分処理部261は、造影剤を用いて経時的に撮影された複数のX線画像群それぞれに対して、位置ずれ補正及びノイズ除去を含む前処理を実行する。

[0030] さらに、差分処理部261は、以降の処理を高速化するために、画像のサイズをリサイズすることができる。後に詳述するが、以降の処理においては、画素ごとに行う処理が含まれる。そこで、例えば、差分処理部261は、本来「1024×1024」の画素数を、まず「256×256」にリサイズして後述の処理を実行させる。すなわち、粗い画素で処理を実行させることで、全体の処理を高速化することができる。このように、粗い画素で処理した処理結果を操作者が観察しているバックグラウンドで本来の「1024×1024」の処理を実行して処理結果を表示するようにしてもよい。また、上述したリサイズは操作者によって指定された領域のみを実行する場合であってもよい。このようにすることで、差分処理部261は、画像観察までの時間を短縮することを可能にする。

[0031] なお、差分処理部261は、画像のサイズをリサイズすることで、画像に含まれるノイズを低減させることも可能である。例えば、差分処理部261は、画素数が「1024×1024」の画像を「256×256」の画像にリサイズした差分画像を生成する。これにより、高解像度の場合に1つの画素にて示されるノイズが他の信号と同一画素で示されることとなり、画像に含まれるランダムノイズを平均化させることが可能である。なお、ここでいうフレームとは、画像に相当する。また、フレームレートとは、単位時間当たりの撮影されるフレーム数を意味する。

[0032] 基準値算出部262は、造影剤の注入（造影剤の流れ）に係る各種情報を規格化するための基準値を算出する。具体的には、基準値算出部262は、差分処理部261によって生成された治療前後の差分画像それぞれについて、造影剤注入開始時間（ C_{start} ）、造影剤注入終了時間（ C_{stop} ）、造影剤注入期間（ $C_{duration} : C_{stop} - C_{start}$ ）、画像濃度の最大値（ C_{max} ）、画像濃度の積算

濃度 (C_{AUC})、造影剤平均通過時間 (C_{MTT})、最大強度までの傾き (C_{slope}) などの基準値を算出する。

[0033] ここで、造影剤の注入について説明する。造影剤の注入は、図1に示すインジェクター30を介して自動で注入される場合もある。しかしながら、多くの場合、造影剤の注入は、医師によって手動で行われる。かかる場合、例えば、治療前後の血管造影撮影において、撮影を開始してから造影剤が注入されるまでの時間が異なっていたり、造影剤が注入されるスピードが異なったりすることがある。そこで、基準値算出部262によって算出される基準値を用いて、造影剤の流れを規格化することで、このような状況であっても、例えば、治療前後の差分画像を正確に比較することを可能にする。以下、基準値算出部262による処理内容の詳細について説明する。

[0034] 図3は、第1の実施形態に係る基準値算出部262の処理対象となる差分画像の一例を説明するための図である。図3においては、差分処理部261によって生成された治療前のDSA画像（以下、DSA画像Aと記す）と、治療後のDSA画像（以下、DSA画像Bと記す）を示す。例えば、基準値算出部262の処理対象となるDSA画像A及びDSA画像Bは、それぞれ所定の撮影時間幅で経時的に撮影された複数のDSA画像を含む。すなわち、DSA画像A及びDSA画像Bは、複数のDSA画像を連続して表示させた場合に、それぞれ治療前と治療後における造影剤の流れの様子、換言すると、血管構造や、血流状態を示すこととなる。なお、本実施形態においては、治療前後のDSA画像を用いる場合を例に挙げて説明するが、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、薬物投与前後で撮影されたDSA画像が用いられる場合であってもよい。

[0035] 基準値算出部262は、造影剤を用いて経時的に撮影された複数のX線画像群それぞれについて、所定の領域における造影剤の信号強度の経時的な遷移に基づいて、造影剤の流れを規格化するための基準値を算出する。例えば、基準値算出部262は、図3のDSA画像A及びDSA画像Bに示すように、任意の位置に設定されたROI (Region Of Interest) 内の造影剤の

信号強度の経時的な遷移に基づいて、基準値を算出する。ここで、ROIは、画像中の任意の位置か、或いは、動脈のみ存在する位置に設定される。なお、ROIの設定は、医師によって任意に設定される場合であってもよく、或いは、解析アプリケーションなどを用いて動脈を検出し、検出した動脈に自動で設定される場合であってもよい。

[0036] 例えば、基準値算出部262は、ROIに含まれるピクセルの画素値に基づいて、時間濃度曲線(TDC: Time Density Curve)を作成する。そして、基準値算出部262は、作成したTDCを用いて、基準値を算出する。図4は、第1の実施形態に係る基準値算出部262による処理の一例を説明するための図である。図4においては、横軸がフレーム又は時間を示し、縦軸が強度を示す。例えば、基準値算出部262は、差分処理部261によって生成されたDSA画像A及びDSA画像Bそれぞれについて、図4の(A)に示すように、Artery TDC或いはGlobal TDCを作成する。

[0037] ここで、Artery TDCとは、画像中の動脈のみ存在する位置に設定されたROIに含まれるピクセルの画素値の平均値を用いて作成したTDCである。また、Global TDCとは、画像中の任意の位置に設定されたROIに含まれるピクセルの画素値の平均値を用いて作成したTDCである。すなわち、基準値算出部262は、DSA画像Aに含まれる複数の経時的なフレームそれぞれについて、設定されたROIに含まれるピクセルの画素値の平均値を算出する。そして、基準値算出部262は、算出したフレームごとの平均値を縦軸にとった、図4の(A)に示すようなTDCを作成する。基準値算出部262は、DSA画像Bについても同様に、TDCを作成する。なお、Global TDCは、動脈以外の領域も含むため、造影剤の注入状態をより正確に捉えたい場合には、Artery TDCを用いることが望ましい。

[0038] そして、基準値算出部262は、作成したTDCに基づいて、種々の基準値を算出する。まず、造影剤注入開始時間(C_{start})を算出する場合の例を説

明する。例えば、基準値算出部 262 は、造影剤注入開始時間 (C_{start}) を以下に記す 3 パターンの手法により算出する。第 1 のパターンでは、基準値算出部 262 は、TDC において平均値の強度が、最大値 301 の「X」% となるフレームを抽出して、抽出したフレームの時間を造影剤注入開始時間 (C_{start}) として算出する。言い換えると、第 1 のパターンでは、基準値算出部 262 は、TDC の波形の立ち上がりを造影剤注入開始時間 (C_{start}) として算出する。なお、「X」は、医師などの操作者や設計者によって任意に設定することが可能である。

[0039] 第 2 のパターンでは、基準値算出部 262 は、ROI において、全ピクセルに対する画素値が所定の閾値「a」以上となるピクセルの割合が「Y」% 以上となるフレームを抽出して、抽出したフレームのうち、時系列順で最も早い時間を造影剤注入開始時間 (C_{start}) として算出する。言い換えると、第 2 のパターンでは、基準値算出部 262 は、造影剤で染まる画素が一定値以上となった時点を造影剤注入開始時間 (C_{start}) として算出する。なお、「a」及び「Y」は、医師などの操作者や設計者によって任意に設定することが可能である。

[0040] また、第 3 のパターンでは、造影剤の注入が手動ではなく、インジェクター 30 が用いられた場合、基準値算出部 262 は、システム制御部 21 によって送信された造影剤注入開始の信号を取得して、取得した信号のタイミングを造影剤注入開始時間 (C_{start}) として算出する。

[0041] 次に、造影剤注入終了時間 (C_{stop}) を算出する場合の例を説明する。例えば、基準値算出部 262 は、造影剤注入終了時間 (C_{stop}) を以下に記す 2 パターンの手法により算出する。第 1 のパターンでは、基準値算出部 262 は、時系列的に最大値 301 よりも後となるフレームのうち、平均値の強度が、最大値 301 の「Z」% となるフレームを抽出して、抽出したフレームの時間を造影剤注入終了時間 (C_{stop}) として算出する。言い換えると、第 1 のパターンでは、基準値算出部 262 は、TDC の波形の立ち下がり造影剤注入終了時間 (C_{stop}) として算出する。なお、「Z」は、医師などの操作者

や設計者によって任意に設定することが可能である。

- [0042] また、第2のパターンでは、造影剤の注入が手動ではなく、インジェクター30が用いられた場合、基準値算出部262は、システム制御部21によって送信された造影剤注入終了の信号を取得して、取得した信号のタイミングを造影剤注入終了時間 (C_{stop}) として算出する。
- [0043] そして、基準値算出部262は、上述したように算出した (C_{start}) 及び (C_{stop}) を用いて、図4の(B)に示すように、その他の基準値を算出する。図4の(B)においては、(C_{start})、(C_{stop}) ともに、第1のパターンを用いて算出した場合について示す。例えば、基準値算出部262は、図4の(B)に示すように、「 $C_{stop} - C_{start}$ 」を造影剤注入期間 ($C_{duration}$) として算出する。また、基準値算出部262は、図4の(B)に示すように、TDCの最大値301の強度を画像濃度の最大値 (C_{max}) として算出する。また、基準値算出部262は、図4の(B)に示すように、TDCの面積を画像濃度の積算濃度 (C_{AUC}) として算出する。すなわち、画像濃度の最大値 (C_{max}) 及び画像濃度の積算濃度 (C_{AUC}) は、それぞれ造影剤濃度及び造影剤注入量が反映された値 (例えば、比例された値) である。
- [0044] 基準値算出部262は、DSA画像A及びDSA画像BのTDCそれぞれについて、上述した基準値を算出する。なお、上述した造影剤注入開始時間 (C_{start}) 及び造影剤注入終了時間 (C_{stop}) の算出の各パターンは、操作者によって任意に選択することが可能である。
- [0045] 図2に戻って、Index画像生成部263は、複数のX線画像群それぞれについて、基準値算出部262によって算出された基準値によって各画素における造影剤の流れを規格化し、規格化した造影剤の流れにおける特徴量を当該各画素に反映させた画像を生成する。具体的には、Index画像生成部263は、複数のX線画像群それぞれの各画素における造影剤の信号強度の経時的な遷移を示す時間濃度曲線に対して基準値を適用することにより、造影剤の信号強度の特徴量を規格化し、規格化した特徴量を各画素に反映させた画像を生成する。例えば、Index画像生成部263は、DSA画

像に含まれる各フレームの同一ピクセルごとにTDCを作成して基準値を適用することで、血流状態を機能的に示すIndexを規格化し、規格化したIndexを各画素に反映させた機能画像であるIndex画像を生成する。

[0046] 一例を挙げると、Index画像生成部263は、基準値算出部262によって算出された基準値を用いて、画像上の各ピクセルにおける画素値の最大強度となった時間を示すPT (Peak Time)、画像上の各ピクセルが造影剤によって染まり始めるまでの時間を示すAT (Arrival Time)、画像上の各ピクセルにおいてTDCのピークの半値幅を示すMW (Mean Width)、画像上の各ピクセルにおける画素値が最大強度値を示すPH (Peak Height)、画像上の各ピクセルにおけるTDCの面積（各ピクセルに流れた造影剤の量）を示すAUC (Area Under Curve)、画像上の各ピクセルにおける画素値が最大強度値を示した時点から造影剤が流出しきるまでの時間を示すWT (Wash Out)、画像上の各ピクセルのTDCの最大強度までの傾きを示すSlope、造影剤の平均通過時間を示すMTT (Mean Transit Time)などのIndexを規格化する。そして、Index画像生成部263は、各画素ごとに規格化したIndexの値を反映したIndex画像（例えば、PT画像、AT画像、MW画像、PH画像、AUC画像、WT画像、Slope画像、及び、MTT画像など）を生成する。

[0047] 図5は、第1の実施形態に係るIndex画像生成部263によるIndexの規格化の一例を説明するための図である。図5においては、Artery TDC或いはGlobal TDCの波形の立ち上がりを造影剤注入開始時間 (C_{start}) として算出した場合を一例に挙げて説明する。また、図5においては、1つのピクセルにおける各情報の算出の例を示す。また、図5においては、横軸がフレーム又は時間を示し、縦軸が強度を示す。

[0048] 例えば、Index画像生成部263は、DSA画像A及びDSA画像Bそれぞれについて、フレームごとに各ピクセルの画素値を収集して、同一位置のピクセルごとにTDCを作成する。一例を挙げると、Index画像生

成部263は、図5の「Each pixel TDC」に示すように、ピクセルごとのTDCを作成する。そして、Index画像生成部263は、上述したIndex画像を生成するための各Indexの値を以下のように規格化して算出する。

[0049] まず、PTを算出する場合について説明する。かかる場合、Index画像生成部263は、図5に示すように、(C_{start})から画素値が最大となる時間又はフレームを各ピクセルについてそれぞれ算出し、算出した値を当該ピクセルのPTとする。このように(C_{start})からの時間又はフレームを用いることで、仮にDSA画像Aと、DSA画像Bとで造影剤の注入タイミングがずれていたとしても、正確なPTを算出することができる。

[0050] ここで、Index画像生成部263は、時系列的に正順と逆順の2通りの探索方向で最初にピークを示す時間又はフレームを探索して、(C_{start})からの時間又はフレームをそれぞれ算出する。X線画像は、奥行き方向に重なりのため、動脈相のピークと静脈相のピークとが同一ピクセルにて表示される場合がある。従って、時系列的に正順と逆順の2通りで探索することにより、正順で探索した場合の最初のピークを示す時間又はフレームは動脈相優位となり、逆順で探索した場合の最初のピークを示す時間又はフレームは静脈相優位となる。すなわち、PT画像を生成する際にどちらの値を用いるかによって、それぞれ動脈相優位、静脈相優位の画像を生成することが可能となる。

[0051] 次に、ATを算出する場合について説明する。かかる場合、Index画像生成部263は、図5に示すように、(C_{start})からピクセルが染まり始めるまでの時間又はフレームを各ピクセルについてそれぞれ算出し、算出した値を当該ピクセルのATとする。ここで、Index画像生成部263は、染まり始めを以下の2つの方法により決定する。第1の方法として、Index画像生成部263は、画素値が(C_{max})の「b」%を超える時間又はフレームを染まり始めとして決定する。また、第2の方法として、Index画像生成部263は、画素値が(PH)の「c」%を超える時間又はフレーム

を染まり始めとして決定する。なお、(PH)とは、各ピクセルにおける最大画素値を示す。

[0052] 次に、MWを算出する場合について説明する。かかる場合、Index画像生成部263は、図5に示すように、(PH)の $1/2$ の値をとる立ち上がりから立ち下がりまでの時間幅又はフレームを各ピクセルについてそれぞれ算出する。そして、Index画像生成部263は、算出した各ピクセルの値を造影剤注入期間($C_{duration}$)でそれぞれ除算した値を各ピクセルのMWとする。このように、($C_{duration}$)でそれぞれ除算することで、仮にDSA画像Aと、DSA画像Bとで造影剤の注入期間が異なっていたとしても、正確なMWを算出することが可能である。

[0053] 次に、PHを算出する場合について説明する。かかる場合、Index画像生成部263は、図5に示すように、TDCの最大値を各ピクセルについてそれぞれ算出する。そして、Index画像生成部263は、算出した各ピクセルの値を画像濃度の最大値(C_{max})でそれぞれ除算した値を各ピクセルのPHとする。このように、(C_{max})でそれぞれ除算することで、仮にDSA画像Aと、DSA画像Bとで注入された造影剤の濃度が異なっていたとしても、正確なPHを算出することが可能である。また、Index画像生成部263は、時系列的に正順と逆順の2通りでピークを探索し、それぞれについて上記した処理を実行する。これにより、動脈相優位の画像と、静脈相優位の画像とを作成することができる。

[0054] 次に、AUCを算出する場合について説明する。かかる場合、Index画像生成部263は、図5に示すように、TDCの面積を各ピクセルについてそれぞれ算出する。そして、Index画像生成部263は、算出した各ピクセルにおける面積の値を画像濃度の積算濃度(C_{AUC})でそれぞれ除算した値を各ピクセルのAUCとする。このように、基準値(C_{AUC})でそれぞれ規格化することで、仮にDSA画像Aと、DSA画像Bとで注入された造影剤の注入量又は濃度が異なっていたとしても、正確なAUCを算出することが可能である。

- [0055] 次に、WTを算出する場合について説明する。かかる場合、Index画像生成部263は、図5に示すように、ピクセルが(PH)から造影剤が流出しきるまでの時間又はフレームを各ピクセルについてそれぞれ算出し、算出した値を当該ピクセルのWTとする。ここで、Index画像生成部263は、造影剤が流出しきった時点を以下の2つの方法により決定する。第1の方法として、Index画像生成部263は、画素値が(C_{max})の「b」%を下回る時間又はフレームを造影剤が流出しきった時点として決定する。また、第2の方法として、Index画像生成部263は、画素値が(PH)の「c」%を下回る時間又はフレームを造影剤が流出しきった時点として決定する。
- [0056] 次に、Slopeを算出する場合について説明する。かかる場合、Index画像生成部263は、図5に示すように、PT/PHを各ピクセルについてそれぞれ算出する。ここで、PT及びPHは、それぞれ基準値によって規格化されているため、正確なSlopeが算出される。または、Index画像生成部263は、算出した各ピクセルにおけるPT/PHの値を基準値(C_{slope})でそれぞれ除算した値を各ピクセルのSlopeとする。
- [0057] 次に、MTTを算出する場合について説明する。かかる場合には、Index画像生成部263は、各ピクセルについて、例えば、First Moment法などによりTDCからMTTをそれぞれ算出する。そして、Index画像生成部263は、算出した各ピクセルにおけるMTTの値を基準値(C_{MTT})でそれぞれ除算した値を各ピクセルのMTTとする。
- [0058] 上述したように、Index画像生成部263は、DSA画像A及びDSA画像Bそれぞれについて、各ピクセルのTDCを作成して、PT、AT、MW、PH、AUC、WT、Slope及びMTTなどの値をピクセルごとに規格化してそれぞれ算出する。すなわち、Index画像生成部263は、DSA画像A及びDSA画像Bそれぞれについて、各ピクセルにIndex(PT、AT、MW、PH、AUC、WT、Slope及びMTTなど)の値が対応付けられたIndex画像をIndexごとに生成する。ここで

、Index画像生成部263によって生成されるIndex画像は、上述したように、各Indexの値が基準値によって規格化されていることから、DSA画像AとDSA画像Bとで、単純に比較することが可能となる。

[0059] ここで、上記したIndex画像の生成では、各ピクセルのTDCを用いる場合について説明したが、第1の実施形態に係るX線診断装置100では、Fitting画像を生成して、生成したFitting画像のTDCを用いることも可能である。すなわち、Index画像生成部263は、図5に示すFitting TDCを用いることも可能である。例えば、ピクセルごとのTDCを用いた場合、ランダムに発生するスパイクノイズが最大値になり、真のピークからピークの位置がずれる場合がある。Fitting画像を生成することにより、このようなケースに対応することが可能になる。

[0060] 以下、Fitting画像の生成について説明する。図2に戻って、Fitting画像生成部264は、実際に撮影された画像に対してCurve Fitting処理を施すことでFitting画像を生成する。一例を挙げると、Fitting画像生成部264は、以下の式で示すGamma FittingによってFitting画像を生成する。ここで、以下の式における「I」は画素値を示し、「t」は時間を示し、「 t_0 」は遅れ時間（撮影開始から造影剤到達までの時間）を示す。

$$[0061] \quad I(t) = k(t - t_0)^\alpha \exp(-(t - t_0) / \beta)$$

[0062] すなわち、Fitting画像生成部264は、各ピクセルの画素値から上記式となるように係数「k」、「 α 」及び「 β 」を決定する。これにより、例えば、PTは、「 $PT = \alpha \beta$ 」として算出でき、計算処理を短縮することが可能となる。Fitting画像生成部264は、DSA画像A及びDSA画像Bそれぞれについて、上記処理を実行する。なお、上述した例では、Gamma FittingによってFitting画像を生成する場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、Fitting画像生成部264は、実際に撮影された画像に対して移動平

均や、スプライン補間などの処理を実行することでCurve Fitting処理を施し、Fitting画像を生成する場合であってもよい。

[0063] 図2に戻って、内挿画像生成部265は、Fitting画像生成部264によって生成されたFitting画像に基づいて、任意のフレームレートの画像である内挿画像を生成する。上述したFitting画像は、実際に所定のフレームレートで撮影された画像の画素値のプロットに対してFitting処理が実行されたものであり、プロット間の画素値を補完する。これにより、内挿画像生成部265は、任意のフレームレート（時間間隔： Δt ）で画像を生成することが可能である。

[0064] 例えば、実際のX線画像が3fps（Frame Per Second）で撮影された場合に、内挿画像生成部265は、 $\Delta t = 1 / 60 \text{ sec}$ で仮想的な画像を生成することができる。これにより、造影剤の流れをスローモーションで示した動画画像を生成することも可能である。なお、内挿画像生成部265は、実際のX線画像が3fps（Frame Per Second）で撮影された場合に、実際のフレームレートと同一のフレームレート $\Delta t = 1 / 3 \text{ sec}$ で内挿画像を生成することも可能である。

[0065] 情報変換部266は、複数のX線画像それぞれにおける各ピクセルの信号強度の情報を、造影剤の流れを色で示すためのカラー情報に変換する。具体的には、情報変換部266は、Indexごとに、複数のX線画像群それぞれの各画素におけるIndexの情報を、X線画像群それぞれをカラー化するための色情報の上限値と下限値に変換する。例えば、情報変換部266は、Index画像生成部263によって算出されたIndex画像のIndexの値に基づいて、Index画像をカラー化するためのカラーバーの範囲を設定する。以下、各Index画像の色の範囲の設定について説明する。

[0066] まず、PT画像をカラー化する場合の色の設定について説明する。なお、以下では、説明の便宜上カラーバーを用いて色の設定について説明する。かかる場合、情報変換部266は、 (C_{start}) をカラーバーの始点と設定する。

そして、情報変換部266は、各ピクセルのPTの頻度分布に基づいて、カラーバーの終点を設定する。図6は、第1の実施形態に係る情報変換部266によるカラーバーの終点設定の一例を説明するための図である。ここで、図6においては、横軸が「Time」を示し、縦軸が「Frequency」を示す。図6における「Time」は、PTを意味する。また、図6における「Frequency」は、各時間にPHとなるピクセル数を意味する。

[0067] 例えば、情報変換部266は、DSA画像A及びDSA画像Bそれぞれについて、各ピクセルのPTの値を用いて、図6に示すような頻度分布を生成する。そして、情報変換部266は、時間軸で後方からピークの検索を実行し、図6に示すように、最初に検出したピークの位置をカラーバーの終端として設定する。このとき、情報変換部266は、DSA画像AとDSA画像Bとでそれぞれカラーバーの終端を抽出し、時系列で後となるピークの位置を最終的なカラーバーの終点として設定する。上述したように、情報変換部266は、PT画像をカラー化するためのカラーバーを設定する。これにより、安定したカラーバーを設定することができる。

[0068] ここで、情報変換部266は、図6に示すように、頻度分布のピークA、C、Vに基づいて、時間領域を3つの領域に分割する。なお、図6に示すピークA、C、Vは、それぞれ動脈相、中間相、静脈相に起因するピークである。例えば、情報変換部266は、ピークAを含む時間領域として、ピークAの値の「e」%の時点からピークAとピークCの中間となる時点までを設定する。また、情報変換部266は、ピークCを含む時間領域として、ピークAとピークVの間を設定する。そして、情報変換部266は、ピークVを含む時間領域として、ピークCとピークVの中間となる時点からピークVの値の「f」%の時点までを設定する。これにより、動脈相の時間領域と、中間相の時間領域と、静脈相の時間領域を設定することができ、各時間領域に含まれる画像のみを繰り返し再生することで、各相の血流動態を簡単に動画像で表示することができる。ここで、中間相は、動脈と静脈との間であり、

例えば、造影剤が毛細血管を通過する毛細血管相や、造影剤が毛細血管の周囲の組織（細胞間空間）に浸透する時相を含む。なお、上述した頻度分布に基づく時間領域の分割は、Index画像生成部263によって実行される場合であってもよい。

[0069] 次に、AT画像又はMW画像をカラー化する場合のカラーバーの設定について説明する。かかる場合、情報変換部266は、DSA画像A及びDSA画像Bそれぞれについて、各ピクセルのATの値又はMWの値を抽出する。そして、情報変換部266は、DSA画像Aの最小値と、DSA画像Bの最小値とを比較して、より小さい値をカラーバーの始点として設定する。また、情報変換部266は、DSA画像Aの最大値と、DSA画像Bの最大値とを比較して、より大きい値をカラーバーの終点として設定する。

[0070] 次に、PH画像、AUC画像又はSlope画像をカラー化する場合のカラーバーの設定について説明する。かかる場合、情報変換部266は、カラーバーの始点を「0」と設定する。そして、情報変換部266は、DSA画像A及びDSA画像Bそれぞれについて、各ピクセルのPHの値、AUCの値又はSlopeの値を抽出する。そして、情報変換部266は、DSA画像Aの最大値と、DSA画像Bの最大値とを比較して、より大きい値をカラーバーの終点として設定する。

[0071] なお、上述した例では、Indexの値の頻度分布のピーク、又は、Indexの値に色の上限及び下限を設定する場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、時間や数値などに対して予め固定で色の上限と下限を設定する場合であってもよい。例えば、情報変換部266は、図6に示す頻度分布の横軸の時間に対して予め色の上限と下限を設定する。

[0072] 図2に戻って、カラー画像生成部267は、情報変換部266によって変換された色情報に基づいて、カラー画像を生成する。例えば、カラー画像生成部267は、情報変換部266によって設定されたカラーバーの範囲に色を割り当て、割り当てた色に基づいて、Index画像生成部263によって

生成された I n d e x 画像をカラー化する。例えば、カラー画像生成部 2 6 7 は、動脈相が赤、静脈相が青、中間相（毛細血管相）が緑となるように、カラーバーに色を割り当て、割当てた色に基づいてカラー画像を生成する。

[0073] 図 7 は、第 1 の実施形態に係るカラー画像生成部 2 6 7 によって生成されるカラー画像の一例を示す図である。図 7 においては、カラー化した P T 画像を示す。例えば、カラー画像生成部 2 6 7 は、図 7 に示すように、色を割当てたカラーバーに基づいて、P T 画像の各ピクセルの P T の値に対応する色を当該ピクセルに割当てたカラー画像を生成する。すなわち、カラー画像生成部 2 6 7 は、造影剤の到達が早くピークになるまでの時間（P T）が短いピクセルに対して「赤」を割当て、ピークになるまでの時間が長くなるにつれて、対象となるピクセルに「緑」、又は「青」を割当てたカラー画像を生成する。カラー画像生成部 2 6 7 は、D S A 画像 A 及び D S A 画像 B から生成された I n d e x 画像を同一のカラーバーに基づいてそれぞれ色を割り当て、それぞれのカラー画像を生成する。

[0074] カラー画像生成部 2 6 7 は、P T 画像以外の I n d e x 画像においても上記と同様に、情報変換部 2 6 6 によって設定された各 I n d e x のカラーバーに色を割り当てる。そして、カラー画像生成部 2 6 7 は、I n d e x 画像生成部 2 6 3 によって生成された I n d e x 画像の各ピクセルをカラーバーに基づいて色付けしたカラー画像を生成する。

[0075] 図 2 に戻って、表示画像演算部 2 6 8 は、カラー画像生成部 2 6 7 によって生成されたカラー画像を表示部 2 3 に表示させるための加工及び配置を行う。図 8 は、第 1 の実施形態に係る表示画像演算部 2 6 8 による画像の配置の一例を示す図である。例えば、表示画像演算部 2 6 8 は、図 8 に示すように、治療前後の X 線画像（色黒画像）及び治療前後の P T 画像の 4 枚の画像を配置する。図 8 に示す画像の配置はあくまでも一例であり、例えば、治療前後の D S A 画像と治療前後の種々 I n d e x 画像を組み合わせた 4 枚の画像を任意に配置することができる。

[0076] 次に、図 9 を用いて、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置 1 0 0 の処理に

ついて説明する。図9は、第1の実施形態に係るX線診断装置100による処理の手順を示すフローチャートである。図9に示すように、第1の実施形態に係るX線診断装置100においては、時間濃度画像表示モードであると（ステップS101肯定）、差分処理部261は、治療前後の血管造影画像を収集して（ステップS102）、差分処理を実行する（ステップS103）。

[0077] そして、基準値算出部262は、差分処理部261によって差分処理が実行された治療前後の血管造影画像それぞれで基準値を算出する（ステップS104）。そして、Index画像生成部263は、各画素における造影剤の流れを基準値によって規格化する（ステップS105）その後、Fitting画像生成部264がFitting画像生成モードであるか否かを判定する（ステップS106）。ここで、Fitting画像生成モードではない場合には（ステップS106否定）、Index画像生成部263は、Index画像を生成する（ステップS107）。

[0078] 一方、Fitting画像生成モードである場合には（ステップS106肯定）、Fitting画像生成部264が、Fitting画像を生成して（ステップS109）、Index画像生成部263は、Fitting画像生成部264によって生成されたFitting画像に基づいて、Index画像を生成する（ステップS107）。なお、Fitting画像が生成された場合には、内挿画像生成部265によって内挿画像が生成される場合がある（ステップS110）。

[0079] ステップS107にて、Index画像が生成されると、情報変換部266が、カラーバーの範囲を設定して、カラー画像生成部267が、カラーバーに基づいてカラー画像を生成する（ステップS108）。そして、表示画像演算部268が表示画像を生成し（ステップS111）、表示部23が画像を表示する（ステップS112）。なお、時間濃度画像表示モードではない場合には（ステップS101否定）、X線診断装置100は、造影画像を生成して表示する（ステップS113）。

[0080] 上述したように、第1の実施形態によれば、基準値算出部262は、造影剤を用いて経時的に撮影された複数のX線画像群それぞれについて、所定の領域における造影剤の信号強度の経時的な遷移に基づいて、造影剤の流れを規格化するための基準値を算出する。Index画像生成部263は、複数のX線画像群それぞれについて、基準値算出部262によって算出された基準値によって各画素における造影剤の流れを規格化し、規格化した造影剤の流れにおける特徴量を当該各画素に反映させたIndex画像を生成する。表示画像演算部268は、Index画像生成部263によって生成された画像を表示部23にて表示させる。従って、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、異なる血管造影画像の造影剤の流れを規格化して表示させることができ、血管造影画像の視認性を向上させることを可能にする。

[0081] また、第1の実施形態によれば、情報変換部266は、Indexごとに、複数のX線画像群それぞれの各画素におけるIndexの情報を、X線画像群それぞれをカラー化するための色情報の上限値と下限値に変換する。カラー画像生成部267は、情報変換部266によって変換された色情報を用いて、Index画像生成部263によって生成された画像をカラー化する。従って、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、血管造影画像を規格化したIndexによりカラー化して表示させることができ、血管造影画像の視認性を向上させることを可能にする。

[0082] また、第1の実施形態によれば、Fitting画像生成部264は、複数のX線画像それぞれの各画素における時間濃度曲線それぞれに対してフィッティング処理を実行してFitting TDCを生成する。従って、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、ノイズの影響を低減することを可能にする。

[0083] また、第1の実施形態によれば、基準値算出部262は、基準値として、造影剤注入開始時間、造影剤注入期間、画像濃度の最大値及び画像濃度の積算濃度を算出する。従って、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、種々のIndex画像を規格化することができ、正確な血流動態の解析を実

行することを可能にする。

[0084] また、第1の実施形態によれば、被検体に対してインジェクター30によって造影剤が注入された場合に、基準値算出部262は、造影剤注入開始時間及び造影剤注入期間をインジェクター30から取得する。従って、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、インジェクター30の使用時に各種情報の算出に係る負荷を低減することを可能にする。

[0085] また、第1の実施形態によれば、複数のX線画像は、造影剤が注入された画像、又は、造影剤が注入された画像から当該造影剤が注入される直前の画像がそれぞれ差分された画像である。従って、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、位置合わせのミスを低減することを可能にする。

[0086] また、第1の実施形態によれば、基準値算出部262は、異なる時間にそれぞれ造影された複数のX線画像を比較する場合に、造影剤注入開始時間が複数のX線画像群で略同一となるように造影剤注入開始時間を算出する。従って、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、治療前後のX線画像で容易に比較解析することを可能にする。

[0087] また、第1の実施形態によれば、Index画像生成部263は、複数のX線画像群それぞれの各画素における時間濃度曲線に対して基準値を適用することにより、前記造影剤の信号強度の特徴量を規格化する。そして、情報変換部266は、Index画像生成部263によって規格化された信号強度の特徴量を用いて、信号強度の特徴量ごとに、X線画像群をカラー化するための色情報の上限値と下限値とを設定する。従って、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、血流動態を反映した造影剤の信号強度の特徴を正確に反映したカラー画像を生成して、正確な血流動態の解析を実行することを可能にする。

[0088] また、第1の実施形態によれば、Index画像生成手段は、信号強度の特徴量として当該信号強度が最大となるまでの時間である信号強度最大時間を画素ごとに対応付ける場合に、複数のX線画像において時系列で正順及び逆順のそれぞれで最初のピークを抽出し、抽出した2つの最初のピークのう

ち一方を信号強度最大時間としてそれぞれ画素に対応付ける。従って、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、動脈相と静脈相のどちらかが優位な画像を任意に選択して表示させることを可能にする。

[0089] また、第1の実施形態によれば、Index画像生成部263は、信号強度が最大となるまでの時間である信号強度最大時間を信号強度の特徴量とする場合に、各画素の信号強度最大時間の頻度分布に基づいて、動脈相、中間相及び静脈相に対応するピークをそれぞれ抽出し、抽出したピークに基づいて、経時的に撮影された複数のX線画像を動脈相、中間相及び静脈相に分類する。そして、表示画像演算部268は、Index画像生成部263によって分類されたX線画像をそれぞれ表示する。従って、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、動脈相、中間相及び静脈相それぞれのみの動画像を表示させることができ、解析をより容易にすることを可能にする。例えば、X線診断装置100は、動脈相、中間相（毛細血管相など）及び静脈相それぞれの時間領域ごとに、Index画像を生成して表示することで、詳細な解析をより容易に実行させることを可能にする。一例を挙げると、X線診断装置100は、治療前後のDSA画像A及びBそれぞれの中間相のみのPT画像を生成して表示する。

[0090] また、第1の実施形態によれば、情報変換部266は、当該信号強度が最大となるまでの時間である信号強度最大時間を信号強度の特徴量とする場合に、各画素の信号強度最大時間の頻度分布を作成し、作成した頻度分布に基づいて、静脈相又は中間相に対応するピークを抽出し、抽出した静脈相又は中間相の出現時間を上限値として設定する。従って、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、安定したカラー範囲を設定することを可能にする。

[0091] また、第1の実施形態によれば、カラー画像生成部267は、信号強度が最大となるまでの時間である信号強度最大時間に基づいて、X線画像における動脈相、中間相及び静脈相を抽出し、抽出した動脈相、中間相及び静脈相をそれぞれ異なる色となるように、カラー化する。従って、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、血流をよりイメージしやすくすることができ

る。

[0092] また、第1の実施形態によれば、表示画像演算部268は、血管が造影された複数のX線画像を比較する場合に、複数のX線画像と、当該複数のX線画像それぞれから生成したカラー画像とを、それぞれ並列に表示させる。従って、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、撮影時期の異なる血管造影画像をより比較しやすく提供することを可能にする。

[0093] また、第1の実施形態によれば、Fitting画像生成部264によって生成されたFitting TDCを用いて、任意のフレームレートの画像である内挿画像を生成する。従って、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、例えば、スローモーション画像などを容易に生成することを可能にする。

[0094] また、第1の実施形態によれば、差分処理部261は、造影剤を用いて経時的に撮影された複数のX線画像群それぞれに対して、被検体の動きに伴う位置ずれ補正及びノイズ除去を含む前処理を実行する。従って、第1の実施形態に係るX線診断装置100は、観察しやすい血管造影画像を表示することを可能にする。

[0095] (第2の実施形態)

上述した第1の実施形態では、1つのIndexに関するカラー画像を生成して表示する場合について説明した。第2の実施形態では、複数のIndexに基づいてカラー画像を生成する場合について説明する。すなわち、第2の実施形態では、カラー画像生成部267による処理内容が異なる。以下これを中心に説明する。

[0096] 第2の実施形態に係るカラー画像生成部267は、複数のIndexに基づいて、色と色の状態を変化させる指標とを設定する。具体的には、カラー画像生成部267は、PT、AUC、AT、MW、PH、WT、Slope、及び、MTTを含む複数のIndexのうち、2つのIndexを信号強度のIndexとして用い、一方で色を示し、他方で色の状態を変化させる指標を示したカラー画像を生成する。ここで、第2の実施形態に係るカラー

画像生成部267は、色の状態を変化させる指標として、明度や、彩度、透過度などを用いる。なお、上記した透過度は、色の透過率を示す。図10は、第2の実施形態に係るカラー画像生成部267によって生成されるカラー画像の一例を示す図である。なお、図10においては、治療前後のX線画像と、治療前後のカラー画像とが表示される場合について示す。また、図10においては、IndexとしてPT及びAUCを用い、PTに色を割り当て、AUCに明度を割り当てた場合について示す。

[0097] 例えば、カラー画像生成部267は、図10に示すように、PTとAUCとを用いたPT×AUC画像を生成する。ここで、カラー画像生成部267は、横軸にPTをとって色を割り当て、縦軸にAUCをとって明度を割り当てたカラーバーを設定する。すなわち、カラー画像生成部267は、横軸のPTの時間に応じて色が変化し、縦軸のAUCの値の大きさによって明度が変化するカラー画像を生成する。ここで、縦軸のAUCの明度は、図10のカラーバーに示すように、AUCが大きいくほど明るくなり、小さいほど暗くなるように設定される。これにより、例えば、AUCでみた場合に非常に小さい信号、すなわち、ノイズに近い信号のPT値の明度を落として黒く表示することができる。その結果、ノイズ成分は、黒く目立たなくなり、主要な信号を観察することが可能になる。なお、上述した例はあくまでも一例であり、第2の実施形態に係るカラー画像生成部267は、任意のIndexの組み合わせで、カラー画像を生成することが可能である。一例を挙げると、カラー画像生成部267は、PT×PH画像を生成する。かかる場合、カラー画像生成部267は、横軸のPTの時間に応じて色が変化し、縦軸のPHの値の大きさによって明度などの指標が変化するカラー画像を生成する。

[0098] 上述したように、第2の実施形態によれば、カラー画像生成部267は、PT、AUC、AT、MW、PH、WT、Slope、及び、MTTを含む複数のIndexのうち、2つのIndexを信号強度のIndexとして用い、一方で色を示し、他方で色の状態を変化させる指標を示したカラー画像を生成する。従って、第2の実施形態に係るX線診断装置100は、In

d e xを複合的に用いることで、より視認性を向上させることを可能にする。例えば、X線診断装置100は、PT×AUC画像を生成することで、ノイズ成分をカットすることができ、より観察しやすい画像を提供することを可能にする。

[0099] (第3の実施形態)

上述した第1の実施形態及び第2の実施形態では、色黒画像であるX線画像とカラー画像とをそれぞれ別に表示する場合について説明した。第3の実施形態では、X線画像とカラー画像とを重ねて表示する場合について説明する。すなわち、第3の実施形態では、表示画像演算部268の処理内容が異なる。以下、これを中心に説明する。

[0100] 第3の実施形態に係る表示画像演算部268は、カラー画像生成部267によって生成されたカラー画像とX線画像とを重ねさせて表示させる。図11は、第3の実施形態に係る表示画像演算部268によって生成される表示画像の例を示す図である。なお、図11では、カラー画像としてPT画像を一例に挙げて説明する。例えば、表示画像演算部268は、図11に示すように、まず、X線動画像が表示され、ピークタイム（PT）に達したピクセルがカラー化されていく表示画像を生成する。このようにすることで、モノクロのX線画像が次第にカラー化されていく様子を動的に表示可能となり、血流動態をより把握することを可能にする。

[0101] 図12を用いて第3の実施形態に係るX線診断装置100の処理の手順を説明する。図12は、第3の実施形態に係るX線診断装置100の処理の手順を説明するためのフローチャートである。図12に示すように、表示画像演算部268は、X線動画像と、IndexがPTであるIndex画像（PT Index画像）と、PT Index画像のカラー画像（PTカラー画像）とを抽出して、動画像の時間がPT Index画像に含まれるピクセルごとのPTの時間を超えたか否かを判定する（ステップS201）。

[0102] ここで、時刻がPT Index画像に含まれるピクセルごとのPTの時間を超えていない場合には（ステップS201否定）、X線画像を採用する（

ステップS202)。一方、時刻がPT Index画像に含まれるピクセルごとのPTの時間を超えた場合には（ステップS201肯定）、表示画像演算部268は、PTに達したピクセルがカラー化されたPTカラー画像を採用する（ステップS203）。

[0103] そして、表示画像演算部268は、全画素がPTに達したか否かを判定する（ステップS204）。ここで、全画素がPTに達していない場合には（ステップS204否定）、表示画像演算部268は、ステップS201に戻って、処理を継続する。一方、全画素がPTに達した場合には（ステップS204肯定）、表示画像演算部268は、処理を終了する。

[0104] 上述したように、第3の実施形態によれば、表示画像演算部268は、カラー画像生成部267によって生成されたカラー画像をX線画像に重畳させて表示させる。従って、第3の実施形態に係るX線診断装置100は、血液動態が観察しやすい画像を提供することを可能にする。

[0105] （第4の実施形態）

さて、これまで第1～3の実施形態について説明したが、上述した第1～3の実施形態以外にも、種々の異なる形態にて実施されてよいものである。

[0106] 上述した第1～第3の実施形態では、情報変換部266によって設定されたカラーバーを用いる場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、カラーバーの始点、終点を操作者によって任意に変更することも可能である。図13は、第4の実施形態に係るGUIの一例を示す図である。例えば、表示画像演算部268は、図13に示すように、Artery TDC及びGlobal TDCと共に、カラーバーの始点及び終点を任意の位置に移動させることが可能なGUIを生成して、表示部23に表示させる。これにより、カラー範囲の微調整が可能になり、より観察しやすい画像を提供することができる。

[0107] 上述した第1～第3の実施形態では、マスク画像と、コントラスト画像とをサブトラクションした差分画像を用いる場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、サブトラクションしない

場合であってもよい。かかる場合には、例えば、造影剤が流れている間撮影された複数のコントラスト画像を用いて、基準値の算出、画素ごとの造影剤の流れの規格化などが実行される。

[0108] 上述した第3の実施形態では、白黒画像であるX線画像と、カラー画像生成部267によって生成されたカラー画像とを重畳させる場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、複数のカラー画像（静止画）を重畳させる場合であってもよい。かかる場合には、表示画像演算部268は、カラー画像生成部267によって生成された複数のカラー画像を重畳させて表示させる。一例を挙げると、表示画像演算部268は、カラー化された治療前後のIndex画像（例えば、PT画像、AUC画像、AT画像、MW画像、PH画像、WT画像、Slope画像、及び、MTT画像など）を重畳させて表示部23に表示させる。ここで、表示画像演算部268は、重畳された上側のカラー画像と、下側のカラー画像とが明瞭に観察できるように、重畳させるカラー画像の一方の透過度を変化させる。

[0109] また、上述した第1～第3の実施形態では、静止画のカラー画像を表示させる場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、カラー化された動画画像を表示する場合であってもよい。かかる場合には、例えば、カラー画像生成部267は、情報変換部266によって変換された色情報を用いてX線画像群をカラー化する。そして、表示画像演算部268は、カラー画像生成部267によってカラー化されたX線画像それぞれを連続的に表示させることで、表示部23にて動画画像を表示させる。

[0110] 一例を挙げると、カラー画像生成部267は、DSA画像に含まれるフレームのなかから、カラーバーが設定された時間に対応するフレームを抽出する。そして、カラー画像生成部267は、抽出したフレームの時間に対応する色をカラーバーから取得して、PTに達しているピクセルに取得した色を割当てる。カラー画像生成部267は、抽出したフレームすべてに対して色

を割当てて。これにより、これらのフレームを連続して表示することで、色
が変化しながら造影剤が流れている様子を表した動画像となる。なお、動画
像を表示させる場合には、表示画像演算部 268 は、DSA 画像 A 及び D S
A 画像 B の終了フレームのうち、経時的に早く終了するほうのフレームに合
わせて動画像が終了するようにフレーム数を合わせる。

[0111] 上述した第 1～第 3 の実施形態においては、赤や、青などの色の明度を変
化させる場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定され
るものではなく、例えば、白から黒を明暗で示したグレースケールが用いら
れる場合であってもよい。

[0112] 上述した第 1～第 3 の実施形態においては、基準値による I n d e x の規
格化、及び、F i t t i n g 画像の生成などの処理について説明した。本実
施形態の X 線診断装置 100 は、状況に応じて、これらの処理を段階的に行う
ように調整することが可能である。例えば、造影剤の注入を図 1 に示すイン
ジェクター 30 によって行う場合に、撮影開始のタイミングに対する造影剤
の注入タイミングが予め設定されている場合には、X 線診断装置 10 は、基
準値による I n d e x の規格化を実行せずに、各ピクセルにおける T D C の
値に基づいて、I n d e x 画像を生成して、カラー画像を表示するように制
御することも可能である。そして、例えば、操作者が規格化モード、或いは
、F i t t i n g 画像の生成モードに移行するように操作した場合に、X 線
診断装置 100 は、それらの処理を実行するように制御する。これにより、
診断、分析にかかる時間を高速化させることを可能にする。なお、上記した
状況はあくまでも一例であり、種々の状況が操作者によって任意に設定す
ることができる。

[0113] 上述した実施形態では、X 線診断装置が血管造影画像をカラー化する場
合について説明したが、上述した処理は、ワークステーションなどの画像処理
装置によって実行される場合であってもよい。図 14 は、第 4 の実施形態に
係るワークステーション 230 を含む画像処理システムの全体構成の一例を
示す図である。

- [0114] 図14に示すように、第4の実施形態に係る画像処理システム2は、X線診断装置210と、画像保管装置220と、ワークステーション230と、端末装置240とを有する。図14に例示する各装置は、例えば、病院内に設置された院内LAN (Local Area Network) 300により、直接的、又は間接的に相互に通信可能な状態となっている。例えば、画像処理システム2にPACS (Picture Archiving and Communication System) が導入されている場合、各装置は、DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 規格に則って、医用画像等を相互に送受信する。
- [0115] 第4の実施形態に係るX線診断装置210は、血管内治療に係る血管造影画像を撮影する。具体的には、第4の実施形態に係るX線診断装置210は、治療前後の血管造影画像を撮影して、撮影した血管造影画像を自装置内の記憶領域に記憶する。また、X線診断装置210は、撮影した血管造影画像を画像保管装置220に送信する。
- [0116] 画像保管装置220は、医用画像を保管するデータベースである。具体的には、第4の実施形態に係る画像保管装置220は、X線診断装置210から送信された治療前後の血管造影画像を記憶部に格納し、これを保管する。なお、本実施形態は、大容量の画像を保管可能なワークステーション230を用いることで、図14に例示するワークステーション230と画像保管装置220とが統合される場合であっても良い。すなわち、本実施形態は、ワークステーション230そのものに治療前後の血管造影画像を記憶させる場合であっても良い。
- [0117] ワークステーション230は、治療前後の血管造影画像をカラー化する処理を行なう画像処理装置である。具体的には、第4の実施形態に係るワークステーション230は、図2に示す画像処理部26を有し、X線診断装置210によって撮影された治療前後の血管造影画像のカラー化処理を実行する。
- [0118] 端末装置240は、病院内に勤務する医師や検査技師に医用画像を閲覧させるための装置である。例えば、端末装置240は、病院内に勤務する医師

や検査技師により操作されるPC (Personal Computer) やタブレット式PC、PDA (Personal Digital Assistant)、携帯電話等である。また、端末装置240は、ワークステーション230によって生成されたカラー画像を、院内LAN300を介して取得し、モニタに表示する。この結果、観察者である医師や検査技師は、造影剤の流れをカラー化したカラー画像を閲覧することができる。

[0119] 上述した実施形態では、X線診断装置100、或いは、ワークステーション230が、各処理を実行する場合について説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、各処理がネットワーク上のサービス提供装置によって実行される場合であってもよい。例えば、サービス提供装置は、サービスセンタ内に配置され、ネットワークを介して、医療機関に配置される端末装置と接続される。医療機関に配置された端末装置は、サービス提供装置によって提供されるサービスを利用するクライアント機能を備える。

[0120] サービス提供装置は、X線診断装置100と同様の処理をサービスとして端末装置に提供する。すなわち、サービス提供装置は、基準値算出部262と、Index画像生成部263と、表示画像演算部268と同様の機能部を有する。そして、基準値算出部262と同様の機能部は、造影剤を用いて経時的に撮影された複数のX線画像群それぞれについて、所定の領域における造影剤の信号強度の経時的な遷移に基づいて、造影剤の流れを規格化するための基準値を算出する。そして、Index画像生成部263と同様の機能部は、複数のX線画像群それぞれについて、基準値算出部262と同様の機能部によって算出された基準値によって各画素における造影剤の流れを規格化し、規格化した造影剤の流れにおける特徴量を当該各画素に反映させた画像を生成する。そして、表示画像演算部268と同様の機能部は、Index画像生成部263によって生成された画像を端末装置に提供する。なお、ネットワークには、有線又は無線を問わず、インターネット (Internet)、WAN (Wide Area Network) などの任意の種類通信網を採用できる。

- [0121] また、上述した第1～第3の実施形態におけるX線診断装置100の構成はあくまでも一例であり、各部の統合及び分離は適宜行うことができる。例えば、Fitting画像生成部264と内挿画像生成部265とを統合したり、Index画像生成部263を、基準値による規格化を実行する規格化処理部と、Index画像を生成する生成部とに分離したりすることが可能である。
- [0122] 以上説明したとおり、第1～4の実施形態によれば、本実施形態の画像処理装置及びX線診断装置は、血管造影画像の視認性を向上させることを可能にする。
- [0123] 本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

請求の範囲

- [請求項1] 造影剤を用いて経時的に撮影された複数のX線画像群それぞれについて、所定の領域における前記造影剤の信号強度の経時的な遷移に基づいて、前記造影剤の流れを規格化するための基準値を算出する基準値算出部と、
- 前記複数のX線画像群それぞれについて、前記基準値算出部によって算出された前記基準値によって各画素における前記造影剤の流れを規格化し、規格化した前記造影剤の流れにおける特徴量を当該各画素に反映させた画像を生成する生成部と、
- 前記生成部によって生成された画像を所定の表示部にて表示させる表示制御部と、
- を備える、画像処理装置。
- [請求項2] 前記特徴量ごとに、前記複数のX線画像群それぞれの各画素における特徴量の情報を、前記X線画像群それぞれをカラー化するための色情報の上限値と下限値に変換する変換部と、
- 前記変換部によって変換された色情報を用いて、前記生成部によって生成された画像をカラー化するカラー画像生成部とをさらに備える、請求項1に記載の画像処理装置。
- [請求項3] 前記複数のX線画像群それぞれの各画素における前記造影剤の信号強度の経時的な遷移を示す時間濃度曲線それぞれに対してフィッティング処理を実行してフィッティング曲線を生成するフィッティング処理部をさらに備える、請求項1又は2に記載の画像処理装置。
- [請求項4] 前記基準値算出部は、前記基準値として、造影剤注入開始時間、造影剤注入期間、画像濃度の最大値及び画像濃度の積算濃度を算出する、請求項1に記載の画像処理装置。
- [請求項5] 被検体に対して造影剤自動注入装置によって前記造影剤が注入された場合に、前記基準値算出部は、前記造影剤注入開始時間及び前記造影剤注入期間を前記造影剤自動注入装置から取得する、請求項4に記載

載の画像処理装置。

[請求項6] 前記複数のX線画像群は、前記造影剤が注入された画像群、又は、前記造影剤が注入された画像から当該造影剤が注入される直前の画像がそれぞれ差分された画像群である、請求項1に記載の画像処理装置。

[請求項7] 前記基準値算出部は、異なる時間にそれぞれ造影された複数のX線画像群を比較する場合に、前記造影剤注入開始時間が前記複数のX線画像群で略同一となるように前記造影剤注入開始時間を算出する、請求項1に記載の画像処理装置。

[請求項8] 前記生成部は、前記複数のX線画像群それぞれの各画素における前記造影剤の信号強度の経時的な遷移を示す時間濃度曲線に対して前記基準値を適用することにより、前記造影剤の信号強度の特徴量を規格化し、

前記変換部は、前記生成部によって規格化された信号強度の特徴量を用いて、前記信号強度の特徴量ごとに、前記X線画像群をカラー化するための色情報の上限値と下限値とを設定する、請求項2に記載の画像処理装置。

[請求項9] 前記生成部は、前記信号強度の特徴量として当該信号強度が最大となるまでの時間である信号強度最大時間を前記画素ごとに対応付ける場合に、前記複数のX線画像群において時系列で正順及び逆順のそれぞれで最初のピークを抽出し、抽出した2つの最初のピークのうち一方を前記信号強度最大時間としてそれぞれ前記画素に対応付ける、請求項1に記載の画像処理装置。

[請求項10] 前記変換部は、前記信号強度が最大となるまでの時間である信号強度最大時間を前記信号強度の特徴量とする場合に、前記各画素の信号強度最大時間の頻度分布を作成し、作成した頻度分布に基づいて、静脈相又は中間相に対応するピークを抽出し、抽出した静脈相又は中間相の出現時間を前記上限値として設定する、請求項2に記載の画像処

理装置。

[請求項11] 前記生成部は、前記信号強度が最大となるまでの時間である信号強度最大時間を前記信号強度の特徴量とする場合に、前記各画素の信号強度最大時間の頻度分布に基づいて、動脈相、中間相及び静脈相に対応するピークをそれぞれ抽出し、抽出したピークに基づいて、前記経時的に撮影された複数のX線画像を前記動脈相、前記中間相及び前記静脈相に分類し、

前記表示制御部は、前記生成部によって分類されたX線画像をそれぞれ表示する、請求項1に記載の画像処理装置。

[請求項12] 前記カラー画像生成部は、前記信号強度が最大となるまでの時間である信号強度最大時間に基づいて、前記X線画像における動脈相、中間相及び静脈相を抽出し、抽出した動脈相、中間相及び静脈相をそれぞれ異なる色となるようにカラー化する、請求項2に記載の画像処理装置。

[請求項13] 前記カラー画像生成部は、前記信号強度が最大となるまでの時間である信号強度最大時間、前記造影剤の信号強度の経時的な遷移を示す時間濃度曲線の面積、前記画素が前記造影剤によって染まり始めるまでの時間である造影剤到達時間、前記時間濃度曲線におけるピークの半値幅、前記画素における最大信号強度値、前記画素が最大信号強度となってから造影剤が流出しきるまでの時間である造影剤流出時間、前記最大信号強度までの傾き、及び、前記造影剤の平均通過時間を含む複数の特徴量のうち、2つの特徴量を前記信号強度の特徴量として用い、一方で色を示し、他方で前記色の状態を変化させる指標を示したカラー画像を生成する、請求項2に記載の画像処理装置。

[請求項14] 前記表示制御部は、前記カラー画像生成部によって生成されたカラー画像と前記X線画像、或いは、前記カラー画像生成部によって生成された複数のカラー画像を重畳させて表示させる、請求項2に記載の画像処理装置。

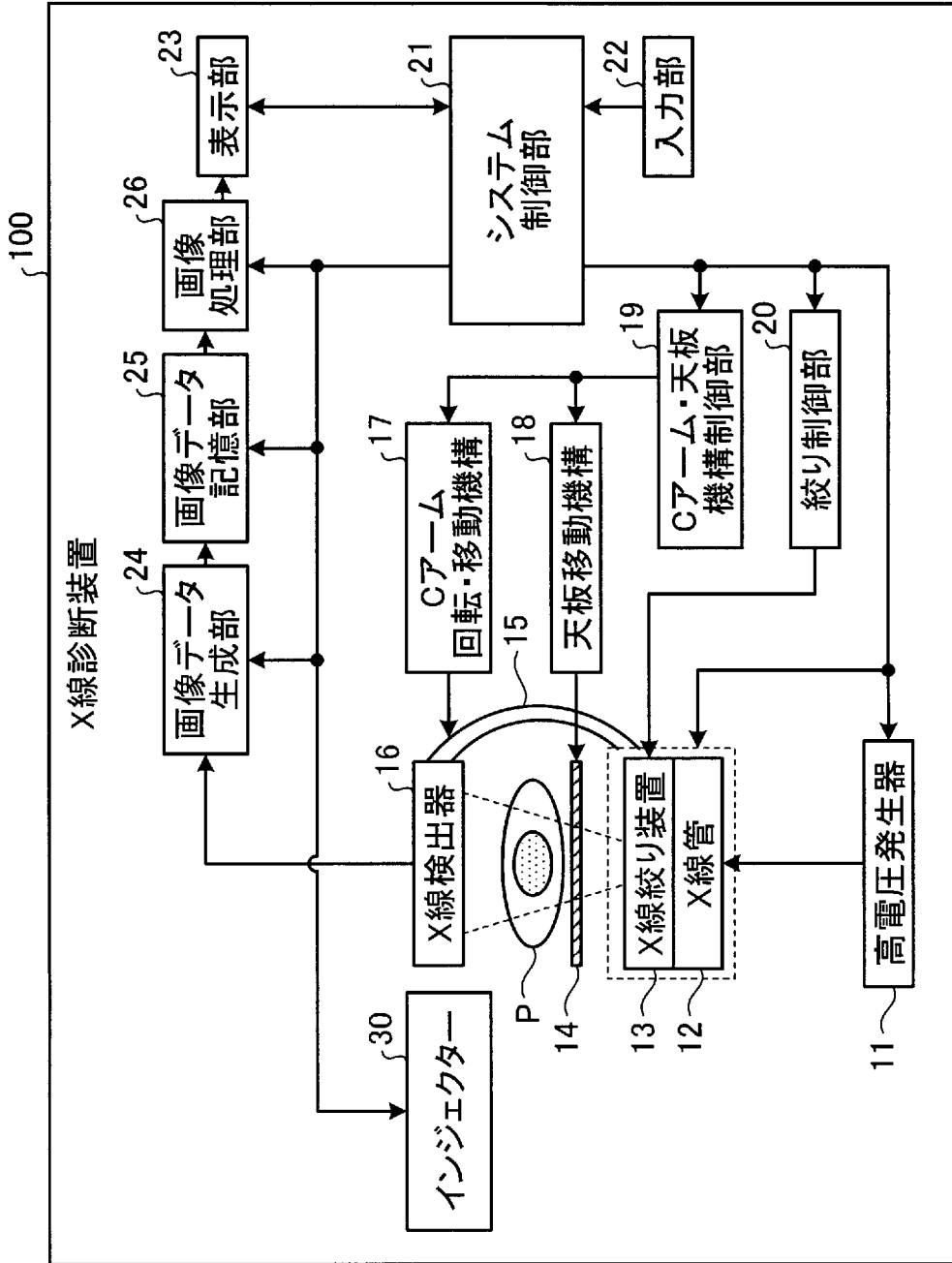
- [請求項15] 前記カラー画像生成部は、前記変換部によって変換された色情報を用いて前記X線画像群をカラー化し、
- 前記表示制御部は、前記カラー画像生成部によってカラー化された前記X線画像それぞれを連続的に表示させることで、前記所定の表示部にて動画像を表示させる、請求項2に記載の画像処理装置。
- [請求項16] 前記表示制御部は、血管が造影された複数のX線画像を比較する場合に、前記複数のX線画像と、当該X線画像それぞれから生成したカラー画像とを、それぞれ並列に表示させる、請求項2に記載の画像処理装置。
- [請求項17] 前記表示制御部は、前記変換部によって設定された前記上限値及び前記下限値を任意に変更可能とする操作部と、前記複数のX線画像群それぞれの所定の領域における前記造影剤の信号強度の経時的な遷移を示す時間濃度曲線とを所定の表示部に表示させる、請求項1に記載の画像処理装置。
- [請求項18] 前記フィッティング処理部によって生成されたフィッティング曲線を用いて、任意のフレームレートの画像である内挿画像を生成する内挿画像生成部をさらに備える、請求項3に記載の画像処理装置。
- [請求項19] 前記造影剤を用いて経時的に撮影された複数のX線画像群それぞれに対して、被検体の動きに伴う位置ずれ補正及びノイズ除去を含む前処理を実行する前処理部をさらに備える、請求項1に記載の画像処理装置。
- [請求項20] 造影剤を用いて経時的に撮影された複数のX線画像群それぞれについて、所定の領域における前記造影剤の信号強度の経時的な遷移に基づいて、前記造影剤の流れを規格化するための基準値を算出する基準値算出部と、
- 前記複数のX線画像群それぞれについて、前記基準値算出部によって算出された前記基準値によって各画素における前記造影剤の流れを規格化し、規格化した前記造影剤の流れにおける特徴量を当該各画素

に反映させた画像を生成する生成部と、

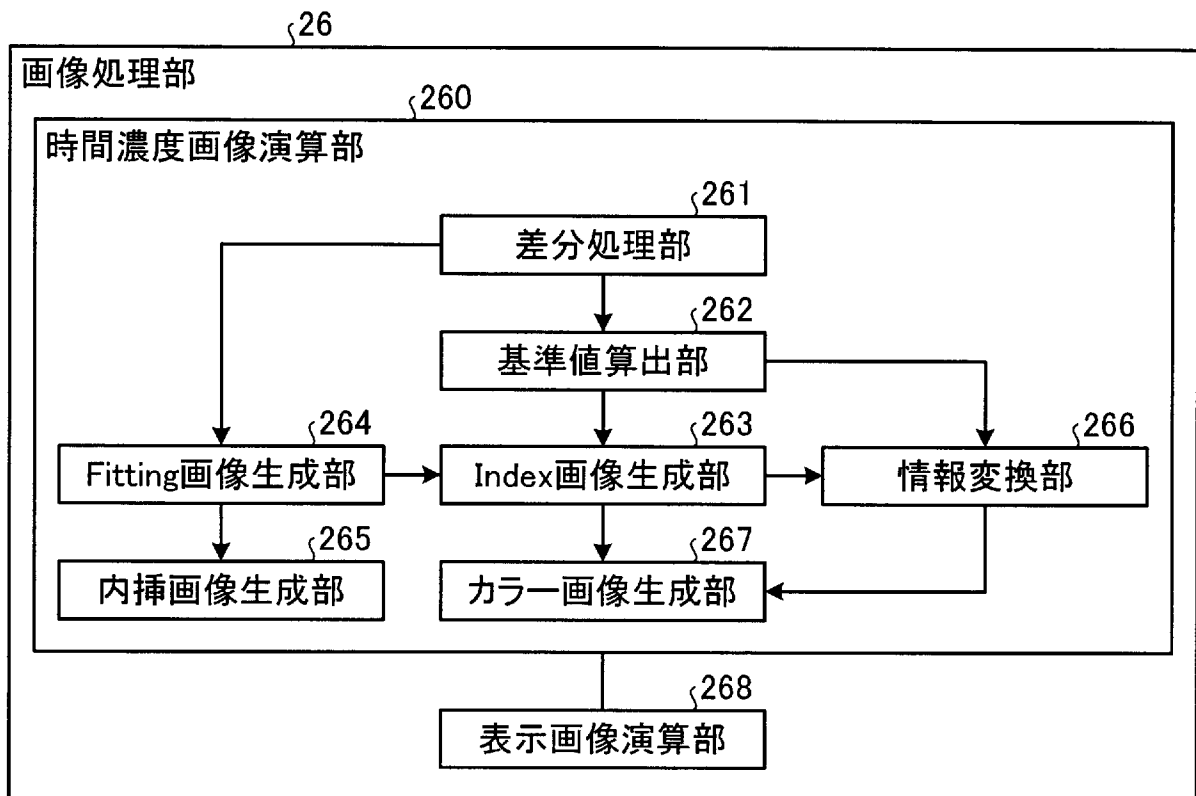
前記生成部によって生成された画像を所定の表示部にて表示させる
表示制御部と、

を備える、X線診断装置。

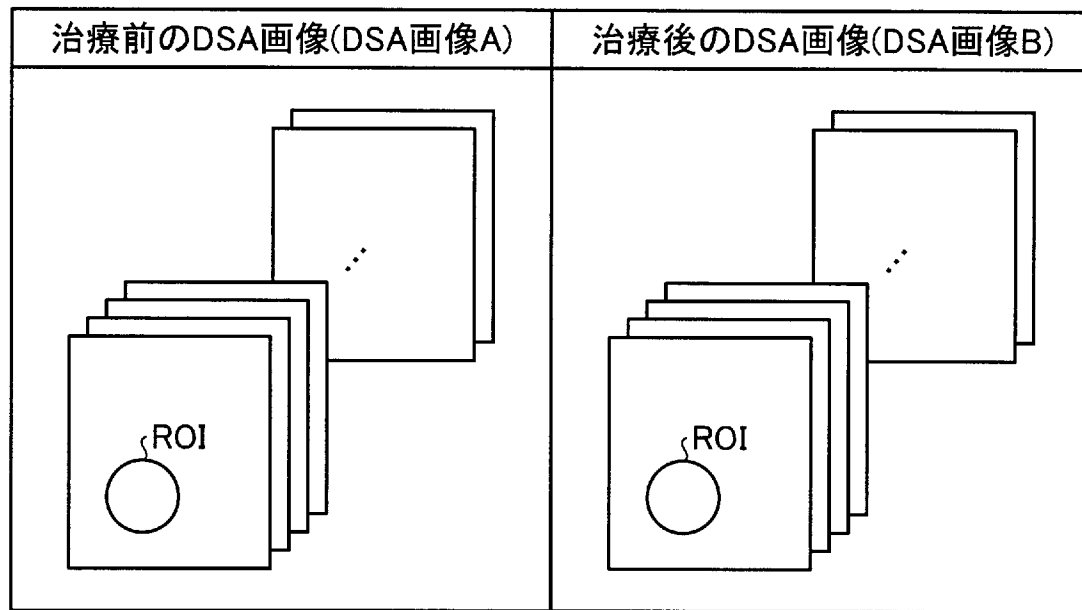
[図1]



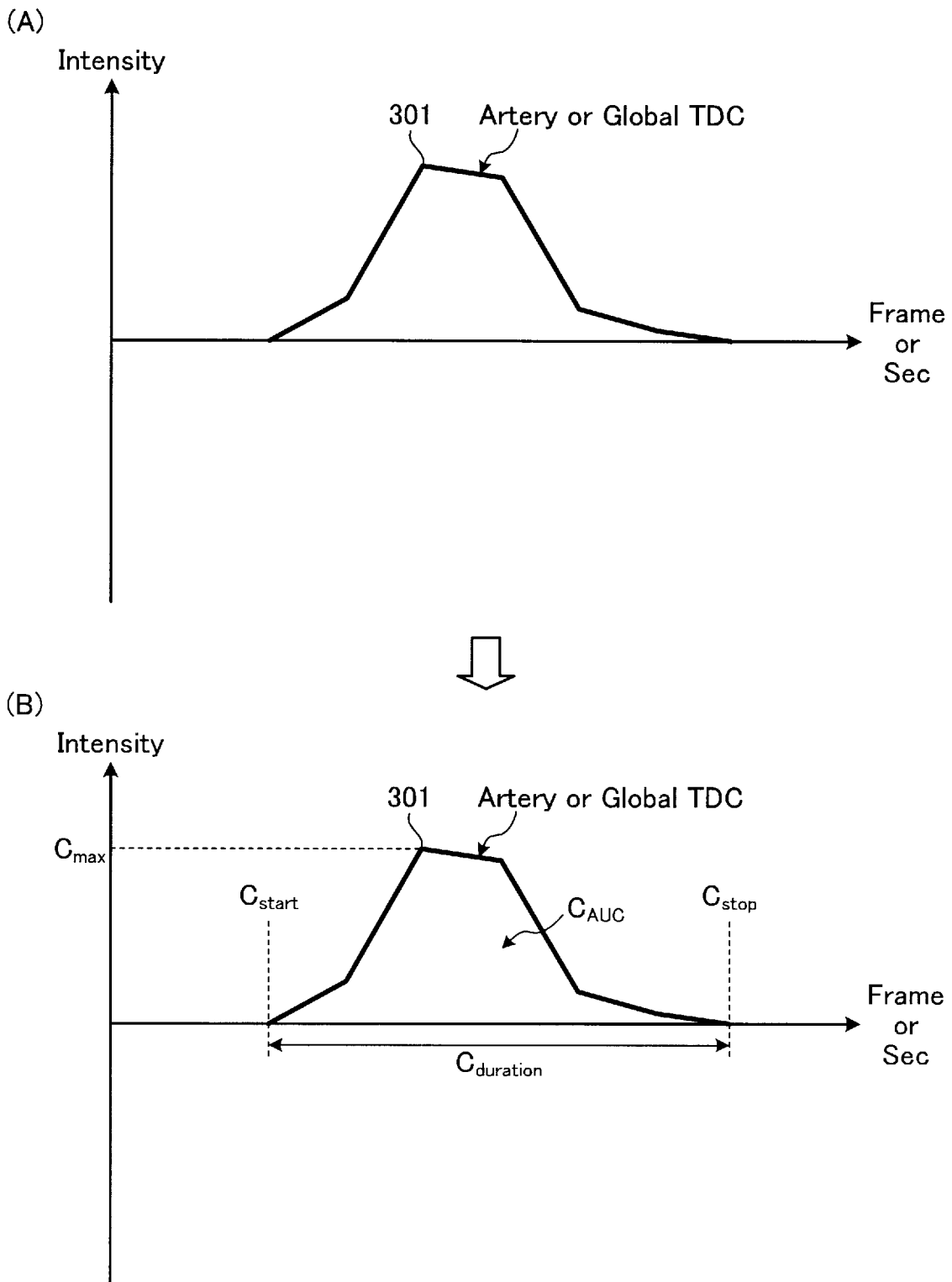
[図2]



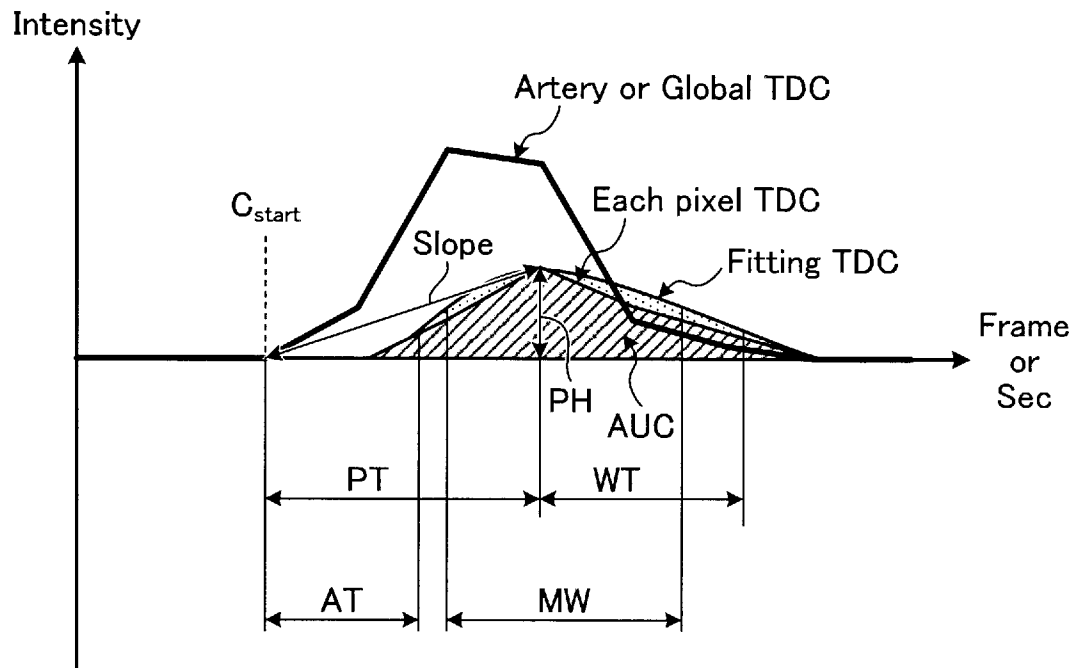
[図3]



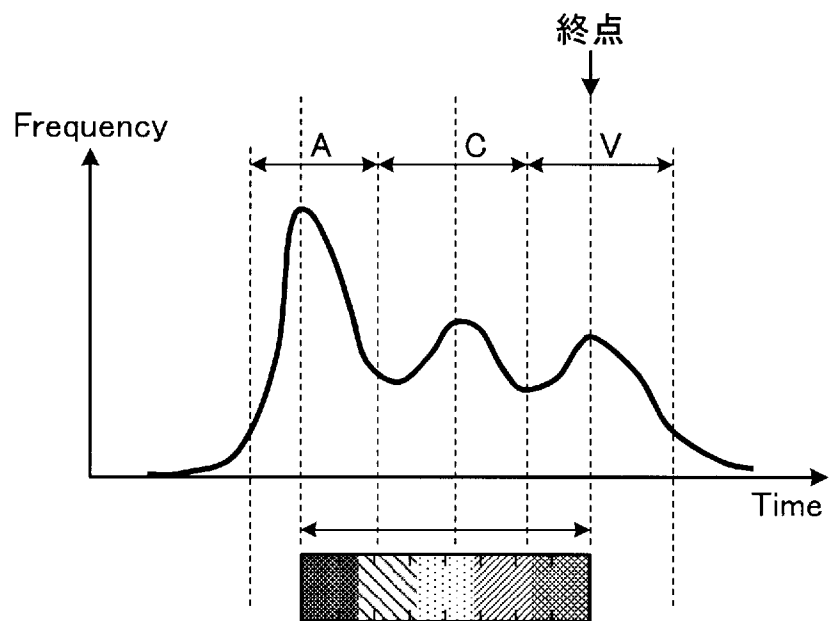
[図4]



[図5]



[図6]

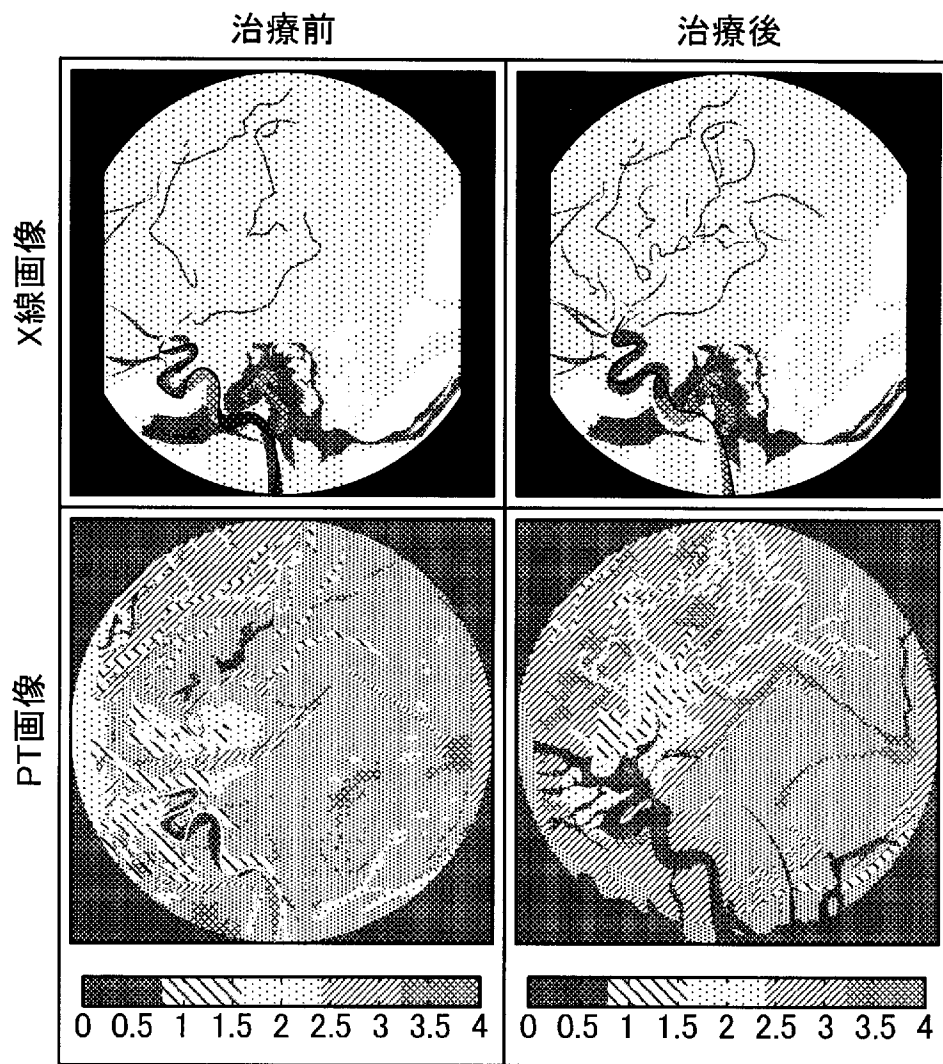


[図7]

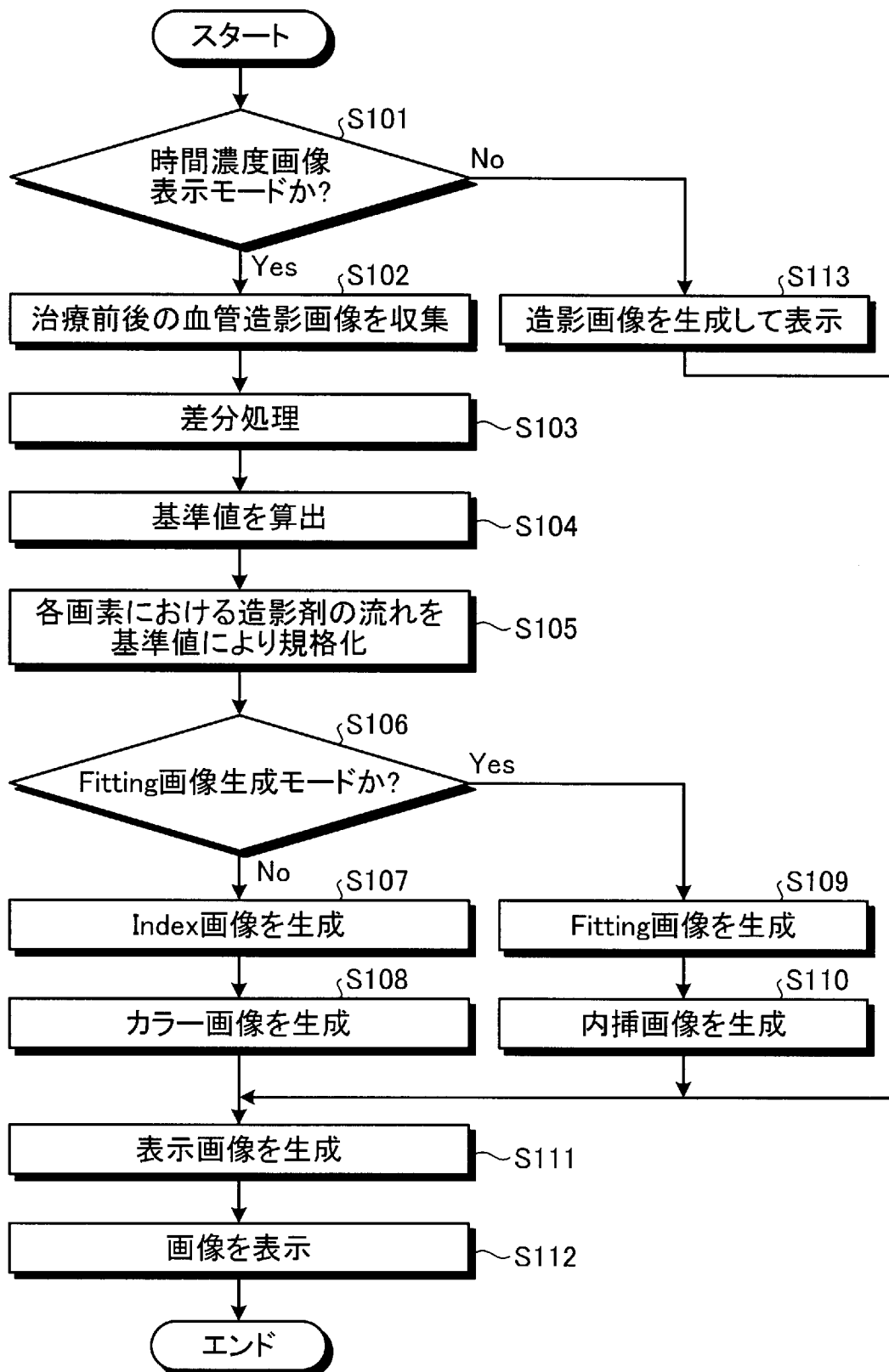
<PT画像>



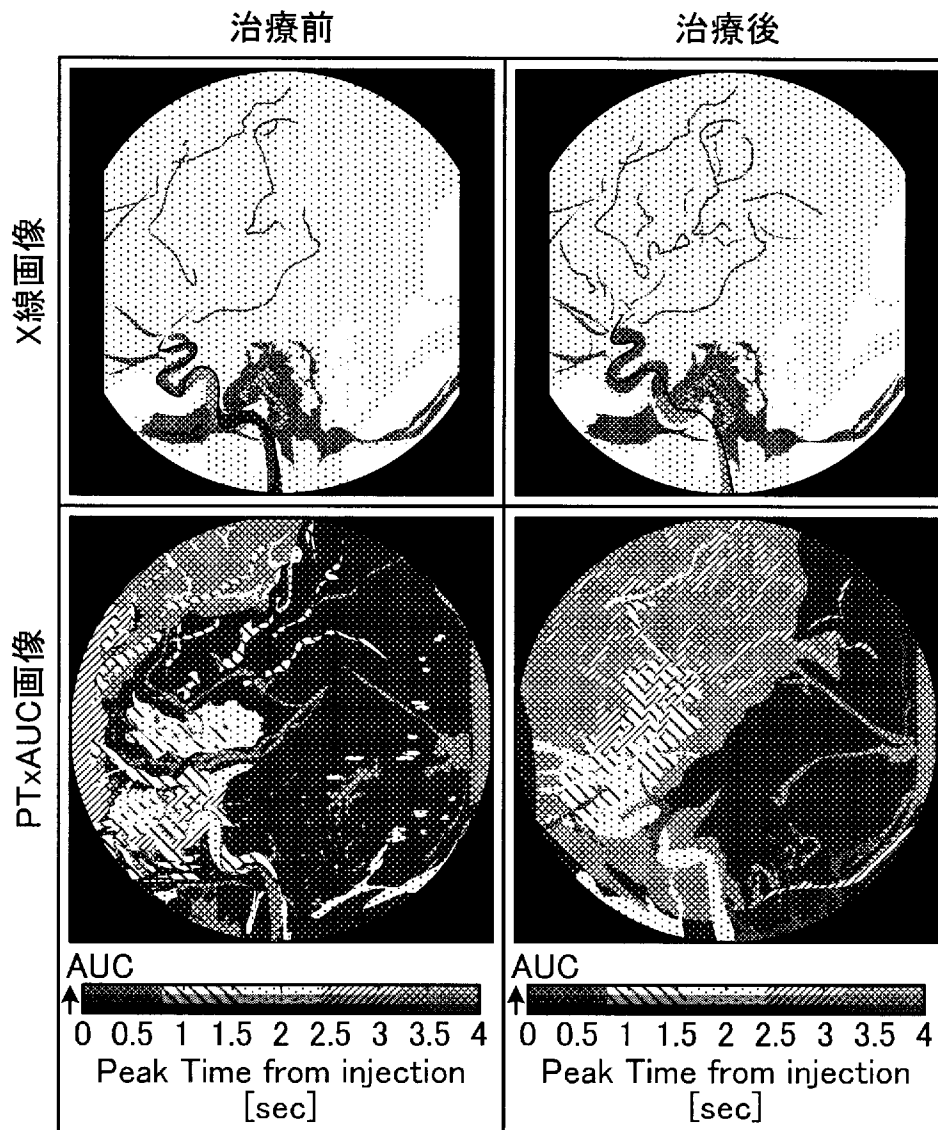
[図8]



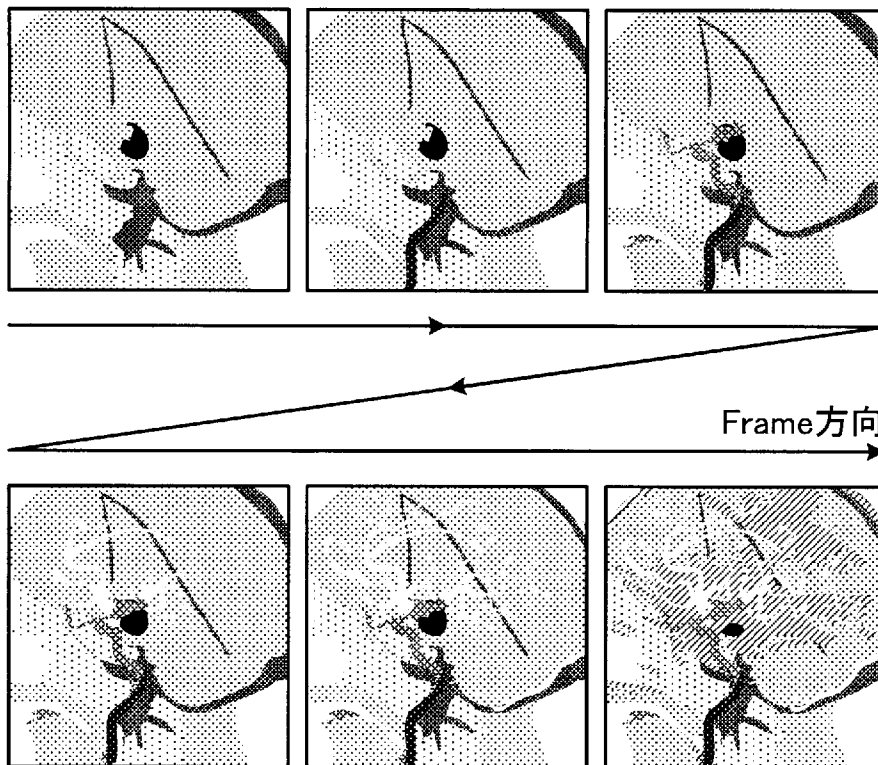
[図9]



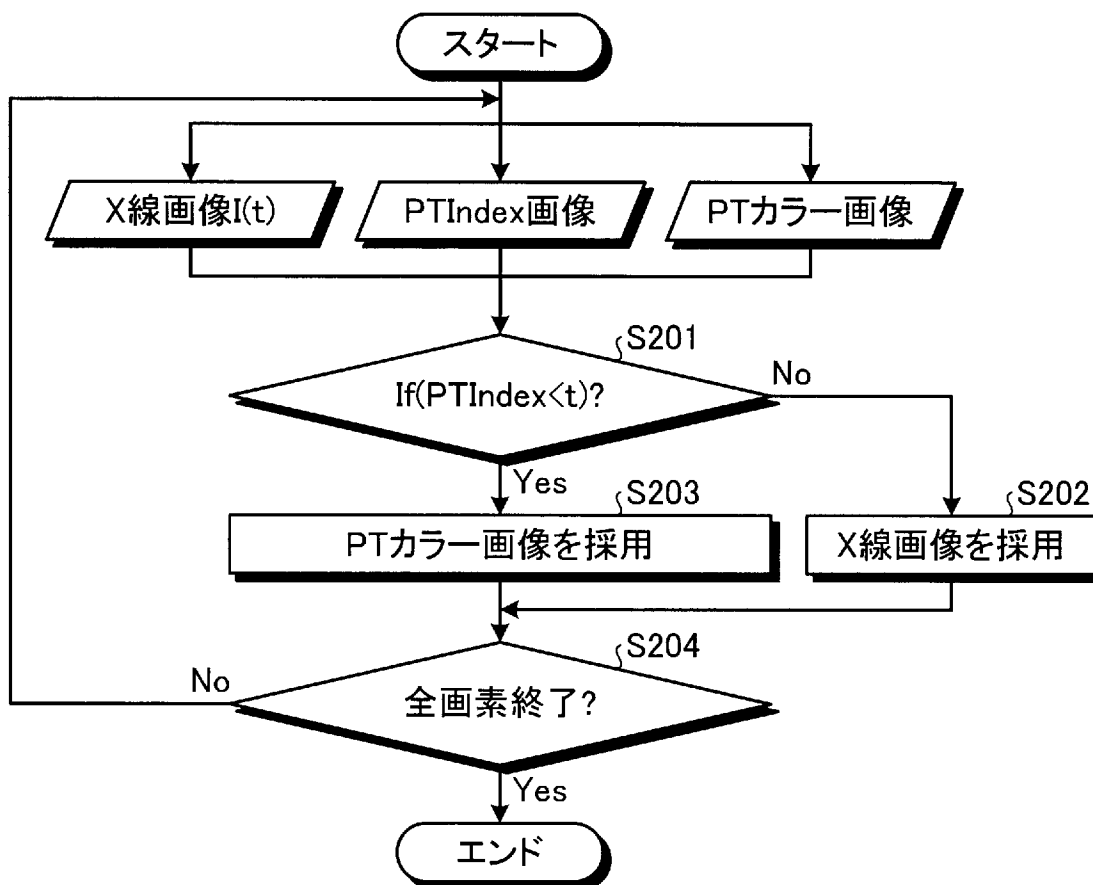
[図10]



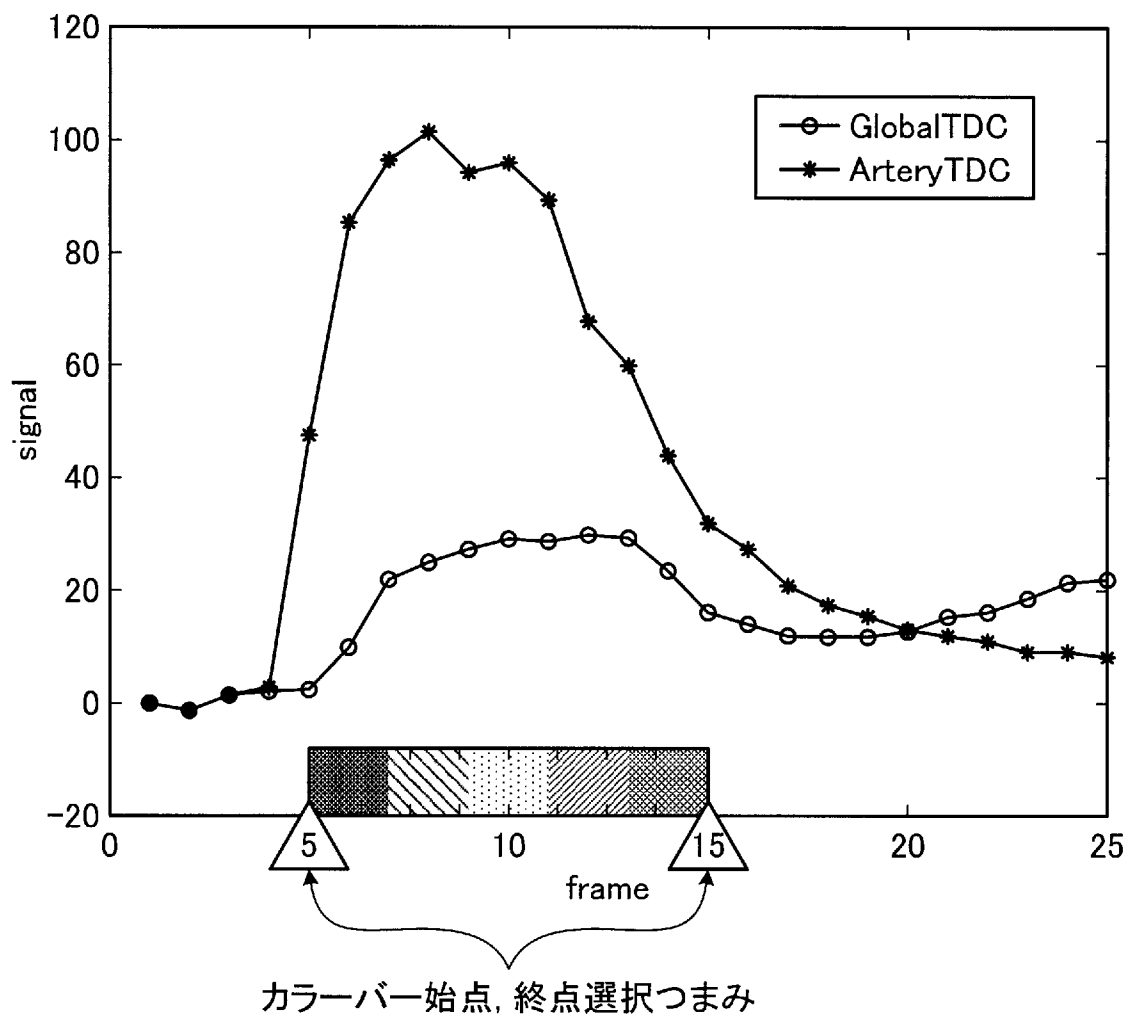
[圖11]



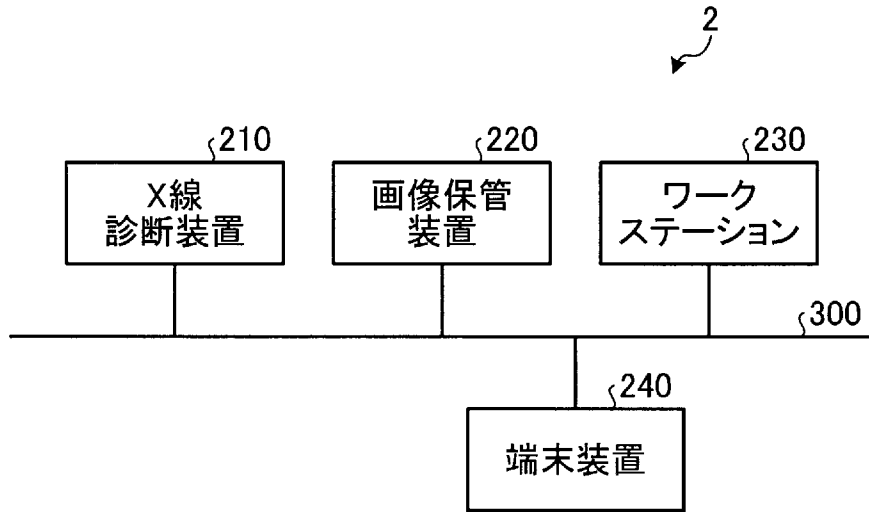
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/065882

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(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)

A61B6/00-6/14

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.
Y	JP 2010-240255 A (Toshiba Corp.), 28 October 2010 (28.10.2010), paragraphs [0011] to [0032] (Family: none)	1-4, 6-20
Y	WO 2011/151752 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.), 08 December 2011 (08.12.2011), page 3, lines 10 to 17; page 4, lines 11 to 19 & EP 2577605 A & CN 102918563 A	1-4, 6-20
Y	JP 2011-172819 A (Toshiba Corp.), 08 September 2011 (08.09.2011), paragraph [0050] (Family: none)	3, 18

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
09 July, 2013 (09.07.13)

Date of mailing of the international search report
16 July, 2013 (16.07.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/065882

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2010-22667 A (Toshiba Corp.), 04 February 2010 (04.02.2010), paragraphs [0029] to [0044]; fig. 3 to 4 (Family: none)	4, 7 5
Y	JP 2003-299646 A (Hitachi Medical Corp.), 21 October 2003 (21.10.2003), paragraph [0061]; fig. 9 (Family: none)	9-12
Y	WO 2010/119355 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.), 21 October 2010 (21.10.2010), paragraphs [0043] to [0044] & JP 2012-523260 A & US 2012/0033869 A1 & EP 2419880 A & CN 102395996 A	18

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. A61B6/00(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. A61B6/00-6/14

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 1971-2013年
 日本国実用新案登録公報 1996-2013年
 日本国登録実用新案公報 1994-2013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
Y	JP 2010-240255 A (株式会社東芝) 2010.10.28, 段落 11-32 (ファミリーなし)	1-4, 6-20
Y	WO 2011/151752 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.) 2011.12.08, 第3頁第10-17行, 第4頁第11-19行 & EP 2577605 A & CN 102918563 A	1-4, 6-20

C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー
 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 09.07.2013	国際調査報告の発送日 16.07.2013
--------------------------	--------------------------

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) 泉 卓也	2Q	2908
	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
Y	JP 2011-172819 A (株式会社東芝) 2011.09.08, 段落 50 (ファミリーなし)	3, 18
Y A	JP 2010-22667 A (株式会社東芝) 2010.02.04, 段落 29-44, 図 3-4 (ファミリーなし)	4, 7 5
Y	JP 2003-299646 A (株式会社日立メディコ) 2003.10.21, 段落 61, 図 9 (ファミリーなし)	9-12
Y	WO 2010/119355 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.) 2010.10.21, 段落 43-44 & JP 2012-523260 A & US 2012/0033869 A1 & EP 2419880 A & CN 102395996 A	18