

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局

(43) 国際公開日  
2014年3月6日(06.03.2014)



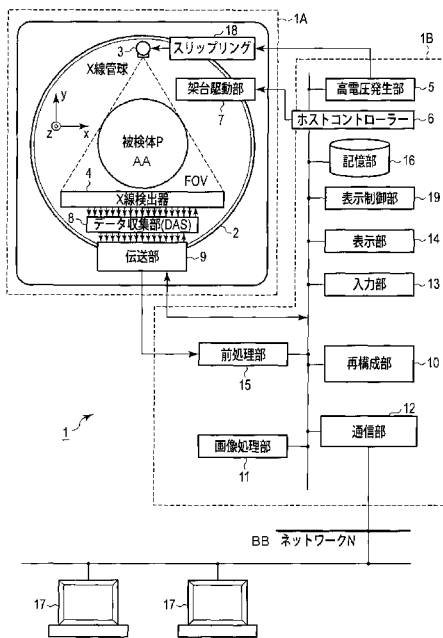
(10) 国際公開番号  
WO 2014/034940 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 6/03 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/073591
- (22) 国際出願日: 2013年9月2日(02.09.2013)
- (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 2012-191619 2012年8月31日(31.08.2012) JP  
特願 2013-181696 2013年9月2日(02.09.2013) 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: 池田 佳弘 (IKEDA, Yoshihiro); 〒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 知的財産部内 Tochigi (JP).
- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門一丁目三番二号 勤銀不二屋ビル六階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, 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, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシ

[続葉有]

(54) Title: MEDICAL DIAGNOSTIC IMAGE PROCESSING DEVICE

(54) 発明の名称: 医用診断画像処理装置



- 3 X-ray tube
- 12 Communication unit
- 4 X-ray detector
- 13 Input unit
- 5 High-voltage generation unit
- 14 Display unit
- 6 Host controller
- 15 Preprocessing unit
- 7 Stage driving unit
- 16 Storage unit
- 8 Data collecting unit (DAS)
- 18 Slip ring
- 9 Transmission unit
- 19 Display control unit
- 10 Reconstruction unit
- AA Subject (F)
- 11 Image processing unit
- BB Network (N)

(57) Abstract: The purpose of the invention is to improve the quality of an image diagnosis by the user. An image processing unit (11) compares each pixel value of a perfusion image with a threshold value and, based on this comparison result, extracts an affected part candidate region from the perfusion image, said affected part candidate region being a candidate of a collateral circulation or a bypass blood vessel. The image processing unit (11) displays the affected part candidate region together with a blood vessel image representing the spatial distribution of blood vessels in the head.

(57) 要約: ユーザによる画像診断の質の向上。画像処理部11は、パフュージョン画像における各画素値と閾値とを比較し、その比較結果に基づいて、パフュージョン画像から側副血行路又はバイパス血管の候補となる患部候補領域を抽出する。画像処理部11は、患部候補領域を頭部内における血管の空間分布を表す血管画像とともに表示する。

WO 2014/034940 A1

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))

## 明 細 書

**発明の名称**： 医用診断画像処理装置

### 技術分野

[0001] 本発明の実施形態は、医用診断画像処理装置に関する。

### 背景技術

[0002] X線コンピュータ断層撮像装置における頭部パフュージョンでは、頭部のパフュージョン画像に加えて、頭部の血管画像が時系列的に得られる。この頭部の時系列的な血管画像をユーザが観察することにより、血管狭窄などの生じる側副血行路の発見が容易になる。

[0003] また、脳内のある特定の部位に造影剤が到達した時間を基準時刻とし、被検査部位の画素毎の遅延時間 (delay time) を算出し、遅延時間についての空間分布を表す画像 (以下、遅延画像と呼ぶ) を発生させる技術が存在する (例えば、特許文献1 参照)。遅延時間とは、一例として、脳内の血管のうち造影剤で最も早く染まり始める時間と、脳内の任意の部位の血管が造影剤で染まり始める時間との差に規定される。

[0004] また、特定の被検査部位において、血管内の造影剤の存在割合を反映するCT値に関して、特定の被検査部位に造影剤が流入してから、CT値が最大値を取る時間 (TTP : time to peak) を2次元分布で表した画像 (以下、TTP画像と呼ぶ) を発生させる技術も存在する。

### 先行技術文献

#### 特許文献

[0005] 特許文献1：特願2006-286982号公報

### 発明の概要

#### 発明が解決しようとする課題

[0006] しかし、頭部の時系列的な血管画像を用いる場合、ユーザの画像観察に依存するため、側副血行路を発見することは困難である。

[0007] 実施形態の目的は、ユーザによる画像診断の質を向上可能な医用診断画像

処理装置を提供することにある。

### 課題を解決するための手段

[0008] 本実施形態に係る医用診断画像処理装置は、パフュージョン画像における各画素値と閾値とを比較し、その比較結果に基づいて、前記パフュージョン画像から側副血行路又はバイパス血管の候補となる患部候補領域を抽出する患部候補領域抽出部と、前記患部候補領域を前記頭部内における血管の空間分布を表す血管画像とともに表示する表示部と、を具備する。

### 発明の効果

[0009] ユーザによる画像診断の質の向上。

### 図面の簡単な説明

[0010] [図1A]図1 Aは、本実施形態に係る医用診断画像処理装置の構成を示す図である。

[図1B]図1 Bは、図1 Aの画像処理部の構成をより詳細に示す図である。

[図2A]図2 Aは、本実施形態の実施例1に係る処理の典型的な流れを示す図である。

[図2B]図2 Bは、本実施形態の実施例2に係る処理の典型的な流れを示す図である。

[図2C]図2 Cは、本実施形態の実施例3に係る処理の典型的な流れを示す図である。

[図2D]図2 Dは、本実施形態の実施例4に係る処理の典型的な流れを示す図である。

[図3A]図3 Aは、本実施形態に係るT T P画像の一例を示す図である。

[図3B]図3 Bは、本実施形態に係る遅延画像の一例を示す図である。

[図4A]図4 Aは、図2 BのステップS 2 2において発生された時系列の重畳画像の一例を示す図である。

[図4B]図4 Bは、図2 CのステップS 3 2により発生された時系列の強調画像の一例を示す図である。

[図5]図5は、本実施形態に係るA U Cの一般的な様態を示す図である。

[図6A]図6Aは、本実施形態の実施例4の処理を模式的に示す図である。

[図6B]図6Bは、図6AのステップS47において発生された強調画像の一例を示す図である。

### 発明を実施するための形態

[0011] 以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる医用診断画像処理装置について説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。なお本実施形態に係る医用診断画像処理装置とは、X線コンピュータ断層撮像装置、核磁気共鳴イメージング装置、及びワークステーションの何れにも適用可能である。以下の説明では、医用診断画像処理装置をX線コンピュータ断層撮像装置として説明する。

[0012] 図1Aは、本実施形態に係るX線コンピュータ断層撮像装置1の構成を示した図である。図1Aに示されるように、X線コンピュータ断層撮像装置1は、回転フレーム2、X線管球3、X線検出器4、高電圧発生部5、ホストコントローラ6、架台駆動部7、データ収集部(DAS)8、非接触データ伝送部9、ボリュームデータ再構成部10、画像処理部11、ネットワーク通信部12、入力部13、表示部14、前処理部15、記憶部16、及びスリッピング18を有する。X線コンピュータ断層撮像装置1は、ネットワークを介してワークステーション17に接続されている。

[0013] X線コンピュータ断層撮像装置1は、架台(ガントリ)を有する。架台は、円環又は円板状の回転フレーム2を回転可能に支持する。回転フレーム2には、撮像領域中に天板に配置された被検体を挟んで対向するようにX線管球3とX線検出器4とが取り付けられている。X線検出器4は、マルチスライス型の場合、チャンネル方向(X軸)に複数のチャンネルを有する検出素子の列をスライス方向(Z軸)に複数配列したものである。2次元アレイの場合、X線検出器4は、チャンネル方向(X軸)とスライス方向(Z軸)との両方向に関して緻密に分布される複数のX線検出素子を有する。X線管球3は、X線を発生する真空管である。X線管球3には、X線の曝射に必要な

電力（管電流、管電圧）が高電圧発生部 5 からスリップリング 18 を介して供給される。なお高電圧発生部 5 も回転フレーム 2 に取り付けられ、高電圧発生部 5 から X 線管球 3 に直接的に電力が供給されても良い。高電圧発生部 5 は、ホストコントローラ 6 からの指示情報に従って、スリップリング 18 を介して X 線管球 3 に高電圧を印加する。

[0014] ホストコントローラ 6 は、図示しない CPU (central processing unit) 及びメモリを含んでいる。ホストコントローラ 6 は、入力部 13 からの指示に従って、高電圧発生部 5 と架台駆動部 7 との動作を制御し、被検体の撮像部位に CT スキャンを施す。高電圧発生部 5 の制御を行うことにより、回転フレーム 2 が一定の角速度で連続回転し、X 線管球 3 から連続的又は一定角度毎に X 線が発生される。架台駆動部 7 は、ホストコントローラ 6 の制御に従って天板保持機構を駆動可能に構成される。本実施形態に係る撮像部位は、頭部であるとする。

[0015] X 線検出器 4 にはデータ収集部 8 (DAS : data acquisition system) が接続される。データ収集部 8 は、X 線検出器 4 の各チャンネルの電流信号を電圧に変換し、増幅し、デジタル信号に変換する。データ収集部 8 で収集されたデータ（生データ）は、光や磁気を使った非接触型又はスリップリング型の伝送部 9 を経由して前処理部 15 に送られる。

[0016] 前処理部 15 は、生データに対してチャンネル間の感度不均一の補正、また主に金属部による X 線強吸収体による極端な信号強度の低下又は信号脱落の補正等の前処理を行う。前処理部 15 により補正を受けたデータは投影データと呼ばれている。再構成部 10 は、投影データに基づいて、撮像時刻の異なる複数のボリュームデータファイル（時系列ボリュームデータファイル）を発生する。ここで、造影剤により造影された血管が描出されたボリュームデータファイルを血管ボリュームデータファイルと呼ぶことにする。

[0017] 画像処理部 11 は、時系列血管ボリュームデータファイルに血流動態解析を施し、血流動態指標の空間分布を示す機能画像（以下、パフュージョン画像と呼ぶ）を発生する。そして画像処理部 11 は、パフュージョン画像に本

実施形態に係る画像処理を施すことにより患部候補領域を抽出する。また、画像処理部 11 は、血管ボリュームデータファイルを利用することにより、患部候補領域を臨的に有用な形態で表示する。本実施形態に係る患部候補領域は、患部血管候補と当該患部血管候補が栄養する脳実質領域とを含む。患部血管としては、例えば、側副血行路やバイパス血管等が挙げられる。側副血行路は、狭窄が生じた血管の血流を補うために自然に発生する血管である。バイパス血管は、血行再建術により外科的に形成された血管である。血行再建術の代表例としては、STA-MCA(浅側頭動脈-中大脳動脈)吻合術が挙げられる。STA-MCA吻合術は、狭窄等による中大脳動脈の血流低下を補うため、当該中大脳動脈に浅側頭動脈を外科的に繋ぎ合わせる手技である。中大脳動脈に繋ぎ合された血管がバイパス血管と呼ばれている。

[0018] 画像処理部 11 は、本実施形態に係る患部候補領域の抽出や表示等のため、機能的に、区分部 51、統計値算出部 52、健常領域特定部 53、閾値設定部 54、患部候補領域抽出部 55、表示画像発生部 56、輪郭抽出部 57、マスク領域決定部 58、血管領域抽出部 59、AUC 値算出部 60、AUC 画像発生部 61、及び患部血管領域抽出部 62 を有している。画像処理部 11 の各部の動作については後述する。

[0019] ホストコントローラ 6 は、医師及び技師等のユーザにより入力部 13 を介して指令が入力されると、メモリに記憶しているプログラムを実行する。入力部 13 は、例えば、メインコンソールとシステムコンソールとを含む。通信部 12 は、各規定に応じた通信制御を行う。通信部 12 は、電話回線等の電氣的通信回線を通じて PACS (医用画像通信保管システム) 等に接続することができる機能を有している。記憶部 16 は、ボリュームデータ等の種々の血管ボリュームデータファイル、表示画像等、様々なデータを記憶する。また、記憶部 16 は、パフュージョン画像を記憶する。

[0020] まず、本実施形態に係るパフュージョン画像について説明する。上述のように、パフュージョン画像は、血流動態指標の空間分布を示す機能画像である。血流動態指標としては、TTP 値や遅延時間が知られている。

[0021] 図5は、TTP値を説明するための、造影剤が注入された頭部に関する時系列ボリュームデータファイル内の血管部位に関するCT値の時間変化を示すグラフである。図5のグラフの縦軸はCT値に規定され、横軸は時間に規定される。基準時刻0は、当該血管部位に造影剤が到達した時刻を示す。図5に示すように、頭部内の任意の血管部位のCT値は、造影剤の流量に伴いCT値が変化する。造影剤の流量がピークになる時点はCT値がピーク値を有する時間である。基準時刻からCT値がピーク値を有する時刻までの時間は、TTP (time to peak) 時間と呼ばれている。TTP値の空間分布を示す画像は、図3Aに示すTTP画像21である。

[0022] 遅延時間は、頭部内の基準血管部位に造影剤が到達してから、頭部内の各血管部位に造影剤が到達するまでの時間差である。遅延時間の空間分布を示す画像は、図3Bに示す遅延画像である。

[0023] 本実施形態に係る医用診断画像処理装置は、パフュージョン画像から患部候補領域を抽出し、抽出された患部候補領域を種々のレイアウトで表示する。以下、本実施形態の第1実施例乃至第4実施例を説明する。

[0024] (第1実施例)

図2Aは、ホストコントローラ6の制御のもとに行われる、患部候補領域の表示処理の典型的な流れを示す図である。具体的には、患部候補領域の表示処理は、パフュージョン画像における健常領域から患部候補領域を抽出し画像表示するまでの処理である。まず、画像処理部11は、記憶部16からパフュージョン画像を読み出す。画像処理部11の区分部51は、読み出されたパフュージョン画像に含まれる頭部領域を複数の部分領域に区分する(S11)。一例として、区分部51は、図3Aに示されるように、TTP画像に中心線213を設定し、中心線213を挟んで左半球を示す画像領域を左半球領域に設定し、右半球を示す画像領域を右半球領域に設定する。中心線213は、ユーザにより入力部13を介して設定又は調整される。

[0025] 画像処理部11の統計値算出部52は、左半球領域と右半球領域との各々について画素値の統計値を算出する(S12)。具体的には、統計値算出部



52は、TTP画像の左半球領域と右半球領域との各々について画素値（TTP値）の統計値を算出する。統計値としては、例えば、TTP値の平均値や標準偏差が挙げられる。例えば、図3Aに示されるようにTTP画像における脳内領域の外側2cm程度の領域（大脳皮質領域）におけるTTPの平均値を左半球領域と右半球領域とについて個別に算出する。なお、統計値は、遅延画像とTTP画像とのうち何れを用いて算出しても良い。

[0026] 画像処理部11の健常領域特定部53は、S12において算出された統計値に基づいて左半球領域と右半球領域とのうちの健常領域を特定する（S13）。例えば、健常領域特定部は、TTP値の平均値に基づいて健常領域を特定する。健常領域特定部53は、左半球領域と右半球領域とのうちのTTP値の平均値の低い方を健常領域221として特定し、TTP値の平均値の高い方を患部半球領域212として特定する。なお、健常領域は、必ずしも、左半球領域と右半球領域とのうちの一方である必要はない。例えば、健常領域は、小脳領域に設定されても良い。

[0027] 画像処理部11の統計値算出部52は、S13において特定された健常領域内の各画素の画素値に基づいて遅延時間の統計値を算出する（S14）。健常領域は、TTP画像の健常領域であっても良いし、遅延画像の健常領域であっても良い。例えば、統計値算出部52は、図3Bのように表される遅延画像の健常領域222を対象として、遅延時間の平均値と標準偏差とを算出する。TTP画像の場合においても遅延画像の場合と同様に、統計値算出部52は、TTP画像の健常領域（例えば、図3Aにおける健常半球）におけるTTPの平均値と標準偏差とを算出しても良い。

[0028] 画像処理部11の閾値設定部54は、S14により算出された標準偏差と平均値とに基づいて閾値を設定する（S15）。例えば、閾値設定部54は、以下の（1）式により閾値を算出する。但し、 $P_{mean}$ は、パフュージョン画像における健常領域を対象とする画素値の平均値、 $P_{sd}$ は、パフュージョン画像における健常領域を対象とする画素値の標準偏差である。

[0029] 閾値= $P_{mean}+2\times P_{sd}$  . . . (1)

パフュージョン画像として遅延画像を用いる場合、閾値は、以下の(2)式により算出される。但し、 $D_{\text{mean}}$ は、遅延画像における健常領域を対象とする遅延時間の平均値、 $D_{\text{sd}}$ は、遅延画像における健常領域を対象とする遅延時間の標準偏差である。

[0030] 閾値= $D_{\text{mean}}+2\times D_{\text{sd}}$  . . . (2)

以下、(2)式を用いて閾値を算出したものとして説明する。

[0031] 画像処理部11の患部候補領域抽出部55は、パフュージョン画像に含まれる各画素の画素値をS15において設定された閾値に対して比較し、パフュージョン画像から患部候補領域を抽出する(S16)。例えば、患部候補領域抽出部55は、図3Bに示される遅延画像の患部半球領域を対象として、患部半球領域から閾値以上の遅延時間値を有する画像領域を抽出する。(2)式の閾値を超えた値を有する領域は、図3Bに示されるように、側副血行路やバイパス血管の候補となる患部候補領域221である。上述のように、患部候補領域221は、患部血管候補と当該患部血管候補が栄養する脳実質領域とを含む。特定された患部候補領域221は遅延画像から抽出される。患部候補領域のデータは、記憶部16に記憶される。

[0032] 最後に、表示制御部19は、S16において抽出された患部候補領域を表示部14に表示する(S17)。具体的には、画像処理部11の表示画像発生部56は、血管ボリュームデータに投影処理を施して血管の2次元空間分布を示す血管画像を発生し、発生された血管画像に患部候補領域を重畳する。この際、表示画像発生部56は、患部候補領域を血管画像に対して位置合わせした後に重ね合わせると良い。重畳画像は、表示制御部19により表示部14に表示される。なお、表示画像発生部56は、時系列の血管ボリュームデータに投影処理を施して時系列の血管画像を発生し、時系列の血管画像に患部候補領域を重ねても良い。

[0033] 上記の通り、第1実施例に係る医用診断画像処理装置は、パフュージョン画像から患部候補領域を抽出し、患部候補領域が強調された強調画像を表示する。ユーザは、強調画像を観察することにより、側副血行路やバイパス血

管を発見することができる。このため、画像診断のスループットや効率が向上する。

[0034] (第2実施例)

第2実施例においては第1実施例において抽出された患部候補領域の表示の応用例について説明する。概略的には、画像処理部11は、患部候補領域の輪郭を血管画像に重ねた重畳画像を発生する。

[0035] 図2Bは、第2実施例に係る患部候補領域の表示処理の典型的な流れを示す図である。

[0036] まず、画像処理部11は、血管ボリュームデータファイルと患部候補領域とを記憶部16から読み出す。そして画像処理部11の輪郭抽出部57は、患部候補領域の輪郭を抽出する(S21)。

[0037] 画像処理部11の表示画像発生部56は、S21において抽出された輪郭を、血管画像に重ね合わせた重畳画像を発生する(S22)。具体的には、表示画像発生部56は、血管ボリュームデータに投影処理を施して血管の2次元空間分布を示す血管画像を発生し、発生された血管画像に患部候補領域の輪郭を重畳する。この際、表示画像発生部56は、輪郭を血管画像に対して位置合わせした後に重ね合わせる。図4Aは、重畳画像11の一例を示す図である。図4Aに示すように、重畳画像11には患部候補領域の輪郭23が合成されている。

[0038] 最後に、表示制御部19は、S22において発生された重畳画像を表示部14に表示する(S23)。重畳画像は、図4Aに示されるように、表示部14により時系列で表示されても良い。

[0039] 第2実施形態に係る医用診断画像処理装置は、患部候補領域の輪郭が血管画像に重畳された重畳画像を表示する。ユーザは、重畳画像を観察する際、患部候補領域の輪郭内に注意を向けることができるため、より簡便に側副血行路やバイパス血管を発見することができる。このため、画像診断のスループットや効率が向上する。

[0040] (第3実施例)

第3実施例においては、第1実施例において抽出された患部候補領域の表示の他の応用例について説明する。概略的には、画像処理部11は、血管画像のうちの患部半球領域が強調された強調画像を発生する。

[0041] 図2Cは、第3実施例に係る患部候補領域の表示処理の典型的な流れを示す図である。

[0042] まず、画像処理部11は、血管ボリュームデータファイルと患部候補領域とを記憶部16から読み出す。そして画像処理部11のマスク領域決定部58は、患部候補領域を利用してマスク領域を決定する(S31)。マスク領域は、血管ボリュームデータファイルの非表示範囲に規定される。具体的には、図4Bに示されるように、マスク領域は、血管ボリュームデータファイルの患部半球領域について患部候補領域23のみが表示されるように、患部半球領域の患部候補領域23以外の画像領域に設定される。健常領域については、比較のため、マスク領域は設定されなくても良い。

[0043] 画像処理部11の表示画像発生部56は、S31において決定されたマスク領域を血管ボリュームデータファイルに適用し、血管ボリュームデータファイルに含まれる患部候補領域を残留させ、かつ他の領域を当該残留領域より輝度又は明度を低下させた強調画像を発生する(S32)。具体的には、表示画像発生部56は、マスクが適用された血管ボリュームデータファイルに投影処理を適用し、マスク領域以外の画像領域に存在する血管の2次元空間分布を示す強調画像を発生する。図4Bは、S32により発生された強調画像の一例を示す図である。図4Bに示すように、強調画像12は、健常領域R1と患部半球領域R2とを含んでいる。強調画像12は、健常領域R1については全体を描出し、患部半球領域R2についてはマスク領域以外の画像領域に限定して描出している。

[0044] 表示制御部19は、S32において発生された強調画像を表示部14に表示させる(S33)。表示された強調画像はユーザにより観察される。

[0045] 実施例3に係る医療診断画像処理装置は、マスク領域が適用された範囲を強調画像の画像化範囲から除外する。これにより医療診断画像処理装置は、

投影方向に沿って患部候補領域の前後に存在する血管領域を画像化範囲から除外することが可能になるので、患部候補領域を明瞭に描出させることができる。従ってユーザは、強調画像を観察することにより、側副血行路やバイパス血管等の患部候補領域の発見が容易になる。また医療診断画像処理装置は、患部候補領域と健常領域とを並べて表示することができる。これにより、ユーザは、患部候補領域と健常領域との血管走行状態を一画像で容易に比較することができる。

[0046] なおマスク領域の設定範囲は、患部半球領域内の患部候補領域以外の画像領域に限定されない。例えば、マスク領域は、患部半球領域に相当する健常領域内の画像領域（患部対応領域）以外の画像領域にマスク領域が設定されても良い。これにより、患部半球領域における患部候補領域23と健常領域における患部対応領域との比較が容易になる。また、健常領域を表示する必要が無い場合、健常領域の全体にマスク領域が設定されても良い。これらマスク領域の設定モードは、入力部13により任意に設定可能である。

[0047] （第4実施例）

第4実施例においては、第1実施例において抽出された患部候補領域から患部血管領域を抽出する方法と抽出された患部血管領域を表示する方法とについて説明する。

[0048] まず画像処理部11は、血管画像と患部候補領域とを記憶部16から読み出す。そして画像処理部11の血管領域抽出部59は、図6Aに示すように、患部候補領域を利用して、血管画像24から対応領域Rbb抽出する（S41）。対応領域Rbbは、血管画像に含まれる画像領域であって、パフュージョン画像の患部候補領域に位置が一致する画像領域である。

[0049] 次に画像処理部11のAUC値算出部60は、S41において抽出された対応領域Rbbに含まれる各画素についてAUC（area under the curve）値を算出する（S42）。具体的には、AUC値算出部60は、対応領域Rbbに含まれる各画素について、図6に示されるような、CT値の時間変化曲線を算出し、時間変化曲線の時間積分値（すなわち、AUC値）を算出す

る。AUC値は、X軸とY軸とCT値の時間変化曲線とで囲まれた面積により規定される。

[0050] 画像処理部11のAUC画像発生部61は、S42において算出されたAUC値の空間分布を表すAUC画像を発生する(S43)。あるいは、AUC画像発生部61は、全時相の時系列の血管画像を位置合わせ加算することにより、AUC画像を発生しても良い。

[0051] 画像処理部11の血管領域抽出部59は、図6Aに示すように、S43において発生されたAUC画像25からAUC値を利用して血管領域Rbaを抽出する(S44)。S44においてAUC画像25から抽出された血管領域RbaをAUC血管領域と呼ぶことにする。具体的には、血管領域抽出部59は、AUC画像25に含まれる各画素の画素値を予め定められた閾値に対して比較し、当該閾値よりも大きい画素値を有する画素を抽出する。抽出された複数の画素の集合がAUC血管領域Rbaを構成する。

[0052] 画像処理部11の閾値設定部54は、健常領域に含まれる複数の画素の画素値の時刻的動態の統計値に基づいて閾値を設定する(S45)。具体的には、閾値設定部54は、AUC画像において中心線(面)を軸として、AUC血管領域を健常領域側に折り返す。健常領域側に折り返されたAUC血管領域を折り返し領域と呼ぶことにする。AUC血管領域と折り返し領域とは、中心線を挟んで線対称の関係にある。閾値設定部54は、折り返し領域を対象として、図5に示されるようなTTP値の平均値( $T_{mean}$ )と標準偏差( $T_{sd}$ )とを算出する。その後、閾値設定部54は、算出された平均値( $T_{mean}$ )と標準偏差( $T_{sd}$ )とを用いて以下の(3)式により閾値を算出する。

[0053] 閾値= $T_{mean}+2\times T_{sd}$  . . . (3)

式(3)により算出された閾値以上の値を有する画素値を有する画素の集合が、側副血行路やバイパス血管の可能性が高い患部血管領域である。

[0054] 画像処理部11の患部血管領域抽出部62は、S44で抽出されたAUC血管領域における各画素の画素値をS45で設定された閾値に対して比較し、血管画像の患部候補領域から患部血管領域を抽出する(S46)。具体的

には、患部血管領域抽出部 62 は、AUC 血管領域に含まれる複数の画素のうち、閾値よりも大きい画素値を有する画素を患部血管領域として抽出する。

[0055] 次に、画像処理部 11 の表示画像発生部 56 は、S46 において抽出された患部血管領域が強調された強調画像を血管画像に基づいて発生する (S47)。具体的には、表示画像発生部 56 は、図 6A に示すように、血管画像のうちの患部血管領域 Rbc に、他の画像領域とは異なる色値を割り当てることにより強調画像 26 を発生する。

[0056] 最後に表示制御部 19 は、S47 において発生された強調画像を表示部 14 に表示する (S48)。表示された強調画像はユーザにより観察される。

[0057] 実施例 4 に係る医療診断画像処理装置は、患部候補領域の中から患部血管領域を抽出し、抽出された患部血管領域が強調された強調画像を発生する。従ってユーザは、強調画像を観察することにより、側副血行路やバイパス血管等の患部血管の発見が容易になる。

[0058] 上記の説明の通り、本実施形態に係る医療診断画像処理装置は、側副血行路やバイパス血管が存在する可能性が高い領域を抽出し、表示する。これにより、ユーザは、側副血行路やバイパス血管を容易に発見することが可能となる。

[0059] かくして、本実施形態によれば、ユーザによる画像診断の質を向上可能な医用診断画像処理装置が実現する。

[0060] 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。これら新規な実施形態は、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ともに、特許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。

## 符号の説明

[0061] 1…X線コンピュータ断層撮像装置、1 A…CT撮像部、1 B…コンソール、2…回転フレーム、3…X線管球、4…X線検出器、5…高電圧発生部、6…ホストコントローラ、7…架台駆動部、8…データ収集部、9…伝送部、10…再構成部、11…画像処理部、12…通信部、13…入力部、14…表示部、15…前処理部、16…記憶部、17…ワークステーション、18…スリッピング、19…表示制御部



## 請求の範囲

- [請求項1] パフュージョン画像における各画素値と閾値とを比較し、その比較結果に基づいて、前記パフュージョン画像から側副血行路又はバイパス血管の候補となる患部候補領域を抽出する患部候補領域抽出部と、前記患部候補領域を前記頭部内における血管の空間分布を表す血管画像とともに表示する表示部と、を具備する医用診断画像処理装置。
- [請求項2] 前記健常領域は、小脳領域である請求項1記載の医用診断画像処理装置。
- [請求項3] 前記患部候補領域の輪郭を抽出する輪郭抽出部と、前記輪郭を、前記血管画像に重ねた重畳画像を発生する表示画像発生部と、をさらに備え、前記表示部は、前記重畳画像を表示する、請求項1記載の医用診断画像処理装置。
- [請求項4] 前記患部候補領域に基づいて非表示範囲を示すマスク領域を決定するマスク領域決定部と、前記マスク領域に基づいて、前記血管画像のうちの、前記患部候補領域を残留させ、かつ他の領域を当該残留領域より輝度又は明度を低下させた表示画像を発生する表示画像発生部と、をさらに備え、前記表示部は、前記表示画像を表示する、請求項1記載の医用診断画像処理装置。
- [請求項5] 前記血管画像から前記患部候補領域に対応する血管領域を抽出する血管領域抽出部と、前記血管領域に基づいて、頭部内の基準部位に血液が流入した時点から当該頭部内の各血管部位に血液が流れるまでの時間を当該血管部位ごとに算出し、前記算出された時間に基づいて前記血管領域から側副血行路又はバイパス血管の候補となる患部血管領域を抽出する患部血管領域抽出部と、

前記血管画像のうちの、前記患部血管領域を表す画素を強調した表示画像を発生する表示画像発生部と、をさらに備え、

前記表示部は、前記表示画像を表示する、

請求項 1 記載の医用診断画像処理装置。

[請求項6]

前記血管画像から前記患部候補領域に対応する血管領域を抽出する第1の血管領域抽出部と、

前記血管領域の各画素についてAUC値を算出するAUC値算出部と、

前記AUC値の空間分布を表すAUC画像を発生するAUC画像発生部と、

前記AUC値を予め設定された第2の閾値に対して比較し、前記AUC画像から前記血管領域に対応する他の血管領域を抽出する第2の血管領域抽出部と、

前記AUC画像の健常領域における前記第2の血管領域を対象として造影剤の流れに関する時刻的動態の統計値を算出し、前記算出された統計値に基づいて第3の閾値を算出する閾値算出部と、

前記第2の血管領域の各画素の画素値を前記第3の閾値に対して比較し、前記患部候補領域から側副血行路又はバイパス血管の候補となる血管領域を抽出する第3の血管領域抽出部と、

前記血管画像のうちで、前記第3の血管領域を強調した表示画像を発生する表示画像発生部と、をさらに備え、

前記表示部は、前記表示画像を表示する、

請求項 1 記載の医用診断画像処理装置。

[請求項7]

前記表示画像発生部は、前記第3の血管領域を表す画素に、前記第3の血管領域以外の画像領域とは異なる色値を割り当てることにより前記表示画像を発生する、請求項 6 記載の医用診断画像処理装置。

[請求項8]

頭部内の血流動態の空間分布を表すパフュージョン画像の健常領域内の画素値に基づいて前記閾値を設定する閾値設定部、をさらに備え

る請求項 1 記載の医用診断画像処理装置。

[請求項9]

前記閾値設定部は、

前記パフュージョン画像を頭部内の複数の部分領域に対応して区分し、この区分された各頭部内部分領域のパフュージョン画像を基に当該頭部内部分領域それぞれにおける前記造影剤の流れに関する時刻的動態の統計値を算出する統計値算出部と、

前記算出された統計値に基づいて、前記頭部内の複数の部分領域から前記健常領域を特定する健常領域特定部と、

前記特定された健常部位に相当する領域におけるパフュージョン画像をもとに、当該健常部位に相当する領域における造影剤の流れに関する遅延時間の平均値と標準偏差とを算出し、前記算出された平均値と標準偏差とに基づいて前記閾値を設定する設定部と、

備える請求項 8 記載の医用診断画像処理装置。

[請求項10]

頭部内の任意の部位を対象として、造影剤が流入した時点から造影剤の流量を反映するCT値が最大値となる時点までの時間であるTTP値の空間分布を表すTTP画像を用いた指示に従って、前記頭部内の左半球領域と右半球領域とを特定する半球特定部と、

前記特定された左半球領域と右半球領域とを対象として、前記TTP値に関する第1統計値を算出する第1統計値算出部と、

前記算出された第1統計値に基づいて、前記左半球領域と前記右半球領域とのうちの健常領域を決定する決定部と、

前記頭部内の基準部位からの造影剤の到着時間の遅延時間の空間分布を表す遅延画像において、前記決定された健常領域を特定する特定部と、

前記特定された遅延画像における健常領域の各画素の前記遅延時間を用いて、前記遅延時間に関する第2統計値を算出する第2統計値算出部と、

前記算出された第2統計値に基づいて閾値を設定する閾値設定部と

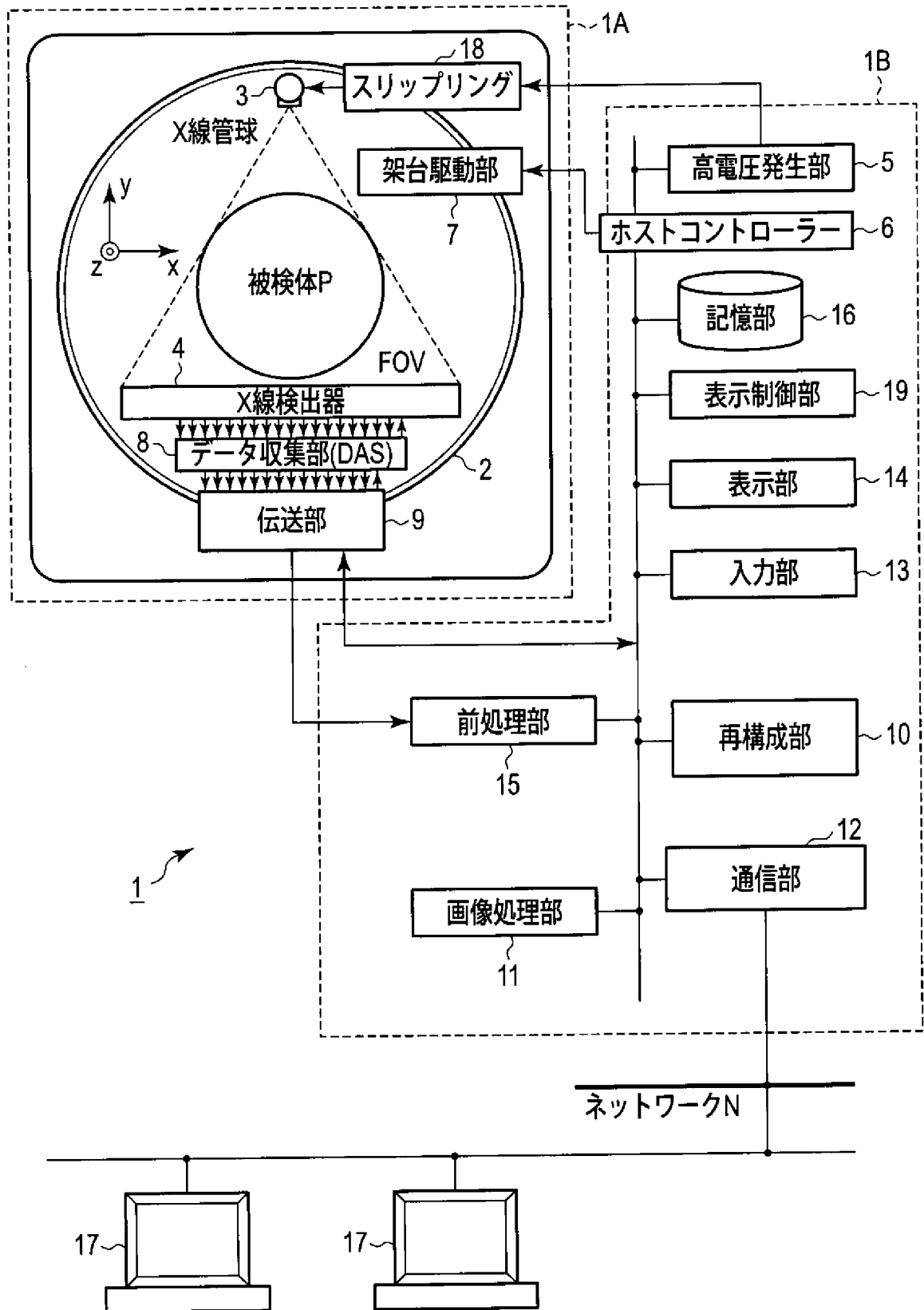
、  
前記設定された閾値に基づいて、前記遅延画像の患部候補領域を決定する患部候補領域決定部と、

前記決定された患部候補領域を表示器に表示する表示制御部と、  
を具備する医用診断画像処理装置。

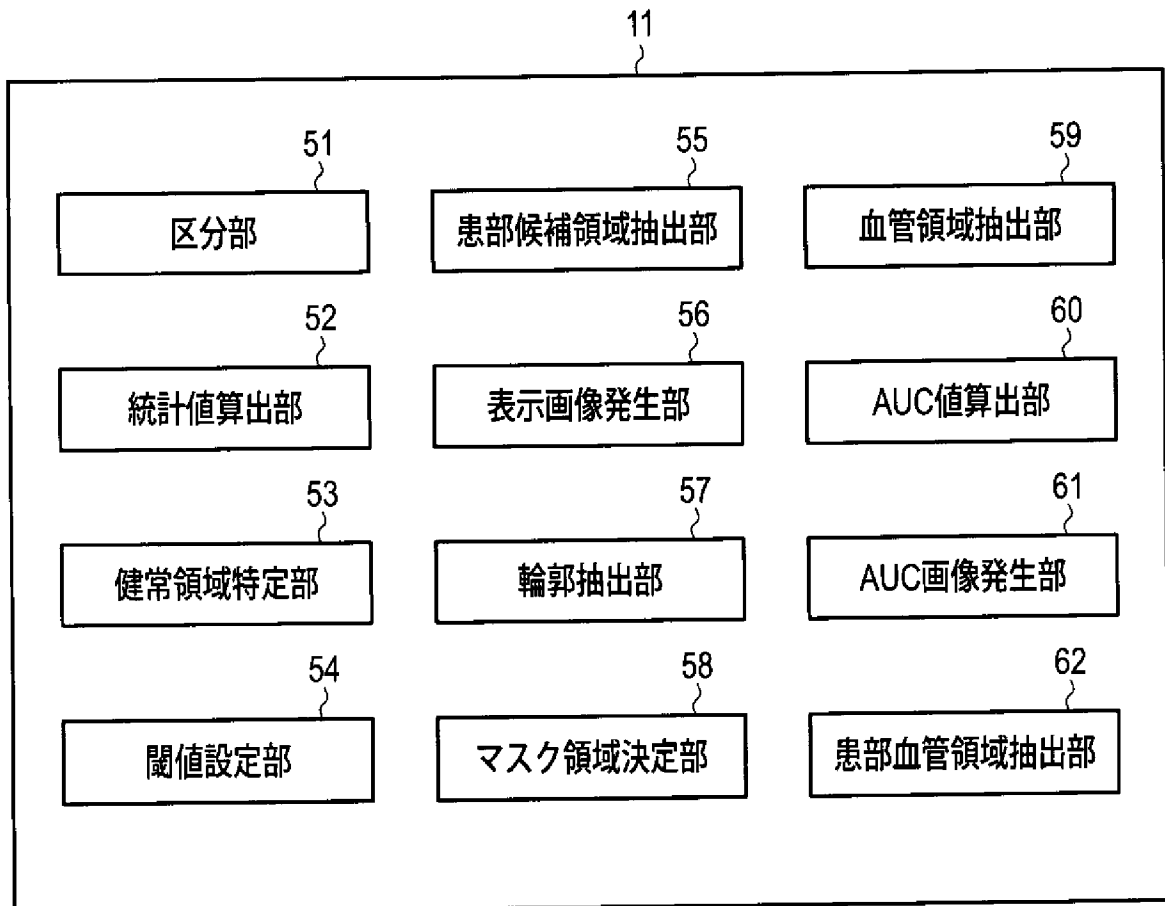
[請求項11] 前記第1統計値は、前記左半球領域又は前記右半球領域のうち何れか一方の部分領域を対象とした前記TTP値の平均値であることを特徴とする請求項10記載の医用診断画像処理装置。

[請求項12] 前記第2統計値は、前記遅延時間の平均値と標準偏差とである請求項10記載の医用診断画像処理装置。

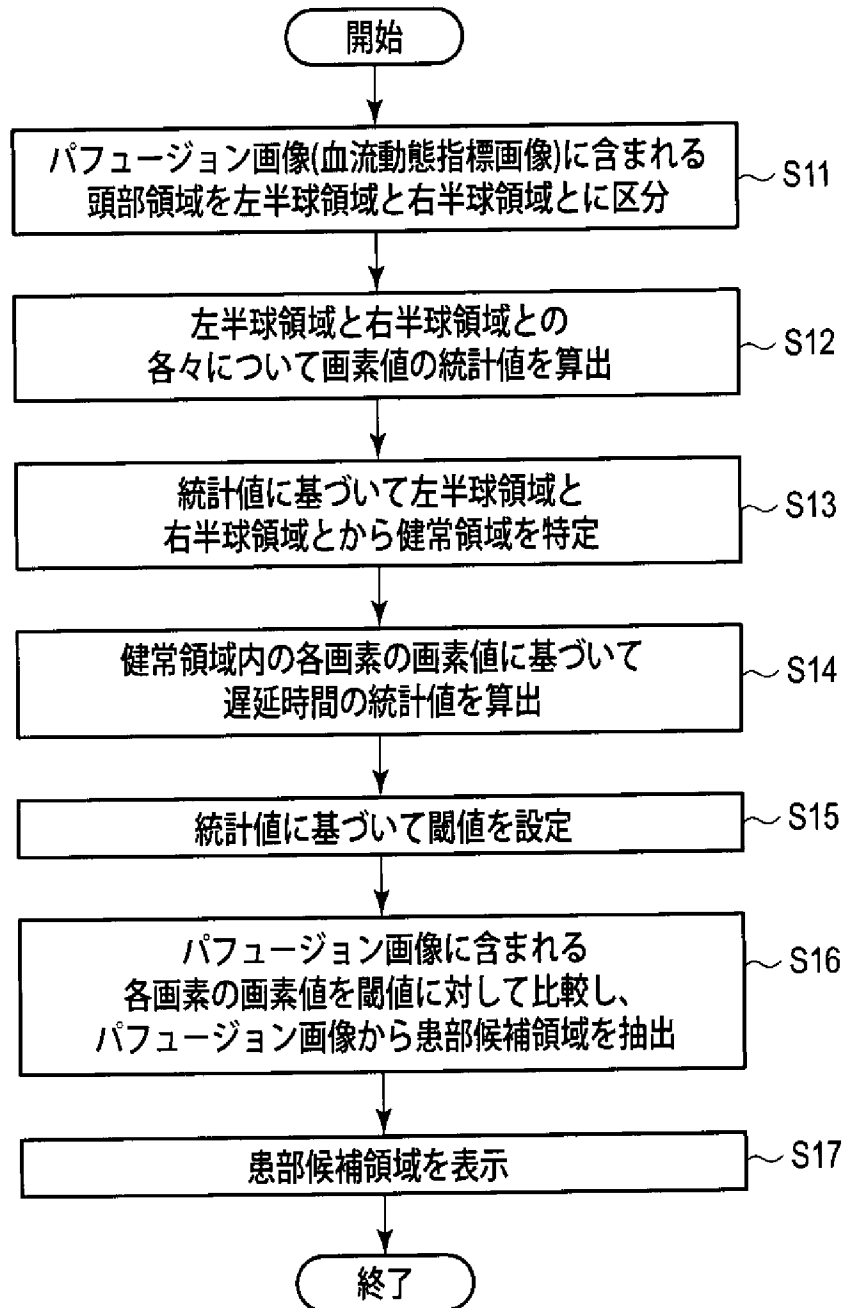
[図1A]



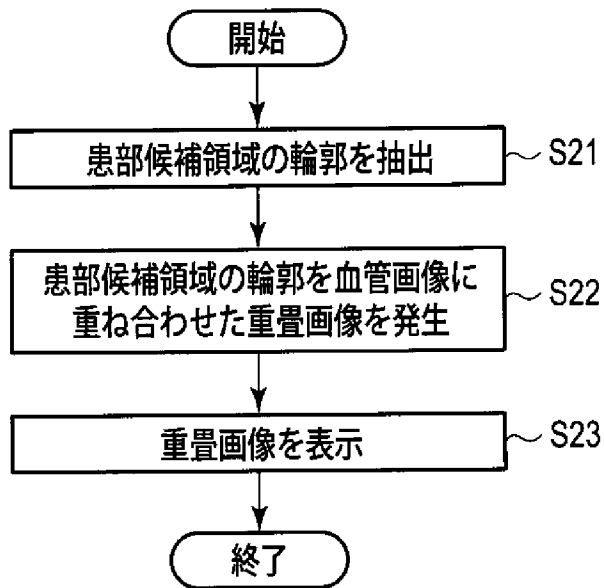
[図1B]



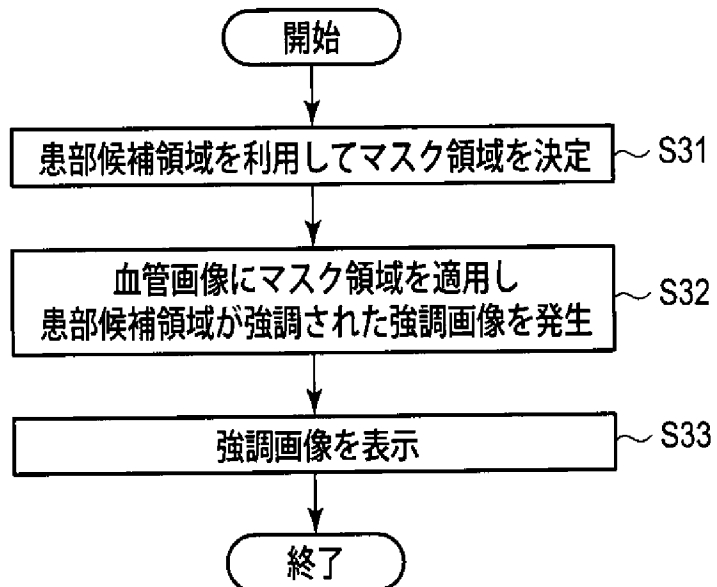
[図2A]



[図2B]

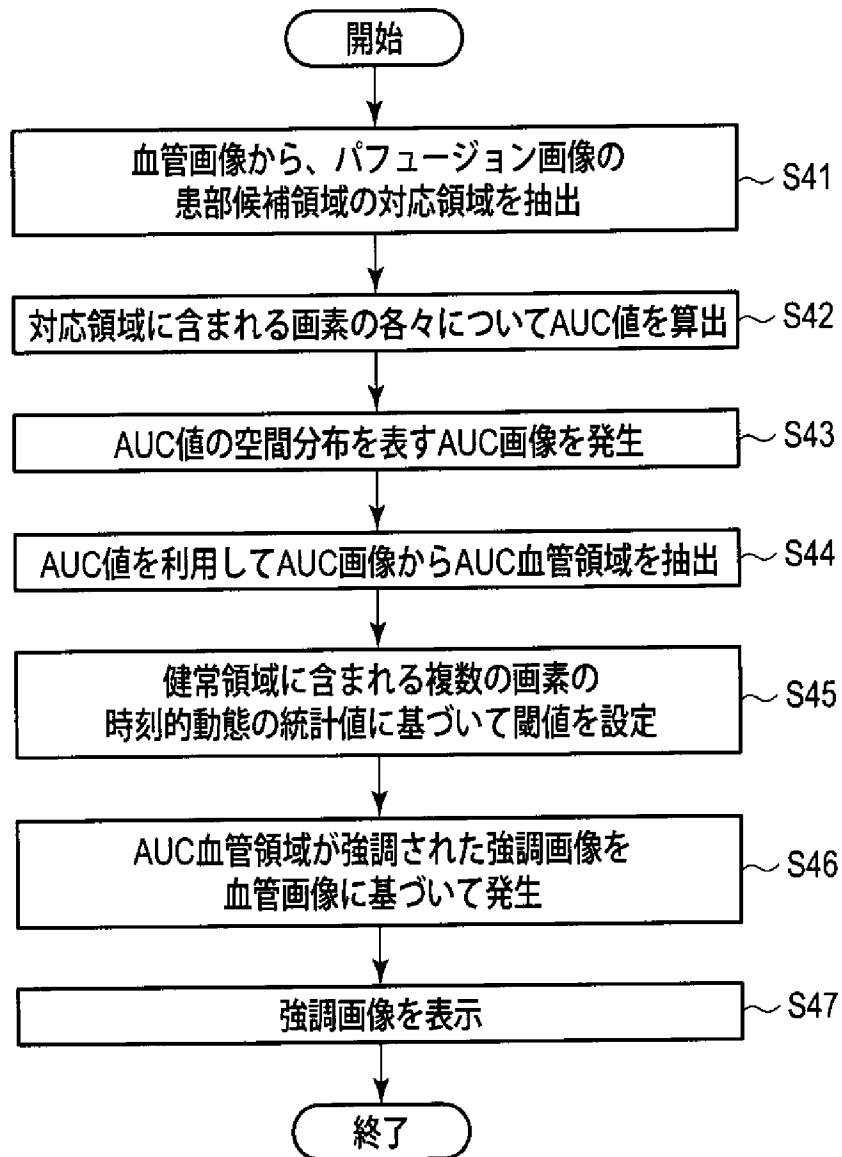


[図2C]

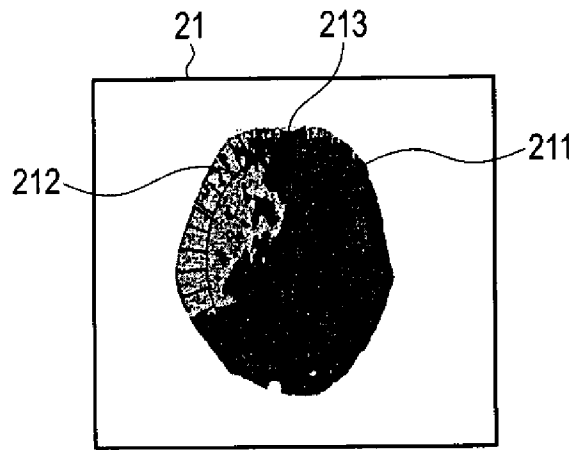




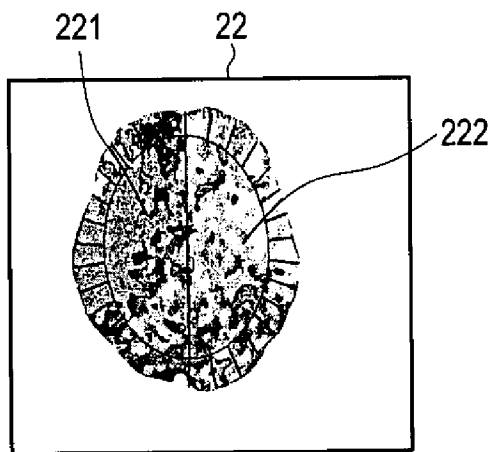
[図2D]



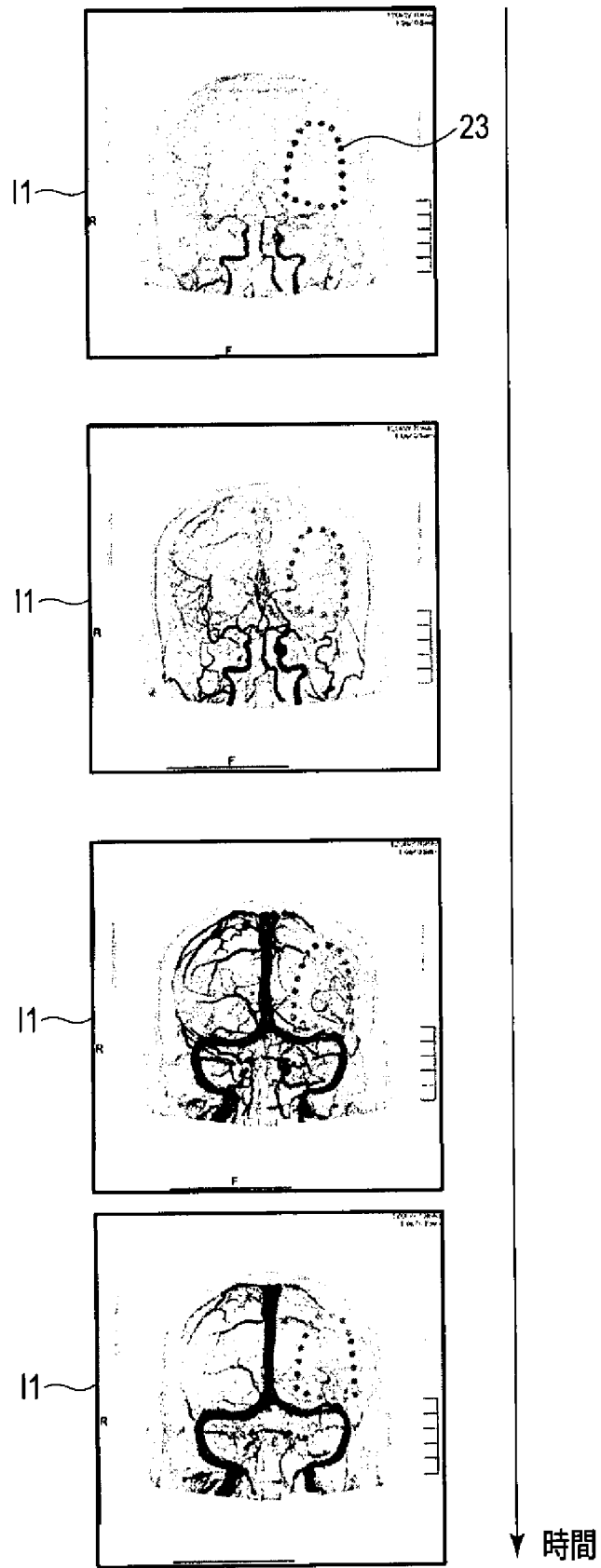
[図3A]



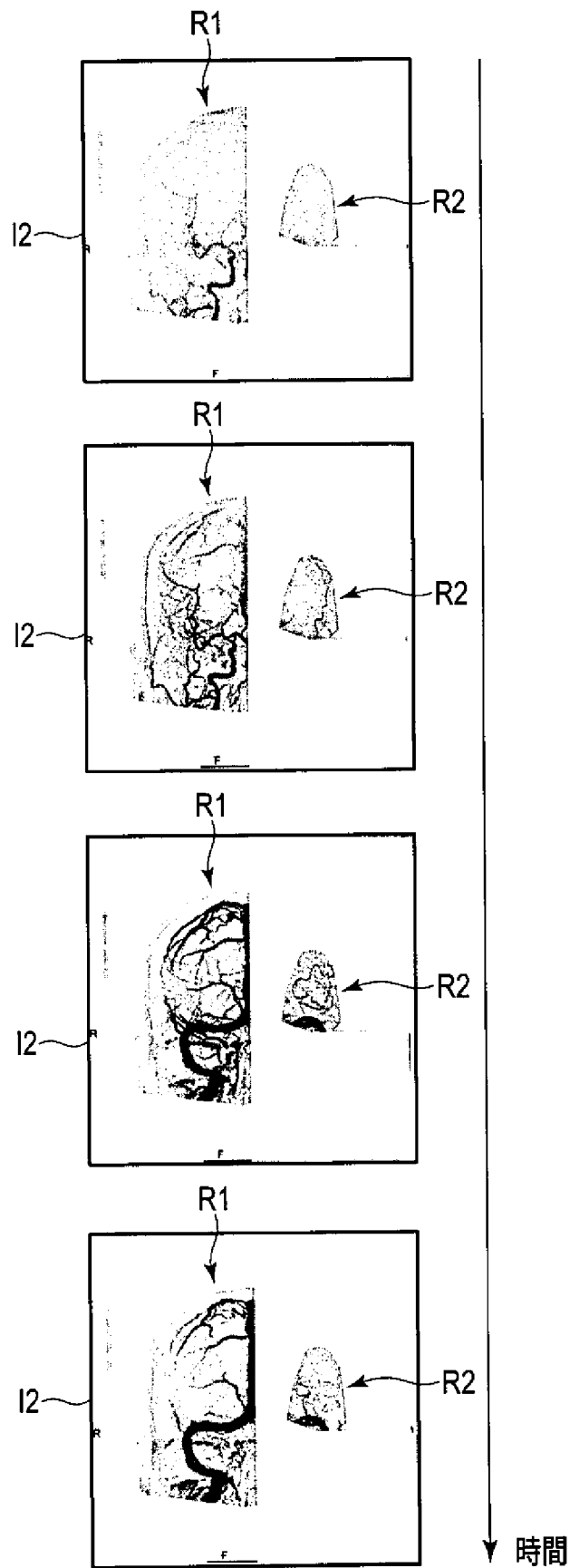
[図3B]



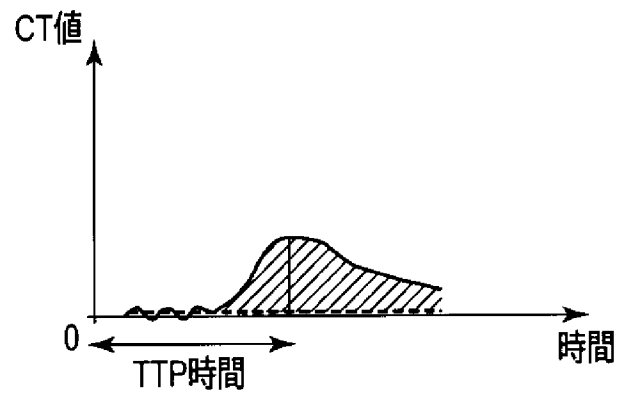
[図4A]



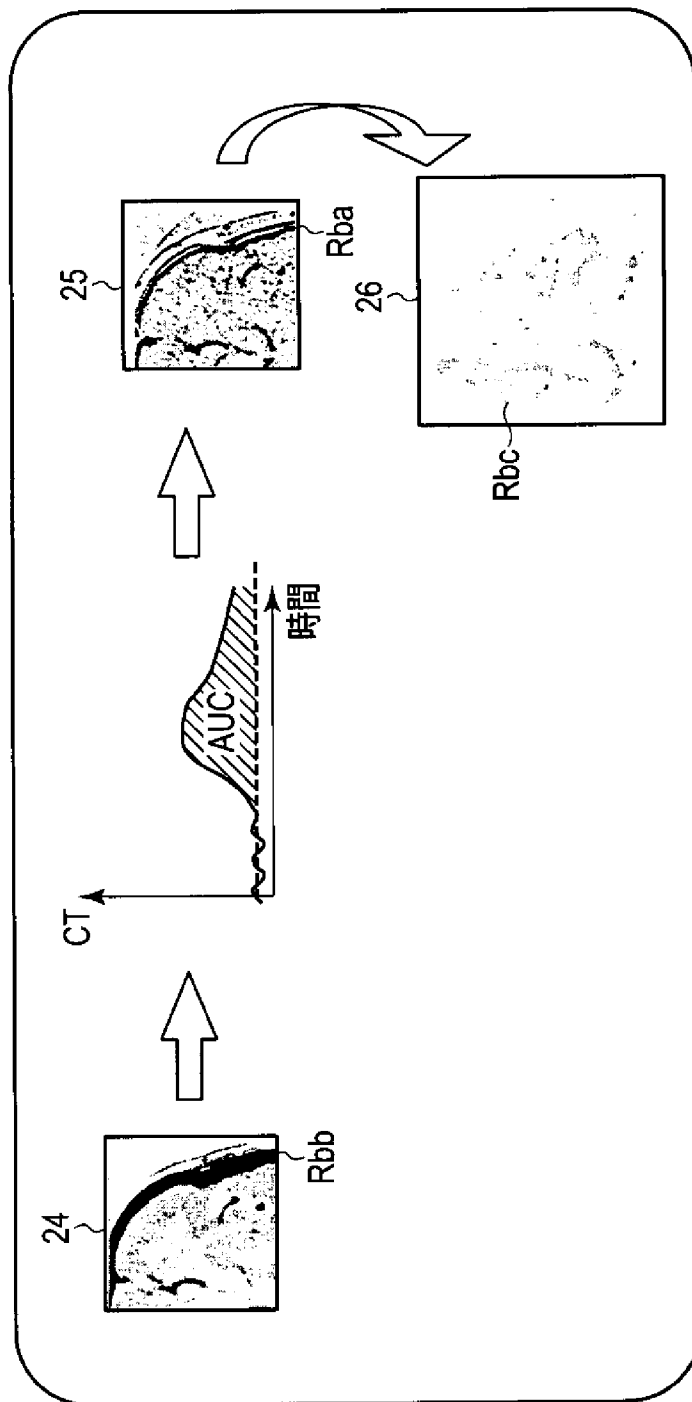
[図4B]



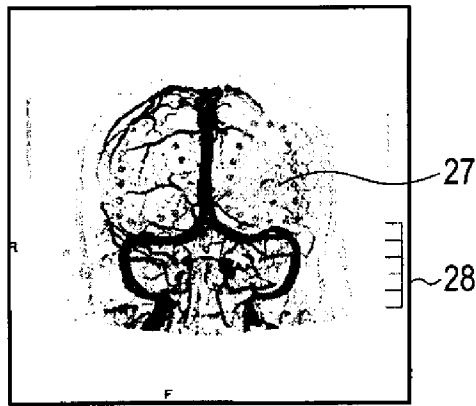
[図5]



[図6A]



[図6B]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.  
PCT/JP2013/073591

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
A61B6/03(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)  
A61B6/03

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 A	WO 2011/070467 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.), 16 June 2011 (16.06.2011), entire text; all drawings & JP 2013-513411 A & US 2012/0238888 A1 & EP 2509500 A & CN 102651997 A	1-5, 8-9 6-7, 10-12
Y A	JP 2012-81254 A (Toshiba Corp.), 26 April 2012 (26.04.2012), entire text; all drawings & US 2012/0063663 A1 & EP 2442276 A1 & CN 102415898 A	1-5, 8-9 6-7, 10-12

Further documents are listed in the continuation of Box C.  See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 25 November, 2013 (25.11.13)	Date of mailing of the international search report 03 December, 2013 (03.12.13)
---	--

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2013/073591

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-144139 A (Toshiba Corp.), 14 June 2007 (14.06.2007), entire text; all drawings & US 2007/0098134 A1 & EP 1790289 A2 & CN 1957848 A	1-12
A	JP 2010-68958 A (Toshiba Corp.), 02 April 2010 (02.04.2010), entire text; all drawings & US 2010/0067767 A1 & CN 101675883 A	1-12

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B6/03(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. A61B6/03

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 A	WO 2011/070467 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.) 2011.06.16, 全文, 全図 & JP 2013-513411 A & US 2012/0238888 A1 & EP 2509500 A & CN 102651997 A	1-5, 8-9 6-7, 10-12
Y A	JP 2012-81254 A (株式会社東芝) 2012.04.26, 全文, 全図 & US 2012/0063663 A1 & EP 2442276 A1 & CN 102415898 A	1-5, 8-9 6-7, 10-12

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

25.11.2013

国際調査報告の発送日

03.12.2013

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)

原 俊文

2Q

4078

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	JP 2007-144139 A (株式会社東芝) 2007.06.14, 全文, 全図 & US 2007/0098134 A1 & EP 1790289 A2 & CN 1957848 A	1-12
A	JP 2010-68958 A (株式会社東芝) 2010.04.02, 全文, 全図 & US 2010/0067767 A1 & CN 101675883 A	1-12