(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
2012 年 3 月 8 日(08.03.2012)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2012/029928 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01) *A61B 8/08* (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01) *G01T 1/161* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2011/069953

(22) 国際出願日: 2011 年 9 月 1 日(01.09.2011)

(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 2010-196047 2010 年 9 月 1 日(01.09.2010) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 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; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 舟迫 慎太郎 (FUNABASAMA, Shintaro) [JP/JP]. 前田 達郎 (MAEDA, Tatsuo) [JP/JP]. 藤澤 恭子 (FUJISAWA, Yasuko) [JP/JP].

(74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門１丁目１２番９号 鈴榮特許綜合事務所内 Tokyo (JP).

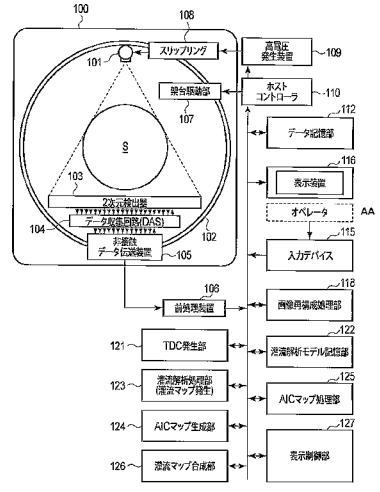
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, 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.

[続葉有]

(54) **Title**: MEDICAL IMAGE PROCESSING DEVICE

(54) 発明の名称 : 医用画像処理装置

[図1]



103 TWO-DIMENSIONAL DETECTOR
104 DATA ACQUISITION SYSTEM (DAS)
105 NON-CONTACT DATA TRANSMISSION SYSTEM
106 PRE-PROCESSING DEVICE
107 PLATFORM DRIVER UNIT
108 SLIP RING
109 HIGH VOLTAGE GENERATOR DEVICE
110 HOST CONTROLLER
112 DATA MEMORY UNIT
115 INPUT DEVICE
116 DISPLAY DEVICE
118 IMAGE RECONFIGURATION PROCESSING UNIT
121 TDC GENERATOR UNIT
122 PERFUSION ANALYSIS MODEL MEMORY UNIT
123 PERFUSION ANALYSIS PROCESSING UNIT (PERFUSION MAP GENERATION)
124 AIC MAP GENERATOR UNIT
125 AIC MAP PROCESSING UNIT
126 PERFUSOIN MAP COMPOSITING UNIT
127 DISPLAY CONTROL UNIT
AA OPERATOR

(57) Abstract: An objective of the present invention is to assist in improving diagnostic precision in perfusion analysis. A medical image processing device handles a series of medical image data concerning a subject. A time-density curve generator unit generates a plurality of time-density curves from the medical image series, corresponding respectively to a plurality of pixels. An approximation processing unit approximates the convolutions between a time-density curve that is specified from among the plurality of time-density curves and each of a plurality of types of perfusion models for each of the plurality of time-density curves according to adjustment of at least one parameter belonging to each perfusion model. A compatibility index map generator unit generates a plurality of types of compatibility index maps corresponding respectively to a plurality of types of perfusion models on the basis of a plurality of approximation errors from the approximation processing unit corresponding respectively to the plurality of pixels.

(57) 要約: 灌流解析の診断精度向上を支援すること。 医用画像処理装置は、被検体に関する一連の医用画像のデータを扱う。時間濃度曲線発生部は、一連の医用画像から複数の画素にそれぞれ対応する複数の時間濃度曲線を発生する。近似処理部は、複数の時間濃度曲線中の特定の時間濃度曲線と、複数種類の灌流モデル各々とのコンボリューションを、灌流モデル各々が有する少なくとも一つのパラメータの調整を伴って複数の時間濃度曲線各々に対して近似させる。適合性指標マップ発生部は、近似処理部による複数の画素にそれぞれ対応する複数の近似誤差に基づいて、複数種類の灌流モデルにそれぞれ対応する複数種類の適合性指標マップを発生する。

WO 2012/029928 A1

(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, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

— 補正された請求の範囲（条約第 19 条(1)）

明　細　書

発明の名称 ： 医用画像処理装置

技術分野

[0001]　本発明の実施形態は、医用画像処理装置に関する。

背景技術

[0002]　血流灌流(Perfusion)の解析は臓器の機能診断に非常に有効である。灌流解析では、臓器に流入する動脈に関する時間濃度曲線（ＴＤＣ）と臓器組織に関する時間濃度曲線との間の移行係数を例えば最小二乗法により近似的に同定し、同定した移行係数から灌流指標を計算する。

[0003]　例えば脳の灌流解析と異なり、腹部臓器の栄養および機能血管は臓器ごとにさまざまであるため、複数種類の灌流モデル（分画モデル）および解析モデルから対象臓器に応じて選択した灌流モデルおよび解析モデルの組み合わせの種類を用いて解析が行われる。

[0004]　従って、選択した灌流モデルおよび解析モデルに対応する臓器領域以外の領域では灌流指標はその適合性が低い。当該領域では灌流診断から除外する必要があるが、その領域を明りょうに認識することができない。一般的に、腹部領域の組織はＣＴ値の差異が小さい軟部組織の集合体であるため、ＣＴ画像から臓器領域を区分してもその適合性は高くはない。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開２００７－１４４１３９号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006]　目的は、灌流解析の診断精度向上を支援することにある。

課題を解決するための手段

[0007]　本実施形態に係る医用画像処理装置は、被検体に対して同一部位を時間を変えて複数回撮像、つまりダイナミックスキャン又はシネスキャンして得ら

れる一連の医用画像のデータを記憶する記憶部と、前記一連の医用画像から複数の画素にそれぞれ対応する複数の時間濃度曲線を発生する時間濃度曲線発生部と、前記複数の時間濃度曲線中の特定の時間濃度曲線と、複数種類の灌流モデルにそれぞれ適合した複数の形状をそれぞれ有する複数の応答関数各々とのコンボリューションを、前記灌流モデル各々が有する少なくとも一つのパラメータの調整を伴って前記複数の時間濃度曲線各々に対して近似させる近似処理部と、前記近似処理部による前記複数の画素にそれぞれ対応する複数の近似誤差に基づいて、前記複数種類の灌流モデルにそれぞれ対応する複数種類の適合性指標マップを発生する適合性指標マップ発生部とを具備する。

発明の効果

[0008] 灌流解析の診断精度の向上が支援されることができる。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]図１は、本実施形態に係る医用画像処理装置を含むＸ線コンピュータ断層撮影装置の構成を示す図である。

[図2]図２は、本実施形態による画像処理手順を示す流れ図である。

[図3]図３は、図２に続く本実施形態による画像処理手順を示す流れ図である。

[図4]図４は、図２のＳ１３で生成されるＴＤＣの一例を示す図である。

[図5]図５は、図１の灌流解析モデル記憶部に記憶される脳モデル(One compartment model)を示す図である。

[図6]図６は、図１の灌流解析モデル記憶部に記憶される肝臓モデル(Dual-input one compartment model)を示す図である。

[図7]図７は、図１の灌流解析モデル記憶部に記憶される膵臓モデル(Open two compartment model)を示す図である。

[図8]図８は、図１の灌流解析モデル記憶部に記憶される脾臓モデル(Open two compartment model)を示す図である。

[図9]図９は、図１の灌流解析モデル記憶部に記憶される腎臓モデル(Open tw

o compartment model)を示す図である。

[図10]図１０は、図２のＳ１４で生成される脾臓モデルを用いた灌流マップと肝臓モデルを用いた灌流マップの一例を示す図である。

[図11]図１１は、図２のＳ１５で生成される脾臓モデルを用いたＡＩＣマップと肝臓モデルを用いたＡＩＣマップの一例を示す図である。

[図12]図１２は、図２のＳ１６で生成される最小ＡＩＣマップの一例を示す図である。

[図13]図１３は、図２のＳ１７で生成される領域マップの一例を示す図である。

[図14]図１４は、図２のＳ１８で生成される合成灌流マップの一例を示す図である。

[図15]図１５は、図２のＳ２０－Ｓ２５による合成灌流マップの各種表示機能を示す図である。

発明を実施するための形態

[0010] 以下、図面を参照しながら本実施形態に係る医用画像処理装置を説明する。本実施形態に係る医用画像処理装置は、被検体に対して同一部位を時間を変えて複数回撮像、つまりダイナミックスキャン又はシネスキャンして得られる一連の医用画像のデータを扱う。時間濃度曲線発生部は、一連の医用画像から複数の画素にそれぞれ対応する複数の時間濃度曲線を発生する。近似処理部は、複数の時間濃度曲線中の特定の時間濃度曲線と、複数種類の灌流モデルにそれぞれ適合した複数の形状をそれぞれ有する複数の応答関数各々とのコンボリューションを、灌流モデル各々が有する少なくとも一つのパラメータの調整を伴って複数の時間濃度曲線各々に対して近似させる。適合性指標マップ発生部は、近似処理部による複数の画素にそれぞれ対応する複数の近似誤差に基づいて、複数種類の灌流モデルにそれぞれ対応する複数種類の適合性指標マップを発生する。

[0011] 本実施形態は、主に被検体の任意部位、典型的には本実施形態の作用効果がもっとも発揮されると想定され得る腹部に関する時間的に連続して収集さ

れた一連の複数枚の医用画像から、画素毎に臓器組織の血流動態を表す指標、つまり灌流指標を計算し、灌流指標の空間的分布としての灌流マップを生成する技術分野に関る。本実施形態で扱う医用画像としては、Ｘ線コンピュータトモグラフィ装置による断層画像に限定されず、シングルフォトンエミッショントモグラフィ装置（ＳＰＥＣＴ）、ポジトロンエミッショントモグラフィ装置（ＰＥＴ）、磁気共鳴イメージング装置（ＭＲＩ）、超音波診断装置のいずれのモダリティで収集された医用画像でも良い。ここでは、本実施形態では、Ｘ線コンピュータトモグラフィ装置による断層画像を扱うものとして説明する。

[0012] 図１には、本実施形態に係る医用画像処理装置をＸ線コンピュータ断層撮影装置と共に示している。ガントリ部１００は、回転自在に支持される回転リング１０２を有する。回転リング１０２には、Ｘ線管１０１、高電圧発生装置１０９、２次元検出器１０３、データ収集回路１０４（ＤＡＳ；Ｄａｔａ Ａｑｕｉｓｉｔｉｏｎ Ｓｙｓｔｅｍ）が搭載される。Ｘ線管１０１にはスリップリング機構１０８を介して高電圧発生装置１０９が接続される。データ収集回路１０４には光学的又は電磁的要素を用いた非接触データ伝送装置１０５を介して前処理装置１０６が接続される。前処理装置１０６はデータ収集回路１０４から出力される生データを、アナログ／ディジタル変換処理及び各種補正処理により投影データに変換する。データ記憶部１１２は投影データを記憶する。画像再構成処理部１１８は、投影データに基づいて断層画像データを再構成する。データ記憶部１１２は断層画像データを記憶する。なお、本実施形態では、ホストコントローラ１１０の制御のもとで、被検体の腹部を撮影対象として、回転フレーム１０２の連続的な回転により、いわゆるダイナミックスキャンが実行される。それにより被検体腹部の同一段面に関して時間的に連続して収集された一連の複数枚の断層画像のデータが発生され、断層画像記憶部１１２に記憶される。

[0013] 本実施形態に係る医用画像処理装置は、データ記憶部１１２の他、次の構成要素から構成される。ＴＤＣ発生部１２１は、一連の断層画像のデータか

ら図４に例示するＣＴ値の時間変化、一般的には時間濃度曲線（ＴＤＣ；Time Density Curve）を画素毎に発生する。データ記憶部１１２はＴＤＣデータを記憶する。灌流解析モデル記憶部１２２には、被検体に含まれる複数の臓器にそれぞれに対して複数種類の灌流解析モデルのいずれかが関連付けらている。

[0014] 図５～図９に灌流解析モデルの一例を示している。灌流解析モデルには、例えば単一臓器内における血液動態上の区画数(compartment)、当該臓器への流入血管本数(input)、当該臓器内区画間での間隙性の有無(Open)、当該臓器の血管以外からの漏出性の有無(leakage)等の観点から“One compartment model（単一区画モデル）”、“Dual-input one compartment model（２流入／単一区画モデル）”、“Open two compartment model（間隙性２区画モデル）”、“leakage open two compartment model（漏出間隙性２区画モデル）”などの複数種類のタイプに分化される。正常脳組織は脳血液関門（BBB: blood-brain barrier）により造影剤が血管外に流出しないため、One compartment modelと仮定することができる。肝臓は、動脈および門脈の２本からなるInput curveからなり、Dual-input one compartment modelと仮定することができる。膵臓領域は、造影剤の流出が非常に早い臓器。 Interstitialを無視すれば、One compartment modelで簡便に解析が可能かもしれないが、本命はTwo compartment modelと考える。脾臓領域は血管内（Plasma）・血管外液（Interstitial）間を自由に行き来することができ、Open two compartment modelと仮定することができる。子宮腫瘍領域は血管内（Plasma）・血管外液（Interstitial）間を自由に行き来することができ、Open two compartment modelと仮定することができる。頸部腫瘍領域は血管内（Plasma）・血管外液（Interstitial）間を自由に行き来することができ、Open two compartment modelと仮定することができる。

[0015] また灌流解析には臓器ごとに流入出血管の位置を特定する必要があり、臓器ごとに流入血管の位置に関する情報が、灌流解析モデル記憶部１２２において複数の臓器それぞれに対して関連付けられる。例えば肝臓であれば動脈

と門脈と静脈とに関する情報が関連付けられる。操作者は流入出血管を特定する情報に従って画像上に流入出血管を指定することができる。

[0016] 灌流解析処理部１２３は、一連の断層画像のデータと、流入出血管の情報と、予め規定された複数の灌流モデルとを用いて、複数の灌流モデルにそれぞれ対応する複数の灌流マップを生成する。各灌流モデルは、対応する臓器へ流入する流入量の時間変化と、当該臓器内の組織における血流量の時間変化との間の関係を規定する応答関数である。複数の応答関数は、複数種類の灌流モデルにそれぞれ適合した複数の形状をそれぞれ有する。なお、応答関数の代表例としてここでは「伝達関数」を扱うものとして説明する。各伝達関数は、少なくとも一つのパラメータを有する。各臓器への血液の流入は、断層画像内の動脈上の特定画素に関する時間濃度曲線、又は特定画素及び周辺画素に関する平均時間濃度曲線により与えられる。当該臓器の組織に関する血流量の時間変化は、当該臓器内の組織上の複数の画素各々に関する時間濃度曲線により与えられる。特定画素に関する時間濃度曲線は、時間方向に伝達関数を線形又は非線形にコンボリュートされる。本実施形態では、コンボリュートされた時間濃度曲線が、当該画像内のすべての画素各々の時間濃度曲線に対して近似される、つまり両者の間の誤差が最小化されるように、伝達関数のパラメータが調整される。この近似誤差が小さいとき、当該伝達関数に対する適合性が高い。高い適合性を示す画素の組織は、当該伝達関数に対応する臓器内の組織である可能性が高い。近似誤差が大きいとき、当該伝達関数に対する適合性が低い。低い適合性を示す画素の組織は、当該伝達関数に対応する臓器内の組織である可能性が低い。複数の伝達関数は複数種類の臓器にそれぞれ対応して既定される。各伝達関数は、対応する臓器における血流の入出力メカニズムに従って構築される。複数の伝達関数は、相互に相違する基本的形状を有する。伝達関数のパラメータが変更されたときでさえ、基本的形状は維持される。ある臓器の血流メカニズムは単一の矩形関数としての伝達関数で表現される。他の臓器の血流メカニズムは矩形関数と自然関数などの複数の関数が組み合わされた伝達関数で表現される。様々な

臓器の血流メカニズムは後述する。

[0017] なお、近似処理で用いられる入力関数としての臓器へ流入する血流の時間濃度変化は、典型的には、一連の断層画像から発生されるが、それに限定されない。灌流モデル毎に、それぞれのモデルが対応する臓器の標準的な時間濃度変化を予め用意しておき、この標準的な時間濃度変化と伝達関数とのコンボリューションを、一連の断層画像から画素毎に発生された時間濃度変化に近似させるようにしても良い。この場合、近似誤差は臓器の機能低下を示唆する。

[0018] 動脈上の特定画素に関する時間濃度曲線を入力関数Ｃａ(ｔ)、すべての画素に関する組織の時間濃度曲線を出力関数Ｃｔ(ｔ)、伝達関数をＭＴＦ、コンボリューション処理を＊とする。Ｃａ(ｔ)＊ＭＴＦが、Ｃｔ(ｔ)に近似するように、つまりＣｔ(ｔ)に対するＣａ(ｔ)＊ＭＴＦの誤差の最小二乗和が最小になるようにＭＴＦのパラメータを決定する。パラメータが決定された伝達関数ＭＴＦから、例えば脳組織であればその血流動態を表す灌流指標（ＣＢＰ、ＣＢＶ、ＭＴＴ）が計算される。ＣＢＰは、脳組織の毛細血管内の単位体積及び単位時間あたりの血流量［ｍｌ/１００ｍｌ/ｍｉｎ］を表し、ＣＢＶは、脳組織内の単位体積あたりの血液量［ｍｌ/１００ｍｌ］、ＭＴＴは毛細血管の血液平均通過時間［秒］を表す。

[0019] 灌流解析処理部１２３による灌流解析処理により、肝臓モデルと脾臓モデルとを用いるとき、肝臓モデルを用いて解析対象医用画像内の全画素を個々に解析した灌流指標の空間モデル（肝臓モデルに関する灌流マップという）と、脾臓モデルを用いて全画素を個々に解析した灌流指標の空間モデル（脾臓モデルに関する灌流マップという）とがそれぞれ発生される。また灌流解析処理部１２３による灌流解析処理により、伝達関数を近似する際の誤差総和又は誤差の二乗和の平方根（残差）に関する残差マップも灌流モデル毎にそれぞれ発生される。灌流解析処理部１２３は、灌流解析処理の中で、部位に含まれる複数の臓器に対応する複数の灌流マップとともに、複数の残差マップも生成する。

[0020] ＡＩＣマップ生成部１２４は、部位に含まれる複数の臓器に対応する複数の残差マップからそれぞれ対応する複数のＡＩＣマップを生成する。ＡＩＣは、灌流解析の近似処理の誤差に基づいて計算される、灌流指標に関する統計的適合性指標の一例であり、ＡＩＣマップとはＡＩＣの空間分布である。ＡＩＣは、情報量規準(An Information Crterion)の略称であり、赤池情報量規準やベイズ情報量規準などがある。例えば赤池情報量規準は、次の通り与えられる。

[0021] ＡＩＣ＝－２・（最大対数尤度－自由パラメータ数）

自由パラメータ数は最小二乗法では定数である。ＡＩＣでは、その値が低いほど、適合性が高い、適合性が高いとほぼ認定出来る。つまり、ＡＩＣマップでＡＩＣ値が低い領域はその灌流解析に用いた灌流モデルに対する適合性が高く、ＡＩＣ値が高い領域はその灌流解析に用いた灌流モデルに対する適合性が低いといえる。

[0022] ＡＩＣマップ処理部１２５は、複数の臓器にそれぞれ対応する複数のＡＩＣマップから画素毎に最も適合性の高い値、ここでは最小値（最小ＡＩＣ）を選択し、選択した最小ＡＩＣの値を画素値とするその空間分布を表す単一の最小ＡＩＣマップを生成する。またＡＩＣマップ処理部１２５は、最小ＡＩＣマップにクラスタリング・ラベリング処理および輪郭抽出処理を行い、血管や各臓器領域を同定し、血管や臓器領域を区分した領域マップを生成する。

[0023] 灌流マップ合成部１２６は、ＡＩＣマップ処理部１２５で生成された領域マップに従って、複数の灌流マップを部分的に貼り合わせて単一の灌流マップ（合成灌流マップ）を発生する。要するに、合成灌流マップは、各灌流モデルに対する適合性の高い灌流指標値に関するその空間分布を示している。

[0024] 表示制御部１２７は、表示装置１１６に合成灌流マップを表示するために必要な処理をする。また入力デバイス１１５を介して操作者から入力された各種表示に関する指令に従って、合成灌流マップの表示態様に応じた処理をする。

[0025] 図２、図３には本実施形態による灌流解析処理の処理手順を示している。入力デバイス１１５を介して入力された操作者の指令に従ってデータ記憶部１１２から灌流処理対象としての特定の一連の断層画像のデータがＴＤＣ発生部１２１に読み出される（Ｓ１１）。一連の断層画像のデータに属性される診断部位、例えば腹部に対応する複数の臓器に係る複数の灌流モデルのデータが灌流解析モデル記憶部１２２から灌流解析処理部１２３に読み出される（Ｓ１２）。ここでは説明の便宜上、肝臓モデルと脾臓モデルが読み出されると仮定する。また灌流解析処理部１２３には、ＴＤＣ発生部１２１で一連の断層画像から生成されたその全画素に関する複数の時間濃度曲線（ＴＤＣ）が供給される（Ｓ１３）。

[0026] 灌流解析処理部１２３では、肝臓モデルを用いて全画素に関する複数の時間濃度曲線（ＴＤＣ）に基づいて肝臓モデルに対応する灌流マップ（図１０参照）が生成される（Ｓ１４）。それとともに肝臓モデルに対応する残差マップが生成される。同様に、脾臓モデルを用いて全画素に関する複数の時間濃度曲線（ＴＤＣ）に基づいて脾臓モデルに対応する灌流マップが生成され、脾臓モデルに対応する残差マップが生成される。

[0027] 次に、ＡＩＣマップ生成部１２４により、肝臓モデルに対応する残差マップから、肝臓モデルに対応するＡＩＣマップ（図１１参照）が生成される（Ｓ１５）。同様に脾臓モデルに対応する残差マップから、脾臓モデルに対応するＡＩＣマップが生成される。ＡＩＣマップ処理部１２５により、図１２に示すように、肝臓モデルに対応するＡＩＣマップのＡＩＣ値と、肝臓モデルに対応するＡＩＣマップのＡＩＣ値との最小値が画素毎に選択され、最小ＡＩＣマップが生成される（Ｓ１６）。ＡＩＣマップ処理部１２５において、最小ＡＩＣマップに対してクラスタリング・ラベリング処理および輪郭抽出処理がかけられ、図１３に示すように、血管や臓器領域が区分された領域マップが生成される（Ｓ１７）。領域マップは、各灌流モデルに対する適合性指標に基づいて、血管や臓器領域を区分したものである。

[0028] 灌流マップ合成部１２６により、図１４に示すように、ＡＩＣマップ処理

部１２５で生成された領域マップに従って、複数の灌流マップが部分的に貼り合わされて単一の灌流マップ（合成灌流マップ）が発生される（Ｓ１８）。合成灌流マップは、表示制御部１２７の制御のもとで表示装置１１６に濃淡又はカラーで表示される（Ｓ１９）。

[0029] この表示に際しては、表示制御部１２７は、図３にＳ２０－Ｓ２５で示し、図１５に例示するように、各種表示指示に対して対応する処理を実行することができる。操作者から「領域区分枠の表示指示」が入力されたとき、表示制御部１２７は、領域マップに従って臓器領域を区分する領域区分枠を生成し、これを合成灌流マップに重畳して表示する（Ｓ２０）。操作者から「断層画像の重畳表示指示」が入力されたとき、表示制御部１２７は、一連の断層画像中の任意の一枚、例えば最後のフレームの断層画像、又は一連の断層画像をそのまま連続的に表示して動画として、合成灌流マップ（又は指示された灌流マップ）に重畳して表示する（Ｓ２１）。操作者から「表示条件個別調整指示」が入力されたとき、表示制御部１２７は、合成灌流マップの表示画面に表示ウインドウ調整スケール及びルックアップテーブル選択ボックス等の表示設定可能な条件に対応する操作ボックスを表示させ、操作者により選択された臓器領域に対して表示ウインドウを調整し、またルックアップテーブルを切り替える（Ｓ２２）。このように臓器領域毎に個別に表示条件を調整することができる。

[0030] 操作者から合成灌流マップ上の任意の点が指定されたとき、表示制御部１２７では、当該指定点に対応するＴＤＣをそのままグラフとして合成灌流マップと同じ画面にそれと並べて表示する（Ｓ２３）。操作者から合成灌流マップ上に関心領域（ＲＯＩ）が設定されたとき、表示制御部１２７では、当該ＲＯＩに対応する複数のＴＤＣから平均ＴＤＣを生成し表示し、またＲＯＩ内の平均灌流指標を計算し表示する（Ｓ２４）。

[0031] 操作者から「適合性の低い領域を表示しない」との指令が入力されたとき、表示制御部１２７では、最小ＡＩＣマップ上で所定の閾値よりも高いＡＩＣ値を示す領域について合成灌流マップを非表示にする（Ｓ２５）。操作者

から「血管領域を明示する」との指令が入力されたとき、表示制御部１２７では、領域マップ上で同定された血管領域に対応する網掛け等の特異な態様のマスクマークを発生し合成灌流マップに重畳する（Ｓ２６）。この際、血管領域は上記ＲＯＩの計算から除外される。容易に血管領域の確認もしくは解析精度が低い領域を認識して、擬陽性を判別することができる。

[0032] このように今まで個別に解析・出力していた灌流マップを同時に表示することにより、読影がしやすくなり誤診をする確率が低くなる。また、血管と各組織の領域分けを行うことで最適な解析条件・表示条件を個別に設定することができる。

[0033] 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、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。

産業上の利用可能性

[0034] 灌流解析の診断精度の向上が必要とされる技術分野で利用されることができる。

符号の説明

[0035] １００…ガントリ部、１０１…Ｘ線管、１０２…回転リング、１０３…２次元検出器、１０４…データ収集回路、１０５…非接触データ伝送装置、１０６…前処理装置、１０８…スリップリング機構、１０９…高電圧発生装置、１１０…ホストコントローラ、１１２…データ記憶部、１１６…表示装置、１１８…画像再構成処理部、１２１…ＴＤＣ発生部、１２２…灌流解析モデル記憶部、１２３…灌流解析処理部、１２４…ＡＩＣマップ生成部、１２５…ＡＩＣマップ処理部、１２６…灌流マップ合成部１２６、１２７…表示制御部。

請求の範囲

[請求項1] 被検体に関する一連の医用画像のデータを記憶する記憶部と、

前記一連の医用画像から複数の画素にそれぞれ対応する複数の時間濃度曲線を発生する時間濃度曲線発生部と、

前記複数の時間濃度曲線中の特定の時間濃度曲線と、複数種類の灌流モデルにそれぞれ適合した複数の形状をそれぞれ有する複数の応答関数各々とのコンボリューションを、前記灌流モデル各々が有する少なくとも一つのパラメータの調整を伴って前記複数の時間濃度曲線各々に対して近似させる近似処理部と、

前記近似処理部による前記複数の画素にそれぞれ対応する複数の近似誤差に基づいて、前記複数種類の灌流モデルにそれぞれ対応する複数種類の適合性指標マップを発生する適合性指標マップ発生部とを具備する医用画像処理装置。

[請求項2] 前記複数種類の灌流モデルは、複数の臓器にそれぞれ対応する複数の伝達関数であり、

前記複数の伝達関数はそれぞれ対応する臓器における血液の流入と流出との間の関係に基づいて既定される請求項１記載の医用画像処理装置。

[請求項3] 前記パラメータに基づいて、前記複数種類の灌流モデルにそれぞれ対応する複数種類の灌流マップを発生する灌流マップ発生部をさらに備える請求項２記載の医用画像処理装置。

[請求項4] 前記複数種類の適合性指標マップに基づいて、前記複数種類の灌流マップを切り張りして単一の灌流マップを発生する灌流マップ合成部をさらに備える請求項３記載の医用画像処理装置。

[請求項5] 前記複数種類の適合性指標マップに基づいて、最も高い適合性指標値の空間分布を表す高適合性指標マップを発生する高適合性指標マップ発生部をさらに備える請求項３記載の医用画像処理装置。

[請求項6] 前記高適合性指標マップ発生部は、前記高適合性指標マップに基づ

いて、前記複数の臓器の区分を表す区分マップを発生する請求項５記載の医用画像処理装置。

[請求項7] 前記区分マップは前記単一の灌流マップに重畳表示されることを特徴とする請求項６記載の医用画像処理装置。

[請求項8] 前記表示された灌流マップは、前記区分マップに従って表示態様が区分毎に相違される請求項７記載の医用画像処理装置。

[請求項9] 前記表示された灌流マップは、前記高適合性指標マップ上での閾値未満の適合性指標値を示す領域を表すマーカを重ねられる請求項７記載の医用画像処理装置。

[請求項10] 前記表示された灌流マップにおいて、前記高適合性指標マップ上での閾値未満の適合性指標値を示す領域に対応する部分が非表示に設定されることを特徴とする請求項７記載の医用画像処理装置。

[請求項11] 前記区分マップには前記区分の境界を示す境界線が重ねられる請求項７記載の医用画像処理装置。

[請求項12] 前記適合性指標マップの少なくとも一つは、前記灌流マップの少なくとも一つとともに表示される請求項６記載の医用画像処理装置。

[請求項13] 被検体に関する一連の医用画像のデータを記憶する記憶部と、

前記一連の医用画像から複数の画素にそれぞれ対応する複数の時間濃度曲線を発生する時間濃度曲線発生部と、

前記複数の時間濃度曲線各々に対して、複数種類の灌流モデル各々と標準的時間濃度曲線とのコンボリューションを、前記灌流モデル各々が有する少なくとも一つのパラメータの調整を伴って近似させる近似処理部と、

前記コンボリューションの近似誤差に基づいて、前記複数種類の灌流モデルにそれぞれ対応する複数種類の適合性指標マップを発生する適合性指標マップ発生部とを具備する医用画像処理装置。

[請求項14] 被検体に関する一連の医用画像のデータを記憶する記憶部と、

前記一連の医用画像から複数の画素にそれぞれ対応する複数の時間

濃度曲線を発生する時間濃度曲線発生部と、

前記複数の時間濃度曲線各々に対して、特定臓器の血流メカニズムを表す伝達関数と標準的時間濃度曲線とのコンボリューションを、前記伝達関数が有する少なくとも一つのパラメータの調整を伴って近似させる近似処理部と、

前記近似処理部による近似誤差に基づいて前記近似誤差に応じた指標に関するマップを発生するマップ発生部とを具備する医用画像処理装置。

補正された請求の範囲
[2011年12月5日(05.12.2011)国際事務局受理]

［請求項１］

被検体に関する一連の医用画像のデータを記憶する記憶部と、

前記一連の医用画像から複数の画素にそれぞれ対応する複数の時間濃度曲線を発生する時間濃度曲線発生部と、

前記複数の時間濃度曲線中の特定の時間濃度曲線と、複数種類の灌流モデルにそれぞれ適合した複数の形状をそれぞれ有する複数の応答関数各々とのコンボリューションを、前記灌流モデル各々が有する少なくとも一つのパラメータの調整を伴って前記複数の時間濃度曲線各々に対して近似させる近似処理部と、

前記近似処理部による前記複数の画素にそれぞれ対応する複数の近似誤差に基づいて、前記複数種類の灌流モデルにそれぞれ対応する複数種類の適合性指標マップを発生する適合性指標マップ発生部とを具備する医用画像処理装置。

［請求項２］

前記複数種類の灌流モデルは、複数の臓器にそれぞれ対応する複数の伝達関数であり、

前記複数の伝達関数はそれぞれ対応する臓器における血液の流入と流出との間の関係に基づいて既定される請求項１記載の医用画像処理装置。

［請求項３］

前記パラメータに基づいて、前記複数種類の灌流モデルにそれぞれ対応する複数種類の灌流マップを発生する灌流マップ発生部をさらに備える請求項２記載の医用画像処理装置。

［請求項４］

前記複数種類の適合性指標マップに基づいて、前記複数種類の灌流マップを切り張りして単一の灌流マップを発生する灌流マップ合成部をさらに備える請求項３記載の医用画像処理装置。

［請求項５］

前記複数種類の適合性指標マップに基づいて、最も高い適合性指標値の空間分布を表す高適合性指標マップを発生する高適合性指標マップ発生部をさらに備える請求項３記載の医用画像処理装置。

［請求項６］

前記高適合性指標マップ発生部は、前記高適合性指標マップに基づいて、前記複数の臓器の区分を表す区分マップを発生する請求項５記載の医用画像処理装置。

［請求項７］

前記区分マップは前記単一の灌流マップに重畳表示されることを特徴とする請求項６記載の医用画像処理装置。

［請求項８］

前記表示された灌流マップは、前記区分マップに従って表示態様が区分毎に相違される請求項７記載の医用画像処理装置。

［請求項９］

前記表示された灌流マップは、前記高適合性指標マップ上での閾値未満の適合性指標値を示す領域を表すマーカを重ねられる請求項７記載の医用画像処理装置。

［請求項１０］

前記表示された灌流マップにおいて、前記高適合性指標マップ上での閾値未満の適合性指標値を示す領域に対応する部分が非表示に設定されることを特徴とする請求項７記載の医用画像処理装置。

［請求項１１］

前記区分マップには前記区分の境界を示す境界線が重ねられる請求項７記載の医用画像処理装置。

［請求項１２］

前記適合性指標マップの少なくとも一つは、前記灌流マップの少なくとも一つとともに表示される請求項６記載の医用画像処理装置。

［請求項１３］

被検体に関する一連の医用画像のデータを記憶する記憶部と、

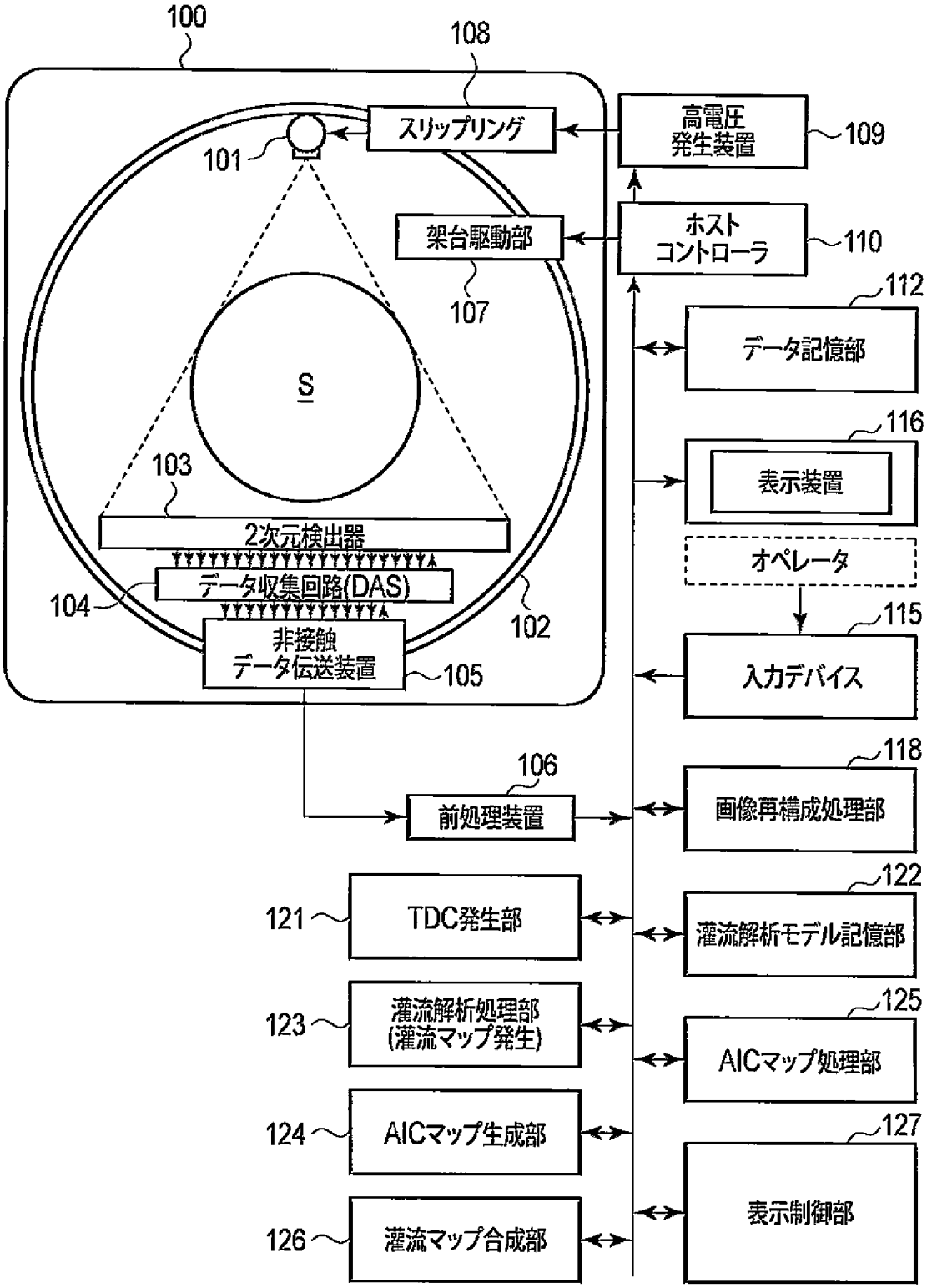
前記一連の医用画像から複数の画素にそれぞれ対応する複数の時間濃度曲線を発生する時間濃度曲線発生部と、

前記複数の時間濃度曲線各々に対して、複数種類の灌流モデル各々と標準的時間濃度曲線とのコンボリューションを、前記灌流モデル各々が有する少なくとも一つのパラメータの調整を伴って近似させる近似処理部と、

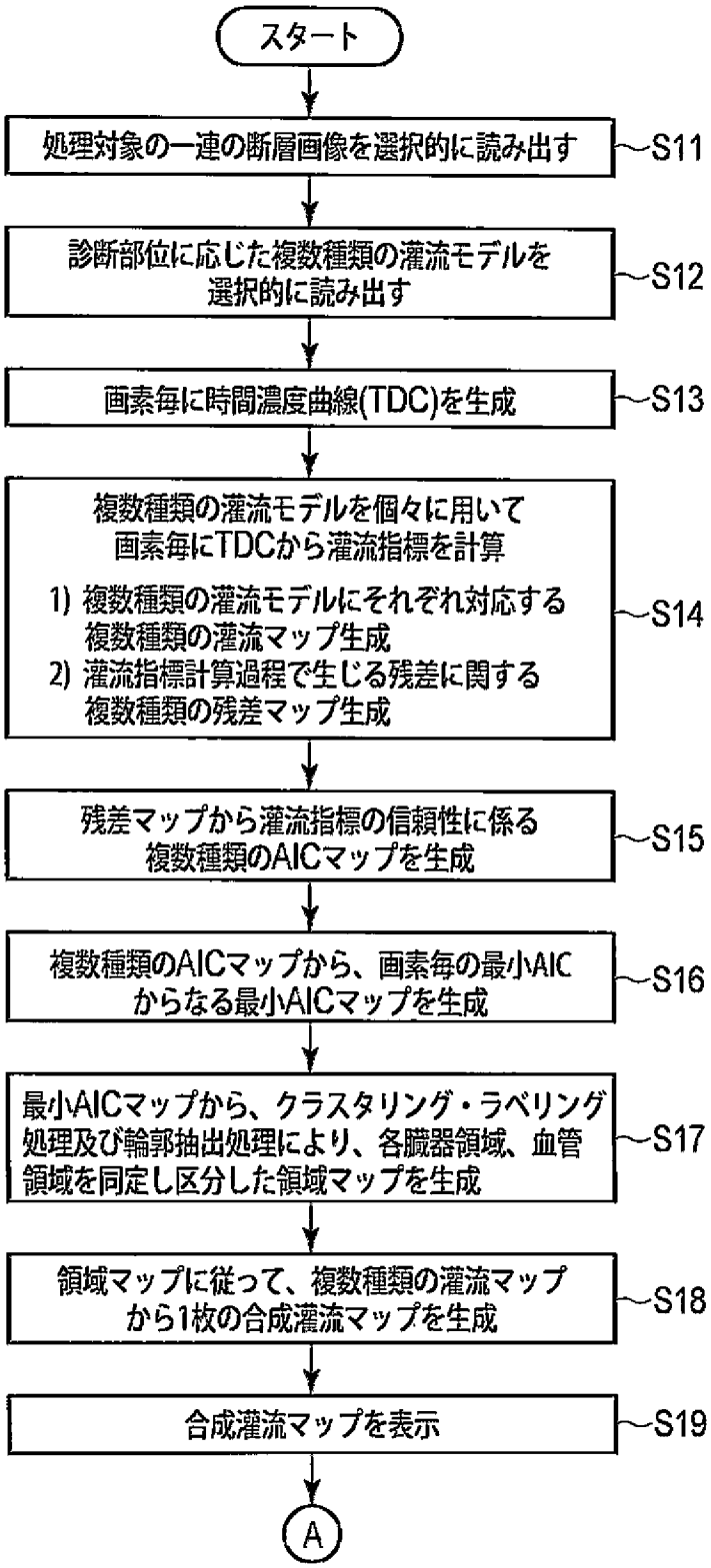
前記コンボリューションの近似誤差に基づいて、前記複数種類の灌流モデルにそれぞれ対応する複数種類の適合性指標マップを発生する適合性指標マップ発生部とを具備する医用画像処理装置。

［請求項１４］（削除）

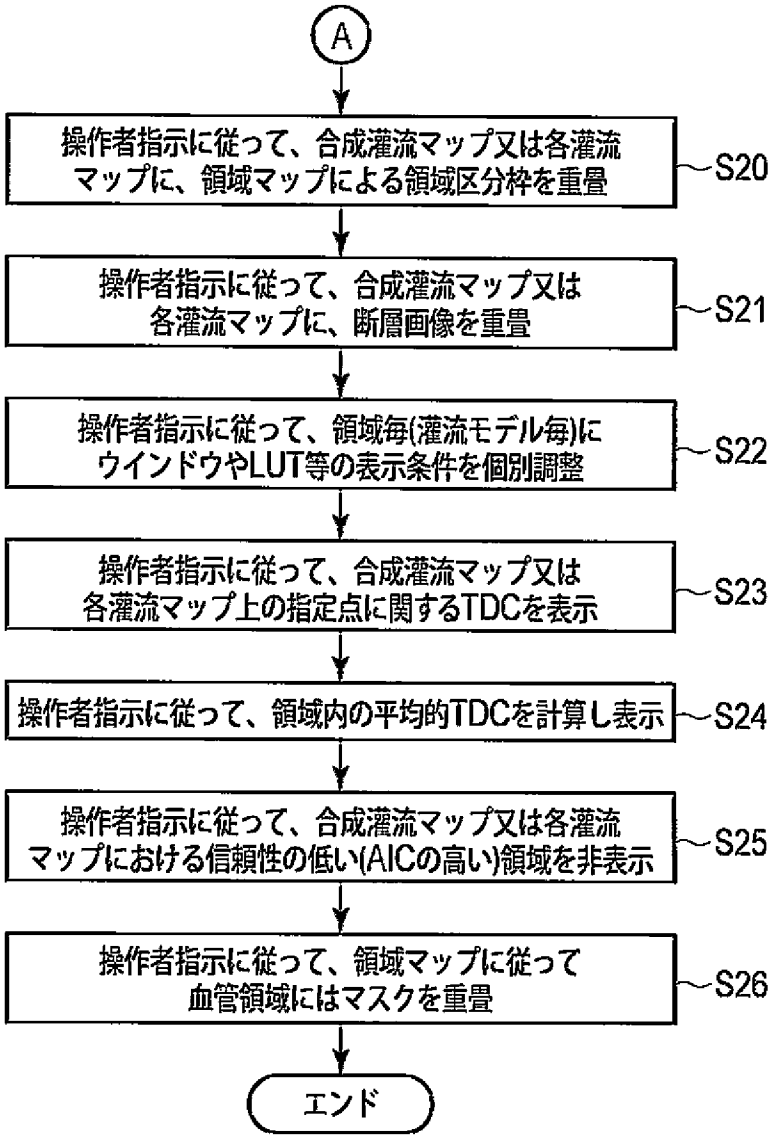
[図1]


100
108
スリップリング
高電圧
発生装置
109
101
架台駆動部
ホスト
コントローラ
110
107
112
データ記憶部
S
116
表示装置
103
2次元検出器
オペレータ
データ収集回路(DAS)
104
102
115
非接触
データ伝送装置
105
入力デバイス
106
118
前処理装置
画像再構成処理部
122
121
TDC発生部
灌流解析モデル記憶部
123
灌流解析処理部
(灌流マップ発生)
125
AICマップ処理部
124
AICマップ生成部
127
表示制御部
126
灌流マップ合成部

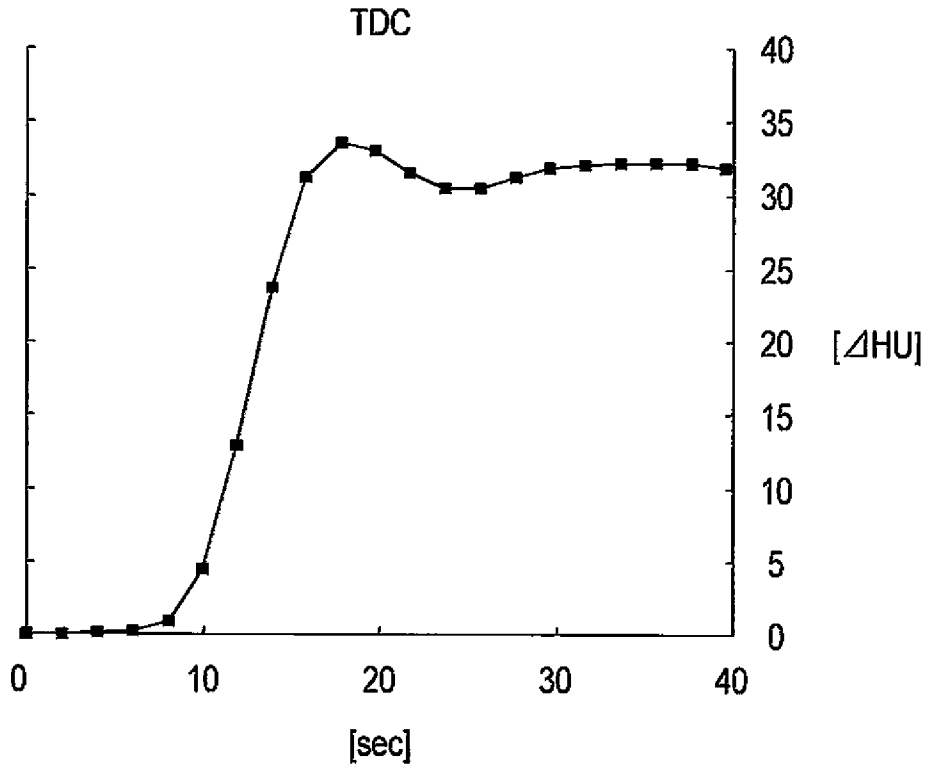
[図2]


スタート
処理対象の一連の断層画像を選択的に読み出す
S11
診断部位に応じた複数種類の灌流モデルを選択的に読み出す
S12
画素毎に時間濃度曲線(TDC)を生成
S13
複数種類の灌流モデルを個々に用いて画素毎にTDCから灌流指標を計算
1) 複数種類の灌流モデルにそれぞれ対応する複数種類の灌流マップ生成
2) 灌流指標計算過程で生じる残差に関する複数種類の残差マップ生成
S14
残差マップから灌流指標の信頼性に係る複数種類のAICマップを生成
S15
複数種類のAICマップから、画素毎の最小AICからなる最小AICマップを生成
S16
最小AICマップから、クラスタリング・ラベリング処理及び輪郭抽出処理により、各臓器領域、血管領域を同定し区分した領域マップを生成
S17
領域マップに従って、複数種類の灌流マップから1枚の合成灌流マップを生成
S18
合成灌流マップを表示
S19
A

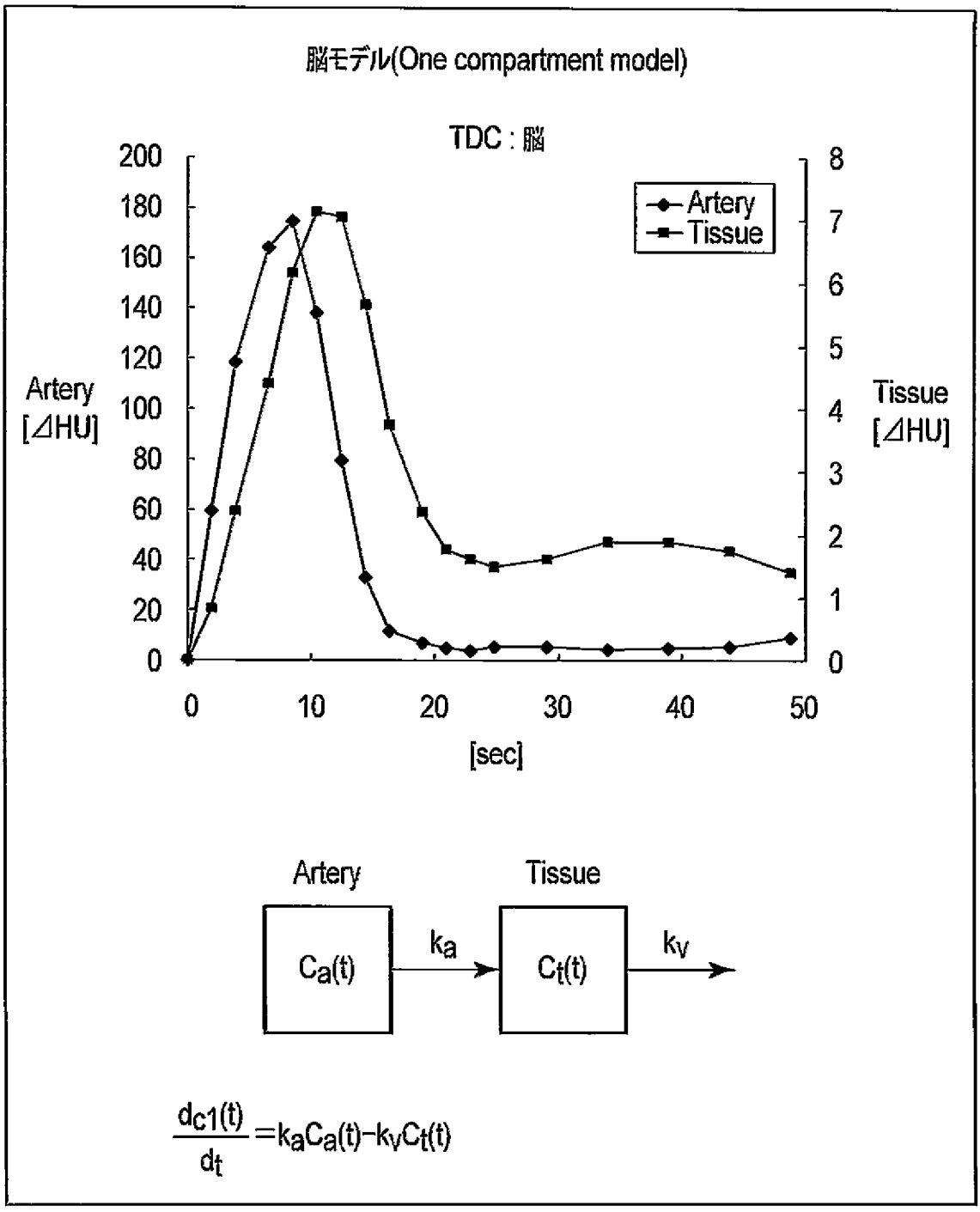
[図3]


A
操作者指示に従って、合成灌流マップ又は各灌流マップに、領域マップによる領域区分枠を重畳
S20
操作者指示に従って、合成灌流マップ又は各灌流マップに、断層画像を重畳
S21
操作者指示に従って、領域毎(灌流モデル毎)にウインドウやLUT等の表示条件を個別調整
S22
操作者指示に従って、合成灌流マップ又は各灌流マップ上の指定点に関するTDCを表示
S23
操作者指示に従って、領域内の平均的TDCを計算し表示
S24
操作者指示に従って、合成灌流マップ又は各灌流マップにおける信頼性の低い(AICの高い)領域を非表示
S25
操作者指示に従って、領域マップに従って血管領域にはマスクを重畳
S26
エンド

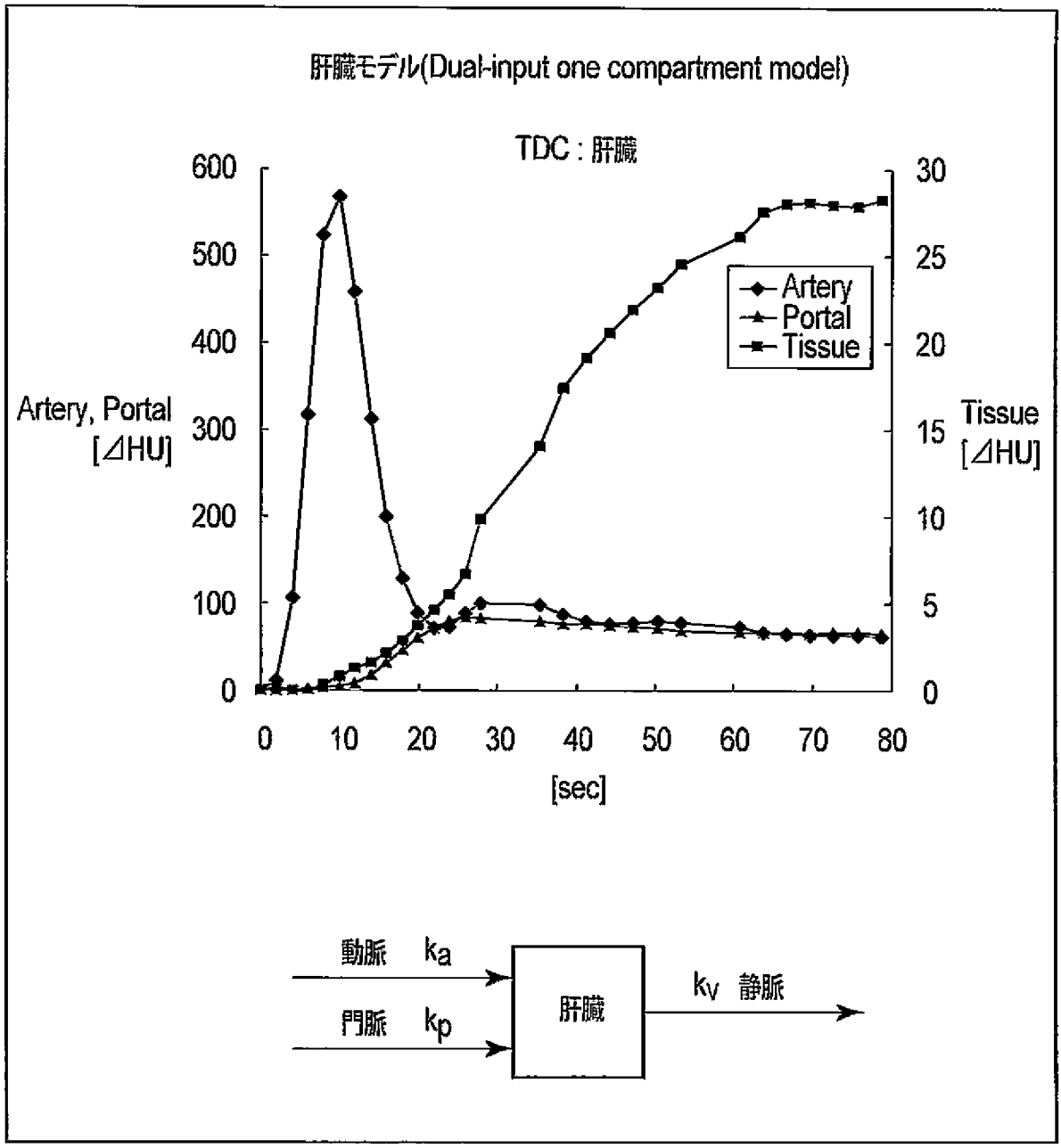
[図4]



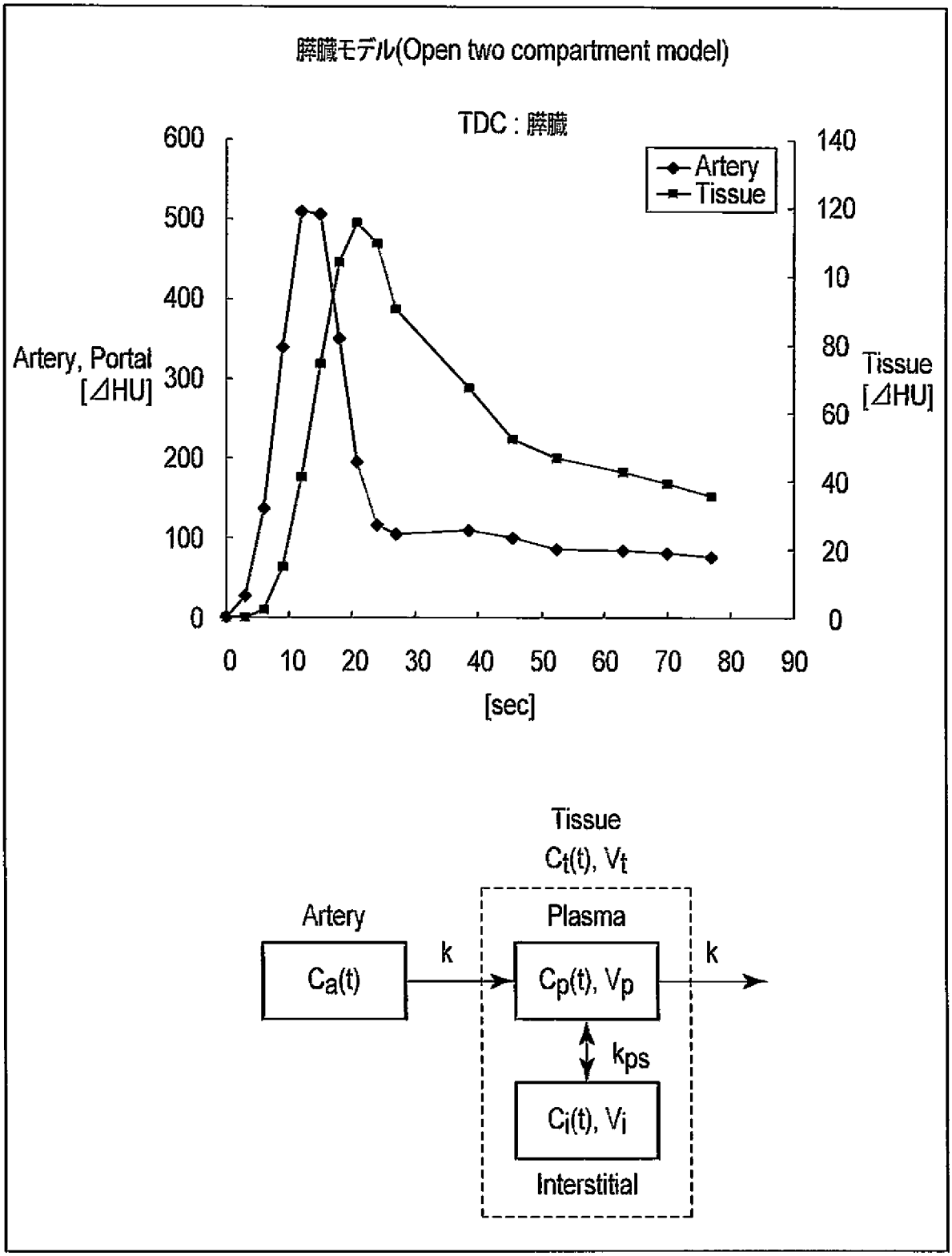
[図5]


脳モデル(One compartment model)
TDC : 脳
Artery
Tissue
Artery [⊿HU]
Tissue [⊿HU]
200
180
160
140
120
100
80
60
40
20
0
8
7
6
5
4
3
2
1
0
0
10
20
30
40
50
[sec]
Artery
Tissue
Ca(t)
ka
Ct(t)
kv
dc1(t)/dt = kaCa(t)−kvCt(t)

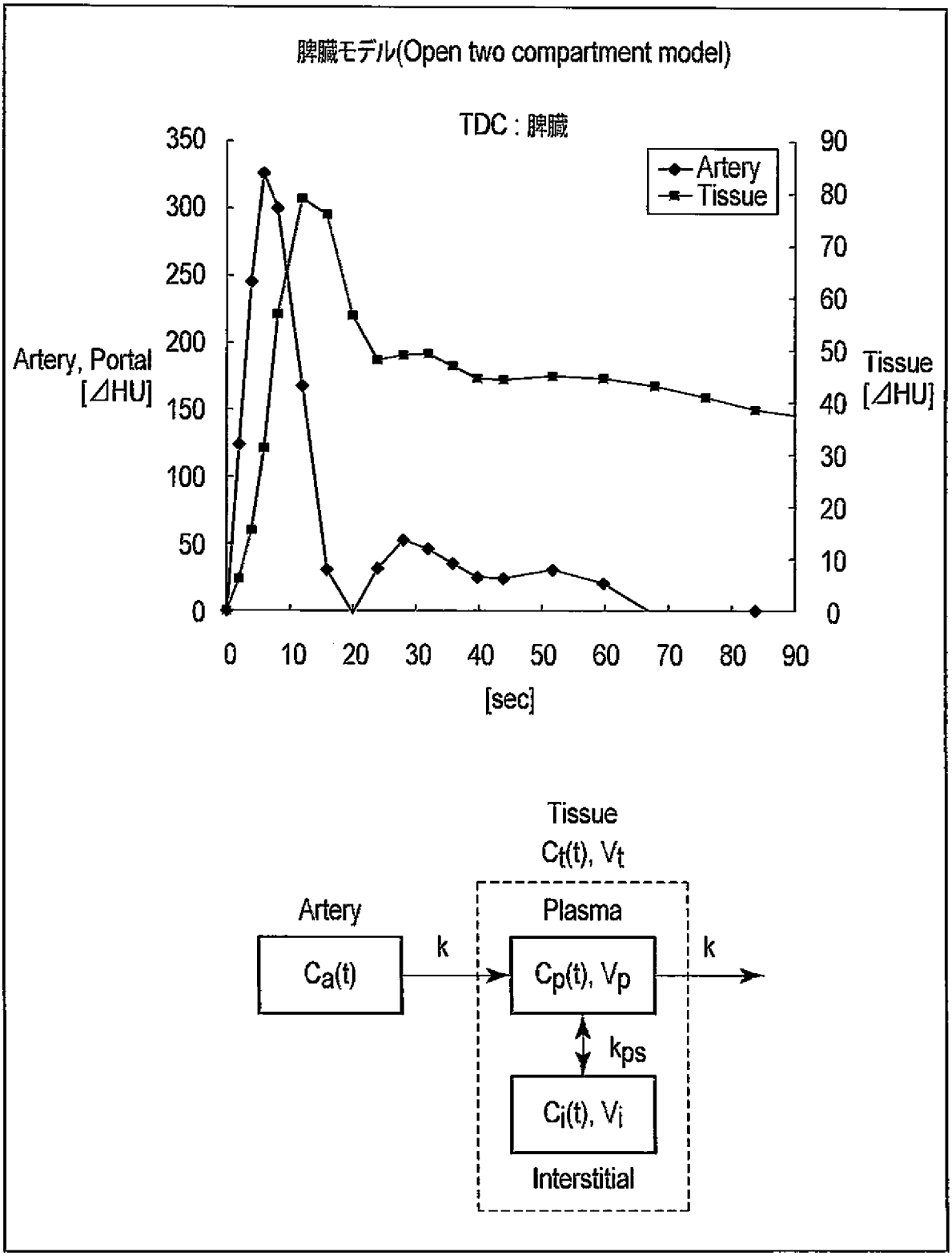
[図6]


肝臓モデル(Dual-input one compartment model)
TDC : 肝臓
Artery, Portal [⊿HU]
Tissue [⊿HU]
600
500
400
300
200
100
0
30
25
20
15
10
5
0
0 10 20 30 40 50 60 70 80
[sec]
Artery
Portal
Tissue
動脈 ka
門脈 kp
肝臓
kv 静脈

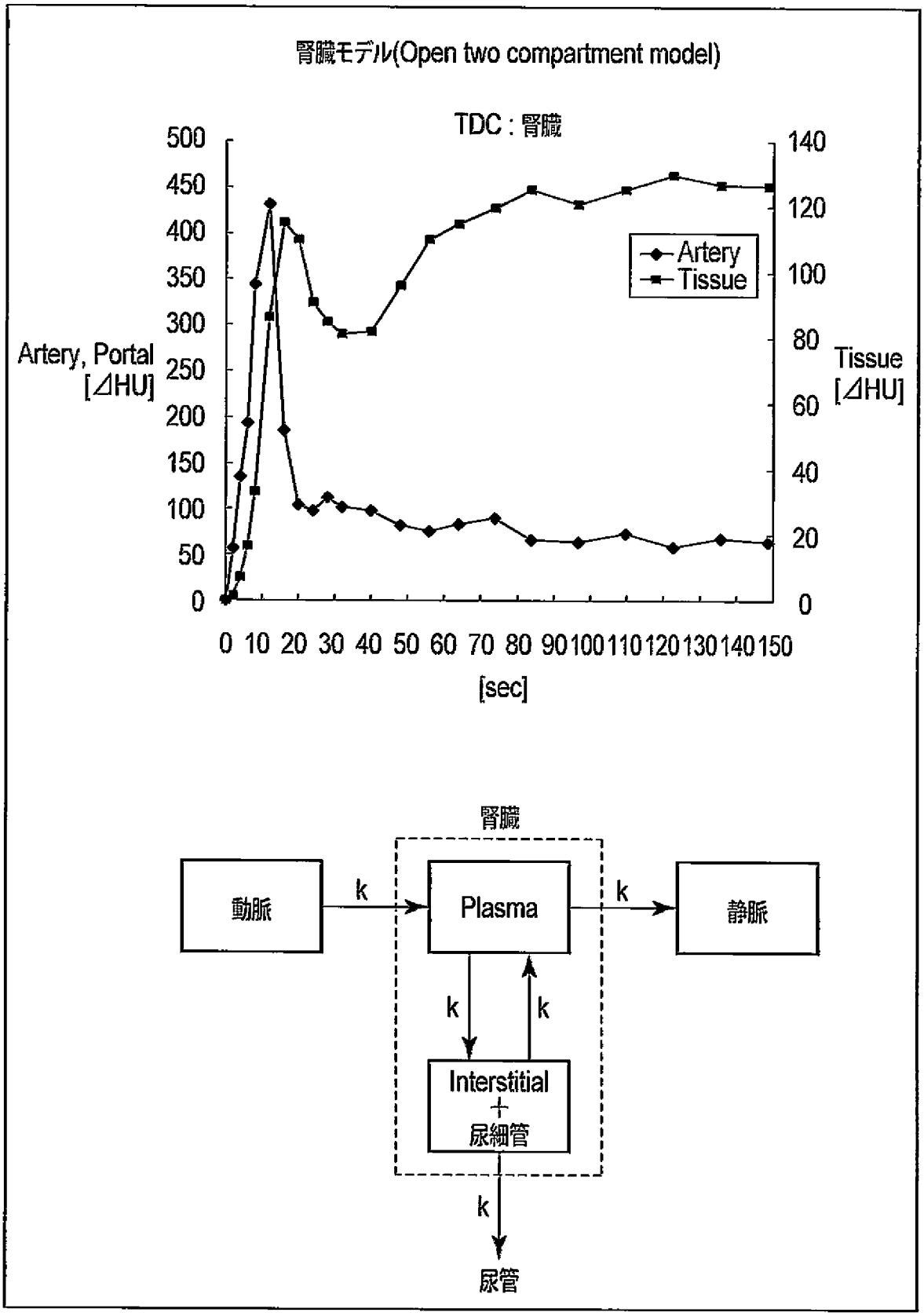
[図7]


膵臓モデル(Open two compartment model)
TDC : 膵臓
Artery
Tissue
Artery, Portal [⊿HU]
Tissue [⊿HU]
600
500
400
300
200
100
0
140
120
10
80
60
40
20
0
0 10 20 30 40 50 60 70 80 90
[sec]
Tissue
Ct(t), Vt
Artery
Ca(t)
k
Plasma
Cp(t), Vp
k
kps
Ci(t), Vi
Interstitial

[図8]

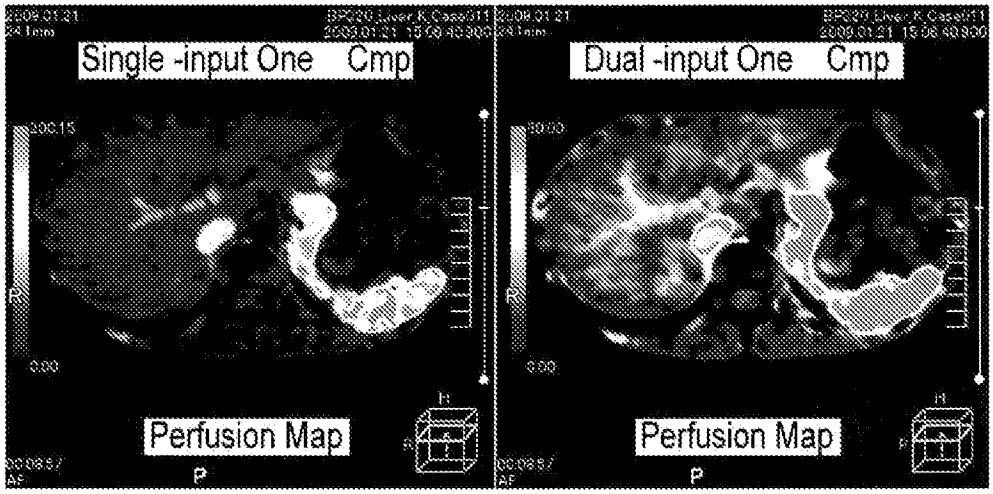

脾臓モデル(Open two compartment model)
TDC : 脾臓
Artery
Tissue
Artery, Portal [⊿HU]
Tissue [⊿HU]
350
300
250
200
150
100
50
0
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
0 10 20 30 40 50 60 70 80 90
[sec]
Tissue
Ct(t), Vt
Artery
Ca(t)
k
Plasma
Cp(t), Vp
k
kps
Ci(t), Vi
Interstitial

[図9]


腎臓モデル(Open two compartment model)
TDC : 腎臓
Artery, Portal [⊿HU]
Tissue [⊿HU]
Artery
Tissue
500
450
400
350
300
250
200
150
100
50
0
140
120
100
80
60
40
20
0
0 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100 110 120 130 140 150
[sec]
腎臓
動脈
k
Plasma
k
静脈
k
k
Interstitial
+
尿細管
k
尿管

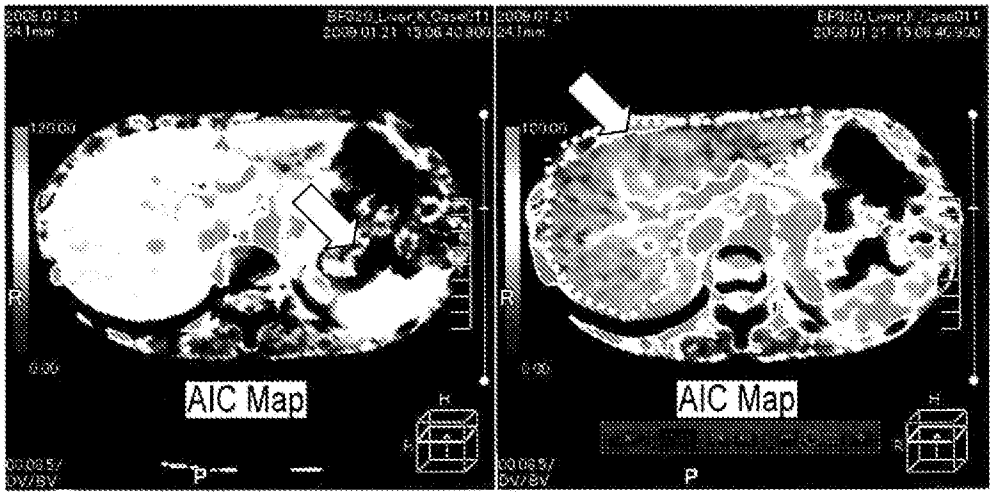
[図10]

脾臓モデルを用いた灌流マップ　　肝臓モデルを用いた灌流マップ

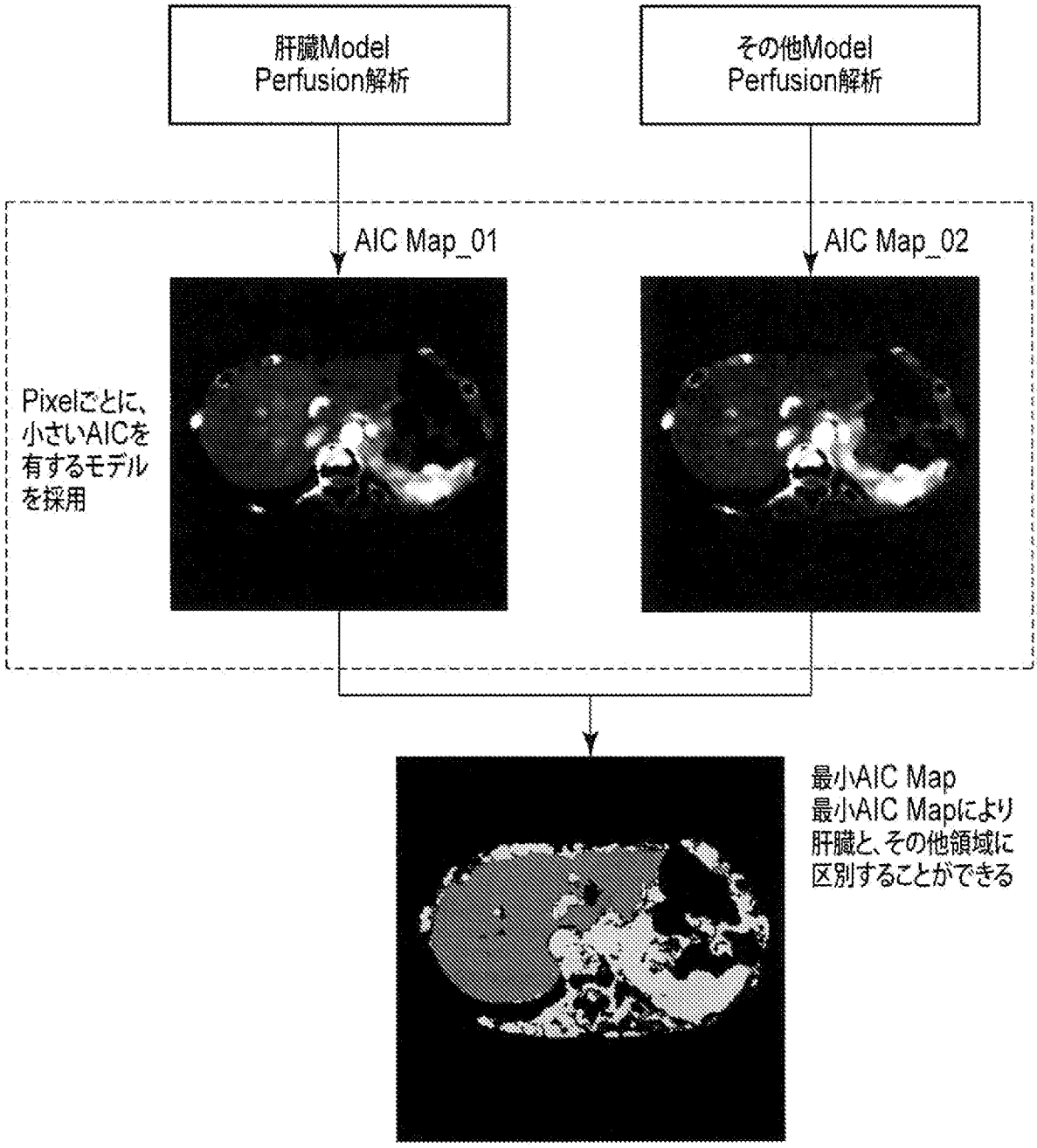


[図11]

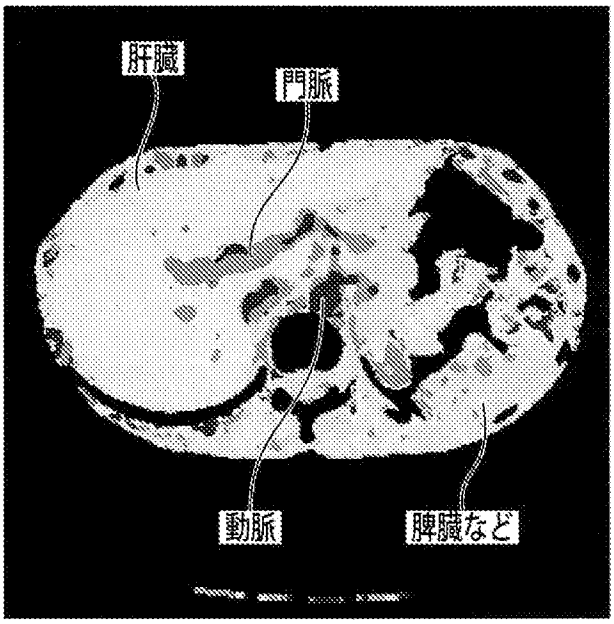
脾臓モデルを用いたAICマップ　　肝臓モデルを用いたAICマップ



[図12]

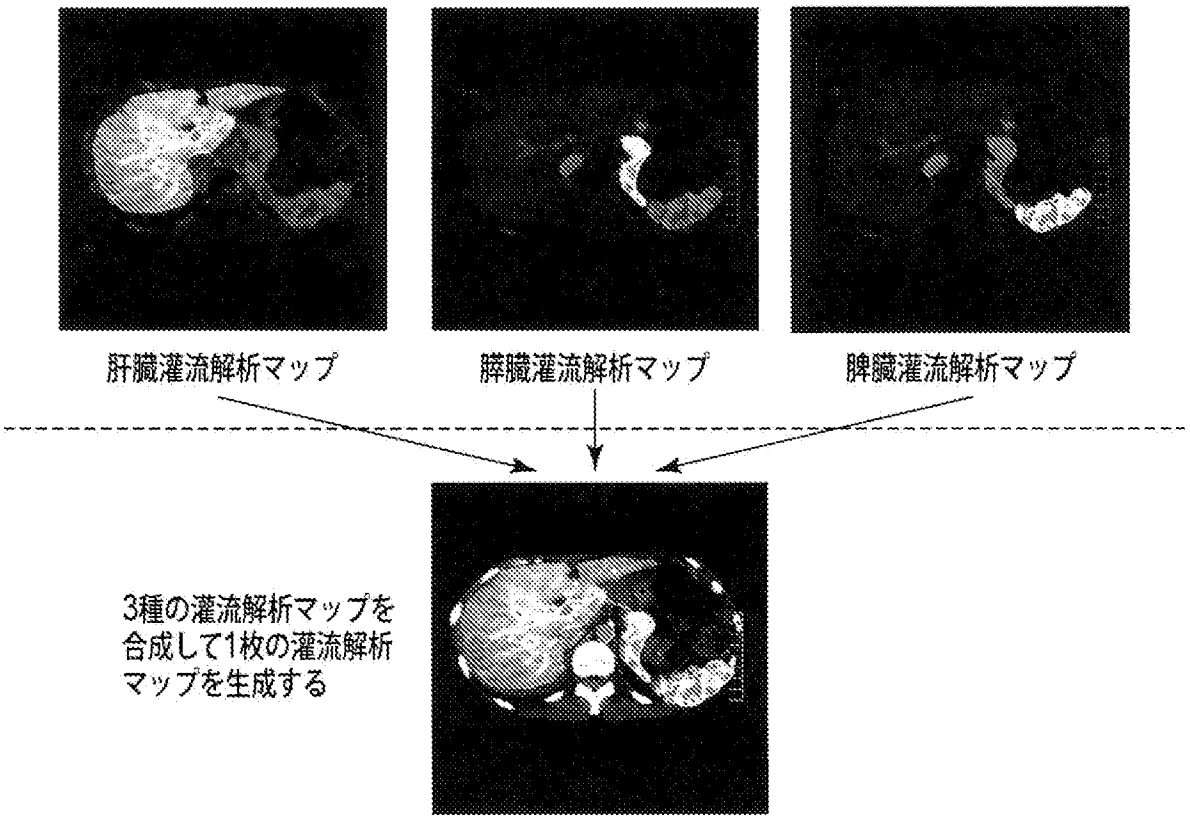

肝臓Model
Perfusion解析
その他Model
Perfusion解析
AIC Map_01
AIC Map_02
Pixelごとに、
小さいAICを
有するモデル
を採用
最小AIC Map
最小AIC Mapにより
肝臓と、その他領域に
区別することができる

[図13]



領域マップ

[図14]



[図15]


血管領域は明確に表示
ROI計算対象外にできる
領域わけを行い、
境界線を表示
2009.01.21
241mm
BP320_Liver_K_Case011
2009.01.21 15:08:40.900
100.00
R
0.00
H
R
00:08.5/
AF
P
それぞれの臓器ごとに
適切な解析方法を適応
どの解析方法でもきわめて
AICが高い領域は非表示に
することができる

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/069953

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B6/03(2006.01)i, *A61B5/055*(2006.01)i, *A61B8/08*(2006.01)i, *G01T1/161*(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B6/03, A61B5/055, A61B8/08, G01T1/161

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

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.
X A	JP 2003-190148 A (Toshiba Corp.), 08 July 2003 (08.07.2003), entire text; fig. 1 to 24 & US 2003/0097076 A1 & EP 1302163 A2	14 1-13
X A	JP 2003-116843 A (Toshiba Corp.), 22 April 2003 (22.04.2003), entire text; fig. 1 to 20 & US 2003/0097076 A1 & EP 1302163 A2	14 1-13
A	WO 2009/112538 A1 (KAROLINSKA INSTITUTET INNOVATIONS AB.), 17 September 2009 (17.09.2009), entire text; fig. 1 to 27 & US 2011/0098556 A & EP 2277125 A	1-14

☒ 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	Date of mailing of the international search report
22 September, 2011 (22.09.11)	04 October, 2011 (04.10.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/069953

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 2007-526071 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 13 September 2007 (13.09.2007), entire text; fig. 1 to 2 & US 2008/0260231 A1 & EP 1727468 A & WO 2005/087107 A1	1-14
A	JP 2005-95340 A (Toshiba Corp.), 14 April 2005 (14.04.2005), entire text; fig. 1 to 12 & US 2005/0065432 A1	1-14
A	JP 2003-325472 A (Toshiba Corp.), 18 November 2003 (18.11.2003), entire text; fig. 1 to 23 & US 2004/0030240 A1	1-14
P,X	JP 2010-213760 A (Toshiba Corp.), 30 September 2010 (30.09.2010), entire text; fig. 1 to 10 (Family: none)	14

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１１／０６９９５３

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, A61B5/055(2006.01)i, A61B8/08(2006.01)i, G01T1/161(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B6/03, A61B5/055, A61B8/08, G01T1/161

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１１年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１１年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１１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
X A	JP 2003-190148 A (株式会社東芝) 2003.07.08, 全文, 第1-24図 & US 2003/0097076 A1 & EP 1302163 A2	14 1-13
X A	JP 2003-116843 A (株式会社東芝) 2003.04.22, 全文, 第1-20図 & US 2003/0097076 A1 & EP 1302163 A2	14 1-13

☑　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 ２２．０９．２０１１	国際調査報告の発送日 ０４．１０．２０１１
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 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）　２Ｑ　４０７８ 原　俊文 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	WO 2009/112538 A1 (KAROLINSKA INSTITUTET INNOVATIONS AB) 2009.09.17, 全文, 第1-27図 & US 2011/0098556 A & EP 2277125 A	1-14
Ａ	JP 2007-526071 A (コーニンクレッカ　フィリップス　エレクトロニクス　エヌ　ヴィ) 2007.09.13, 全文, 第1-2図 & US 2008/0260231 A1 & EP 1727468 A & WO 2005/087107 A1	1-14
Ａ	JP 2005-95340 A (株式会社東芝) 2005.04.14, 全文, 第1-12図 & US 2005/0065432 A1	1-14
Ａ	JP 2003-325472 A (株式会社東芝) 2003.11.18, 全文, 第1-23図 & US 2004/0030240 A1	1-14
Ｐ，Ｘ	JP 2010-213760 A (株式会社東芝) 2010.09.30, 全文, 第1-10図（ファミリーなし）	14