

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4901725号
(P4901725)

(45) 発行日 平成24年3月21日 (2012. 3. 21)

(24) 登録日 平成24年1月13日 (2012. 1. 13)

(51) Int. Cl. F I
G O 1 T 1/161 (2006.01)
 G O 1 T 1/161 C
 G O 1 T 1/161 A

請求項の数 9 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2007-512650 (P2007-512650)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成17年5月3日 (2005. 5. 3)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2007-536551 (P2007-536551A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成19年12月13日 (2007. 12. 13)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/IB2005/051446		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02005/109343		1
(87) 国際公開日	平成17年11月17日 (2005. 11. 17)	(74) 代理人	100087789
審査請求日	平成20年5月2日 (2008. 5. 2)		弁理士 津軽 進
(31) 優先権主張番号	04102015.7	(74) 代理人	100114753
(32) 優先日	平成16年5月10日 (2004. 5. 10)		弁理士 宮崎 昭彦
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)	(74) 代理人	100122769
			弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 コンパートメント解析のための画像データ処理システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象物における少なくとも1つのトレーサ物質の時間変化する濃度を表す画像データの
 評価のためのデータ処理システムであって、

－少なくとも1つの所与の生理学的なコンパートメントモデルに対する解を表わす、パラ
 メタ依存の解析関数を有するライブラリモジュールと、

－前記解析関数の前記パラメタを前記画像データに適合させる解析モジュールとを有し、
 前記解析関数は、

$$C_j(t) \propto e^{-\lambda_k t} \sum_{i=1}^n \frac{a_i}{(c_i - \lambda_k)^{b_i+1}} [\Gamma(b_i+1) - \Gamma(b_i+1, (c_i - \lambda_k)t)]$$

10

の形式であり、

C_j は、コンパートメント j における前記トレーサ濃度であり、

トレーサ物質のプラズマ濃度を表す a_i 、 b_i 、 c_i 及びコンパートメントモデルの交換率に
 依存する λ_k はパラメタであって、該パラメタの少なくともいくつかは、前記画像データ
 に適合され、

$\Gamma(x)$ は、ガンマ関数であり、 $\Gamma(a, x)$ は不完全なガンマ関数である、データ処理シス
 テム。

【請求項 2】

前記ライブラリモジュールが、ユーザが選択することができる、いくつかのコンパート

20

メントモデルのセットに対する解析関数を有することを特徴とする請求項1に記載のデータ処理システム。

【請求項3】

前記ライブラリモジュールが、前記パラメタに関して、前記解析関数のグラジエントのための解析的な式を更に有することを特徴とする請求項1に記載のデータ処理システム。

【請求項4】

前記データ処理システムが、前記適合されたパラメタの誤差を推定することを特徴とする請求項1に記載のデータ処理システム。

【請求項5】

前記データ処理システムが、前記画像データにおけるすべての画素若しくはボリューム要素に対して、又は注目するより大きな領域に対して、選択的に前記コンパートメントモデルを評価することを特徴とする請求項1に記載のデータ処理システム。

10

【請求項6】

前記データ処理システムが、前記画像データ及び／又は適合されたパラメタのマップを、同じ又は異なるモダリティからの画像と共に登録することを特徴とする請求項1に記載のデータ処理システム。

【請求項7】

前記データ処理システムが、画像データ、前記適合されたパラメタのマップ、及び／又は推定されたパラメタ誤差のマップを表示するための表示ユニットを有することを特徴とする請求項1に記載のデータ処理システム。

20

【請求項8】

対象物における少なくとも1つのトレーサ物質の時間変化する濃度を表す画像データの評価のためのコンピュータプログラムが格納される記録担体であって、前記プログラムが、コンピュータに、少なくとも1つの所与の生理学的コンパートメントモデルに対する解を表わす解析関数のパラメタを前記画像データに適合させる手順を実行させ、

前記解析関数は、

$$C_j(t) \propto e^{-\lambda_k t} \sum_{i=1}^n \frac{a_i}{(c_i - \lambda_k)^{b_i+1}} [\Gamma(b_i+1) - \Gamma(b_i+1, (c_i - \lambda_k)t)]$$

の形式であり、

30

C_j は、コンパートメントjにおける前記トレーサ濃度であり、

トレーサ物質のプラズマ濃度を表す a_i 、 b_i 、 c_i 及びコンパートメントモデルの交換率に依存する λ_k はパラメタであって、該パラメタの少なくともいくつかは、前記画像データに適合され、

$\Gamma(x)$ は、ガンマ関数であり、 $\Gamma(a, x)$ は不完全なガンマ関数である、記録担体。

【請求項9】

－対象物における少なくとも1つのトレーサ物質の時間変化する濃度を表す画像データを生成する画像化デバイスと、

－請求項1に記載のデータ処理システムとを有する検査装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0001】

本発明は、対象物における少なくとも1つのトレーサ物質に関する時間変化する濃度を表す画像データの評価のためのデータ処理システム、斯かるデータ処理システムのためのコンピュータプログラムを具備する記録担体及び斯かるデータ処理システムを具備する検査装置に関する。

【背景技術】

【0002】

調査対象の患者の機能的又は形態学的特性を表示するためのCT(コンピュータ断層撮影)、MR(磁気共鳴)、PET(陽電子放出型断層撮影)、SPECT(単光子放出コンピュータ断層撮影)

50

又はUS(超音波)といった医療画像化デバイスを用いるとき、多数の静的スキャン又は動的時間スキャンの連続時系列のどちらかが記録される。これらの画像にエンコードされる注目する医療情報を得るために、あるアプリケーションにおいては、基礎となる化学、生物学及び生理学的なプロセスのコンパートメント解析が実行されなければならない。コンパートメント解析は、観測データの定義のための特殊なタイプの数式モデルに基づかれ、そこでは、(トレーサ)物質の生理学的に分かれたプールが「コンパートメント」として規定される。それから、そのモデルは、異なるコンパートメント、例えば、片手側における動脈血のコンパートメント及び他の手の側における細胞のコンパートメントにおける前述の物質の濃度を表わす(しかしながら、一般的にコンパートメントは空間的にコンパクトである必要も接続されている必要もない点に留意されたい)。通常、交換率のような(未知の)パラメタを伴う異なる式により支配される様々なコンパートメント間で物質の交換が存在する。所与の観測に対してコンパートメントモデルを評価するために、異なる式が解かれなければならない、そのパラメタは、結果として生じる解が観測データに最適に適合するように推定されなければならない。コンパートメント解析の技術に関する詳細は、文献(例えば、M. Phelps、J. Mazziotta及びH. Schelbert (編者)、Positron Emission Tomography and Autoradiography: Principles and Applications for the Brain and Heart, pp 287-346、Raven Press、New York、1986におけるS. HuangとM. Phelpsとによる "Principles of Tracer Kinetic Modeling in Positron Emission Tomography and Autoradiography")に見られることができる。

10

【発明の開示】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

現在の方法は、解析において望まない偏りをもたらす可能性があり、解析前に規定されていなければならない、かつそれ以前の知識に依存するコンパートメントモデルを注目する大きい領域に適用するか、又は、記録されたデータに含まれる完全な情報を供給することができない、簡略化された(例えば、線形化された)モデルを用いるかのいずれかである。

【0004】

上記状況を鑑み、本発明の目的は医療ワークフローを容易に統合しつつ、正確な結果を生み出すコンパートメントモデルに関する画像データの評価のための手段を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記目的は、請求項1に記載のデータ処理システム、請求項9に記載の記録担体及び請求項10に記載の検査装置により達成される。好ましい実施形態は、従属項に開示される。

【0006】

本発明によるデータ処理システムは、対象物における少なくとも1つのトレーサ物質の時間変化する濃度を表す画像データの評価に役立つ。画像データは、例えば、患者におけるトレーサ物質の放射性崩壊を記録するPETデータであってよい。そこでは、前述の物質の空間的な分布が、体内の生理学的又は代謝処理に関する情報を含む。このデータ処理システムは、以下の要素を有する。

40

【0007】

(a)少なくとも1つの所与の生理学的コンパートメントモデルに対する解を表すパラメタ依存の解析関数を有するライブラリモジュール。好ましくは、その解析関数は、その独立変数(時間)及び/又はパラメタに関して非線形である。ライブラリモジュールは、通常、データ処理システムのメモリ(例えばRAM、ハードディスク、CD)に格納されるソフトウェアとデータとで実現される。上述されたように、コンパートメントモデルは、異なるコンパートメント間の物質の分布とこれらのコンパートメント間の物質の交換とを表す。通常、コンパートメントモデルのタイプは、考慮される異なるコンパートメントの数と、これらのコンパートメント間での交換の確率とにより特徴づけられる。

50

【0008】

(b)ライブラリモジュールに結合され、かつ(所与のコンパートメントモデルに対する)ライブラリモジュールの前述の解析関数のパラメタをその画像データに適合させる解析モジュール。その解析モジュールは、通常、必要とされる数学的处理を実行することができるコンピュータソフトウェアとして実現される。そのソフトウェアはデータ処理システムのメモリに格納される。更に、解析モジュールは、画像データに関するアルゴリズムの実行のための(マイクロ)プロセッサを有する。

【0009】

前述した種類のデータ処理システムは、それが、1つ又は複数の所与のコンパートメントモデルの解析的な解を利用するという利点を持つ。そのことは、複雑なコンパートメントモデルのリアルタイムな計算と、例えばボクセルベースでの高い空間分解能での画像データの評価とを可能にする。更に、結果として生じる解は非常に堅牢である。

【0010】

最も簡単な場合、ライブラリは、データ処理システムが画像データの高速なルーチン解析を実行する傾向を持つよう、1つのコンパートメントモデルだけに対する解析関数を含む。しかしながら、好ましくは、ライブラリモジュールは、異なる複雑さ及びデザインを持ついくつかのコンパートメントモデルのセットに対する解析関数を有する。ユーザは、キーボード又はマウスといったいくつかの対話的な入力デバイスにより、そのセットから選択を行うことができる。こうしてユーザは、基礎となる生理学的な処理の記述として最適と考えるコンパートメントモデルを選択することができる。

【0011】

ライブラリモジュールの追加的な発展形(development)によれば、それは、そのパラメタに対して、解析関数のグラジエントに対する解析的な式を有する。すると、これらの式は、(前述のパラメタに対する)グラジエント降下(gradient descent)法、Gauss-Newton法又はLevenberg-Marquardt法(D. Jacobes (編者)、State of the Art in Numerical Analysis, pp 269-312, Academic PressにおけるJ. Dennisによる "Nonlinear Least-Squares" ; K. Levenbergによる "A Method for the Solution of Certain Problems in Least Squares", Quart. Appl. Math., Vol. 2, pp 164-168, 1944 ; D. Marquardtによる "An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters", SIAM J. Appl. Math., Vol. 11, pp 431-441, 1963参照)のような適合手順において、観測画像データに対するパラメタの高速かつ正確な推定に使用されることができる。従って、グラジエントに対する解析的な式は、コンパートメントモデルを表わす解析関数に追加するものとしては合理的である。

【0012】

ライブラリモジュールの好ましい実施形態によれば、解析関数は以下の式

$$C_j(t) \propto e^{-\lambda_k t} \sum_{i=1}^n \frac{a_i}{(c_i - \lambda_k)^{b_i+1}} [\Gamma(b_i+1) - \Gamma(b_i+1, (c_i - \lambda_k)t)]$$

に基づく一般的な形式を持つ。ここで、

C_j は、コンパートメント j におけるトレーサの濃度であり；

a_i 、 b_i 、 c_i 及び λ_k は、少なくともいくつかの画像データに適合されるべきパラメタであり；

$$\Gamma(x) = \int_0^{\infty} e^{-t} t^{x-1} dt$$

はガンマ関数であり、

$$\Gamma(a, x) = \int_x^{\infty} e^{-t} t^{a-1} dt$$

は、不完全ガンマ関数である。

【0013】

数学的な解析により示されることができるよう、これらの解析関数は、異なるコンパートメントモデルと入力関数との大きなクラスを記述するのに適している。通常の場合において、パラメタ a_i 、 b_i 、 c_i は、トレーサ物質のプラズマ濃度を表す。一方 λ_k は、コンパートメントモデルの交換率に依存する。するとパラメタ a_i 、 b_i 、 c_i は、トレーサの測定されたプラズマ濃度にそれらを適合させることにより個別に決定されることができる。

【0014】

別の好ましい実施形態によれば、データ処理システムは、適合されたパラメタの誤差を推定するようにされる。この推定は通常、画像データからの誤差データセットの計算に基づかれることになる。そこでは、この計算は、ノイズモデルを用いて、又は画像取得プロセスのシミュレーションのいずれかにより実行されることができる。パラメタ誤差の推定は、データ処理システムのユーザにとって、計算結果の信頼性を判断することを可能にする貴重な追加的情報である。更に、重み付き適合における誤差の考慮は、パラメタ推定の安定性を増大させる。

【0015】

データ処理システムは好ましくは、画像データにおけるすべての画素(ピクセル)若しくはボリューム要素(ボクセル)、又は複数のピクセル又はボクセルを有する注目する大きな領域に対して、コンパートメントモデルを評価するよう適合される。従って、ユーザは、画像データを評価するための空間分解能を決定することができ、そこでは、ピクセル又はボクセルの最精細な分解能が解析関数の使用によって実現可能である。

【0016】

データ処理システムは、最適には、同じ又は異なるモダリティ(例えばPET、SPECT、CT、MR又はUS)から生じる追加的な画像と共に、画像データを登録するよう、及び／又は適合されたパラメタその他のマップを登録するよう適合される。プリプロセスの間、例えば生の(raw)画像データが、同じ対象物及び同じモダリティからの以前の画像フレームと共に登録される(co-registered)ことができる。出力段において、CTスキャンのような画像と共に計算されたパラメタマップを登録することが、生理学的及び形態学的データの融合を可能にする。

【0017】

データ処理システムは、更に、画像データ、適合されたパラメタのマップ、推定されたパラメタ誤差のマップなどを表示するための表示ユニットを有することができる。利用可能な情報のグラフィカルな表示は、データ処理システムの重要な側面である。なぜなら、それは、利用可能な情報へ医師が高速で直観的にアクセスすることを可能にするからである。

【0018】

本発明は、更に、例えばフロッピーディスク、ハードディスク又はコンパクトディスク(CD)などの記録担体を有する。その記録担体には、対象物における少なくとも1つのトレーサ物質の時間変化する濃度を表す画像データの評価のためのコンピュータプログラムが格納されている。そこでは、そのプログラムは、解析関数(少なくとも1つの所与の生物学的コンパートメントモデルに対する解を表わす関数)のパラメタを前述の画像データに適合させる。

【0019】

最後に、本発明は、対象物における少なくとも1つのトレーサ物質の時間変化する濃度を表す画像データを生成する画像デバイスと、上述された種類のデータ処理システムとを備える検査装置を有する。その画像化デバイスは、例えば、PETスキャナとすることができる。

【0020】

上述の記録担体と検査装置とは、前述されたようなデータ処理システムの特徴に依存する。記録担体と検査装置とに関する詳細、利点及び追加的な発展形に関する更なる情報のために、データ処理システムの説明への参照がなされる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

本発明のこれら及び他の側面は、本書において述べられる実施形態から明らかとなり、及びそれらを参照して説明されるであろう。

【0022】

以下、本発明が、付随する図面を用いて例示を介して説明される。

【0023】

図1の上部左角には、PETスキャナ10が図式的にスケッチされる。スキャナ10は、例えば患者における注目組織領域20のような対象物を囲む。その組織は、F-MISO(F-フルオロミソニダゾル)のようなトレーサ物質を含む。前述のトレーサ物質は、(通常注入による)外部入力

10

【0024】

の割合、異なる臓器／空間間での交換率、代謝遅延の割合等に応じて、血中及び組織内において異なる分布をする。トレーサ物質は、2つの γ 量子へ減衰する(annihilate)陽電子を放出する放射性マーカー原子を含む。これらの γ 量子は、コンピュータ40へ送信される生の画像データIを生み出すPETスキャナ10により決定されることができる。これらの画像データは、PETスキャナ10の画像分解能に応じて、組織20における位置(x,y)でのボクセルから生じる総放射能を表す。

20

【0025】

以下、データ処理システム1が一層詳細に説明されることになる。このデータ処理システム1は、主にモニタ60のような表示ユニット及びマウスを備えるキーボード70のような入力デバイスが結合される、前述のデータ処理ユニット又はコンピュータ40からなる。

【0026】

コンピュータ40は、入力として記録画像Iの完全なセット(いくつかの静的スキャン又はスキャンの4次元時系列のいずれか)を受信し、この入力からボクセル毎にすべての関連する化学的、生物学的及び生理学的パラメタのマップを生成する。コンピュータ40は、メモリ、I/Oインタフェース及びマイクロプロセッサのような通常のハードウェア要素を含む。本発明にとってより重要なことは、利用可能なメモリに格納され、利用可能なプロセッサで実行されるソフトウェアにより主として決定される、コンピュータ40の機能構造である。この機能構造は、図1におけるブロックにより説明され、データ処理システム1の動作に関する以下の説明と共に説明されることになる。

30

【0027】

1. データ取得及びプリプロセッシング：

a. 入力データI(静的／動的時系列)の、医療画像化デバイス10からコンピュータ40への送信。

b. モジュール41におけるデータ訂正(例えば、部分ボリューム効果等)。

c. プリプロセスされた入力データA(t)(モジュール45)を生み出す、モジュール42における異なるデータサブセット(例えば、CTスキャナ30のような異なるモダリティからの異なる時間フレーム又はデータI')の共同登録。その共同登録は、例えば、異なる時間又は異なる画像化デバイス上での患者の異なる位置を補償する。

40

d. 医療画像化デバイス10の、例えば幾何学的及びハードウェア仕様としての側面を組み入れた、ノイズモデル43又はシミュレーションモジュール44のいずれかを用いた、入力データA(t)からの誤差データセット $\sigma_{A(t)}$ の計算(モジュール46)。

【0028】

2. 入力データと入力データの誤差との視覚化：

最適には、その入力データA(t)(モジュール45)と入力データ $\sigma_{A(t)}$ (モジュール46)とがモニタ60上で視覚化されることができる。

50

【0029】

3. 注目領域(ROI)の選択:

最適には、ユーザは追加的な解析が必要とされる入力データA(t)に関し注目領域(ROI)を選択することができる。

【0030】

4. 数学的な解析:

a. 複数の選択肢を含むリストからのユーザによるコンパートメントモデルの選択。

b. ユーザによるモデルパラメタの特定: 開始値、下限及び上限境界、追加的な固定パラメタ。

c. ユーザによる解析方法の選択: ROI内のボクセル毎(まず低い分解能での1つのパス/複数のパス、それから分解能を増加させる)又は領域(ROIの平均化)。 10

d. モジュール43に対するノイズモデル(例えばポアソン)のオプション的な選択。

e. ユーザによる最適化法の選択(例えば、Leveberg-Marquadt法、ガウス-ニュートン法、シンプレックス法)。

f. ライブラリモジュール48により提供される解析関数を利用する解析モジュール47におけるコンパートメントモデルの基礎となる異なる式の解析的な解。必要であれば、モデルパラメタに関するグラジエントの解析的な計算が行われる。そこでは、グラジエントが好ましくはライブラリモジュール48によっても与えられる。

g. 入力データへの重み付き最小二乗適合を用いる、(a.及びb.の下に特定される)重要なパラメタに関するその解の最適化。適合手段は、好ましくは、入力データの誤差を考慮に入れることができる(通常、小さな誤差を備えるデータより、高い誤差を備え重みの少ないデータを与える)。なぜなら、重み付き適合は、パラメタ推定の安定性を改善するからである。 20

h. ブロック49における、最適化の最終的な結果(即ち、パラメタ $K_1, k_2, \dots$)、パラメタ誤差推定及び統計量情報($\chi^2/\text{d.o.f.}$ 、相関行列等)の格納。

【0031】

5. 結果の視覚化:

a. ブロック49のすべての重要なパラメタ($K_1, k_2, \dots$)のパラメトリックなマップのモニタ60上での視覚化。

b. モジュール50において、マップを追加的な医療画像I' (例えば、CT30からの生体構造スキャン)に融合させ、従って機能的、形態学的及び生体構造的情報を一緒にもたらし可能性。 30

c. 入力データ上に重畳されるパラメタの最適化されたセットを用いる、結果として生じるモデル曲線の視覚化(例えば、動的なスキャンに対する時間活動曲線)。

【0032】

上述された装置は、医療ワークフローに容易に適合され、ボクセル毎に検査に関する重要なパラメタの抽出を可能にし、それらをパラメトリックマップとして視覚化することを可能にする。そのパラメトリックマップは、診断及び結果として生じる処置を改善するための追加的な(例えば生体構造に関する)情報と融合されることができる。それは、医療入力デバイスからの入力データの転送から始まり、結果の視覚化へと至るすべてのステップを統合する。入力データは、各処理ステップにおいて、様々なフォーマット間を複数回変換されるてはならない。その装置は、幅広いクラスのコンパートメントモデルに対して可能なボクセル毎に、完全なコンパートメント解析をなす。それは、容易に拡張されることができる。そのモデルは、ユーザ対話によりパラメタ特性(例えば境界)を修正することにより、注目する特殊な検査に適合されることができる。 40

【0033】

その装置は、例えば、RTP(放射線治療計画)において重要な役割を果たす腫瘍細胞における酸素負荷(oxygenation)といった様々な生理学的パラメタの決定を可能にする動的なPETデータのコンパートメント解析に対する腫瘍学に適用されることができる。提案された装置を用いたデータの解析は、パラメトリックマップから導かれる(drawn)情報を組み入 50

れる洗練された計画を可能にする。更に、RT成功(RT success)の定量化は、RTの前後でパラメトリックマップの比較に基づき、続くフォローアップ研究において容易化される。

【0034】

図2は、4つのコンパートメントと対応する式を備える例示的なコンパートメントモデルを表す(J.J. Casciariらによる "A Modeling Approach for Quantifying Tumor Hypoxia with [F-18]fluormisonidazole PET time activity data"、Med.Phys.22(7)(1995)、pp 1127-1139参照)。そのコンパートメントモデルは、動脈の血からトレーサF-MISOの摂取と、組織におけるその分布とを表す。トレーサは、医療プロトコル(挿入タイミング等)により予め定められるプラズマ濃度 C_p で血中に存在する。トレーサは、血液から組織へと通過し、そこでは、それは細胞外空間と細胞内空間との間に分布する。細胞内空間においては、トレーサは更に、境界フラクション(fraction) C_2 と、最終的に細胞外コンパートメント C_4 を介して組織を残すことになるフラクション C_3 とに分割する。このモデルにおけるすべてのシンボルの定義は、以下の表に与えられる：

【表1】

シンボル	単位	コメント
A	Bq	トレーサの測定活量
C_p, C_1, C_2, C_3, C_4	Bq/ml	トレーサの濃度
K_1	1/min	率定数
k_2, k_3, k_4, k_5	1/min	率定数
α	1	境界積の画分
β	1	血管空間の画分
η	1	細胞外空間の画分
V	ml	

【0035】

式(1)は、画像のボクセルにおいて(例えば図1のPETデバイス10により)測定されることになり、かつすべてのコンパートメントにおけるトレーサ濃度からの貢献の重ね合わせである総活量(total activity) $A(t)$ を表す。式(2)–(5)は、モデルの異なるコンパートメントにおけるトレーサの単一の濃度 C_1 、 C_2 、 C_3 及び C_4 に対する異なる式を表す。そのモデルに対する所与の入力関数である、血中におけるトレーサの濃度 C_p は、この手法において、式(6)の一般的な関数により近似される。式(2)–(6)の一般解が式(7)に与えられる。ここでは、 $\Gamma(x)$ はガンマ関数であり、 $\Gamma(a, x)$ は不完全なガンマ関数であり、パラメタ λ_k は、式(8)により規定される。

【0036】

図1のコンピュータ40において、ライブラリモジュール48は特に式(7)による解析関数、又はその簡略化されたバージョンを有することができる。そこでは、式(8)のパラメタは測定されたデータに対する、結果として生じる活量 $A(t)$ (式(1))の最適な適合により推定される。 C_p が測定から分かる場合、例えば、患者から血液サンプルを採取するか又は適切なROI(例えば、心臓の左心室)から無侵襲的にプラズマ濃度にアクセスすることにより、パラメタ a_i 、 b_i 、 c_i が最初にこれらのパラメタ C_p に適合されることができる。一方、パラメタ λ_k は、その後画像データに適合される。

【0037】

更に、ライブラリモジュール48は、そのパラメタの関して関数 $C_j(t)$ のグラジエントに対する解析的な式を含むことができる。つまり、

$$\frac{\partial C_j}{\partial \lambda_i}, \frac{\partial C_j}{\partial a_i}, \frac{\partial C_j}{\partial b_i}$$

及び

$$\frac{\partial C_j}{\partial c_i}$$

に対する解析的な式である(図2において図示省略)。

【0038】

最後に、本願において、単語「comprising(有する)」は、他の構成要素又はステップの存在を排除するものではなく、「a」又は「an」は、複数性を排除するものではなく、及び単一のプロセッサ又は他のユニットがいくつかの手段の機能を実現することができることに留意されたい。更に、請求項における参照符号は、その範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

【図面の簡単な説明】

【0039】

【図1】本発明による画像データのコンパートメント解析のための検査装置を概略的に示す図である。

【図2】4つのコンパートメントと対応する数式のいくつかとを具備するコンパートメントモデルの例を表わす図である。

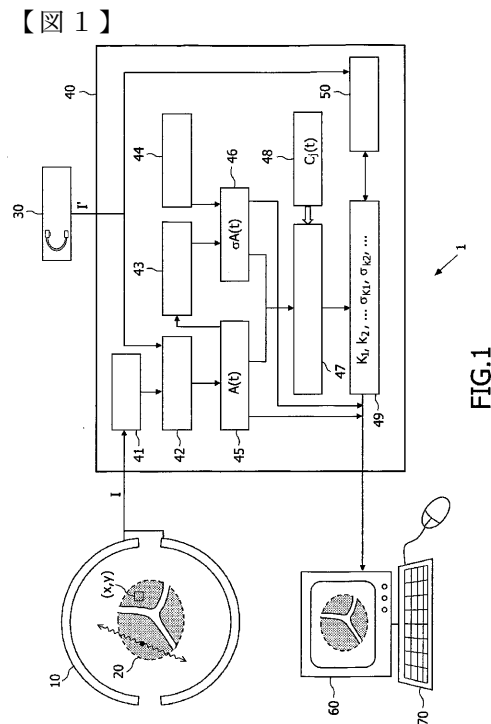
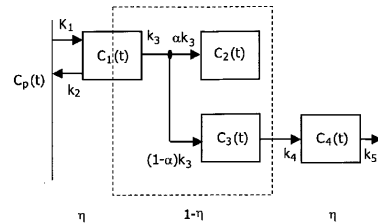


FIG.1

【図2】



$$A(t) = \beta V C_p(t) + (1 - \beta) V [C_1(t) + (1 - \eta)(C_2(t) + C_3(t)) + \eta C_4(t)] \quad (1)$$

$$\frac{dC_1(t)}{dt} = K_1 C_p(t) - (k_2 + (1 - \eta)k_3) C_1(t), \quad (2)$$

$$\frac{dC_2(t)}{dt} = \alpha k_3 C_1(t), \quad (3)$$

$$\frac{dC_3(t)}{dt} = (1 - \alpha)k_3 C_1(t) - k_4 C_3(t), \quad (4)$$

$$\frac{dC_4(t)}{dt} = \frac{1 - \eta}{\eta} k_4 C_3(t) - \frac{k_5}{\eta} C_4(t). \quad (5)$$

$$C_p(t) = \sum_{i=1}^n a_i t^{b_i} e^{c_i t} \quad (6)$$

$$C_j(t) \sim e^{-\lambda_j t} k_t \sum_{i=1}^n \frac{a_i}{(c_i - \lambda_k)^{b_i + 1}} [\Gamma(b_i + 1) - \Gamma(b_i + 1, (c_i - \lambda_k)t)] \quad (7)$$

$$\begin{aligned} \lambda_1 &= k_2 + (1 - \eta)k_3, & \lambda_2 &= 0, \\ \lambda_3 &= k_4, & \lambda_4 &= k_5/\eta. \end{aligned} \quad (8)$$

FIG.2

フロントページの続き

- (72)発明者 パオルス ティモ
ドイツ連邦共和国 52066 アーヘン ヴァイスハウスストラッセ 2 フィリップス イン
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーク
- (72)発明者 ペリグランド ドラゴスニコラエ
ドイツ連邦共和国 52066 アーヘン ヴァイスハウスストラッセ 2 フィリップス イン
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーク
- (72)発明者 スピエス ロタル
ドイツ連邦共和国 52066 アーヘン ヴァイスハウスストラッセ 2 フィリップス イン
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーク

審査官 井上 香緒梨

- (56)参考文献 特開2002-267756 (JP, A)
Cyrill Burger, PMOD/PKIN/PFUS:Reference&User Guide, インターネット<URL:http://web.archive.org/web/20030721063207/pmod.com/>, 2003年 7月

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G01T 1/161
G06T 1/00
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)