

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2003年3月6日 (06.03.2003)

PCT

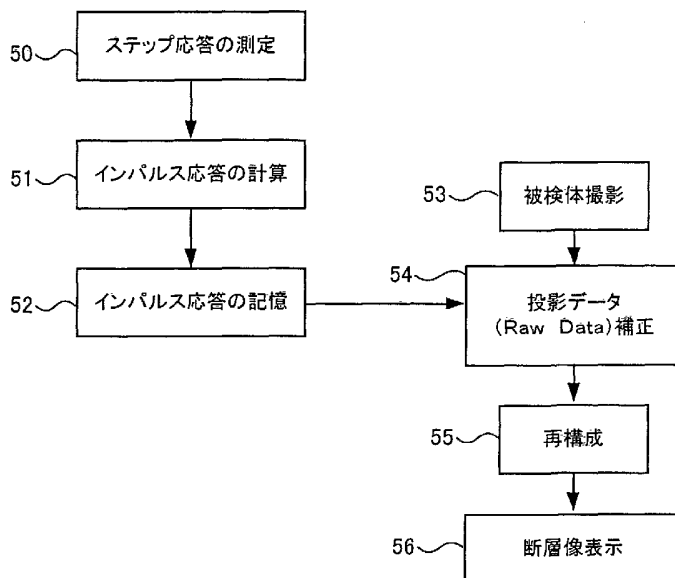
(10) 国際公開番号
WO 03/017842 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 6/03 (72) 発明者; および
(21) 国際出願番号: PCT/JP02/08706 (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 長岡 孝行 (NAGAOKA, Takayuki) [JP/JP]; 〒285-0845 千葉県 佐倉市 西志津 8-1 6-1 1-1 0 1 Chiba (JP). 宮崎 靖 (MIYAZAKI, Osamu) [JP/JP]; 〒302-0102 茨城県 守谷市 松前台 6-1 2-6 Ibaraki (JP).
(22) 国際出願日: 2002年8月29日 (29.08.2002)
(25) 国際出願の言語: 日本語
(26) 国際公開の言語: 日本語 (74) 代理人: 吉岡 宏嗣 (YOSHIOKA, Kohji); 〒160-0023 東京都 新宿区 西新宿 7-2 2-2 7 K Nビル Tokyo (JP).
(30) 優先権データ: 特願2001-261792 2001年8月30日 (30.08.2001) JP (81) 指定国 (国内): CN, US.
(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒101-0047 東京都 千代田区 内神田一丁目 1 番 1 4 号 Tokyo (JP). (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR).

[続葉有]

(54) Title: X-RAY CT APPARATUS, X-RAY CT APPARATUS AFTERGLOW CORRECTION METHOD, AND AFTERGLOW CORRECTION PROGRAM

(54) 発明の名称: X線CT装置、X線CT装置の残光補正方法および残光補正プログラム



50...MEASURE STEP RESPONSE
51...CALCULATE IMPULSE RESPONSE
52...STORE IMPULSE RESPONSE
53...RADIOGRAPH SAMPLE
54...CORRECT PROJECTION DATA (RAW DATA)
55...RECONSTRUCTION
56...DISPLAY TOMOGRAM

(57) Abstract: An X-ray CT apparatus having an X-ray source for irradiating X-ray to a sample and an X-ray sensor arranged to oppose to this X-ray source for sensing X-ray amount which has passed through the sample as projection data. The apparatus includes basic data acquiring means for acquiring response data of the projection data when no sample is present before acquiring each image of the sample, analysis means for analyzing an afterglow component of the acquired basic data into a plurality of time constants and their component ratio, storage means for storing the analyzed time constants and the component ratio, correction means used when radiographing the sample for extracting an afterglow component of the projection data according to the stored time constant and component ratio and removing the afterglow component of the extracted projection data from the projection data, thereby generating corrected projection data, reconstructing means for reconstructing an image by using the corrected projection data generated, and display means for displaying the reconstructed image.

[続葉有]



添付公開書類：
— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約:

被検体にX線を照射するX線源と、このX線源と対向配置され前記被検体の透過X線量を投影データとして検出するX線検出器とを備えたX線CT装置において、前記被検体の画像を取得する毎に、予め前記被検体のいない状態で前記投影データの応答データを基礎データとして取得する基礎データ取得手段と、前記取得された基礎データのうちの残光成分を複数の時定数とそれらの成分比に分析する解析手段と、前記分析された時定数と成分比を記憶する記憶手段と、前記被検体の撮影時には前記記憶された時定数と成分比に基づき前記投影データの残光成分を抽出し、前記抽出された前記投影データの残光成分を前記投影データから除去して補正投影データを生成する補正手段と、前記生成された補正投影データを用いて画像再構成する再構成手段と、前記再構成された画像を表示する表示手段とを備えた構成とする。

明 細 書

X線CT装置、X線CT装置の残光補正方法および残光補正プログラム

5

技術分野

本発明は、X線CT装置、X線CT装置の残光補正方法および残光補正プログラムに関するものである。

10

背景技術

X線CT装置のX線検出器は、固体検出器が主流になりつつある。このX線検出器は、X線検出の感度は向上したが、シンチレータの残光(after glow)等に起因する残像の影響が顕著となり、時間分解能の低下や、画質の悪化が発生した。すなわち、このようなX線検出器においては、X線を受けたときに蛍光するシンチレータが設けられ、この蛍光を例えばフォトダイオード等の光検出手段で検出することによってX線を検出している。しかし、シンチレータの蛍光はX線の照射が終わっても直ちに停止せず、応答遅れを伴って減衰し、残光が生ずる。このような残光は、サンプリングされる投影データ中に混在して残像(アーチファクト)を発生させる原因となる。この残像の原因となる残光の補正方法として幾つかの方法が提示されている。

20

その一つの方法として、随時、最も短い時定数成分の補正を行う方法(特公平7-090024号公報参照)がある。また、検出器出力の線形変換で補正を行う方法(特公平7-102211号公報参照)がある。さらに、随時、複数の時定数に対応した補正を行う方法(特開平6-90945号公報参照)がある。そして、重畳積分によって補正する方法(特開平6-343629号公報参照)がある。

25

また、特開平6-90945号公報に開示された方法は、複数の異なる時定数を持つ指数関数形のインパルス応答を有した放射線検出器を有した装置で、インパルス応答時間の最も長い時定数とその成分を求め、その成分を除去した後、次

に長い時定数とその成分比を求めその成分を除去するもので、残光成分が影響しなくなるまでこの操作を繰り返すものである。また、この時定数とその成分のデータは、工場内において作像用の開口内に物体を存在させない状態でCT装置を作動させて得ることが記載されている。つまり、インパルス応答のデータ収集は

5 工場の製品出荷時にしか行われないことになっている。

しかしながら、X線検出器は被検体の撮影時の温度を含む周囲環境や経年変化によって残光などの検出特性が異なってしまうため、上記方法では十分に残光成分が除去できないおそれがあった。

このようなX線CT装置において、投影データ中に含まれる残光成分をより正確に抽出して除去し、残光の影響をより低減することが要望されている。

発明の開示

本発明の目的は、X線CT装置における残光の影響をより低減することにある。

本発明は、被検体にX線を照射するX線源と、このX線源と対向配置され前記被検体の透過X線量を投影データとして検出するX線検出器とを備えたX線CT装置において、前記被検体の画像を取得する毎に、予め前記被検体のいない状態で前記投影データの応答データを基礎データとして取得する基礎データ取得手段と、前記取得された基礎データのうちの残光成分を複数の時定数とそれらの成分比に分析する解析手段と、前記分析された時定数と成分比を記憶する記憶手段と、前記被検体の撮影時には前記記憶された時定数と成分比に基づき前記投影データの残光成分を抽出し、前記抽出された前記投影データの残光成分を前記投影データから除去して補正投影データを生成する補正手段と、前記生成された補正投影データを用いて画像再構成する再構成手段と、前記再構成された画像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とするX線CT装置によって上述した課題を解決する。

また、被検体にX線を照射するX線源と、このX線源と対向配置され前記被検体の透過X線量を投影データとして検出するX線検出器とを備えたX線CT装置の残光補正方法において、前記被検体の画像を取得する毎に、予め前記被検体の

- いない状態で前記投影データの応答データを基礎データとして取得する基礎データ取得ステップと、前記取得された基礎データのうちの残光成分を複数の時定数とそれらの成分比に分析する解析ステップと、前記分析された時定数と成分比を記憶する記憶ステップと、前記被検体の撮影時には前記記憶された時定数と成分比に基づき前記投影データの残光成分を抽出し、前記抽出された前記投影データの残光成分を前記投影データから除去して補正投影データを生成する補正ステップと、前記生成された補正投影データを用いて画像再構成する可構成ステップと、前記再構成された画像を表示する表示ステップとを備えたこと特徴とするX線CT装置の残光補正方法又は残光補正プログラムによって上述した課題を解決する。
- 5
- 10 本発明によれば、前記被検体の画像を取得する毎に前記基礎データに基づいて残光成分の複数の時定数とそれらの成分比に分析して求めているから、複数の時定数の成分比を精度良く求めることができ、残光の信号成分を正確に計算することができる。そして、正確な複数の時定数の成分比を用いて残光成分を投影データから除去した補正投影データを求めているから。残光の影響をより低減することができる。これによって、アーチファクトの発生が低減され、またX線CT装置の時間分解能を向上する効果がある。
- 15
- また、前回求めた補正投影データの時定数とそれらの成分比を記憶手段に記憶し、新たな補正投影データを逐次求める際に利用するようにしてもよい。
- これによれば、最新の補正投影データの時定数とそれらの成分比を次回求める新たな補正投影データに利用するので、例えば前回のCT画像に隣接するスライス位置であるときは被検体のX線量が略同等であるから、それによる残光成分も略同等となるため、かかる場合はそれ以前のデータは累積して記憶する必要がないから、補正手段で用いるメモリの容量を低減することができる。
- 20
- また、被検体にX線を照射するX線源と、このX線源と対向配置され前記被検体の透過X線量を投影データとして検出するX線検出器とを備えたX線CT装置において、前記被検体がいらない状態で、連続してX線を前記X線検出器に照射した後に照射を停止したときのステップ応答の前記投影データを実測値として取得する実測値取得手段と、前記取得された実測値のステップ応答をインパルス応答
- 25

- に分析し、前記分析されたインパルス応答を重畳積分して前記ステップ応答の計算値を再現し、前記実測値と前記計算値との誤差を設定値以下にする複数の時定数とそれらの成分比を漸近的、かつ再帰的に計算する解析手段と、前記計算された時定数と成分比を記憶する記憶手段と、前記被検体の撮影時には前記記憶された時定数と成分比に基づき前記投影データの残光成分を抽出し、前記抽出された前記投影データの残光成分を前記投影データから除去して補正投影データを生成する補正手段と、前記生成された補正投影データを用いて画像再構成する再構成手段と、前記再構成された画像を表示する表示手段とを備えたこと特徴とするX線CT装置による構成としてもよい。
- 5
- 10 これによれば、誤差が設定以下になるまで再帰演算を繰り返して複数の時定数の成分比を求めているから、複数の時定数とそれらの成分比の確かさが確保され、信頼性の高い残光補正を行うことができる。
- また、被検体にX線を照射するX線源と、このX線源と対向配置され前記被検体の透過X線量を投影データとして検出するX線検出器とを備えたX線CT装置
- 15 において、予め前記被検体のいない状態で前記投影データの応答データを基礎データとして取得する基礎データ取得手段と、前記取得された基礎データのうちの残光成分を複数の時定数とそれらの成分比に遺伝的アルゴリズムを用いて分析する解析手段と、前記分析された時定数と成分比を記憶する記憶手段と、前記被検体の撮影時には前記記憶された時定数と成分比に基づき前記投影データの残光成分
- 20 分を抽出し、前記抽出された前記投影データの残光成分を前記投影データから除去して補正投影データを生成する補正手段と、前記生成された補正投影データを用いて画像再構成する再構成手段と、前記再構成された画像を表示する表示手段とを備えたこと特徴とするX線CT装置による構成としてもよい。
- これによれば、再帰演算によって複数の時定数の成分比を求めるに際し、遺伝
- 25 的アルゴリズムを用いることによって、再帰演算の収束が早まり、早期に正確な成分比を得ることができる。

なお、このような応答特性に関する基礎データの取得、複数の時定数の成分比の計算および投影データの補正は、複数のチャンネルを有するX線検出器の場合

には、各チャンネルについて行ってもよい。例えば、X線検出器が約1000チャンネルを有する場合に、個々のチャンネルについて行ってもよい。

- また、同じ素子から形成された複数のチャンネルに係る検出部を有するモジュールを複数配列してなるX線検出器の場合には、各モジュールを代表する一部のチャンネルについてのみ基礎データの取得、複数の時定数の成分比の計算を行い、当該モジュールに係る投影データに対して共通する補正を行うようにしてもよい。すなわち、同じ素子から形成されたチャンネル相互間では応答特性が類似しているから、代表チャンネルの基礎データに基づいて各チャンネルの補正を行うことによって、時定数の成分比の計算に要する時間が短縮され、またこれを記憶するメモリの容量も少なくすることができる。例えば、16チャンネルに係るX線検出部を1モジュールとするX線検出器において、各モジュールの1またはそれ以上の1部のチャンネルについてのみ基礎データを取得するようにしてもよい。

図面の簡単な説明

- 図1は、残像除去の補正手段を含む、X線CT装置の本発明による、実施の形態を示す説明図である。
- 図2は、図1に示したX線CT装置の動作を説明するための、フローチャートである。
- 図3は、図2に示したフローチャートに含まれる、ステップ応答の測定からインパルス応答を求める方法の説明図である。
- 図4は、図2に示したフローチャートに含まれるインパルス応答を、時定数の成分比から求める方法の説明図である。
- 図5は、図2に示した補正方法及び、図3と図4に示したインパルス応答を、各々求めるために必要な、時定数の成分比を決定する方法の説明図である。
- 図6は、残像除去のアルゴリズムの説明図である。
- 図7は、図5と同じ目的で、遺伝的アルゴリズムを使用して、時定数の成分比を求め、インパルス応答の計算値を決定する方法の説明図である。
- 図8は、図7で説明する遺伝的アルゴリズムにおける、遺伝子配列を示す説明

図である。

図 9 は、図 7 における評価関数の変化を示す説明図である。

発明を実施するための最良の形態

- 5 以下、本発明を適用してなる X 線 C T 装置の実施形態について、図面を参照して詳述する。

なお、本発明の実施の形態では、X 線源として、X 線管を使用した場合について説明する。そして、本明細書において、残光は、X 線検出器の出力（投影データ）であり、一方、残像は、残光を再構成した後に、画像として得られるもので

- 10 ある。

（第 1 の実施形態）

まず、図 1 に示すように、X 線 C T 装置の基本的な構成として、X 線管 1 0 5 から X 線 2 を照射し、被検体 1 を挟んで X 線管 1 0 5 と対向配置された複数のチャンネル 1 0 7 を持つ X 線検出器 1 0 6 によって、逐次被検体 1 を透過した X 線

- 15 2 の減衰量を示す投影データを取り込む。

そして、投影データに基づき、再構成手段 1 0 3 により画像を再構成し、断層像表示手段 1 0 4 により画像を表示する。

さらに、予め被検体 1 のいない状態で、チャンネル 1 0 7 毎に投影データの応答特性に関する基礎データを取得する。そして、チャンネル 1 0 7 毎に基礎データを解析して、応答特性を時定数毎に成分に分解する解析手段 1 0 0 と、時定数の成分比を記憶する記憶手段 1 0 1 と、被検体 1 の撮影時に投影データの残像の影響を除外した補正投影データに変換する補正手段 1 0 2 とを備える。

- 20

次に、図 2 によって、図 1 に示した X 線 C T 装置における、残像の補正方法について説明する。

- 25 図 2 に示した、ステップ応答の測定(ステップ 5 0)と、インパルス応答の計算(ステップ 5 1)は、解析手段 1 0 0 で行う。また、投影データ(Raw Data)補正(ステップ 5 4)は、補正手段 1 0 2 で行う。そして、インパルス応答の記憶(ステップ 5 2)は、記憶手段 1 0 1 で行う。

まず、被検体 1 がいない状態で、ステップ応答の測定を行い、得られたステップ応答の投影データを基礎データとする(ステップ 5 0)。

- そして、予め設定した任意のサンプリング数もしくは時間で、X線の出力をカットする停止手段を補正手段に有する。停止手段はX線CT装置がX線を照射後、
5 任意の時間、例えばスキャン時間の半分の時間が経過した時点で、図 1 に示したX線管 1 0 5 からの出力を停止する。こうして得たステップ応答の測定(ステップ 5 0)のデータから、図 3 に示したインパルス応答 6 8 に関する時定数の成分比を解析し、インパルス応答を計算する(ステップ 5 1)。そして、インパルス応答 6 8 の時定数の成分比は、チャンネル毎に記憶する(ステップ 5 2)。

- 10 実際に、図 2 に示すように、被検体撮影(ステップ 5 3)を行う時には、スキャン中に、投影データを図 1 に示したX線検出器 1 0 6 から取り込み、それらを取り込む毎に投影データを補正する(ステップ 5 4)。

- そして、補正した補正投影データは、通常のX線CT装置と同様に再構成され(ステップ 5 5)、被検体 1 の断層像を構築し、断層像を、断層像表示手段 1 0 4
15 に表示する(ステップ 5 6)。

次に、図 2 に示したステップ応答の測定から、インパルス応答の計算を実施する方法について説明する。

図 3 に示すように、補正の基本となるステップ応答 6 6 は、基礎データとして、被検体 1 がいない状態で撮影し、取得する。

- 20 また、ステップ応答 6 6 を取得する時のX線の照射及び、図 1 に示したX線検出器 1 0 6 の応答は次のようになる。

- ステップ入力 6 5 は、図 3 (a) に示すようにインパルス入力 6 7 を連続して行ったものと同じである。インパルス応答 6 8 は図 3 (c) に示したように、理想的なインパルスが入力したと仮定した場合の出力結果であり、ステップ応答 6 6
25 は、連続した入力に対する出力であるので、ステップ応答 6 6 は、インパルス応答 6 8 の重畳積分として表せる。逆にインパルス応答 6 8 を計算できれば、ステップ応答 6 6 は決定する。

また、図 1 に示したX線管 1 0 5 のオン／オフ制御は難しいので、図 3 (b)

に示したステップ応答 6 6 の取得と比較して、図 3 (c) に示したインパルス応答 6 8 の取得は困難である。

すなわち、ステップ入力 6 5 の方が、インパルス入力 6 7 に比べて、パルス幅が長いために、制御が簡単であり、ステップ応答 6 6 の方が、容易に測定できる。

- 5 ここで、インパルス応答 6 8 は、次式のように複数の時定数の成分比を持つ指数関数的な特性を有する。

$$X(t) = \sum S_i \cdot \exp(-t/\tau_i) \quad (1)$$

- 10 ここに、 $X(t)$ は、インパルス応答で、 t はインパルス入力からの時間、 S_i ($i = 1, 2, \dots, n$) は、時定数の成分比、 τ_i は、 n 個の異なる時定数である。なお、 i は、複数の時定数のそれぞれに割り当てられた自然数である。したがって、時定数の成分比 S_i と n 個の異なる時定数 τ_i の組を決定すればインパルス応答 6 8 を再現でき、ひいては、これを重畳積分することによってステップ応答 6 6 を再現できる事になる。

そして、時定数の成分比 S_i と n 個の異なる時定数 τ_i の組を決定する方法の一つとして、まず、 n 個の異なる時定数 τ_i を等比級数的あるいは、対数的に予め決定する。そして、各時定数に対応する成分比 S_i の分布をとりあえず経験値等に基づいて推定し、仮定する。

- 20 次に、図 3 に示したステップ応答 6 6 から、インパルス応答 6 8 の計算値を求める方法について説明する。

図 3 (b) に示したステップ応答 6 6 と、図 3 (c) に示したインパルス応答 6 8 の関係は、次式のように、重畳積分として表せる。

$$25 \quad z(t) = \sum_{i=0}^t x(t-i) \quad (t > t_0) \quad (2)$$

ここに、

$Z(t)$: 時間 t が t_0 を超えた時のステップ応答の実測値

$X(t-i)$: 時間 t 、時定数の成分比 i のインパルス応答

そして、図 4 に示したように、本発明による時定数の成分比 S_i の分布 7 0 は、
 5 横軸に時定数を取り、縦軸に成分比を取ると、図のような分布になり、その積分
 値は 1 である。時定数の成分比 S_i の分布 7 0 と、図 3 に示した、インパルス応答
 6 8 およびステップ応答 6 6 は、夫々強い相関があり、インパルス応答に関する
 時定数の成分比 S_i の分布 7 0 を決定すれば、図 3 に示した、インパルス応答 6 8
 とステップ応答 6 6 とが決定できる。また、成分比は、図 4 に示したように、例
 10 えば、時定数 0. 1ms から 1000ms の、複数の時定数の成分比 S_i を有している。

次に、図 5 に示すフローにしたがって、実際に計測したステップ応答の実測値
 $Z(t)$ から時定数の成分比 S_i の分布 7 0 及び、インパルス応答の計算値 $X(t)$ を求
 める方法を説明する。

まず、インパルス応答に関する複数の時定数および各時定数の成分比の初期値
 15 を任意に設定する(ステップ 7 1)。次に、インパルス応答 $X(t)$ の暫定値を式(1)
 により、計算して求める(ステップ 7 2)。そして、式(2)の重畳積分(ステップ 7
 3)により、ステップ応答の計算値 $Z'(t)$ を求める(ステップ 7 4)。このステップ
 応答の計算値 $Z'(t)$ と、実際に計測したステップ応答の実測値 $Z(t)$ (ステップ 7 5) と
 の 2 乗誤差を評価関数 $\phi(S_i)$ として次式のように設定する。

20

$$\phi(S_i) = (Z(t) - Z'(t))^2 \quad (3)$$

そして、評価関数 $\phi(S_i)$ の大きさに応じて、図 4 に示した時定数の成分比 S_i の
 分布 7 0 を修正するフィードバックループを用いる事で、時定数の成分比 S_i の組
 25 合せを、例えば乱数に応じて少しずつ変えながらインパルス応答を式(1)を使って
 再計算し、ステップ応答の計算値 $Z'(t)$ と、実際に計測したステップ応答の実測値
 $Z(t)$ との誤差評価を、式(3)を使って評価する(ステップ 7 6)

このように、評価関数 $\phi(S_i)$ を漸近的に小さくするが、一般的に、評価関数 $\phi(S_i)$

は必ずしも 0 にする事は出来ない。そこで、実用上十分小さくなるように閾値を設定し、評価関数 $\phi(S_i)$ が閾値以下になったらフィードバックループを脱出するようにする事で、図 3 に示したステップ応答 66 を再現する図 4 に示した時定数の成分比 S_i の分布 70 を決定する(ステップ 70)。また、時定数の成分比 S_i の分布 70 に基づき、式(1)を使って、インパルス応答の計算値 $X(t)$ を決定する(ステップ 77)。

次に、投影データ(計測データ)を補正して、補正投影データを求める方法を説明する。

図 6 に示すように、残光と発光量による計測データは、横軸を時間 t とし、縦軸は発光強度で表せる。

今、サンプリング数 k 番目に着目して、補正投影データ $DA(k)$ を求める場合は、次式で計算できる。

$$DA(k) = DB(k) - \sum_{i=0}^n S_i \cdot Bi(k) \quad (4)$$

15

ここに、

$DA(k)$: サンプリング数 k 番目の補正投影データ ただし $DA(0)=DB(0)$

$DB(k)$: サンプリング数 k 番目の計測データ

S_i : 時定数 i 番目の成分比

20 $Bi(k)$: サンプリング数 k 番目、時定数 i 番目の残光の寄与、ただし $Bi(0)=0$

すなわち、式(4)に示したように、 $Bi(k)$ は、時定数 i 番目の成分比毎の残光の寄与分なので、計測するデータ、つまり、現在の投影データ $DB(k)$ から、複数の時定数 i 番目の成分比毎の残光の寄与 $Bi(k)$ の総和を減じれば、補正投影データ $DA(k)$ が得られる。

このような補正投影データの計算は、再帰型フィルタ(リカシブフィルタ)によって実現することができる。

また、これらの補正投影データ $DA(k)$ は、図 1 に示した、X線検出器 106 のチャンネル 107 毎に計算する。

そして、この時の複数の時定数の成分比毎の、残光の寄与 $Bi(k)$ は、図 6 に示した範囲について、次式で計算できる。

5

$$Bi(k) = (Bi(k-1) + DA(k-1)) \cdot \exp(-\Delta t / \tau_i) \quad (5)$$

ここに、

$Bi(k-1)$: サンプルング数 k 番目の直前 $k-1$ 番目の

10

複数の時定数の成分比毎の残光の寄与

$DA(k-1)$: サンプルング数 k 番目の直前 $k-1$ 番目の補正投影データ

Δt : サンプルング数 k 番目と直前 $k-1$ 番目の時間間隔

τ_i : i 番目の時定数 ($\tau_0=0.1\text{ms}$, $\dots$, $\tau_4=1000\text{ms}$)

15

すなわち、式(5)に示したように、サンプルング数 k 番目における、複数の時定数の成分比毎の残光の寄与 $Bi(k)$ は、サンプルング数 k 番目の直前 $k-1$ 番目における、時定数 τ_i の残光の寄与 $Bi(k-1)$ と、サンプルング数 k 番目の直前 $k-1$ 番目の補正投影データ $DA(k-1)$ との和に、時定数 τ_i に応じた Δt の減衰分 $\exp(-\Delta t / \tau_i)$ を乗じたものになる。

20

また、これら式(4)及び(5)による計算は、図 1 に示した X線検出器 106 のチャンネル 107 毎に計算され、補正投影データ $DA(k)$ に変換する。

次に、補正投影データ $DA(k)$ を各チャンネル 107 毎に、かつ、複数の時定数の成分比毎に、図 1 に示した記憶手段 101 に記憶し、計算する毎に結果を更新する。

25

そして、図 1 に示した再構成手段 103 により、補正投影データ $DA(k)$ を使って、補正後の画像を作成する。

上述したように、本実施形態によれば、被検体のいない状態で取得された基礎データに基づいて残光成分を表わす複数の時定数を求めているから、この複数の

時定数の成分比を精度良く求めることができ、残光の成分を正確に計算することができる。そして、正確な複数の時定数の成分比を用いて補正投影データを求めているから、残光の影響をより低減することができ、これによってアーチファクトの発生を低減し、装置の時間分解能を向上できる効果がある。

- 5 また、補正手段は、各サンプリング時点毎に、前回求めた補正投影データを複数の時定数の成分比に応じて分解した値と、この補正投影データの計算時における複数回前のサンプリング時点までの複数の時定数毎の残光成分の値とに、それぞれ対応する時定数の減衰量を乗じた値の和を、補正対象のサンプリング時点における投影データから除去して新たな補正投影データを求めるようにしているから、
- 10 前回補正投影データを計算したサンプリング時点における複数の時定数毎の各残光成分とその時点における補正投影データがわかれば最新のサンプリング時点における補正投影データを得ることができ、それ以前のデータを累積して記憶する必要がないから、必要なメモリの容量を低減することができる。

- 15 また、基礎データに基づいて計算された複数の時定数の成分比を用いて得られたインパルス応答を重畳積分して再現したステップ応答の計算値と、基礎データとして取得したステップ応答の実測値との誤差が予め定めた閾値以下となるまで再帰的に演算しているから、複数の時定数の成分比の確かさが確保され、信頼性の高い残光補正を行うことができる。

(第2の実施形態)

- 20 次に、本発明を適用してなるX線CT装置の第2の実施形態について説明する。第1の実施形態と同じ部分については説明を省略し、相違点についてのみ説明する。本実施形態は、被検体がない状態で取得したステップ応答に関する基礎データに基づいて、インパルス応答に関する複数の時定数の成分比を計算するにあたり、遺伝的アルゴリズムを適用したことを特徴とする。図7に示したフローは、
- 25 図3に示したインパルス応答68の計算値を、求めるためのインパルス応答68及び、ステップ応答66の解析手段として、遺伝的アルゴリズム(Genetic Algorithm)を適用した例である。遺伝的アルゴリズムは、最適化問題の解法としてよく用いられる手法の一つである。

そして、図 7 に示した遺伝子配列 Sim は、図 8 に示したように、複数の時定数の成分比 Si を遺伝子配列とした。そして、式(2)によって、インパルス応答 $X(t)$ により計算したステップ応答の計算値 $Z'(t)$ と、基礎データとして取得したステップ応答の実測値 $Z(t)$ との 2 乗誤差 $\phi(Si)$ (式(3)) を評価関数とした。

- 5 さらに、図 7 に示した、遺伝的アルゴリズムの世代交代ループによって、評価関数 $\phi(Si)$ が向上する遺伝子配列すなわち時定数の成分比を漸近的に計算する。遺伝的アルゴリズムでは、複数の遺伝子配列 $\{Si1, Si2, Si3, \dots, Sim\}$ を用いた。

- 図 7 に示したように、初期状態として、これら複数の遺伝子配列 $Si1 \sim Sim(m=10)$ をランダムにセットする(ステップ 8 2)。そして、世代交代ループの中で、
10 まず、表現形の計算は、遺伝子配列毎に、図 3 で説明した式(2)によって、ステップ応答の計算値 $Z'(t)$ を計算する(ステップ 8 3)。

次に、誤差評価によって、ステップ応答の実測値 $Z(t)$ とステップ応答の計算値 $Z'(t)$ との誤差の 2 乗和が小さい順に、並び替え(ソート)て、評価関数 $\phi(Si)$ が閾値($=2$)よりも大きい場合は、次のステップ 8 5 の処理に移行する(ステップ 8 4)。

- 15 この誤差評価は、インパルス応答 $X(t)$ に対応する評価関数 $\phi(Si1)$, $\phi(Si2)$, $\dots$, $\phi(Si10)$ の中で、良い評価関数を有する遺伝子配列ほど、次世代に生き延びる確率を高くしてより良い遺伝子配列を選別する。

- そして、誤差の大きさに従って、淘汰のオペレーションによって、遺伝子配列 $Si1 \sim Si10$ の下位半分の遺伝子配列を死滅させ、上位半分の遺伝子配列を 2 倍に
20 増殖させる。これにより、劣悪な遺伝子配列を削除し、良好な遺伝子配列を残すようにする(ステップ 8 5)。

- さらに、交叉のオペレーションによって、良い評価関数の遺伝子配列から順に、他の遺伝子配列と、配列の一部を交換する(ステップ 8 6)。そして、突然変異のオペレーションによって、遺伝子配列の一部に突然変異を発生させて(ステップ 8
25 7)、この世代交代ループを繰り返し、評価関数 $\phi(Si)$ を漸近的に小さくする。

また、世代交代ループの中で、誤差評価の結果、評価関数 $\phi(Si)$ が閾値($=2$)よりも小さくなれば、世代交代ループを抜けて(ステップ 8 4)、最も誤差が小さい遺伝子配列 8 1 を得ることができる。

そして、図 7 に示した本発明による実施の形態の場合について、時定数 0.1 ms の各遺伝子配列 Si1~Si10 の評価関数 $\phi(Si)$ を世代交代ループ毎に計算すると、図 9 に示す結果が得られる。図 9 からわかるように、図 7 に示した実施の形態の場合は、世代交代ループは、世代が、150 回目で設定した閾値(= 2)より、
5 すべての遺伝子配列 Si1~Si10 の評価関数 $\phi(Si)$ が小さくなり、最も誤差が小さい遺伝子配列の結果が得られる。

もちろん、一般的に、評価関数 $\phi(Si)$ は必ずしも 0 にする事は出来ないが、実用上十分小さくなるように閾値を設定し、評価関数 $\phi(Si)$ が閾値以下になったら世代交代ループを抜けるようにする事で、図 3 に示したステップ応答 66 を
10 再現する時定数の成分比 Si の分布 70 を決定する事ができる。

そして、図 7 ~ 図 9 に示した実施の形態によれば、時定数の成分比を遺伝子配列とし、遺伝的アルゴリズムの世代交代ループによって、誤差が小さくなる遺伝子配列、すなわち時定数の成分比を漸近的、かつ再帰的に計算し、インパルス応答 68 を自動的に計算することで、残光等による残像が原因で発生する画像ノイズがなく、さらに、時間分解能の低下がない、高画質の X 線 CT 装置が実現する。
15

以上のように、本実施形態によれば、上述した第 1 の実施形態と同様の効果が得られるほか、再帰演算によって複数の時定数の成分比を求めるに際し、遺伝的アルゴリズムを用いているから、再帰演算の収束が早まり、早期に正確な成分比を得ることができる効果がある。

20 なお、本発明の X 線 CT 装置に使用する X 線管は、X 線源の一つの実施形態であり、X 線管に限定されず、電子ビーム及び、放射線源（ラジオアイソトープ）等でも、同様な効果が得られることは明らかである。

また、上述したような基礎データの取得および複数の時定数の成分比の計算は、X 線検出器が使用される温度等の周囲環境や、X 線検出器の経年変化等に対応するため、X 線 CT 装置の稼働期間中に行うようにしてもよい。例えば被検体の画像を取得する都度、その直前に行ういわゆるエア・キャリブレーションの際に行うとよい。また、X 線検出器の特性のばらつきに対処するため、X 線 CT 装置の工場出荷時に行なうようにしてもよい。
25

また、上述した実施形態においては、複数の時定数の成分比をX線CT装置が有する全てのチャンネルについて行うようにしているが、X線検出器が複数のチャンネルに対応するX線検出部を含むモジュールを複数有してなる場合には、各モジュールの一部のチャンネルについてのみ成分比の計算を行い、共通するモジ

- 5 ュール内のチャンネルの補正は共通する成分比を用いて行うようにしてもよい。
- すなわち、同じ素子から形成された同じモジュール内のX線検出部は応答特性が類似するから、このようにすることによって複数の時定数の成分比の計算に要する時間が短縮され、また成分比を記憶するメモリの容量を低減することができる。
- 10 なお、この場合にも被検体撮影時における補正投影データの計算は個々のチャンネル毎に行われるが、個々のチャンネルに対して施される再帰型フィルタ演算は同じものとなる。

請求の範囲

1. 被検体にX線を照射するX線源と、このX線源と対向配置され前記被
5 検体の透過X線量を投影データとして検出するX線検出器とを備えたX線CT装置において、前記被検体の画像を取得する毎に、予め前記被検体のいない状態で前記投影データの応答データを基礎データとして取得する基礎データ取得手段と、前記取得された基礎データのうちの残光成分を複数の時定数とそれらの成分比に分析する解析手段と、前記分析された時定数と成分比を記憶する記憶手段と、前
10 記被検体の撮影時には前記記憶された時定数と成分比に基づき前記投影データの残光成分を抽出し、前記抽出された前記投影データの残光成分を前記投影データから除去して補正投影データを生成する補正手段と、前記生成された補正投影データを用いて画像再構成する再構成手段と、前記再構成された画像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とするX線CT装置。
- 15 2. 請求項1に記載のX線CT装置において、前記記憶手段は、前回求めた補正投影データの時定数とそれらの成分比を記憶し、新たな補正投影データを逐次求める際に利用することを特徴とするX線CT装置。
- 20 3. 被検体にX線を照射するX線源と、このX線源と対向配置され前記被検体の透過X線量を投影データとして検出するX線検出器とを備えたX線CT装置において、前記被検体がいらない状態で、連続してX線を前記X線検出器に照射した後に照射を停止したときのステップ応答の前記投影データを実測値として取得する実測値取得手段と、前記取得された実測値のステップ応答をインパルス応答に分析し、前記分析されたインパルス応答を重畳積分して前記ステップ応答の計算値を再現し、前記実測値と前記計算値との誤差を設定値以下にする複数の時
25 定数とそれらの成分比を漸近的、かつ再帰的に計算する解析手段と、前記計算された時定数と成分比を記憶する記憶手段と、前記被検体の撮影時には前記記憶された前記投影データの残光成分を前記投影データから除去して補正投影データを生成する補正手段と、前記生成された補正投影データを用いて画像再構成する再

構成手段と、前記再構成された画像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とするX線CT装置。

4. 被検体にX線を照射するX線源と、このX線源と対向配置され前記被検体の透過X線量を投影データとして検出するX線検出器とを備えたX線CT装置において、予め前記被検体のいない状態で前記投影データの応答データを基礎データとして取得する基礎データ取得手段と、前記取得された基礎データのうちの残光成分を複数の時定数とそれらの成分比に遺伝的アルゴリズムを用いて分析する解析手段と、前記分析された時定数と成分比を記憶する記憶手段と、前記被検体の撮影時には前記記憶された時定数と成分比に基づき前記投影データの残光成分を抽出し、前記抽出された前記投影データの残光成分を前記投影データから除去して補正投影データを生成する補正手段と、前記生成された補正投影データを用いて画像再構成する再構成手段と、前記再構成された画像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とするX線CT装置。

5. 請求項4に記載のX線CT装置において、前記解析手段は、前記複数の時定数の成分比を遺伝子配列とし、計算結果のインパルス応答に基づいて再現したステップ応答と、前記基礎データとして取得した前記ステップ応答の誤差を評価関数とし、前記遺伝的アルゴリズムの世代交替ループによって、前記評価関数が向上する前記遺伝子配列を漸近的、かつ再帰的に計算し、前記複数の時定数とそれらの成分比を求めることを特徴とするX線CT装置。

6. 請求項1に記載のX線CT装置において、前記X線検出器は、複数のチャンネルに対応するX線検出部を含むモジュールを複数有してなり、前記モジュールを代表する一部のチャンネルについて前記複数の時定数の成分比を求めることを特徴とするX線CT装置。

7. 請求項1に記載のX線CT装置において、前記X線検出器の複数のチャンネルのそれぞれについて前記複数の時定数とそれらの成分比を求めることを特徴とするX線CT装置。

8. 被検体にX線を照射するX線源と、このX線源と対向配置され前記被

検体の透過X線量を投影データとして検出するX線検出器とを備えたX線CT装置の残光補正方法において、前記被検体の画像を取得する毎に、予め前記被検体のいない状態で前記投影データの応答データを基礎データとして取得する基礎データ取得ステップと、前記取得された基礎データのうちの残光成分を複数の時定数とそれらの成分比に分析する解析ステップと、前記分析された時定数と成分比を記憶する記憶ステップと、前記被検体の撮影時には前記記憶された時定数と成分比に基づき前記投影データの残光成分を抽出し、前記抽出された前記投影データの残光成分を前記投影データから除去して補正投影データを生成する補正ステップと、前記生成された補正投影データを用いて画像再構成する再構成ステップと、前記再構成された画像を表示する表示ステップとを備えたことを特徴とするX線CT装置の残光補正方法。

9. 請求項8に記載のX線CT装置の残光補正方法において、前記記憶ステップは、前回求めた補正投影データの時定数とそれらの成分比を記憶し、新たな補正投影データを逐次求める際に利用することを特徴とするX線CT装置の残光補正方法。

10. 被検体にX線を照射するX線源と、このX線源と対向配置され前記被検体の透過X線量を投影データとして検出するX線検出器とを備えたX線CT装置の残光補正方法において、前記被検体がいらない状態で、連続してX線を前記X線検出器に照射した後に照射を停止したときのステップ応答の前記投影データを実測値として取得する実測値取得ステップと、前記取得された実測値のステップ応答をインパルス応答に分析し、前記分析されたインパルス応答を重畳積分して前記ステップ応答の計算値を再現し、前記実測値と前記計算値との誤差を設定値以下にする複数の時定数とそれらの成分比を漸近的、かつ再帰的に計算する解析ステップと、前記計算された時定数と成分比を記憶する記憶ステップと、前記被検体の撮影時には前記記憶された時定数と成分比に基づき前記投影データの残光成分を前記投影データから除去して補正投影データを生成する補正ステップと、前記生成された補正投影データを用いて画像再構成する再構成ステップと、前記

再構成された画像を表示する表示ステップとを備えたことを特徴とするX線CT装置の残光補正方法。

- 1 1. 被検体にX線を照射するX線源と、このX線源と対向配置され前記被検体の透過X線量を投影データとして検出するX線検出器とを備えたX線CT装置の残光補正方法において、予め前記被検体のいない状態で前記投影データの応答データを基礎データとして取得する基礎データ取得ステップと、前記取得された基礎データのうちの残光成分を複数の時定数とそれらの成分比に遺伝的アルゴリズムを用いて分析する解析ステップと、前記分析された時定数と成分比を記憶する記憶ステップと、前記被検体の撮影時には前記記憶された時定数と成分比に基づき前記投影データの残光成分を抽出し、前記抽出された前記投影データの残光成分を前記投影データから除去して補正投影データを生成する補正ステップと、前記生成された補正投影データを用いて画像再構成する再構成ステップと、前記再構成された画像を表示する表示ステップとを備えたことを特徴とするX線CT装置の残光補正方法。
- 15 1 2. 請求項1 1に記載のX線CT装置の残光補正方法において、前記解析ステップは、前記複数の時定数の成分比を遺伝子配列とし、計算結果のインパルス応答に基づいて再現したステップ応答と、前記基礎データとして取得した前記ステップ応答の誤差を評価関数とし、前記遺伝的アルゴリズムの世代交替ループによって、前記評価関数が向上する前記遺伝子配列を漸近的、かつ再帰的に計算し、前記複数の時定数とそれらの成分比を求めることを特徴とするX線CT装置の残光補正方法。

- 1 3. 被検体にX線を照射するX線源と、このX線源と対向配置され前記被検体の透過X線量を投影データとして検出するX線検出器とを備えたX線CT装置の残光補正プログラムにおいて、前記被検体の画像を取得する毎に、予め前記被検体のいない状態で前記投影データの応答データを基礎データとして取得する基礎データ取得ステップと、前記取得された基礎データのうちの残光成分を複数の時定数とそれらの成分比に分析する解析ステップと、前記分析された時定数と
- 25

成分比を記憶する記憶ステップと、前記被検体の撮影時には前記記憶された時定数と成分比に基づき前記投影データの残光成分を抽出し、前記抽出された前記投影データの残光成分を前記投影データから除去して補正投影データを生成する補正ステップと、前記生成された補正投影データを用いて画像再構成する再構成ステップと、前記再構成された画像を表示する表示ステップとを備えたことを特徴とするX線CT装置の残光補正プログラム。

14. 請求項13に記載のX線CT装置の残光補正プログラムにおいて、前記記憶ステップは、前回求めた補正投影データの時定数とそれらの成分比を記憶し、新たな補正投影データを求める際に利用することを特徴とするX線CT装置の残光補正プログラム。

15. 被検体にX線を照射するX線源と、このX線源と対向配置され前記被検体の透過X線量を投影データとして検出するX線検出器とを備えたX線CT装置の残光補正プログラムにおいて、前記被検体がない状態で連続してX線を前記X線源に照射した後に照射を停止したときのステップ応答の前記投影データを実測値として取得する実測値取得ステップと、前記取得された実測値のステップ応答をインパルス応答に分析し、前記分析されたインパルス応答を重畳積分して前記ステップ応答の計算値を再現し、前記実測値と前記計算値との誤差を設定値以下にする複数の時定数とそれらの成分比を漸近的、かつ再帰的に計算する解析ステップと、前記計算された時定数と成分比を記憶する記憶ステップと、前記被検体の撮影時には前記記憶された時定数と成分比に基づき前記投影データの残光成分を抽出し、前記抽出された前記投影データの残光成分を前記投影データから除去して補正投影データを生成する補正ステップと、前記生成された補正投影データを用いて画像再構成する再構成ステップと、前記再構成された画像を表示する表示ステップとを備えたことを特徴とするX線CT装置の残光補正プログラム。

25. 16. 被検体にX線を照射するX線源と、このX線源と対向配置され前記被検体の透過X線量を投影データとして検出するX線検出器とを備えたX線検出装置の残光補正プログラムにおいて、予め前記被検体のいない状態で前記投影デー

- タの応答データを基礎データとして取得する基礎データ取得ステップと、前記取得された基礎データのうちの残光成分を複数の時定数とそれらの成分比に遺伝的アルゴリズムを用いて分析する解析ステップと、前記分析された時定数と成分比を記憶する記憶ステップと、前記被検体の撮影時には前記記憶された時定数と成分比に基づき前記投影データの残光成分を抽出し、前記抽出された前記投影データの残光成分を前記投影データから除去して補正投影データを生成する補正ステップと、前記生成された補正投影データを用いて画像再構成する再構成ステップと、前記再構成された画像を表示する表示ステップとを備えたことを特徴とするX線CT装置の残光補正プログラム。
- 5
- 10 17. 請求項16に記載のX線CT装置の残光補正プログラムにおいて、前記解析ステップは、前記複数の時定数の成分比を遺伝子配列とし、計算結果のインパルス応答に基づいて再現したステップ応答と、前記基礎データとして取得した前記ステップ応答との誤差を評価関数とし、前記遺伝的アルゴリズムの世代交替ループによって、前記評価関数が向上する前記遺伝子配列を漸近的、かつ再帰的に計算し、前記複数の時定数とそれらの成分比を求めることを特徴とするX線
- 15 CT装置の残光補正プログラム。

図1

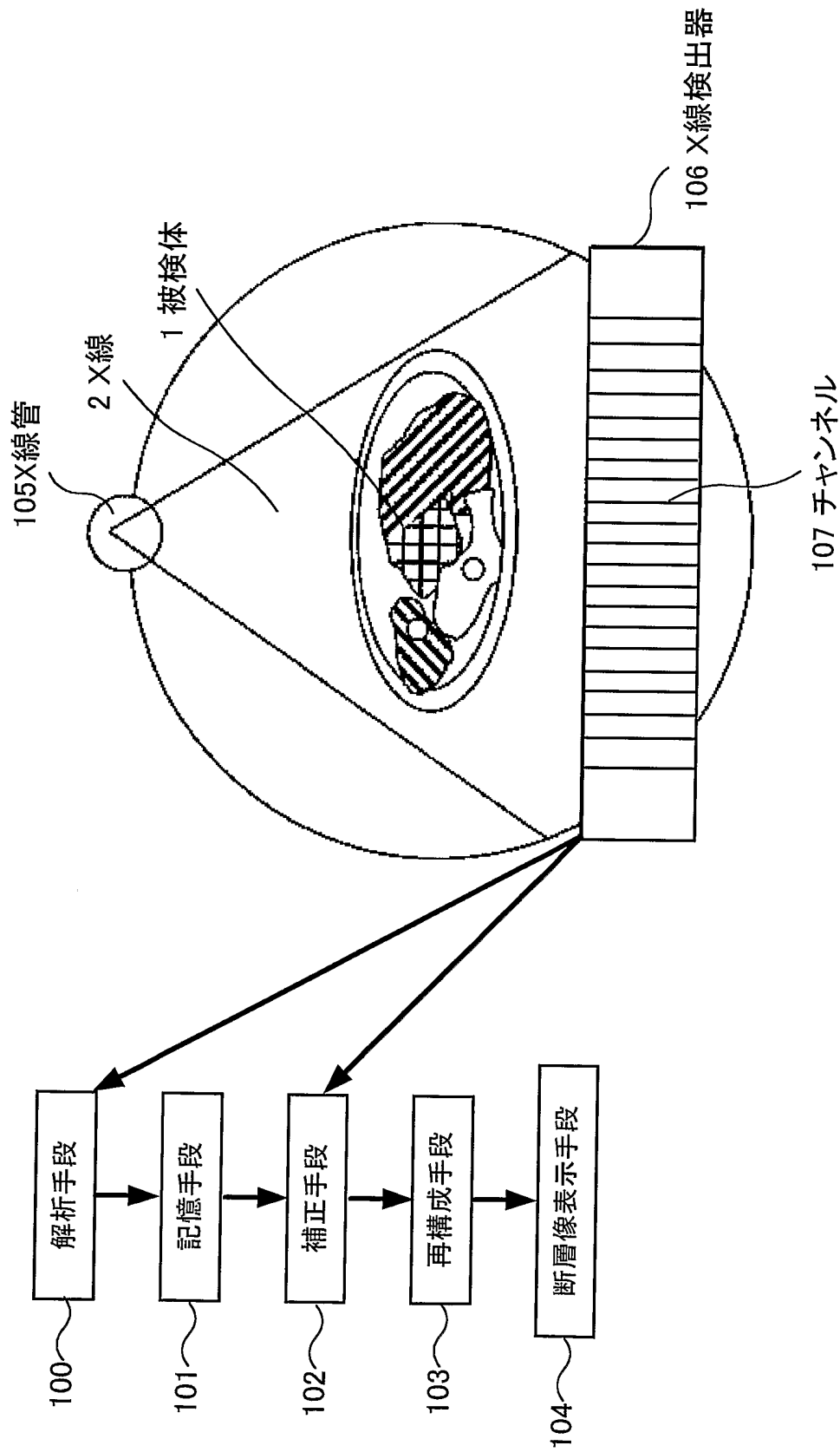


図2

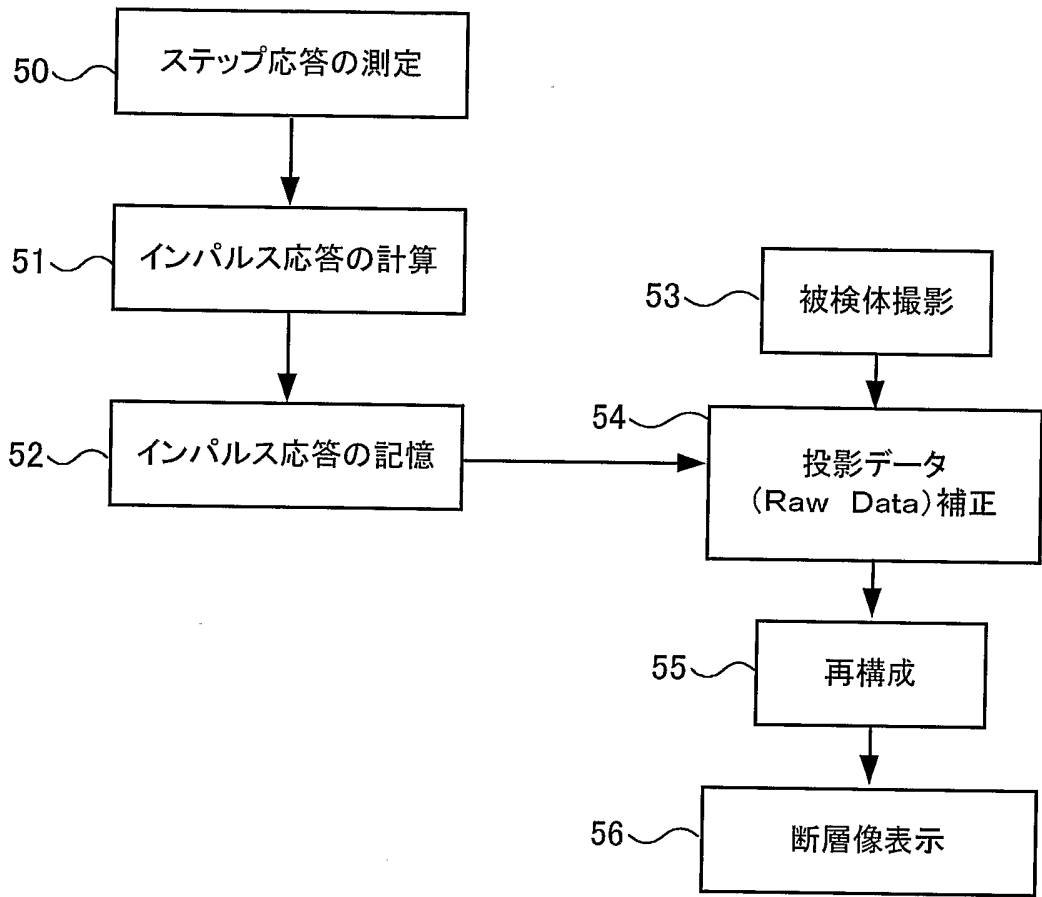


図8

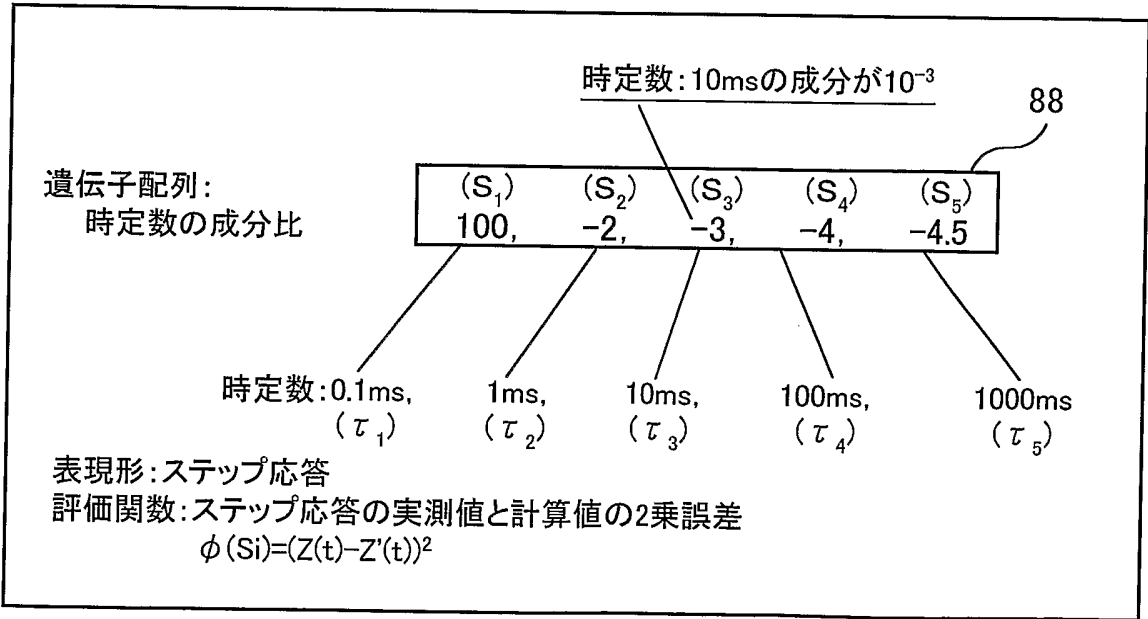


図3a

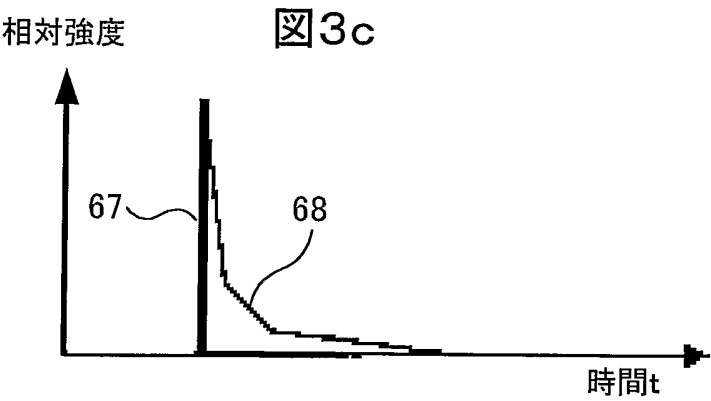
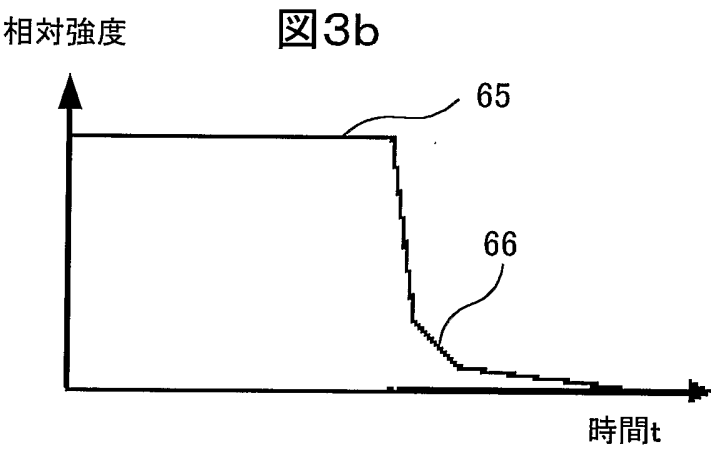
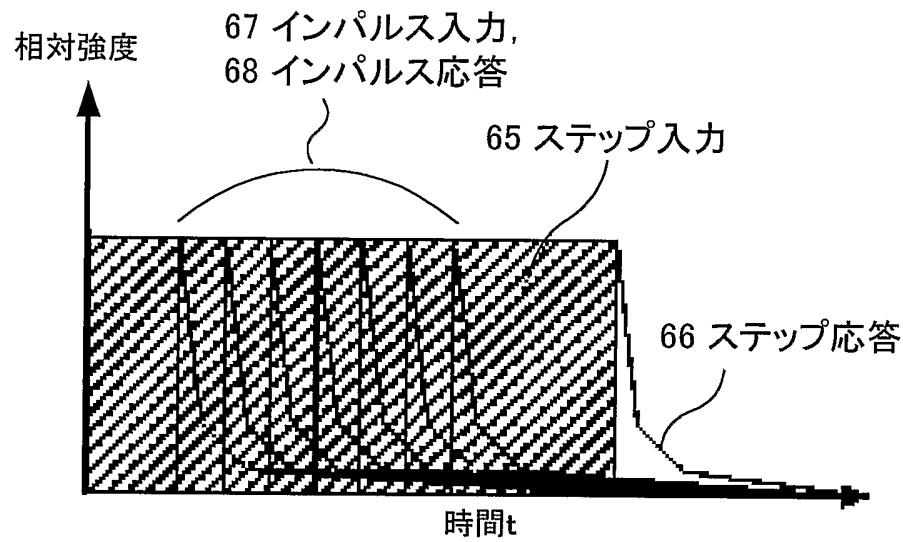
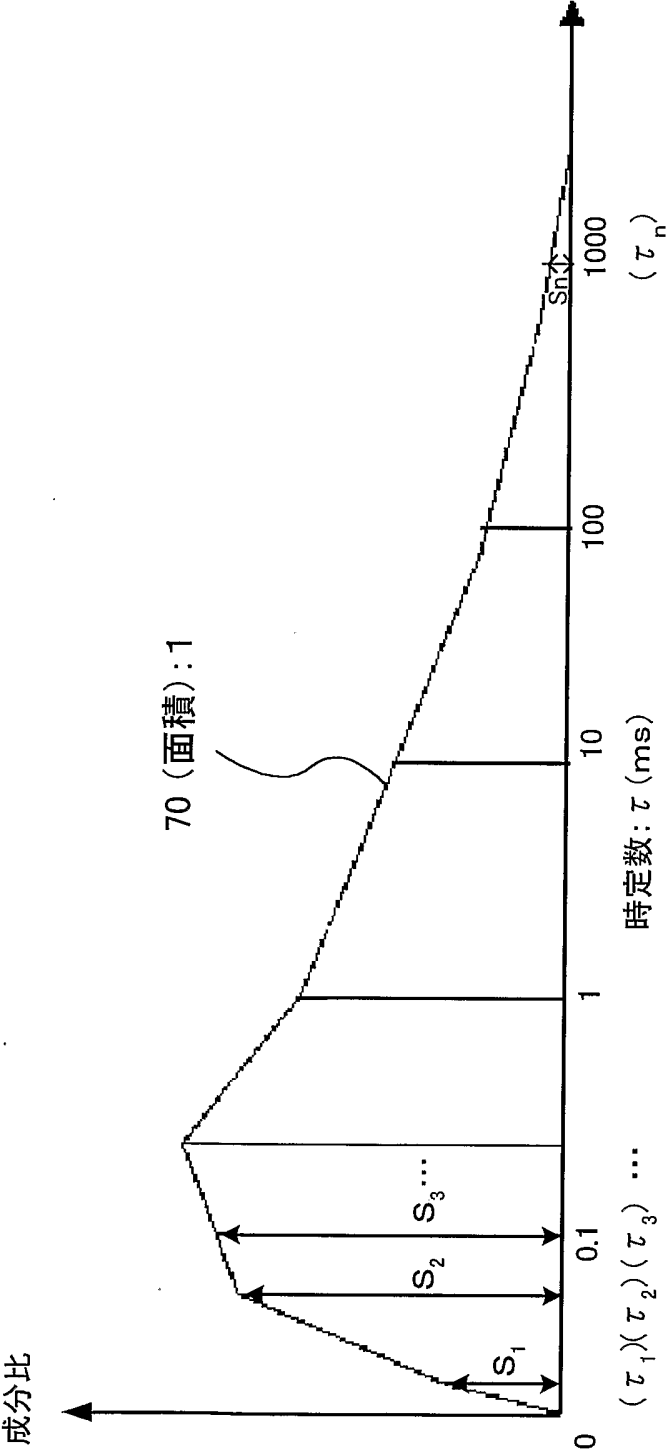


図4



5/8

図5

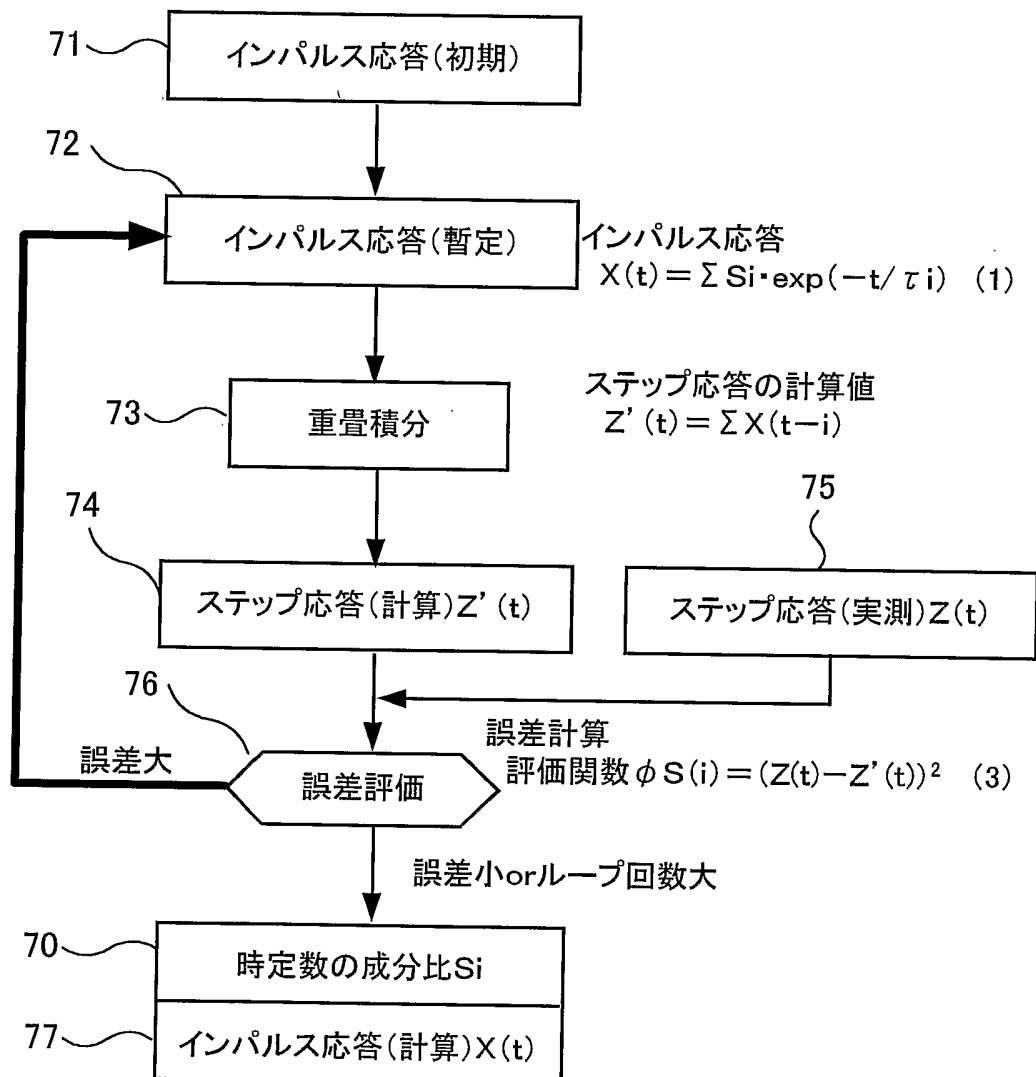
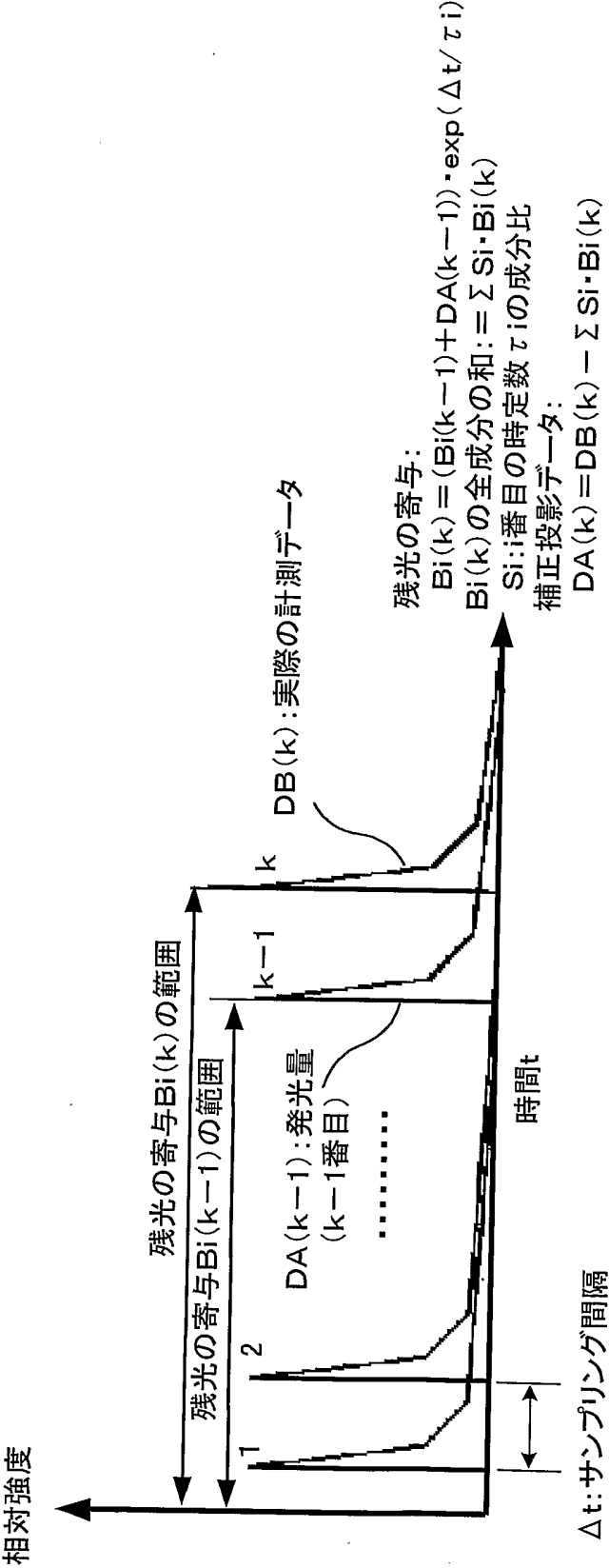


図6



7/8

図7

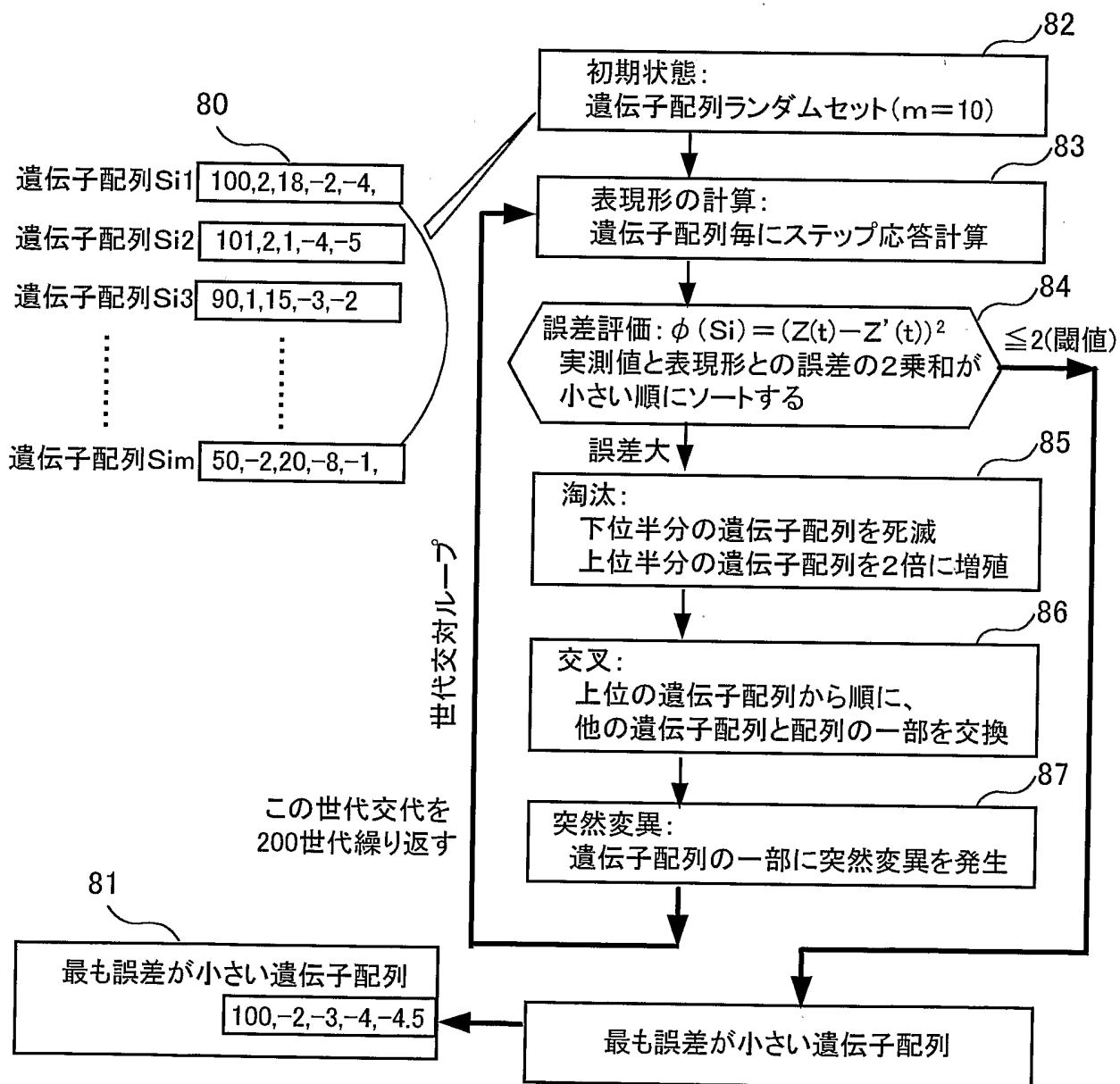
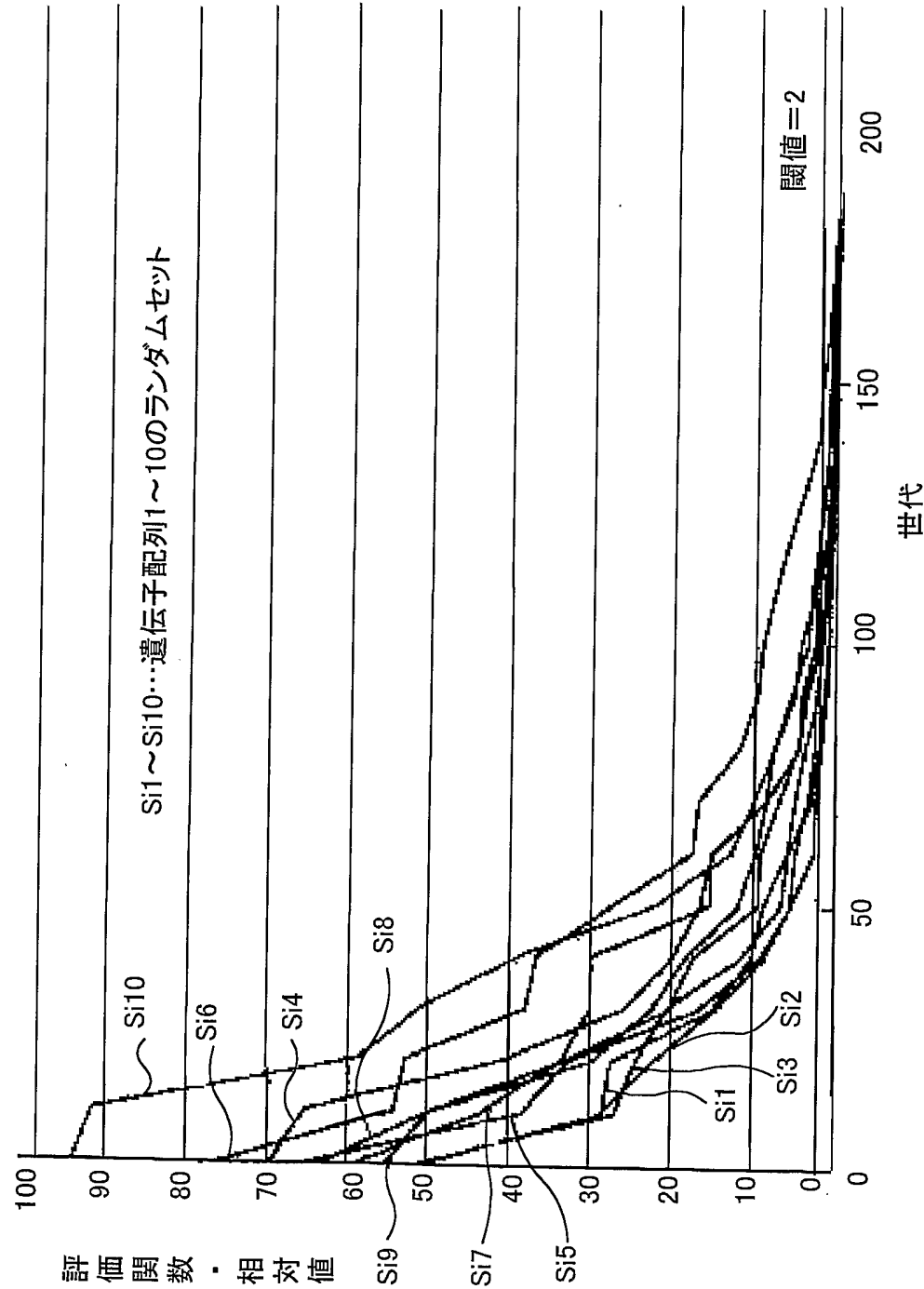


図9



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/08706

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B6/03

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)

Int.Cl⁷ 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	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2002
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2002	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2002

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JICST FILE, [IDEN*ARUGORIZUMU*KYOKUSEN] (in Japanese)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 6-90945 A (General Electric Corp.), 05 April, 1994 (05.04.94), Full text; Figs. 1 to 7 & EP 564182 A2 & US 5359638 A1	1-17
Y	JP 62-14044 A (Toshiba Corp.), 22 January, 1987 (22.01.87), Full text; Figs. 1 to 4 (Family: none)	1-17
Y	Kenjiro ODA, Yoshio MATSUMOTO, Shin-ichiro MISHIMA, "Sushiki Model no Parameter Suitei ni Kansuru GA no Yukosei -Yukibutsu Bunkai Model eno Tekiyo-", Shigen Seitai Kanri Ka Kenkyu Shuroku, 1996, No.12, pages 9 to 18	4, 5, 11, 12, 16, 17

☐ 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 document 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
09 October, 2002 (09.10.02)Date of mailing of the international search report
29 October, 2002 (29.10.02)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B6/03

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. Cl⁷ 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 1971-2002年
 日本国登録実用新案公報 1994-2002年
 日本国実用新案登録公報 1996-2002年

国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JICST科学技術文献ファイル, [遺伝*アルゴリズム*曲線]

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 請求の範囲の番号
Y	JP 6-90945 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ) 1994.04.05 全文、第1-7図 & EP 564182 A2 & US 5359638 A1	1-17
Y	JP 62-14044 A (株式会社東芝) 1987.01.22 全文、第1-4図 (ファミリーなし)	1-17

☒ 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

09.10.02

国際調査報告の発送日

29.10.02

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)

安田 明央



2W 9309

電話番号 03-3581-1101 内線 3250

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 請求の範囲の番号
Y	織田健次郎、松本成夫、三島慎一郎、” 数式モデルのパラメータ推定に関するGAの有効性—有機物分解モデルへの適用—”、資源・生態管理科学研究集録、1996、第12号、p. 9-18	4, 5, 11 , 12, 16 , 17