

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013 年 7 月 18 日(18.07.2013)



(10) 国際公開番号
WO 2013/105583 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/050240
- (22) 国際出願日: 2013 年 1 月 9 日(09.01.2013)
- (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:
13/347,398 2012 年 1 月 10 日(10.01.2012) US
- (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 1 3 8 5 番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: ザミヤチン アレキサンダー (ZAMYATIN, Alexander); 60061 イリノイ州バーノン・ヒル

ズ、ディアパス・ドライブ 706 東芝メディカルリサーチ・アメリカ社内 Illinois (US). シルバー マイケル ディー (SILVER, Michael D.); 60061 イリノイ州バーノン・ヒルズ、ディアパス・ドライブ 706 東芝メディカルリサーチ・アメリカ社内 Illinois (US). シー ダキシ (SHI, Daxin); 60061 イリノイ州バーノン・ヒルズ、ディアパス・ドライブ 706 東芝メディカルリサーチ・アメリカ社内 Illinois (US).

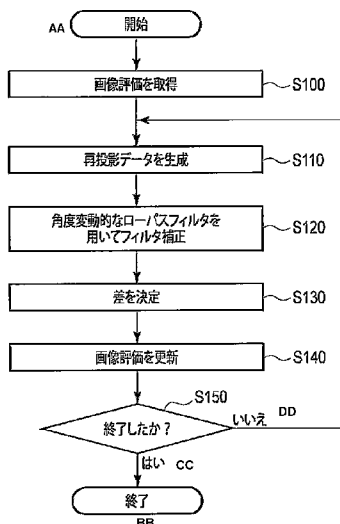
(74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門 1 丁目 1 2 番 9 号 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).

(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, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX,

[続葉有]

(54) Title: X-RAY COMPUTED TOMOGRAPHY DEVICE (X-RAY CT DEVICE) USING SUCCESSIVE APPROXIMATION

(54) 発明の名称: 逐次近似法を用いた X 線コンピュータ断層撮影装置 (X 線 CT 装置)



S100 Obtain image evaluation
S110 Create re-projection data
S120 Filter correction by using
angle-fluctuating low-pass filter
S130 Determine difference
S140 Update image evaluation
S150 Finished?
AA Start
BB End
CC Yes
DD No

(57) Abstract: Provided is an X-ray computed tomography image-capturing device in which spatial resolution and noise suppression in successive approximation can be improved. This X-ray computed tomography image-capturing device comprises: a forward projection means that subjects a captured image created from first projection data based on image capturing, or the captured image that has been updated, to forward projection, and creates second projection data corresponding to at least one light-beam direction; a filter processing means that executes filter processing on the second projection data, which corresponds to said at least one light-beam direction, by using at least one angle-fluctuating low-pass filter; a calculating means that calculates the difference between the first projection data and the filter-processed second projection data; and an updating means that updates the captured image by using said difference.

(57) 要約: 逐次近似法におけるノイズ抑制と空間解像度とを改善することができる X 線コンピュータ断層撮像装置を提供すること。撮像に基づく第 1 の投影データから生成された撮像画像或いは更新された前記撮像画像を順投影し、少なくとも一つの光線方向に対応する第 2 の投影データを生成する順投影手段と、少なくとも一つの角度変動的なローパスフィルタを用いて、前記少なくとも一つの光線方向に対応する第 2 の投影データにフィルタ処理を実行するフィルタ処理手段と、前記第 1 の投影データと前記フィルタ処理後の第 2 の投影データとの差分を計算する計算手段と、前記差分を用いて前記撮像画像を更新する更新手段と、を具備する X 線コンピュータ断層撮像装置である。



MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ

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))

明 細 書

発明の名称：

逐次近似法を用いたX線コンピュータ断層撮影装置（X線CT装置）

技術分野

[0001] 画像処理方法およびシステムに関し、より詳細には、代数再構成法（ART）、同時代数再構成法（SART）およびオーダードサブセット同時代数再構成法（OS-SART）などの逐次近似法への特定のローパスフィルタの応用に関する。

背景技術

[0002] ボリューム画像の再構成のために、逐次アルゴリズムが様々なグループによって開発されており、これには、全変動（TV）最小化逐次近似アルゴリズムが含まれる。逐次近似法（IR）には、更に、代数再構成法（ART）、同時代数再構成法（SART）またはオーダードサブセット同時代数再構成法（OS-SART）が含まれる。

[0003] X線コンピュータ断層撮影（CT）では、従来型のフィルタ補正逆投影法（FBP）よりも画像の質の特定の特徴を改善するために、逐次近似法（IR）が幾分かの注目を集めてきた。IRは、計算の複雑さを管理可能な範囲に維持しながら、減衰線積分を正確に評価するフォワードモデルに基づく。他方で、FBPは、再構成カーネルに基づく。

[0004] 従来技術は、IR法およびFBP法の両方において空間解像度の改善を試みてきた。従来型のFBP法には、空間解像度を改善するために、高周波ブーストを伴うシャープな畳み込みカーネル（FBP-HR）を適用することにより、有限のフォーカルスポートサイズ、有限の検出器セルサイズ、検出器のクロストークおよび方位ブラーなど、画像化システムにおける空間的ブラーリングファクタを除去するという方法が存在する。IRは、再構成カーネルという概念を有していないが、画像解像度と画像ノイズとを依然として改善することができる。

[0005] 従来技術によるIR法は、特定のノイズ補償手段を用いて空間解像度を向上させる。従来技術によるあるIR法では、フォワードモデルにおいて、拡大されたボクセルフットプリントを用いるが、その際に、拡大されたボクセルの使用に起因して生じるいかなる不所望のオーバーシュートまたはアンダーシュートアーティファクトも除去するように設計された帯域抑制フィルタを組み合わせて用いている。従来技術による別のアプローチとして、点拡がり関数のライブラリを用いて、空間的に変動するボクセルフットプリントをモデル化している。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 上述したような従来技術による努力にもかかわらず、逐次近似法におけるノイズ抑制と空間解像度の改善との間には、依然としてトレードオフの関係が存在する。

[0007] 目的は、逐次近似法におけるノイズ抑制と空間解像度とを改善することができるX線コンピュータ断層撮像装置を提供することである。

課題を解決するための手段

[0008] 本実施形態に係るX線コンピュータ断層撮像装置は、撮像に基づく第1の投影データから生成された撮像画像或いは更新された前記撮像画像を順投影し、少なくとも一つの光線方向に対応する第2の投影データを生成する順投影手段と、少なくとも1つの角度変動的なローパスフィルタを用いて、前記少なくとも一つの光線方向に対応する第2の投影データにフィルタ処理を実行するフィルタ処理手段と、前記第1の投影データと前記フィルタ処理後の第2の投影データとの差分を計算する計算手段と、前記差分を用いて前記撮像画像を更新する更新手段と、を具備するものである。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]本実施形態によるマルチスライスX線CT装置またはスキャナの実施形態を示す図。

[図2]本実施形態による別の実施形態における解像度改善デバイスを示す図。

[図3]本実施形態により画像を逐次近似する際に空間解像度を実質的に改善するプロセスに含まれる複数のステップを示すフローチャート。

[図4]本実施形態による画像ピクセルと検出器とに関係して、例示的なフォーカルポイントの特定の特性を示す図。

[図5]本実施形態による角度依存的空間変動的なローパスフィルタの一例の特定の特性を示す図。

[図6A]標準カーネル（FBP-ST）を用いる場合の、特定の露光における所定のストライプの空間解像度を示す図。

[図6B]高周波ブーストを伴うシャープな畳み込みカーネル（FBP-HR）を用いる場合の、特定の露光における同じ所定のストライプの空間解像度を示す図。

[図6C]本実施形態による逐次近似（IR）法における角度依存的空間変動的な例示的なローパスフィルタを用いる場合の、特定の露光における同じ所定のストライプの空間解像度を示す図。

[図7A]フィルタ補正逆投影（FBP）法を用いる場合の、肺画像の空間解像度を示す図。

[図7B]本実施形態による逐次近似（IR）法における角度依存的空間変動的な例示的なローパスフィルタを用いる場合の、同じ肺画像の空間解像度を示す図。

[図8A]標準カーネル（FBP-ST）と、高周波ブーストを伴うシャープな畳み込みカーネル（FBP-HR）と、本実施形態による逐次近似（IR）法における角度依存的空間変動的な例示的なローパスフィルタとの間で、空間解像度が改善される際の所定の露光範囲とノイズレベルとの関係を示すグラフ。

[図8B]標準カーネル（FBP-ST）と、高周波ブーストを伴うシャープな畳み込みカーネル（FBP-HR）と、本実施形態による逐次近似（IR）法における角度依存的空間変動的な例示的なローパスフィルタとの間で、空

間解像度が改善される際の所定の露光範囲と変調対ノイズ比との関係を示すグラフ。

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わるX線CT装置を説明する。
- 以下の説明において、複数の図面を通じて同様の参照番号が用いられている場合には、対応する構造を示すものとする。特に図1を参照すると、マルチスライスX線CT装置またはスキャナの実施形態が示されており、ガントリ100とそれ以外のデバイスまたはユニットとが含まれる。ガントリ100は、側面から見た様子が示されていて、X線管101と、環状フレーム102と、マルチローまたは2次元配列タイプのX線検出器103とを更に含む。X線管101とX線検出器103とは、被験者Sを横断する直径方向に、回転軸RAを中心として回転可能であるようにサポートされている環状フレーム102の上に設置されている。回転ユニット107は、被験者Sが軸RAに沿って図面の奥の方向にまたは図面から出てくる方向に移動する間、0.4秒/回転程度の高速度でフレーム102を回転させる。
- [0011] マルチスライスX線CT装置は、更に、スリップリング108を通じてX線管101に管電圧を与えることによりX線管101にX線を発生させる高電圧発生器109を含む。X線は、被験者Sに向かって放射され、被験者の断面積は円によって表されている。X線検出器103は、被験者Sを横断してX線管101の反対側に配置され、被験者Sを通過して送信されるように放射されるX線を検出する。
- [0012] 更に図1を参照すると、X線CT装置またはスキャナは、X線検出器103からの検出された信号を処理する他のデバイスを更に含む。データ取得回路またはデータ取得システム(DAS)104は、それぞれのチャンネルに対してX線検出器103から出力される信号を、電圧信号に変換し、それを増幅し、更にそれをデジタル信号に変換する。X線検出器103とDAS104とは、1回転当たり所定の総数の投影(TPPR)を処理するように構成されている。これは、高々900TPPR、900TPPRから1800T

PPRまでの間、および900TPPRから3600TPPRまでの間である。

[0013] 上述したデータは、非接触データ送信機105を介して、ガントリ100の外部のコンソールの中に設置されている前処理デバイス106に送られる。前処理デバイス106は、生データに対して感度訂正など特定の訂正を実行する。次に、ストレージデバイス112が、結果として得られるデータを記憶する。このデータは、再構成処理の直前の段階において、投影データとも呼ばれる。ストレージデバイス112は、データ／コントロールバスを介してシステムコントローラ110に接続されるが、再構成デバイス114、表示デバイス116、入力デバイス115、そしてスキャンランサポート装置200も同様である。スキャンランサポート装置200は、画像担当技術者をサポートしてスキャンランを作成する機能を含む。

[0014] 再構成デバイス114の実施形態は、様々なソフトウェアコンポーネントとハードウェアコンポーネントとを更に含む。一態様によれば、CT装置の再構成デバイス114は、逐次近似法を用いて空間解像度を効果的に改善する。ある実施形態では、本実施形態における再構成デバイス114は、全変動逐次近似（TVIR）アルゴリズムを実行する。このアルゴリズムは、オーダードサブセット同時代数再構成法（OS-SART）のステップと、TV最小化ステップとを、投影データに対して実行する。これら2つのステップは、多数回の反復が定められているメインループにおいてシーケンシャルに実装される。

[0015] TV最小化ステップの前に、再構成デバイス114の実施形態において、オーダードサブセット同時代数再構成法（OS-SART）が、投影データに対して実行される。投影データは、それぞれが特定の数のビューを有する所定の数の部分集合（サブセット）Nにグループ分けされる。オーダードサブセット同時代数再構成法（OS-SART）の間に、それぞれの部分集合は、ある実施形態では、シーケンシャルに処理される。別の実施形態では、これらの複数の部分集合を、複数の中央演算装置（CPU）やグラフィクス

演算装置（GPU）などの特定のマイクロプロセッサを利用することにより、パラレルに処理することも可能である。

[0016] オーダードサブセット同時代数再構成法（OS-SART）の間に、再構成デバイス114は、2つの重要な動作を更に実行する。すなわち、それぞれの部分集合Nに対し、再構成デバイス114の実施形態は、画像ボリュームを再投影し、計算された投影データを形成する。そして、測定された投影データと計算された投影データとの間の正規化された差を逆投影して、更新された画像ボリュームを再構成する。更に詳細には、再構成デバイス114のある実施形態では、システム行列の係数がどれもキャッシュされないレイトレーシング（ray tracing）法を用いることにより、画像ボリュームを再投影する。更に、再構成デバイス114のある実施形態では、ある部分集合の中のすべてのレイを同時に再投影するが、これは、任意選択でパラレルに実装される。逆投影においては、再構成デバイス114のある実施形態では、ピクセル駆動法を用いて、ある部分集合の中の正規化された差投影データのすべてを逆投影して、所望の更新された画像ボリュームを形成する。再構成デバイス114はある部分集合の中のすべてのレイの和すなわち差投影データを逆投影して画像ボリュームを形成するので、この動作もまた、任意選択でパラレルに実装される。これらの動作が、すべての部分集合Nに対して適用されることにより、OS-SARTのステップが1つ終了する。この実装形態とそれ以外の実装形態とが、任意選択で、添付の特許請求の範囲に記載された本X線CT装置の範囲に含まれる。

[0017] 全変動（TV）最小化ステップでは、再構成デバイス114の実施形態は、任意選択で、ラインサーチ戦略を用いて正のステップサイズをサーチすることにより、現在の画像ボリュームの目的となる関数が以前の画像ボリュームの目的となる関数よりも小さいことを確認する。全変動（TV）最小化ステップは、本実施形態を実現する場合において、オプションである。

[0018] 本実施形態には、更に、画像が逐次近似されている間に所定のフィルタを用いてコンピュータ断層撮影画像の空間解像度を実質的に改善するための様

々なソフトウェアモジュールやハードウェアコンポーネントが含まれる。一態様によれば、CT装置の解像度改善デバイス117が、空間解像度を効果的に改善する。ある実施形態では、解像度改善デバイス117は、ストレージデバイス112、再構成デバイス114、表示デバイス116および入力デバイス115など、他のソフトウェアモジュールおよび／またはシステムコンポーネントとデータ／コントロールバスを介して動作的に接続されている。このように、解像度改善デバイス117は、他の実施形態において解像度機能および／またはそれに関連するタスクを必ずしも単独で実行しているとは限らない。より詳細には後述するが、解像度改善デバイス117は、角度感知性でもある空間変動ローパスフィルタを用いて、空間解像度を実質的に改善する。

[0019] 図2を参照すると、解像度改善デバイス117は、任意選択で、再構成デバイス114などの他のデバイスの一部とすることも可能である。再構成デバイス114は、別個の解像度改善デバイス117を有する代わりに、逐次近似ユニット（IR）118とブラーカーネル119とを更に含む。本質的には、ブラーカーネル119は、逐次近似ユニット118が画像を逐次近似する際に、空間解像度を実質的に改善する。更なる詳細については後述するが、ブラーカーネル119は、角度感知性でもある空間変動的なローパスフィルタを用いて、空間解像度を実質的に改善する。

[0020] 次に図3を参照すると、フローチャートが、本実施形態により画像を逐次近似する際に空間解像度を実質的に改善するプロセスに含まれる複数のステップを示している。この例示的なプロセスでは、空間変動し角度感知性も有するローパスフィルタを適用することによって、画像が逐次近似される際に、空間解像度が実質的に改善される。ステップS100では、所定のCTスキャナシステムを用いて、画像評価（撮像（測定）によって得られた投影データ（第1の投影データ）に基づく撮像画像）が取得される。ステップS110では、この画像評価が、少なくとも単一の光線を用いて順投影され、再投影データが生成される。ステップS110における例示的な順投影により、

任意選択で、システムオプティクス（system optics）の組み合わせが考慮される。たとえば、ここでのシステムオプティクスには、フォーカルスポットサイズと、検出器サイズと、画像ボクセルサイズとが含まれる。画像ボクセルサイズは、本実施形態により画像を逐次近似する際に空間解像度を実質的に改善する例示的なプロセスでは、拡大されない。

[0021] ステップS 1 2 0では、少なくとも一つの所定の角度変動ローパスフィルタが再投影データに適用され、処理済みデータが生成される。ここで、角度可変的なローパスフィルタとは、ファン角に応じてフィルタ係数（フィルタ特性）を変動させるローパスフィルタである。ステップS 1 3 0では、ステップS 1 2 0の処理済みデータ（順投影によって取得された投影データ（第2の投影データ））とステップS 1 0 0で用いられた測定データ（撮像によって取得された投影データ（第1の投影データ））との間の差が決定される。結果的に、ステップS 1 4 0において、ステップS 1 3 0で決定された差に基づいて画像評価が更新され、更新された画像が生成される。本実施形態による例示的なI Rプロセスでは、ステップS 1 5 0において、この更新された画像をステップS 1 1 0における画像評価として用いて、所定の回数だけ、または、所定の条件が満たされるまで、ステップS 1 1 0からステップS 1 4 0までが反復される。すなわち、ステップS 1 5 0は、本実施形態による例示的なI Rプロセスが反復を継続するのかまたは終了するのかを決定する。

[0022] 更に図3を参照すると、システムオプティクスブラーが、特定の状況において画像を先鋭化するために過剰評価される。I Rはデコンボリューションとして機能し、フォーカルスポットサイズや検出器の要素サイズなどのシステムオプティクスの限界を実質的に克服する。すなわち、システムブラーカーネルは、空間解像度を改善するために順投影においてシミュレーションがなされる。例示的なI Rプロセスによれば、画像は、ステップS 1 2 0において少なくとも角度変動ローパスフィルタを再投影データに適用して処理済みデータを生成することにより、空間解像度が実質的に改善される。ステッ

プ S 1 2 0 における角度変動ローパスフィルタは、システムブローカーネルの一例であり、任意選択で、ローパスフィルタの特性に影響を与える距離と角度との組み合わせなど他の追加的な可変成分を含む。ステップ S 1 2 0 の角度変動ローパスフィルタの詳細は、他の図面との関係で後述する。結果として、本実施形態による空間解像度を実質的に改善する上述の例示的な I R プロセスは、高精度の空間解像度が必要とされる肺や冠動脈のコンピュータ断層血管造影図 (C T A) の画像化などの臨床的な C T の応用において、診断のための値を改善する。

[0023] 次に図 4 を参照すると、本実施形態による、画像ピクセルと検出器とに関係する例示的なフォーカスポットの特定の特性が、図に示されている。フォーカスポット F S と検出器配列 D E T とが、視野 F O V における画像ピクセル I P に対する特定の位置に配置されている。フォーカスポット F S は、ある角度の破線によって示されているように、検出器 D E T 上の比較的幅の狭いストリップまたは幅 $d_s x$ として、投影される。他方で、フォーカスポット F S は、別の角度で画像ピクセル I P を通過する実線によって示されているように、検出器 D E T 上の比較的長いストリップ $d_s y$ として、投影される。

[0024] 次に図 5 を参照すると、本実施形態による角度依存的空間変動的なローパスフィルタの一例の特定の特性が図に示されている。この角度依存的空間変動的なローパスフィルタの特性が、図 4 に示されている画像ピクセルと検出器とに関する例示的なフォーカスポットとの関係で説明される。この角度依存的空間変動的なローパスフィルタの特性は、ベース a とプラトー b とによって特徴付けられ、これらがブローカーネルサイズを定義する。ベース a は両側に向けられた矢印によって示されているようにフィルタの範囲 (レンジ) であり、プラトー b は 1 対の破線によって示されているようにフィルタの最大値における部分的な領域であり、例えば以下の式 (1)、(2) で表すことができる。

[0025]
$$a = (D - S / 2) \theta_4 - (D + S / 2) \theta_1 \quad (1)$$

$$b = (D - S/2) \theta_3 - (D + S/2) \theta_2 \quad (\text{if } b < 0, \text{ set } b = 0) \quad (2)$$

ここで、図4に示されているように、DはフォーカスポットFSと検出器DETとの間の距離であり、Sは特定の角度 γ における有効ソースのサイズである。 γ はチャネル角度である。Sは、 $S = d_{sx} \cos \gamma + d_{sy} |\sin \gamma|$ によって与えられる。たとえば、 d_{sx} は1mmであり、 d_{sy} は7mmである。中心は、 $(\angle_{sx} = R \cos \gamma)$ によって近似される。ここで、 $\angle_{sx}$ はフォーカスポットからの距離である。ピクセルは、 $(\angle_{sx}, \gamma)$ によって決定される。また、 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 、 θ_4 は、それぞれ次の式(3)～(6)で表すことができる。

[数1]

$$\theta_1 \approx a \sin((r - dx/2) / (R + S/2)) \quad (3)$$

$$\theta_2 \approx a \sin((r - dx/2) / (R - S/2)) \quad (4)$$

$$\theta_3 \approx a \sin((r + dx/2) / (R + S/2)) \quad (5)$$

$$\theta_4 \approx a \sin((r + dx/2) / (R - S/2)) \quad (6)$$

[0026] ここで、 $r = R |\sin \gamma|$ であり、 $dx = FOV / N_x$ である。図4に示されているように、 r はアイソセンタ（視野FOVの中心）から画像ピクセルIPの中心までの距離であり、 dx は画像ピクセルIPのサイズである。やはり図4に示されているように、 R は視野FOVの中心からフォーカスポットFSの中心までの距離である。上述の数式(1)から(6)までに見られるように、角度依存的空間変動的な例示的なローパスフィルタの効果は、本実施形態による角度を含む空間変数に従属する。上述した近似とは対照的に、別の実施形態では、角度変動性のブラーカーネルは、拡がりや傾斜などフォーカスポットの真の幾何学的性質(geometry)に基づいて計算される。

[0027] 次に図6Aから6Cを参照すると、本実施形態による逐次近似法における角度依存的空間変動的な例示的なローパスフィルタの効果が、他の再構成法と比較されている。従来型のフィルタ補正逆投影(FBP)法では、標準力

ーネル（FBP-ST）を用いる代わりに高周波ブーストを伴うシャープな畳み込みカーネル（FBP-HR）を用いることにより、空間解像度が改善される。図6Aは、標準カーネル（FBP-ST）を用いた特定の露光（300ミリアンペア／秒（mA s）および90mA s）における所定のストライプの空間解像度を示している。図6Bは、高周波ブーストを伴うシャープな畳み込みカーネル（FBP-HR）を用いた特定の露光（300mA sおよび90mA s）における同じ所定のストライプの空間解像度を示している。最後に、図6Cは、本実施形態による逐次近似（IR）法において角度依存的空间変動的な例示的なローパスフィルタを用いた特定の露光（300mA sおよび90mA s）における同じ所定のストライプの空間解像度を示している。図6Aと図6Bとの間では、解像度が実質的に改善されているが、ノイズレベルもまた増加しているように見える。他方で、図6Cに示されているように、本実施形態による逐次近似法において角度依存的空间変動的な例示的なローパスフィルタを用いると、両方の露光において同じ所定のストライプの空間解像度が実質的に改善されている。特に、本実施形態による逐次近似法において角度依存的空间変動的な空間変動性の例示的なローパスフィルタを用いると空間解像度が実質的に改善されると共に、300mA sにおいてノイズレベルが実質的により低くなっている。

[0028] 次に図7Aおよび図7Bを参照すると、本実施形態による逐次近似法における角度依存的空间変動的な例示的なローパスフィルタの効果が、臨床データを用いて示されている。図7Aは、フィルタ補正逆投影（FBP）法を用いた肺の画像の空間解像度を示している。図7Bは、本実施形態による逐次近似（IR）法において角度依存的空间変動的な例示的なローパスフィルタを用いた同じ肺の画像の空間解像度を示している。肺の画像の特定の領域においては、円によって示されているように、本実施形態による逐次近似法における角度依存的空间変動的な例示的なローパスフィルタによって空間解像度が実質的に改善されると共に、ノイズレベルが実質的に低下している。

[0029] 次に図8Aおよび図8Bを参照すると、本実施形態による逐次近似法にお

ける角度依存的空間変動的な例示的なローパスフィルタの効果は、他の再構成法と比較されている。従来型のフィルタ補正逆投影（FBP）法では、標準カーネル（FBP-ST）を用いる代わりに高周波ブーストを伴うシャープな畳み込みカーネル（FBP-HR）を用いることにより、空間解像度が改善される。図8Aは、標準カーネル（FBP-ST）と高周波ブーストを伴うシャープな畳み込みカーネル（FBP-HR）と本実施形態による逐次近似（IR）法における角度依存的空間変動的な例示的なローパスフィルタとの間で、空間解像度が改善される場合の所定の露光範囲でのノイズレベルを示している。FBP-STは、露光範囲の全体でノイズレベルが最低であるが、空間解像度も他の方法と比較するとより低くなっている。FBP-HR法とIR法は、共に、再構成された画像における空間解像度のレベルが実質的に改善されているが、露光範囲の全体でノイズレベルも高くなっている。FBP-HR法とIR法とを比較することにより、本実施形態によるIR法は、FBP-HR法の場合よりも、露光範囲の全体において生じるノイズレベルが低くなっていることが明らかになる。

[0030] 図8Bは、標準カーネル（FBP-ST）と高周波ブーストを伴うシャープな畳み込みカーネル（FBP-HR）と本実施形態による逐次近似（IR）法における角度依存的空間変動的な例示的なローパスフィルタとの間で、空間解像度が改善される場合の所定の露光範囲での変調対ノイズ比を示している。FBP-STは、他の方法と比較すると、露光範囲の全体で変調対ノイズ比が最低であるが、空間解像度もまた低い。FBP-HR法とIR法は、共に、再構成された画像における空間解像度のレベルが実質的に改善されているが、露光範囲の全体で変調値対ノイズ比も高くなっている。FBP-HR法とIR法とを比較することにより、本実施形態によるIR法は、FBP-HR法の場合よりも、露光範囲の全体において生じる変調対ノイズ比が実質的に高くなっていることが明らかになる。

[0031] なお、上記実施形態では、角度可変的なローパスフィルタとして、ファン角に応じてフィルタ係数を変動させるローパスフィルタを用いる場合を例示

した。しかしながら、当該例に拘泥されず、例えば、角度可変的なローパスフィルタとして、コーン角に応じてフィルタ係数を変動させるローパスフィルタ、或いはコーン角及びファン角の少なくとも一方に応じてフィルタ係数を変動させるローパスフィルタを採用するようにしてもよい。

[0032] しかし、本実施形態の多くの特徴や効果について本実施形態の構成および機能の詳細と共に以上で説明してきたが、本開示は説明目的であるに過ぎず、細部、特に構成要素の形状や大きさや配列に関して、また、ソフトウェアやハードウェアや両者の組み合わせによる実装形態に関して変更がなされたとしても、それらの変化は、特許請求の範囲の記載において用いられている用語の広く一般的な意味によって示される全範囲に関し、本発明の原理の範囲に含まれることを理解されたい。

請求の範囲

- [請求項1] 撮像に基づく第1の投影データから生成された撮像画像或いは更新された前記撮像画像を順投影し、少なくとも一つの光線方向に対応する第2の投影データを生成する順投影手段と、
- 少なくとも1つの角度変動的なローパスフィルタを用いて、前記少なくとも一つの光線方向に対応する第2の投影データにフィルタ処理を実行するフィルタ処理手段と、
- 前記第1の投影データと前記フィルタ処理後の第2の投影データとの差分を計算する計算手段と、
- 前記差分を用いて前記撮像画像を更新する更新手段と、
- を具備することを特徴とするX線コンピュータ断層撮像装置。
- [請求項2] 前記角度変動的なローパスフィルタは、ファン角に応じてフィルタ係数を変動させることを特徴とする請求項1記載のX線コンピュータ断層撮像装置。
- [請求項3] 前記角度変動的なローパスフィルタは、コーン角に応じてフィルタ係数を変動させることを特徴とする請求項1又は2記載のX線コンピュータ断層撮像装置。
- [請求項4] 前記角度変動的なローパスフィルタは、フォーカススポットサイズと検出器サイズと画像ユニットサイズとの組み合わせに基づく角度変動的なブラーカーネルを有することを特徴とする請求項1乃至3のうちいずれか一項記載のX線コンピュータ断層撮像装置。
- [請求項5] 前記フィルタ処理手段は、前記ブラーカーネルを制御して臨的に所望の空間解像度を取得することを特徴とする請求項4記載のX線コンピュータ断層撮像装置。
- [請求項6] 前記撮像に基づく第1の投影データから生成された撮像画像は、フィルタ補正逆投影によって生成され、
- 前記フィルタ処理手段は、前記撮像に基づく第1の投影データから生成された撮像画像の解像度に基づいて、前記ブラーカーネルを制御

することを特徴とする請求項5記載のX線コンピュータ断層撮像装置。

[請求項7] 前記フィルタ処理手段は、近似されたフォーカスポットの幾何学的性質に基づいて計算された前記ブラーカーネルを用いることを特徴とする請求項4記載のX線コンピュータ断層撮像装置。

[請求項8] 近似されたフォーカスポットの幾何学的性質は、現実の延長されたフットプリントを伴うフォーカスポットに基づいて計算されることを特徴とする請求項7記載のX線コンピュータ断層撮像装置。

[請求項9] 前記フィルタ処理手段は、次の式(1)、(2)のベースaとプラトーbとを用いて決定された前記角度変動的なブラーカーネルのサイズを利用するものであって、

$$a = (D - S/2) \theta_4 - (D + S/2) \theta_1 \quad (1)$$

$$b = (D - S/2) \theta_3 - (D + S/2) \theta_2 \quad (\text{if } b < 0, \text{ set } b = 0) \quad (2)$$

ここで、Dはフォーカスポットと検出器との間の距離であり、Sは所定の角度における有効ソースサイズであり、 θ_1 から θ_4 までは、次の式(3)、(4)、(5)、(6)で与えられ、

[数1]

$$\theta_1 \approx a \sin((r - dx/2) / (R + S/2)) \quad (3)$$

$$\theta_2 \approx a \sin((r - dx/2) / (R - S/2)) \quad (4)$$

$$\theta_3 \approx a \sin((r + dx/2) / (R + S/2)) \quad (5)$$

$$\theta_4 \approx a \sin((r + dx/2) / (R - S/2)) \quad (6)$$

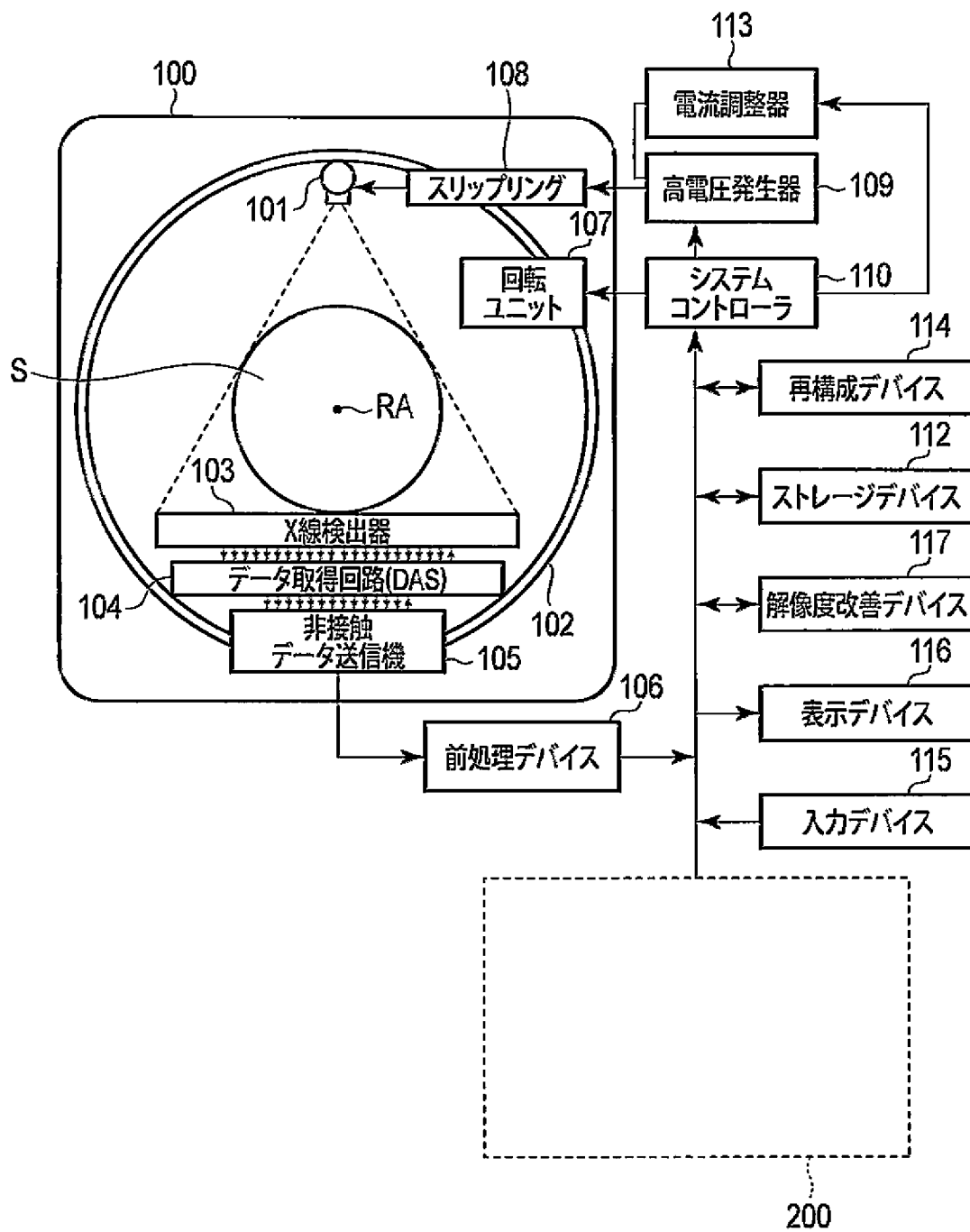
ここで、rはアイソセンタから所定の画像ピクセルの中心までの距離であり、dxは画像ピクセルサイズであり、Rはアイソセンタからフォーカスポットまでの距離である、請求項5記載のX線コンピュータ断層撮像装置。

[請求項10] 前記フィルタ処理手段は、フォーカスポットの真の幾何学的性質に基づいて計算された前記角度変動的なブラーカーネルを用いること

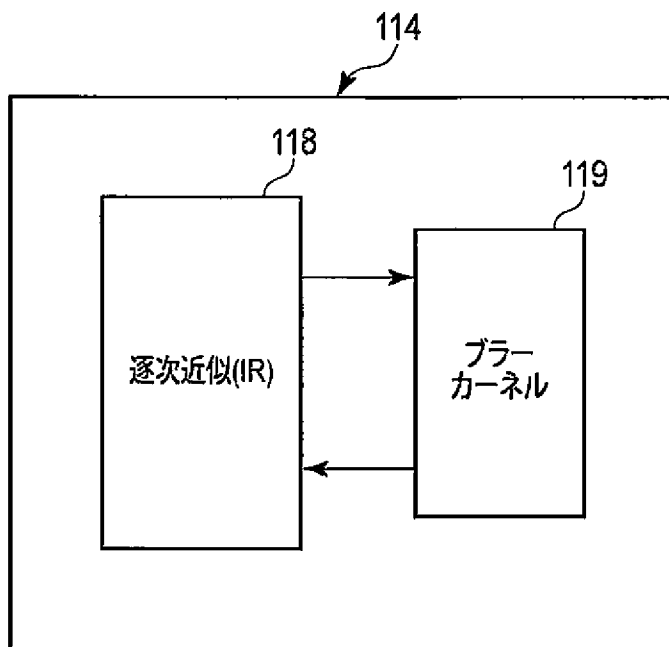
を特徴とする請求項 4 記載の X 線コンピュータ断層撮像装置。

[請求項 11] 前記更新手段は、前記撮像画像を更新すると共に正規化することを特徴とする請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項記載の X 線コンピュータ断層撮像装置。

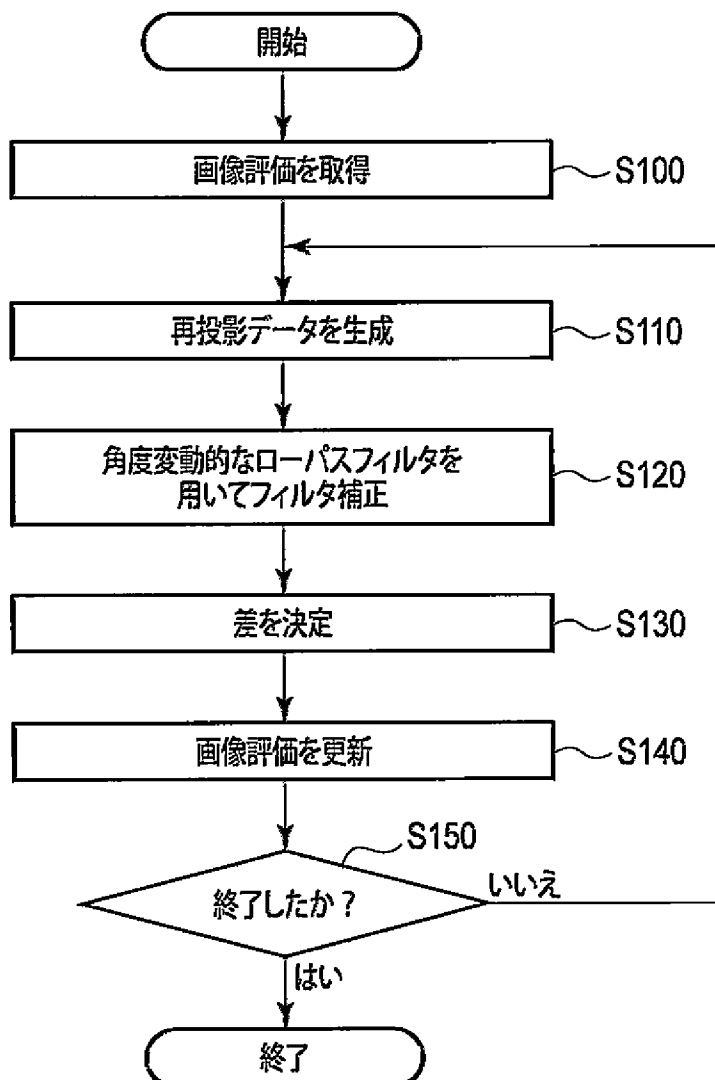
[図1]



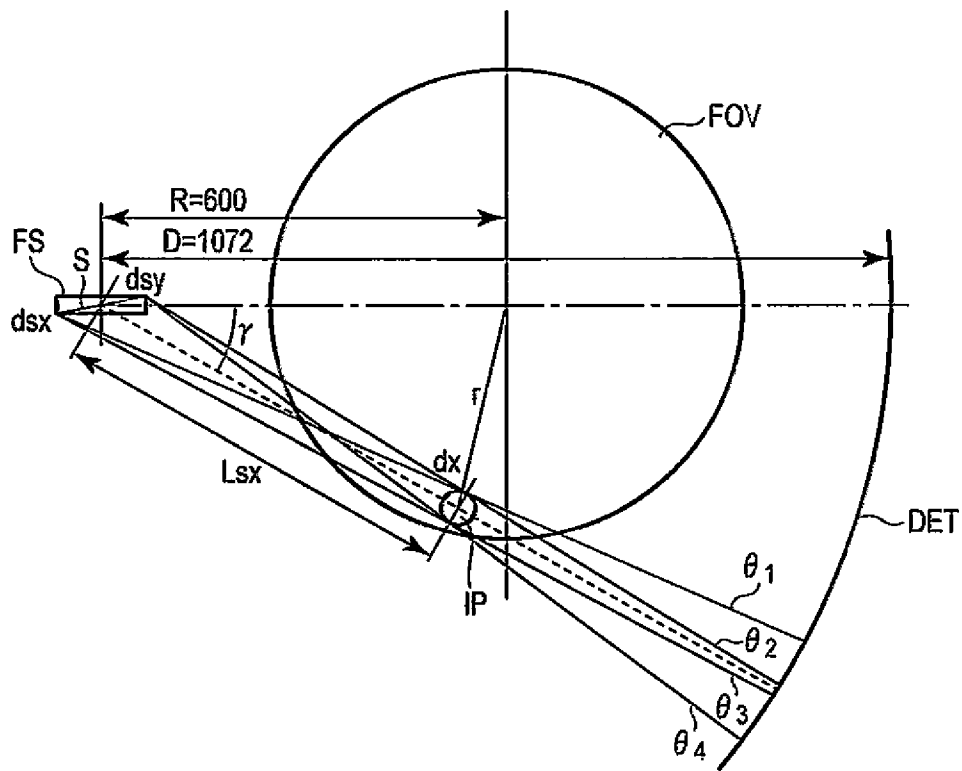
[図2]



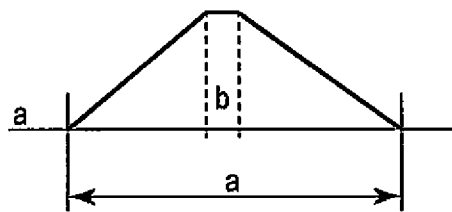
[図3]



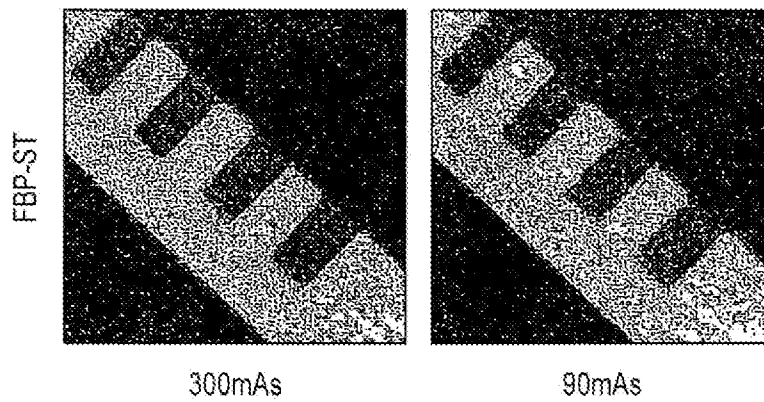
[図4]



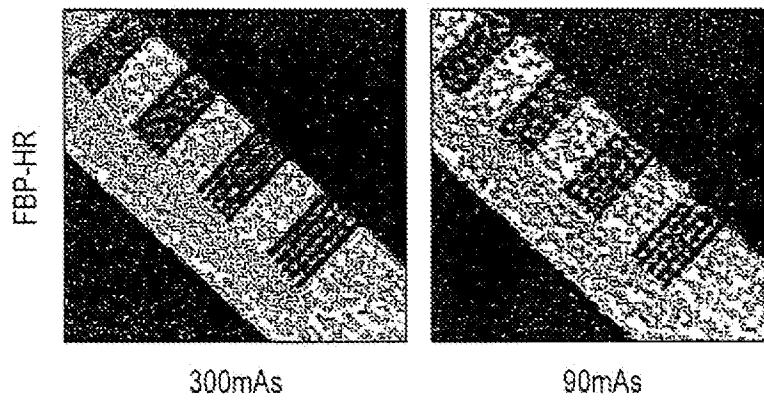
[図5]



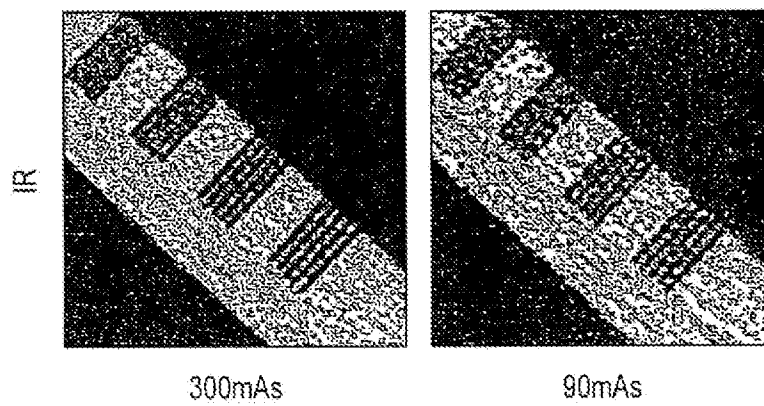
[図6A]



[図6B]



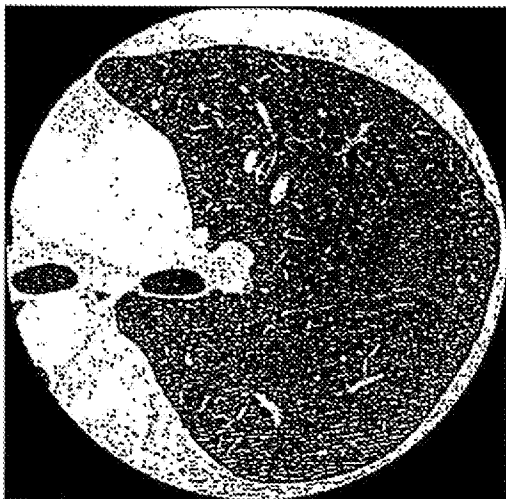
[図6C]



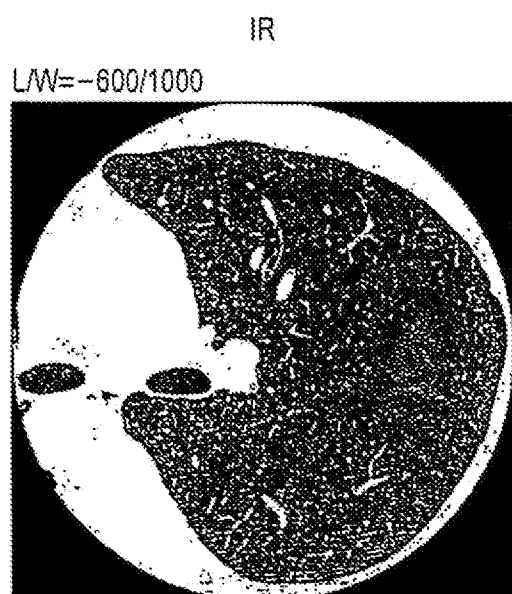
[図7A]

FBPによる肺の画像

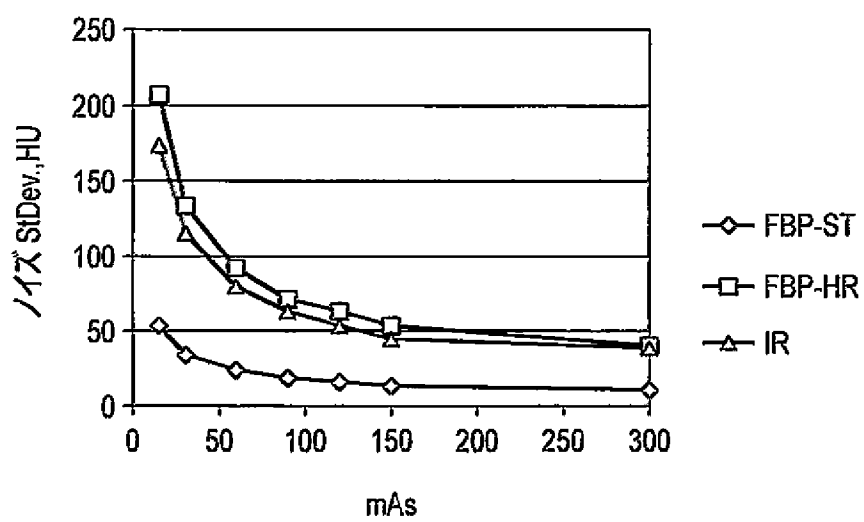
L/W=-600/1000



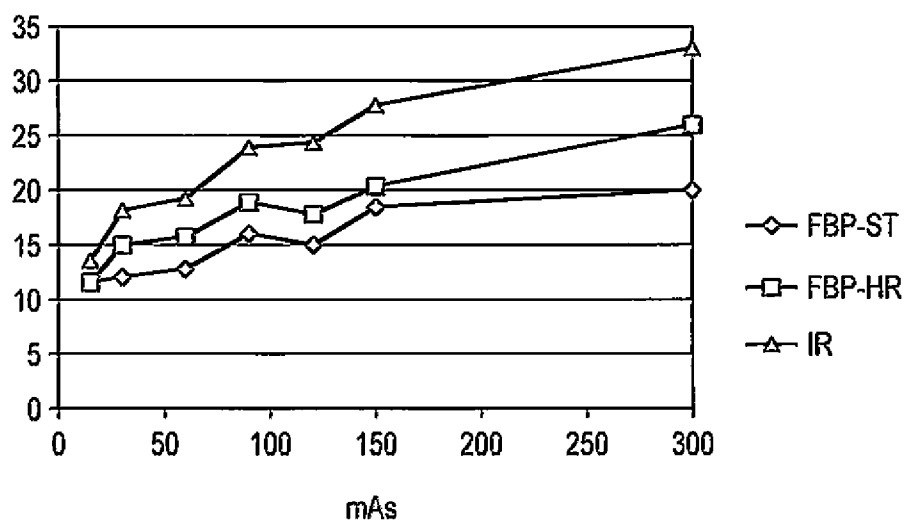
[図7B]



[図8A]



[図8B]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/050240

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)

A61B6/00-A61B6/14

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2010/016425 A1 (Hitachi Medical Corp.), 11 February 2010 (11.02.2010), entire text; fig. 1 to 8 & US 2011/0135182 A1	1-11
A	WO 2011/122613 A1 (Hitachi Medical Corp.), 06 October 2011 (06.10.2011), entire text; fig. 1 to 14 & US 2013/028500 A	1-11
A	JP 2009-510400 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 12 March 2009 (12.03.2009), entire text; fig. 1 to 4 & US 2009/0232375 A1 & EP 1934942 A & WO 2007/034342 A2	1-11

☐ 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
05 April, 2013 (05.04.13)

Date of mailing of the international search report
16 April, 2013 (16.04.13)

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（I P C））

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（I P C））

Int.Cl. A61B6/00-A61B6/14

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 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
A	WO 2010/016425 A1（株式会社日立メディコ）2010.02.11, 全文, 第 1-8 図 & US 2011/0135182 A1	1-11
A	WO 2011/122613 A1（株式会社日立メディコ）2011.10.06, 全文, 第 1-14 図 & US 2013/028500 A	1-11
A	JP 2009-510400 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）2009.03.12, 全文, 第 1-4 図 & US 2009/0232375 A1 & EP 1934942 A & WO 2007/034342 A2	1-11

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

0 5 . 0 4 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

1 6 . 0 4 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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

2 Q

9 3 0 9

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2