

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6835813号
(P6835813)

(45) 発行日 令和3年2月24日 (2021.2.24)

(24) 登録日 令和3年2月8日 (2021.2.8)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 C

A 6 1 B 6/03 3 7 3

請求項の数 15 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2018-501164 (P2018-501164)
 (86) (22) 出願日 平成28年7月1日 (2016.7.1)
 (65) 公表番号 特表2018-524110 (P2018-524110A)
 (43) 公表日 平成30年8月30日 (2018.8.30)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2016/053962
 (87) 国際公開番号 WO2017/013514
 (87) 国際公開日 平成29年1月26日 (2017.1.26)
 審査請求日 令和1年6月27日 (2019.6.27)
 (31) 優先権主張番号 62/195,975
 (32) 優先日 平成27年7月23日 (2015.7.23)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 米国 (US)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーヘー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 2
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (74) 代理人 100163809
 弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 コンピュータ断層撮影視覚化調整

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

コンピュータ断層撮影 (CT) 画像表示システムにおいて、

ハウンスフィールド単位 (HU) 値を持つ対象の再構成された体積画像データ、及び基準設定のセットを受信し、前記受信された再構成された体積画像データから前記基準設定に従い選択された HU 値の画素値分布分析によって、前記基準設定のセットを調整し、調整された基準設定のセットを得、前記調整された基準設定のセットによって HU 値をグレースケール値にマッピングするマッピングユニット、
 を有し、前記受信された基準設定のセットは、前記再構成された体積画像データの HU 値からグレースケール画素値への、撮像プロトコルに従うマッピングを含み、前記調整された基準設定のセットは、前記選択された HU 値の画素値分布解析に従って調整された前記 HU 値のウィンドウレベル及び前記 HU 値のウィンドウ幅を含む、システム。

【請求項 2】

前記再構成された体積画像データが、複数の画像データを含み、前記複数の画像データが、

画像サブ体積による撮像パラメータの少なくとも 1 つの変化を含む、複数の画像サブ体積、又は

それぞれ所定のエネルギーレベルによる合成された画像データを含む、複数の Mono E 画像データ、

の少なくとも 1 つを含み、

前記複数の画像サブ体積の各々又は前記複数のMonoE画像データの各々が、異なる調整された基準設定のセットを含む、請求項1に記載のシステム。

【請求項3】

各異なる調整された基準設定のセットが、前記基準設定のセットによって選択された対応する画像サブ体積又はMonoE画像データにおけるHU値に基づく調整されたウィンドウレベル及び調整されたウィンドウ幅を含む、請求項2に記載のシステム。

【請求項4】

前記マッピングユニットが、少なくとも1つのマスクを使用して前記体積画像データにおけるHU値をマッピングし、前記少なくとも1つのマスクは、前記調整された基準設定のセットによるグレースケールマッピングにおいて、マスクされたHU値を除去又は最小化する、請求項1乃至3のいずれか一項に記載のシステム。

10

【請求項5】

前記調整されたウィンドウレベルが、基準ウィンドウレベルによって選択されたHU値の中央値又は平均の少なくとも1つであり、前記調整されたウィンドウ幅が、基準ウィンドウ幅によって選択されたHU値分布の標準偏差、分散、尖度又は歪度の少なくとも1つの関数である、請求項3及び4のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項6】

前記システムが、前記調整された基準設定のセットによって選択されたHU値の線形又は非線形変換によって前記受信された体積画像データのビューを表示する表示装置を含み、

20

前記基準設定のセットが、第1のエネルギーレベルにより、前記調整された基準設定のセットが、前記第1のエネルギーレベルとは異なる第2のエネルギーレベルによる、請求項3乃至5のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項7】

前記少なくとも1つのマスクが、前記再構成された体積画像データに対応する材料特有画像に基づいて生成されたマスクである、請求項4に記載のシステム。

【請求項8】

前記体積画像データを再構成するのに使用される投影データのサブ体積間の撮像パラメータの少なくとも1つの変化を記録するパラメータ変更ユニット、を含む、請求項2に記載のシステム。

30

【請求項9】

コンピュータ断層撮影(CT)視覚化設定を調整する方法において、
ハウンスフィールド単位(HU)値を持つ対象の再構成された体積画像データ、及び基準設定のセットを受信するステップと、

前記受信された再構成された体積画像データから前記基準設定に従い選択されたHU値の画素値分布分析によって、前記基準設定のセットを調整し、調整された基準設定のセットを得るステップと、

前記調整された基準設定のセットによって、ボクセルのHU値をグレースケール値にマッピングするステップと、

を有し、前記受信された基準設定のセットは、前記再構成された体積画像データのHU値からグレースケール画素値への、撮像プロトコルに従うマッピングを含み、前記調整された基準設定のセットは、前記選択されたHU値の画素値分布解析に従って調整された前記HU値のウィンドウレベル及び前記HU値のウィンドウ幅を含む、する方法。

40

【請求項10】

前記再構成された体積画像データが、複数の画像データを含み、前記複数の画像データが、

画像サブ体積による撮像パラメータの少なくとも1つの変化を含む、複数の画像サブ体積、又は

それぞれ所定のエネルギーレベルによる、合成された画像データを含む、複数のMonoE画像データ、

50

の少なくとも1つを含み、

前記複数の画像サブ体積の各々又は前記複数のMonoE画像データの各々が、異なる調整された基準設定のセットを含む、請求項9に記載の方法。

【請求項11】

各異なる調整された基準設定のセットが、前記基準設定によって選択された対応する画像サブ体積又はMonoE画像データにおけるHU値に基づく調整されたウィンドウレベル及び調整されたウィンドウ幅を含む、請求項9に記載の方法。

【請求項12】

前記マッピングするステップが、少なくとも1つのマスクを使用して前記体積画像データにおけるHU値をマッピングし、前記少なくとも1つのマスクは、前記調整された基準設定に従うグレースケールマッピングにおいて、マスクされたHU値を除去する又は弱める、請求項11に記載の方法。

10

【請求項13】

前記調整されたウィンドウレベルが、基準ウィンドウレベルによって選択されたHU値の平均又は中央値の少なくとも1つであり、前記調整されたウィンドウ幅が、基準ウィンドウ幅によって選択されたHU値分布の標準偏差、分散、尖度又は歪度の少なくとも1つの関数である、請求項11又は12に記載の方法。

【請求項14】

前記少なくとも1つのマスクが、前記再構成された体積画像データに対応する材料特有画像に基づいて生成されたバイナリマスクである、請求項12に記載の方法。

20

【請求項15】

前記体積画像データを再構成するのに使用される投影データの画像サブ体積間の撮像パラメータの少なくとも1つの変化を記録するステップ、を含む、請求項10に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

以下は、広くは、X線コンピュータ断層撮影(CT)に関し、表示されるCT画像及び表示されるCTマルチエネルギー又はスペクトル画像の視覚化設定に対する特定の応用を用いて記載される。

30

【背景技術】

【0002】

CT撮像において、放射線源からのX線は、対象又は物体の体積を通過し、検出器により検出される。X線のエネルギーは、CT撮像装置及び撮像パラメータのセット、例えば撮像プロトコルによるピークエネルギーを持つ分布において放射される。投影データの形式の検出されたX線放射線は、画像スライス又は体積の他の分割として提示されることができ、体積画像データに再構成される。体積画像データは、ハウンスフィールド単位(HU)のボクセル値で再構成される。ハウンスフィールド単位の範囲は、水がゼロであるように正規化された減衰の尺度に基づいて、おおよそ-1000乃至3000、例えば4096値又は12ビットの範囲である。体積画像の視覚化は、表示装置又はフィルム上で生じ、グレースケール値を持つレンダリングされた画素の差を識別する医療関係者の限界において、典型的には0乃至255の範囲を取るグレースケール、例えば8ビットグレースケールにレンダリングされる。

40

【0003】

基準設定は、典型的には、撮像プロシージャに対して選択された撮像プロトコルのタイプに基づく。例えば、医療関係者は、胸部領域における血管系構造に対するCT撮像プロシージャを選択する。管電位又は放射ピークエネルギー(kVp)のような取得パラメータは、組織及び領域に基づいて設定され、例えば120kVpである。より高いエネルギーレベルは、より大きな患者又は骨のようなより密度の高い組織に関する、より大きな減衰に対して使用される。投影データは、取得パラメータに対して取得され、体積画像データが

50

再構成される。骨は、H U 値において約 7 0 0 乃至 3 0 0 0 で表される。場所及び / 又は医療関係者に特有であることができる基準設定は、8 0 0 乃至 1 2 0 0 のような胸部領域における骨を対照させる H U 値の選択に基づく。選択された範囲は、基準設定によってグレイスケールにマッピングされ、例えば 0 乃至 2 5 5 グレイスケールに対する 8 0 0 乃至 1 2 0 0 H U のマッピングである。体積画像データのビューは、基準設定を使用して表示される。

【 0 0 0 4 】

体積画像データは、X 線ピークエネルギーを物理的に変更することにより、又は仮想的なエネルギーに対して体積データを再計算することにより、異なる X 線エネルギーにおいて描写されることができる。異なるエネルギーレベルにおける体積画像データは、典型的には、ウィンドウレベル (W L)、例えば選択された H U 値の平均値 / 中央値、及びウィンドウ幅 (W W)、例えば H U 値の選択された範囲の同じ基準設定を使用して表示される。異なるエネルギーレベルにおける画像の表示されたビューは、グレイスケールレンダリングにおいて異なり、これは、異なる画像間の同じ組織、例えば 5 0 k e V においてビニングされた肝臓組織及び 7 0 k e V においてビニングされた肝臓組織の比較を関連付けるのを難しくする。医療関係者は、典型的には、H U 値の基本的な選択された範囲を変更しないエネルギー選択の変更の間で表示装置の輝度及び / 又はグレイスケール値のコントラストを手動で調整することにより補償しようと試みる。

【 0 0 0 5 】

撮像パラメータは、対象の撮像中に変化することができる。例えば、放射されるピークエネルギーは、肺又は腹部の撮像中に低下されることができるが、胸部又は骨盤領域のような高密度領域において増加されることができ、例えば k V p 変調である。取得パラメータが変化すると、組織の外観は、変化することができる。例えば、肝臓組織のサブ体積又はスライスによって変化する放射ピークエネルギーを用いて、肝臓組織は、スライス間で暗くなることができる。この外観の変化は、比較及び / 又は異常の識別を難しくする。医療関係者は、H U 値の基本的な選択範囲を変更しない画像スライスの変化の間で表示装置の輝度及び / 又はグレイスケールのコントラストを手動で調整することにより補償する必要がある。

【 0 0 0 6 】

スペクトル C T 又はマルチエネルギー C T を用いて、H U の分布は、大きな範囲及びバイモダル又はマルチモダル分布を含むことができる。バイモダル分布は、組織並びにヨウ素及びカルシウム等のような異なる強調又は造影材料を反映する。大きな分布、例えば大きな W W のマッピングにおいて、精度及び / 又はバイモダルピークの周りの組織の差別化は、低減される。例えば、ヨウ素造影剤を用いたスペクトル画像において、ヨウ素造影材料ピークは、約 1 2 0 0 H U であるのに対し、他の非ヨウ素ピークは、約 2 0 0 H U であり、合計範囲は、5 0 乃至 1 6 5 0 H U を含む。したがって、1 6 0 0 H U の範囲が、2 5 6 グレイスケール値にマッピングされ、これは、線形マッピングにおける各ピークの周りの値の分布の 6 重より大きいナローイング (more than six fold narrowing) である。H U 値分布において区別される組織は、グレイスケール値において容易に区別されないかもしれず、これは、画像に基づく検視及び診断を難しくし、したがって、一般的に行われない。

【 0 0 0 7 】

同じ組織に対して異なる取得又は再計算パラメータを用いて取得された画像を比較することは、この比較をより難しくする可能性がある。例えば、1 つの対象の画像を、異なるエネルギーレベルで取得された同じ解剖学的領域における正常組織及び / 又は異常若しくは病変組織を持つ異なる対象の他の画像と比較して、同様の組織のグレイスケールレンダリングの一貫性は、有利である。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

10

20

30

40

50

ここに記載される態様は、上記の問題等に対処する。

【課題を解決するための手段】

【0009】

以下は、基準設定から体積画像の視覚化設定を調整する装置及び方法を記載する。前記視覚化設定の調整は、前記基準設定による基本的なHU値の画素値分布分析に基づいて行われる。CTスペクトル画像に対する調整は、HU値をグレースケール値に選択的にマッピングするマスクを使用して行われることができる。

【0010】

一態様において、コンピュータ断層撮影（CT）画像表示システムは、ハウンスフィールド単位（HU）の値を持つ対象の再構成された体積画像データ及び基準設定のセットを受信し、前記基準設定によって選択されたHU値の画素値分布分析によって前記基準設定のセットを調整された基準設定のセットに調整し、前記調整された基準設定によって前記HU値をグレースケール値にマッピングするマッピングユニットを含む。

10

【0011】

他の態様において、コンピュータ断層撮影（CT）視覚化設定を調整する方法は、調整された基準設定によって、対象の受信された再構成体積画像に対して、ボクセルのハウンスフィールド単位（HU）値をグレースケール値にマッピングするステップを含む。前記調整された基準設定は、選択された基準設定によって前記受信された再構成体積画像データから選択されたHU値の画素値分布分析から決定される。

【0012】

20

他の態様において、スペクトルコンピュータ断層撮影（CT）画像表示システムは、ハウンスフィールド単位（HU）の値を持つ対象の再構成された体積画像を受信し、前記再構成された体積画像に対応する材料特有画像に基づいてマスクを生成し、選択された基準設定によって、前記マスクを通過する前記再構成体積画像のHU値をグレースケール値にマッピングするマッピングユニットを含む。

【0013】

本発明は、様々な構成要素及び構成要素の組み合わせ、並びに様々なステップ及びステップの組み合わせの形を取りうる。図面は、好適な実施例を説明する目的のみであり、本発明を限定するように解釈されるべきではない。

【図面の簡単な説明】

30

【0014】

【図1】異なる単色エネルギーレベルを持つ同じファントムの典型的なCT画像と、HU値の固定のウィンドウレベル（WL）及びウィンドウ幅（WW）を使用するマッピングされたグレースケールの画素値の対応するヒストグラムとを示す。

【図2】視覚化設定の調整を持つCTシステムの一実施例を概略的に示す。

【図3】異なるエネルギーレベルを持つ同じファントムの典型的なCT画像と、調整された視覚化設定を持つマッピングされたグレースケール画素値の対応するヒストグラムとを示す。

【図4】マスクされた材料の重畳された非線形マッピングを持つヨウ素造影剤を含むCTスペクトル画像ボクセルHU値の典型的なヒストグラムを示す。

40

【図5A】ファントムを使用するマスク作成ステップの典型的な出力を示す。

【図5B】ファントムを使用するマスク作成ステップの典型的な出力を示す。

【図5C】ファントムを使用するマスク作成ステップの典型的な出力を示す。

【図6A】視覚化設定を調整する実施例を示す。

【図6B】視覚化設定を調整する実施例を示す。

【図6C】視覚化設定を調整する実施例を示す。

【発明を実施するための形態】

【0015】

最初に図1を参照すると、同じファントムの例画像が、40、50、60、70、80、100、120、140、160、180及び200 keVの単色エネルギーレベルに対

50

して示される (a) - (k) 。表示された単色エネルギー (Mono E) 画像は、128の固定グレイスケールに対して0 HUのウィンドウレベル (WL) 及び0乃至255グレイスケール値に対する200 HUのウィンドウ幅 (WW) 、例えば - 100乃至100 HUの基準設定を用いて、合成された再構成画像データから線形にマッピングされる。これらの例は、前記基準設定によって画像視覚化の標示を提供する。

【0016】

Mono E 合成画像は、複数のエネルギーにおいて対象をスキャンすることにより合成される。例えば、二重エネルギー又はスペクトルスキャンは、2つのエネルギーを含み、光子計数CTスキャナは、より大きな数のエネルギーレベルを含むことができる。検出されたマルチエネルギー投影データは、分解により2以上のX線減衰成分により各ボクセルにおける材料を識別するのに使用される。前記X線減衰成分は、光電特性及びコンプトン散乱特性、アルミニウム類似性 (likeness) 及び水類似性、軟組織類似性及び骨類似性等のような成分の対を含むことができ、これは、より高いエネルギーレベルに対して、より多数の成分を含むことができ、例えば2つのエネルギーレベルにおいて、最大3成分が識別されることができる。Mono E 画像は、対応するエネルギーレベルのX線との既知の相互作用を用いてこれらの成分を変換することにより合成される。例えば、スペクトル投影データにおいて、アルミニウム類似性画像及び水類似性画像は、各ボクセルにおいてアルミニウム類似性及び水類似性を分解することから得られる。65 keVにおけるMono E 画像は、アルミニウム類似性に65 keVにおけるアルミニウムの既知の減衰を乗算し、65 keVにおける水の既知の減衰を乗算された水類似性画像と合計することにより得られる。

【0017】

グレイスケール値にマッピングされたHU画素値の分布は、各例画像に対応するグレイスケール値のヒストグラム (a') - (k') として示される。各ヒストグラムの横軸は、グレイスケールであり、縦軸は、そのグレイスケール値を持つ前記画像内のボクセルのカウントである。異なるエネルギーレベル間の画素値分布の分析は、基準値によるマッピングのソースにおけるHU値の分布の変化によりグレイスケール画像の変化の基本的な原因を示す。これは、異なるエネルギーを持つ2つの再構成体積画像データの間、及びエネルギーレベルにおける体積画像の間の、再構成体積画像データ内のエネルギー変調により生じることができる。

【0018】

例えば、40 keVのMono E 画像において、材料又は組織は、対応するヒストグラムにおける値の分布により示されるように前記表示される画像において幅広く差別化される。横軸においてグレイスケール値及び縦軸においてボクセルカウントを持つヒストグラムは、分布のピークが、低い値に対する長いテール及び高い値に対する切り取られたテールを持つ約200グレイスケールである。50 keVヒストグラムは、40 keVヒストグラムからの平均グレイスケール値のシフト及びヒストグラムピークの狭化を示し、これは、60 keV及び70 keVヒストグラムにおいて漸進的に続く。

【0019】

一実施例において、このシステムは、前記体積画像の一部による撮像パラメータの変化、例えば画像サブ体積又はスライスによるエネルギー変調の変化を記録する。エネルギー変調に対する撮像パラメータの変化は、管電流、管電位、ピークエネルギーレベル、及び平均エネルギーレベル等の変化を含むことができる。他の実施例において、前記システムは、異なるエネルギーレベルにおける体積画像データを描く。

【0020】

図2を参照すると、視覚化設定の調整を持つCTシステム10の一実施例が、示される。CTシステム10は、X線管のようなエネルギー源14及び検出器アレイ16を含むCT撮像装置12を含む。エネルギー源14は、異なるピークエネルギーを持つX線放射線を放射する。一実施例において、エネルギー源14は、マルチエネルギー源又はCTスペクトルエネルギー源である。CT撮像装置12は、エネルギー源14と検出器アレイ16との間の体積により規定される撮像領域に対して軸に沿って前記対象を移動する対象支持部18を含む。

前記対象の体積が、前記エネルギー源と検出器アレイ 16 との間を通るので、前記対象の体積を横切る前記放射された X 線のエネルギーは、検出器アレイ 16 により検出され、投影データ 20 として記憶される。

【0021】

前記撮像パラメータが、前記撮像プロシージャによって変化する、例えば、対象の解剖学的領域に基づいて前記放射された X 線のエネルギーにおいて変化する、パラメータ変更ユニット 22 は、投影データ 20 の対応するサブ体積 24 とともに前記撮像パラメータの変化を記録することができる。例えば、前記ピークエネルギー (kVp) が、エネルギー 14 において変更されると、前記投影データの対応する体積は、前記変更されたピークエネルギーでタグ付け又はラベル付けされる。

10

【0022】

再構成ユニット 26 は、既知の CT 再構成技術を使用して投影データ 20 を体積画像データ 28 に再構成する。体積画像データ 28 は、複数の画像データ 30、31 を含む。一実施例において、再構成ユニット 26 は、タグ付けされた投影データ 20 によって対応する画像サブ体積 30 を識別することができる。前記タグは、対応する kVp のような変更されたパラメータ、及びプロトコルによる位置変化のインジケータ又はポイント等を含むことができる。前記タグは、画像メタデータに記憶される又は別々に記憶されることができる。一実施例において、前記再構成は、投影データ 20 又は体積画像データ 28 を分解し、MonoE 画像データ 31 として合成される画像データを描写することができる。

【0023】

20

マッピングユニット 32 は、基準設定 34 によって体積画像データ 28 ボクセルの HU をグレイスケール値にマッピングし、前記基準設定は、体積画像データ 28 の画素値分布分析によって調整される。前記調整は、各タグ付けされた再構成サブ体積 30、及び / 又はエネルギーレベルが異なる他の体積画像データによることができる。前記調整は、MonoE 画像データ 31 の各エネルギーレベルによることができる。一実施例において、マッピングユニット 32 は、各 MonoE 画像データ 31 の HU を並列にマッピングする。

【0024】

前記画素値分布分析は、調整された WL 及び / 又は調整された WW を含む調整基準設定 35 を識別し、平均、中央値、重み付け平均、重み付け中央値、標準偏差、分位点、尖度、及び歪度等のような基準範囲における HU 値に基づく。例えば、前記基準設定によって選択された HU 値の中央値は、調整された WL として計算される。他の例において、前記基準設定によって選択された HU 値の分布の分散の関数は、調整された WW として計算される。マッピングは、前記分析によって選択された画素値分布分析に基づいて適用されることができ、既知の技術を使用する線形及び / 又は非線形マッピングであることができる。

30

【0025】

前記調整された設定を用いてグレイスケール値にマッピングされた、1つのエネルギーレベルにおける体積画像データ 28、サブ体積 30 の 1つ、及び / 又は MonoE 画像データ 31 は、表示装置 36 に表示される。一部の例において、前記マッピングは、変化する撮像パラメータにわたって一貫性を提供し、同じ組織は、異なるエネルギーで生成された、例えば変調及び / 又は合成されたサブ体積にわたって同じグレイスケール値で表れる。前記マッピングは、マスク 38 の作成を含むことができ、マスク 38 は、グレイスケール表示に対する前記マッピングにおいて合成されたエネルギーレベルにおける前記体積画像データ、サブ体積 30、及び / 又は MonoE 画像データ 31 からマスクされた材料の体積を取り除く、除去する、弱める又は最小化する。前記マスクされた材料のボクセルの HU 値は、この場合、画素値分布分析に基づいて調整されることができる、前記材料の HU 範囲の基準設定 34 による前記グレイスケール表示に対する第 2 のマッピングにおいて使用される。一部の例において、前記マスクの使用は、グレイスケール表示画像の視覚化特性を改良し、これは、改良された組織区別及び CT スペクトル画像の組織レンダリングの一貫性を医療関係者に提供する。

40

50

【 0 0 2 6 】

基準設定 3 4 は、撮像プロトコルによるグレイスケールマッピングを含む。基準設定 3 4 は、場所又は個別の医療関係者に対してカスタマイズ可能であることができる。基準設定 3 4 のグレイスケールマッピングは、少なくとも 1 つの W L 及び W W を含む。造影剤のようなマルチエネルギー撮像に対して、前記基準設定は、追加の W L 及び W W 値を含むことができる。例えば、ヨウ素造影剤を用いる腎臓体積画像データのレンダリングは、非造影組織の第 1 の基準 W L 及び W W と、撮像プロトコルによる、例えば解剖学的領域においてデータを取得するのに使用されるエネルギーによる、造影組織の第 2 の基準 W L 及び W W とを含む。前記撮像プロトコルは、取得中に使用されるエネルギーを変更することができる、体重、性別、及び年齢等のような対象特性による撮像パラメータのセットを含むことができる。

10

【 0 0 2 7 】

各 Mono E 画像データ 3 1、タグ付けされたサブ体積 3 0、適用されたマスク 3 8 を持つ体積画像 2 8、適用されたマスク 3 8 を持つサブ体積 3 0、又は適用されたマスクされた材料の前記マッピングは、線形又は非線形マッピングを含むことができる。前記線形又は非線形マッピングは、バイアス、ゲイン又はシフトに関する変化を含むことができる。例えば、バイアス (b)、ゲイン (g)、及びシフト (s) は、前記マッピングのリスケール曲線の形状を制御し、ここで b 及び g は、 [0 , 1] の範囲において規定される一定のスカラであり、 s は、グリッドにおけるゲイン点の場所を表すスカラの対 (すなわち、 s = (s_x , s_y)) である。特定の選択された調整された W L 及び調整された W W を仮定すると、マスク又はサブ体積を持つ体積画像の H U 数は、 [0 , 1] の範囲に正規化されることができ、このような正規化された H U 数は、 t として示される。 [0 , 1] の範囲におけるリスケールされた正規化 H U 数 は、各 t における b、g 及び s の関数として、

20

【 数 1 】

$$\beta_b(t) = \frac{t}{\left(\frac{1}{b} - 2\right)(1-t) + 1}, \beta_g(t) = \frac{t}{\left(\frac{1}{g} - 2\right)(1-t) + 1}$$

$$\gamma_{b,s,g}(t) = \begin{cases} s_y \times \beta_g\left(\frac{\beta_b(t)}{s_x}\right) & : \beta_b(t) < s_x \\ 1 - (1 - s_y) \times \beta_g\left(\frac{1 - \beta_b(t)}{1 - s_x}\right) & : \beta_b(t) \geq s_x \end{cases}$$

30

として規定される。正規化された H U 数 に 2 5 5 を乗算した後に、H U 数のダイナミックレンジは、2 5 6 グレイスケール値の表示範囲にマッピングされる。他の既知の線形又は非線形マッピング技術が、前記マッピングに対して使用されることができる。

40

【 0 0 2 8 】

表示装置 3 6 は、ワークステーション、ラップトップ、タブレット、スマートフォン、身体着用コンピュータ装置、及びサーバ等のようなコンピュータ装置 4 0 を有することができる。前記コンピュータ装置は、デジタルプロセッサ、マイクロプロセッサ、電子プロセッサ、光学プロセッサ、及びマルチプロセッサのようなプロセッサ 4 2 を含む。前記コンピュータ装置は、キーボード、マウス、マイクロフォン、及びタッチスクリーンのような 1 以上の入力装置 4 4 を含む。入力装置 4 4 は、マッピングされた体積 2 8、マッピングされたサブ体積 3 0、及び / 又は前記基準画像の選択又はカスタマイズをナビゲートするのに使用されることができる。

50

【 0 0 2 9 】

体積画像 2 8 は、少なくとも 1 つの三次元 (3 D) 画像、例えば 2 D スライスを含む。体積画像 2 8 は、C T 撮像装置 1 2 から直接的に受信されることができ、又は画像保管通信システム (P A C S)、放射線医学情報システム (R I S)、電子医療記録 (E M R)、クラウドストレージ、サーバストレージ、及びローカルストレージ等のような電子メモリに記憶されることができる。基準設定 3 4 は、電子メモリに記憶される。

【 0 0 3 0 】

パラメータ変更ユニット 2 2、再構成ユニット 2 6、及びマッピングユニット 1 2 8 は、プロセッサ 4 2 のような 1 以上の構成されたプロセッサにより適切に実施され、プロセッサの分布は、ピアツーピア又は協働で動作するプロセッサ、及びプロセッサのクライアントサーバ構成等を含む。前記構成されたプロセッサは、開示されたパラメータ変更記録、再構成、画素値分布分析及びマッピング技術を実行するように、一時的媒体を除き、物理的メモリ及び/又は他の非一時的媒体を含むコンピュータ可読記憶媒体 (メモリ) 4 6 に記憶された少なくとも 1 つのコンピュータ可読命令を実行する。前記構成されたプロセッサは、搬送波、信号又は他の一時的媒体により搬送される 1 以上のコンピュータ可読命令を実行してもよい。

【 0 0 3 1 】

図 3 を参照すると、図 1 と同じエネルギー (a) - (k) である異なるエネルギーレベルにおいて合成された同じファントムの典型的な C T 画像と、調整された視覚化設定を持つマッピングされたグレイスケール画素値の対応するヒストグラム (a ') - (k ') とが、示される。例の画像スライスは、図 1 を参照して記載されたのと同じファントムの同じ再構成画像を使用する。グレイスケールに対するマッピングは、図 3 において表示される画像において異なる。前記マッピングは、各タグ付けされたサブ体積、Mono E 画像データ又は異なるエネルギーレベルにおける他の体積画像データに対して調整された W L を使用する。この例において、前記調整された W L は、前記基準設定によって選択された対応するボクセルの H U 値の平均である。例えば、前記基準によって選択された 4 0 k e V における合成画像データに対するボクセル H U 値の平均値は、4 0 k e V 画像の表示に対する平均グレイスケール値にマッピングされる。前記基準設定によって選択された 5 0 k e V における前記合成画像データのボクセル H U 値の平均値は、5 0 k e V 画像の表示に対する平均グレイスケール値にマッピングされる。

【 0 0 3 2 】

前記マッピングは、 $0.5 \times$ 標準偏差のような、前記基準設定によって選択された H U 値の標準偏差の関数である各 Mono E 画像データに対する W W の関数を使用する。前記 W W は、各合成画像データエネルギーレベルのエネルギーレベルにより変化する。4 0 k e V ヒストグラムの分布は、図 1 を参照して図示及び記載された 4 0 k e V ヒストグラムの分布とは対照的に画素値の様に分布するテールを持つ平均を示す。図示されるように、図 3 の画像間の比較は、前記グレイスケールマッピングの表示特性ではなく、基本的な組織の物理的变化による差の発見に関して、図 1 より容易に行われる。各タグ付けされたサブ体積又は Mono E 画像データは、前記基準設定によって独立してマッピングされる。

【 0 0 3 3 】

図 4 を参照すると、ヨウ素造影剤を用いる C T スペクトル画像の典型的なヒストグラム及びマスクされた材料の重ねられた非線形マッピングが、示される。横軸に H U の画素又はボクセル値及び縦軸にボクセルのカウントを持つ例のヒストグラム 5 0 は、ヨウ素造影剤を用いる体積画像データに基づく。第 1 のヒストグラムピークを含む第 1 の範囲 5 2 において、例えば約 1 0 0 乃至 7 0 0 H U の H U 値は、非ヨウ素造影剤を表す。第 2 のヒストグラムピークを含む第 2 の範囲 5 4 において、例えば約 7 0 0 乃至 2 1 6 9 H U の H U 値は、ヨウ素造影組織を表す。

【 0 0 3 4 】

マッピングユニット 3 2 は、第 2 の範囲 5 4 におけるボクセルに基づいて材料特有のマ

10

20

30

40

50

スク、例えばヨウ素材料を生成し、前記画素値分布からヨウ素造影ボクセル又は画素を取り除き、第1の範囲52における値により表される画素値分布における基準設定によって選択された残りの値を使用し、例えば残りのWWは、約100乃至700HUに広がる。マッピングユニット32は、前記ヨウ素造影組織なしで、例えば、図2乃至3を参照して記載されたマスクを適用して、前記第1の範囲をグレイスケールにマッピングする。マッピングユニット32は、第2のマッピング56を使用して第2の範囲54におけるボクセル又は画素をグレイスケールにマッピングする。前記ヨウ素造影ボクセルの第2のマッピングは、前記ヒストグラムに視覚的に重ねられた非線形曲線、例えば曲線の形状に基づくゲインの変化及び前記第2のマッピングにおける第1の範囲に対する第2の範囲の平均値の変化に基づくシフトを含む。

10

【0035】

図5A乃至5Cを参照すると、同じファントムを使用するマスク作成ステップの典型的な出力が示される。水なしヨウ素画像 (iodine_no_water image)、及びカルシウムなしヨウ素画像 (iodine_no_calcium image) 等のような、材料特有画像が、体積画像データ28、サブ体積30の1つ又はMonoE画像データ31の1つのいずれかから生成される。前記材料特有画像は、スペクトルCTにおいて既知の材料分解プロセスを通して生成される。図5Aは、前記ファントムの水なしヨウ素画像を示す。前記画素値分布のヒストグラムは、材料特有ボクセルHUが識別される図5Bに示されるようにマッピングユニット32により生成されることができ、HU値は、横軸に表され、ボクセルカウントが、縦軸に表される。前記範囲内のHU値を持つボクセルは、例えばマスクされるべき材料を含む、マスクされた値として示される。前記マスクされた値を持つボクセルは、図5Cに示されるバイナリマスクのようなマスクを有する。暗く表示される部分は、非マスクボクセルであり、白く表示される部分は、マスクされたボクセルである。

20

【0036】

前記マスクは、体積画像データ28、1以上のサブ体積30及び/又は1以上のMonoE画像データ31のいずれか1つを含む対応する体積に適用されることができ、マッピングユニット32は、マッピングされるべきボクセルに対するHU値を得る際に、マスク38を使用し、非マスクボクセルは、マスク38を通過し、グレイスケール値に対するHU値の第1のマッピングにおいて使用され、例えば基準及び調整WL及びWWは、前記マスクを通過するボクセルに基づく。前記マスクは、前記第2のマッピング、例えば前記材料特有ボクセルのマッピングに対して前記マスクされたボクセルを識別するように反転されることができ、一部の例において、前記マスクは、前記基準及び/又は調整WW及びWLを得るための2進乗算演算を持つ効率的な計算プロセスを提供する。

30

【0037】

一実施例において、前記マスクは、0及び1の値のみを含むバイナリマスクに対する代替例として[0, 1]の範囲の値を含むソフトマスクを含む。前記ソフトマスクは、第1のマッピングにおいて前記マスクを通過するマスクされた値を最小化する。前記第2のマッピングにおいて、反転されたマスクが、バイナリマスクとして、又は前記第2のマッピングにおいて前記マスクされた値を最大化する又は前記第2のマッピングにおいて最初はマスクされていなかった値を最小化するのに使用されることができ。

40

【0038】

図6Aを参照すると、CTスペクトル画像の視覚化設定を調整する一実施例が、示される。60において、対象のスペクトル投影データ20が、検出器アレイ16から受信されることができ、パラメータ変更ユニット22が、サブ体積24によって異なる対応する撮像パラメータ、例えば変調されたエネルギーを記録することができる。前記受信及び記録は、各サブ体積24に対して繰り返される。

【0039】

62において、体積画像データ28及び材料特有画像が、前記スペクトル投影データから再構成ユニット26により再構成されることができ、タグ付けされたサブ体積30、例えば撮像パラメータ変更によってラベル付けされた体積画像を有する画像スライスを含む

50

ことができる。一実施例において、前記体積画像データ又はタグ付けされたサブ体積は、エネルギーレベルにより合成される。

【0040】

基準設定34は、64において受信される。基準設定34の選択は、入力装置44から及び/又はユーザログイン若しくは医療関係者アイデンティティ、撮像プロトコル選択、及び患者情報等のようなCT撮像装置12に対する他の動作情報の一部として受信されることができる。

【0041】

66において、マスク38が、マッピングユニット32により前記再構成された材料特有画像に基づいて体積画像データ28、各タグ付けされたサブ体積30又は各MonoE画像データ31に対して生成される。前記マスクは、体積画像データ28に対する1つのマスクとして又は各タグ付けされたサブ体積30若しくはMonoE画像データ31に対する個別のマスクとして構成されることができる。各マスクは、調整された基準設定35に対して分析され、第1のマッピングにおいてグレースケール値にマッピングされる体積画像データ28、サブ体積又はMonoE画像データHU値におけるボクセルを制限するバイナリマスクである。

【0042】

68において、各タグ付けされたサブ体積又はMonoE画像データは、調整された基準設定35による対応する生成されたマスクを使用してマッピングされる。例えば、下肺野におけるスライス、例えば第1のサブ体積は、カルシウムなしのヨウ素マスクの第1のマスクを使用して調整された基準設定の第1のセットによってマッピングされる。上肺/心臓野におけるスライス、例えば第2のサブ体積は、カルシウムなしのヨウ素の第2のマスクを使用して調整された基準設定の第2のセットによってマッピングされる。各マッピングは、調整された基準設定35によるグレースケール値に対するHUボクセル値の線形又は非線形変換を含む。

【0043】

70において、前記マスクされた材料は、前記サブ体積又はMonoE画像データに対して調整された選択された基準設定によってマッピングされる。例えば、下肺野スライスにおけるマスクされたボクセルのHU値は、前記調整された基準設定の第2のセットによって前記グレースケール値にマッピングされる。前記第2のマッピングは、隣接したグレースケール値にマッピングされる及び/又は前記第1のマッピングと重複することができる。前記第2のマッピングは、マスク構成による各サブ体積又はMonoE画像データに対して実行され、例えば各マスクは、調整された基準設定を使用して個別にマッピングされる。

【0044】

1以上のマッピングされたサブ体積、マッピングされたMonoE画像データ及び/又は前記マッピングされた体積の部分は、72において表示装置36に表示される。前記マッピングされた体積の位置及び/又は向きは、入力装置44から受信されたコマンドにより決定されることができる。例えば、下肺野の第1のスライスが、前記表示装置に表示される。前記スライスは、マウススクロールを使用してステップごとに示されることができる。一部の例において、前記表示が、下肺野におけるスライスから上肺野に遷移すると、前記マッピングは、ピークエネルギーのような撮像パラメータが変化したとしても、肺組織間で視覚的に一貫した状態に前記グレースケール値を保つ。更に、前記造影剤により造影された組織は、画像スライス間で一貫しているように見える。他の例において、複数のスライスから得られた体積の部分を使用する正面像が、表示される。一部の例において、造影組織を含む組織は、異なる部分が、視野面に対するサブ体積の向きによって異なるマッピングを持ちうるとしても、前記正面像にわたり一貫しているように見える。他の例において、肺野のマッピングされた40keV画像が、表示され、異なる調整された基準設定で各々がマッピングされた同じ領域の120keV画像と比較される。

【0045】

図 6 B を参照すると、異なるエネルギー、異なる変調されたエネルギー、例えば取得中の撮像パラメータの変化における異なるサブ体積における 2 つの再構成体積画像データの間、又は Mono E 画像の間のような、CT 画像の視覚化設定を調整する一実施例が、示される。60 において、対象の CT 投影データ 20 は、検出器アレイ 16 から受信されることができ、パラメータ変更ユニット 22 は、サブ体積 24 によって異なる対応する撮像パラメータを記録することができる。前記順及び記録は、各サブ体積 24 に対して繰り返される。

【0046】

82 において、体積画像データ 28 は、再構成ユニット 26 により前記 CT 投影データから再構成されることができ、タグ付けされたサブ体積 30、例えば撮像パラメータの変化によってラベル付けされた前記体積画像を有する画像スライス及び / 又は Mono E 画像データ、例えばエネルギーレベルにより合成されたタグ付けされたサブ体積 30 を含むことができる。前記再構成は、再構成された体積画像データ 28 を Mono E 画像データ 31 に合成することを含むことができる。一実施例において、前記再構成は、記憶部から以前に再構成された体積画像データを受信することを含む。

10

【0047】

基準設定 34 選択は、84 において受信される。前記選択は、入力装置 44 から及び / 又はユーザログイン若しくは医療関係者アイデンティティ、撮像プロトコル選択、及び患者情報等のような、CT 撮像装置 12 に対する他の動作情報の一部として受信されることができ。

20

【0048】

86 において、前記体積画像データ、各タグ付けされたサブ体積又は Mono E 画像データは、画素値分布分析によって調整される前記選択された基準設定によってマッピングされる。例えば、下肺野におけるスライスは、調整された基準設定の第 1 のセットでマッピングされる。上肺 / 心臓野におけるスライスは、調整された基準設定の第 2 のセットでマッピングされる。各マッピングは、前記調整された基準設定によるグレイスケール値に対するボクセル HU 値の線形又は非線形変換を含む。

【0049】

前記 1 以上のマッピングされたサブ体積、1 以上のマッピングされた Mono E 画像データ及び / 又は前記マッピングされた体積の部分は、88 において表示装置 36 に表示される。前記マッピングされた体積の位置及び / 又は向きは、入力装置 44 から受信されたコマンドにより決定されることができ。

30

【0050】

図 6 C を参照すると、CT スペクトル画像の視覚化設定を調整する一実施例が、示される。90 において、体積画像データ 28 及び材料特有画像は、再構成ユニット 26 により前記スペクトル投影データから再構成される。

【0051】

基準設定 34 選択は、92 において受信される。前記選択は、入力装置 44 から及び / 又はユーザログイン若しくは医療関係者アイデンティティ、撮像プロトコル選択、及び患者情報等のような CT 撮像装置 12 に対する他の動作情報の一部として受信されることができ。

40

【0052】

94 において、マスク 38 が、マッピングユニット 32 により前記再構成された材料特有画像に基づいて体積画像データ 28 に対して生成される。前記マスクは、第 1 のマッピングにおいて基準設定又は調整された基準設定を用いてグレイスケール値にマッピングされる体積画像データ 28 HU 値におけるボクセルを制限する、バイナリマスクである。

【0053】

96 において、体積画像データ 28 は、前記生成されたマスクを使用して及び選択された基準設定の第 1 のセット又は調整された基準設定の第 1 のセットによってマッピングされる。例えば、腹部領域の体積は、水なしヨウ素マスクのマスクを使用してマッピングさ

50

れる。前記マッピングは、前記基準設定又は調整された基準設定によって選択されたグレイスケール値に対するＨＵ値の線形又は非線形変換を含む。

【 ０ ０ ５ ４ 】

９ ８において、前記マスクされた材料は、前記選択された基準設定又は調整された基準設定によってマッピングされる。例えば、前記腹部領域におけるマスクされたボクセルのＨＵ値は、前記基準設定によって前記グレイスケール値にマッピングされる。前記第２のマッピングは、隣接したグレイスケール値にマッピングされる及び／又は前記第１のマッピングと重複することができる。

【 ０ ０ ５ ５ 】

前記マッピングされた体積のビューは、１ ０ ０において表示装置 ３ ６ に表示される。前記マッピングされた体積のビューの位置及び／又は向きは、入力装置 ４ ４ から受信されたコマンドにより決定される及び／又は前記撮像プロトコルによるデフォルトであることができる。

【 ０ ０ ５ ６ 】

図 ６ Ａ乃至 ６ Ｃを参照する上記記載は、コンピュータプロセッサにより実行される場合に、前記プロセッサに上記の動作を実行させる、非一時的コンピュータ可読記憶媒体上で符号化された又は埋め込まれたコンピュータ可読命令を手段として実施されてもよい。加えて又は代わりに、前記コンピュータ可読命令の少なくとも１つは、信号、搬送波又は他の一時的媒体により搬送される。更に、前記ステップの順序は、変更されることができ、特定のステップは、省略されることができる。

【 ０ ０ ５ ７ 】

本発明は、好適な実施例を参照して記載されている。修正及び変更は、先行する詳細な記載を読み、理解すると他者が思いつきうる。本発明が、添付の請求項又は同等物の範囲内に入る限りこのような修正及び変更を全て含むと解釈されることが意図される。

【 図 １ - １ 】

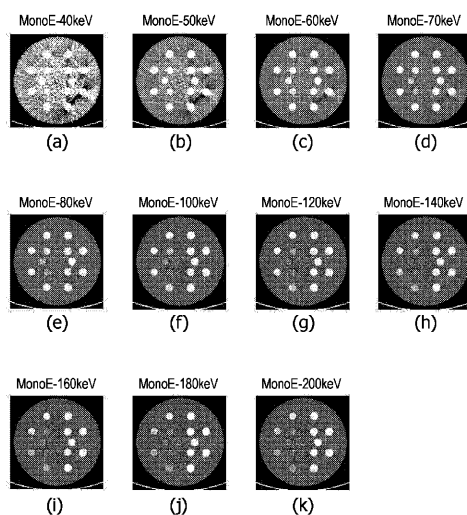
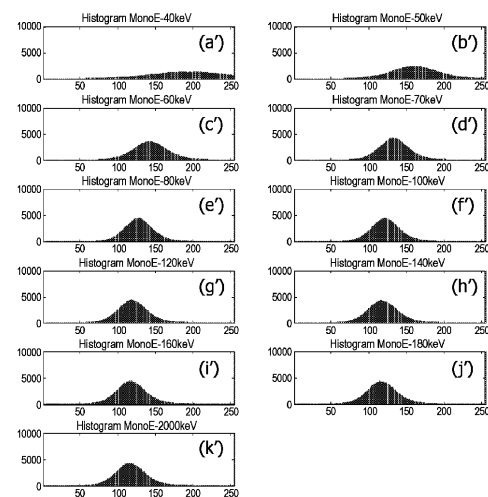


FIG. 1

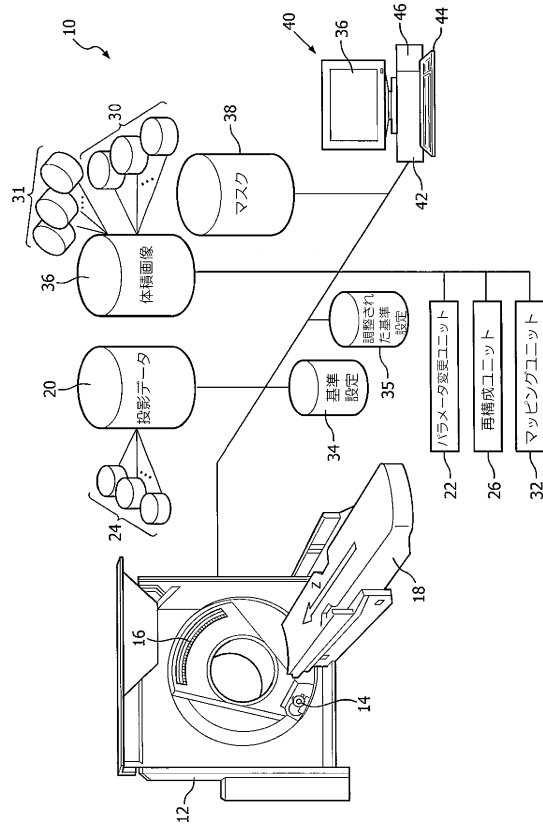
【 図 １ - ２ 】



(continued)

FIG. 1

【図 2】



【図 3 - 1】

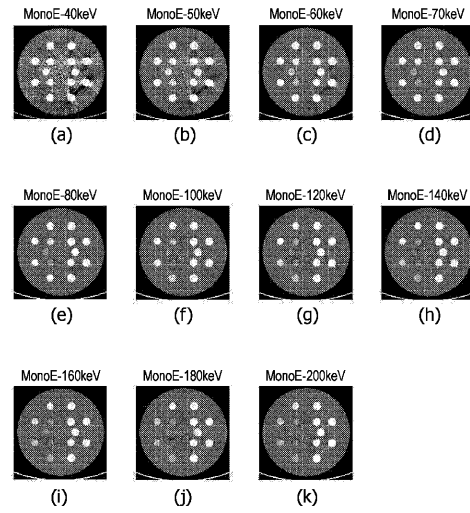
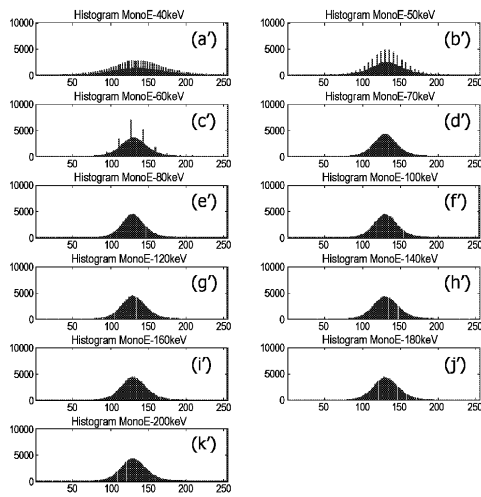


FIG. 3

【図 3 - 2】

(continued)
FIG. 3

【図 4】

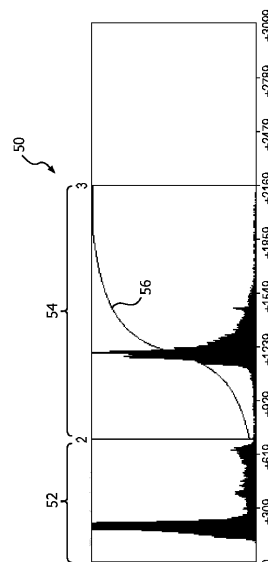


FIG. 4

【図 5 A】

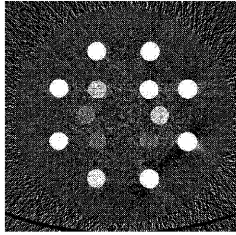


FIG. 5A

【図 5 C】

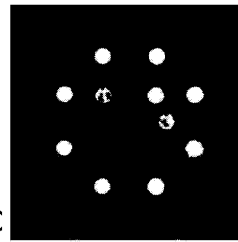
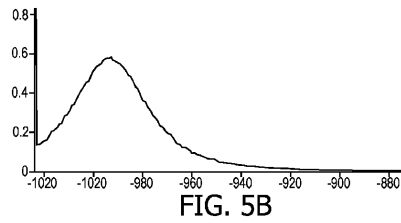
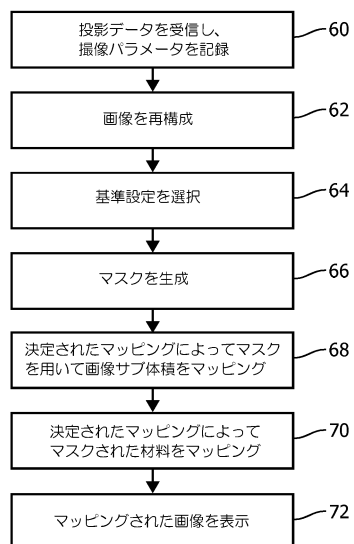


FIG. 5C

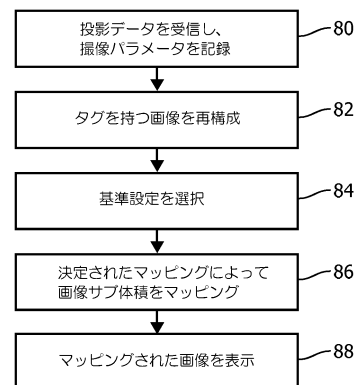
【図 5 B】



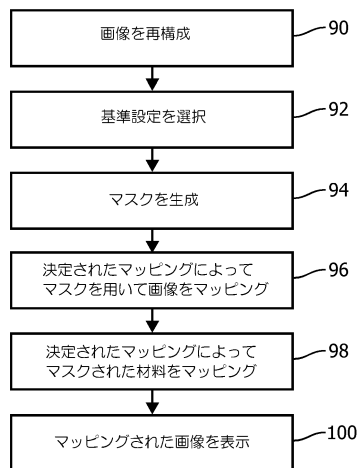
【図 6 A】



【図 6 B】



【図 6 C】



フロントページの続き

(72)発明者 ダナントワリ アマル チャンドラ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

(72)発明者 ウエン ゴーアジュヨン
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 米国特許出願公開第2014/0177803(US, A1)
国際公開第2014/201052(WO, A2)
特開2004-174253(JP, A)
国際公開第2014/170418(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4