

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公表特許公報(A)

(11)公表番号

特表2022-508691

(P2022-508691A)

(43)公表日 令和4年1月19日(2022.1.19)

(51)国際特許分類		F I			テーマコード(参考)
A 6 1 B	6/14 (2006.01)	A 6 1 B	6/14	3 1 1	4 C 0 9 3
A 6 1 B	6/03 (2006.01)	A 6 1 B	6/03	3 7 3	
		A 6 1 B	6/03	3 6 0 J	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全13頁)

(21)出願番号	特願2021-545258(P2021-545258)	(71)出願人	521154774
(86)(22)出願日	令和1年10月11日(2019.10.11)		ケアストリーム デンタル エルエルシー
(85)翻訳文提出日	令和3年6月9日(2021.6.9)		アメリカ合衆国 ジョージア アトランタ
(86)国際出願番号	PCT/US2019/055760		カンバーランド ブールバード 3 6 2 5
(87)国際公開番号	WO2020/077166		スイート 7 0 0
(87)国際公開日	令和2年4月16日(2020.4.16)	(71)出願人	508143775
(31)優先権主張番号	62/744,945		トロフィー エスアーエス
(32)優先日	平成30年10月12日(2018.10.12)		フランス国, エフ - 7 7 4 3 5 マルヌ
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		ラバレー, セデ 2, クロワジー - ボー
(81)指定国・地域	AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA ,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,A T,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR ,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC, 最終頁に続く	(74)代理人	110001210
			特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
		(72)発明者	シルドクラウト ジャイ エス
			アメリカ合衆国 ニューヨーク イースト
			ロチェスター メイン ストリート 3 0 0
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 再構成された画像における歯をセグメント化する方法

(57)【要約】

本開示は、2つ以上のエネルギーにおける多重エネルギーX線スペクトルおよび/または多重エネルギーX線スキャナを用いて、X線スキャンの再構成された画像における、半自動的および/または全自動的な、歯のセグメント化を改善する方法を述べる。このような、X線スキャンの再構成された画像における改善された歯のセグメント化は、歯科矯正、歯内療法、およびインプラント計画での用途のための画像の利用における、極めて重要な第1ステップである。方法によれば、歯のセグメント化は、多重エネルギーX線スキャンから再構成された画像に対して、半自動的または自動的に行われ得る。歯のセグメント化の結果は、歯の中にあるボクセルを識別する画像マップとして、または3次元(3D)格子、または3次元(3D)空間領域の任意の他の表示として表示され得る。

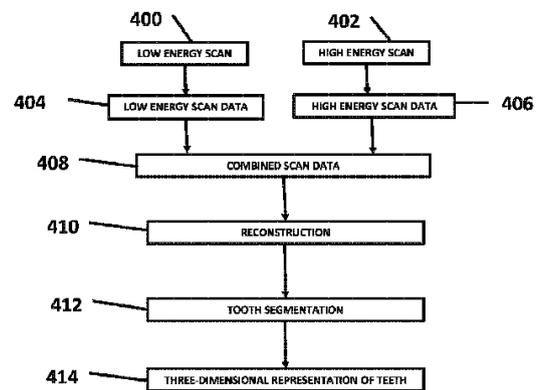


Fig. 4

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

1つ以上の歯の3次元表示を作り出す方法であって、

- a) 2つ以上の異なるX線エネルギースペクトルにおけるX線スキャンデータを用いるステップと、
 - b) 前記2つ以上のX線スキャンからの前記測定データを組み合わせるステップと、
 - c) 1つ以上の3次元画像を形成するように、前記組み合わせられたデータを再構成するステップと、
 - d) 前記1つ以上の3次元画像内の歯をセグメント化するステップと
- を含むことを特徴とする方法。

10

【請求項 2】

請求項1に記載の方法であって、前記1つ以上の3次元画像は、低減されたビーム硬化アーチファクトを有することを特徴とする方法。

【請求項 3】

請求項1に記載の方法であって、前記1つ以上の3次元画像は、低減された金属アーチファクトを有することを特徴とする方法。

【請求項 4】

請求項1に記載の方法であって、前記1つ以上の3次元画像は、低減された散乱アーチファクトを有することを特徴とする方法。

【請求項 5】

請求項1に記載の方法であって、前記スキャンデータは、エネルギー弁別検出器を用いて捕捉されることを特徴とする方法。

20

【請求項 6】

請求項1に記載の方法であって、前記スキャンデータは、エネルギー弁別光子計数検出器を用いて捕捉されることを特徴とする方法。

【請求項 7】

請求項1に記載の方法であって、前記スキャンデータは、異なる電圧を有するX線発生源を用いて捕捉されることを特徴とする方法。

【請求項 8】

請求項1に記載の方法であって、前記スキャンデータは、異なるフィルタ作用を有するX線発生源を用いて捕捉されることを特徴とする方法。

30

【請求項 9】

請求項1に記載の方法であって、異なるX線スペクトルの2つ以上のスキャンからのデータの組み合わせを修正するために、前記歯のセグメント化結果が評価されることを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X線イメージングの分野に関し、より詳細には、再構成された画像における歯をセグメント化するために多重エネルギーX線スキャンを用いることに関する。

40

【背景技術】

【0002】

X線スキャンの再構成された画像における歯のセグメント化（セグメンテーション）は、歯科矯正、歯内療法、およびインプラント計画での用途のための画像の利用における、極めて重要な第1ステップである。歯のセグメント化は、X線スキャンの3次元（3D）の再構成された画像における歯に属するまたはそれに対応する、ボクセルを識別する。より具体的には、歯のセグメント化は、歯を含む画像の一部を識別すること、画像内の個別の歯を識別すること、および画像内の歯の部分を識別することができる。異なる歯科用途は異なるレベルのセグメント化を必要とし、歯のセグメント化は、人とのわずかな相互作用（インタラクション）を必要として、または必要とせずに、できるだけ自動的であること

50

が極めて望ましい。

【 0 0 0 3 】

残念ながら、X線スキヤンの再構成における歯のセグメント化は非常に難しい。現在、すべての場合において全自動的に歯をセグメント化することは不可能である。これには一般に2つの理由がある。第1に、歯根と周囲の歯槽骨とを区別することは、それらが同様な物質組成を有するので難しい。第2に、再構成はビーム硬化（ビーム・ハードニング）、金属の存在、および散乱による、アーチファクトを有し、これらは再構成された画像において、均一の物質組成の物質が、不均一に見えるようにする。

【 0 0 0 4 】

従って、当業界において、本明細書で述べられる難点および他の関連する難点を解決する、X線スキヤンの再構成された画像における歯をセグメント化するための改善された半自動的および全自動的方法に対する必要性がある。

10

【 発明の概要 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 5 】

例示的な実施形態により総括的に述べれば、本発明は、多重エネルギーX線スペクトルおよび/または多重エネルギーX線スキヤナを用いて1つ以上の歯の、3次元（3D）のセグメント化された表示を作り出す方法を含む。方法によれば、歯のセグメント化は、多重エネルギーX線スキヤンから再構成された画像に対して、自動的または半自動的に行われ得る。歯のセグメント化の結果は、いくつかのやり方で表示され得る。例えば、歯のセグメント化結果は、歯の中にあるボクセルを識別する画像マップとして表示され得る。あるいは、歯のセグメント化結果は、3次元（3D）格子、または3次元（3D）空間領域の任意の他の表示の形で表示され得る。

20

【 0 0 0 6 】

本明細書の例示的な実施形態は、本発明を二重X線スペクトルスキヤナおよび二重X線スペクトルに関連して述べるが、他の例示的な実施形態は、複数のX線スペクトルスキヤナおよび2つより多いX線スペクトルの使用を含む。従って、本発明の範囲は、二重（デュアル）X線スペクトルスキヤナまたは二重X線スペクトルに限定されない。二重（デュアル）エネルギースキヤンは、スキヤンの間に発生源電圧および/またはX線発生源のフィルタ作用を変化させる（高速スイッチング）、または異なる発生源電圧および/またはフィルタ作用を用いて2つの別々のスキヤンを行うことによって行われ得る。あるいは、二重エネルギースキヤンは、2つの異なる発生源および検出器を用いて同時に行われ得る。本発明の1つの例示的な実施形態は、少なくとも2つのエネルギーピンを有するエネルギー弁別（ディスクリミネーティング）光子計数検出器を含み、それを用いる。

30

【 0 0 0 7 】

X線スキヤンの測定データは、検出器の各ピクセルの露出値である。露出値は、光子が発生源から検出器までの直線に沿って移動するのに従ったX線減衰に関連する。測定データは、一般に、それが画像再構成のために用いられる前に、X線発生源不均一性、ならびに検出器応答（フラットフィールド補正）および検出器欠陥に対して補正される。すべての検出器ピクセルにおける測定データは、それが検出器上への対象物の放射線投影であるので、しばしばX線投影と呼ばれる。スキヤンは、異なる発生源および検出器位置における一連の投影からなる。しばしば発生源および検出器は回転軸（AOR: axis-of-rotation）の周りに移動する。患者は、AORが関心領域（ROI: region-of-interest）の中心に配置されるように位置決めされる。歯科用途には、ROIは通常、歯列弓内である。二重エネルギーの場合、投影の2つのセットが収集される。2つの投影セットは、同じまたは異なるX線経路（発生源/検出器位置）に対するものとすることができる。

40

【 0 0 0 8 】

本発明の方法は、セグメント化がわずかな人的介入で、または介入なしに行われ得るように、歯のセグメント化プロセスの前またはその間に、スキヤンデータを処理する能力をも

50

たらずので有利である。これは、少なくとも部分的に、および単独でまたは組み合わせで、歯と、軟組織および骨などのスキャンされる対象物内の他の物質との間のコントラストを増加させるように二重エネルギーデータを再構成することによって、スキャンされる物質を通して伝搬するのに従った、X線スペクトルの変化（ビーム硬化）によって引き起こされるアーチファクトを低減することによって、金属および他の高密度物質の存在によって引き起こされる光子枯渇（フォトン・スタベーション）およびビーム硬化によるアーチファクトを低減することによって、およびX線散乱によって引き起こされるアーチファクトを低減することによって達成される。

【0009】

また、本発明の方法は、2つのX線スペクトルのそれぞれにおける別々の再構成と比べて歯のセグメント化により良く適した画像をもたらすように、2つのX線スペクトルにおける測定されたスキャンデータを組み合わせること、または2つのX線スペクトルにおけるスキャンデータの再構成を組み合わせることを含むので有利である。さらに、方法は、二重スペクトルデータの有用性を最適化するように、二重エネルギースキャンデータを、歯のセグメント化プロセスに組み込む能力をもたらす。

10

【0010】

本発明の方法の他の利点および恩恵は、以下に含まれる例示的な実施形態の詳しい説明を考察することで明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0011】

20

【図1】1A、1B、および1Cは、セグメント化された領域の外形に対応する輪郭に沿った歯の再構成のスライスの画像を示す図である。

【図2】2A、2Bは、金属充填物を有する歯の再構成のスライスの画像を示す図である。

【図3】患者に対して位置決めされたX線スキャナの概略図である。

【図4】本発明の第1の例示的な実施形態による、歯のセグメント化の方法のフローチャート表示を示す図である。

【図5】本発明の第2の例示的な実施形態による、歯のセグメント化の方法のフローチャート表示を示す図である。

【図6】本発明の第3の例示的な実施形態による、歯のセグメント化の方法のフローチャート表示を示す図である。

30

【図7】本発明の例示的な実施形態による、歯のセグメント化の品質を評価する方法のフローチャート表示を示す図である。

【図8】歯のセグメント化結果にセグメント化不足があるかどうかを決定する方法のフローチャート表示を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

本明細書では本発明の方法は、いくつかの例示的な実施形態に関して、およびいくつかの図を通して同様な番号は同様な要素またはステップに対応する図面を参照して述べられる。本発明の方法は様々な例示的な実施形態に関して述べられるが、本発明の方法は他の例示的な実施形態において存在することができ、利用され得ることが理解され、認識されるべきである。

40

【0013】

図1（1A、1B、および1C）は、本発明の方法によって解決される2つの問題を示す画像100、110、120を示す。画像100は、歯列弓のコーンビームスキャンの再構成のスライスである。歯根102および周囲の骨104は、この画像では同一に見える。画像110は、歯根102のセグメント化の結果を示す。歯根102と骨104とを区別できないので、セグメント化は失敗し、セグメント化された領域は歯根102だけでなく、骨104および隣接の歯106の歯根も含む。

【0014】

50

図 1 C の画像 1 2 0 は、セグメント化された領域の外形である輪郭 1 2 4 と共に、歯 1 2 2 の再構成のスライスを示す。歯の領域 1 2 6 は、再構成において歯 1 2 2 を不均一に見えるようにするイメージングアーチファクトにより、セグメント化された領域からなくなっている。この場合、画像アーチファクトはビーム硬化によって引き起こされ得る。

【 0 0 1 5 】

図 2 を参照すると、画像 2 0 0 は、金属充填物 2 0 4 を含む歯 2 0 2 を有する再構成のスライスである。歯 2 0 6 の暗いエリアは、金属充填物によって引き起こされるアーチファクトである。画像 2 2 0 は、歯 2 0 2 および隣接の歯のセグメント化の結果の 3 次元 (3 D) 表示である。歯 2 2 2 のセグメント化は、再構成において存在する金属アーチファクトのために、少なくとも 1 つの歯根がなくなっている。

【 0 0 1 6 】

図 3 は X 線スキャナを示す。発生源 3 0 0 からの X 線は、コリメータ 3 0 2 およびフィルタ 3 1 0 を通過する。フィルタ 3 1 0 は X 線エネルギースペクトルを修正し、発生源の電圧の修正と共に、X 線スペクトルを選択するために用いられ得る。X 線は、患者の頭部 3 0 4 内の歯列弓関心領域 (R O I) 3 0 8 を通過し、検出器 3 0 6 に入射する。スキャンを行うために、しばしば発生源および検出器は、A O R 3 1 2 の周りに回転される。しかし、ときには他の発生源および検出器軌跡が用いられる。検出器 3 0 6 がエネルギー弁別光子計数検出器である場合は、二重エネルギースキャンは実際は単一のスキャンである。そうでない場合、発生源 3 0 0 の電圧およびフィルタ 3 1 0 は、単一のスキャン内で、または 2 つのスキャンを行うことによって変更される。二重エネルギースキャンの本質的な成果は、異なる X 線スペクトルに対する投影の 2 つのセットであり、これは R O I の 3 次元 (3 D) 画像を再構成するために用いられ得る。

【 0 0 1 7 】

本発明の 1 つの例示的な実施形態は、図 4 に示される。本発明の説明のために、低エネルギースキャン 4 0 0 および高エネルギースキャン 4 0 2 における、二重エネルギースキャンが述べられる。これは、スキャン 4 0 0 の平均 X 線光子エネルギーは、スキャン 4 0 2 より低いことを意味する。エネルギー弁別光子計数検出器を用いたスキャンの場合、スキャン 4 0 0 は、低エネルギーピンにおける光子カウントであり、スキャン 4 0 2 は、高エネルギーピンにおける光子カウントである。低エネルギースキャンデータ 4 0 4 および高エネルギースキャンデータ 4 0 6 は、ステップ 4 0 8 で組み合わせられる。ステップ 4 0 8 の目的は、ステップ 4 1 0 でデータが再構成されたとき、再構成が、低減されたアーチファクトおよび増加された物質コントラストを有するように、低および高エネルギースキャンデータを組み合わせることである。例えば、低エネルギー a_L および高エネルギー a_H スキャンデータは、多項式関数

【 数 1 】

$$p_1 = \sum_{i=0}^I \sum_{j=0}^J c_{ij}^1 a_L a_H$$

および

【 数 2 】

$$p_2 = \sum_{i=0}^I \sum_{j=0}^J c_{ij}^2 a_L a_H$$

を用いて組み合わせられることができ、ただし多項式の係数 C_{ij} は、歯のセグメント化ステップ 412 を可能にするように選択される。

【0018】

ステップ 408 で、低および高データは、いくつかの異なるやり方で組み合わせられ得る。具体的には、データは、歯根と周囲の歯槽骨との間のコントラストを強化するように組み合わせられる。データは、別のやり方で、歯と、周囲の歯茎などの軟組織との間のコントラストを強化するように組み合わせられ得る。1つの例示的な実施形態において、 p_1 および p_2 は、2つの素地に対する物質密度の線積分に対応する。画像分解のための好ましい素地は、軟組織およびヒドロキシアパタイトであるが、他の物質も用いられ得る。

【0019】

異なる物質の間のコントラストは、再構成における物質のコード値の差だけでなく、各物質のコード値における変化およびノイズにも関係することが理解されるべきである。2つの物質の間のコントラストの1つの尺度は、物質のコード値の分布の間のマハラノビス距離である。

【0020】

組み合わせられたスキャンデータ 408 は、ステップ 410 で、アーチファクトが低減された、および好ましくはアーチファクトがない再構成を作成するために用いられる。本発明の1つの例示的な実施形態において、この再構成は仮想的単色再構成であり、これはそれが単色 X 線発生源を用いたスキャンから再構成されたかのように見えることを意味する。このような再構成は、ビーム硬化アーチファクトがない。また、単色エネルギーは、後続のセグメント化ステップ 412 を可能にするために、歯、骨、および軟組織などの物質を差別化する能力を最大化するように設定され得る。

【0021】

ステップ 412 で、再構成における1つ以上の歯がセグメント化される。これは、各歯が周囲の骨および組織から、および他の歯から区別されることを意味する。これはまた、歯冠、エナメル質、象牙質、歯頸、歯髄、および歯根を含む歯の個々の部分をセグメント化することを含み得る。このステップは、ニューラルネット、クラスタリング、動的輪郭、スネーク、閾値化、およびレベル設定を含む、任意の画像セグメント化方法を用い得る。このステップの結果は歯の3次元(3D)表示 414 であり、これは3次元(3D)画像マスク、表面マップ、メッシュ、または空間内の領域を表示する任意の他の手段の形をとり得る。

【0022】

図5は、本発明の他の例示的な実施形態を示す。本発明のこの例示的な実施形態は、低および高エネルギースキャンが、対象物を通る異なる X 線経路に対応するとき最も適している。低エネルギースキャン 500 は、低エネルギースキャンデータ 504 を作り出し、高エネルギースキャン 502 は、高エネルギースキャンデータ 506 を作り出す。低エネルギースキャンデータはステップ 508 で、高エネルギースキャンデータはステップ 510 で再構成される。ステップ 512 で、低および高エネルギー再構成は、歯のセグメント化ステップ 514 を容易にするために組み合わせられ、これは結果として歯の3次元(3D)表示 516 を生じる。

【0023】

歯科医療のための X 線スキャンの用途ではしばしば、一般に歯列弓内に位置する、ROI のみがスキャンされる。すべての投影においてこの ROI のみが現れ、完全に再構成され得る。この状況を説明する別のやり方は、スキャンされた対象物のすべてをイメージングするために、投影がより大きくなるが必要になるので、X 線投影は切り取られるということである。この状況において、ビーム硬化補正、散乱除去、および金属アーチファクト低減を含む、再構成アーチファクト低減の方法の多くは適用することが困難であり、なぜなら、スキャンされた対象物の一部、しばしば殆どは、投影の少なくともいくつかに対して X 線は通過するのでアーチファクトに寄与するが、未知であるからである。

【0024】

10

20

30

40

50

本発明の方法は、歯のセグメント化を容易にするためにスキャンデータおよび/または再構成の処理が修正され得るように、歯のセグメント化の品質を評価するための、および2つ以上のエネルギーでのスキャンデータまたは再構成がそこで組み合わせられるステップに結果をフィードバックするためのやり方を含めることによって、切り取られた投影の場合であっても多重エネルギースキャンを用いて歯のセグメント化を改善する。

【0025】

図6を参照すると、低エネルギースキャン600および高エネルギースキャン602が行われて、低エネルギー604および高エネルギー606スキャンデータを生成する。組み合わせられたスキャンデータは、ステップ608で処理され、ステップ610で再構成される。ステップ612での歯のセグメント化の品質は、ステップ613で評価され、結果はステップ608に入力され、そこでスキャンデータはセグメント化結果を改善するように再処理される。

10

【0026】

ステップ613は、多くの異なる形をとることができる。以下で2つの例示的な実施形態が詳しく述べられるが、このステップの本質は、歯のセグメント化の品質の尺度をもたらすことである。ステップ613は、いくつかの品質尺度を含み得る。図7は、再構成において歯が適切にセグメント化されているかどうかを決定する、画像均一性品質評価方法を示す。そうでない場合は、ステップ608および610は、例えば、ビーム硬化および金属アーチファクト補正を改善するように修正される。

【0027】

図7は、ステップ613内で生じるステップの例を示す。これらのステップは、歯が通常は形状において凸面である事実に基づく。セグメント化結果が凹面である場合、これは二重エネルギースキャンデータが、アーチファクトを除去するように十分に処理されなかったことを示す。ステップ700で、セグメント化された歯の凸面性(コンベックス性)の程度が計算される。凸面性が十分に低い場合は、セグメント化プロセスは完了し、さらなる処理は必要ない。そうでない場合は、ステップ702で凹面領域が識別される。図1Bの輪郭124は、セグメント化過剰を示す凹面領域の例に対応する。凹面領域はまた、複数の歯が単一の歯としてセグメント化されるセグメント化不足を示し得る。ステップ704で、セグメント化された領域の内側および外側の1つ以上の再構成のコード値分布が評価される。本発明の1つの例示的な実施形態において、再構成は仮想的単色再構成である

20

30

【0028】

再構成コード値は、いくつかの形をとり得ることが理解されるべきである。コード値は、 cm^{-1} を単位とするX線減衰係数とすることができる。あるいは、コード値はハウンスフィールド単位とすることができる。また、切り取られた投影が再構成されるときにしばしばそうであるように、コード値はスキャンされる対象物の物理的性質の測定単位にはなり得ない場合があるが、それでもなお歯のセグメント化のために有用である。

40

【0029】

図8は、場合によっては図7の処理ステップと並行して、ステップ613内で生じるまたはそれを形成することができるステップの別のセットを示す。図8のステップは、図1の画像110に示されるセグメント化不足問題を低減することを対象とする。ステップ800で、軸方向の隣接のスライスにおける歯のセグメント化が比較される。例えば、ソレンセン-ダイス係数によって測定されるような、セグメント化における大きな変化は、歯のセグメント化が周囲の骨に延びている場合がある、または複数の歯が1つにセグメント化されていることを示し得る。ステップ802で、セグメント化不足の領域が識別される。

50

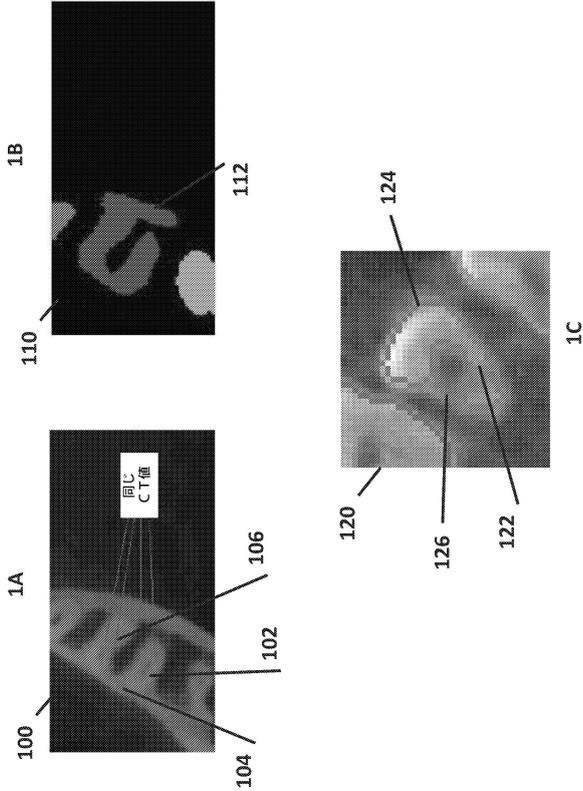
ステップ 806 で、追加の処理が必要かどうか決定される。そうである場合、物質の差別化を増強するように、ステップ 608、610、および 612 が繰り返される。

【0030】

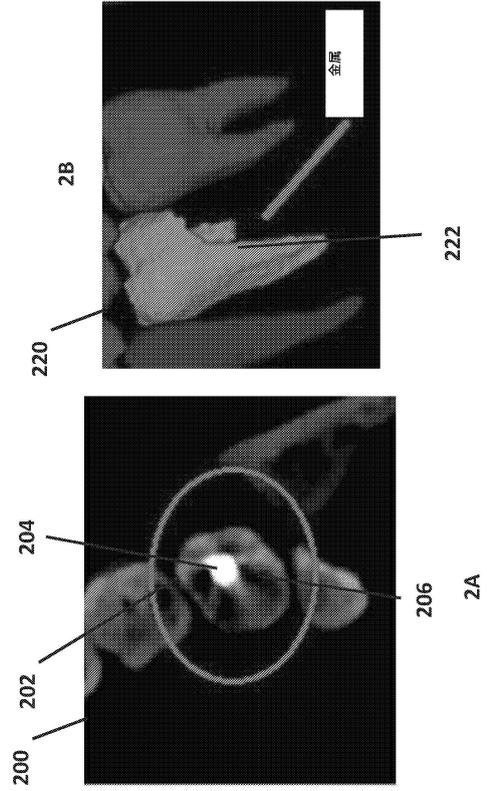
本発明について詳しく、および例示的な実施形態への特定の参照によって述べられたが、本発明の思想および範囲内で、変更および変形が可能であることが理解されるべきである。本開示の例示的な実施形態は、従って、すべての点において例示的であり、限定するものではないものと考えられる。本発明の範囲は、添付の「特許請求の範囲」によって定義され、それらの等価なものの意味および範囲内であるすべての変更または変形は、それに包含されることが意図される。

【図面】

【図 1】



【図 2】



10

20

30

40

50

【 図 3 】

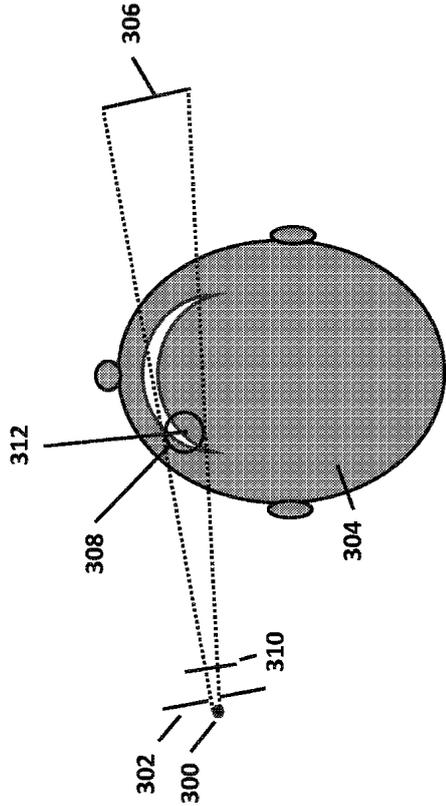
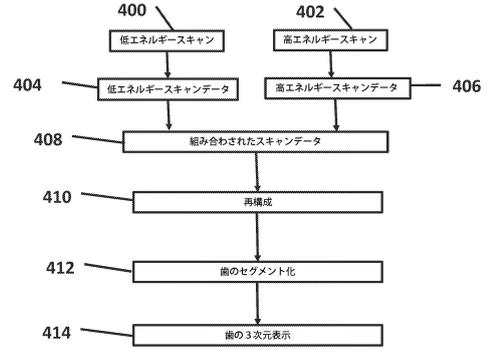


Fig. 3

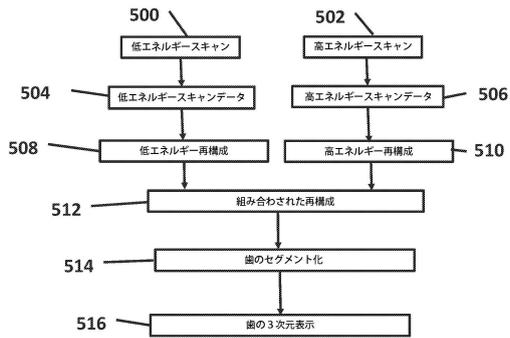
【 図 4 】



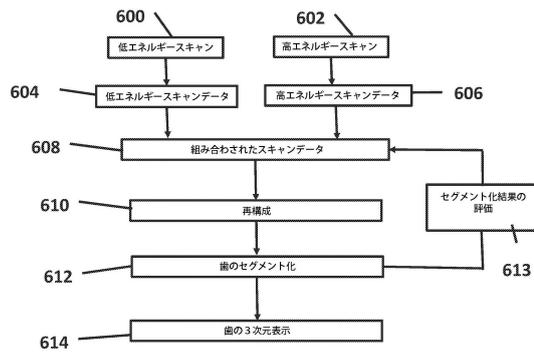
10

20

【 図 5 】



【 図 6 】

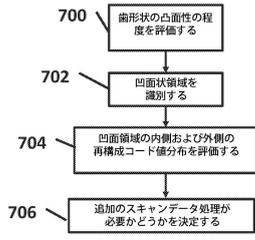


30

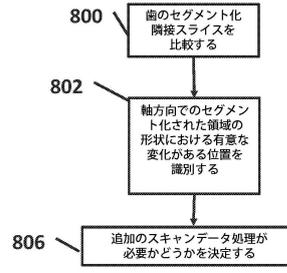
40

50

【 図 7 】



【 図 8 】



10

20

30

40

50

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2019/055760

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G06T7/12 A61B6/03 G06T11/00 ADD.		
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) G06T A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	MOHAMED A. A. HEGAZY ET AL: "Dual-energy-based metal segmentation for metal artifact reduction in dental computed tomography", MEDICAL PHYSICS., vol. 45, no. 2, 2 January 2018 (2018-01-02), pages 714-724, XP55646850, US ISSN: 0094-2405, DOI: 10.1002/mp.12719 abstract page 715 - page 718 page 721 - page 722 figure 6	1-9
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		
<input type="checkbox"/> 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 28 November 2019	Date of mailing of the international search report 06/12/2019	
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Katsoulas, Dimitrios	

10

20

30

40

3

50

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2019/055760

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>Mortaheb Et Al: "Metal Artifact Reduction and Segmentation of Dental Computerized Tomography Images Using Least Square Support Vector Machine and Mean Shift Algorithm", J Med Signals Sens. 2016 Jan-Mar; 6(1): 1-11., 1 March 2016 (2016-03-01), pages 1-23, XP55646895, Retrieved from the Internet: URL:https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4786958/?report=printable [retrieved on 2019-11-27] abstract page 1 - page 2</p>	1-9
A	<p>----- GJESTEBY LARS ET AL: "Metal Artifact Reduction in CT: Where Are We After Four Decades?", IEEE ACCESS, vol. 4, 13 September 2016 (2016-09-13), pages 5826-5849, XP011624799, DOI: 10.1109/ACCESS.2016.2608621 [retrieved on 2016-10-04] page 5831 - page 5833 -----</p>	1-9

10

20

30

40

3

50

フロントページの続き

MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,N
E,SN,TD,TG),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,DJ,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JO,JP,KE,K
G,KH,KN,KP,KR,KW,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,N
I,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,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

スイート 11 ケアストリーム デンタル エルエルシー内

(72)発明者 チェン ショウブ

アメリカ合衆国 ニューヨーク イースト ロチェスター メイン ストリート 300 スイート 1
1 ケアストリーム デンタル エルエルシー内

(72)発明者 イングレーゼ ジーン - マルク

フランス マルヌラバレー セデ 2 クロワジー - ボーブールリュ フェルナン ペルティエ 4 ト
ロフィー エスアーエス内

(72)発明者 ルスタウナウ ヴィンセント

フランス マルヌラバレー セデ 2 クロワジー - ボーブールリュ フェルナン ペルティエ 4 ト
ロフィー エスアーエス内

F ターム (参考) 4C093 AA07 CA13 CA18 CA23 DA05 EA07 EA11 FC24 FC26 FD09
FF16