

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2014-512920

(P2014-512920A)

(43) 公表日 平成26年5月29日 (2014.5.29)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 9 0 A	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/12 (2006.01)	A 6 1 B 6/12	4 C 0 9 6
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 9 0 C	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 F	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 9 0	
審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 40 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2014-508818 (P2014-508818)
 (86) (22) 出願日 平成24年5月4日 (2012.5.4)
 (85) 翻訳文提出日 平成25年12月18日 (2013.12.18)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2012/058242
 (87) 国際公開番号 W02012/150336
 (87) 国際公開日 平成24年11月8日 (2012.11.8)
 (31) 優先権主張番号 1107385.5
 (32) 優先日 平成23年5月4日 (2011.5.4)
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)
 (31) 優先権主張番号 61/482, 276
 (32) 優先日 平成23年5月4日 (2011.5.4)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 513277315
 マテリアライズ エン ヴェー
 ベルギー国 ベー 3 0 0 1 ルーベン
 テクノロジーラーン 1 5
 (74) 代理人 110000280
 特許業務法人サンクレスト国際特許事務所
 (72) 発明者 ヤンセンス ミシェル
 ベルギー国 ベー 1 3 9 0 グレードイ
 ソー リュ デ アンムーミル 1 2 9
 Fターム (参考) 4C093 AA01 AA22 CA15 FC11 FF18
 FF42 FG11 GA01
 4C096 AA01 AB01 AC08 AD14 AD19
 DC14 DD06 FC20
 4C117 XB01 XE42

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 撮像校正装置

(57) 【要約】

本発明は、X線撮影術などの撮像装置から得られるデータのインライン幾何学的補正およびグレイ値補正のための校正装置、該校正装置の使用、および、方法に関する。本発明に係る校正装置は、2つ以上の相互接続される校正要素の組と、校正要素の組を身体に装着するための手段とを備える。

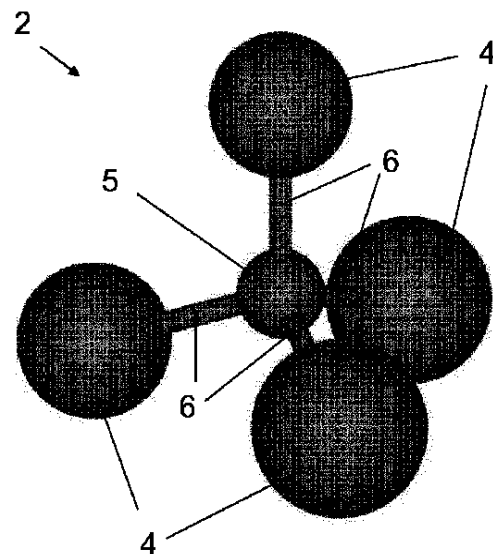


Figure 3

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像の補正のための方法であって、

i) 画像を与えるステップであって、前記画像が 2 つ以上の同一でない相互接続される較正要素の 1 つ以上の組の画像を含み、前記 2 つ以上の同一でない較正要素が少なくとも放射線不透過性を異にする、ステップと、

ii) 前記較正要素の前記画像の幾何学的性質およびグレイ値の測定から得られる情報に基づいて前記画像を補正するステップと、を含む方法。

【請求項 2】

前記画像内の 2 つ以上の較正要素の識別、

10

前記画像内の前記 2 つ以上の較正要素の位置およびグレイ値の決定、

決定されたグレイ値と計算されたグレイ値との差に基づくグレイ値エラーの計算、および前記画像に対する前記補正の適用、を含む請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

ステップ i) が画像を与えることを含み、当記画像は、3 つ以上の同一でない較正要素の 1 つ以上の組の画像を含み、前記 3 つ以上の同一でない較正要素は、少なくとも放射線不透過性を異にするとともに、固定された 3 次元の幾何学的形態を形成するように相互接続される、請求項 1 または請求項 2 に記載の補正のための方法。

【請求項 4】

- 前記画像内の少なくとも 3 つの較正要素の識別、

20

- 前記各較正要素の 3 D 位置の決定、

- 前記画像内の幾何学的なエラーの計算、および

- 前記画像に対する前記補正の適用、を含む請求項 1 ないし請求項 3 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 5】

前記画像が患者の少なくとも一部の画像を備え、前記補正は、前記患者の前記一部の位置および形状に関する情報を与えることを含む請求項 1 ないし請求項 4 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 6】

前記補正は、前記画像内の複数の領域におけるエラーの決定に更に基づく請求項 1 ないし請求項 5 のいずれか 1 項に記載の方法。

30

【請求項 7】

前記補正がインライン補正である請求項 1 ないし請求項 6 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 8】

撮像、例えば医療用撮像のための較正装置であって、2 つ以上の同一でない相互接続される或いは相互接続可能な較正要素の組を備え、前記較正要素のうちの少なくとも 2 つは、0 および 1 を含まない 0 ~ 1 の異なる放射線不透過性を有する、較正装置。

【請求項 9】

3 つ以上の同一でない相互接続される或いは相互接続可能な較正要素の組を備え、前記較正要素のうちの少なくとも 2 つは、0 および 1 を含まない 0 ~ 1 の異なる放射線不透過性を有し、前記組は、固定された 3 次元の幾何学的形態を形成するように前記較正要素を相互接続するための手段を更に備える請求項 8 に記載の較正装置。

40

【請求項 10】

較正要素の前記組を身体に位置決め及び / 又は装着するための別個の特徴部を更に備える請求項 8 または請求項 9 に記載の較正装置。

【請求項 11】

前記相互接続される較正要素が固定された相対位置を有する請求項 8 ないし請求項 10 のいずれか 1 項に記載の較正装置。

【請求項 12】

50

前記較正要素は、球およびロッドから選択される１つ以上の要素を備える請求項８ないし請求項１１のいずれか１項に記載の較正装置。

【請求項１３】

前記相互接続される較正要素の中心または長手方向軸がそれぞれ仮想多面体の頂点または縁を形成する請求項８ないし請求項１２のいずれか１項に記載の較正装置。

【請求項１４】

相互接続される較正要素の前記組が四面体を形成する請求項１３に記載の較正装置。

【請求項１５】

相互接続される較正要素の前記組が多面体を形成し、該多面体の内側に少なくとも１つの較正要素が配置される請求項１３に記載の較正装置。

10

【請求項１６】

前記較正要素のうちの少なくとも１つが中空である請求項８ないし請求項１５のいずれか１項に記載の較正装置。

【請求項１７】

前記較正要素のうちの２つ以上を保持するためのハウジングを更に備える請求項８ないし請求項１６のいずれか１項に記載の較正装置。

【請求項１８】

前記ハウジングは、前記ハウジングを身体に位置決めするための患者特有の係合面を備える請求項１７に記載の較正装置。

【請求項１９】

20

前記較正要素のうちの少なくとも１つの外径が他の較正要素の外径と異なる請求項８ないし請求項１８のいずれか１項に記載の較正装置。

【請求項２０】

較正要素の少なくとも２つの組を含む請求項８ないし請求項１９のいずれか１項に記載の較正装置。

【請求項２１】

較正要素の前記組を位置決め及び／又は装着するための前記専用の特徴部が衣類である請求項８ないし請求項２０のいずれか１項に記載の較正装置。

【請求項２２】

前記較正要素は、身体の特定の組織または骨タイプまたは特定の対象部位に適合される請求項８ないし請求項２１のいずれか１項に記載の較正装置。

30

【請求項２３】

０および１を含まない０～１のＸ線不透過性を有する少なくとも５つの同一でない球の組を備える較正装置であって、前記球は、前記球のうちの少なくとも４つの中心が仮想多面体の頂点を形成するように相互接続され或いは相互接続可能であり、前記球のうちの１つが前記多面体の内側に位置付けられる、較正装置。

【請求項２４】

Ｘ線、超音波、ＣＴ、および、ＭＲＩから得られるデータに関する定量的な測定のための請求項８ないし請求項２２のいずれか１項に記載の較正装置の使用。

【請求項２５】

40

固定された相対位置を有する３つ以上の同一でない幾何学的物体の使用であって、医療用撮像方法によって得られる画像の幾何学的補正およびグレイ値補正のために、前記幾何学的物体のうちの少なくとも２つが０～１の異なる放射線不透過性を有する、使用。

【請求項２６】

前記幾何学的物体が球およびロッドから選択される請求項２５に記載の使用。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、Ｘ線撮影術、超音波検査、ＭＲＩ、または、ＣＴなどの撮像装置から得られるデータのインライン幾何学的補正およびグレイ値補正のための較正装置、該較正装置の

50

使用、および、方法に関する。

【背景技術】

【0002】

伝統的に、X線撮影術などの医用撮像技術は、主に、定性測定および診断のため、例えば、骨が折れているか否かを見るために或いは腫瘍が存在するか否かを見るために使用される。しかしながら、定量測定のためのX線撮像の近年の用途は、X線撮像の精度に関する新たな要件を生み出してきた。

【0003】

第一に、寸法計測学においては、幾何学的な精度が共通の課題である。画像の幾何学的な精度が優れていれば、物体上の2つの特徴部間の距離を、その物体の画像上のそれらの特徴部間の距離から、例えば画像上の距離に特定のスケール係数を乗じることによって明確に導き出すことができる。しかしながら、様々な機械的影響および光学的影響に起因して、X線画像などの放射線画像が歪まされる可能性がある。既知の影響は、ピンクッション効果、および、様々な身体部分の画像表面からの距離に対する拡大または縮小である。その結果、画像上の特定の距離が、実際の距離の正確な推定値、例えば特定の解剖学的部分の寸法を与えない。したがって、較正されないX線画像は、定性的な情報だけを与え、定量的な情報を与えない。

10

【0004】

第二の課題は、放射線画像のグレイ値精度である。グレイ値は、異なる測定間で、そして単一の測定内であっても、例えば放射線源の不均一性または放射線プレート或いは検出器の不安定な感度に起因して変化し得る。

20

【0005】

限られた精度の結果として、例えば、異なる時間に撮られた同じ身体部分の2つのX線画像を比較するときに、腫瘍サイズの5パーセント増大または減少の間を見分けることが難しい。一方、骨粗しょう症を測定する際には、画像の特定の領域内のグレイ値に基づいて骨密度を求めることができるが、この画像のグレイレベルとその後の時間に撮られた画像のレベルとを比較することはできない。原理的には、この問題は、較正されたX線機械を一貫して使用するによって解決され得る。実際には、これは、非常に面倒であるため、滅多に行なわれない。

【0006】

30

これまで、これらの問題の幾つかに関して解決策が提案されてきた。

【0007】

米国特許出願公開第2008/273665号明細書(ロール(Rollie)、ブーツ(Boots))は、柔軟部材に取り付けられる既知の寸法の球を利用して、放射線処置を受ける患者の生体構造を正確に測定するための装置および方法について記載する。球は、正しい位置へと操作されて、処置中に固定されたままである。米国特許第6459772号明細書(ヴィーデンホエフェル(Wiedenhoefer)ら)は、放射線透過性ハウジング内に収容される既知のサイズの球を含む放射線基準マーカーについて記載する。球は、X線の解剖学的な対象と同じ平面内で患者に取り付けられる。これらの発明は、画像の拡大または縮小の決定のために使用できるが、画像内の幾何学的な歪みの更に厳格な補正を可能にせず、また、マーカーの高い放射線不透過性がグレイ値補正をできないようにする。また、これらの装置は、身体に対するマーカーの位置決めに関して高い自由度を与えるが、それらの装置は、これを再現可能な態様で行なうための手段を与えない。また、これらの技術は、画像の1つの領域にしか基準マーカーを与えない。

40

【0008】

米国特許第5951475号明細書(グエジーク(Guezic)ら)は、放射線不透過性マーカーを含む較正装置を使用してX線投影画像を幾何学的に較正するための方法およびシステムについて記載し、この較正装置はロボットにより操作できる。しかしながら、このシステムは、特別で高価な機器を必要とするとともに、対象部位の複数の画像を得なければならない。また、システムは、幾何学的較正のみを可能にし、グレイ値補正を

50

可能にしない。

【 0 0 0 9 】

したがって、画像の較正のための改良された方法および用具の必要性がある。

【 発 明 の 概 要 】

【 発 明 が 解 決 し よ う と す る 課 題 】

【 0 0 1 0 】

本発明は、撮像技術によって得られるデータの較正のための撮像較正装置および方法に関する。特に、方法および用具は、放射線撮影術、超音波検査、X線コンピュータ断層撮影法（CT）、および、磁気共鳴撮像（MRI）などの撮像技術によって得られるデータの（インライン）幾何学的補正及び／又はグレイ値補正を伴う。

10

【 課 題 を 解 決 す る た め の 手 段 】

【 0 0 1 1 】

1つの態様によれば、特定の放射線不透過性および幾何学的位置を有する較正要素を使用する、物体の画像の補正及び／又は較正のための方法が提供される。特定の実施形態において、前記方法は、

I) 画像を与えるステップであって、前記画像が2つ以上の同一でない相互接続される較正要素の1つ以上の組の画像を含む、ステップと、

II) 較正要素の画像の測定から得られる情報に基づいて画像を補正するステップとを含んでもよい。

【 0 0 1 2 】

20

特に、画像は、物体の画像と、2つ以上の同一でない相互接続される較正要素の1つ以上の組の画像とを含み、また、物体の画像は、較正要素の画像の測定から得られる情報に基づいて補正される。

【 0 0 1 3 】

一般に、2つ以上の同一でない相互接続される較正要素は、少なくとも放射線不透過性を異にする。

【 0 0 1 4 】

特定の実施形態では、較正要素の組のうちの少なくとも1つが3つ以上の同一でない較正要素を含み、該較正要素のうちの2つ以上が少なくとも放射線不透過性を異にし、また、3つの較正要素が、固定された3次元の幾何学的形態を形成するように相互接続される。

30

【 0 0 1 5 】

特定の実施形態では、ステップI)が画像を与えることを含んでもよく、該画像は、本明細書中に記載される較正要素の1つ以上の組の画像を含む。特定の実施形態において、提供される方法は、患者の対象部位の少なくとも一部の画像の補正及び／又は較正のための方法であり、ステップI)は、

a. 本明細書中に記載される医用撮像較正装置を患者の対象部位に適用するステップと、

、

b. 医用撮像較正装置を含む対象部位の画像を取得するステップとを含む。

【 0 0 1 6 】

40

特定の実施形態において、本明細書中で提供される画像の補正のための方法は、画像のグレイ値補正を含む。更なる実施形態において、当該方法は、

・ 画像内の2つ以上の較正要素を識別するステップと、

・ 画像内の識別された較正要素のグレイ値を決定するステップと、

・ 決定されたグレイ値と計算されたグレイ値との間の差に基づくグレイ値エラーを計算するステップと、

・ 画像に対して補正を適用するステップとを含んでもよい。

【 0 0 1 7 】

特定の実施形態において、方法は、2つ以上の同一でない相互接続される或いは相互接続可能な較正要素の1つ以上の組を備える撮像較正装置の使用を伴ってもよく、この場合

50

、同一でない相互接続される或いは相互接続可能な較正要素は放射線不透過性を異にする。

【0018】

特定の実施形態において、本発明に係る画像の補正のための方法は、画像の幾何学的補正を含む。更なる実施形態において、当該方法は、

- ・画像内の少なくとも3つの較正要素を識別するステップと、
- ・各較正要素の3D位置を決定するステップと、
- ・画像における幾何学的なエラーを計算するステップと、
- ・画像に対して補正を適用するステップとを含んでもよい。

【0019】

特定の実施形態では、画像を補正する及び/又は較正するための方法が提供され、この方法は、

I) 画像を与えるステップであって、前記画像が、2つ以上の同一でない相互接続される或いは相互接続可能な較正要素の1つ以上の組の画像を含む、ステップと、

II) 前記較正要素の前記画像の幾何学的性質およびグレイ値の測定から得られる情報に基づいて画像を補正するステップと、を含む。

【0020】

特定の実施形態では、画像を補正するための方法が提供され、この方法は、患者の(少なくとも一部の)画像の補正のための方法であり、患者(の関連部分)の位置および形状に関する情報を与えることを含んでもよい。

【0021】

特定の実施形態において、本明細書中で提供される画像の補正及び/又は較正のための方法は、画像内の複数の領域におけるエラーの決定に更に基づく。

【0022】

特定の実施形態において、提供される画像の補正のための方法は、前記画像から較正要素の画像を除去するステップを更に含んでもよい。特定の実施形態では、補正がインライン補正である。

【0023】

更なる態様では、2つ以上の同一でない相互接続される或いは相互接続可能な較正要素の組を備える較正装置であって、少なくとも2つの較正要素が0および1を含まない0~1の異なる放射線不透過性を有する較正装置が提供される。特に、装置の2つ以上の同一でない相互接続される或いは相互接続可能な較正要素は、少なくとも異なる放射線不透過性を有する。更なる特定の実施形態において、組は、3つ以上の同一でない較正要素を備えると同時に、固定された3次元の幾何学的形態を形成するように前記較正要素を相互接続するための手段を更に備える。

【0024】

較正要素の組は、較正要素の組を身体に装着する及び/又は位置決めするための手段、特に別個の構造を更に備えてもよい。特定の実施形態では、相互接続される較正要素が固定された相対位置を有する。

【0025】

特許請求の範囲に記載される較正装置は、医療用画像などの画像の幾何学的補正及び/又はグレイ値補正を可能にする。特に、較正装置は、画像の幾何学的補正とグレイ値補正との組み合わせを可能にする。特定の実施形態において、本発明の装置は、物体における局所的な不均一性の補正を可能にする。これは画質をかなり高め、このことは医療用画像との関連で特に興味深い。したがって、特定の実施形態において、特許請求の範囲に記載される医療用撮像較正装置は、医療用画像の画質を高めるのに役立つ。

【0026】

特定の実施形態において、特許請求の範囲に記載される較正装置は、医療用画像などの画像のグレイ値補正のために使用され得る。特定の実施形態では、組の中の少なくとも2つの較正要素が異なる放射線不透過性を有する。特定の実施形態では、較正要素が球状で

10

20

30

40

50

ある。

【0027】

特定の実施形態において、前記相互接続される（すなわち、相互接続されたときの）較正要素の中心または長手方向軸はそれぞれ、仮想多面体の頂点または縁を形成する。更なる実施形態において、相互接続される較正要素の中心は、仮想多面体の頂点を形成する。特定の実施形態では、相互接続される較正要素が四面体を形成する。特定の実施形態では、相互接続される較正要素の組が多面体を形成し、該多面体の内側に少なくとも1つの較正要素が配置される。更なる実施形態では、相互接続される較正要素の組が多面体を形成し、該多面体の中心に少なくとも1つの較正要素が配置される。

【0028】

特定の実施形態では、較正要素のうちの少なくとも1つが中空である。更なる実施形態において、少なくとも1つの較正要素の外径と内径の比率は、他の較正要素の外径と内径の比率とは異なる。

【0029】

特定の実施形態において、少なくとも1つの較正要素の外径は、他の較正要素の外径とは異なる。

【0030】

好適には、特許請求の範囲に記載される較正装置は、1つの画像中の異なる領域を（独立に）補正するために使用されてもよい。このようにすると、画像の1つの領域内の局所的な不均一性が画像の他の部分における補正に影響を及ぼさない。これを確保するために、特定の実施形態では、本発明に係る較正装置が較正要素の少なくとも2つの組を備える。

【0031】

特定の実施形態において、較正要素は、金属、金属酸化物、金属硫酸エステル粒子を含む化合物から形成される。

【0032】

特定の実施形態において、特許請求の範囲に記載される較正装置は、較正要素の少なくとも一部を覆うハウジングを更に備える。特定の実施形態において、ハウジングは、人の身体部分などの対象の物体に対する装置の位置決めを容易にする特徴部を備えてもよい。特定の実施形態では、ハウジングが（患者に特有の）係合面を備える。

【0033】

特定の実施形態では、較正要素の組を装着するための手段が衣類である。

【0034】

特定の実施形態において、本発明に係る較正装置における較正要素は、身体の特定の組織タイプまたは特定の対象部位に適合される。

【0035】

特定の実施形態において、本発明に係る較正装置は、0および1を含まない0～1のX線不透過性を有する少なくとも5つの同一でない球の組を備え、当該球は、球のうちの少なくとも4つの中心が仮想多面体の頂点を形成するように相互接続され或いは相互接続可能であり、1つの球が多面体の内側に位置付けられる。

【0036】

X線、超音波、CT、および、MRIから得られるデータに関する定量的な測定のための、本明細書中に記載される医療用撮像較正要素の使用の更なる態様が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0037】

本発明の特定の実施形態の図の以下の説明は、本質的に単なる典型的なものであり、本教示内容、それらの用途または使用を限定しようとするものではない。図面の全体にわたって、対応する参照符号は、同様の或いは対応する部分および特徴部を示す。

【0038】

【図1】放射線源（7）、X線放射線ビーム（8）、対象部位（9）、および、検出器（

10

20

30

40

50

10)を示す放射線撮像の説明図である。

【図2】較正要素の幾つかの組(2)と較正要素の組を身体に装着するための手段(3)とを備える本発明の特定の実施形態に係る医療用撮像較正装置(1)を示す図である。

【図3】4つの外側較正要素(4)と、1つの内側較正要素(5)と、内側較正要素(5)と外側較正要素(4)との間の接続部(6)とを備える本発明の特定の実施形態に係る相互接続された較正要素(4,5)の組(2)を示す図である。4つの外側較正要素(4)の中心点は、仮想多面体、すなわち四面体の頂点を形成する。内側較正要素(5)は四面体の中心に位置付けられる。

【図4】5つの外側較正要素(4)と、1つの内側較正要素(5)と、内側較正要素(5)と外側較正要素(4)との間の接続部(6)とを備える本発明の特定の実施形態に係る相互接続された較正要素(4,5)の組(2)を示す図である。5つの外側較正要素(4)の中心点は、仮想多面体、すなわちピラミッド(四角錐)の頂点を形成する。内側較正要素(5)はピラミッドの中心に位置付けられる。

【図5】放射線画像のインライン補正のための本発明の特定の実施形態に係る方法における典型的なステップのフロー図である。

【図6A - 6G】ハウジング(11)内に設けられる本発明の特定の実施形態に係る4つの相互接続された較正要素(4,5)から成る組(2)を示す図である。

【図7A - 7D】ハウジング(11)内に設けられる本発明の特定の実施形態に係る4つの相互接続された較正要素(4,5)から成る組(2)を示す図である。

【図8A - 8D】ハウジング(11)内に設けられる本発明の特定の実施形態に係る4つの相互接続された較正要素(4,5)から成る組(2)を示す図である。

【図9A - 9B】本発明の特定の実施形態に係る相互接続された較正要素(4,5)の様々な組(2)の構成を示す図である。

【図10A - 10C】ハウジング(11)内に設けられる本発明の特定の実施形態に係る相互接続された較正要素(4,5)の組(2)を示す図である。

【符号の説明】

【0039】

図中、以下の参照符号が使用される。

【0040】

1 - 較正装置、2 - 較正要素の組、3 - 装着するための手段、4, 5 - 較正要素、6 - 接続部、7 - 放射線源、8 - 放射線ビーム、9 - 対象部位、10 - 検出器、11 - ハウジング、12 - 係合面、13 - 蓋。

【発明を実施するための形態】

【0041】

本発明を特定の実施形態に関して説明するが、本発明は、それらの実施形態に限定されず、特許請求の範囲のみによって限定される。特許請求の範囲における任意の参照符号は、特許請求の範囲を限定するように解釈されるべきでない。

【0042】

本明細書中で使用される単数形「1つの(a, an)」および「その(the)」は、文脈が他に明確に述べないかぎり、単数および複数の指示対象を含む。

【0043】

本明細書中で使用される用語「備えている」、「備える」、および、「から構成される」は、「含んでいる」、「含む」、または、「包含している」、「包含する」と同義であるとともに、包括的または非制約的であり、更なる挙げられていない部材、要素、または、方法ステップを排除するものではない。「備えている」、「備える」、および、「から構成される」という用語は、「から成る」という用語も含む。

【0044】

また、明細書本文および特許請求の範囲における第1、第2、第3などの用語は、同様の要素同士の間を区別するために使用され、明確に述べられないかぎり、必ずしも連続的または時間的な順序を表わすためとは限らない。言うまでもなく、そのように使用される

10

20

30

40

50

用語は、適切な状況下で置き換え可能であり、また、本明細書中に記載される本発明の実施形態は、本明細書中に記載され或いは図示される以外の順序で実施可能である。

【0045】

パラメータ、量、時間的な継続期間、および、同様のものなどの測定可能な値に言及する際に本明細書中で使用される用語「約」は、規定値の及び規定値からの $\pm 10\%$ 以下、好ましくは $\pm 5\%$ 以下、より好ましくは $\pm 1\%$ 以下、更に好ましくは $\pm 0.1\%$ 以下の変動を含むように意図され、その程度の変動は、開示される発明において実行するのに適する。修飾語「約」が言及する値は、それ自体が具体的に、好ましく開示されていると解すべきである。

【0046】

終点による数値範囲の列挙は、全ての数値、および、それぞれの範囲内に含まれる有理数、並びに、列挙された終点を含む。

【0047】

本明細書中で挙げられる全ての文献は、それらの全体が、参照することにより本願に組み入れられる。

【0048】

他に規定されなければ、技術用語および科学用語を含む、本発明を開示する際に使用される全ての用語は、この発明が属する技術分野における当業者によって共通に理解される意味を有する。更なる指針により、明細書本文で使用される用語に関する定義は、本発明の教示内容をより良く理解するように含まれる。本明細書中で使用される用語または定義は、本発明の理解に役立つためにだけ提供される。

【0049】

この明細書の全体にわたる「1つの実施形態」または「一実施形態」への言及は、その実施形態に関連して記載される特定の特徵、構造、または、特性が本発明の少なくとも1つの実施形態に含まれることを意味する。したがって、この明細書の全体にわたる様々な場所での「1つの実施形態において」または「一実施形態において」という語句の出現は、必ずしも全てが同じ実施形態に言及しているとは限らないが、そうであってもよい。また、特定の特徵、構造、または、特性は、この開示から当業者に明らかなように、1つ以上の実施形態において、任意の適した態様で組み合わせられてもよい。また、本明細書中に記載される幾つかの実施形態は、幾つかの特徵を含み、他の実施形態に含まれる他の特徵を含まないが、異なる実施形態の特徵の組み合わせは、当業者により理解されるように、本発明の範囲内に入ることが意図され、異なる実施形態を形成する。例えば、特許請求の範囲において、請求項に記載される実施形態のいずれかを任意の組み合わせで 사용할ことができる。

【0050】

本明細書中で使用される用語「グレイ値」とは、画像の強度または強度変化に関する任意の指標のことである。この強度は、白から黒へと移行する特定のグレイスケールとして、或いは、例えば着色画像の場合のように特定の色合いとして表わすことができる。強度が特定の数値として表わされてもよい。

【0051】

較正要素の組に言及するときに本明細書中で使用される用語「組」は、2つ以上の相互接続される或いは相互接続可能な要素を含む。

【0052】

本明細書中で使用される用語「不透明性」とは、特定の種類の放射線に対する物体または材料の不透過性の指標のことである。原則として特にX線および類似の放射線に言及する際の用語「放射線不透過性」も一般に本明細書中において「不透明性」と置き換え可能に使用される。不透明性は、考慮されている光の周波数に依存する。不透明性は、質量減衰係数または吸収率を含む様々な方法で定量化することができる。

【0053】

本明細書中で使用される用語「比吸収率」とは、電磁放射線、音、粒子、または、他の

10

20

30

40

50

エネルギーあるいは物質に晒されるときにエネルギーが物体または解剖学的部分によって吸収される比率の指標のことである。比吸収率は、単位質量当たりに吸収される電力として定義され、ワット／キログラムの単位を有する。比吸収率の値は、電磁放射線または音の周波数に応じて、あるいは、粒子または他のエネルギーまたは物質のタイプに応じて変化する。比吸収率がこの本文で言及されるときにはいつでも、対応する電磁放射線、音、粒子、または、他のエネルギー或いは物質は、医療用撮像技術で使用されるタイプの放射線、音、粒子、または、他のエネルギー或いは物質である。例えば、X線撮影では、電磁放射線が特定の周波数範囲のX放射線である。

【0054】

本明細書中で使用される用語「減衰係数」とは、光のビーム、音、粒子、または、他のエネルギー或いは物質が材料または媒体をどの程度容易に透過できるのかを特徴付ける量のことである。大きい減衰係数は、ビームが媒体を通過する際に急速に「減衰される」（弱められる）ことを意味し、また、小さい減衰係数は、媒体がビームを比較的透過させることを意味する。減衰係数は、可逆長さの単位を使用して測定される。減衰係数がこの本文で言及されるときにはいつでも、対応する電磁放射線、音、粒子、または、他のエネルギー或いは物質は、撮像技術で使用されるタイプの放射線、音、粒子、または、他のエネルギー或いは物質である。例えば、X線撮影では、電磁放射線が特定の周波数範囲のX放射線である。

【0055】

本発明の出願のために想起される撮像技術は、放射線撮影術、超音波検査、X線コンピュータ断層撮影法（CT）、サーモグラフィ、磁気共鳴撮像（MRI）、および、ポジトロン放出断層撮影法（PET）などの核医学などの技術を含む。

【0056】

本明細書中で使用される用語「医療用撮像」とは、一般的には臨床目的（病気を明らかにする、診断する、または、検査しようとする医療処置）のため或いは医学（通常の解剖学および生理学の研究を含む）のために、人または動物の身体（または身体部分およびその機能）の画像を形成するために使用される技術およびプロセスのことである。

【0057】

本明細書中で使用される用語「（医療用）画像」とは、（医療用）撮像技術によって得られる画像のことである。また、用語「画像」は、非医学目的で使用されるときでも、放射線撮影術、超音波検査、CT、サーモグラフィ、MRI、および、核医学によって得られる画像を更を含む。

【0058】

1つの態様では、撮像較正装置が提供される。特に、とりわけ身体の対象部位のX線画像、超音波画像、X線コンピュータ断層撮影法（CT）画像、及び／又は、磁気共鳴撮像（MRI）画像の向上された幾何学的精度およびグレイ値精度を得ることができるようになる較正装置が提供される。特定の実施形態において、提供される撮像較正装置は放射線較正装置である。

【0059】

典型的な放射線撮像の概略図が図1に示される。（X線）放射線源（7）が（X線）放射線ビーム（8）を生成する。対象部位（9）、例えば身体部分が、放射線源と検出器（10）との間に位置付けられる。ビームが発散すると、検出器上の対象領域の画像が歪められる。例えば、ビームの縁付近の対象部位の領域は、ビームの中心の領域よりも拡大される。また、検出器に近い対象部位の領域は、検出器から遠い領域ほど拡大されない。ビーム源の不安定性および不均一性が画像の更なる歪みをもたらす場合がある。したがって、定量的な測定のために、画像を較正する必要がある。画像は、画像の異なる領域におけるエラー（歪み）の測定に基づいて較正されるのが好ましい。

【0060】

特許請求の範囲に記載される較正装置は、2つ以上、特に3つ以上の同一でない相互接続可能な或いは相互接続される較正要素の組を含む。特に、本明細書中で想起される較正

10

20

30

40

50

装置は、2つ以上の同一でない相互接続される或いは相互接続可能な較正要素の少なくとも1つの組を備える。この場合、2つ以上の同一でない相互接続される或いは相互接続可能な較正要素は、異なる放射線不透過性を有する。特に、較正要素の放射線不透過性は、0～1の間にあり、0および1を含まない。放射線不透過性の違いは、以下で詳述されるように、材料の光学密度、サイズなどの異なる手段で確保することができるが、そのような手段に限定されない。異なる放射線不透過性を有する少なくとも2つの較正要素の使用は、グレイ値補正を更に向上させる。

【0061】

較正装置の使用中に較正要素の位置が互いに対して固定されることが想起される。したがって、較正要素が個々の相互接続可能な要素として与えられる場合、組は、固定された3次元幾何学的形態を形成するために較正要素を相互に接続するための手段または特徴部を備える。

【0062】

較正要素を相互に接続する様々な実施が想起される。したがって、組の中のそれぞれの較正要素は、その組の中の他の較正要素に対して直接的に或いは間接的に接続されてもよい。例えば、各較正要素が組の他の較正要素に直接に結合され得る。特定の実施形態では、組の中の幾つかの較正要素がその組の1つの他の較正要素のみに結合される。したがって、組の中の較正要素の一部が間接的に接続され或いは接続可能であってもよい。例えば、3つの較正要素から成る組では、第1の要素を第2の要素に直接に接続することができ、第3の要素も第2の要素に直接に接続することができるが、第3の要素を第1の要素に直接に接続することができない。この実施形態では、第1の要素と第3の要素との間に間接的な接続が存在する。このようにすると、接続数が最小限に抑えられ、そのため、接続に起因する医療用画像中のアーチファクトの量も減少される。あるいは、要素の全てを互いに対して直接に接続してもよく、或いは接続可能であってもよい。

【0063】

前述したように、本明細書中で想起される較正装置は1つ以上の較正要素を備えてもよい。要素の数は、ある程度まで、較正装置の用途に依存する。1つ或いは2つの較正要素を備える組は、画像におけるグレイレベルの較正を可能にするとともに、画像の拡大または縮小の度合いの計算を可能にする(2次元(2D)補正)。3D幾何学的補正の場合には、少なくとも3つの較正要素が必要とされる。したがって、特定の実施形態において、相互接続される較正要素の組は、少なくとも2つ、特に少なくとも3つの較正要素を備える。本発明に係る装置における4つの較正要素の存在は、グレイ値補正および幾何学的補正を可能にするとともに、医療用撮像装置の較正を評価することができる。したがって、特定の実施形態において、相互接続される較正要素の組は、少なくとも4つの較正要素を備える。5つの較正要素から成る組は、医療用撮像装置の較正に関する更なる情報を必要とすることなく、全空間的な3Dのグレイ値補正を可能にする。したがって、特定の実施形態において、相互接続される較正要素の組は、少なくとも5つの較正要素を備える。なお、前述したことに加えて、空間アーチファクトの補正の精度は、画像中の異なる位置に設けられる較正要素の数に伴って更に向上される。したがって、特定の実施形態では、6, 7, 8, 9, 10個またはそれ以上の較正要素から成る組が本発明に係る装置に設けられることが更に想起される。

【0064】

各組の中では、較正要素が互いに1つ以上の固定位置に設定され得るように当該較正要素が設けられる。特定の実施形態において、較正要素は、互いに接続されると、互いに接触しない。実際に、画像中における較正要素の重なり合いは、最小限に抑えられるべきであり、可能であれば回避されるべきである。較正要素間あるいは較正要素の少なくとも一部同士の間隔は医療用画像上で少なくとも10ピクセルであることが好ましいが、(以下で示されるように)必須ではない。また、較正要素のサイズは、各較正要素のサイズが画像中で数ピクセル、好ましくは10ピクセル以上となっていることが好ましい。一般に、幾何学的補正及び/又はグレイ値補正の精度は、較正要素が画像中でより多くのピク

セルにわたって広がる場合に高まる。

【0065】

較正要素間の接続の性質は重要でない。例えば、較正要素は、真っ直ぐな或いは曲がったピンまたはロッドなどの要素を接続することによって接続されてもよいが、そのようなピンまたはロッドに限定されない。これに加えて或いはこれに代えて、組の中の2つ以上の較正要素の接続は、較正要素間の直接的な接触によって得られてもよい。較正要素間の直接的な接触は、較正要素のうちの少なくとも1つがロッド形状であるときに特に適している。

【0066】

特定の実施形態では、較正装置の組が不可逆的に固定されて相互接続される構造として設けられ、その場合、接着する或いは一体部品に製造するなどの任意の方法で相互接続を確保できる。更なる実施形態では、較正要素が可逆的に相互接続可能であり、また、組は、固定された2次元構造、特に3次元構造を形成するべく較正要素の接続を可能にする手段または特徴部を備えてもよい。特定の実施形態では、装置の使用時の接続が安定して強力であるとともに較正要素の撮像を妨げないことが好ましい。特定の実施形態において、組の中の較正要素間の接続は、1つ以上の専用の接続特徴部及び/又は接続要素によって確保される。更なる特定の実施形態において、接続は、較正要素の固定された相対位置を確保できる。特に、接続特徴部及び/又は接続要素の性質は、較正要素を、1つ以上の他の較正要素から接続要素の最小直径に少なくとも等しい距離だけを隔てて位置決めできるようにする。

【0067】

接続特徴部が較正要素自体に組み込まれてもよい。例えば、接続要素は、例えば1つ以上の較正要素に存在する(接続特徴部としての)ネジ付き開口内に嵌合するネジ付きの円柱であってもよい。これに加えて或いはこれに代えて、接続特徴部が外部要素(例えば、異なる要素が互いに固定された位置に配置されるようにするハウジング)であってもよい。組は、強固に相互接続された及び相互接続可能な較正要素の組み合わせを備えてもよい(例えば、包装サイズを減少させるため)。いかなる場合でも、例えば身体部分に対する組の固定時に較正要素の相対位置が変わらないように、使用前に較正要素が指定位置で互いに強固に固定される或いは固定され得ることが重要である。

【0068】

特定の実施形態では、較正要素の相対位置を調整できるが、その後、その相対位置を使用前に強固に固定できるように、専用の接続特徴部及び/又は接続要素が、組の中の較正要素のうちの1つ以上を異なる方法で他の較正要素に対して接続できるようにする。

【0069】

したがって、組の中の較正要素は、固定された相対位置を有し、あるいは、固定された相対位置をとるように相互接続され得る。特定の実施形態において、相互接続された較正要素の組は、較正要素の固定された組として設けられる。特に、較正装置は、一体部品として設けられて随意的に作り上げられる。

【0070】

本明細書中で想起される較正装置は、随意的に、較正要素の1つ以上の組を身体または身体部分に装着する或いは位置決めするための手段を備えてもよい。この文脈における「位置決めする」は、較正要素の組の正確な配置に重点を置くことを意味するが、この文脈における「装着する」は、更に、身体部分などの対象物体上で固定された位置を維持できることを示す。特に、身体または身体部分に較正要素の組を装着する或いは位置決めするための手段は、較正要素の一部ではないが例えば較正要素に(取り外し可能に)取り付けることができる構造である。特定の実施形態において、装着する或いは位置決めするための手段は、随意的に所定の位置で、較正要素が身体の特定の対象部位に隣接するように、身体または身体部分に対する較正要素の組の位置決め或いは装着を容易にする。特定の実施形態において、特徴部は、それが複数の較正要素を対象部位の近傍に装着できるようになっている。特定の実施形態において、位置決めする及び/又は装着するための特徴部は

、更に、対象部位に対する較正要素の組の相対位置が画像取得中に変化しないようにする。対象部位は、骨の部位、組織の部位、腫瘍を備えることが知られる或いは予期される部位などであってもよい。位置決めする及び／又は装着するための想起される特徴部の例については以下で詳述する。

【0071】

これに加えて或いはこれに代えて、組の中での2つ以上の較正要素の相対位置がハウジングによって固定されてもよい。そのようなハウジングは、一般に、較正要素のうちの少なくとも1つを保護する及び／又は較正要素のうちの少なくとも2つ以上を互いに固定する構造である。そのようなハウジングは、例えばこれらの較正要素が脆性材料から形成されるときに、較正要素の形状および完全性を保護するのに更に役立ってもよい。これらの実施形態において、ハウジングは、較正要素の少なくとも一部を覆うことが好ましい。特定の実施形態において、ハウジングは、較正要素のうちの1つ以上の少なくとも30%を覆う。特定の実施形態において、ハウジングは、較正要素の組の外側面を形成する較正要素の表面上の少なくとも30%を覆う。特定の実施形態において、ハウジングは、単一部分から成り、スナップ嵌合機構またはクリップ留め機構によって較正要素の(組の)うちの1つ以上に接続されてもよい。他の実施形態において、ハウジングは、ハウジング内への較正要素の組の挿入および除去を容易にするために、2つ以上の取り外し可能に接続できる部分を備えてもよい。特定の実施形態では、ハウジングの2つ以上の部分がスナップ嵌合システムを介して取り外し可能に接続できる。

【0072】

一般に、ハウジングは、それが較正要素の画像に支障を来さないように、無視できる減衰係数及び／又は放射線不透過性を有する材料から形成される。適した材料としては、ポリスチレン、ポリ塩化ビニル、ポリエステル、ポリプロピレン、ポリカーボネート、ポリ(メチルメタクリレート)、ポリエチレンテレフタレート、ポリアミド、または、これらの混合物などの高分子が挙げられるが、これらに限定されない。これらの材料は、較正要素の位置を固定するために必要な強度を依然として与えつつ、低い放射線不透過性を有する。特定の実施形態において、本明細書中に記載される較正装置の較正要素の各組には、別個のハウジングが設けられる。他の実施形態では、較正装置の較正要素の2つ以上の組が同じハウジング内に備えられてもよい。

【0073】

ハウジングは、身体上などの対象物体上に較正要素の組を位置決めする及び／又は装着するための手段として更に適していてもよい。したがって、特定の実施形態では、位置決めする及び／又は装着するための手段がハウジングに組み込まれる。しかしながら、装置は、専用のハウジングおよび位置決め特徴部または装着特徴部を備えてもよい。これについては、明細書中で更に説明する。

【0074】

特定の実施形態において、組の中の較正要素は、放射線透過性材料中に、すなわち、0または0に近い放射線不透過性を有する材料中に埋め込まれることによって接続される。

【0075】

本発明に係る較正装置の較正要素の形状およびサイズは重要でない。特定の実施形態において、較正要素は、球、半球、楕円、立方体、四面体、ピラミッド、ロッド、ディスク、ワッシャ、ワイヤ、または、それらの任意の組み合わせである。

【0076】

特定の実施形態では、較正要素のうちの幾つかが球である。特定の実施形態では、較正要素の全てが球または略球である。球は、測定するのに計量的に非常に安定しており、画像処理ソフトウェアによって画像中で容易に検出され、正確に形成するのが容易である。

【0077】

特定の実施形態では、較正要素のうちの1つ以上がロッドである。一般に、ロッドは、円柱状であり、2~10の範囲のアスペクト比(すなわち、長さを幅で割った比率)を有する。特定の実施形態では、全ての較正要素がロッドである。

【0078】

特定の実施形態において、較正要素は、1つ以上の球と1つ以上のロッドとの組み合わせを備える。ロッドは、較正要素として作用する以外に、球を接続するための接続要素として更に作用してもよい。特定の実施形態では、1つ以上の較正要素が球に接続されるロッドを備える。

【0079】

組の中の各較正要素は、当該較正要素の固有の特徴部により、または、識別可能な較正要素に対する相対位置により、画像内で識別されてもよい。したがって、組の中の較正要素の大部分または全部は、画像中の較正要素の明確な識別を確保するために同一ではない。そのため、組の中の較正要素は、異なる形状、異なるサイズ、異なる内径、異なる外径、異なるマーク、異なる識別コード、異なる放射線不透過性、または、これらの組み合わせを有してもよい。これらの特徴部については、本明細書で更に詳しく後述する。

【0080】

較正要素の識別は、較正要素が中空である場合には円滑になされて向上され得る。したがって、特定の実施形態では、組の中の較正要素のうちの1つ以上が中空である。更なる特定の実施形態では、組の中の1つの較正要素が中実であるとともに、組の中の1つ以上の他の較正要素、特に全ての他の較正要素が中空である。別の特定の実施形態では、組の中の較正要素の全てが中空である。特に、組の中の較正要素のうちの1つ以上が中空の球である較正装置が提供される。特に想起される実施形態では、組の中の1つの較正要素が中実の球であるとともに、組内の全ての他の較正要素が中空の球である。別の特定の実施形態では、組の中の全ての較正要素が中空の球である。中空球の大きい半径と小さい半径との間の比率、すなわち、外径と内径との間の比率は投影下では不変であり、そのため、画像中の較正要素の識別が容易である。他の実施形態では、較正要素のいずれも中空ではない。

【0081】

画像中の較正要素の識別は、組の中の較正要素が異なる直径（外径）またはサイズを有する場合にも円滑になされる。したがって、特定の実施形態では、1つの組の較正要素が異なる外径またはサイズを有する。本明細書中に記載される較正装置が2つ以上のロッド形状の較正要素を備える場合には、ロッドが異なる幅及び/又は長さを有してもよい。特定の実施形態では、較正装置が2つ以上のロッド形状の較正要素を備え、これらの較正要素の全てが異なる幅を有する。

【0082】

本発明の較正装置の特定の実施形態において、少なくとも1つの較正要素の（最大）外径は、組の中の他の較正要素の外径とは異なる。

【0083】

なお、中空の較正要素を備える較正装置が想起される場合には、外径と内径の比率が異なってもよい。特定の実施形態において、中空の較正要素のうちの少なくとも1つの外径と内径の比率は、他の較正要素の外径と内径の比率とは異なる。特定の実施形態において、相互接続される較正要素の組の中の各較正要素は、組の他の全ての較正要素の外径と内径の比率とは異なる比率を有する。各較正要素が固有の外径と内径の比率を有する場合には、これにより、画像中の異なる較正要素の識別が容易になる。本発明の装置の更に特定の実施形態では、較正要素が中空の球であり、また、内径と外径との間の比率が各球ごとに異なる。

【0084】

例えば、中空の球または円筒状のロッドである較正要素の内径は、一般に、 $9.9 \sim 0.1 \text{ cm}$ 、好ましくは $2.9 \sim 0.2 \text{ cm}$ 、より好ましくは $0.9 \sim 0.2 \text{ cm}$ 、より更に好ましくは $0.6 \sim 0.3 \text{ cm}$ である。中空の球または円筒状のロッドである較正要素の外径は、一般に、 $10 \sim 0.4 \text{ cm}$ 、好ましくは $3 \sim 0.4 \text{ cm}$ 、より好ましくは $1 \sim 0.4 \text{ cm}$ 、より更に好ましくは $0.7 \sim 0.5 \text{ cm}$ である。ただし、外径は内径よりも大きい。中実の球である較正要素の直径は、一般に、 $10 \sim 0.1 \text{ cm}$ 、好ましくは $3 \sim$

0.3 cm、より好ましくは1~0.3 cm、より更に好ましくは0.7~0.3 cmである。

【0085】

特定の実施形態では、これに加えて或いはこれに代えて、較正要素は、異なる方法で、例えば較正要素のマーキングによって識別され得る。較正要素には、画像中の較正要素の識別を可能にする識別タグまたは識別コードが設けられてもよい。撮影された画像上でマーキングが見えるように物体をマーキングするための適した方法は、撮像装置の性質に依存し、当業者に知られている。これに加えて或いはこれに代えて、較正要素は異なるサイズ及び/又は形状を有することができる。

【0086】

本発明の較正装置および方法の想起される使用は、特定の実施形態では、画像のグレイ値に基準値を設けることに基づく。実際に、特定の実施形態において、本発明の較正装置は、医療用撮像においてグレイ値を較正するために使用される。この目的のため、較正要素のうちの少なくとも2つは、医療用撮像で使用される放射線の全部ではなく一部の吸収を確保しなければならない。このことは、本発明に係る装置の組に存在する較正要素のうちの少なくとも2つが0および1を含まない0~1の放射線不透過性を有さなければならないことを意味する。放射線不透過性が0の材料または物体は、医療用撮像のために使用される放射線の全てを透過させることができる。放射線不透過性が1の材料または物体は、放射線源からフィルムまたは検出器へと向かう医療用撮像のために使用される放射線を完全に遮る。較正要素は0~1の放射線不透過性を有し、このことは、較正要素の画像が最小グレイ値~最大グレイ値のグレイ値を成すことを意味する。放射線不透過性は使用される周波数に依存するため、較正要素の放射線不透過性はそれらの較正要素の想起される用途によって決定される。したがって、目的がX線画像の較正である場合には、要素の放射線不透過性がX線等に関して0~1でなければならない。しかしながら、要素の少なくとも1つの組を備える装置であって、組の中に存在する較正要素のうちの少なくとも2つが想起される異なる撮像方法において0~1の不透明性を有する装置が提供されることが想起され得る。

【0087】

したがって、好ましい実施形態では、本発明の較正装置の較正要素のうちの少なくとも2つが0~1の放射線不透過性を有する。特に、これらの較正要素は、0および1を含まない0~1の放射線不透過性を有する材料から形成される。更に特定の実施形態では、組内の較正要素の全てが0~1の放射線不透過性を有する。

【0088】

また、較正要素の不透明性が対象部位の不透明値の範囲内であるときに補正の質が向上されることに留意されたい。したがって、更なる特定の実施形態において、各較正要素の放射線不透過性または比吸収率(SAR)は、所定の値、特に、対象部位の不透明性に基づいて選択される値を有する。また、グレイ値の最適な補正を確保するため、異なる不透明性を有する構成要素を設けることも興味深い。したがって、特定の実施形態において、0~1の放射線不透過性を有する本発明に係る装置の組の中の2つ以上の較正要素は、互いに異なる放射線不透過性を有する。特定の実施形態では、組の中の較正要素の全てが異なる放射線不透過性を有する。

【0089】

対象領域のグレイ値を較正する際には、最小グレイ値と最大グレイ値との間の範囲内にあるグレイ値の基準が対象部位の画像に与えられることが特に興味深い。特定の実施形態では、それに伴って得られる組の中の1つの較正要素のグレイ値が身体の対象部位の平均グレイ値を下回り、一方、それに伴って得られる組の中の他の較正要素のグレイ値は対象部位の平均グレイ値を上回る。実際、特定の実施形態において、このことは、1つの較正要素のSARが対象部位における平均SARを下回り、他の較正要素のSARが対象部位の平均SARを上回ることを示唆する。放射線不透過性に関して、このことは、1つの較正要素の放射線不透過性が対象部位における平均放射線不透過性を下回り、他の較正要素

の放射線不透過性が対象部位における平均放射線不透過性を上回ることを意味する。

【0090】

特に、本発明の装置における較正要素の組においては、1つの較正要素の結果として得られるグレイ値が身体の対象部位の最小グレイ値以下であり、一方、他の較正要素の結果として得られるグレイ値が対象部位の最大グレイ値以上であることが想起される。実際に、このことは、特定の実施形態において、1つの較正要素のSARが対象部位における最小SAR以下であり、他の較正要素のSARが対象部位における最大SAR以上であることを示唆する。放射線不透過性に関して、このことは、1つの較正要素の放射線不透過性が対象部位における最小放射線不透過性以下であり、他の較正要素の放射線不透過性が対象部位における最大放射線不透過性以上であることを意味する。

10

【0091】

当業者であれば分かるように、較正要素および対象部位の放射線不透過性およびSARは、並びに、対応するグレイ値は、較正要素および対象部位の構成材料の減衰係数によって決まる。具体的には、媒体の放射線不透過性およびSARは、その媒体の構成材料の減衰係数、並びに、その媒体に存在するこれらの材料の量によって決まる。したがって、較正要素の放射線不透過性およびSARは、較正要素のサイズを変えることにより、中空較正要素の内径と外径との比率を変えることにより、較正要素の構成材料を変えることにより、あるいは、これらの任意の組み合わせにより、変化させることができる。較正要素にとって最適な材料、サイズ、及び/又は、内外径を特定するために、較正要素の想定し得る構成材料の減衰係数を対象部位において予期される骨および組織の減衰係数と比較することができる。多種多様な材料、組織等の減衰係数は、文献(例えば、J. H. Hubbell and S. M. Seltzer, Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest, National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD)から入手できる。

20

【0092】

また、当業者であれば分かるように、医療用撮像技術で使用される放射線の減衰と減衰係数との関係は、ランベルト-ベールの法則によって与えられる。

30

【0093】

前述したように、本発明の装置の較正要素の放射線不透過性は、較正要素を形成する材料によって少なくとも部分的に決定される。特定の実施形態では、較正要素が1つの単一材料から形成される。更なる特定の実施形態では、較正要素が高分子を含む材料から形成される。高分子は、多くの場合、容易に成形及び/又は焼結でき、そのため、較正要素の形成が容易である。較正要素の放射線不透過性を変更するため、異なる放射線不透過性を有する粒子が高分子に加えられてもよい。したがって、特定の実施形態において、較正要素は、当該粒子を含む高分子から形成される。更なる特定の実施形態において、粒子は、高分子よりも高い減衰係数、好ましくは高分子よりも高いX線減衰係数を有する材料から形成される。

40

【0094】

好適な高分子としては、天然ゴムまたは合成ゴムまたはラテックス、ポリ塩化ビニル、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリスチレン、ポリアミド、ポリエステル、アラミド、ポリエチレンテレフタレート、ポリメチルメタクリレート、または、これらの混合物が挙げられるが、これらに限定されない。特定の実施形態では、高分子がポリアミド、例えばナイロンである。特定の実施形態では、高分子がガッタパーチャ(gutta-percha)である。粒子は、金属、金属酸化物、金属硫酸エステル、または、金属を含む任意の化合物から成ってもよい。好適な金属としては、バリウム、鉄、鉛、チタン、銅、白金、銀、金、ニッケル、亜鉛、または、これらの合金が挙げられるが、これらに限定されない。これに加

50

えて或いはこれに代えて、粒子は、ヨウ素またはヨウ素含有化合物から成ってもよい。特定の実施形態において、較正要素及び／又は較正要素間の接続部は、硫酸バリウム粒子を含む高分子から成る。特定の実施形態において、較正要素及び／又は較正要素間の接続部は、ナイロン（ポリアミド）と硫酸バリウム粒子との混合物から成る。

【0095】

較正要素間の接続部は、医療用画像内で見えないことが好ましい。したがって、2つ以上の較正要素が接続要素を介して接続される場合には、接続要素が較正要素と同じ或いは異なる材料から成ってもよいことが想起される。特定の実施形態において、接続要素は、較正要素よりも低い減衰係数及び／又は放射線不透過性を有する材料から成ってもよい。更に特定の実施形態では、接続要素がゼロまたはゼロに近い放射線不透過性を有する。

10

【0096】

最適な画像補正のため、1つの画像内の異なる対象領域が較正要素の異なる仕様を必要としてもよい。特定の実施形態では、特定の対象領域における較正要素の仕様が例えばテーブルにリストアップされる。更なる特定の実施形態では、1つの画像内に異なる領域を含んでもよい特定の対象領域のために何れの較正装置を使用すべきかを示すリストまたはテーブルに基づいて設計され或いは製造される較正要素が選択される。

【0097】

例えば、本明細書において先に説明したように、較正要素または較正要素の最適な組み合わせに必要とされる放射線不透過性は、対象部位として予期される骨および組織によって決まってもよい。様々な組織タイプおよび骨の減衰係数が知られており、したがって、特定の対象部位のための或いは更には対象部位の特定の領域のための較正要素を設計及び／又は使用することができる。例えば、特定の対象部位のために使用されるようになっていく較正要素のタイプ（形状、サイズ、材料など）を示すテーブルを形成することができる。テーブルまたはリストが身体の一部の描画を参照してもよく、その場合、異なる対象部位または特定の対象部位の異なる領域が例えば番号を付して示される。

20

【0098】

したがって、特定の実施形態では、組内の較正要素のうちの少なくとも2つが身体の特定の組織タイプまたは特定の対象部位に適合される。更なる実施形態では、全ての較正要素が身体の特定の組織タイプまたは特定の対象部位に適合される。

【0099】

較正要素の製造及び／又は一体部品を形成する相互接続較正要素の組の製造を異なる方法で確保できる。特定の実施形態では、本発明に係る較正要素の組が付加製造（AM）技術によって形成される。付加製造（AM）は、物体の3Dコンピュータ支援設計（CAD）データを一般に使用して物体の有形モデルを作り上げるために使用される一群の技術として定義され得る。現在、ステレオリソグラフィ、選択的レーザ焼結、熔融堆積モデリング、ホイルベース技術等を含む多数の付加製造技術が利用できる。

30

【0100】

選択的レーザ焼結は、高出力レーザまたは他の集束熱源を使用して、プラスチック、金属、または、セラミック粉末の小粒子を、形成されるべき3D物体を表わす塊へと焼結または溶着する。

40

【0101】

熔融堆積モデリングおよび関連する技術は、通常は加熱に起因する固体材料から液体状態への一時的な移行を使用する。特に米国特許第5,141,680号明細書に記載されるように、材料が、制御された方法で押し出しノズルを通じて押し進められて、必要とされる場所に堆積される。

【0102】

ホイルベース（foil-based）技術は、接着または光重合または他の技術を用いて被膜を互いに固定して、これらの被膜から物体をカットし或いは物体を重合させる。そのような技術は米国特許第5,192,539号明細書に記載される。

【0103】

50

一般に、AM技術は、形成されるべき3D物体のデジタル表示から始まる。一般に、デジタル表示は、全体として物体を形成するように重ね合され得る一連の輪切り層へとスライスされる。AM機器は、1層ずつを基本として物体を形成するためにこのデータを使用する。3D物体の層データを表わす断面データは、コンピュータシステムおよびコンピュータ支援設計製造(CAD/CAM)ソフトウェアを使用して生成されてもよい。

【0104】

(例えば付加製造によって)製造された較正装置の寸法および形状は、設計された較正装置の寸法および形状とは僅かに異なる場合がある。これらの製造許容差を考慮するため、装置の実際の形状および寸法に関する情報が装置の製造後に収集されてもよい。特定の実施形態において、本明細書中に記載される較正装置の較正要素の1つ以上の組は、較正装置の製造後に(デジタル)識別子と関連付けられる。識別子は、較正要素の組の形状および寸法に関する情報を含んでもよく、装置の(デジタル)走査に基づいてもよい。これにより、較正装置の実際の寸法および形状を画像較正において考慮に入れることができるようになり、そのため、較正された画像の信頼性が高まる。

【0105】

本発明に係る較正装置では、組の中の較正要素が異なる位置に固定され、あるいは、組の中の較正要素を異なる位置に設けることができ、このような1または複数の位置は、異なる較正要素の吸収度が幾何学的較正およびグレイ値較正にとって最適な情報を生み出すようにする。これは、特に、較正要素の中心点を接続するライン(例えば、球、半球、楕円、立方体、四面体、ピラミッド、ディスク形状、及び/又は、ワッシャ形状の較正要素の場合)及び/又は構成要素の長手方向軸(例えば、ロッド形状またはワイヤ形状の較正要素の場合)が3D構造を形成するようにする固定位置によって達成される。

【0106】

特定の実施形態において、較正要素の組は、較正要素の性質に応じて、多面体を形成し、これは異なる方法で達成できる。特定の実施形態において、これは、較正要素のうちの少なくとも幾つかの中心点が仮想多面体の頂点を形成する(例えば、球、半球、楕円、立方体、四面体、ピラミッド、ディスク形状、及び/又は、ワッシャ形状の較正要素の場合)という事実によって確保される。これに加えて或いはこれに代えて、1つ以上の較正要素の長手方向軸が仮想多面体の縁を形成するように位置されてもよい(例えば、ロッド形状またはワイヤ形状の較正要素の場合)。一般に、この文脈においては、仮想多面体の中心に位置される1つ以上の較正要素を組が備えてもよい。外側較正要素だけが考慮に入れられる。較正要素のそのような配置は、較正要素の3D位置の安定した計算を可能にする。特定の実施形態では、較正要素の組が仮想四面体を形成する。特定の実施形態では、較正要素のうちの少なくとも1つが仮想多面体の内側に位置付けられる。特定の実施形態では、較正要素のうちの1つが仮想多面体の中心に位置付けられる。特定の実施形態において、仮想多面体の内側または中心に位置付けられる較正要素は、中実であり、より好ましくは中実球である。内側較正要素の存在は、画像内の空間エラーを決定するのを容易にするとともに、相互接続される較正要素の組が頑丈でコンパクトな構造を形成することを確保する。特定の実施形態において、中心の較正要素は、小球及び/又はロッドなどの他の較正要素に直接的に或いは間接的に接続される大きい球である。

【0107】

特定の実施形態において、仮想多面体を形成する較正要素のそれぞれは、仮想多面体の内側または中心に位置付けられる較正要素に直接に接続される。

【0108】

本明細書中に開示されている、較正要素の1つの組を備える較正装置は、画像全体の幾何学的補正及びグレイ値補正のために使用されてもよい。しかしながら、画像中の異なる領域が異なる歪みを呈する場合がある。そのため、画像のたった1つの部位(すなわち、較正要素の組が位置付けられる部位)における歪みに基づく画像補正が、画像の特定の他の部位において不適切な補正を引き起こす場合がある。したがって、画像中のより多くの部位の補正を向上させることができるように、本発明に係る較正装置が較正要素の複数の

組を備えることが好ましい。そのため、特定の実施形態において、本発明に係る医療用撮像較正装置は、前述したような相互接続される（あるいは相互接続可能な）較正要素の複数の組を備える。相互接続される較正要素の組の一部または全部は互いに同一であってもよい。特定の実施形態において、較正装置は、相互接続される較正要素の同一の組を備えていない。特定の実施形態において、較正装置の相互接続される較正要素の１つの組またはそれぞれの組は、その組を較正装置の他の組から区別するための固有の識別子を備える。例えば、組、または、その組の較正要素のうちの１つ以上には、画像内の組の識別を可能にする識別タグまたは識別コードが設けられてもよい。

【０１０９】

本明細書中で想起される較正装置は較正要素の１つ以上の組を備え、当該組においては、装置の使用時に較正要素が対象部位の近傍に設けられるように、較正要素が装置内の特定の位置に位置決めされる。このことは、対象部位から撮られる画像が較正要素の１つ以上の組の画像を含むようにする。

【０１１０】

特定の実施形態において、本発明に係る較正装置は、較正要素の１つ以上の組に加えて、較正要素の１つ以上の組を身体または身体部分などの対象の物体上に位置決め及び／又は装着するための手段を備える。一般に、この特徴部は、較正要素に組み込まれず、別個の特徴部である。特定の実施形態において、較正装置は、較正要素の１つ以上の組を対象の物体上に位置決め及び／又は装着するために使用され得る複数の特徴部を備える。

【０１１１】

特定の実施形態において、相互接続される較正要素の１または複数の組を位置決め及び／又は装着するのに適する特徴部は、以下「装着手段」とも称される衣類などの特徴部である。特定の実施形態において、装着手段は、長靴下またはソックスなどの弾性衣類である。

【０１１２】

特定の実施形態において、本明細書中に記載される較正装置の較正要素の少なくとも１つの組には前述したハウジングが設けられ、この場合、前記ハウジングは、位置決めするための手段または特徴部として使用され得る。実際には、ハウジングは、例えば、ハウジングを身体または身体部分に装着する（較正要素の組を保持する）のに適する係合面を備えてもよい。特定の実施形態において、係合面は患者に特有のものである。すなわち、係合面は、人または動物の患者の生体構造の少なくとも一部に対応する。この係合面は、所定の方法で較正装置を患者の生体構造に位置決めできるようにし、したがって、患者の生体構造の補正された画像の信頼性を高めることができる。患者特有の係合面は、一般に、患者の生体構造の一部の３Ｄモデルに基づいて設計される。モデルは、生体構造の２Ｄまたは３Ｄ画像に基づいて得られてもよい。特定の実施形態において、ハウジングは、生体構造面の少なくとも一部に適合する１つ以上の自由形状構造を備えてもよい。本明細書中で使用される用語「自由形状構造」とは、特に生体構造の輪郭の少なくとも一部に適合する不規則な及び／又は非対称ななめらかな形状または輪郭を有する構造のことである。したがって、特定の実施形態では、自由形状構造が自由形状面である。自由形状面とは、３Ｄ幾何学的空間内に含まれる（本質的に）２Ｄ形状のことである。実際には、以下で詳述するように、そのような面は、本質的に２Ｄと見なされ得るが、変化する厚さを有してもよい。一般に、自由形状構造または自由形状面は、平面、円筒面、および、円錐面などの規則的な面とは異なり、厳格な径方向寸法の欠如によって特徴付けられる。自由形状面は、当業者に知られており、工学的設計分野で幅広く使用される。一般に、表面形状を表わすために非一様有理Ｂスプライン（ $NURBS$ ）数学が使用されるが、ゴールデン表面またはクーンズ表面などの他の方法が存在する。自由形状面の形状は、多項式に関して特徴付けられて定義されるのではなく、それらの極、程度、および、パッチ数（スプライン曲線の弧）によって特徴付けられて定義される。自由形状面は三角面としても規定され得る。この場合、３Ｄ面を近似するために三角形が使用される。三角面は、 CAD 設計の当業者に知られる STL （標準三角パッチ言語）ファイルで使用される。本明細書中に記載さ

10

20

30

40

50

れる自由形状構造は、身体部分の表面に明確に適合するように構造化され、それにより、これらの構造に自由形状特性を与える。

【0113】

したがって、本明細書中に記載される較正装置に設けられる1つ以上の位置決め手段及び／又は装着手段は、一般に別個に設けられるか、あるいは、前記手段に取り付けられる或いは前記手段内に収容される較正要素の1つ以上の組を備えて設けられる。特定の実施形態において、較正要素の1つ以上の組は、位置決め手段及び／又は装着手段に対して固定手段により固定され得る或いは固定される。固定手段は、装着手段及び／又は較正要素の組またはその一部に存在するインターロック特徴部であってもよい。例えば、較正要素または接続要素は、装着手段のピンと適合する穴を含んでもよい。組は、スナップ嵌合システムを介して装着手段に装着されてもよい。特定の実施形態において、較正装置には衣類である装着手段が設けられ、この装着手段は、それが較正要素の組を収容できる「開口」または「ポケット」を含むように設計される。これに加えて或いはこれに代えて、較正要素の組、または、特定の較正要素或いはその接続部は、装着手段に対して縫い付けられ、ホチキスで留められ、或いは接着されてもよい。

10

【0114】

特定の実施形態では、較正要素の1つ以上の組が対象の物体の所定位置及び／又は固定位置に設けられ得る。較正要素の1つ以上の組を位置決め手段（例えば、ハウジングの係合面）によって所定の位置に位置決めできることにより、較正要素を患者の生体構造に対して再現可能な態様で身体に位置決めすることができる。これに加えて或いはこれに代えて、較正要素の1つ以上の組を装着手段によって1つの位置に固定できることにより、較正要素を身体に固定することができる。位置決め及び装着という2つの局面は、異なる特徴部によって確保されてもよいが、1つの特徴部に組み合わせられてもよい。例えば、対象領域が患者の足または脚領域に位置付けられる場合、装着手段は、較正要素の1つ以上の組が特定の位置で固定され或いは固定され得るストッキングであってもよく、それにより、患者に対してソックスを繰り返し配置する際には、較正要素の1つ以上の組が毎回同じ方法で対象領域に対して所定位置に設けられる。位置決め手段及び／又は装着手段は、標準規格のものであってもよく、あるいは、患者固有のものであってもよい。特定の実施形態において、位置決め手段及び／又は装着手段（例えば、ハウジングまたは衣類など）は、装着手段を患者に対して同じ方法で再配置するようにするための視覚補助として使用され得る1つ以上の位置合わせ特徴部を備えてもよい。しかしながら、較正要素の存在がこれらの正確な位置にかかわらず画像の較正を可能にするという事実を考えると、較正要素の位置の正確な再現性が重要でないということになる。しかしながら、対象領域付近に最大数の較正要素を確保することは興味深い。

20

30

【0115】

特定の実施形態において、装着手段は、低い放射線不透過性、好ましくは0または0に近い放射線不透過性を有する材料から成る。装着手段、特に衣類に関して想起される材料の典型例としては、綿、ポリエステル、ナイロン、ウール、シルク、亜麻、および、これらの組み合わせが挙げられるが、これらに限定されない。特定の実施形態において、装着手段は、ゴム、ラテックス、伸縮性がある綿、スパンデックス（Spandex）（商標）、ライクラ（Lycra）（商標）、または、ナイロンなどの弾性材料から形成されるが、これらに限定されない。

40

【0116】

更なる局面では、医療用画像のグレイ値補正のため、0～1の放射線不透過性を有する2つ以上の同一でない幾何学的物体の使用が提供される。更なる実施形態では、例えば放射線撮影術、超音波検査、CT、サーモグラフィ、MRI、または、PETを介して得られる画像に関して、医療用画像の幾何学的補正およびグレイ値補正のため、固定された相対位置を有する3つ以上の同一でない幾何学的物体が使用され、前記較正要素のうちの少なくとも2つが0～1の放射線不透過性を有する。幾何学的物体は本明細書中に記載される較正要素であることが好ましく、特に、較正要素は本明細書中に記載される較正装置の

50

一部である。

【0117】

更なる局面は、医療用画像などの物体の画像の取得および補正のための方法を提供する。特に、画像の補正及び／又は較正のための方法が提供され、この方法は、

i) 画像を与えるステップであって、前記画像が、物体の画像に加えて、2つ以上の同一でない相互接続される或いは相互接続可能な較正要素の1つ以上の組の画像を含む、ステップと、

ii) 前記較正要素の前記画像の幾何学的性質およびグレイ値の測定から得られる情報に基づいて物体の画像を補正するステップとを含む。

特定の実施形態では、物体が身体部分または身体部分の部位である。特定の実施形態では、医療用画像の取得のための方法が提供され、この方法は、

(I) 前述した同一でない幾何学的物体または医療用撮像較正装置を患者の対象部位に適用するステップと、

(II) 対象部位の医用画像を取得するステップとを含む。

【0118】

これらの方法により得られる画像は、対象部位の空間的な位置決めのためにグレイ値などが補正され得る。これは、対象部位のより正確な評価を可能にするとともに、異なる時点で撮られた画像或いは更には異なる患者または異なる対象部位のより正確な比較を可能にする。したがって、更なる局面では、医療用画像などの画像の較正及び／又は補正のための方法が提供される。実際に、本明細書中に記載される方法および用具は、異なる画像上の特定の特徴を比較できるように医療用画像の較正を可能にする。特に、医療用画像を補正してその幾何学的精度及び／又はグレイ値精度を高めるための方法が提供される。それに基づき、異なる画像を特徴部の幾何学的データ（例えば、サイズ、形状を反映するもの）及び／又はグレイ値（例えば、密度を反映するもの）に基づいて比較できる。特定の実施形態において、本発明は、放射線画像の補正のための方法を提供する。

【0119】

特定の実施形態において、医用画像の取得及び／又は補正のための方法は、人または動物の身体に対して非侵襲である。

【0120】

特定の実施形態では、異なる時点で撮られた同じ患者からの同じ解剖学的特徴の異なる画像を比較することが興味深い。これに加えて或いはこれに代えて、異なる患者における同じ解剖学的特徴の異なる画像を比較することが興味深い。更なる用途は当業者に明らかである。本発明のこの局面に係る方法は、一般に、画像の補正を含む。補正は、「ライブで」或いは「インラインで」行なわれてもよい。

【0121】

本発明に係る較正による（医療用）画像の補正及び／又は較正のための方法は、一般に、「オフラインで」決定され得る以下の入力データのうちの1つ以上を必要とする。

【0122】

a) 異なる幾何学的物体または較正要素の相対的な固定位置。これらは、各組における幾何学的物体または較正要素の相対位置である。

【0123】

b) 幾何学的物体または較正要素の相対的な可変位置。これは、幾何学的物体または相互接続される較正要素の組の互いに対する及び患者の生体構造に対する位置である。この相対位置は可変である。というのは、例えば患者の生体構造の変化に起因して、画像が取得されるたびに平均相対位置からのずれが起こり得るからである。

【0124】

c) 幾何学的物体または較正要素の形状パラメータ。これは、形状、内径、および、外径などを含む。中空の球である幾何学的物体または較正要素の場合、パラメータは、外径、内径、および、幾何学的物体または較正要素が球であるという情報を含む。

【0125】

d) 幾何学的物体または較正要素の比吸収率。あるいは、較正要素の構成材料の減衰係数が入力データとして与えられてもよい。幾何学的物体または較正要素の比吸収率は、本明細書で前述した減衰係数および形状パラメータを使用して計算することができる。

【0126】

本発明の方法は、医療用画像が撮られるたびに、特定の位置で、幾何学的物体または較正要素を備える本発明の装置を対象の身体部分の近傍に適用することを伴う。非常に重要というのではないが、本発明に係る医療用撮像較正装置は、身体の同じ位置に対する較正要素の繰り返しの位置決めを更に容易にしてもよい。

【0127】

特定の実施形態において、本発明に係る医療用画像の補正のための方法は、

10

(I) 対象部位の画像を与えるステップであって、前記画像が、2つ以上の同一でない幾何学的物体または同一でない相互接続される或いは相互接続可能な較正要素の1つ以上の組の画像を含む、ステップと、

(II) 幾何学的物体または較正要素の画像の測定から得られる情報に基づいて画像を補正するステップとを含む。

【0128】

このように、本発明の方法は患者から得られる画像に基づいており、それにより、幾何学的物体または較正装置が対象部位に近接して位置決めされる。特定の実施形態では、ステップ(I)が画像を与えることを伴い、前記画像は、幾何学的物体または較正要素の1つ以上の組の画像を含む。

20

【0129】

本発明の更なる特定の実施形態では、方法が画像の取得を更に含む。特に、方法は、

(I) 本明細書中に記載される医療用撮像較正装置を患者の対象部位に適用するステップと、

(II) 対象部位の医療用画像を取得するステップと、

(III) 較正要素から得られる情報に基づいて医療用画像を補正するステップとを含む。

【0130】

特定の実施形態では、好ましくは本明細書中に記載される較正装置を使用する画像の補正及び/又は較正のための方法が提供される。本明細書中に記載される装置などの較正装置を使用すると、補正が必要であると見なされるときにはいつでも補正され得る画像が得られる。

30

【0131】

本明細書中で想起される補正及び/又は較正のための方法の特定の実施形態では、補正は、画像のグレイ値補正を含む。実際に、較正要素または幾何学的物体の画像は、対象部位のグレイ値を補正するために使用され得る。較正要素または幾何学的物体は既知の吸収率を有し、理論グレイ値を計算できる。エラーを決定するために、これらの理論グレイ値を測定されたグレイ値と比較することができる。その後、エラーをX線に適用することにより、X線に関してグレイ値を補正できる。特定の実施形態において、これは、画像中の異なる領域に関するエラーを与えるエラー補正テーブルを使用して行なわれる。

40

【0132】

これに加えて或いはこれに代えて、本発明の補正のための方法は、画像の幾何学的な補正を伴う。確かに、幾何学的な精度は、寸法計測学において共通する問題である。様々な機械的影響および光学的影響に起因して、画像が歪まされ得る。幾何学的補正は、異なる要素または幾何学的物体の3D位置に基づいて行なわれる。これは、組の各要素または物体の2D位置を決定すること、および、要素の既知の形状に基づいて3D位置を推定することを含むことができる。しかしながら、要素または物体が既知の固定された相対位置を有する場合には、想定し得る位置を計算して、それを得られた画像と比較できる。要素または物体の既知の相対位置と測定された位置との比較は、幾何学的なエラーを与える。先と同様に、エラーは、エラーテーブルを使用して画像に適用され得る。

50

【0133】

特定の実施形態において、特許請求の範囲に記載される方法は、画像のグレイ値補正と幾何学的補正との組み合わせを伴う。

【0134】

これに加えて或いはこれに代えて、医療用画像の補正は、患者の位置合わせを含むことができる。この目的のため、装置内の固定位置に設けられる較正要素または幾何学的物体の異なる組が使用される。較正要素または幾何学的物体に関する情報は、患者または患者の身体部分（すなわち、対象部位）の位置及び／又は形状（の一部）に関する情報を与えることができる。

【0135】

特定の実施形態において、画像を補正する及び／又は較正するための方法は、

（Ⅰ）本明細書中に記載される３つ以上の同一でない幾何学的物体を患者の対象部位に適用するステップと、

（ⅠⅠ）対象部位の医療用画像を取得するステップと、

（ⅠⅠⅠ）幾何学的物体から得られる情報に基づいて医療用画像のグレイ値補正および幾何学的補正を行なうステップとを含む。

【0136】

特定の実施形態において、本明細書で想起される医療用画像較正の補正のための方法は、以下のステップのうちの１つ以上または全てを含む。すなわち、

【0137】

（ⅰ）前述した幾何学的物体または医療用撮像較正装置を患者の対象部位に適用するステップ。特定の実施形態では、相互接続される較正要素の組が対象部位の近傍にあって撮像技術の視野内に入るように、患者は、相互接続される較正要素の１つ以上の組を含む衣類を着用し、あるいは、較正要素を備える１つ以上のハウジングが患者に位置決めされる。更なる実施形態では、衣類あるいは１または複数のハウジングが較正要素の幾つかの組を含む。これは、画像の幾つかの領域で信頼できる補正を可能にする。

【0138】

（ⅱ）対象部位の医療用画像を取得するステップ。ステップ（ⅱ）を進める前に、ステップ（ⅰ）が実行されなければならない。対象部位に加えて、幾何学的物体または相互接続される較正要素の少なくとも１つの組、好ましくは全ての組も、医療用画像上で見えなければならない。このステップ中に複数の画像が取得されてもよい。

本発明の方法は、前述したようにステップ（ⅰ）及び（ⅱ）において得られる画像から始まる補正ステップのみを含むと見なされてもよい。

【0139】

（ⅱⅰ）医療用画像内、すなわち、ステップ（ⅱ）で得られる１または複数の医療用画像内で幾何学的物体または較正要素を識別するステップ。幾何学的物体または較正要素が１つの組内で互いに異なる場合には、較正を可能にするために異なる物体または要素の識別が必要となる。特定の実施形態では、グレイ値補正のために少なくとも２つの幾何学的物体または較正要素が識別される。同様に、特定の実施形態では、幾何学的補正のために、必要とされる１つの組の中の少なくとも３つの幾何学的物体または較正要素が識別されることが想起される。好ましくは、１つの組の中の幾何学的物体または較正要素の全てが識別される。対象である場合には、全ての組の全ての較正要素が識別される。このステップは、コンピュータを使用して自動化され得る。例えば、このステップは、医療用画像上で、中空の球、すなわち、幾何学的物体または較正要素の検索を伴うことができる。それにより、画像上の各球の２Ｄ位置が決定される。その後、例えば球の外径と内径との比率により、それぞれの幾何学的物体または較正要素が識別される。特定の実施形態では、画像内での迅速な識別を可能にするために、要素がタグ付けされ或いはラベル付けされる。

【0140】

（ⅱⅴ）それぞれの幾何学的物体または較正要素の３Ｄ位置を決定するステップ。この

ステップは随意的である。特定の実施形態において、各組の複数の校正要素は、固定された既知の相対位置を有する。例えば、各組は、四面体を形成する4つの中空の球から成ってもよく、その場合、四面体の中心に1つの中空または中実の球を伴う。このとき、四面体のそれぞれの想定し得る位置は、医療用画像上に投影される異なるシルエットに対応し、したがって、校正要素のそれぞれの想定し得る位置を画像から識別できる。

【0141】

前述したように、想起される補正の性質に応じて、前記方法は、以下のステップのうちの1つ以上を含んでもよい。

【0142】

1. 医療用画像における幾何学的なエラーを計算するステップ。幾何学的なエラーは、ステップ (iv) で得られる情報、各組内の中心校正要素の位置、および、医療用画像上の中心校正要素の2D位置から決定され得る。校正要素の複数の組を使用することにより、より正確な幾何学的エラーの計算が得られる。

10

【0143】

2. 医療用画像の幾何学的補正を行なうステップ。特定の実施形態では、ステップ (v) で計算される幾何学的エラーに基づいてエラーテーブルが構成され、このエラーテーブルが画像に適用される。

【0144】

3. 幾何学的物体または校正要素の組の位置を補正するステップ。特定の実施形態では、ステップ2で構成されるエラーテーブルに基づいて、校正要素の1または複数の組の位置が補正される。

20

【0145】

4. 患者の位置および幾つかの形状パラメータを決定するステップ。幾何学的物体または校正要素の位置は、前のステップから知られる。幾何学的物体または校正要素の1または複数の組を身体に装着するための手段は、それが常に校正要素の1または複数の組を患者の生体構造に対して同じ方法で位置決めするように設計される。その結果、患者の位置を医療用画像から得ることができる。校正要素の相対位置はある程度までずれ得るが、そのずれは、位置決めの最適化時に平均化される。このとき、平均からのずれは、生体構造に関する基本的な情報、したがって、患者の幾つかの形状パラメータに関する情報も与える。

30

【0146】

5. 画像中のグレイ値エラーを計算するステップ。幾何学的物体または校正要素の比吸収率は、既知であって、入力の一部であり、したがって、患者の生体構造によって妨害されない全ての幾何学的物体または校正要素に関して、理論グレイ値を決定できる。このとき、測定されたグレイ値との差がエラーである。

【0147】

6. 医療用画像におけるグレイ値を補正するステップ。特定の実施形態では、ステップ5で計算されるグレイ値エラーに基づいてエラーテーブルが構成され、このエラーテーブルが画像に適用される。このエラーテーブルは、空間的に補間され得る局所グレイ値エラーテーブルの組であることが好ましい。校正要素の組を画像内の異なる領域に配置することにより、異なる局所グレイ値エラーテーブルを得ることができる。

40

【0148】

特定の実施形態において、本明細書において想起される医療用画像の補正のための方法は、幾何学的物体または医用撮像校正要素を医療用画像から除去するステップを更に備える。校正要素の位置が知られており、また、それらの医療用画像への影響も校正要素の既知の比吸収率により知られているため、校正要素の影響を医療用画像から除去できる。これは、校正要素から生じるアーチファクト (artifact) をもはや示さない医療用画像をもたらす。

【0149】

図5は、本発明に係る医療用画像の補正のための方法における典型的なステップのフロ

50

一図を示している。図は、方法の想定し得るステップ（実線による長方形および矢印）を、全てのステップのための入力および出力（破線による平行四辺形および矢印）と共に示している。

【0150】

本発明に係る較正装置および方法は、X線撮影術、超音波検査、MRI、または、CTによって得られる画像の較正のために使用され得る。したがって、本発明の更なる態様は、X線撮影術、超音波検査、MRI、または、CTから得られるデータに関する定量測定のための前述した医療用撮像較正装置の使用を提供する。

【0151】

更なる局面では、前述したように医療用撮像により得られる画像に関して幾何学的補正及び/又はグレイ値補正を行なうためのコンピュータプログラムプロダクトが提供され、このコンピュータプログラムプロダクトは、

- ・コンピュータ可読媒体と、
 - ・コンピュータ可読媒体上のソフトウェア命令であって、以下の作業、すなわち、
 - 医療画像内の較正要素（または幾何学的物体）の識別、
 - 較正要素（または幾何学的物体）の画像に基づく医療用画像上の幾何学的エラーの計算、および、医療用画像の幾何学的補正、
 - 較正要素（または幾何学的物体）の組の位置の補正、
 - 較正要素（または幾何学的物体）の画像に基づく、患者の位置および形状パラメータの決定、
 - 較正要素（または幾何学的物体）の画像に基づく医療用画像上のグレイ値エラーの計算、および、医療用画像内のグレイ値の補正、
 - 医療用画像からの医療用撮像較正アーチファクトの除去、
- のうちの一部または全部をコンピュータが行なうことができるようにするためのソフトウェア命令とを含む。

【0152】

以下の非限定的な実施形態によって本発明を説明する。

【実施例】

【0153】

実施例1 - 較正装置の開発および使用

a) 較正装置の開発

図2に示されるように、較正装置(1)は較正要素の幾つかの組(2)を備える。

【0154】

本発明の特定の実施形態に係る組(2)の一例が図3に示されている。組(2)は5つの較正要素(4, 5)から成り、較正要素は、直径が様々な中実の球であってもよく、及び/又は、大径と小径との比率が様々な中空の球(図示せず)であってもよい。様々な直径及び/又は比率は、球の識別を容易にする。また、シェルの全体の直径及び/又は厚さの違いは、球間の吸収率の違いを確保する。外側較正要素(4)は、それらの中心を接続するラインが四面体の縁を形成するように相互接続され、その場合、1つの較正要素(5)が中心にある。したがって、4つの外側較正要素(4)と、1つの内側較正要素(5)とが存在する。外側較正要素の全ては、接続部(6)を介して内側較正要素に直接に接続される。

【0155】

本発明の他の実施形態に係る組(2)の一例が図4に示される。組(2)は、中実または中空の球、四面体、または、ピラミッドであってもよい6つの較正要素(4, 5)から成る。四面体およびピラミッドは規則的であってもよく或いは不規則であってもよい。外側較正要素(4)は、それらの中心を接続するラインがピラミッドの縁を形成するように相互接続され、その場合、1つの較正要素(5)が中心にある。したがって、5つの外側較正要素(4)と、1つの内側較正要素(5)とが存在する。外側較正要素の全ては、接続部(6)を介して内側較正要素に直接に接続される。

【 0 1 5 6 】

図 2 に示されるように、較正装置 (1) は、較正要素の 1 または複数の組を装着するための手段 (3) を更に備える。装着手段 (3) は、それが較正要素の組を患者の生体構造に対して常に同じ方法で位置決めするように設計される衣類である。また、較正要素の組は、画像内の異なる部位のそれぞれが較正要素の 1 つ以上の組を含むように、対象部位またはその近傍でストッキング上の異なる場所に位置付けられる。

【 0 1 5 7 】

b) 装置の適用および患者の走査

較正要素の組を備えるストッキングが特定の位置で患者に適用され、1 つ以上の X 線画像が撮られる。

【 0 1 5 8 】

c) ストッキング要素の識別

中空の球を (内 / 外径の比率に基づいて) 識別して、2 D 画像内での球の位置を決定するために、コンピュータプログラムが使用される。

【 0 1 5 9 】

d) 各要素の 3 D 位置の決定

球の投影されたシルエットの 2 D 位置および形状パラメータに基づいて球の 3 D 位置を決定することは理論的に可能である。中空の球の投影されたシルエットは 2 つの「同心の」楕円である。2 つの楕円の偏心度は、垂直投影軸からの (投影) 距離を示す。測定された (小さい) 半径と既知の 3 D 半径との比率は、球の Z 位置 (スケール係数) を与える。

【 0 1 6 0 】

しかしながら、組の中の球が固定された既知の相対位置を有するため、計量的に更に安定した解決策が使用され、それにより、四面体、および、四面体の中心の中空球が形成される。実際に、四面体のそれぞれの想定し得る位置は、異なる投影されたシルエットに対応し、したがって、X 線から特定され得る。

【 0 1 6 1 】

e) X 線における幾何学的エラーの計算

4 つの外側球を使用して、較正要素の各組の 3 D 位置を特定するとともに、中心球の名目上の位置を知ると、我々は、それをその測定位置と比較し、それにより、局所エラーを得る。較正装置が較正要素の複数の組を備えるため、複数の局所エラーを計算できる。その後、局所エラーを空間的に補間できる。

【 0 1 6 2 】

f) X 線画像の幾何学的補正

これは標準的な手続きである。エラーテーブルが作られ、これが単に X 線に適用される。エラーテーブルに基づいて較正要素の組の位置が補正される。

【 0 1 6 3 】

g) 患者の位置および形状パラメータ (の一部) の決定

ここでも、患者の位置合わせを決定するためにストッキングを使用できる。我々は、球グループの異なる位置を計算した。これらのグループがストッキングに取り付けられる。ストッキングは、それが球グループを患者の生体構造に対して常に同じ方法で位置決めするように設計されるため、球の位置からのずれは、患者の生体構造の変化を示す。無論、患者が異なるため、ずれが存在する。しかしながら、位置決めに関する最適化が使用されれば、これらの差は平均的化される。平均に対する変化は、患者の生体構造に関する何らかの基本的な情報を与える。この情報も出力の一部である。

【 0 1 6 4 】

h) グレイ値エラーの計算および X 線のグレイ値補正

ここでは、グレイ値エラーを計算するために中空球が使用される。我々は、吸収率が何であるはずかを知っており、それを測定できる。患者によって妨げられない全ての球に関して、理論グレイ値を計算できる。測定されたグレイ値との差がエラーである。X 線のグレイ値補正は、エラー補正テーブルを適用することによって行なわれる。このエラー補正

10

20

30

40

50

テーブルは、空間的に補間され得る局所グレイ値エラーテーブルの組である。

【0165】

実施例2 - 相互接続される較正要素の特定の実施形態

図6(A-G)は、本発明の特定の実施形態に係る相互接続される較正要素(4, 5)の組(2)を示している。組は、3つの較正要素(4')に接続される1つの球状の較正要素(4)を備え、各較正要素は中実の円柱ロッドと球とから成る。ロッドは四面体の縁を形成し、一方、球は四面体の頂点を形成する。球とロッドとの組み合わせは、放射線画像などの医療用画像の全3D幾何学的補正およびグレイ値補正を可能にする。球は、同一であるが、較正要素のロッドのそれぞれが固有の幅を有するため、X線画像で識別され得る。

10

【0166】

球の相対位置は、ロッドによって固定されるとともに、球を保持するハウジング(11)によって更に確保される。また、ハウジングは球を被包し、それにより、球の構造的完全性が保護される。ハウジングは、2つの移動可能に取り外しできる部分から成り、そのため、組(2)をハウジング内へ容易に挿入できるとともに、組をハウジングから容易に除去できる。ハウジングは、高分子などの放射線不透過性が低い材料から形成される。ハウジングは、ハウジングを患者の身体部分上に位置決めするための患者特有の係合面(12)を更に備える。これは、身体部分に対する較正要素の正確な位置決めを確保する。

【0167】

図7(A-D)は、異なるハウジング(11)内にある、図6に示される相互接続される較正要素(4, 5)の類似の組(2)を示している。ハウジング(11)は、三角形形状を有しており、較正要素の2つの最も長いロッドにクリップ留まりすることにより、それらの相対的位置を固定する。最も短いロッドの剛性および強度は、それ自体十分であり、ハウジングによる更なる支持を必要としない。ハウジングは、ハウジングを患者の身体部分上に位置決めするための係合面(12)を更に備える。

20

【0168】

図8(A-D)は、異なるハウジング(11)内にある、図6に示される相互接続される較正要素(4, 5)の類似の組(2)を示している。ハウジング(11)は、4つの中空の半球を備えるとともに、それが較正装置の球のうちの1つにクリップ留まりする一方で3つの他の球を保持するように形成されることにより、それらの相対的位置を固定する。

30

【0169】

実施例3 - 相互接続される較正要素の特定の実施形態

図9のA, Bは、本発明の特定の実施形態に係る相互接続される較正要素(4, 5)の3つの組(2)の形態を示している。各組(2)は、1つの球状の較正要素(4)と、3つのロッド状の較正要素(5)とを備える。ロッドは四面体の縁を形成し、一方、球は四面体の頂点を形成する。

【0170】

3つの組からの球状の較正要素は異なる直径を有し、これは組の識別を容易にする。また、球の異なる直径は、各球における異なる放射線不透過性をもたらす。

40

【0171】

各組のロッド形状の較正要素は互いに異なる。特に、ロッドは異なる直径及び/又は長さを有する。これは、ロッドの識別を容易にするとともに、様々な放射線不透過性をもたらす。組の中の各ロッドは、その組の他のロッドに対して垂直に位置決めされる。これは画像補正を容易にする。

【0172】

画像補正を更に容易にするため、組(2)は、異なる組の2つ以上のロッドが互いに平行になるように配置されてもよい。また、組は、相互接続される較正要素の組に属してもよいし或いは属さなくてもよい1つ以上の較正要素(4')に対して特定の方法で配置されてもよい。

50

【 0 1 7 3 】

実施例 4 - 相互接続される較正要素の特定の実施形態

図 10 (A - C) は、本発明の特定の実施形態に係る相互接続される較正要素 (4 , 5) の組 (2) を示している。組は、5つの球状の較正要素 (4 , 5) を備える。外側の球状の較正要素 (5) の中心は、四面体の頂点を形成する。外側較正要素 (5) は、ロッド状の接続要素 (6) を介して内側の球状の較正要素 (4) に接続される。較正要素間のロッド (6) は較正要素として使用されてもよい。

【 0 1 7 4 】

球状の較正要素 (4 , 5) は異なる直径および異なる放射線不透過性を有する。したがって、球 (および、随意的にロッド) の組み合わせは、放射線画像などの医療用画像の全 3 D 幾何学的補正およびグレイ値補正を可能にする。

【 0 1 7 5 】

球の相対位置は、ロッドによって固定されるとともに、ロッド (6) にクリップ留まりするハウジング (1 1) によって更に固定される。ハウジングは、輸送中に相互接続される較正要素の組を保護してもよい。これに加えて或いはこれに代えて、ハウジングは、放射線透過性材料から形成されてもよく、医療用画像の取得中に組を保護するように使用され得る。ハウジングは、組 (2) の更なる保護のための蓋 (1 3) を備えてもよい。

10

【 図 1 】

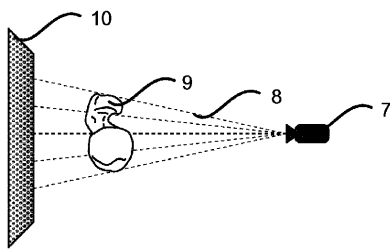


Figure 1

【 図 2 】

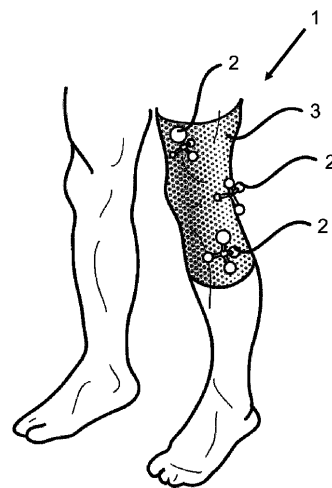


Figure 2

【 図 3 】

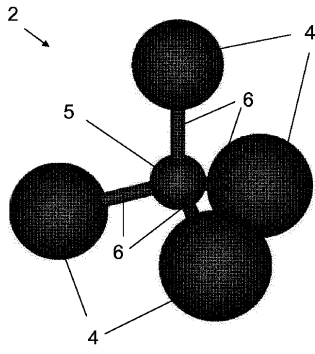


Figure 3

【 図 4 】

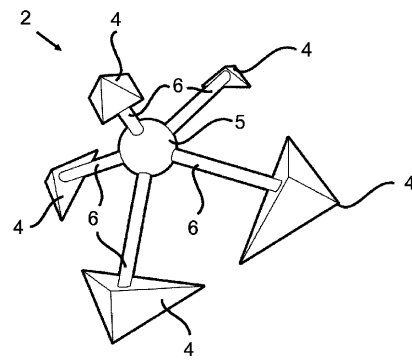
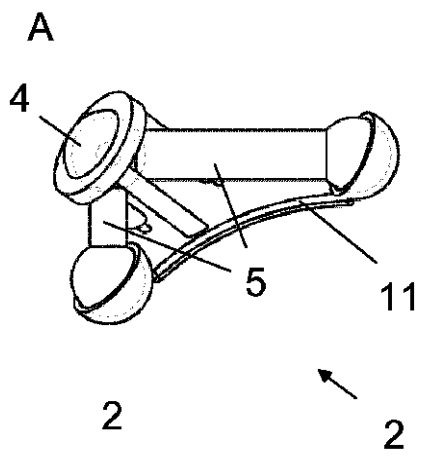
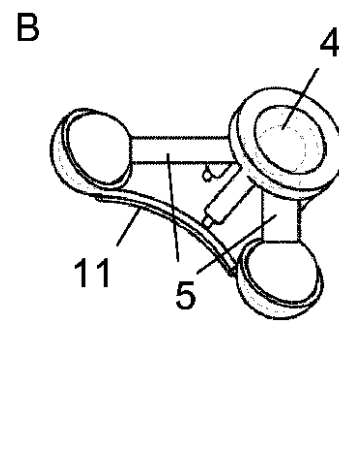


Figure 4

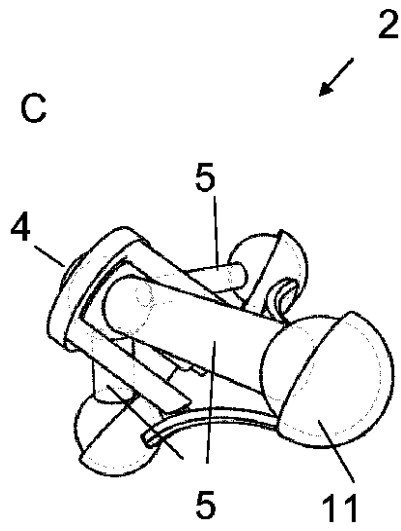
【 図 6 A 】



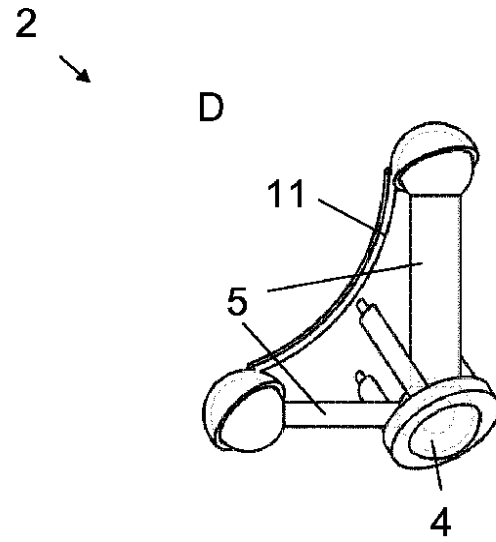
【 図 6 B 】



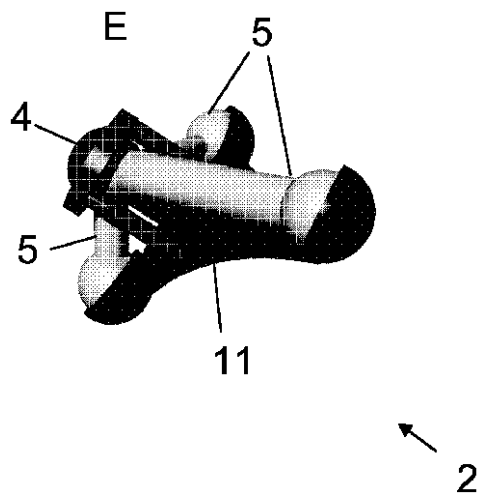
【図 6 C】



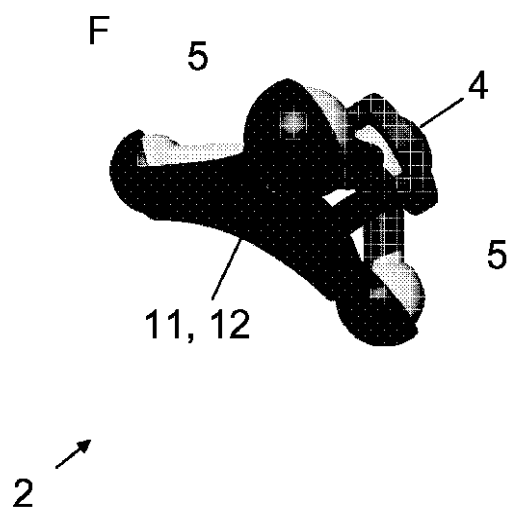
【図 6 D】



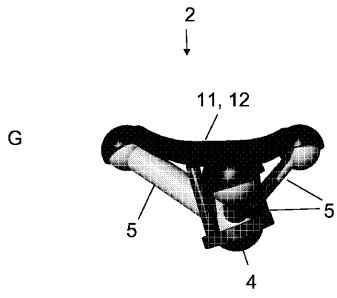
【図 6 E】



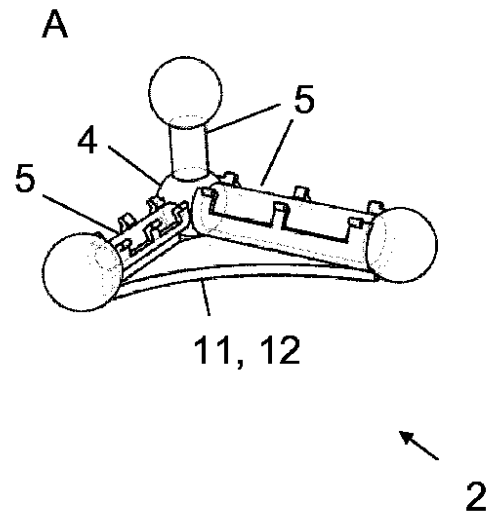
【図 6 F】



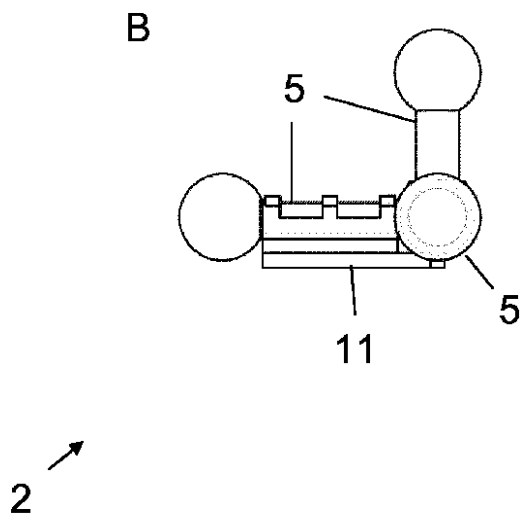
【図 6 G】



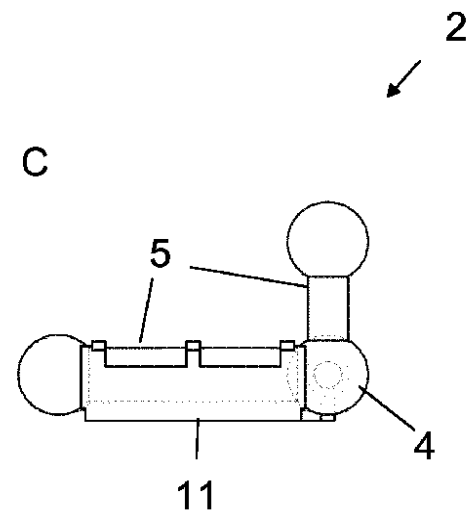
【図 7 A】



【図 7 B】



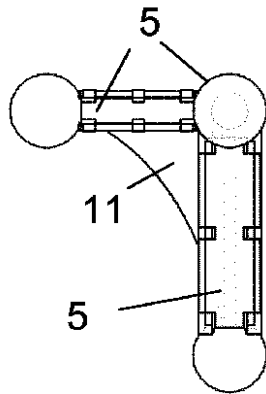
【図 7 C】



【図 7 D】

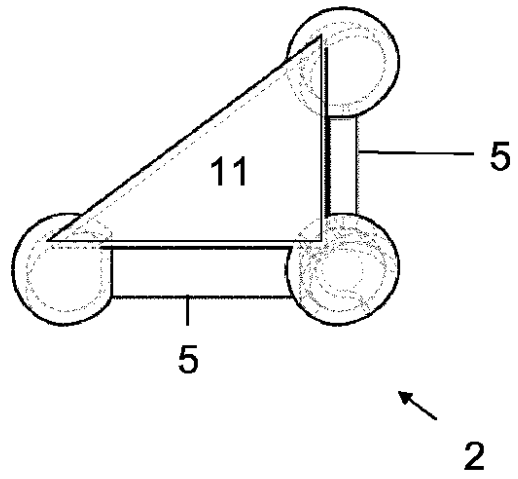
2
↓

D



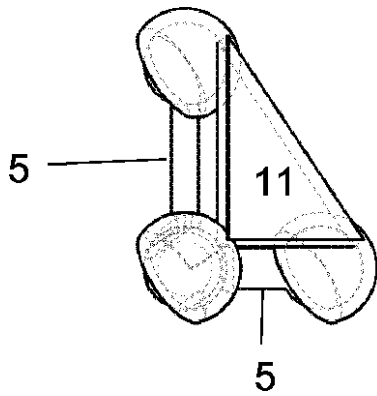
【図 8 A】

A



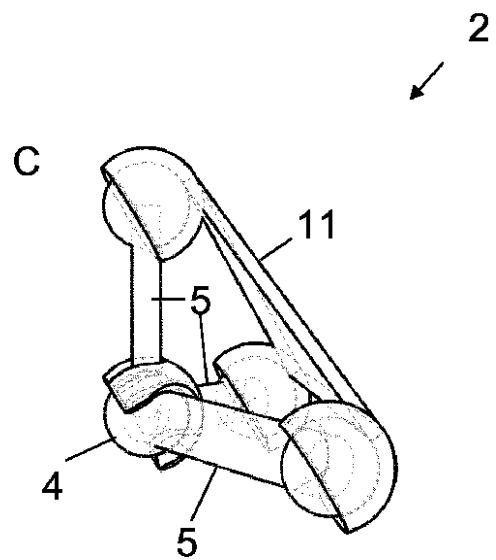
【図 8 B】

B

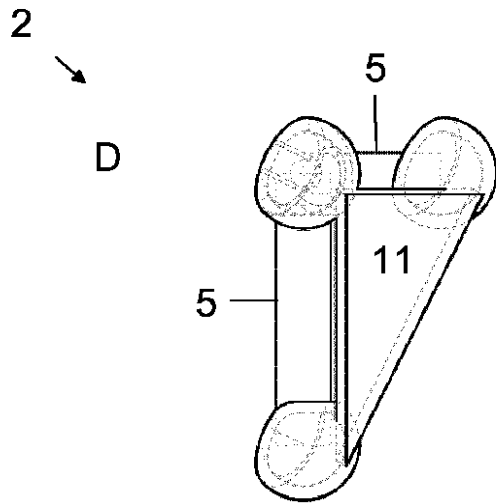


【図 8 C】

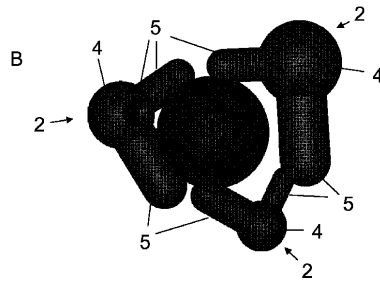
C



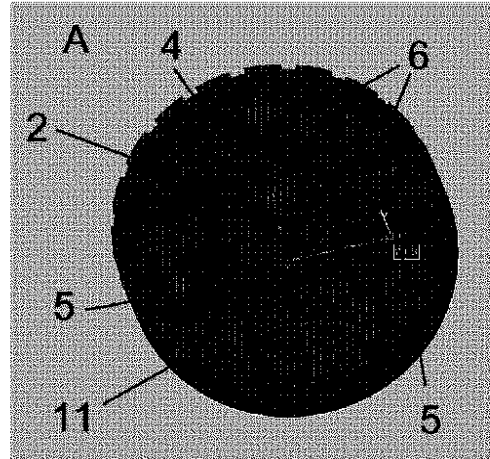
【図 8 D】



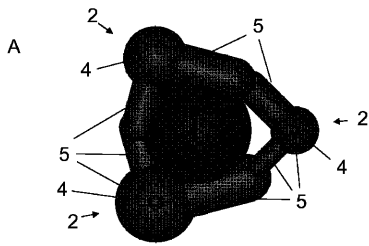
【図 9 B】



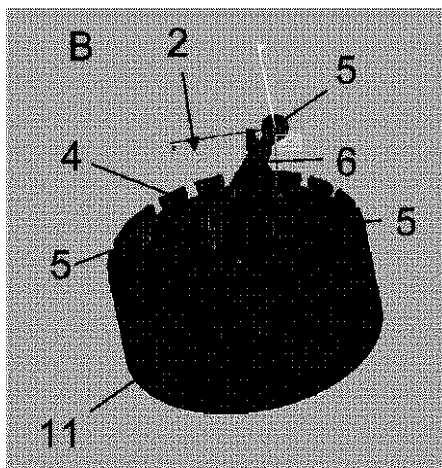
【図 10 A】



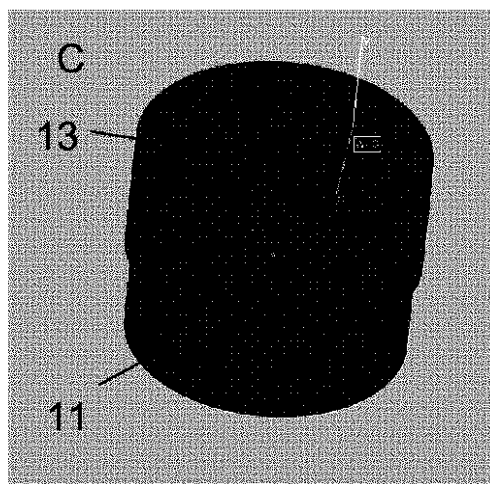
【図 9 A】



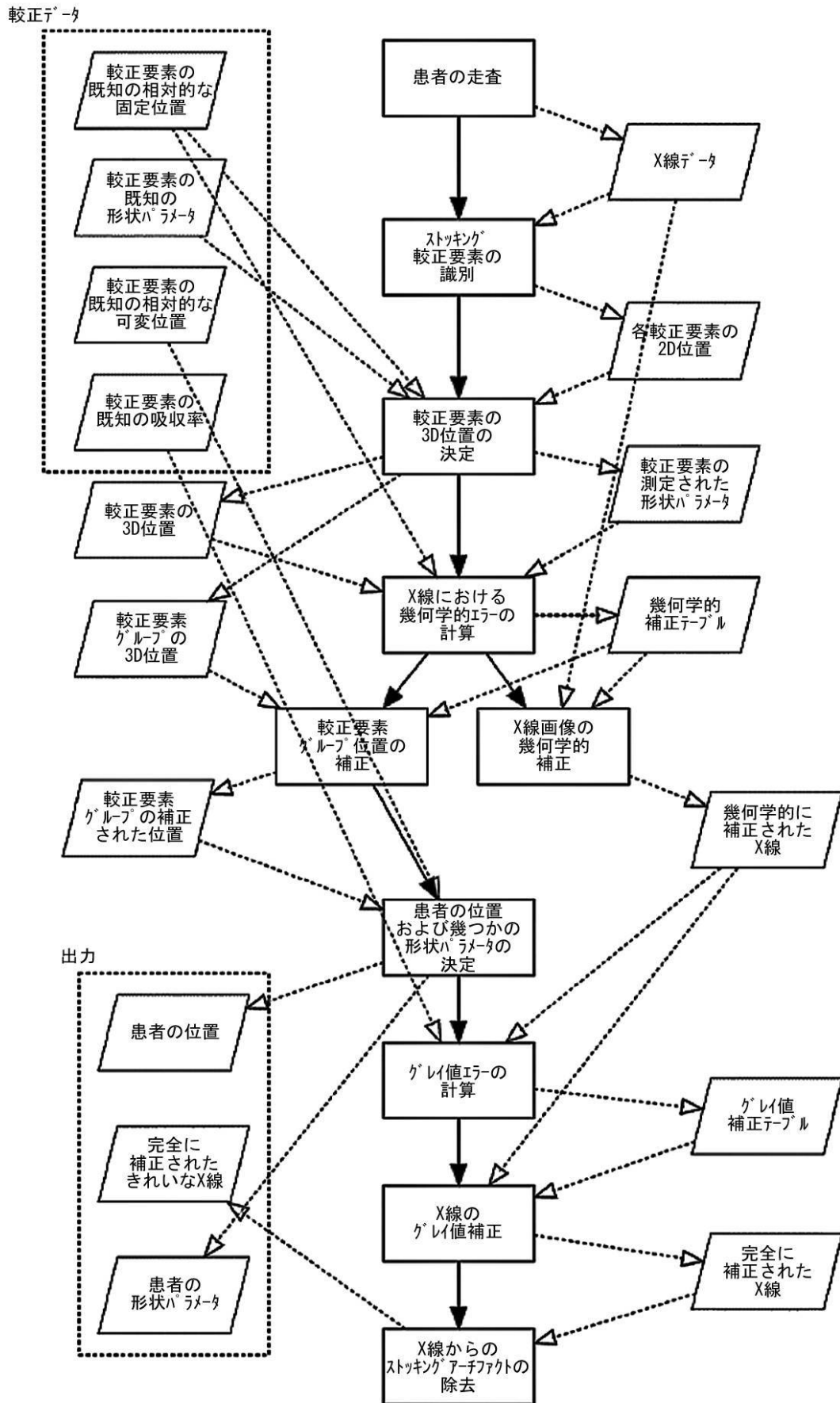
【図 10 B】



【図 10 C】



【図5】



【手続補正書】

【提出日】平成25年12月18日(2013.12.18)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像の補正のための方法であって、

i) 画像を与えるステップであって、前記画像が、2 つ以上の同一でない、相互接続されて 3 次元の幾何学的物体を形成する較正要素の 1 つ以上の組の画像を含み、前記較正要素が少なくとも放射線不透過性を異にする、ステップと、

i i) 前記較正要素の前記画像の幾何学的性質およびグレイ値の測定から得られる情報に基づいて前記画像の幾何学的性質およびグレイ値を補正するステップと、を含む方法。

【請求項 2】

前記画像内の 2 つ以上の較正要素の識別、

前記画像内の前記 2 つ以上の較正要素の位置およびグレイ値の決定、

決定されたグレイ値と計算されたグレイ値との差に基づくグレイ値エラーの計算、および前記画像に対する前記補正の適用、を含む請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

ステップ i) が画像を与えることを含み、当記画像は、3 つ以上の同一でない較正要素の 1 つ以上の組の画像を含み、前記 3 つ以上の同一でない較正要素は、少なくとも放射線不透過性を異にするとともに、固定された 3 次元の幾何学的形態を形成するように相互接続される、請求項 1 または請求項 2 に記載の補正のための方法。

【請求項 4】

- 前記画像内の少なくとも 3 つの較正要素の識別、

- 前記各較正要素の3 次元位置の決定、

- 前記画像内の幾何学的なエラーの計算、および

- 前記画像に対する前記補正の適用、を含む請求項 1 ないし請求項 3 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 5】

前記画像が患者の少なくとも一部の画像を備え、前記補正は、前記患者の前記一部の位置および形状に関する情報を与えることを含む請求項 1 ないし請求項 4 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 6】

前記補正は、前記画像内の複数の領域におけるエラーの決定に更に基づく請求項 1 ないし請求項 5 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 7】

前記補正がインライン補正である請求項 1 ないし請求項 6 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 8】

撮像、例えば医療用撮像のための較正装置であって、2 つ以上の同一でない相互接続される較正要素を備え、前記較正要素のうちの少なくとも 2 つは、0 および 1 を含まない 0 ~ 1 の異なる放射線不透過性を有し、かつ、前記較正要素は、固定された 3 次元の幾何学的物体を形成するように構成されている、較正装置。

【請求項 9】

前記較正要素は、球およびロッドから選択される 1 つ以上の要素を備える請求項 8 に記載の較正装置。

【請求項 10】

前記相互接続される較正要素の中心または長手方向軸がそれぞれ仮想多面体の頂点または縁を形成する請求項 8 または請求項 9 に記載の較正装置。

【請求項 1 1】

相互接続される較正要素の前記組が四面体を形成する請求項 1 0 に記載の較正装置。

【請求項 1 2】

相互接続される較正要素の前記組が多面体を形成し、該多面体の内側に少なくとも 1 つの較正要素が配置される請求項 1 0 または請求項 1 1 に記載の較正装置。 __

【請求項 1 3】

前記較正要素のうちの 2 つ以上を保持するためのハウジングを更に備えており、前記ハウジングは、当該ハウジングを身体に位置決めするための患者特有の係合面を備える請求項 8 ないし請求項 1 2 のいずれか 1 項に記載の較正装置。 __

【請求項 1 4】

前記較正要素のうちの少なくとも 1 つの外径が他の較正要素の外径と異なる請求項 8 ないし請求項 1 3 のいずれか 1 項に記載の較正装置。

【請求項 1 5】

相互接続される較正要素の少なくとも 2 つの組を含む請求項 8 ないし請求項 1 4 のいずれか 1 項に記載の較正装置。

【請求項 1 6】

較正要素の前記組を身体に位置決め及び / 又は装着するための衣類が更に設けられている請求項 8 ないし請求項 1 5 のいずれか 1 項に記載の較正装置。 __

【請求項 1 7】

0 および 1 を含まない 0 ~ 1 の X 線不透過性を有する少なくとも 5 つの同一でない球の組を備える較正装置であって、前記球は、前記球のうちの少なくとも 4 つの中心が仮想多面体の頂点を形成するように相互接続され或いは相互接続可能であり、前記球のうちの 1 つが前記多面体の内側に位置付けられる、較正装置。

【請求項 1 8】

X 線、超音波、C T、および、M R I から得られるデータに関する定量的な測定のための請求項 8 ないし請求項 1 7 のいずれか 1 項に記載の較正装置の使用。 __

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2012/058242

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B6

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)

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 0 218 367 A1 (PICKER INT INC [US]) 15 April 1987 (1987-04-15) (74), col. 6, line 11-17, fig. 1, col. 4, line 53, (36), (20), (34), col. 4, line 53; col. 6, line 40-45, (72); col. 6, line 22-24; col. 4, line 33-35; (64), (72); col. 5, line 53 - col. 6, line 4; col. 6, line 11-17	1-7, 9-22, 26
X	----- US 2006/058974 A1 (LASIUK BRIAN W [US] ET AL) 16 March 2006 (2006-03-16) paragraphs 76, 77, 60 & 68, fig. 11, (60), fig. 6A, fig. 6A ----- -/--	1

☒ 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

10 July 2012

Date of mailing of the international search report

20/07/2012

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

Anscombe, Marcel

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2012/058242

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 292 535 B1 (WILLIAMS NEIL A [US] ET AL) 18 September 2001 (2001-09-18) fig. 3, col. 4 line 10-12, fig. 6A, (42T), col. 7, line 29-52, (42S), col. 7, line 56-57 -----	1
X	EP 1 447 047 A2 (GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC [US]) 18 August 2004 (2004-08-18) (70), (71), col. 6, line 39-41, (73), (74), (70), col. 6, line 44 -----	8,24
X	JP 2005 095478 A (SANYO ELECTRIC CO) 14 April 2005 (2005-04-14) (24-1), (24-2), (24-3), (52), (36), paragraph 45 -----	25
A	EP 0 807 405 A1 (SIEMENS AG [DE]) 19 November 1997 (1997-11-19) column 3, line 2 figures 4-6 -----	23

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2012/058242

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0218367	A1	15-04-1987	DE 3676267 D1 EP 0218367 A1 JP 62082942 A US 4663772 A	31-01-1991 15-04-1987 16-04-1987 05-05-1987
US 2006058974	A1	16-03-2006	US 2006058974 A1 WO 2006033868 A2	16-03-2006 30-03-2006
US 6292535	B1	18-09-2001	NONE	
EP 1447047	A2	18-08-2004	CN 1524498 A EP 1447047 A2 JP 4397703 B2 JP 2004243128 A US 2004156480 A1	01-09-2004 18-08-2004 13-01-2010 02-09-2004 12-08-2004
JP 2005095478	A	14-04-2005	NONE	
EP 0807405	A1	19-11-1997	DE 19619915 A1 EP 0807405 A1 JP 10062363 A US 6005907 A	20-11-1997 19-11-1997 06-03-1998 21-12-1999

フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 5/05 3 8 0

A 6 1 B 8/00

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(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), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, 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

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD10 EE04 JC25 JC32 KK03