

(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2009-540972

(P2009-540972A)

(43) 公表日 平成21年11月26日(2009.11.26)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 9 0	2 G 0 8 8
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/12 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q	4 C 0 9 6
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 F	4 C 1 1 7
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/12	4 C 6 0 1
審査請求 未請求 予備審査請求 有		(全 44 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2009-516906 (P2009-516906)
 (86) (22) 出願日 平成19年6月29日 (2007. 6. 29)
 (85) 翻訳文提出日 平成21年2月24日 (2009. 2. 24)
 (86) 国際出願番号 PCT/DK2007/050081
 (87) 国際公開番号 W02008/000278
 (87) 国際公開日 平成20年1月3日 (2008. 1. 3)
 (31) 優先権主張番号 PCT/DK2006/000387
 (32) 優先日 平成18年6月30日 (2006. 6. 30)
 (33) 優先権主張国 デンマーク (DK)

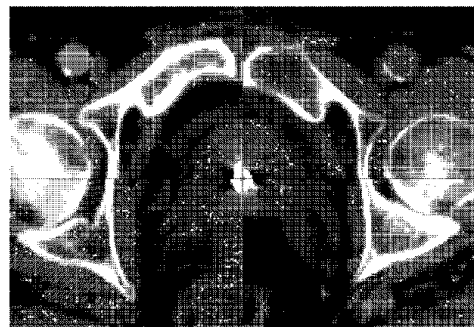
(71) 出願人 508006779
 ビーエヌエヌ メディカル エイ/エス
 デンマーク国 ディケイ-3490 ケビ
 ストガード オルデンベジ 13
 (74) 代理人 100083806
 弁理士 三好 秀和
 (74) 代理人 100095500
 弁理士 伊藤 正和
 (74) 代理人 100111235
 弁理士 原 裕子
 (72) 発明者 カール、 ジャスパー
 デンマーク国 ディケイ-9240 ニー
 ベ ソルヘイ 44

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 2以上の画像における要素の同定方法

(57) 【要約】

本発明は、2以上の画像において要素を同定する方法および装置に関する。方法は、画像で可視の統合3次元要素を画像において同定するステップと、3次元要素を第1画像において同定するステップと、3次元要素を第2画像において同定するステップとを含む。次に、第1画像および第2画像に基づき、ならびに第1画像における3次元要素の位置および第2画像における3次元要素の位置の決定に基づき照合が行われる。これにより、人体内または動物体内の対象身体マターの3次元の位置および/または範囲が確立できる。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

2 以上の画像における要素を同定する方法であって、
人体または動物体のキャビティ内の所定位置にあって画像において可視の少なくとも 1 つの統合 3 次元要素を、前記人体内または動物体内の対象身体マターに関連して画像において同定するステップと、

第 1 画像において可視の前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素を前記第 1 画像において同定するステップと、

第 2 画像において可視の前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素を前記第 2 画像において同定するステップと、

前記第 1 画像内の前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素の位置、および前記第 2 画像内の前記 3 次元要素の位置の決定に基づいて前記第 1 画像および前記第 2 画像を照合するステップと

を含む方法。

【請求項 2】

前記第 1 画像と前記第 2 画像との照合に基づいて、前記人体内または前記動物体内の前記対象身体マターを基準にして前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素の位置および / または範囲および / または形状を確立するステップをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素の位置を同定することはまた、前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素に関連する物理的特性であって前記要素の形状および / または前記要素の範囲のうち少なくとも 1 つを決定することにも用いられる、請求項 1 または 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素は、前記第 1 画像および前記第 2 画像において同定される 1 つの統合 3 次元要素である、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5】

画像 (4) において可視の統合 3 次元要素 (7) を前記画像において同定するステップは、画像 (4) において可視の単一統合 3 次元要素 (7) のみを前記画像において同定することによって行われる、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 6】

2 より多くの画像は、前記 2 より多くの画像のそれぞれにおける、前記 3 次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも 1 つの決定に基づいて照合される、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 7】

前記 2 以上の画像は異なるタイプのイメージング機器により取得され、前記画像のそれぞれにおける、前記 3 次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも 1 つの決定に基づいて照合される、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 8】

前記 2 以上の画像は異なるセットアップ条件下で取得され、前記画像のそれぞれにおける、前記 3 次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも 1 つの決定に基づいて照合される、請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 9】

前記 2 以上の画像は、前記画像取得時の前記イメージング機器の異なるセットアップ条件下で取得され、前記画像のそれぞれにおける、前記 3 次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも 1 つの決定に基づいて照合され、

前記画像取得時の前記機器の前記異なるセットアップ条件は、例えば、画像平面の異なる角度である、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記 2 以上の画像は、前記画像取得時の患者の異なるセットアップ条件下で取得され、前記画像のそれぞれにおける、前記 3 次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも 1 つの決定に基づいて照合され、

前記画像取得時の前記患者の前記異なるセットアップ条件は、例えば、前記患者のおよび / または前記患者が置かれる診察台の意図的もしくは非意図的な動きである、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 1 1】

前記 2 以上の画像は、前記画像取得間に時間間隔をおいて取得され、前記画像のそれぞれにおける、前記 3 次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも 1 つの決定に基づいて照合される、請求項 8 に記載の方法。

10

【請求項 1 2】

前記 2 以上の画像は、前記 2 以上の画像の異なる画質を補償するべく照合される、請求項 1 から 1 1 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記 2 以上の画像は、個々の画像内の異なる点または異なる線または異なるアレイにおける異なる画質を補償するべく照合される、請求項 1 から 1 2 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記 2 以上の画像は、前記異なる画像における前記 3 次元要素の自動同定に基づいて自動的に照合される、請求項 1 から 1 4 のいずれか一項に記載の方法。

20

【請求項 1 5】

さらに多くの画像が前記画像取得間の時間間隔をおいて取得され、前記画像における前記 3 次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも 1 つの自動同定に基づいて自動的にかつ連続的に照合される、請求項 1 1 および 1 4 に記載の方法。

【請求項 1 6】

照合された前記 2 以上の画像内の情報に応じて処置の詳細をセットアップすることをさらに含む、請求項 1 から 1 5 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記処置の詳細に応じて行われる処置は、照射治療、外照射治療と近接照射療法を含む内照射治療とのいずれか一方または双方を含む照射治療である、請求項 1 6 に記載の方法。

30

【請求項 1 8】

前記対象身体マターの特性であって前記マターの位置または範囲または形状のうち少なくとも 1 つを、各画像における前記 3 次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも 1 つを基準にして比較するステップをさらに含む、請求項 1 から 1 7 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 9】

前記第 1 画像内の基準に対して、前記 3 次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも 1 つを基準位置として使用するステップと、

40

前記第 2 画像内の同じ基準に対して、前記 3 次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも 1 つを、前記第 1 画像内の前記基準位置と比較するステップと

をさらに含む、請求項 1 から 1 7 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 2 0】

前記基準は、前記画像の中心、または前記画像の焦点、または前記対象身体マター、または寄生虫、または異物である、請求項 1 9 に記載の方法。

【請求項 2 1】

前記第 2 画像内の基準に対する前記 3 次元要素の特性の少なくとも 1 つと、前記第 1 画像内の同じ基準の基準位置に対する前記 3 次元要素の特性の少なくとも 1 つとの前記比較

50

に応じて治療機器を誘導するステップをさらに含む、請求項 19 または 20 に記載の方法。

【請求項 22】

誘導される前記治療機器は外照射放射線治療機器である、請求項 21 に記載の方法。

【請求項 23】

前記第 2 画像内の基準に対する前記 3 次元要素の特性の少なくとも 1 つと、前記第 1 画像内の同じ基準の基準位置に対する前記 3 次元要素の特性の少なくとも 1 つとの前記比較に応じてイメージング機器の焦点を誘導するステップをさらに含む、請求項 19 または 20 に記載の方法。

【請求項 24】

前記第 2 画像内の基準に対する前記 3 次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも 1 つと、前記第 1 画像内の同じ基準の基準位置に対する前記 3 次元要素の特性の少なくとも 1 つとの前記比較に応じて、前記 3 次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも 1 つを時間の経過とともに追跡するステップをさらに含む、請求項 19 または 20 に記載の方法。

【請求項 25】

前記第 1 画像内の基準に対して前記 3 次元要素の特性の少なくとも 1 つを基準位置として使用するステップ、前記第 2 画像内の同じ基準に対して前記 3 次元要素の特性の少なくとも 1 つを前記第 1 画像内の前記基準位置と比較するステップ、ならびに可能であれば、前記イメージング機器を誘導および / または治療機器を誘導するステップは、前記異なる画像における前記 3 次元要素の自動同定に基づいて自動的に行われる、請求項 19 から 24 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 26】

照合された事前処置画像に基づいて処置の詳細をセットアップするために、1 つ以上の処置直前画像内または 1 つ以上の処置中画像内の基準に対して前記 3 次元要素の特性の少なくとも 1 つを前記事前処置画像内の前記基準位置と比較するために、および可能であれば、前記治療機器を誘導するステップのために、同じ 3 次元要素が使用され、前記同じ 3 次元要素は可能であれば前記 3 次元要素の再挿入または再配置なしで使用される、請求項 19 から 25 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 27】

前記身体マターは、上皮組織、結合組織、筋組織、および / または神経組織のうち少なくとも 1 つである、請求項 1 から 26 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 28】

前記身体マターは、骨格系器官、筋肉系器官、循環系器官、神経系器官、呼吸器系器官、消化器系器官、排出系器官、内分泌系器官、生殖器系器官、および / または免疫系器官の少なくとも 1 つである、請求項 1 から 27 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 29】

前記人体内または動物体内の身体マターの、位置を確立することおよび / または範囲を確立することおよび / または形状を確立することに基づいて、身体パラメータを導くステップをさらに含む、請求項 1 から 29 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 30】

前記イメージング機器は、磁気共鳴スキャン (MR スキャン)、核磁気共鳴スキャン (NMR スキャン)、磁気共鳴画像スキャン (MRI スキャン)、コンピュータ断層撮影スキャン (CT スキャン)、円錐ビーム CT スキャン、ポジトロン放射断層撮影 (PET)、単一ポジトロン放射コンピュータ断層撮影 (SPECT)、単一ポジトロン放射断層撮影 (SPECT)、画像誘導放射線治療 (IGRT)、超音波スキャン、または X 線高エネルギー光子機器もしくは高電圧 / 超高電圧機器のような医用イメージング機器である、請求項 1 から 29 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 31】

前記 3 次元要素 (7) は、前記人体または前記動物体の自然身体キャビティ内部に配置

10

20

30

40

50

かつ固定される、請求項 1 から 30 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 32】

前記 3 次元要素 (7) は、周囲のキャビティ壁の少なくとも一部に当接することによって前記人体または前記動物体の自然身体キャビティ内部に固定される、請求項 1 から 31 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 33】

前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素 (7) の少なくとも一部は、前記要素が配置される前記キャビティ内部の液体、気体、または固体の通過を可能とする形状を有する、請求項 1 から 32 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 34】

前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素 (7) の少なくとも一部は、前記要素が配置される前記キャビティ内で解放されると、前記キャビティ内部から前記キャビティに向かって拡張可能である、請求項 1 から 33 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 35】

前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素 (7) の少なくとも一部は、前記要素が配置される前記キャビティ内部の液体、気体、または固体の通過を可能とする管形状を有する、請求項 1 から 34 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 36】

前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素は管状の内腔人工器官である、請求項 31 から 35 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 37】

前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素 (7) は、少なくとも 1 つのワイヤのらせんコイルである、請求項 31 から 36 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 38】

前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素 (7) は、ポリマーのような生物学的適合材料、生物学的材料、もしくは、ステンレス鋼、チタン、白金、パラジウム、ニッケル - チタン等の合金のような金属、または、これらの材料の任意の組み合わせから作られる、請求項 1 から 37 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 39】

前記キャビティは少なくとも 1 つの周囲壁を有し、
前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素 (7) は、前記要素 (7) が前記キャビティ内に配置される前は折りたたまれた設計が可能であり、前記要素 (7) が前記キャビティ内に配置されると拡張された設計が可能となる折りたたみ可能設計を有する、請求項 1 から 38 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 40】

前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素 (7) は、前記第 1 画像および第 2 画像を取得する前に前記身体 (1) 内に配置され、

前記要素の配置は、前記身体のいずれの組織も実質的に穿通することなく前記身体の内開口を介して行われる、請求項 1 から 39 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 41】

前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素 (7) は前記身体に挿入され、
前記挿入は、前記身体 (1) のいずれの組織も実質的に穿通することなく前記身体の内開口を介して行われる、請求項 1 から 40 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 42】

前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素 (7) を撤収するステップをさらに含み、
前記撤収は、前記身体 (1) のいずれの組織も実質的に穿通することなく前記身体の内開口を介して行われる、請求項 1 から 41 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 43】

前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素 (7) は、従来の内視鏡機器を用いて前記要素 (7) の挿入および撤収のいずれか 1 つを可能にする設計を有する、請求項 1 から 42 のい

10

20

30

40

50

ずれか一項に記載の方法。

【請求項 4 4】

前記第 1 画像および前記第 2 画像において少なくとも 1 つの統合 3 次元要素を同定する画像取得機器と、

前記第 1 画像および前記第 2 画像において前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素の位置を同定する画像処理機器と、

前記第 1 画像と前記第 2 画像とを、前記第 1 画像における前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素の少なくとも位置、および、前記第 2 画像における前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素の少なくとも位置の決定に基づいて照合する画像処理機器と

を含む、請求項 1 から 4 3 のいずれか一項に記載の方法を行うシステム。

10

【請求項 4 5】

前記 3 次元要素は、前記第 1 画像および前記第 2 画像において同定される単一統合 3 次元要素である、請求項 4 4 に記載のシステム。

【請求項 4 6】

前記イメージング機器は、磁気共鳴スキャン（MR スキャン）、核磁気共鳴スキャン（NMR スキャン）、磁気共鳴画像スキャン（MRI スキャン）、コンピュータ断層撮影スキャン（CT スキャン）、円錐ビーム CT スキャン、ポジトロン放射断層撮影（PET）、単一ポジトロン放射コンピュータ断層撮影（SPECT）、単一ポジトロン放射断層撮影（SPECT）、画像誘導放射線治療（IGRT）、超音波スキャン、または X 線高エネルギー光子機器もしくは高電圧 / 超高電圧機器のような医用イメージング機器である、請求項 4 4 から 4 5 のいずれか一項に記載のシステム。

20

【請求項 4 7】

前記少なくとも 1 つの統合 3 次元要素（7）は、特に適合した内視鏡機器を用いて前記要素（7）の挿入および撤収のいずれか 1 つを可能にする設計を有する、請求項 4 4 から 4 6 のいずれか一項に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は一般には、2 以上の画像において共通要素を同定し、続いて当該共通要素に基づいて当該 2 以上の画像を照合する方法に関する。本発明は詳しくは、組織、器官その他の身体マターに対して人体内または動物体内に位置する要素を同定する方法に関する。

30

【0002】

本発明はまた、人体内または動物体内における温度、血流、神経インパルスその他の対象身体パラメータのような身体パラメータを確立することに関する。身体パラメータは、対象身体マターに関する要素を同定することに基づいて確立される。

【背景技術】

【0003】

従来技術の医用イメージング技術においては、イメージング機器によって異なる時に取得された画像、例えば CT、MRI、SPECT および PET のような異なる画像モダリティを使用して実質的に同時に取得された画像、または異なるセットアップ条件を使用して実質的に同時に取得された画像における同一領域のビューを正確に選択および比較することに関して問題がある。この問題には 2 つの側面がある。

40

【0004】

第 1 に、解剖画像の情報を生体構造自体に関連づけるべく、画像内の点と解剖体上の点との間で 1 対 1 のマッピングを確立する必要がある。これは、画像空間の物理空間へのレジストレーションと称される。

【0005】

第 2 の側面は、一の画像空間の他の画像空間へのレジストレーションに関する。2 つの任意配向画像をレジストレーションすることの目標は、当該 2 つの画像の座標系を整合させることである。これにより、スキャンされた解剖体の所定点が、双方の画像の同定アド

50

レスに割り当てられる。複数の画像を整合させるのに必要な剛体変換の計算には、画像における解剖体の移動および回転を知る必要がある。

【0006】

複数の2次元画像の座標系の平面整合に対する、解剖体の剛体変換の計算には、複数の画像における少なくとも2つの単点または一の直線のいずれかの座標を知る必要がある。複数の3次元画像またはマルチアングル2次元画像の座標系の3次元整合に対する、解剖体の剛体変換の計算には、複数の画像における少なくとも3つの単点、2つの直線、または複数の画像における3次元物体のいずれかの座標を知る必要がある。

【0007】

画像内の同定位置をマークする同定可能な単点は、「基準点」または「基準」と呼ばれる。使用される基準点は、「基準マーカー」と呼ばれるマーカーの幾何学的中心である。こうした基準は、画像空間を物理空間に相関させること、および一の画像空間を他の画像空間に相関させることに使用される。基準マーカーは、レジストレーションを可能にする所定のイメージングモードにおいて可視の不変基準系を与える。

10

【0008】

当該分野において現存する1つの問題は、いくつかの画像モダリティで使用可能な基準を提供することにある。MRIおよびX線CTの画像は、点が逐一对応する画像が形成されるデジタル画像である。こうした点は画素またはピクセルと呼ばれ、陰極線管から放射される光の強度に対応づけられ、またはフィルム上に画像を形成するのに使用される。明るいピクセルのアレイにより、観察者は画像を視認する。

20

【0009】

所定のピクセルの強度を変更または変調する方法は、用いられる画像モダリティによって異なる。X線CTにおいては、かかる変調は、スキャンされる単位体積当たりの電子数に主に依存する。MRIにおいては、かかる変調に主に影響を与えるパラメータは、陽子スピン密度ならびに、それぞれスピン-格子緩和時間およびスピン-スピン緩和時間としても知られる縦緩和時間および横緩和時間T1およびT2である。

【0010】

異なる画像モダリティを使用して組み合わせることにより異なるモダリティの特性の利益を得て、一の画像モダリティにおいて他のモダリティよりも明確かつ容易に、逆もまた同様にいくつかの体内物体を同定することができる。これにより、体内物体の同定の向上および診断の向上を図ることができる。

30

【0011】

基準マーカーを構築する場合、一の画像モダリティにおいて画像化可能なエージェントが、他のモダリティにおいて必ずしも画像化可能とはならないことに注意する必要がある。しかしながら、所定のマーカーによってCTおよびMRIの双方において画像化できることは、異なる画像モダリティから得られた画像をレジストレーションすることができる点において特に有用である。例えば、CT画像およびMRI画像をレジストレーションすることにより、CTスキャンによって得られた骨組織に関する情報を、MIRスキャンによって得られた軟組織の解剖学的情報に統合することができる。いくつかの画像モダリティにおいて既知の座標系を確立するべく使用可能であり、異なる画像の解剖学的整合を可能とする基準マーカーが必要とされている。

40

【0012】

当該分野におけるさらなる問題は、患者に安心を提供しなければならないという必要性から生ずる。これは、画像内でできる限り明るく、それゆえに大きなマーカーを使用したいとの医師の所望と競合する。これは、埋め込みプロセスの外傷性を少なくするべくマーカーのサイズを最小にするよう医師に促すこととなる。かかる明るさが望ましいのは、これによって、画像処理に固有のノイズから区別することができる強い信号が得られるからである。マーカーの画像ができる限り多くのフルピクセルを占めるように、大きなサイズのマーカーを使用することも望ましい。マーカーによって占められるフルピクセルの数を増やすことにより、マーカーの位置を決定できる精度、および、基準点が明確に同定でき

50

て画像の他の点と混同されない安全性、が向上する。

【0013】

さらに、基準マーカ―を使用する技術には、マーカ―の重心を決定することが一般に必要である。大きく明るいマーカ―は、小さく薄暗いマーカ―よりも重心を計算するのが容易である。他方、従来技術のマーカ―は大きければ大きいほど、マーカ―を組織に埋め込む時間が延びるので、患者にはその存在に耐えることが難しくなる。大きなサイズによって得られる利益を生かすことができ、かつ、患者が使用期間中耐えられるマーカ―が必要とされている。また、患者に埋め込まれても患者を傷つけずに長い時間存在できる、小さなマルチモダリティのマーカ―が必要とされている。

【0014】

さらに、異なる画像内の少なくとも3つの点の座標上の情報を与えることができる1つのマーカ―が必要とされている。

【0015】

かかる永続的な基準マーカ―は、非侵襲的技術によって検出可能であるのが好ましい。これにより、患者の皮膚下において視診では見えないままであっても、物理空間におけるその位置を決定し、その重心を計算することができる。

【0016】

米国特許第6,333,971号明細書には、コンピュータ断層イメージング(CT)および磁気共鳴イメージング(MRI)を含むいくつかのモードでの画像化能力を与えるイメージングエージェントを導入するための密封キャピティを有する埋め込み可能基準マーカ―が記載されている。マーカ―は永続的であってもよく、また、一時的であってもそのアンカー部位から容易に取り外し可能でもよい。CTスキャンにおいて画像化可能なコンピネーションまたはエージェントは、MRIスキャンにおいて画像化可能なエージェントと組み合わせられる。画像エージェントの選択により、CTおよびMRI双方の画像モダリティにおいて可視のマーカ―を構築することができる。さらに、固体の外側部分と水性の内側部分を含むマーカ―を使用することにより、マーカ―は、非侵襲的な経皮検出システムの使用によって位置を特定することができる。例えば、水性のコアと固体の外側部分との固液界面の存在を超音波を用いて検出することができる。固体金属の使用は完全に避けられる。金属の存在は、望ましくないアーチファクトおよび画像歪みを画像に生じさせ、マーカ―の位置を特定することが妨げられる。

【0017】

米国Radiomed社の製品、Visicoil(登録商標)は、超音波、X線、CT、MRI、および高エネルギー光子(ポータル画像)によって当然可視の線形基準マーカ―からなる。これにより、医師は、1つのモードのもとでマーカ―を埋め込んだ後、処置計画のための他の技術によってそれを可視化することができる。Visicoilマーカ―は、はるかに大きなポイントマーカ―よりも容易かつ混同無く認識できる。3次元体積情報を得るためには、2以上のVisicoilマーカ―が必要である。Visicoilマーカ―は、侵襲的外科手術によって対象組織内に埋め込む必要がある。また、Visicoil技術は、対象組織位置の正確な決定を確立するのに少なくとも2つのマーカ―を必要とする。したがって、侵襲的外科手術と2またはそれ以上のマーカ―の埋め込みとの双方により、患者に対する外傷の危険性が高まる。

【0018】

異なる画像の整合から利益を得る用途の一例は、人体内の癌性病巣の処置に関する。腫瘍のような障害組織の照射が、その障害組織を破壊するべく使用される。障害組織は身体の全ての部分に生じ得る。障害組織がいくつかの部分に位置する場合、身体の他の主要部分に重大な損傷を与えずに照射することは困難であり、その照射が回復不能な損傷を生じさせる場合もある。

【0019】

したがって、障害組織の照射は、健常組織が重大または回復不能な損傷を受けずに耐えられる照射量によって制限される。この照射制限は、障害組織の位置を正確に特定し身体

10

20

30

40

50

内部の障害組織の範囲を決定することが難しくなるという事実によってさらに増大する。

【 0 0 2 0 】

異なる診断イメージング技術によって患者の身体の異なる部分および器官が明確に同定されるという事実により、CT、MR、PET、SPECT、X線、高電圧X線のような異なるイメージング技術の組み合わせが頻繁に使用されて対象身体マター（例えば、照射ターゲットとなる癌性腫瘍）の位置が決定される。異なる画像は、データ処理機器を使用して2以上の画像の融合にマージされる。異なるイメージング技術を組み合わせることによって、例えば癌性腫瘍のような対象身体マターの、より正確な同定および位置決定が可能となる。対象身体マターの同定および位置決定を正確にするべく、複数の画像を対象身体マターの近くで正確に整合する必要がある。

10

【 0 0 2 1 】

例えば、異なるイメージング技術によって生成された異なる画像の組み合わせは、放射線治療の計画時に使用される。放射線治療の計画時には、例えばCT、MR、PET、SPECT、X線のような診断画像において癌性腫瘍が同定される。その後腫瘍の位置および形態が決定され、その腫瘍の位置および形態に基づいて患者に与えられるべき照射プロファイルが作られる。

【 0 0 2 2 】

異なるイメージング技術および異なる装置により作られる診断画像は、画像同士の時間間隔があげられて、および各画像に対して異なる診察台で患者の体位が変えられて得られることが多い。この結果、各画像に対して異なるセットアップ条件ができる。異なるセットアップ条件の結果、複数の画像内の、対象身体マターから離れて位置する可視物体（骨格、患者身体の外表面等）と比べると、異なる画像における患者身体内部の対象身体マターの実際の位置はそれぞれ異なる。異なる画像において対象身体マターの位置がそれぞれ異なることは、患者身体内の内臓運動によって、および/または画像生成機器の下での患者の不正確な位置決めによって生じ得る。

20

【 0 0 2 3 】

今日、異なる診断画像において可視の解剖学的マーカー（骨格、患者身体の外表面等）を使用することによって、異なる診断画像の融合の整合が取れることが多くなっている。こうした解剖学的マーカーは対象身体マターから離れて位置することが多い。対象身体マターが、対象身体マターから離れて位置する解剖学的マーカーに対して相対移動することが多いので、解剖学的マーカーに基づく異なる画像の整合の結果、対象身体マターの近くで画像の整合が不正確になる。

30

【 0 0 2 4 】

その代替として、埋め込み基準マーカーまたは埋め込みラインマーカーによって、異なる診断画像の融合を整合することができる。画像の不正確な整合を導き得る他の要因は、イメージング機器または患者に対するセットアップ条件が異なること（例えば、複数の画像は全く同じ角度で得られるわけではない）、および/または、個々の画像で画質が同じではないこと（画質は焦点に依存することが多い）である。

【 0 0 2 5 】

異なる画像の組み合わせはまた、例えば癌性腫瘍の外照射放射線治療用照射機器のような治療装置のセットアップに対して使用することもできる。照射ターゲットは、処置セッションに先立ち、計画セッション中に少なくとも1つの参照画像において位置決めされる。処置セッションを開始するとき、治療装置は、参照画像と処置直前または処置中に得られた画像との融合に基づいてセットアップすることができる。

40

【 0 0 2 6 】

米国特許第5,853,366号明細書は、腫瘍の放射線治療のために使用されるシステムを開示する。腫瘍の位置決めは、少なくとも3つのマーカーを腫瘍周辺の関連位置に挿入することによって行われる。これらのマーカーは、腫瘍に関する照射源の位置を腫瘍照射前に決めるべく、従来身体X線画像で検出可能なステンレス鋼から作られる。各マーカーは、X線画像に1点として描画される。これらのマーカーは、腫瘍を取り囲む組織

50

内に直接挿入される。これらのマーカーは、マーカーが組織中にしっかりと固定されて移動することがないようにとげが付けられているか、またはV字形状である。マーカーの位置決めおよび腫瘍の照射の後、とげが付いたマーカーを侵襲的外科手術によって取り除く必要がある。

【0027】

国際公開第99/27839号パンフレットは、処置、または身体および装置を見る複数のカメラを含むイメージング装置に関する患者身体の配置および再配置のためのシステムを開示する。発光、パッシブ、幾何学的形状、または自然のいずれかの標識である、患者身体の外部に位置するインデクスマーカーが3次元空間で複数のカメラによって同定されて位置決めされる。画像スキャンにより決定された解剖学的ターゲットを、処置または診断装置に関する基準位置に対して位置決めすることができる。いくつかの形態のカメラ、インデクスマーカー、方法、およびシステムによって様々な臨床用途が提供される。患者のX線イメージングにより、処置または診断のイメージング基準点に対する解剖学的ターゲットの位置決めが高精度化される。処置または診断装置上の基準点に対する画像決定解剖学的ターゲットの比較分析に基づいて、患者の移動がシステムおよびプロセスにより制御される。

10

【0028】

国際公開第02/19908号パンフレットは、処置中の患者の呼吸その他の動きを補償する方法および装置を開示する。この方法は、処置に先立ちターゲット領域の画像を生成することと、患者身体内に埋め込まれたマーカーに基づいて内部ターゲット領域に関する位置データを周期的に生成することと、1つ以上の外部センサを使用して患者身体の外部の動きに関する位置データを連続的に生成することと、外部センサの位置データに基づいて患者のターゲット領域の位置に向けて処置を行うべく、内部ターゲット領域の位置と外部センサとの対応を生成することとを含む。その後、ターゲット領域の位置が、手術前の画像におけるターゲット領域の位置に合わせられる。

20

【0029】

国際公開第02/100485号パンフレットは、腫瘍等のような身体内のターゲットの位置を正確に決定して追跡するシステムおよび方法を開示する。一実施例において、システムは、ターゲット内またはその近くに位置する1つ以上の励起可能ビーコンと、そのビーコンを遠隔励起して同定可能な信号を生成する外部励起源と、互いに既知の配置で離間する複数のセンサとを含む。センサに接続されたコンピュータは、ビーコン信号を使用してターゲット内のターゲットアイソセンターを同定するように構成される。コンピュータは、ターゲットアイソセンターの位置と処置アイソセンターの位置とを比較する。コンピュータはまた、放射線治療の前およびその間、ターゲットアイソセンターと処置アイソセンターとを一致させるべく、患者および患者サポート装置の移動も制御する。

30

【0030】

上述のマーカーを使用して、障害組織領域の範囲が決定され、および/または治療機器が誘導されるが、全領域を画像内で見るとは依然として難しい。この理由、および障害組織の照射を計画する際の他の理由により、医療従事者または担当医は、障害組織領域全体を確実に照射するべく照射マージンを適用して照射計画を行う。このマージンの結果、健全組織の一部が意図的に照射を受けて上述の重大な損傷が生じる場合がある。また、基準マーカーのみが開示される。基準マーカー自体は、マーカーの任意の回転を同定することができない。少なくとも2つの、および開示によれば好ましくは3つの基準マーカーが使用されなければ、基準マーカーによって障害組織の位置決めを行うことは不可能である。

40

【0031】

照射マージンを適用するさらなる理由は、照射機器下での患者の位置決めが不正確であること、障害組織の取得画像の分解が不正確であること、および内臓が時間とともに動くという事実にある。内臓のかかる動きは、呼吸によって、および/または日々の動きによって生じる。上述のように、処置を誘導するための埋め込みマーカーの使用は、ある程度

50

は、患者の位置決めを向上させることができる。

【0032】

米国特許第6,307,914号明細書は、腫瘍への医療ビーム照射を制御するライナックと、腫瘍近位に埋め込まれる腫瘍マーカーと、当該腫瘍マーカーの画像を第1方向から取得する第1X線フルオロスコープと、当該腫瘍マーカーの画像を第2方向から当該第1X線フルオロスコープと同時に取得する第2X線フルオロスコープと、当該第1および第2画像入力部により画像情報がデジタル化されるのに先立ってレジストレーションされる画像情報腫瘍マーカーのテンプレート画像に、シェーディング正規化相互相関法により所定フレームレートでリアルタイムレベルのテンプレートマッチングを実行して、当該腫瘍マーカーの第1および第2の2次元座標を計算する第1および第2認識処理部と、当該第1および第2認識処理部により計算された第1および第2の2次元座標から当該腫瘍マーカーの3次元座標を計算する中央演算処理部と、当該計算された腫瘍マーカーの3次元座標により当該ライナックの医療ビームの照射を制御する照射制御部とを含む移動体追跡照射装置を開示する。

10

【0033】

患者身体内に位置する従来技術の埋め込みマーカーは、組織に埋め込まれるので、身体内に挿入されるための侵襲的外科手術、および身体内から撤収されるためのその後の侵襲的外科手術を要する。

【0034】

異なるイメージング技術および異なる医用イメージング機器で作られた診断画像は、画像同士の時間間隔があげられて、および各画像に対して異なる診察台で患者の体位が変更されて得られる。この結果、各画像に対して異なるセットアップ条件ができる。異なるセットアップ条件の結果、骨格、患者身体の外表面等のような、対象組織から離れて位置する明確に画像内に見える物体と比べると、異なる画像における患者身体内部の対象組織の実際の位置はそれぞれ異なる。異なる画像において対象組織の位置がそれぞれ異なることは、患者身体内の内臓運動によって、および/または医用イメージング機器の下での患者の不正確な位置決めによって生じ得る。

20

【0035】

しかしながら、対象組織の位置決めに関する上述の従来技術の不利益の少なくとも一部を克服するべく、異なるイメージング機器により取得された、および/または画像同士の時間間隔があげられて取得された、および/または画像のセットアップ条件が異なって取得された、異なる画像を照合するための改良されたマーカーおよび方法の必要性が存在する。改良されたマーカーは、異なるイメージング機器において容易に検出され、かつ、十分な精度で検出されるマーカーである。代替的にまたは付加的に、改良されたマーカーは、人体または動物体に対して容易に埋め込むことができ容易に撤収することができる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0036】

【特許文献1】米国特許第6,333,971号明細書

【特許文献2】米国特許第5,853,366号明細書

【特許文献3】国際公開第99/27839号パンフレット

【特許文献4】国際公開第02/19908号パンフレット

【特許文献5】国際公開第02/100485号パンフレット

【特許文献6】米国特許第6,307,914号明細書

【特許文献7】国際公開第2006/114721号パンフレット

【非特許文献】

【0037】

【非特許文献1】Fenlon et al. "Locking acrylic resin dental stent for image-guided surgery" Vol.83, no.4, April 2000

40

【発明の概要】

50

【0038】

本発明の目的は、上述の周知の方法およびシステムの不利益および欠点を克服する方法を与えることにある。

【0039】

かかる目的、および本発明の以下の記載から明らかとなる利益は、2以上の画像の要素を同定する方法を与えることによる本発明に係る方法の以下の実施例および側面から得られる。当該方法は以下のステップを含む。

・人体内または動物体内の対象身体マターに対して所定位置にあって画像内で可視の少なくとも1つの統合3次元要素を画像において同定するステップ。当該方法は以下のステップを含む。

・第1画像内で可視の3次元要素を第1画像において同定するステップ。・第2画像内で可視の3次元要素を第2画像において同定するステップ。

・第1画像内の3次元要素の位置、および第2画像内の3次元要素の位置の決定に基づいて第1画像および第2画像を照合するステップ。

【0040】

少なくとも3つの同定可能点を有する1つのマーカーであり得る改良されたマーカーを使用する本発明に係る方法により、これまで得られなかった対象組織または器官の動きおよび/または回転および/または形状の変化および/または範囲の変化についての知識が好ましくは3次元で得ることができる。

【0041】

3次元要素が対象身体マターに対して位置決めされて固定されるので、3次元要素と対象身体マターとの相互位置関係を確率することができる。画像内の3次元要素の位置に関する知識により、対象身体マターがどこに位置決めされるかが正確にわかる。これは、対象身体マターおよび3次元要素が実質的に固定された関係にあることがわかっているからであり、その結果、対象身体マターの任意の可能な動きが3次元要素の動きに対応する。逆もまた同様である。複数の画像を3次元要素に応じて整合することができる。これにより、対象身体マターも複数の画像において整合する。

【0042】

本発明によれば、身体マターは、身体に関する任意の物体として解釈される。例えば、腫瘍、または腹水、胆汁、血液、脳脊髄液、リンパ液、もしくは尿等の身体物質のような異常身体組織を含む、任意の異なる身体器官、身体組織である。

【0043】

本発明によれば、組織は、身体内でまとまってグループとなり組織を形成する細胞として定義される。例えば、特殊機能を果たすべくまとまってグループとなる類似の細胞の集合である。人体では以下の4つの主要な組織タイプが定義される。

【0044】

上皮組織 - 身体の様々な部分で内張りとして機能する連続したシートを、ともに密集して形成する上皮組織の細胞である。上皮組織は、器官の内張りをなす膜として機能し、身体器官を別個に、所定位置に、および保護して維持するのに役立つ。上皮組織のいくつかの例としては、皮膚の外層、口および胃の内側、腸および身体器官を取り囲む組織、呼吸上皮、および様々な血管の内皮がある。

【0045】

結合組織 - 一般に、結合組織は身体に支持および構造を加える。ほとんどのタイプの結合組織は、結合組織を補強するタンパク質コラーゲンの繊維性系状体を含む。結合組織のいくつかの例には、皮膚の内層、腱、靭帯、軟骨、骨、および脂肪組織がある。結合組織のこれらの形態に加え、骨もまた結合組織の一形態と考えられる。

【0046】

筋組織 - 筋組織は、収縮する特殊な組織である。筋組織は、互いに滑り合って動くことができる特殊なタンパク質であるアクチンおよびミオシンを含む。筋組織の例は、身体全体の筋肉に含まれる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 7 】

神経組織 - 神経組織は、2つのタイプの細胞を含む。ニューロンとグリア細胞である。神経組織は、身体内で電気信号を生成して伝導する能力がある。こうした電氣的なメッセージは、脳内の神経組織によって管理されて脊髄を下りて身体へ伝達される。

【 0 0 4 8 】

本発明によれば、器官は、まとまって共通の目的のために機能する少なくとも2つの異なるタイプの組織を含む構造として定義される。異なる身体器官は、診断および/または治療および/または外科手術の目的のためのイメージングにおいて重要である。人体には10の主要な器官系が存在する。

【 0 0 4 9 】

骨格系：骨格系は、内臓を保護し、かつ、内臓に対する取付部位を与えるべく、身体を支持する。主要な骨格系器官は、頭骨、軟骨、腱、および靭帯を含む骨である。

【 0 0 5 0 】

筋肉系：筋肉系は動きを与える。筋肉は対で働き、肢を動かして生命体に動きを与える。筋肉はまた、胃および腸、心臓、ならびに循環系のようないくつかの器官を介して物質の動きを制御する。主要な筋肉系器官は、骨格筋および平滑筋である。

【 0 0 5 1 】

循環系：循環系は、栄養素、ガス（例えば酸素および二酸化炭素）、ホルモン、および廃棄物を身体を通して輸送する。主要な循環系器官は、心臓、血管、および血液である。

【 0 0 5 2 】

神経系：神経系は、身体を通して電気信号を送信する。神経系は行動および動きを指示し、消化、循環等の生理学的プロセスを内分泌系とともに制御する。主要な神経系器官は、脳、脊髄、および末梢神経である。

【 0 0 5 3 】

呼吸器系：呼吸器系は、血液と環境とのガス交換を与える。主に、大気から身体内へ酸素が吸収されて、身体から二酸化炭素が排出される。主要な呼吸器系器官は、鼻、気管、および肺である。

【 0 0 5 4 】

消化器系：消化器系は、成長および維持に必要な栄養素を分解および吸収する。主要な消化器系器官は、口、食道、胃、小腸および大腸である。

【 0 0 5 5 】

排出系：排出系は、細胞廃棄物、毒素、および過剰な水または栄養素を循環系からろ過して取り除く。主要な排出系器官は、腎臓、尿管、膀胱、および尿道である。

【 0 0 5 6 】

内分泌系：内分泌系は、身体を通して化学的なメッセージを送信する。神経系とともに、こうした化学的なメッセージは、栄養の吸収、成長等の生理学的プロセスを制御するのに役立つ。内分泌性ホルモンを分泌する多くの腺が身体内に存在する。これらの中でも、主要な内分泌系器官は、視床下部、下垂体、甲状腺、膵臓、および副腎である。

【 0 0 5 7 】

生殖器系：生殖器系は、生殖を可能とする細胞を生成する。男性において精子が生成されて、女性において生成される卵細胞と受精する。主要な女性生殖器系器官は、卵巣、卵管、子宮、膣、および乳腺である。主要な男性生殖器系器官は、前立腺、精巣、精嚢、および陰茎である。

【 0 0 5 8 】

免疫系：免疫系は、侵入する細菌およびウイルスを破壊して身体から除去する。リンパ系もまた、脂肪および過剰な流体を血液から除去する。主要な免疫系器官は、リンパ、リンパ節、血管、白血球、T細胞、およびB細胞である。

【 0 0 5 9 】

本発明に係る可能な方法によれば、方法は以下のステップをさらに含む。
・第1画像と第2画像との照合に基づいて、人体内または動物体内の身体マターの位置を

10

20

30

40

50

確立しおよび/またはその範囲を確立するステップ。

【0060】

本発明によれば、各画像は、2次元投影画像または3次元画像でよい。ここで、画像は医用イメージング機器によって取得および処理される。

【0061】

本発明によれば、3次元要素を同定するステップと、画像内の3次元要素の位置の決定に基づいて画像を照合するステップとは、2よりも多くの画像で行われてもよい。

【0062】

本発明によれば、3次元要素を同定するステップと、画像内の3次元要素の位置の決定に基づいて画像を照合するステップとは、異なる画像モダリティによって取得された画像で行われてもよい。

10

【0063】

本発明によれば、3次元要素を同定するステップと、画像内の3次元要素の位置の決定に基づいて画像を照合するステップとは、異なるセットアップ条件（例えば、画像間で異なる角度から取得された画像、または患者および/または対象組織の意図的または非意図的な動き（ならびにこれによる3次元要素の動き）を伴って取得された画像）で取得された画像で行われてもよい。

【0064】

本発明によれば、3次元要素を同定するステップと、画像内の3次元要素の位置の決定に基づいて画像を照合するステップとは、取得される画像同士の時間間隔があげられて取得された結果、潜在的に画像のセットアップ条件および/または人体内もしくは動物体内の対象組織の動き（ならびにこれによる3次元要素の動き）が画像間で異なる画像で行われてもよい。

20

【0065】

従来技術の方法よりも高い精度で異なる画像を整合できるので、異なる時刻で取得された画像内で、時間に伴う進展を追跡することが可能となる。異なる時刻に取得された画像内で時間に伴う進展を追跡することにより、一般に身体マターと呼ばれる身体要素の動きおよび/または成長/収縮の追跡ができる。これにより、良好な診断（例えば、癌性腫瘍の成長の追跡、または患者の呼吸周期による癌性腫瘍の動きの追跡）ができる。

【0066】

異なる画像の正確な整合から利益が得られる用途の例は以下のとおりである。

30

【0067】

（異なるイメージング技術から得られたおよび/または異なる平面/角度から得られた）画像の照合。本発明に係る方法および3次元要素をマーカーとして使用することにより（異なるイメージング技術から得られたおよび/または異なる平面/角度から得られた）画像を照合する結果、身体マターの同定が改良され、良好な同定の結果良好な診断が得られる。

【0068】

本発明に係る方法により画像を照合することに関する可能な用途は、以下の網羅的ではない用途リストのとおりである。

40

- ・複数画像間のセットアップの違いによる不正確さの低減。
- ・不要な体内要素の同定（例えば、癌腫瘍の位置およびサイズ、外殻または結石の位置およびサイズ、異物または1つ以上の特徴の位置およびサイズ）。
- ・処置および/または処置ターゲット同定の計画（例えば照射処置の計画）。
- ・整形外科損傷（骨折、関節骨折、または関節脱臼）の同定および/または診断。
- ・体内腔の可能な閉塞（例えば、外殻または異物による尿路閉塞、外殻による心血管閉塞等）の同定。

【0069】

異なる画像の正確な整合から利益が得られる用途のさらなる例は以下のとおりである。

【0070】

50

画像の比較（異なる時刻で得られたもの、現行画像と参照画像との比較）。本発明に係る方法および3次元要素をマーカーとして使用することにより画像を比較する結果、対象身体マターの動きおよび/または成長/収縮の追跡ができる。

【0071】

本発明に係る方法による画像比較に関する可能な用途は、以下の網羅的ではない用途リストのとおりである。

- ・癌性腫瘍の成長または収縮の追跡。
- ・心血管腔の成長または収縮の追跡。
- ・異物、寄生虫等の動きの追跡。
- ・参照画像取得と現行画像取得との間のセットアップの違いに起因する不正確さの修正。
- ・参照画像取得と現行画像取得との間の内臓の動きに起因する不正確さの修正。
- ・内臓の動きの追跡。

10

【0072】

セットアップの違いに起因および/または内臓の動きに起因する不正確さの修正、および/または内臓の動きの追跡は、例えば以下のような異なる理由により確立できる。

- ・処置ターゲットの線形移動および回転に応じて外部治療機器を制御（例えば照射機器を誘導すること）。

【0073】

本発明に係る可能な方法のステップによれば、対象身体マターの位置を確立および/または身体マターの人体または動物体における範囲を確立した後に、身体マターの位置および/または範囲の確立に基づいて身体パラメータが導かれる。

20

【0074】

本発明によれば、身体パラメータは、身体に関する任意のパラメータ（例えば、温度のような生理学パラメータ、腹水、胆汁、血液、脳脊髄液、リンパ液、または尿の流れの流量のような体液パラメータ、神経インパルスのような体電気化学パラメータ）として解釈される。

【0075】

異なるイメージング技術により生成および/または異なるセットアップ条件下で生成された異なる画像の組み合わせが、治療または外科手術の計画時に使用される。治療または外科手術の計画時、対象器官（例えば前立腺）のような、または対象組織（例えば癌性腫瘍）のような、または対象物質（例えば尿）のような対象身体マターが診断画像中に同定される。この後、身体マターの位置および形状が特定されて、患者に与えられるべき治療または外科手術の詳細が、身体マターの形状および/または位置および/または範囲に基づいて作られる。

30

【0076】

治療または外科手術の計画時における身体マターの同定の不正確さが、治療または外科手術時の不正確さにつながる結果、処置または外科手術が意図された対象身体マターに対して有効にならない危険性がある。恐らくこの結果、健全な物体の外傷性影響を与えること、および/または処置中に不健全な物体の一部が処置されないかまたは適切に扱われないことになる。

40

【0077】

少なくとも第1画像と第2画像とを取得することにより、および3次元要素の位置を決定して当該画像を照合することにより、当該3次元要素ひいては対象身体マターが当該画像に等しく位置決めされる。したがって、第1タイプの医用イメージング機器の可能な利益と、第2タイプの医用イメージング機器の他のまたは付加的な利益とが、3次元要素と対象身体マターとの相互位置関係について少なくとも一度に同時に得られる。付加的または代替的に、画像取得時の異なるセットアップ条件の結果生じる画像の整合性の不正確さが補償される。

【0078】

対象身体マターの内部または少なくとも近接に位置する3次元要素をマーカーとして使

50

用することにより、画像はマーカーの近くで、ひいては対象身体マターの近くで極めて正確に照合することができる。これにより、画像における3次元要素の位置に基づいて正確に画像を照合できる。このため、3次元要素について正確な位置に位置決めされた対象身体マターの位置および/または形状および/または範囲もまた画像内で正確に決定されることが保証される。

【0079】

対象身体マターの内部または少なくとも近接に位置する3次元要素をマーカーとして使用することにより、画像の異なる画質を補償することもさらに可能となる。一の画像の画質は、その画像の焦点に依存することが多い。対象組織の内部または近くに位置する3次元要素により複数の画像を照合することによって、それらの画像の異なる画質の改良された補償、および/または各画像の異なる部分の異なる画質の改良された補償ができる。

10

【0080】

異なる医用イメージング機器の異なる画像における対象身体マターの位置および/または形状および/または範囲をより正確に決定できれば、医師および/または医療関係者は、癌性腫瘍のような対象身体マターを極めて正確に同定して位置を特定できる。

【0081】

対照的に、異なる医用イメージング機器から取得された画像を従来技術の方法によって比較しようとする、マーカーが人体内または動物体内に存在しないという事実、またはマーカーが、マーカー位置と対象身体マター位置との不変の相互関係を保証する位置に配置されないという事実起因して、マーカーと対象身体マターとの相互位置関係を正確に確立することができない。

20

【0082】

管状内腔人工器官のような周知の3次元幾何形状を有する3次元要素であるマーカーを使用することによって、異なる画像の照合を、異なる画像における3次元要素の自動検出によって誘導することができる。これにより、異なる画像における3次元要素ひいては対象身体マターの位置の照合を自動的に誘導することができる。

【0083】

3次元要素の寸法があらかじめわかっているならば、その3次元要素の寸法は、3次元要素が身体内部にどのように位置して身体内部でどのように回転しているかについて正確な知識を与える。3次元要素の寸法をあらかじめ知ることにより、および画像においてその寸法を検出できることにより、身体内部の3次元要素の正確な位置を自動的に計算できる。画像に確立された3次元要素の位置に関する知識はまた、対象身体マターがどこに位置するのかについて正確な知識を与える。これは、対象身体マターおよび3次元要素が実質的に固定された関係を有し、対象身体マターの任意の可能な動きが、3次元要素が対応する動きにつながり、逆もまた同様だからである。

30

【0084】

これにより、画像の整合、および画像に描画された対象身体マターの整合が、患者および/またはイメージング機器が複数の画像セッション間で動いても、または患者およびイメージング機器をセットアップする直前に動いても、当該要素の位置に基づいて正確かつ自動的に行われる。

40

【0085】

患者の処置中に、当該要素ひいては腫瘍のような対象身体マターに治療機器の焦点を合わせたままとなるように治療機器を調整することも同様に可能となる。

【0086】

当該要素に基づいて治療機器を調整できることにより、処置がより正確に行われ、治療機器の調整がコンピュータによって自動的に行われる。

【0087】

また、本発明に係る方法は、以下のステップをさらに含む。

・画像に関する3次元要素の可能な動きを時間とともにモニタリングすること。

【0088】

50

3次元要素ひいては対象身体マターの動きを時間とともにモニタリングすることにより、画像の恒常的な整合および/または(例えば呼吸に起因する)対象身体マターの周期的動きおよび/または治療装置の恒常的な均等化ができる。これにより、改良された処置ができる。かかる追跡は、コンピュータによって計算および制御される。

【0089】

同定、確立、モニタリング、および調整のステップは自動的に行われる。モニタリングステップは、利用可能な機器に応じて3秒以下ごとに1回のような所定の頻度で実行してよい。

【0090】

本発明によれば、3次元要素の動きをモニタリングすることは、医用イメージング機器に応じて、50枚/秒まで、少なくとも2-50枚/秒まで、少なくとも1枚/秒、少なくとも12枚/分、または少なくとも2枚/分の画像を生成することによって行われる。

10

【0091】

上述の頻度でサンプリングすることにより、3次元要素ひいては対象身体マターの可能な動きは、ほぼリアルタイムで3次元要素ひいては対象身体マターの動きを追跡することができる。

【0092】

したがって、身体および/または当該要素の可能な動きを使用して、3次元要素の可能な動きに応じて画像を調整することにより、連続画像を均等化することができる。連続イメージング時に、イメージング機器を調整して3次元要素ひいては対象身体マターに画像の焦点を合わせたままにすることも同様に可能である。さらに、画像の調整は、イメージング機器、患者が配置される診察台、画像の焦点等の位置の調整であってよい。

20

【0093】

加えて、身体および/または要素の可能な動きを使用して、追跡に応じた治療機器(例えば照射機器)の調整が可能となる。

【0094】

追跡される動きは、照射中の患者の傾動または部分的回転のような強制的な動きであってよい。当該動きは、患者の自発的または非自発的な動きであってよい。自発的な動きは、患者が診察台上で動くこと、または照射室内を歩き回ることであってよい。非自発的な動きは、パーキンソン病または脳性麻痺のような運動疾患に起因する動きであってよい。

30

【0095】

マーカーとしての3次元要素は、治療または外科手術の詳細スキームを計画するときには作られる治療または外科手術スキームの、同定、位置決め、および生成に使用される2以上の診断画像を照合するべく使用してよい。同じ3次元要素を、詳細スキームに応じて治療または外科手術を行うことと、その詳細スキームを計画するべく画像を照合することの双方に使用することは、3次元要素の再挿入または再配置の必要性なしで実現可能である。

【0096】

マーカーとしての3次元要素は具体的には、放射線治療の計画時に作られる照射プロファイルの同定、位置決め、および生成のために使用される2以上の診断画像を照合するべく使用される。同じ3次元要素を、外照射放射線治療機器を誘導することと、放射線治療を計画するべく画像を照合することの双方に使用することは、3次元要素の再挿入または再配置の必要性なしで実現可能である。

40

【0097】

本発明の一側面によれば、3次元要素は、組織に埋め込まれるのではなく、人体内または動物体内に既存の自然キャビティ内に位置するように意図されてよい。3次元要素を既存の自然な身体キャビティに位置させることにより、潜在的な組織損傷および患者が当該要素を感じることに関する危険性はなくなるか、または患者の組織に埋め込まれる埋め込み可能マーカーと比べ少なくとも最小化される。

50

【0098】

加えて、本発明の一側面によれば、3次元要素の挿入は、身体組織に全くまたは少なくとも実質的に穿通させずに身体組織の自然の開口を介して行ってよい。このようにしてマーカーとしての3次元要素を挿入することは、侵襲的外科手術を必要としない。このため、かかる外科手術に関する危険性はなくなるか、または皮膚表面および/または組織への侵入により挿入される埋め込み可能マーカーと比べ少なくとも最小化される。

【0099】

さらに、本発明に係る方法の一側面によれば、身体組織に全くまたは少なくとも実質的に穿通させずに身体組織の自然の開口を介して3次元要素を撤収するステップが用いられる。自然のキャビティまたは開口を介して3次元要素を撤収することにより、3次元要素の除去は侵襲的外科手術なしで行われ、かかる外科手術に関する危険性はなくなるか、または皮膚表面および/または組織への侵入により挿入される埋め込み可能マーカーと比べ少なくとも最小化される。

10

【0100】

したがって、3次元要素は、自然のキャビティ内に挿入される時、当該キャビティは身体組織の自然の開口なので、周囲の組織に損傷を与えない。したがって、当該要素は、身体内部に固定されるべく組織に穿通されることがない。3次元要素がキャビティ内部を動くことがないように、3次元要素は、少なくとも一部がキャビティ内部に当接することによって固定されてよい。

【0101】

3次元要素は、人体内または動物体内の3次元要素の実際に意図される位置に応じて、異なる幾何学的特性を有してよい。付加的または代替的に、3次元要素は、異なる画像におけるマーカーとしての使用とは別に、人体内または動物体内での3次元要素の実際に意図される使用に応じて異なる物理的特性を有してよい。幾何学的特性および物理的特性の可能性を以下に述べる。

20

【0102】

すなわち、3次元要素は、3次元要素が配置されるキャビティ内部の液体、気体、または固体の通過を可能とする形状を有してよい。これにより、治療または外科手術がキャビティ周囲の身体マターの膨張を生じさせることがあっても、キャビティ内部の液体、気体、または固体（例えば、尿道内の尿、静脈内の血液、腸の腸内ガス、気管内または肺内の息、腸内の固形の大便）の自然な流れが維持される。

30

【0103】

3次元要素は、キャビティ内で解放された場合、3次元要素の位置を対象身体マターに対する相対位置に固定するべく、キャビティ内部からキャビティに向かって拡張可能である。同様に、治療または外科手術がキャビティ周囲の身体マターのいくらかの膨張を生じさせることがあっても、液体、気体、または固体（例えば、尿道内の尿、静脈内の血液、腸の腸内ガス、気管内または肺内の息、腸内の固形の大便）の自然な流れが維持される。

【0104】

さらに、少なくとも1つの統合3次元要素が配置されるキャビティを拡張させることによって、当該3次元要素はキャビティ内で動くことなくキャビティ内部に確実に配置される。3次元要素のとげが付いた形状のような任意の固定手段が不要なので、当該要素はキャビティ内部に損傷を与えることなく容易に除去される。

40

【0105】

3次元要素は、3次元要素が配置されるキャビティ内部の液体、気体、または固体の通過を可能とする管形状でよい。管形状により、照射およびその結果生じ得る膨張の間もキャビティは開いたままに維持される。

【0106】

3次元要素は、管状内腔人工器官であってよい。したがって3次元要素は、狭くなった尿道または尿管を拡張するといった他の目的のために身体内部にすでに配置されていてよ

50

い。3次元要素により、処置セッションおよび照射の結果生じ得る膨張の間もキャビティは開いたままに維持される。3次元要素は、少なくとも30日の期間はキャビティ内にとどまることができるので、処置が数時間、数日間、または数週間に分割されても、処置セッションの全期間、液体、気体、または固体を浸透させるべくキャビティを開いたままにすることができる。

【0107】

実質的に管状の内腔人工器官である少なくとも1つの統合3次元要素によれば、3次元要素は、液体、気体、または固体の浸透に開放されて3次元要素が挿入されるキャビティを保持するための付加的なカテーテルの必要性を低減する。

【0108】

本発明のさらに他の側面においては、当該少なくとも1つの統合3次元要素は、少なくとも1つのワイヤのらせんコイルであってよい。これにより、3次元要素を、ワイヤを引いて当該要素が挿入された自然のキャビティまたは開口を通して撤収することができる。

【0109】

3次元要素は、従来の内視鏡機器を用いて当該3次元要素を挿入および/または撤収できる設計を有してよい。3次元要素は、3次元要素が人体または動物体のキャビティに挿入されるときに折りたたまれ、3次元要素が人体または動物体のキャビティに配置されたときに拡張する、折りたたみ可能設計を有してよい。

【0110】

3次元要素が身体キャビティ内に挿入される場合、当該キャビティは、少なくとも1つの周囲壁を有してよく、本発明によれば、当該少なくとも1つの統合3次元要素は、当該3次元要素が挿入される際の折りたたみ可能設計を有してよい。また、その3次元要素は、キャビティ内で解放されると当該キャビティの周囲壁に向かって拡張可能な設計を有してよい。折りたたみ可能設計により、挿入が行われる自然のキャビティの内壁への影響を低減することができる。折りたたまれた状態では、当該要素は実質的に直線の範囲を有する。拡張した状態では、当該要素は、恐らくは直線の範囲から3次元範囲に変化する。

【0111】

本発明とともに装置が与えられてよい。この装置は、上述の方法のいずれかによる方法を行うことができる。この装置は、3次元要素を同定する手段、3次元要素および/または治療もしくは外科手術機器の仮位置を確立する手段、当該要素の可能な動きをモニタリングする手段、および/または、その動きに応じて治療もしくは外科手術機器または人体もしくは動物体を調整する手段を含む。

【0112】

一側面では、3次元要素を同定する手段は、画像検出のためのコンピュータプログラムであってよい。3次元要素の仮位置を確立する手段もまた画像検出のためのコンピュータプログラムであってよい。

【0113】

治療または外科手術機器は、腫瘍を処置する照射機器のような、身体マターの治療または外科手術処置のための従来機器であってよい。当該要素の可能な動きをモニタリングする手段は、照射機器のような治療もしくは外科手術機器を調整する手段への、または、その動きに応じて人体または動物体を調整する手段への、コンピュータ送信信号であってよい。

【0114】

3次元要素は、生物学的適合材料（例えばポリマー）、生物学的材料、または金属（例えば、ステンレス鋼、チタン、白金、パラジウム、ニッケル-チタン等の合金）、またはこれらの材料のいずれかの組み合わせから作られてよい。かかる生物学的適合材料の3次元要素を適用することにより、3次元要素は、人体または動物体のキャビティ内であっても感染を引き起こすことがない。

【0115】

3次元要素は、体温より上の温度での一方向記憶効果をともなう転移温度を有する形状

10

20

30

40

50

記憶合金から作られてよい。形状記憶合金を適用することにより、3次元要素はキャビティ内で拡張することができる。

【0116】

本発明の他の側面において、当該少なくとも1つの統合3次元要素は、体温より上の転移温度、好ましくは37°Cから50°Cの転移温度を有する形状記憶合金から作られてよい。37°Cから50°Cの転移温度を有する形状記憶合金を使用することにより、そうでなければ感染または損傷身体マターを生じさせ得るやけどが身体内部の周囲に生じない。

【0117】

体温は、本発明に係る方法の適用時の、人体または動物体の温度として解釈される。当該方法の適用のほとんどにおいては、人の体温は37°C付近である。

10

【0118】

しかしながら、体温は、人体か動物体かに応じて異なる。人よりも低い通常体温を有する動物もあれば、人よりも高い通常体温を有する動物もある。

【0119】

また体温は、人または動物の肉体的状態に応じて異なる。人または動物が熱を引き起こす病気を患っている場合は熱により体温が高くなり、人または動物が新生児であるか高齢である場合や不安定血流を引き起こす病気を患っている場合は、恐らくは不安定血流に起因して体温が低くなる。

【0120】

20

形状記憶合金を適用することにより、3次元要素は、転移温度まで加熱されたときにキャビティ内で拡張することができる。転移温度が人体または動物体の通常体温付近であれば、その拡張は身体により当該要素が暖まったときに生じる。この3次元要素の広がりには、付加的な熱の適用なしで生じる。転移温度が体温よりも上の範囲にある場合、3次元要素を加熱することによって（例えば、転移温度よりも上の温度を有する滅菌水または同様の流体のフラッシングによって）拡張が得られる。

【0121】

代替的にまたは付加的に、3次元要素は、体温よりも低い温度で、好ましくは37°Cよりも低い温度で、より好ましくは20°Cより低く5°Cよりも高い温度で手により塑性変形可能な材料から作られてよい。手によって塑性変形可能な材料を使用することにより、医師の手で力を加えるで3次元要素を容易に撤収することができる。また、3次元要素は、当該3次元要素の撤収時には小さいサイズに変形することができる。

30

【0122】

さらに別の方法では、3次元要素は、体温において超弾性の形状記憶合金から作られてよい。

【0123】

本発明の側面に係る医用イメージング機器は、以下のイメージング機器のいずれか一つであってよい。磁気共鳴スキャン（MRスキャン）、核磁気共鳴スキャン（NMRスキャン）、磁気共鳴画像スキャン（MRIスキャン）、コンピュータ断層撮影スキャン（CTスキャン）、円錐ビームCTスキャン、ポジトロン放射断層撮影（PET）、単一ポジトロン放射コンピュータ断層撮影（SPECT）、単一ポジトロン放射断層撮影（SPECT）、画像誘導放射線治療（IGRT）、超音波スキャン、またはX線高エネルギー光子機器もしくは高電圧機器。

40

【0124】

本発明によれば、画像は処置用照射源のエネルギーを利用することによって取得および処理される。これにより、他の機器の使用がもはや不要となり、コストおよび照射室内スペースの実質的な量が節約される。

【0125】

本発明の付加的な一側面において、画像は、処置照射ビームのエネルギーを利用することによって取得および処理される。これにより、他の機器の使用がもはや不要となり、コ

50

ストおよび照射室内スペースの実質的な量が節約される。

【0126】

医用マーカー要素は、身体器官または身体組織のようなターゲット身体マターにマーカー要素送達システムを介して送達されてよい。マーカー要素送達システムは、身体血管等の身体キャピティを通して、またはターゲット器官もしくは組織の近くにもたらされる細長い装置であってよい。マーカー要素が所定位置に置かれると、マーカー要素送達システムは、当該マーカー要素が所定位置にとどまっている間に撤収される。マーカー要素送達システムは特に、マーカー要素および/または身体器官および/または身体組織および/またはマーカーが配置される身体キャピティおよび/またはマーカー要素送達システムが挿入および撤収される可能な身体開口の形状のような、異なるパラメータに応じて設計される。かかるマーカー要素送達システムの使用により、医療関係者は、迅速かつ非侵襲的にマーカーの位置決めを行うことができる。

10

【0127】

3次元マーカーによる2以上の診断画像の照合が有利となり得る可能な用途には、以下の非網羅的な用途がある。

【0128】

・外部放射線治療処置（すなわち、他のタイプの画像よりもーのタイプの画像で検出することが容易な組織および/または身体部分のような所定の身体マターの影響が存在する、ビーム装置その他の医療用途によるもの）の計画。

【0129】

・他のタイプの画像よりもーのタイプの画像で検出することが容易な組織および/または身体部分のような所定の身体マターの影響が存在する近接照射療法その他の医療用途を含む、内部放射線治療処置の計画。

20

【0130】

・患者の生体構造の解剖学的変化（例えば、癌腫瘍その他の異物等の対象組織のような、もしくは肝臓その他の比較的重要な身体器官等の対象身体器官のような、または身体パラメータ（例えば脳の所定部分からの神経インパルス）のような所定の身体マターの成長もしくは収縮）についてのフォローアップ。

【0131】

・例えば、癌腫瘍その他の異物等の対象組織のような、もしくは肝臓その他の比較的重要な身体器官等の対象身体器官のような、または身体パラメータ（例えば脳の所定部分からの神経インパルス）のような所定の身体マターの内的な動きについての処置、外科手術、または診断時のフォローアップ。

30

【0132】

・例えば処置セッションの可能なゲーティングを使用するための、呼吸の動きおよび/またはリズムの調査。

【0133】

・画像を取得する際の、内臓の動きの追跡および/またはセットアップの違いに起因する不正確さの修正による、外部治療機器（例えば照射機器）の誘導。

【0134】

本発明に係る方法は、人体外または動物体外に位置する治療機器を誘導する方法とともに使用してもよい。例えば、以下の外照射放射線治療機器が使用される。しかしながら、当該方法は他のタイプの治療機器のために使用されてもよい。当該誘導方法は以下のステップを含む。

40

- ・人体または動物体のキャピティ内の所定位置にあって画像において可視の少なくとも1つの統合3次元要素を画像において同定するステップ、
- ・画像において可視の当該少なくとも1つの統合3次元要素の仮位置を画像において、基準に対して確立するステップ、
- ・照射機器の仮位置を基準に対して確立するステップ、
- ・当該少なくとも1つの統合3次元要素の基準に対する位置に対応して、照射機器を基準

50

に対して調整するステップ。

【0135】

画像内で可視の少なくとも1つの統合3次元要素を画像において同定するステップの間、当該少なくとも1つの統合3次元要素は所定位置にある。画像内で可視の少なくとも1つの統合3次元要素を画像において同定するステップに先立ち、付加的なステップは、当該少なくとも1つの統合3次元要素を人体または動物体のキャビティ内に挿入することであってよい。

【0136】

障害組織の位置に対して当該少なくとも1つの統合3次元要素の位置を同定することにより、その後、障害組織の位置は当該3次元要素の位置の確立に基づいて確立される。これは、当該3次元要素が同定可能なあらゆる種類の画像において障害組織が同定されるわけではないという事実により、有利である。2次元画像において当該3次元要素の位置を確立することができるので、当該要素および当該障害組織が人体または動物体に対して同時に動くという事実によって障害組織の正確な位置が確立される。

10

【0137】

3次元要素の寸法があらかじめわかっており、その寸法により、当該3次元要素の2次元画像に基づいて、当該3次元要素が身体内部でどのように配置されているのか、および恐らく身体内部でどのように回転されているのかが正確にわかる。3次元要素の寸法があらかじめわかっていることにより、およびその寸法を画像内で検出できることにより、身体内部の3次元要素の正確な位置が計算できる。画像内に確立される3次元要素の位置に関する知識により、障害組織がどこに位置するのかが正確にわかる。これは、障害組織および3次元要素が、実質的に固定された関係にあることがわかっているからである。障害組織の可能な動きによって、3次元要素の対応する動きが得られ、逆もまた同様である。

20

【0138】

これにより、患者が診察室と照射室とで移動し、患者および照射用治療機器のセットアップ直前に移動したとしても、当該要素の位置に基づいて障害組織の位置決めが正確に行われる。同様に、当該要素については腫瘍のような患者の障害組織に照射機器の焦点を合わせたままにするべく、患者の照射中に当該機器を調整することができる。

【0139】

当該要素に基づいて照射機器を調整することができるので、より正確に照射を行うことができ、照射機器の調整をコンピュータで自動的に行うことができる。

30

【0140】

さらに、より正確に照射できることにより、障害組織を取り囲む組織に損傷を与えることなく患者に高い総照射線量を受けさせることができる。その結果、患者に同じ許容線量 (r e f r a c t o r y d o s e s) でより多くの回数の照射を受けさせて障害組織をより効果的に除去することができる。または患者により、高い許容線量でより少ない回数の照射を受けさせて健常組織に損傷を与えることなく障害組織をより効果的に除去することができる。

【0141】

加えて、本発明に係る方法はさらに、人体外または動物体外に位置する照射機器を調整する方法とともに使用してよい。当該方法は以下のステップを含む。

40

- ・照射機器に対して3次元要素の可能な動きをモニタリングするステップ、
- ・3次元要素の可能な動きに応じて照射機器を調整するステップ。

【0142】

これにより、身体および/または当該要素の可能な動きが、当該少なくとも1つの統合3次元要素の可能な動きに応じて照射機器を調整することにより均等化されるので、上述の不正確さはますます低減される。同様に、当該3次元要素については腫瘍のような患者の障害組織に照射機器の焦点を合わせたままにするべく、照射中に当該機器を調整することができる。さらに、照射機器の調整は、照射機器の位置の、患者が位置する診察台の、照射源の出力の、ビームの焦点の、照射ビームの強度の、照射ビームの形状を変更するプレ

50

ートまたはシールドの動きの、およびその他の調整であってよい。

【0143】

加えて、照射機器の調整はさらに、照射中の任意の動きに対する照射ビームの偏向または集束であってよい。かかる動きは、照射中の患者の傾動または部分的な回転のよう強制的な動きであってよい。当該動きはまた、患者の自発的または非自発的な動きであってよい。自発的な動きは、患者が診察台上で動くこと、または照射室内を歩き回ることであってよい。非自発的な動きは、パーキンソン病または脳性麻痺のような運動疾患に起因する動きであってよい。

【0144】

照射機器を照射中に調整できることの利益は、身体を異なる角度から照射できることにある。これにより、障害組織周囲の健常である得る組織を照射するという不利益が最小化される。さらに、調整は、所定の重要健常組織の照射を避けるべく行われてよい。照射機器の調整はまた、所定角度からの照射を受ける健常組織の照射制限を越えることを防止すべく、所定角度からの照射の総線量の制限であってよい。

【0145】

同定、確立、モニタリング、および調整のステップは自動的に行われる。モニタリングステップは、利用可能な機器に応じて3秒以下ごとに1回のような所定の頻度で実行してよい。

【0146】

本発明によれば一般に、照射機器の誘導に関するだけではない。異なる側面および利益は以下に開示される。

【0147】

一側面において、基準は、身体のキャビティ内に挿入されている3次元要素の事前画像であってよい。かかる事前画像は便宜上、腫瘍のような対象身体マターが検出されて対象身体マターの位置および/または形状が患者の予備検査時に確立された画像であってよい。

【0148】

他の側面において、当該少なくとも1つの統合3次元要素の事前画像はまた、当該3次元要素から取得された最新の画像、または治療もしくは外科手術の前に患者をセットアップすべく取得された画像であってよい。

【0149】

加えて、本発明の一側面によれば、3次元要素の挿入は、身体の組織に全くまたは少なくとも実質的に穿通させずに身体の自然の開口を介して行ってよい。このようにしてマーカーとしての3次元要素を挿入することは、侵襲的外科手術を必要としない。このため、かかる外科手術に関する危険性はなくなるか、または少なくとも最小化される。

【0150】

さらに、本発明に係る方法の一側面によれば、身体の組織に全くまたは少なくとも実質的に穿通させずに身体の自然の開口を介して3次元要素を撤収するステップが用いられてよい。自然のキャビティまたは開口を介して3次元要素を撤収することにより、3次元要素の除去は侵襲的外科手術なしで行われ、かかる外科手術に関する汚染の危険性はなくなるか、または少なくとも最小化される。

【0151】

したがって、3次元要素は、自然のキャビティ内に挿入されるとき、当該キャビティが身体の自然の開口なので、周囲の組織に損傷を与えない。したがって、当該要素は、身体内部に固定されるべく組織に穿通されることがない。3次元要素がキャビティ内部を動くことがないように、3次元要素は、少なくとも一部がキャビティ内部に当接することによって固定されてよい。

【0152】

有利なことに、人体外または動物体外に位置する照射機器のような治療または外科手術機器を調整する方法とともに本発明が用いられると、当該照射機器のような治療または外

10

20

30

40

50

科手術機器のモニタリングおよび調整を、身体マター（例えば腫瘍のような障害組織）の照射のような治療または外科手術処置中に行うことができる。

【0153】

本発明の他の側面において、当該少なくとも1つの統合3次元要素は、実質的に管状の内腔人工器官であってよい。

【0154】

加えて本発明によれば、当該少なくとも1つの統合3次元要素の動きの可能なモニタリングは、医用イメージング機器に応じて、50枚/秒まで、少なくとも2 - 50枚/秒まで、少なくとも1枚/秒、少なくとも12枚/分、または少なくとも2枚/分の画像を生成することによって行われる。

10

【0155】

上述の頻度でサンプリングすることにより、3次元要素ひいては障害組織の可能な動きがほぼ即座に均等化されてよい。当該方法はほぼ連続的に行われるので、健常組織の上記損傷を実質的に低減することができる。

【0156】

本発明によれば、各画像は、2次元投影画像または3次元画像でよい。ここで、画像は医用イメージング機器によって取得および処理される。

【0157】

さらに、人体外または動物体外に位置する照射機器を調整する方法とともに本発明が用いられると、患者は不要な照射を受けることがない。照射線量が計算される場合、腫瘍のような障害組織の範囲を確立する画像を生成するための患者の照射も含まれる。当該線量は、周囲の健常組織が回復不能な損傷を受けることがないように計算される。これにより、患者の照射は、単に検査画像を生成するためだけでなく、患者を正しい領域で処置するために使用される。

20

【0158】

障害組織の照射のための機器と同じ機器を使用することにより、画像を取得する必要がある場合に機器を前後に変更するための時間が節約される。

【0159】

人体外または動物体外に位置する照射機器のような治療または外科手術機器を調整する方法とともに本発明が用いられると、照射源用電力を生成するべくエネルギー源からの電気エネルギーを利用することによって画像を取得および処理することができる。

30

【0160】

少なくとも1つの統合3次元要素は、従来の内視鏡機器を用いて当該3次元要素を挿入および/または撤収できる設計を有してよい。3次元要素の挿入および/または撤収中に従来の内視鏡機器を使用できることにより、付加的な機器のコストが節約され、3次元要素の挿入または撤収中の異なる機器を利用することに変更する時間が低減される。

【0161】

3次元要素が身体キャビティ内に挿入される場合、当該キャビティは、少なくとも1つの周囲壁を有してよく、本発明によれば、当該少なくとも1つの統合3次元要素は、当該3次元要素が挿入される際の折りたたみ可能設計を有してよい。また、その3次元要素は、キャビティ内で解放されると当該キャビティの周囲壁に向かって拡張可能な設計を有してよい。折りたたみ可能設計により、挿入が行われる自然のキャビティの内壁への影響を低減することができる。折りたたまれた状態では、当該要素は実質的に直線の範囲を有する。拡張した状態では、当該要素は、恐らくは直線の範囲から3次元範囲に変化する。

40

【0162】

本発明とともに装置が与えられてよい。この装置は、上述の方法のいずれかによる方法を行うことができる。この装置は、3次元要素を同定する手段、3次元要素および/または治療もしくは外科手術機器の仮位置を確立する手段、当該要素の可能な動きをモニタリングする手段、および、その動きに応じて治療もしくは外科手術機器または人体もしくは動物体を調整する手段を含む。

50

【0163】

3次元要素を同定する手段は一側面では、画像検出のためのコンピュータプログラムであってよい。3次元要素の仮位置を確立する手段もまた画像検出のためのコンピュータプログラムであってよい。

【0164】

治療または外科手術機器は、腫瘍を処置する照射機器のような、身体マターの治療または外科手術処置のための従来機器であってよい。当該要素の可能な動きをモニタリングする手段は、照射機器のような治療もしくは外科手術機器、またはその動きに応じて人体または動物体、を調整する手段へのコンピュータ送信信号であってよい。

【0165】

医用マーカー要素は、身体器官または身体組織のようなターゲット身体マターにマーカー要素送達システムを介して送達されてよい。マーカー要素送達システムは、身体血管等の身体キャビティを通して、またはターゲット器官もしくは組織の近くにもたらされる細長い装置であってよい。マーカー要素が所定位置に置かれると、マーカー要素送達システムは、当該マーカー要素が所定位置にとどまっている間に撤収される。マーカー要素送達システムは特に、マーカー要素および/または身体器官および/または身体組織、またはマーカーが配置される身体キャビティおよび/またはマーカー要素送達システムが挿入および撤収される可能な身体開口の形状のような、異なるパラメータに応じて設計される。かかるマーカー要素送達システムの使用により、医療関係者は、迅速かつ非侵襲的にマーカーの位置決めを行うことができる。

【0166】

以下、本発明を添付の図面を参照して説明する。

【図面の簡単な説明】

【0167】

【図1】外科手術により人体の組織を通して挿入される従来技術のマーカーを示す。

【図2】腫瘍を取り囲む組織に挿入された3つの従来技術のマーカーを示す。

【図3】照射機器を示す実施例において、治療または外科手術機器の下で診察台に横たわる人体を示す。

【図4】自然のキャビティすなわち男性の尿道に挿入された3次元要素を示す。

【図5】図4に示す3次元要素のX線画像を示す。

【図6】他の3次元要素のX線画像を示す。

【図7】自然のキャビティすなわち男性の尿道に挿入された3次元要素を示す。

【図8】3次元要素の例を示す。

【図9】3次元要素の他の例を示す。

【図10】3次元要素の他の例を示す。

【図11】3次元要素の他の例を示す。

【図12】超高電圧機器から取得された画像における3次元要素の例を示す。

【図13】超高電圧機器から取得された画像における3次元要素の例を示す。

【図14】3次元要素を中央に有する、CTスキャンにより取得された画像の融合を示す。

【発明を実施するための形態】

【0168】

図面は概略的であり、説明を目的として示される。

【0169】

図1は、侵襲的外科手術を用いた皮膚を通しての従来技術マーカーmの挿入を示す。挿入は、腫瘍のような障害組織dの位置を、腫瘍dの照射位置を決めるべく取得された画像内で特定するために行われる。図2に示すように挿入されると、3つ以上のマーカーmは、照射機器に対して位置決めされ、照射源が所定期間オンとなる。その照射期間の後、照射は中断される。周囲の健常組織が新たな照射に耐えられるようにするべく少なくとも数日の期間が経過した場合は、腫瘍dの照射が続けられてもよい。照射期間中、照射機器は

10

20

30

40

50

、この放射中の腫瘍の任意の動きを補償するべく調整されることが一度もない。

【0170】

図1および2に示す従来技術のマーカ-は、2つの照射期間の間でかなり動き得る。この場合、より多くのマーカ-を挿入する必要がある。

【0171】

本発明の記載

従来技術の方法よりも高い精度で異なる画像を照合、整合、および比較できるので、異なるイメージング機器で取得された、恐らくは異なる画像モダリティで取得された異なる画像を組み合わせることができる可能性が高くなる。そして、異なる時刻で取得された画像内で時間に伴う進展を追跡できる可能性が高くなる。異なるイメージング機器で取得された、恐らくは異なる画像モダリティで取得された画像を組み合わせることにより、対象身体マターの改良された同定（例えば、外照射放射線治療機器で照射される癌性組織の同定）ができる。異なる時刻に取得された画像内で時間に伴う進展を追跡することにより、身体マターの動きおよび/または成長/収縮の追跡ができる。これにより、良好な診断（例えば、癌性腫瘍の成長の追跡、または患者の呼吸周期による癌性腫瘍の動きの追跡）ができる。

10

【0172】

本発明の以下の説明において、癌性腫瘍の同定、当該癌性腫瘍に送達される照射処置の詳細の計画、および当該癌性腫瘍の動きの追跡は、本発明が当てはまり得るいくつかの例の1つとして用いられる。

20

【0173】

本発明に係る方法による画像の照合に係る可能な他の用途は、以下の非網羅的な用途リストであってよい。

【0174】

・複数画像間のセットアップの違いによる不正確さの低減。照射による治療のような一例において、不正確さの結果、ターゲット組織のみを照射すること、または照射強度を制御することが困難となり得る。診断の一例において、不正確さの結果、医療的に安全な診断を行うこと、または十分に迅速な診断を行うことが困難となり得る。外科手術の一例において、不正確さの結果、複雑な外科手術を行うこと、または狭いスペース内で外科手術を行うことが困難となり得る。

30

【0175】

・不要な体内要素の同定（例えば、癌腫瘍の位置およびサイズ、外殻または結石の位置およびサイズ、異物または1つ以上の特徴の位置およびサイズ）。
・異なる角度からの恐らくは異なる画像に基づく、処置および/または処置ターゲット同定の計画（例えば照射処置の計画、または診断中の処置ターゲットの同定）、または外科手術中の外科手術プロセスの計画。

【0176】

・整形外科損傷（骨折、関節骨折、または関節脱臼）の同定および/または診断（例えば、身体内の小骨折の同定、または物理的に複雑な関節の骨折または脱臼の正しい処置の診断）。

40

【0177】

・体内腔の可能な閉塞（例えば、外殻または異物による尿路閉塞、外殻による心血管閉塞等）の同定。

【0178】

本発明に係る方法による画像比較に関する可能な用途は、以下の網羅的ではない用途リストのとおりである。

【0179】

・身体マターの成長または収縮の追跡（例えば、癌性腫瘍の望ましくない成長の追跡もしくは照射治療中の癌性腫瘍の意図された収縮の追跡）、または肝硬変の望ましくないさらなる収縮）、または治療済み肝硬変のような内臓の意図された成長の追跡。

50

【0180】

・心血管腔の成長または収縮の追跡（例えば、血管の望ましくない狭窄収縮の追跡もしくは治療中の血管狭窄の意図された成長の追跡、または尿道の望ましくないさらなる収縮）、または心臓の心室のもしくは肺の体積の意図された成長の追跡。

【0181】

・異物、寄生虫等の動きの追跡（例えば、望ましくない胆石の追跡またはワームのような腸内寄生虫の追跡）。

【0182】

・参照画像取得と現行画像取得との間のセットアップの違いに起因する不正確さ（例えば、患者のベッドのような外部要素が基準として使用される場合の異なる回の処置間で生じる不正確さ、または第1イメージング機器の参照画像と第2イメージング機器の他の参照画像との間で生じる不正確さ）の修正。

【0183】

・参照画像取得と現行画像取得との間の内臓の動き（例えば、吸息および呼息中に動く内臓、または当該内臓を画像化する一時点と当該内臓を画像化するその後の時点との間で動いた内臓）に起因する不正確さの修正。

【0184】

本発明の以下の説明において、癌性腫瘍の同定、当該癌性腫瘍に送達される照射処置の詳細の計画、および当該癌性腫瘍の動きの追跡は、本発明が当てはまり得るいくつかの例の1つとして用いられる。以下、上述の全ての例の中および用途のさらなる例の中の一 20
例として照射処置の計画が用いられるが、これは、当業者であれば本発明に係る方法の用途として予想できる。

【0185】

以下、腫瘍6は、障害組織の例として用いられる。しかし、上述の機器誘導方法を用いる場合、腫瘍以外の他のタイプの障害組織もまた、照射機器の誘導中に処置できる。また、上述の照射誘導のような機器操作方法を用いる場合、障害組織以外の対象身体マターも、治療または外科手術機器の操作中に治療または外科手術によって処置を受けることができる。

【0186】

上述のように、本発明を、対象身体マターの例としての癌性腫瘍を参照して以下に説明 30
する。しかし、既に述べたように、本発明によれば、身体マターは身体に関する任意のマター（例えば、前立腺のような身体器官、腫瘍のような身体組織、または尿のような身体物質）として解釈される。また、本発明は身体マターに限られるものではなく、身体パラメータに関しても適用できる。既に述べたように、本発明によれば、身体パラメータは、身体に関する任意のパラメータ（例えば、温度のような生理学パラメータ、尿の流量のような体液パラメータ、神経インパルスのような体電気化学パラメータ等）として解釈される。

【0187】

さらに、上述のように、本発明を、処置の方法および機器の例としての照射および照射 40
機器を参照して以下に説明する。しかし既に述べたように、本発明によれば処置は、他のタイプの治療処置または外科手術処置（例えば、近接照射療法による治療処置、血管等の身体ガス、液体、もしくは固体の流れのための管の処置等）であってよい。可能なタイプの外科手術処置は、近接照射療法での使用のための照射エージェントの挿入、生検のための外科手術機器の挿入、受精処置のための外科手術機器の挿入、身体の任意の部分での外科手術中の外科手術機器の誘導等であってよい。

【0188】

したがって、対象身体マターとしての癌性腫瘍という具体例、治療または外科手術による処置方法としての照射という具体例、および、治療または外科手術による処置機器としての照射機器という具体例は、特許請求の範囲による保護範囲を限定するものとして解釈してはならない。

10

20

30

40

50

【0189】

図3に示すように、患者1が癌を有することについて診断を受けている場合、癌は通例、障害身体マターの形態すなわち障害組織6（例えば腫瘍6）で患者の身体内部に位置する。障害組織は結果的に、前立腺のような障害器官となる。患者が照射治療による処置を受けることを意図する場合、送達されるべき照射の詳細を計画するステップが行われるのが通例である。与えられるべき照射の詳細を計画することは、癌性腫瘍の中およびその周辺の身体マターを描画する画像に基づくのが通例である。

【0190】

与えられるべき照射の詳細を計画することの1つの重要な部分は、送達されるべき照射のためのターゲットの形態を決めることである。送達されるべき照射プロファイルのターゲットは、癌性腫瘍として同定される組織と、癌性腫瘍としてのその同定される組織周囲のマージンとを含むのが通例である。このマージンは、計画画像中の癌性腫瘍の同定における任意の不正確さを補償するべく、および照射処置の実際の送達における任意の不正確さ（例えば、照射機器および患者を処置セッション開始前に計画されたそのままに配置することに含まれる任意の不正確さ）を補償するべく適用される。

10

【0191】

癌性腫瘍の同定における不正確さを少しでも制限すること、および照射機器および/または患者の精密な配置に含まれる不正確さを少しでも制限することにより、これらの不正確さを補償するマージンを低減することができる。したがって、かかる不正確さの制限により、患者への副作用が潜在的に少ない改良された処置ができる。

20

【0192】

与えられるべき照射の詳細を計画するための画像4が検討される。腫瘍6は、患者1の実際の処置の前に画像4において位置決めされる。一連の画像4は、腫瘍6の範囲を確立するべく取得されてよい。本発明の一側面において、MRスキャン技術またはX線CTスキャン技術を用いて一連の画像4を生成することにより3次元要素7の位置が決定される。腫瘍の範囲を確立する場合であって、なんら要素が患者1の身体にまだ配置されていない場合は、腫瘍6のマーカとして適切な3次元要素7が患者1に画像を取得する前に挿入される。他の場合において、腫瘍の範囲を確立するときには、腫瘍6のマーカとして適切な要素が既に患者1の身体に配置されている。3次元要素は、処置される腫瘍6から所定距離以内、または処置される体積内部の位置に挿入されるかまたは存在する。前立腺内部の腫瘍6を照射する場合、3次元要素7は通例、尿道前立腺部の内部に配置される。したがって、図4、5、6、7、12、13、および14に示すように、処置される領域6の直近に存在する。

30

【0193】

3次元要素が患者の癌性腫瘍内の位置または癌性腫瘍近くの位置に挿入される場合、および、3次元要素が、癌性腫瘍との相互関係において動く患者の身体内の位置に配置固定されていることがわかっている場合、3次元要素を使用して、処置ターゲットを同定するべくまたは照射の詳細を計画するべく意図された複数の診断画像を照合することができる。

【0194】

いくつかのイメージングタイプは、異なるタイプの身体マターの異なる情報を与えることがわかっている。したがって、所定の組織物質（例えば癌性組織）はMR画像で検出するのが容易であり得るが、身体マターの周囲に関する他の重要な情報はX線CT画像で検出するのが容易であり得る。逆もまた同様である。したがって、照射のための詳細の改良された計画は、異なるイメージングタイプの画像の融合に基づいて（例えば、MR画像とX線CT画像とを照合することにより）生成されてよい。

40

【0195】

しかしながら、従来技術の方法の結果生じる既知の問題は、異なるタイプの画像の正確な整合を生成するのが極めて困難なことが多いということである。これは、イメージング機器および/または患者のセットアップ条件が、異なる画像取得時に全く同じとはならな

50

いからである。さらに、異なる画像全てにおいて同一の点、線、面積、または体積を明確に検出することは、その異なるイメージングタイプの異なる質および特性ゆえに難しい。

【0196】

全てのタイプの画像において明確に検出可能であるという特性を有する3次元要素を、画像取得前に患者に挿入して、個々の画像の座標系を整合させるためのマーカーとして使用できる。この結果、異なる画像が3次元要素によって、できれば3次元で正確に整合される。3次元要素が患者の身体内の、対象身体マターとの相互関係上の位置に配置固定されることがわかっているので、画像における3次元要素の整合の結果、画像における対象身体マターの整合ができる。

【0197】

イメージング機器および/または患者の異なるセットアップ条件で画像が取得されても、時間間隔をもって画像が取得されても、および画像が異なる画質を有していても、3次元要素に基づく画像の照合は正確となる。

【0198】

照射の詳細を計画するために使用される画像の照合は、3次元要素の既知の寸法に基づき、コンピュータに誘導されて自動的に行われてよい。

【0199】

本発明の一側面において、処置前計画画像が、後の照射セッションのための基準として記憶されてよい。処置前計画画像において3次元要素7の位置が同定され、癌性腫瘍に対する3次元要素の位置が記憶されて、その後実際照射セッション中に参照される。処置前画像内での基準位置は例えば、3次元要素7の中央の点としてセットできる。

【0200】

実際の照射処置セッションが開始すると、照射機器および/または患者は、任意のイメージングタイプの新たな画像を取得することによる照射の詳細な計画に従って、および、3次元要素の位置による、この画像と処置前計画画像との照合に基づいて、意図された位置に誘導される。この処置直前画像と処置前計画画像とを照合する場合、位置の違い、および処置直前画像と処置前計画画像との間の3次元回転の違いに関する情報が、照射機器および/または患者位置のセットアップの不正確さを補償するべく必要な情報を与える。

【0201】

実際の照射セッション中の付加的な画像を取得することにより、各画像内の3次元要素の位置に応じた画像の照合に基づいて、照射機器および/または患者位置の同様の誘導を実際の照射セッション中に行うことができる。これにより、実際の照射プロセス中に起こり得る照射機器もしくは患者の何らかの動き、または内臓器官の患者身体内での動き等を補償することができるようになる。付加画像の取得頻度が高い場合、および、画像の迅速な自動照合が行われる場合、処置のほぼ連続的な誘導が可能となる。これにより、例えば、肺の呼吸の動きから生じる内臓の動きに起因する癌性腫瘍の動きに応じて照射を誘導することができる。

【0202】

以下の説明は、本発明にかかる外照射放射線治療機器を誘導するための可能な方法を詳細に記載する。

【0203】

3次元要素7の位置は、一連の画像4を生成することにより決定される。画像4はコンピュータに入力される。コンピュータは、3次元要素7と腫瘍との相互関係を計算して保存する。相互関係は、腫瘍6と3次元要素7との間の距離を確立することにより求められている。この距離は、例えば骨格に対する身体内部組織の任意の種類動きまたは身体1全体の動きの間、固定されている。固定された距離という用語は、腫瘍6と3次元要素7とが相互に実質的に相対移動しないということの意味する。

【0204】

本発明によれば、基準に対して画像4内の3次元要素7の仮位置を確立することは、既知の幾何学的形状(例えばコイル形状要素7の巻線間のピッチ距離、3次元要素7の構造

10

20

30

40

50

転移における屈曲、3次元要素7の周囲または輪郭等)を同定することにより行われてよい。

【0205】

引き続き、照射機器2の仮位置がコンピュータにより自動的に確立される。基準に対する照射機器2の仮位置を確立することは、照射機器から放射線を受ける位置から画像4の開始点/セットアップ点までの距離を測定することにより行われてよい。これには、画像4の平面が置かれる水準を同定することも含まれる。基準に対して照射機器の仮位置を確立することはまた、身体内の所定の骨格が照射ヘッドに対して配置される場所を同定することにより行われてよい。または、診察台と照射機器から放射線を受ける位置との相互関係を確立することにより行われてよい。

10

【0206】

腫瘍6を照射するべく照射機器2がアクティブになる時間の間、要素7の任意の可能な変位がモニタリングされる。可能な動きが検出されると、要素の動きに応じて照射機器2は、腫瘍6の照射をできる限り正確に実行するべく調整される。

【0207】

この点において、照射機器2はとりわけ、患者が横たわるまたは座る診察台、照射源、照射ビーム、およびビームの形状を画定するプレートまたはシールドを含む。

【0208】

したがって、照射機器2を調整することは、照射機器2の位置を調整すること、機器2に対して診察台5の位置を調整すること、照射源の出力を調整すること、ビーム3の焦点を調整すること、ビーム3の強度を調整すること、ビーム3の形状を変えるべくプレートまたはシールドとの動きを調整すること等であってよい。照射機器2の調整はさらに、照射される身体に対する照射ビーム3の偏向であってよい。

20

【0209】

照射機器2の調整はまた、要素7が所定領域の外にあることがモニタリングされる場合に照射源の出力を下げて、要素7が再び所定領域内にある場合に再び出力を上げることでよい。さらに、腫瘍6の所定領域に他領域よりも高い照射線量を与え(例えば、照射マージン領域に腫瘍6自体よりも低い照射線量を与え、または人体内または動物体内の極めて重要な所定領域に腫瘍6自体よりも低い照射線量を与え)るべく照射中に照射出力を調整することもできる。

30

【0210】

出力を上げたり下げたりする代わりに、照射ビームを偏向させても、照射ビームの焦点を変えてもよい。腫瘍6の全領域を照射するためには、照射ビームを所定の移動パターンで移動させて腫瘍6を照射する必要がある。

【0211】

照射機器2に対する3次元要素7の可能な動きをモニタリングすることは、医用イメージング機器に応じて、および、3次元要素7の予想される動きの頻度に基づいて、あらかじめ選択された間隔(例えば10-20回/秒、1-2回/分等)で行ってもよい。

【0212】

患者の照射を計画する場合には、モニタリングまたは調整のステップが照射マージンのサイズを小さくするべく与えられるとしても、腫瘍が十分に照射されることを確実にするべく照射マージンが使用される。

40

【0213】

実際の照射を行う前、患者が照射診察台の上に横になっているときに、または他の何らかの場合に患者が照射室にいるときに、腫瘍に対して位置決めされた3次元要素7の位置がつきとめられる。一実施例において、3次元要素7の位置は、照射機器2自体を使用して高電圧画像4を取得することにより確立される。3次元要素7が事前に計画されたとおりに配置されるように、および、3次元要素7の中央に基準の中心がくるように、患者または照射機器2が配置される。これにより、基準に対する、照射機器2のおよび要素7の仮位置とも称される開始点が確立される。

50

【0214】

この側面において、基準は、3次元要素7に関して腫瘍6を同定して取得された任意の事前画像4であってよい。事前画像4はまた、3次元要素の可能な動きをモニタリングするべく取得された最新画像4であってよい。また、基準は、予備検査中に取得された画像であってよい。ここで、事前画像4とは、現行画像4の前に取得される画像を意味する。事前画像4において、3次元要素7の位置が確立される。

【0215】

他の側面において、基準は、患者が照射中に配置される診察台であってよい。または、基準は照射機器2自体であってよい。基準はまた、所定の骨格または人体もしくは動物体の内外の他の同定可能構造物であってよい。

10

【0216】

3次元要素7の可能な動きを自動的にモニタリングおよび検出することにより、本方法は、確立された仮位置から3次元要素7が動くたびごとに照射機器2または患者を調整することができる。これにより、例えば呼吸に起因する腫瘍の頻繁な動き、または患者によるわずかな動きの補償を得ることができる。これらの動きは、強制的に、患者により自発的に、または患者により非自発的になされる。照射精度の相当な向上が達成されて、健全組織の照射が低減される。

【0217】

図14は、3次元要素7の境界に配置される画像の中心に基づいて異なる画像4を一つにまとめることにより、例えば前立腺という対象組織の位置が極めて正確につきとめられることを示す。

20

【0218】

腫瘍の照射中に画像4をサンプリングすることにより、3次元要素7ひいては腫瘍6の任意の可能な動きのモニタリングが、その動きが現れるほぼ全ての場合において瞬時に均等化される。サンプリング頻度は、画像4を生成するのに使用される機器に応じて、10画像/秒以上の速さから1画像/3秒まで変化してよい。

【0219】

照射機器2自体のような高電圧機器は、例えばMRスキャン機器よりも少ないサンプリング頻度(またはサンプリング速度)を有する。しかしながら、照射機器2自体を使用すると他の機器は不要となる。

30

【0220】

通例、腫瘍を3次元要素7に対して位置決めするべく第1画像4を確立するのにX線が使用されるが、CTスキャン機器およびMRスキャン機器のような他の機器も同様に使用される。このため、3次元要素7に対する腫瘍6の位置は、患者が照射室に入る前に決定される。

【0221】

本発明の一側面において、患者自身が、照射機器のコンピュータに第1画像4を入力する。この第1画像4は、照射機器2のコンピュータにおける事前画像4ひいては基準として信頼される。引き続き、コンピュータは、照射機器2に対する要素7の位置を確立するための画像を生成するべく照射機器2を制御する。次に、コンピュータが要素7の位置に対して照射機器2を適宜調整し、人体または動物体の照射が始まる。

40

【0222】

3次元要素7は、多くの他の理由で身体内に与えられるあらゆる種類の物体でよい。かかる物体は、あらゆる種類の内腔人工器官でよい。これは、尿道その他の自然のキャビティ(例えば、人体内の泌尿器管、尿道、胆管、気管、腸、または血管)に配置される要素7のように管状であることが多い。

【0223】

照射される腫瘍付近に要素7が既に存在する場合、要素7は上述のように、自然のキャビティ内部の液体、気体、または固体の通過を確保する。照射を受けた組織が膨張することが知られている。これは、自然のキャビティの体積を低減させることになる。管状内腔

50

人工器官のような3次元要素7により、かかるキャビティ体積の低減を妨げることができる。

【0224】

自然キャビティの体積低減を防止するという理由で、照射中の上記瞬時の動きを調整するべく照射機器2の誘導に使用できる要素7が1つ以上与えられる。

【0225】

さらに本発明の他の側面において、3次元要素7は、自然のキャビティにおいて挿入および撤収が可能な形状を有してよい。さらに、キャビティに挿入される場合に要素7の一部が拡張して、キャビティの周囲壁に対して力を加えて要素7をこの位置に固定してもよい。本発明の他の実施例において、要素7をキャビティの周囲壁に対して固定することは、要素7の少なくとも一部が自然のキャビティ外部の組織に少なくとも部分的に取り付けられることによって行われてよい。または、尿管、静脈等のキャビティの長手方向における動きを阻止するロッキング機構として作用するY形状、I形状等の形状を要素7が有することによって行われてよい。

【0226】

本発明によれば、3次元要素7の例は、図4、5、7、および8に示すように、前立腺付近の尿道への挿入に使用される管状ステントである。前立腺を通過する男性尿道の一部にステントが配置されて、外尿道括約筋の極めて近くまで要素7の端部が拡張すると、要素7は所定位置にとどまる。そして、括約筋の機能を妨げることなく尿の通過が可能となる。

【0227】

要素7のワイヤ設計は、形状記憶合金の要素7は冷えていると柔らかくなるので、要素が身体キャビティから除去または撤収される場合に特に利益がある。要素7は、らせん状に巻かれたワイヤの任意の一部を把持した後にキャビティから当該コイルをワイヤとして引っ張ることによって除去してよい。さらに、要素7は、コイル状のワイヤ以外の設計であってよい。要素7は、冷やされた要素7が超弾性となって撤収前に要素7をたたみ込むことにより撤収可能となるように、他の合金で作られてよい。

【0228】

一種のロッキング機構を有する3次元要素7を使用するさらなる利益は、呼吸等の人体もしくは動物体の部分的な動きの間、または図7に示すように同じ身体の全体的な動きの間、要素7が腫瘍6とともに動くということである。腫瘍6に対する相対移動が実質的にないまま要素7が動くという事実により、照射機器2は、腫瘍6を正確に照射するべく3次元要素7の可能な動きに対して調整することができる。照射機器2により生成された画像4において、コンピュータは腫瘍6を検出することができない。これは、かかる画像4において腫瘍6は可視ではないからである。しかし、ステンレス鋼、チタン、白金、パラジウム、金、ニッケル-チタン、その他これらの合金のような金属製の3次元要素は、かかる画像4において検出が容易である。したがって、要素7の可能な瞬時の動きもまた検出可能であり、照射機器2はかかる瞬時の動きを均等化するべく調整可能である。

【0229】

要素7はまた、いくつかの画像で検出可能な、ポリマーおよび生物学的材料のような他の生物学的適合材料であってよい。

【0230】

3次元要素7は、あらゆる種類の医用イメージング機器によって取得および生成される画像4において検出可能なあらゆる種類の形状であってよい。この形状の結果、所定の幾何学的構造がその画像4内に得られる。可能な動きをモニタリングするべく、所定の幾何学的構造が画像4内に同定される。当該動きに応じ、照射機器2の調整により、身体が移動されるか、または照射機器2の他のパラメータの位置が適切に調整される。

【0231】

前立腺付近の尿道に挿入された上述の要素7を使用する場合、所定幾何学的構造は、らせん状に巻かれたコイルの直径、または当該コイルの巻線間のピッチ距離であってよい。

この幾何学的構造は、いくつかの検出可能点を与えるので、コンピュータに実装される画像処理により、画像 4 において自動的に検出可能である。

【0232】

要素 7 の他の所定幾何学的構造は、図 7 に示す要素 7 の直線部分と円錐部分との角度 v であってよい。または、所定幾何学的構造は、要素 7 の直線部分とコイルの円錐部分とが交差する遷移点であってよい。この検出もまた、上述の検出方法と同様に、要素 7 の 3 次元的位置決めを与える。

【0233】

要素 7 および他の種類の内腔人工器官は多くの場合、様々な長さで製造される。上述の所定幾何学的構造は、ステントおよび他の内腔人工器官の長さにおけるバリエーションとは独立である。

10

【0234】

上述のように、3次元要素 7 は、上述の画像 4 において認識可能に画定された幾何学的構造を与えるあらゆる種類の形状を有してよい。かかる他の形状の例を図 8 - 11 に示す。3次元要素 7 は、これらの図に示されるらせん状に巻かれた種類のコイルの代わりに、固体壁および/または拡張可能部分、または異なる種類のロッキング機構を有する管であってよい。管状要素 7 の壁は、交差パターン、編物パターン等の異なるパターンで巻かれるワイヤから作られてよい。本発明の他の側面において、3次元要素 7 はインプラントであってよい。また、基準が、かかるインプラントであってよい。

【0235】

20

超高電圧機器という用語は、150 kV 以上、好ましくは 1 MV 以上、および好ましくは 50 MV 以下で動作するあらゆる種類の電子加速器を意味する。かかる電子加速器が、腫瘍 6 を照射することで患者を処置するべく使用される照射機器 2 であってよい。

【0236】

医用イメージング機器は、障害組織および 3次元要素 7 の画像 4 を生成するべく使用可能なあらゆる種類の機器を意味する。かかる機器は、磁気共鳴スキャン (MR スキャン)、核磁気共鳴スキャン (NMR スキャン)、磁気共鳴画像スキャン (MRI スキャン)、コンピュータ断層撮影スキャン (CT スキャン)、円錐ビーム CT スキャン、ポジトロン放射断層撮影 (PET)、単一陽子放射コンピュータ断層撮影 (SPECT)、単一陽子放射断層撮影 (SPECT)、画像誘導放射線治療 (IGRT)、超音波スキャン、または X 線高エネルギー光子機器もしくは高電圧機器であってよい。

30

【0237】

形状記憶合金という用語は、所定温度範囲 (オーステナイトスタートからオーステナイトフィニッシュまで (AS から AF まで)) でマルテンサイトからオーステナイトへの転移を有する金属として定義される。この温度範囲内 (AS から AF まで) において、3次元要素 7 の拡張が始まり、全てのマルテンサイトがオーステナイトに転移した時にその拡張は終わる。要素 7 は、その元の形状をこの温度範囲 (AS から AF まで) において「覚えて」いる。他の温度範囲 (マルテンサイトスタートからマルテンサイトフィニッシュまで (MS から MF まで)) においては、合金はマルテンサイトに逆転する。この他の温度 (MF) 以下では、要素 7 は、手により容易に変形可能である。したがって、要素 7 は身体キャビティ内部で容易に変形可能であり、要素 7 が挿入された自然の開口を通して撤収される。代替的に、要素は、挿入されたものとは別の自然の開口を通して撤収されてもよい。形状記憶合金はまた、温度作動合金とも称する。

40

【0238】

形状記憶合金という用語はまた、体温である約 37 °C のような所定温度で超弾性特性を有し、0 °C 以下のような他の温度で塑性を有する金属でもある。超弾性特性という用語は、他の金属よりも極めて高い変形率まで弾性変形可能な合金を意味する。この合金は、材料が元の形状を覚えていられる温度 (AS) を必ずしも有するわけではない。

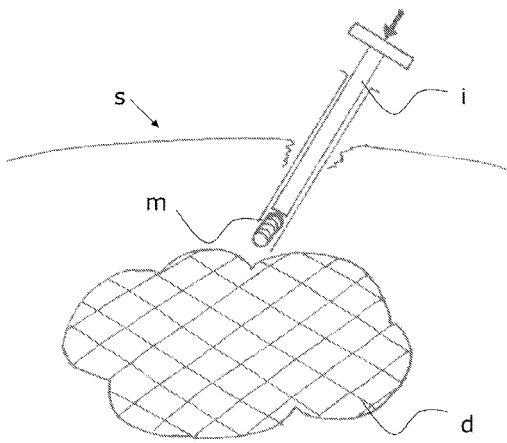
【0239】

形状記憶合金は、ニッケル - チタン合金、ニッケル - チタン - コバルト合金、他の遷移

50

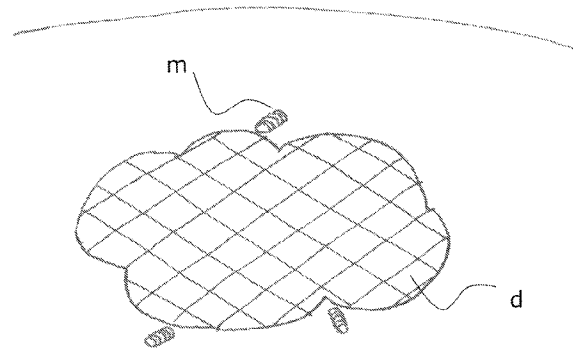
貴金属合金、または、形状記憶特性を示す熱可塑性熱設定可能材料であってよい。ワイヤを加熱することは、誘導加熱、浸漬加熱、RFエネルギー印加、または、3次元要素7の領域を特定温度の流体でフラッシングすることによって行われる。

【図1】



従来技術

【図2】



従来技術

Fig. 2

Fig. 1

【 図 3 】

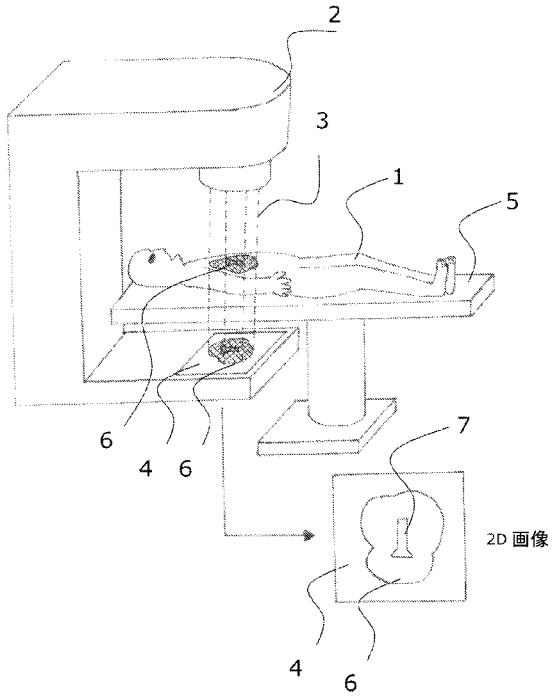


Fig. 3

【 図 4 】

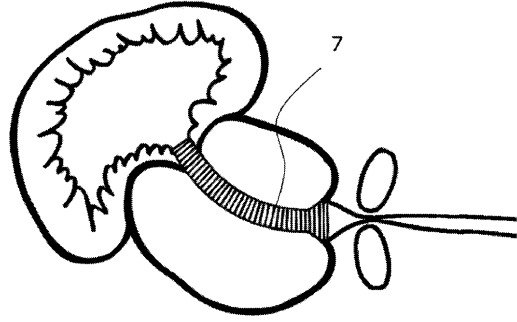


Fig. 4

【 図 5 】

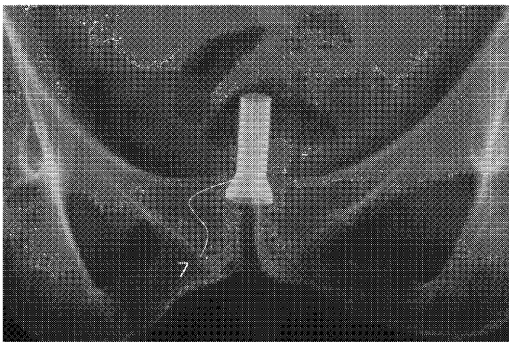


Fig. 5

【 図 6 】

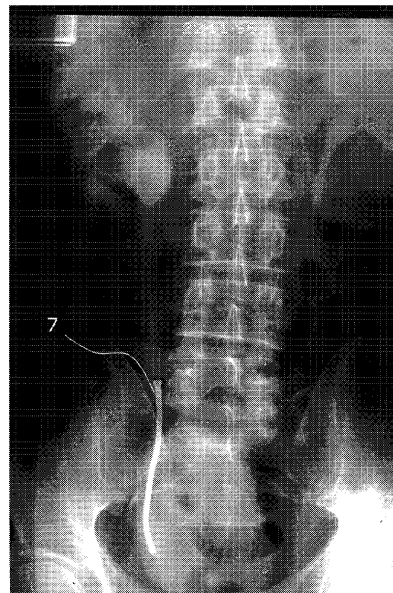


Fig. 6

【 図 7 】

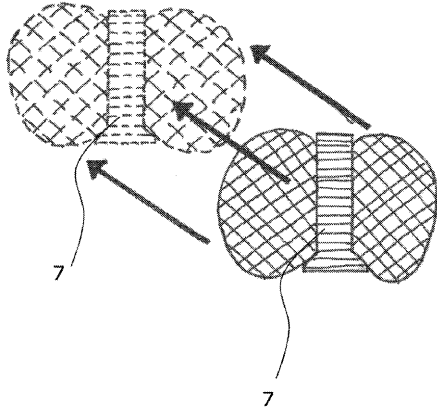
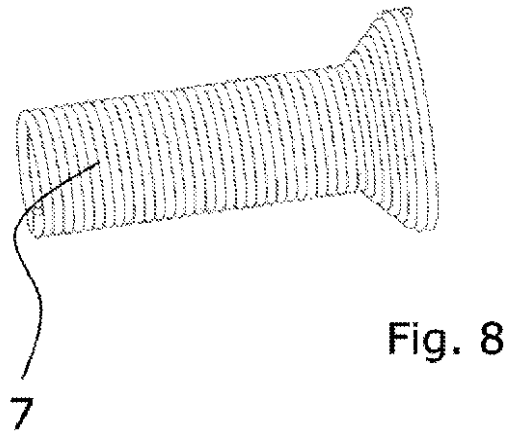
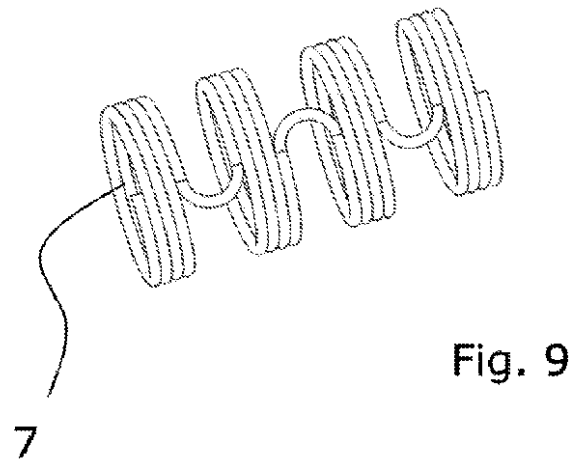


Fig. 7

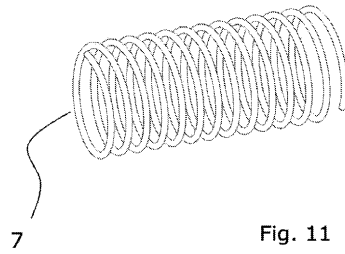
【 図 8 】



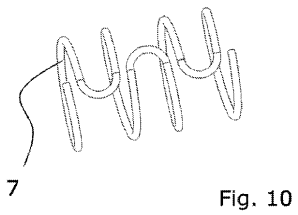
【 図 9 】



【 図 1 1 】



【 図 1 0 】



【 図 1 2 】



Fig. 12

【 図 1 3 】

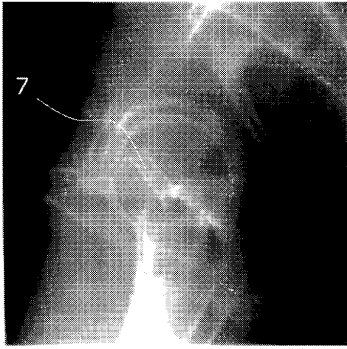


Fig. 13

【 図 1 4 】

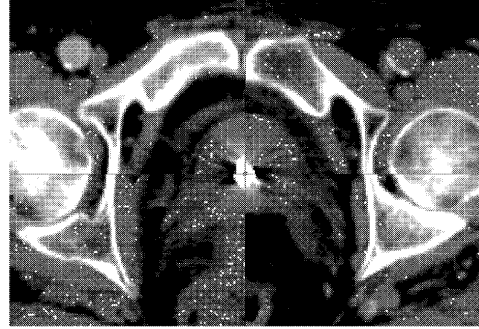


Fig. 14

【 手続補正書 】

【 提出日 】平成21年3月6日(2009.3.6)

【 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 】

2以上の画像における要素を同定する方法であって、

人体または動物体のキャビティ内の所定位置において画像において可視の単一統合3次元要素を、前記人体内または動物体内の対象身体マターに関連して画像において同定するステップと、

第1画像において可視の前記単一統合3次元要素を前記第1画像において同定するステップと、

第2画像において可視の前記同一の単一統合3次元要素を前記第2画像において同定するステップと、

前記第1画像内の前記同一の単一統合3次元要素の位置、および前記第2画像内の前記3次元要素の位置の決定に基づいて前記第1画像および前記第2画像を照合するステップと

を含む方法。

【 請求項 2 】

前記第1画像と前記第2画像との照合に基づいて、前記人体内または前記動物体内の前記対象身体マターを基準にして前記単一統合3次元要素の位置および/または範囲および/または形状を確立するステップをさらに含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

前記単一統合 3次元要素の位置を同定することはまた、前記単一統合 3次元要素に関連する物理的特性であって前記要素の形状および/または前記要素の範囲のうち少なくとも1つを決定することにも用いられる、請求項 1 または 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記 2 以上の画像は異なるタイプのイメージング機器により取得され、前記画像のそれぞれにおける、前記単一統合 3次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも1つの決定に基づいて照合される、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5】

前記 2 以上の画像は異なるセットアップ条件下で取得され、前記画像のそれぞれにおける、前記単一統合 3次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも1つの決定に基づいて照合される、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 6】

前記 2 以上の画像は、前記画像取得間に時間間隔をおいて取得され、前記画像のそれぞれにおける、前記単一統合 3次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも1つの決定に基づいて照合される、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記 2 以上の画像は、前記異なる画像における前記単一統合 3次元要素の自動同定に基づいて自動的に照合される、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 8】

さらに多くの画像が前記画像取得間の時間間隔をおいて取得され、前記画像における前記単一統合 3次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも1つの自動同定に基づいて自動的にかつ連続的に照合される、請求項 6 または 7 に記載の方法。

【請求項 9】

照合された前記 2 以上の画像内の情報に応じて処置の詳細をセットアップすることをさらに含む、請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 10】

前記対象身体マターの特性であって前記マターの位置または範囲または形状のうち少なくとも1つを、各画像における前記単一統合 3次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも1つを基準にして比較するステップをさらに含む、請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 11】

前記第 1 画像内の基準に対して、前記単一統合 3次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも1つを基準位置として使用するステップと、

前記第 2 画像内の同じ基準に対して、前記単一統合 3次元要素の特性であって前記要素の位置または範囲または形状のうち少なくとも1つを、前記第 1 画像内の前記基準位置と比較するステップと

をさらに含む、請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 12】

前記第 2 画像内の基準に対する前記 3次元要素の特性の少なくとも1つと、前記第 1 画像内の同じ基準の基準位置に対する前記 3次元要素の特性の少なくとも1つとの前記比較に応じて治療機器を誘導するステップをさらに含む、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 13】

誘導される前記治療機器は外照射放射線治療機器である、請求項 12 に記載の方法。

【請求項 14】

照合された事前処置画像に基づいて処置の詳細をセットアップするために、1つ以上の処置直前画像内または1つ以上の処置中画像内の基準に対して前記単一統合 3次元要素の

特性の少なくとも1つを前記事前処置画像内の前記基準位置と比較するために、および可能であれば、前記治療機器を誘導するステップのために、前記単一統合3次元要素が使用され、前記単一統合3次元要素は可能であれば前記3次元要素の再挿入または再配置なしで使用される、請求項10から13のいずれか一項に記載の方法。

【請求項15】

前記イメージング機器は、磁気共鳴スキャン(MRスキャン)、核磁気共鳴スキャン(NMRスキャン)、磁気共鳴画像スキャン(MRIスキャン)、コンピュータ断層撮影スキャン(CTスキャン)、円錐ビームCTスキャン、ポジトロン放射断層撮影(PET)、単一ポジトロン放射コンピュータ断層撮影(SPECT)、単一ポジトロン放射断層撮影(SPET)、画像誘導放射線治療(IGRT)、超音波スキャン、またはX線高エネルギー光子機器もしくは高電圧/超高電圧機器を含む医用イメージング機器である、請求項1から14のいずれか一項に記載の方法。

【請求項16】

前記単一統合3次元要素(7)は、前記人体または前記動物体の自然身体キャビティ内部に配置かつ固定される、請求項1から15のいずれか一項に記載の方法。

【請求項17】

前記単一統合3次元要素(7)の少なくとも一部は、前記要素が配置される前記キャビティ内部の液体、気体、または固体の通過を可能とする形状を有する、請求項1から16のいずれか一項に記載の方法。

【請求項18】

前記単一統合3次元要素は管状の内腔人工器官である、請求項15から16のいずれか一項に記載の方法。

【請求項19】

前記単一統合3次元要素(7)は、少なくとも1つのワイヤのらせんコイルである、請求項14から17のいずれか一項に記載の方法。

【請求項20】

前記キャビティは少なくとも1つの周囲壁を有し、

前記単一統合3次元要素(7)は、前記要素(7)が前記キャビティ内に配置される前は折りたたまれた設計が可能であり、前記要素(7)が前記キャビティ内に配置されると拡張された設計が可能となる折りたたみ可能設計を有する、請求項1から19のいずれか一項に記載の方法。

【請求項21】

前記単一統合3次元要素(7)は、前記第1画像および第2画像を取得する前に前記身体(1)内に配置され、

前記要素の配置は、前記身体のいずれの組織も実質的に穿通することなく前記身体の自然開口を介して行われる、請求項1から20のいずれか一項に記載の方法。

【請求項22】

前記第1画像および前記第2画像において単一統合3次元要素を同定する画像取得機器と、

前記第1画像および前記第2画像において前記単一統合3次元要素の位置を同定する画像処理機器と、

前記第1画像と前記第2画像とを、前記第1画像における前記と同一の単一統合3次元要素の少なくとも位置、および、前記第2画像における前記と同一の単一統合3次元要素の少なくとも位置の決定に基づいて照合する画像処理機器と

を含む、請求項1から21のいずれか一項に記載の方法を行うシステム。

【請求項23】

前記イメージング機器は、磁気共鳴スキャン(MRスキャン)、核磁気共鳴スキャン(NMRスキャン)、磁気共鳴画像スキャン(MRIスキャン)、コンピュータ断層撮影スキャン(CTスキャン)、円錐ビームCTスキャン、ポジトロン放射断層撮影(PET)、単一ポジトロン放射コンピュータ断層撮影(SPECT)、単一ポジトロン放射断層撮

影（S P E T）、画像誘導放射線治療（I G R T）、超音波スキャン、またはX線高エネルギー光子機器もしくは高電圧／超高電圧機器を含む医用イメージング機器である、請求項 2 2 に記載のシステム。

【請求項 2 4】

前記単一統合3次元要素（7）は、内視鏡機器を用いて前記要素（7）の挿入および撤回のいずれか1つを可能にする設計を有する、請求項 2 2 から 2 3 のいずれか一項に記載のシステム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/DK2007/050081

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G06T/00 A61F2/06		
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 A61F		
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 practical, search terms used) EPO-Internal, INSPEC, 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	FENLON ET AL: "Locking acrylic resin dental stent for image-guided surgery" JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY, XX, XX, vol. 83, no. 4, April 2000 (2000-04), pages 482-485, XP005716250 ISSN: 0022-3913 page 482, right-hand column, paragraph 3 page 482, left-hand column, paragraph 1	1-47
P, X	WO 2006/114721 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; RONGEN PETER M J [NL]; FLORENT RA) 2 November 2006 (2006-11-02) abstract page 2, line 28 - line 30 figures 1a-d,5	1-47
----- -/--		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" 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 document 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. *B* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
29 August 2007	04/09/2007	
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3018	Authorized officer Werling, Alexander	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/DK2007/050081

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	IOANNIS KOMPATSIARIS ET AL: "Deformable Boundary Detection of Stents in Angiographic Images" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, vol. 19, no. 6, June 2000 (2000-06), XP011035990 ISSN: 0278-0062 abstract; figures 16-18	1-47

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/DK2007/050081

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2006114721 A	02-11-2006	NONE	

フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
G 0 1 T 1/161 (2006.01)	A 6 1 B 5/00	G
	A 6 1 B 5/05	3 8 0
	A 6 1 B 8/00	
	G 0 1 T 1/161	C

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, 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, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72) 発明者 セレンセン、 モーテン
 デンマーク国 デイケイ - 1 4 2 0 コペンハーゲン ケイ ドロニンゲンスガーデ 5 4 ストリート 2

F ターム(参考) 2G088 EE01 KK31
 4C093 AA22 AA25 CA21 CA35 DA01 DA02 DA03 FF18 FF35 FF37
 FF42 GA02
 4C096 AA18 DC14 DC19 DC20 DC22 DC23 DC33 DC36 DC40
 4C117 XA01 XB01 XB17 XD40 XE44 XE45 XE46 XJ13 XK19 XK20
 XK24
 4C601 EE10 FF11 LL33 LL38

专利名称(译)	用于识别两个或更多个图像中的元素的方法		
公开(公告)号	JP2009540972A	公开(公告)日	2009-11-26
申请号	JP2009516906	申请日	2007-06-29
[标]申请(专利权)人(译)	PNN医疗公司		
申请(专利权)人(译)	Pienuenu医疗EI / ES		
[标]发明人	カールジャスパー セレンセンモーテン		
发明人	カール、 ジャスパー セレンセン、 モーテン		
IPC分类号	A61B5/055 A61B6/03 A61B6/12 A61B5/00 A61B8/00 G01T1/161		
CPC分类号	A61B90/39 A61B90/36 A61B2017/00867 A61B2090/374 A61B2090/3983 A61N5/1049 A61N5/1067 A61N2005/1055 A61N2005/1058 A61N2005/1061 G06T7/33 G06T2207/10072 G06T2207/30096		
FI分类号	A61B5/05.390 A61B6/03.377 A61B6/03.360.Q A61B6/03.F A61B6/12 A61B5/00.G A61B5/05.380 A61B8/00 G01T1/161.C		
F-TERM分类号	2G088/EE01 2G088/KK31 4C093/AA22 4C093/AA25 4C093/CA21 4C093/CA35 4C093/DA01 4C093 /DA02 4C093/DA03 4C093/FF18 4C093/FF35 4C093/FF37 4C093/FF42 4C093/GA02 4C096/AA18 4C096/DC14 4C096/DC19 4C096/DC20 4C096/DC22 4C096/DC23 4C096/DC33 4C096/DC36 4C096 /DC40 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XB17 4C117/XD40 4C117/XE44 4C117/XE45 4C117/XE46 4C117/XJ13 4C117/XK19 4C117/XK20 4C117/XK24 4C601/EE10 4C601/FF11 4C601/LL33 4C601 /LL38		
代理人(译)	三好秀 伊藤雅一 原 裕子		
优先权	PCT/DK2006/000387 2006-06-30 WO		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于引导位于人体(1)或动物体外的照射设备(2)的方法和装置。该方法包括以下步骤:在图像(4)中识别图像(4)中可见的三维元件(7),所述三维元件(7)已插入人体腔体中(1)或动物体,在图像(4)中建立图像(4)中可见的三维元件(7)相对于参考的初步位置,建立照射设备的初步位置(2)关于参考,并响应于三维元件(7)的位置调节照射设备(2)。

