

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6717745号
(P6717745)

(45) 発行日 令和2年7月1日 (2020. 7. 1)

(24) 登録日 令和2年6月15日 (2020. 6. 15)

(51) Int. Cl.

A 6 1 N 5/10 (2006.01)

F I

A 6 1 N 5/10 P

A 6 1 N 5/10 Q

A 6 1 N 5/10 A

請求項の数 10 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2016-526731 (P2016-526731)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成26年7月7日 (2014. 7. 7)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2016-523686 (P2016-523686A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成28年8月12日 (2016. 8. 12)		オランダ国 5656 アーヘー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(86) 国際出願番号	PCT/IB2014/062905		
(87) 国際公開番号	W02015/008188	(74) 代理人	100122769
(87) 国際公開日	平成27年1月22日 (2015. 1. 22)		弁理士 笛田 秀仙
審査請求日	平成29年6月29日 (2017. 6. 29)	(74) 代理人	100163809
(31) 優先権主張番号	61/847, 284		弁理士 五十嵐 貴裕
(32) 優先日	平成25年7月17日 (2013. 7. 17)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		
前置審査			
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 近接照射療法に対するポータルイメージング

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

直接的に治療に対して及び / 又は治療計画に対して使用されるデータを生成する介入近
接照射療法に対するシステムにおいて、

患者の組織を照射するように前記患者内に挿入される放射線源と、

前記患者を透過した放射線を検出し、前記放射線を示す放射線量データをリアルタイム
で生成するように前記患者の外側に配置され、前記放射線源及び前記患者に対して移動可
能である 1 以上の放射線検出器と、

前記放射線源及び前記放射線検出器の位置をリアルタイムで決定する 1 以上の位置セン
サと、

前記 1 以上の位置センサと通信し、前記放射線源及び前記放射線検出器の位置を示す位
置データを生成する位置特定ユニットと、

前記患者の 1 以上の解剖学的画像を記憶する画像データベースと、

前記 1 以上の解剖学的画像を前記位置データ及び前記放射線量データと位置合わせし、
前記位置合わせに基づいて線量監視データを生成する線量計算ユニットと、
を有するシステム。

【請求項 2】

前記 1 以上の位置センサが、前記放射線源内に一体化されたファイバセンサを追跡する
光学的形状感知 (OSS) センサを含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記 1 以上の位置センサが、ディファレンシャル G P S (d G P S)、インピーダンス感知、光学マーカ / カメラ測定、及び電磁 (E M) 追跡の少なくとも 1 つを含む、請求項 1 及び 2 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 4】

前記放射線源が、小型 X 線源である、請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 5】

前記放射線源が、 ^{192}Ir である、請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 6】

前記線量計算ユニットが、前記 1 以上の解剖学的画像に基づいて前記組織の各ボクセルに送達された実際の線量を決定する、請求項 1 乃至 5 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 7】

前記線量計算ユニットが、前記線量監視データ及び解剖学的画像からマルチモード画像をリアルタイムで生成して、前記組織の各ボクセルに送達された実際の線量を表示する、請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 8】

計画ユニットが、前記線量監視データに基づいて放射線治療計画を再計画する、請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 9】

各治療計画が、前記放射線源により所望の場所に提供されるべき複数のフラクシオンの放射線量を含み、前記 1 以上のプロセッサが、

治療中の放射線量の残りのフラクシオンを適応再計画する、
ようにプログラムされる、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記線量監視データに基づいて前記放射線治療計画を再計画することが、リアルタイム線量確認に対する患者及び器官運動 / 変形を含む、請求項 8 及び 9 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】

本出願は、治療分野に関する。これは、高線量率 (H D R) 近接照射療法 (brachytherapy) と併せて特定の応用を見つけ、これを特に参照して記載される。しかしながら、本発明は、低線量近接照射療法及び他の治療源配置等のような他の治療処置と併せた応用をも見つけると理解されるべきである。

【背景技術】

【0002】

焦点放射線療法 (R T) が成長するほど、標的体積及び重要構造 (critical structures) に対する線量を追跡及び適合させるために線量監視は重要になる。ポータルイメージング (portal imaging) は、放射線治療ビームを用いる画像の取得である。これらの装置からの画像は、この場合、例えば、患者の治療を確かめるのに使用される。直交光線イメージング及びインビーム P E T において、吸収される線量、患者配置、器官運動 / 変形が、外部ビーム R T 中に本来の場所で監視される。ポータルイメージング中に、標的体積及び器官運動が、監視され、例えばフラクシオン内 (intrafraction) 呼吸、フラクシオン間 (interfraction) 組織密度変更、空洞充填 (cavity filling)、壁肥厚、並びに腫瘍膨張 (tumor swelling) 及び復帰 (regression) が、検出されることができる。小型 X 線源が生体内に挿入される近接照射療法において、この R T は、M e V の光子を使用する外部ビームより焦点的 (focal) であるので、監視に対する必要性は、更に高い。重要構造又はリスク器官は、線量監視を動機づけする。

【0003】

近接照射療法において、放射線源は、固定されておらず、移動可能である。放射線源が体内に配置される様々な近接照射療法技術が、開発されている。例えば、低線量率シードが、標的領域に永久的に埋め込まれることができる。正確な配置に対して、各シードが放出されるカテーテルの先端の場所は、正確に知られる必要がある。高線量率近接照射療法において、単一の高線量率放射性同位体が、カテーテルの端部に配置される。カテーテルは、標的に隣接して配置され、選択された持続期間に対してそのように配置されたままである。高線量率シードは、様々な場所から標的を治療するように再配置されうる。第3のオプションは、標的を照射するようにカテーテルの先端に配置される小型X線管を使用することである。

【0004】

移動可能な内部放射線源が使用される場合、線量送達を監視するポータルイメージングが、役に立つ。アプリケーションの正確な位置及びシード又は他の放射線源の正確な位置が、不可欠である。典型的には、アプリケーションは、例えば超音波（US）又はX線に基づくリアルタイム画像ガイダンスの下でガイドされるか、又は（例えばコンピュータ断層撮影CT技術に基づいて）配置後に撮像されることができる。前記配置をリアルタイム超音波撮像に基づかせることは、限られた解像度又は患者移動、器官移動（例えば腸、子宮）、又は組織変形（例えば前記アプリケーションによる組織圧縮、膨張等）のせいで配置精度を深刻に制限する。更に、上で提案されたようにX線又はCT配置ガイダンスを使用する場合、撮像により送達される線量を低く保つように注意しなければならない、CT時間は、しばしば、乏しい。また、X線撮像は、限られた軟組織コントラストを持ち、腫瘍組織、脂肪、又は筋肉を区別することを難しくする。

【0005】

更に、低線量率（LDR）近接照射療法として知られる、前立腺における放射性シード（125-I又は103-Pd）の永久配置は、早期の局在化された前立腺がんの広く受け入れられた治療方法である。前記シードは、超音波ガイダンス下で会陰を通して前立腺に挿入される針を使用して配置される。特に、LDR処置は、前立腺底（遠位側）を撮像する経直腸超音波（TRUS）プローブの挿入で開始する。針ガイダンスに対して、ホールアレイテンプレートが、会陰に対して配置される。2又は3の固定カテーテルが、前立腺を固定するように末梢に配置され、結果として生じる超音波画像は、前立腺内のカテーテル及びシード位置に対する空間的基準及び他の画像として使用される。この後に、シードガイドカテーテルは、事前計画によって挿入される。各カテーテルに対して、前記TRUSプローブは、前記カテーテルが見えるように配置される。誤って配置されたカテーテルは、取り除かれ、新たに挿入される。前記カテーテルは、挿入時にゆがみ、3D位置は、2D超音波によりほとんど評価されることができない。シード配置が、完了している場合、一連の2D超音波画像が、取得され、最終線量分布を特徴づける。加えて、CT又は直交蛍光透視画像は、しばしば、シード配置を決定するために埋め込みの数週間後に取得される。超音波ガイダンスは、針位置の評価を可能にするが、前立腺体積全体を通した放射性シードを解像することができない。これは、予備計画に対するシードの誤配置が、処置中に知られず、したがって、残りのシードに対する適応再計画により補償されることができないことを意味する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

このようなものとして、これらの欠点に対処する位置特定（localization）及び線量監視システム、例えば近接照射療法に対するポータルイメージングに対する必要性が存在する。本出願は、これらの問題等を克服する新しい改良された装置及び方法を記載する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

一態様によると、直接的に治療に対して及び/又は治療計画に対して使用されるデータを生成する介入（interventional）近接照射療法に対するシステムが、提供される。前記

10

20

30

40

50

システムは、患者の組織を照射する放射線源と、前記患者に送達される放射線を検出し、それを示す放射線量データを生成する１以上の放射線検出器とを含む。１以上の位置センサが、前記放射線源の位置を決定し、位置特定ユニットは、前記１以上の位置センサと通信して、前記放射線源の位置を示す位置データを生成する。画像データベースは、前記患者の１以上の解剖学的画像を記憶する。線量計算ユニットは、前記１以上の解剖学的画像を位置及び放射線量データと位置合わせ（co-register）し、前記位置合わせに基づいて線量監視データを生成する。

【０００８】

他の態様によると、直接的に治療に対する及び／又は治療計画に対する近接照射治療の方法が、提供される。前記方法は、放射線源を用いて患者の組織を照射するステップと、１以上の放射線検出器を用いて前記患者を透過する放射線を検出するステップと、送達された放射線の放射線量データを生成するステップと、１以上の位置センサを用いて前記放射線源の位置を決定するステップと、前記放射線源の位置を示す位置データを生成するステップと、前記患者の１以上の解剖学的画像を取り出すステップと、前記１以上の解剖学的画像を前記位置及び放射線量データと位置合わせするステップと、前記位置合わせに基づいて線量監視データを生成するステップとを含む。

【０００９】

他の態様によると、直接的に治療に対して及び／又は治療計画に対して使用されるデータを生成する介入近接照射療法に対するシステムが、提供される。前記システムは、患者の組織を照射する放射線源を含む。１以上の放射線検出器は、前記患者に送達された放射線を検出し、それを示す放射線量データを生成する。１以上の位置センサは、前記放射線源の位置を決定する。画像データベースは、前記患者の１以上の解剖学的画像を記憶する。１以上のプロセッサは、前記１以上の位置センサと通信し、前記放射線源の位置を示す位置データを生成し、前記１以上の解剖学的画像を前記位置及び放射線量データと位置合わせし、前記位置合わせに基づいて線量監視データを生成し、前記線量監視データに基づいて放射線治療計画を再計画するようにプログラムされる。

【００１０】

１つの利点は、計画された近接照射療法の保証された精度にある。

【００１１】

他の利点は、放射線源及び検出器のリアルタイム追跡にある。

【００１２】

他の利点は、標的体積及び器官運動のリアルタイム監視にある。

【００１３】

更なる利点及び利益は、以下の詳細な記載を読み、理解すると当業者に明らかになる。

【図面の簡単な説明】

【００１４】

【図１】本出願によるリアルタイム位置特定及び線量監視システムの概略図である。

【図２】本出願によるリアルタイム位置特定及び線量監視に対する方法のフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【００１５】

本発明は、様々な構成要素及び構成要素の取り合わせ並びに様々なステップ及びステップの取り合わせの形を取り得る。図面は、好適な実施例を示す目的のみであり、本発明を限定すると解釈されるべきではない。

【００１６】

本出願は、近接照射療法に対するポータルイメージングに対するリアルタイム位置特定及び線量監視システムを対象にする。特に、移動する近接照射療法線源及び、一部の実施例において、放射線検出器は、リアルタイムの高精度位置特定システムを用いて追跡される。前記位置特定システムは、前記線源及び前記検出器内に一体化されたファイバセンサを追跡する光学的形状感知システム（OSS）であることができる。ディファレンシャル

10

20

30

40

50

G P S (d G P S)、インピーダンス感知、光学マーカ / カメラ測定、又は電磁 (E M) 追跡のような他の手段からの配置情報も期待される。透過放射線の検出及び前記位置特定システムにより集められた情報は、例えば (T R) U S、蛍光透視、C T 又は光学、M R I、蛍光又は赤外撮像から生じる他の撮像情報と結合され、リアルタイム線量確認及び残りのフラクション (fractions) の適応再計画に対する患者及び器官運動 / 変形を含むマルチモード画像又は線量監視データを提供する。同じ放射線 組織相互作用モンテカルロモデルに基づく放射線量シミュレータも、放射線治療計画に対して期待され、治療下の標的生体構造に対する追跡される近接照射療法線源の移動する場所を考慮する。

【 0 0 1 7 】

図 1 を参照すると、近接照射療法に対するポータルイメージングに対するリアルタイム位置特定及び線量監視に対する放射線治療システム 1 0 が、図示される。システム 1 0 は、患者又は対象 1 6 内の場所に放射線源 1 4 を挿入する放射線利用適用装置 1 2 を含む。放射線利用装置 1 2 は、放射線治療計画による所望の場所において患者又は対象 1 6 内で放射線源 1 4 を利用するカテーテル 1 8 を含む。各治療計画は、放射線源 1 4 により所望の場所に提供されるべき複数のフラクションの放射線量を含む。各放射線量は、処方された放射線量、複数の放射線ビーム軌道、及び少なくとも 1 つの放射線源幾何配置を含む。他の実施例において、放射線利用装置 1 2 は、プローブ、内視鏡、又は画像ガイド介入に対して使用される他の装置を含む。カテーテル 1 8 が所望の場所にナビゲートされた後に、放射線源 1 4 は、患者又は対象 1 6 に導入される。例えば、モータまでのワイヤは、放射線源 1 4 に対する患者又は対象 1 6 の不要な被ばくを防ぐようにカテーテル 1 8 内の放射線源 1 4 を延長及び後退させる。放射線源 1 4 がカテーテル 1 8 内の所望の場所に移動した後に、放射線は、例えば、腫瘍を破壊するために人の中の腫瘍に対して利用されることができる。特に、放射線源 1 4 は、これらの場所で及び / 又は近くで放射線を利用するために、腫瘍腔内に又は自然管腔内に挿入されることができる。

【 0 0 1 8 】

一実施例において、放射線源 1 4 は、電気エネルギーが印加されている間に X 線を生成する X 線源である。この実施例において、前記 X 線源は、前記カテーテル内に配置される 2 0 - 7 0 k V で動作する小型 X 線源である。例えば、放射線源 1 4 は、陰極として熱フィラメント及び (おおよそ等方性の X 線放射に対する) 送信又は (指向性放射に対する) いわゆる反射陽極を持つ X 線管型である。このようないわゆる電子衝突源を用いる利点は、放射線のエネルギー (スペクトル及び最大エネルギー) が、陽極材料、フィルタリング、及び使用される加速電圧の選択により調整されることができることである。他の代替例は、体内の管電極に高電圧を供給する必要性を省く焦電又は圧電陰極を持つ線源である。他の実施例において、放射線源 1 4 は、前記カテーテルの端部に配置される高線量率放射性同位体 (¹⁹² Ir 等) である。

【 0 0 1 9 】

放射線治療システム 1 0 は、放射線源 1 4 と 1 以上の放射線検出器 2 0 との間の患者又は対象 1 6 の組織を通過する放射線を検出し、それを示す放射線量情報を生成する 1 以上の放射線検出器 2 0 を更に含む。一実施例において、1 以上の放射線検出器 2 0 は、手持ち型であるか又は (測定値が最適な視野角 / 体積範囲で得られることを保証するために前記検出器に対する前記線源の位置情報に基づく自動アーム作動を潜在的に持つ) 軽量アームに取り付けられる。1 以上の放射線検出器 2 0 は、可撓性又は剛性である基板を含んでもよく、位置特定測定が、検出器幾何配置に関するリアルタイムフィードバックを提供する。患者又は対象 1 6 の組織と 1 以上の放射線検出器 2 0 との間で、X 線光学素子又はコリメート部材が、組み込まれうる。従来の C アーム又は C T ガントリが存在する処置において、X 線検出サブシステムは、画像取得に対して小型 X 線源 (小型管又は放射性同位体) を使用する。

【 0 0 2 0 】

位置特定ユニット 2 2 は、リアルタイムで放射線源 1 4 及び / 又は 1 以上の放射線検出器 2 0 の位置及び幾何配置を追跡し、それを示す配置情報を生成する。放射線源 1 4 の位

10

20

30

40

50

置を追跡するために、放射線利用装置 12 は、光学的形状感知 (OSS) センサのような 1 以上の位置センサ 24 を含む。同様に、1 以上の放射線検出器 20 は、検出器素子内に OSS センサを含む。光学的形状感知 (OSS) は、最小侵襲インタベンション中の装置位置特定及びナビゲーションに対してマルチコア光ファイバに沿った光を使用する。光ファイバに基づく形状感知は、従来の光ファイバにおける固有の後方散乱を利用する。関与する原理は、特徴的なレイリー後方散乱又は制御された格子パターンを使用する前記光ファイバにおける分散歪測定を使用する。前記光ファイバの形状は、ランチ (launch) 又は $z = 0$ として知られる、前記センサに沿った特定の点から規定され、後の形状位置及び向きは、当該点に対するものである。放射線利用装置 12 につながれた (tethered) 光学的形状感知センサは、一方の端部において接続され、反射を抑制するように先端に終端処理され、形状再構成の原点として機能する前記つなぎ (tether) に沿ったランチ点を含むむき出しの光ファイバを含む。各つなぎは、らせん経路プレートにおける直線基準及び揺れ基準を使用して形状感知に対して較正される。較正に続いて、前記むき出しのファイバは、この場合、製造プロセス中にいかなる数の方法 (取り付け、埋め込み、接着、電磁的引力又は他の結合手段) をも用いて装置内に一体化される。この一体化プロセスは、前記光学的形状感知のロバスト性及び精度に影響を与えることができる。加えて、一体化に続いて、いかなる時点においても前記形状感知測定に対して可撓性器具の動的な幾何配置をマッピングする非線形時空変換を決定するように、位置合わせが実行されなければならない。これは、ランチ固定 / 器具座標系に対する前記形状感知座標系の位置合わせを含む。他の実施例において、位置センサ 24 は、ディファレンシャル GPS (dGPS)、インピーダンス感知、光学マーカ / カメラ測定、又は電磁 (EM) ガイダンス等を含む。

【0021】

線量計算ユニット 26 は、1 以上の放射線検出器 20 により検出された前記放射線量情報及び位置特定ユニット 22 により決定された前記配置情報からリアルタイム線量監視に対する 1 以上の線量マップを生成する。他の実施例において、1 以上の放射線検出器 20 は、線量計算ユニット 22 が 3D 線量マップを生成するように患者又は対象 16 の周りで回転可能であるように構成される。線量計算ユニット 26 は、この場合、線量マップデータベース 28 に前記 1 以上の線量マップを記憶する。前記リアルタイム線量監視を達成するために、放射線治療システム 10 は、前記患者の解剖学的画像を生成する診断用撮像システムを更に含む。一実施例において、前記解剖学的画像は、患者の標的の場所を決定するために放射線治療システム 10 に対する入力情報として使用される。他の実施例において、前記解剖学的画像は、前記線量マップと結合され、マルチモード画像又は線量監視データを提供する。前記診断用システムは、コンピュータ断層撮影 (CT) スキャナ、磁気共鳴イメージング (MRI) スキャナ、陽電子放出断層撮影 (PET) スキャナ、超音波装置、X 線装置、蛍光又は赤外スキャナ等でありうる。好ましくは、前記解剖学的画像は、前記患者の生体構造の 3D 画像であり、画像データベース 30 に記憶される。放射線量の投与前に、前記診断用撮像システムは、前記患者の標的体積及び非標的体積を表す解剖学的画像データを取得する。前記解剖学的画像データは、事前登録された解剖学的画像、及びカテーテル配置中のリアルタイム超音波画像等を含む。一実施例において、運動モデルは、患者及び器官運動 / 変形を含む治療中の前記標的及び非標的体積の位置を予測する。前記解剖学的画像データは、この場合、デジタル化され、多くの周知の再構成技術の 1 つを使用して前記解剖学的画像を再構成するように処理される。経時的に移動する拡張された又は点状内部線源に基づく解剖学的画像の再構成が、患者生体構造に対する前記放射線源 / 検出器幾何配置の時間変化する性質を考慮するように拡張される必要があると考えられるべきである。これらの再構成に対して、前記患者生体構造に対する前記撮像幾何配置の動的モデルが、位置特定ユニット 22 から導出されたリアルタイム位置情報と結合されることができるので、高速反復再構成が、使用される。

【0022】

線量計算ユニット 26 は、前記 1 以上の線量マップ及び前記解剖学的画像を結合し、リアルタイム線量確認及び残りのフラクションの適応再計画に対する患者及び器官運動 / 変

10

20

30

40

50

形を含む、マルチモード画像又は線量監視データを提供する。一実施例において、線量計算ユニット26は、追跡された放射線源14及び/又は1以上の放射線検出器20からの前記位置特定された線量マップを前記解剖学的画像と位置合わせし、前記生体構造の様々な部分に対する前記送達された線量の位置特定された線量マップの視覚化を生成する。特に、前記放射線量が送達された後に、線量計算ユニット22は、前記解剖学的画像及び前記1以上の線量マップに基づいて標的の各ボクセルに送達された実際の線量を決定する。この決定に基づいて、線量計算ユニット22は、位置特定された線量マップを含むリアルタイム線量監視及び確認を示すマルチモード画像又は線量監視データを生成する。一実施例において、線量監視データは、前記放射線治療計画に対して放射線量分布を確認するのに使用される。他の実施例において、前記マルチモード画像は、リアルタイムで放射線量が送達されるのを監視するのに使用される。前記マルチモード画像及び/又は線量監視データは、ユーザインタフェース32のディスプレイ上に表示される。ユーザインタフェース32は、臨床医が前記マルチモード画像及び/又は線量監視データのビューを制御する、及び前記放射線治療計画を更新する等に使用することができるユーザ入力装置をも含む。

10

【0023】

一実施例において、計画プロセッサ34は、前記線量監視データに基づいて自動的に前記放射線治療計画、すなわち後の放射線量の少なくとも1つ又は全てを更新する。他の実施例において、放射線計画は、ユーザガイダンス下で、例えば医師又は臨床医により更新される。前記医師は、ユーザインタフェース32上でリアルタイムで前記送達された放射線量を確認する。前記入力装置及び前記マルチモード画像を使用して、前記医師は、前記標的体積及び非標的体積、すなわち敏感な組織又は器官等を識別することができる。計画プロセッサ60は、前記標的体積及び非標的体積に送達された実際の放射線によって、残りの放射線治療計画、すなわち前記放射線量の少なくとも1つ又は全てを更新する。

20

【0024】

他の実施例において、前記放射線治療計画を更新し、治療下の標的生体構造に対する前記追跡される放射線源の移動する場所を考慮するのに、同じ放射線組織相互作用モンテカルロモデルに基づく放射線量シミュレータも、期待される。モンテカルロ法及び放射線組織相互作用モデルに基づく適応放射線治療計画は、現在、前記標的組織内の移動する線源/検出器コンポーネントの場所に関する追加の情報を利用していない。このような線量マッピングモデル内の場所の動的測定を利用する能力は、近接照射療法計画のより素晴らしい適応/最適化を可能にし、リアルタイムで前記生体構造内の前記組織に及び前記装置に生じるいかなる変化をも考慮する。

30

【0025】

他の実施例において、放射線治療システム10は、放射線利用装置12とは別の又は一体化された超音波装置を含む。低線量率(LDR)前立腺がん治療に対して、放射性シードは、超音波ガイダンス下で会陰を通して前立腺に挿入される針を使用して永久的に配置される。前記超音波ガイダンス(直腸に配置されたUSプローブ等)は、針位置の近似評価を可能にするが、前立腺体積全体を通して前記放射性シードを解像することができない。これは、最初の線量計画によって誤配置されるシードごとに関連する効率的なリアルタイム再計画を防ぐ。結合されたX線源及び超音波装置を使用するマルチモード撮像は、この問題を回避し、低線量リアルタイム再計画を可能にする。このようなシステムは、超音波単独の使用より高い解像度を可能にする。小型X線源を使用して、前記放射線源のエネルギー、線量率、及び指向性は、リアルタイム線量監視データに基づいてフラクシオン間及び/又はフラクシオン内で調節されることができる。

40

【0026】

図2は、リアルタイム位置特定及び線量監視に対する方法100を示す。ステップ102において、標的に放射線を送達する放射線源が、患者内でナビゲートされる。ステップ104において、前記放射線源の位置を示す位置情報が、生成される。ステップ106において、前記患者に送達された放射線(例えば局所的線量測定)を示す放射線量情報が、

50

生成される。ステップ108において、前記患者の前記生体構造の1以上の画像が、取り出される。ステップ110において、前記1以上の画像が、前記位置情報及び放射線量情報と位置合わせされる。ステップ112において、マルチモード画像及び線量監視データの少なくとも一方が、前記位置合わせに基づいて生成される。

【0027】

上記のものは、原位置(in situ)近接照射療法監視に対するポータルイメージング方法を提供する。非固定線源のため、線源及び検出器位置決定の高解像度手段との結合が、必要である。前記位置特定システムは、例えば、前記線源及び前記検出器の両方をリアルタイムで、又は前記検出器が固定であり、堅い場合には前記線源のみを追跡する光学的形状感知システム(OSS)であることができる。透過された放射線の検出により集められた情報は、他の撮像情報と結合されることができ、線量確認及び残りのフラクションの適応再計画のために患者及び器官運動又は変形を含むマルチモード画像又は線量監視データを提供する。これは、この時間のかかる処置中にリアルタイム適応再計画を可能にする。他の潜在的な使用は、診断、治療ガイダンス、監視及び経過観察のための、人間の対象又は動物の管及び管腔における内視鏡処置を含む。臨床的应用は、婦人科疾患、直腸、泌尿器、前立腺疾患並びに食道及び気管支応用、腹腔鏡検査、アブレーションのような最小侵襲処置及びIGITを含む。挿入されたX線源は、(前立腺LDRケースのように)USと、又は例えば胃内視鏡検査に対するように光学的撮像と結合されてもよい。他の潜在的な応用は、より早くにLDR近接照射療法により治療されていた前立腺がんの治療である。この場合、既に埋め込まれたPd又はIシードが、前立腺を通して存在している。

【0028】

当業者は、ここに提供された教示を考慮して、本開示/明細書に記載された及び/又は添付の図面及び/又は他の付属物に描かれたフィーチャ、要素、コンポーネント等が、ハードウェア及びソフトウェアの様々な組み合わせで実施されえ、単一の要素又は複数の要素に結合されうる機能を提供しうることを理解する。例えば、図面に示された/図示された/描かれた様々なフィーチャ、要素、コンポーネント等の機能は、専用のハードウェア及び適切なソフトウェアと関連してソフトウェアを実行することができるハードウェアの使用により提供されることができ、プロセッサにより提供される場合、前記機能は、単一の専用プロセッサにより、単一の共有プロセッサにより、又はいくつかが共有及び/又は多重化されることができ複数の個別のプロセッサにより提供されることができ。更に、用語「プロセッサ」又は「コントローラ」の明示的使用は、ソフトウェアを実行することができるハードウェアを排他的に示すと解釈されるべきではなく、デジタル信号プロセッサ(DSP)ハードウェア、メモリ(例えば、ソフトウェアを記憶する読取専用メモリ(ROM)、ランダムアクセスメモリ(RAM)、不揮発性記憶部等)及び仮想的にプロセスを実行及び/又は制御することができる(及び/又は構成可能である)いかなる手段及び/又はマシン(ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、これらの組み合わせ等を含む)を暗示的に含むことができるが、これらに限定されない。

【0029】

更に、本発明の原理、態様、及び実施例、並びにその具体例を列挙する全ての文は、その構造的及び機能的等価物の両方を包含することが意図される。加えて、このような等価物は現在既知の等価物及び将来開発される等価物(例えば、構造に関係なく、同じ又は実質的に同様の機能を実行することができる開発された要素)の両方を含むことが意図されている。したがって、例えば、ここで提供された教示を考慮すると、ここに提示されたいかなるブロック図も、例示的なシステムコンポーネント及び/又は本発明の原理を具現化する回路の概念図を表すことができることが当業者に理解されるであろう。同様に、当業者は、ここで提供された教示を考慮すると、いかなるフローチャート、フロー図等も、このようなコンピュータ又はプロセッサが明示的に示されているか否かにかかわらず、実質的にコンピュータ可読記憶媒体に表され、従って、コンピュータ、プロセッサ又は処理能力を持つ他の装置により実行されることができ様々なプロセスを表すことができることを理解すべきである。

【 0 0 3 0 】

更に、本発明の例示的な実施例は、例えば、コンピュータ又はいかなる命令実行システムにより又は関連して使用するプログラムコード及び／又は命令を提供するコンピュータ使用可能又はコンピュータ可読記憶媒体からアクセス可能なコンピュータプログラムの形を取ることができる。本開示によると、コンピュータ使用可能又はコンピュータ可読記憶媒体は、例えば、前記命令実行システム、装置又はデバイスにより又は関連して使用する前記プログラムを含む、記憶する、通信する、伝搬する又は運ぶことができる。このような典型的な媒体は、例えば、電子、磁気、光学、電磁、赤外又は半導体システム（又は装置若しくはデバイス）、又は伝播媒体であることができる。コンピュータ可読媒体の例は、例えば、半導体又は固体メモリ、磁気テープ、取り外し可能コンピュータ・ディスク

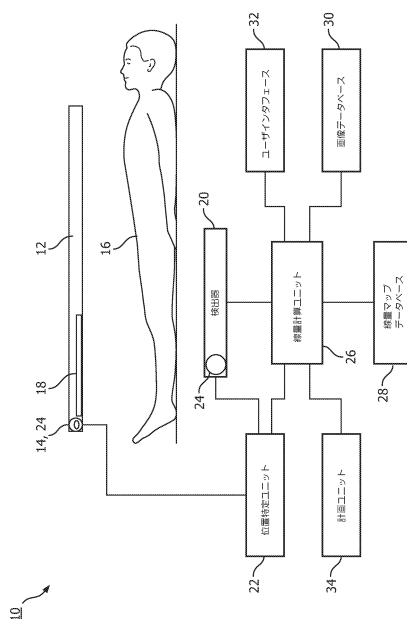
10

【 0 0 3 1 】

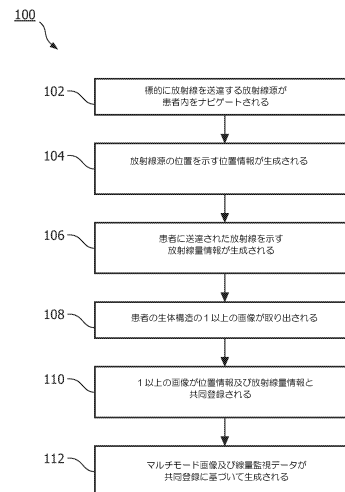
例として（実施例は例示的であり、限定的ではないと意図される）、システム及び方法等に対する好適及び例示的な実施例を記載したが、修正及び変形が、図面及び付属物を含むここに提供された教示を考慮して当業者によりなされることができるとに注意する。したがって、ここに記載された実施例の範囲内である変更が、本出願の好適及び例示的な実施例に行われることができると理解されるべきである。修正及び変更は、先行する詳細な記載を読み、理解すると他者が思いつきうる。本発明が、添付の請求項及びその等価物の範囲内に入る限り、全てのこのような修正及び変形を含むと解釈されるべきであることが意図される。

20

【 図 1 】



【 図 2 】



フロントページの続き

- (72)発明者 リビング キャロリーナ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 チャン レイモンド
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 グティレス ルイス フェリペ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

審査官 宮崎 敏長

- (56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 0 3 / 0 2 2 9 2 8 2 (U S , A 1)
国際公開第 2 0 1 2 / 1 2 7 4 5 5 (W O , A 1)
特表 2 0 0 4 - 5 3 3 8 6 3 (J P , A)
特表 2 0 1 3 - 5 1 5 5 8 2 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 N 5 / 1 0
A 6 1 M 3 6 / 1 2