

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6706356号
(P6706356)

(45) 発行日 令和2年6月3日(2020.6.3)

(24) 登録日 令和2年5月19日(2020.5.19)

(51) Int.Cl.	F 1		
A 6 1 N	5/10	(2006.01)	
	A 6 1 N	5/10	U
	A 6 1 N	5/10	A

請求項の数 16 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2018-569020 (P2018-569020)	(73) 特許権者	514039912
(86) (22) 出願日	平成29年6月19日 (2017.6.19)		ナショナル キャンサー センター
(65) 公表番号	特表2019-520155 (P2019-520155A)		大韓民国 10408 ギョンギード ゴ
(43) 公表日	令和1年7月18日 (2019.7.18)		ヤンシー イルサンドング イルサン
(86) 国際出願番号	PCT/KR2017/006381		ロ 323
(87) 国際公開番号	W02018/004166	(73) 特許権者	518460417
(87) 国際公開日	平成30年1月4日 (2018.1.4)		コリア・インスティテュート・オブ・ラデ
審査請求日	平成30年12月26日 (2018.12.26)		イオロジカル・アンド・メディカル・サイ
(31) 優先権主張番号	10-2016-0083434		エンシーズ
(32) 優先日	平成28年7月1日 (2016.7.1)		大韓民国・ソウル・01812・ノウォン
(33) 優先権主張国・地域又は機関	韓国 (KR)		グ・ノウォンロ・75
		(73) 特許権者	518416274
			ジ アサン ファンデーション
			大韓民国 05505 ソウル, ソンパー
			グ, オリピックロー 43-ギル, 88
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線照射方向の調節が可能な体内挿入デバイス

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

長く延びている第1の外部体、長く延びている第2の外部体、及び前記第1の外部体と前記第2の外部体とを折り曲げられるように連結する折り曲げ部、を含む外部体；

前記第1の外部体の内部に位置し、放射線源が収容される収容空間を有する第1の内部体；

前記第2の外部体の内部に位置し、放射線源が通過できる案内空間を有して回転を操作することができる第2の内部体；及び、

前記外部体内で前記折り曲げ部に対応するように位置し、放射線源が通過できるように前記案内空間及び前記収容空間と連通されている連結空間を有し、前記第1の内部体と前記第2の内部体とを連結する内部連結部；

を含み、

前記第2の内部体の回転により、前記第1の内部体は、前記第1の外部体と分離されて回転する挿入デバイス。

【請求項 2】

前記収容空間は、前記第1の内部体に沿って長く形成されていることを特徴とする請求項1に記載の挿入デバイス。

【請求項 3】

前記収容空間は、前記第1の内部体にトレンチ状に形成されていることを特徴とする請求項2に記載の挿入デバイス。

10

20

【請求項 4】

前記収容空間内で前記第 1 の外部体と近く位置し、放射線源の位置を限定する位置限定部をさらに含むことを特徴とする請求項 3 に記載の挿入デバイス。

【請求項 5】

前記第 1 の内部体の長さ方向の垂直断面は、円形であり、
前記収容空間は、前記放射線源を偏心位置に収容することを特徴とする請求項 2 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の挿入デバイス。

【請求項 6】

前記内部連結部は、回転動力メカニズムを含むことを特徴とする請求項 2 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の挿入デバイス。

10

【請求項 7】

前記回転動力メカニズムは、弾性軸、ベローズ及びジョイントのうち少なくともいずれか一つを含むことを特徴とする請求項 6 に記載の挿入デバイス。

【請求項 8】

前記内部連結部の一端は、前記第 1 の内部体に固定されており、他端は、前記第 2 の内部体に固定されていることを特徴とする請求項 7 に記載の挿入デバイス。

【請求項 9】

前記内部連結部と前記外部体は離隔されており、前記第 2 の内部体の回転により前記内部連結部の変形時、前記内部連結部は、前記外部体に順応して回転することを特徴とする請求項 7 に記載の挿入デバイス。

20

【請求項 10】

前記収容空間は、
第 1 の収容空間と；
前記第 1 の収容空間と前記連結空間との間に位置する第 2 の収容空間と；
を含み、
前記第 2 の収容空間は、前記第 1 の収容空間に比べて断面積が大きいことを特徴とする請求項 2 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の挿入デバイス。

【請求項 11】

前記第 2 の収容空間の断面積は、前記連結空間に近づくほど大きくなることを特徴とする請求項 10 に記載の挿入デバイス。

30

【請求項 12】

前記案内空間は、
第 1 の案内空間と；
前記第 1 の案内空間と前記連結空間との間に位置する第 2 の案内空間と；
を含み、
前記第 2 の案内空間は、前記第 1 の案内空間に比べて断面積が大きいことを特徴とする請求項 2 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の挿入デバイス。

【請求項 13】

前記第 2 の案内空間の断面積は、前記連結空間に近づくほど大きくなることを特徴とする請求項 12 に記載の挿入デバイス。

40

【請求項 14】

前記第 1 の内部体は、前記第 1 の外部体より放射線遮蔽性能が高い物質からなることを特徴とする請求項 2 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の挿入デバイス。

【請求項 15】

前記放射線源からの放射線が前記第 1 の外部体の外部に照射される角度は、5 度乃至 180 度であることを特徴とする請求項 2 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の挿入デバイス。

【請求項 16】

折り曲げられている外部体と；
前記外部体内に位置し、放射線源を収容する収容空間を有しながら前記外部体の内部で

50

回転可能な内部体と；

を含み、

前記内部体の回転により放射線照射方向が連続的に調節され、

前記内部体は、

前記収容空間が形成されている第 1 の内部体；

回転を操作することができる操作部を有する第 2 の内部体；及び、

前記第 1 の内部体及び前記第 2 の内部体を連結して折り曲げられている弾性軸；

を含む挿入デバイス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、挿入デバイスに関し、特に、近接放射線治療のための体内挿入デバイスに関する。

【背景技術】

【0002】

ガン患者に対する放射線治療は、大きく分けて 2 種類に区分できる。患者の体外にある放射線源から腫瘍に放射線を伝達する体外放射線治療と、患者の体内に入った放射線源から放射線を伝達する近接放射線治療と、がある。

【0003】

このうち、近接放射線治療は、腫瘍内部に放射線源を挿入して治療線量を伝達するため、腫瘍には非常に高い放射線量が伝達されるが、周辺の正常臓器に伝達される放射線量は大きく低くすることができるという長所がある。

20

【0004】

近接放射線治療は、身体内に挿入される挿入デバイスを介して放射線源を移動させて放射線を照射し、挿入デバイスに放射線照射方向を調節して 3 次元放射線強度を調節することができる技術が十分に開発されていないという問題がある。

【0005】

特に、子宮ガンのような位置の腫瘍に放射線を照射するために折り曲げ形態の挿入デバイスを使用すべき場合、挿入デバイスに強度調節機能を付与しにくいという問題がある。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の目的は、折り曲げ形態で且つ放射線強度調節が可能な近接放射線治療用挿入デバイスを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

前記本発明の目的は、長く延びている第 1 の外部体、長く延びている第 2 の外部体、及び前記第 1 の外部体と前記第 2 の外部体とを折り曲げられるように連結する折り曲げ部、を含む外部体；前記第 1 の外部体の内部に位置し、放射線源が収容される収容空間を有する第 1 の内部体；前記第 2 の外部体の内部に位置し、放射線源が通過できる案内空間を有して回転を操作することができる第 2 の内部体；及び、前記外部体内で前記折り曲げ部に対応するように位置し、放射線源が通過できるように前記案内空間及び前記収容空間と連通されている連結空間を有し、前記第 1 の内部体と前記第 2 の内部体とを連結する内部連結部；を含み、前記第 2 の内部体の回転により、前記第 1 の内部体は、前記第 1 の外部体と分離されて回転する挿入デバイスにより達成される。

40

【0008】

前記収容空間は、前記第 1 の内部体に沿って長く形成されている。

【0009】

前記収容空間は、前記第 1 の内部体にトレンチ状に形成されている。

【0010】

50

前記収容空間内で前記第 1 の外部体と近く位置し、放射線源の位置を限定する位置限定部をさらに含む。

【 0 0 1 1 】

前記第 1 の内部体の長さ方向の垂直断面は、円形であり、前記収容空間は、前記放射線源を偏心位置に収容する。

【 0 0 1 2 】

前記内部連結部は、回転動力伝達メカニズムを含む。

【 0 0 1 3 】

前記回転動力メカニズムは、弾性軸、ベローズ及びジョイントのうち少なくともいずれか一つを含む。

【 0 0 1 4 】

前記内部連結部の一端は、前記第 1 の内部体に固定されており、他端は、前記第 2 の内部体に固定されている。

【 0 0 1 5 】

前記内部連結部と前記外部体は離隔されており、前記第 2 の内部体の回転により前記内部連結部の変形時、前記内部連結部は、前記外部体に順応して回転する。

【 0 0 1 6 】

前記収容空間は、第 1 の収容空間と；前記第 1 の収容空間と前記連結空間との間に位置する第 2 の収容空間と；を含み、前記第 2 の収容空間は、前記第 1 の収容空間に比べて断面積が大きい。

【 0 0 1 7 】

前記第 2 の収容空間の断面積は、前記連結空間に近づくほど大きくなる。

【 0 0 1 8 】

前記案内空間は、第 1 の案内空間と；前記第 1 の案内空間と前記連結空間との間に位置する第 2 の案内空間と；を含み、前記第 2 の案内空間は、前記第 1 の案内空間に比べて断面積が大きい。

【 0 0 1 9 】

前記第 2 の案内空間の断面積は、前記連結空間に近づくほど大きくなる。

【 0 0 2 0 】

前記第 1 の内部体は、前記第 1 の外部体より放射線遮蔽性能が高い物質からなる。

【 0 0 2 1 】

前記放射線源からの放射線が前記第 1 の外部体の外部に照射される角度は、5 度乃至 180 度である。

【 0 0 2 2 】

前記本発明の目的は、折り曲げられている外部体と；前記外部体内に位置し、放射線源を収容する収容空間を有しながら前記外部体の内部で回転可能な内部体と；を含み、前記内部体の回転により放射線照射方向が連続的に調節される挿入デバイスにより達成される。

【 0 0 2 3 】

前記内部体は、前記収容空間が形成されている第 1 の内部体；回転を操作することができる操作部を有する第 2 の内部体；及び、前記第 1 の内部体及び前記第 2 の内部体を連結して折り曲げられている弾性軸；を含む。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 4 】

本発明によると、折り曲げ形態で且つ放射線強度調節が可能な近接放射線治療用挿入デバイスが提供される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 5 】

【 図 1 】 本発明の実施例に係る挿入デバイスの斜視図である。

【 図 2 】 本発明の実施例に係る挿入デバイスの分解斜視図である。

10

20

30

40

50

【図 3】図 1 の A 部分の内部構成を示す。

【図 4 a】本発明の実施例に係る挿入デバイスで放射線源収容空間の回転された位置変化を示す図である。

【図 4 b】本発明の実施例に係る挿入デバイスで放射線源収容空間の回転された位置変化を示す図である。

【図 5】図 1 の V - V ' 線における断面を示す図である。

【図 6】本発明による挿入デバイスで放射線照射方向調節を説明するための図である。

【図 7】本発明による挿入デバイスで放射線照射方向調節を説明するための図である。

【図 8】本発明による挿入デバイスを利用したガン治療を説明するための図である。

【図 9】本発明による挿入デバイスを利用したガン治療を説明するための図である。

【図 10】本発明による挿入デバイスの変形例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0026】

以下、図面を参照して本発明をより詳しく説明する。

【0027】

添付図面は、本発明の技術的思想を一層具体的に説明するために示す一例に過ぎないため、本発明の思想が添付図面に限定されるものではない。

【0028】

図 1 乃至図 5 を参照して本発明の実施例に係る挿入デバイスを説明する。

【0029】

図 1 は、本発明の実施例に係る挿入デバイスの斜視図であり、図 2 は、本発明の実施例に係る挿入デバイスの分解斜視図であり、図 3 は、図 1 の A 部分の内部構成を示し、図 4 a 及び図 4 b は、本発明の実施例に係る挿入デバイスで放射線源収容空間の回転された位置変化を示し、図 5 は、図 1 の V - V ' 線における断面を示す。図 2 では、長さ方向に沿う断面の斜視図を示す。

【0030】

本実施例に係る挿入デバイス 1 は、大きく外部体 100 と内部体 200 とで構成される。

【0031】

外部体 100 は、全体外観を形成しており、内部の空いている空間に内部体 200 を収容する。本実施例において、内部体 200 のうち、操作部 222 は、外部体 100 の外部に露出されている。

【0032】

外部体 100 は、全体的に細長い形状で且つ折り曲げられている。より具体的に見ると、外部体 100 は、第 1 の外部体 110、第 2 の外部体 120、及び折り曲げ部 130 を含み、折り曲げ部 130 により第 1 の外部体 110 と第 2 の外部体 120 が折り曲げられるように連結されている。

【0033】

このような外部体 100 は、多様に構成される。外部体 100 全体が一体に構成されることもあり、第 1 の外部体 110 と第 2 の外部体 120 を別途に製作した後、溶接などの方法で結合されることもある。その他、第 1 の外部体 110 及び / または第 2 の外部体 120 が複数の部分に製作された後に結合された形態であってもよい。

【0034】

第 1 の外部体 110 と第 2 の外部体 120 の両方とも、長さ方向の垂直方向断面は、円形で形成されており、内部空間の断面も円形で形成されている。長さ方向の位置によって第 1 の外部体 110 と第 2 の外部体 120 の断面積と内部空間の断面積は、変化される。全体的には、第 1 の外部体 110 よりも第 2 の外部体 120 の断面積が大きく形成されている。他の実施例では、第 1 の外部体 110 及び / または第 2 の外部体 120 の断面は、円形でない楕円形などである。

【0035】

10

20

30

40

50

外部体 1 0 0 のうち、第 1 の外部体 1 1 0 は、主に治療対象（腫瘍等）と接触 / 乃至近接するようになり、第 1 の外部体 1 1 0 が治療対象と接触 / 近接した状態で内部体 2 0 0 に位置する放射線源からの放射線が治療対象に照射される。第 1 の外部体 1 1 0 は、チタニウムのように原子番号が低い金属物質またはプラスチックのように非金属物質で製作される。

【 0 0 3 6 】

第 2 の外部体 1 2 0 は、一部が身体内に挿入され、一部は外部に露出される。第 2 の外部体 1 2 0 は、ステンレススチールのような金属物質またはプラスチックのような非金属物質で製作される。

【 0 0 3 7 】

内部体 2 0 0 は、第 1 の内部体 2 1 0、第 2 の内部体 2 2 0、内部連結部 2 3 0、及び位置限定部 2 4 0 を含む。

【 0 0 3 8 】

第 1 の内部体 2 1 0 は、長く延びた第 1 の部分 2 1 1 と幅が増加された第 2 の部分 2 1 2 とを含む。

【 0 0 3 9 】

第 1 の内部体 2 1 0 には長さ方向に沿って長く延びた収容空間 2 1 3 が形成されている。収容空間 2 1 3 は、第 1 の部分 2 1 1 に形成されている第 1 の収容空間 2 1 3 a と、第 2 の部分 2 1 2 に形成されている第 2 の収容空間 2 1 3 b と、を含む。

【 0 0 4 0 】

第 1 の収容空間 2 1 3 a は、トレンチ状に形成されており、第 2 の収容空間 2 1 3 b は、第 1 の収容空間 2 1 3 a より断面積が拡張されている。より具体的に見ると、第 2 の収容空間 2 1 3 b は、内部連結部 2 3 0 に近づくほど断面積が大きくなる漏斗状である。

【 0 0 4 1 】

第 2 の内部体 2 2 0 は、長く延びた第 1 の部分 2 2 1 と幅が増加された第 2 の部分（操作部）2 2 2 とで構成されている。操作部 2 2 2 は、外部体 1 0 0 の端部外部に露出されている。

【 0 0 4 2 】

第 2 の内部体 2 2 0 には長さ方向に沿って長く延びた案内空間 2 2 3 が形成されている。案内空間 2 2 3 は、第 1 の案内空間 2 2 3 a と第 2 の案内空間 2 2 3 b とを含み、第 2 の案内空間 2 2 3 b は、内部連結部 2 3 0 と隣接した部分に設けられており、第 1 の案内空間 2 2 3 a より断面積が広い。より具体的に見ると、第 2 の案内空間 2 2 3 b は、内部連結部 2 3 0 に近づくほど断面積が大きくなる漏斗状である。

【 0 0 4 3 】

一方、第 2 の部分 2 2 2 の外側には第 3 の部分 2 2 4 が設けられている。第 3 の部分 2 2 4 は、外部の放射線源を案内空間 2 2 3 と連結する役割を遂行する。

【 0 0 4 4 】

内部連結部 2 3 0 は、外部体 1 0 0 の折り曲げ部 1 3 0 に対応する部分に設けられており、内部に連結空間 2 3 1 を有している。内部連結部 2 3 0 の一端は、第 1 の内部体 2 1 0 と結合されており、他端は、第 2 の内部体 2 2 0 と結合されており、且つ折り曲げ部 1 3 0 に対応して折り曲げられている。内部連結部 2 3 0 と内部体 2 1 0、2 2 0 との連結は、溶接やブレージングなどの方法により実行される。

【 0 0 4 5 】

内部連結部 2 3 0 は、互いに交差する 2 軸間の回転動力伝達メカニズムであり、これに限定されるものではないが、弾性軸（flexible shaft）、ベローズ（bellows）及びジョイント（joint）のうち少なくともいずれか一つである。内部連結部 2 3 0 は、管形態の弾性軸で形成されこともあり、特に、高炭素鋼ワイヤーからなることができる。本発明において、内部連結部 2 3 0 は、内部に収容空間を維持して外部体 1 0 0 の形状に順応しながら第 2 の内部体 2 2 0 の回転動きを第 1 の内部体 2 1 0 に伝達できるならば、多様な形態が可能である。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

位置限定部 2 4 0 は、細長く延びた形態であり、第 1 の収容空間 2 1 3 a の外郭に位置する。第 1 の収容空間 2 1 3 a のうち、位置限定部 2 4 0 の下側（即ち、第 1 の内部体 2 1 0 の中心に近い側）の空いている空間に放射線源が位置するようになる。即ち、放射線源が挿入された状態で第 1 の外部体 1 1 0 - 位置限定部 2 4 0 - 放射線源の順に配置される。

【 0 0 4 7 】

第 2 の部分（操作部）2 2 2 は、外部に露出されており、ユーザは、操作部 2 2 2 を回転させて照射方向を変化させて放射線強度を調節する。

【 0 0 4 8 】

以上で説明した挿入デバイス 1 における放射線源の挿入に対して説明する。

【 0 0 4 9 】

放射線源は、外部の近接放射線治療器に設けられている細長いワイヤーの端部に連結されて放射線を放出する。

【 0 0 5 0 】

放射線源は、第 2 の内部体 2 2 0 の内部に形成されている案内空間 2 2 3 及び内部連結部 2 3 0 の内部に形成されている連結空間 2 3 1 を経て最終的に第 1 の内部体 2 1 0 の内部に形成されている収容空間 2 1 3 に位置するようになる。収容空間 2 1 3 内に長さ方向への放射線源の位置は、多様に調節される。

【 0 0 5 1 】

放射線源の挿入経路で第 1 の案内空間 2 2 3 a と第 1 の収容空間 2 1 3 a より直径が大きい連結空間 2 3 1 の両端は、漏斗状の第 2 の案内空間 2 2 3 b 及び第 2 の収容空間 2 1 3 b により連結されている。このような構造により、案内空間 2 2 3、連結空間 2 3 1 及び収容空間 2 1 3 は、図 3 のように段差がない連続的な構造になって、放射線源の挿入時、内部体 2 0 0 にかかる等の問題が発生せずに、放射線源の挿入を安定的に誘導するようになる。

【 0 0 5 2 】

また、放射線源を回収する過程では放射線源が内部体 2 0 0 にかかる等の問題が発生せずに、放射線源の除去を安定的に誘導するようになる。

【 0 0 5 3 】

他の実施例では、放射線源の安定的な挿入及び回収のために別途の誘導管を使用することもできる。この場合、誘導管は、内部体 2 0 0 の長さ全体にわたって設けられ、または連結空間 2 3 1 にのみ設けられる。

【 0 0 5 4 】

以下、挿入された放射線源の照射方向調節による放射線強度調節に対して説明する。

【 0 0 5 5 】

図 4 a では放射線源が上部方向に向かって挿入される。この状態で外部で操作部 2 2 2 を回転させると、外部体 1 0 0 は、固定された状態で第 2 の内部体 2 2 0 が回転するようになる。第 2 の内部体 2 2 0 が回転するようになると、連結されている内部連結部 2 3 0 が変形されながら回転するようになる。このとき、内部連結部 2 3 0 と外部体 1 0 0 との間には、図 3 のように空いている空間（B）が形成されており、内部連結部 2 3 0 が変形されても外部体 1 0 0 との干渉は発生しない。

【 0 0 5 6 】

一方、他の実施例では、内部連結部 3 0 0 は、外部体 1 0 0 と接触されており、または回転時に外部体 1 0 0 と接触する。この場合、内部連結部 3 0 0 は、外部体 1 0 0 の内部形状に順応して変形されながら回転される。

【 0 0 5 7 】

内部連結部 2 3 0 が回転すると、これに連結された第 1 の内部体 2 1 0 も回転するようになり、結局、図 4 b のように放射線源の収容空間位置が下部方向に向かうように変化する。放射線源の位置変化に従って放射線の照射方向も変化するようになる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 8 】

全体的に見ると、操作部 2 2 2 の回転によって放射線照射方向が変化し、放射線の照射方向変化程度は、操作部 2 2 2 の回転程度の 1 0 % 乃至 1 0 0 %、3 0 % 乃至 1 0 0 %、5 0 % 乃至 1 0 0 %、8 0 % 乃至 1 0 0 % である。操作部 2 2 2 の回転によって放射線照射方向が同じ角度ほど回転できる。

【 0 0 5 9 】

操作部 2 2 2 の構成は、多様に変化される。他の実施例では、放射線源の方向調節の精度を向上させるために、操作部 2 2 2 の回転程度による放射線照射方向変化程度の比率を低くするために別途の装置をさらに含むことができる。他の実施例では、操作部 2 2 2 は、第 2 の内部体 2 2 0 と一体に形成されない、または第 2 の内部体 2 2 0 に操作部 2 2 2 を設けられずに、第 2 の内部体 2 2 0 と連結された別途の構成を介して第 2 の内部体 2 2 0 を回転させることができる。また、他の実施例では、第 2 の内部体 2 2 0 は、別途の機械電子装置を介して回転させることができる。

【 0 0 6 0 】

以上の過程を介して放射線源の照射方向が変更され、これを図 5 を参照してより詳細に説明する。

【 0 0 6 1 】

図 5 は、第 1 の内部体 2 1 0 の収容空間 2 1 3 に放射線源が位置している状態を示す。収容空間 2 1 3 は、トレンチ状であり、第 1 の外部体 1 1 0 と向き合っている。

【 0 0 6 2 】

収容空間 2 1 3 の上部空間、即ち、第 1 の外部体 1 1 0 と直接向き合う空間には位置限定部 2 4 0 が位置している。位置限定部 2 4 0 により、放射線源の位置は、収容空間 2 1 3 のうち、内部部分に限定される。したがって、放射線源は、第 1 の内部体 2 1 0 の外表面（円周面）から一定の距離を置いて位置するようになって、外表面との距離は、位置限定部 2 4 0 により一定に維持される。

【 0 0 6 3 】

このような配置で放射線源は、第 1 の内部体 2 1 0 の中心に位置せずに、中心から外れて偏心されて位置する。第 1 の内部体 2 1 0 は、第 1 の外部体 1 1 0 よりは放射線遮蔽性に優れた物質からなり、例えば、タングステンやタングステン合金からなることができる。しかし、第 1 の内部体 2 1 0 の直径自体が非常に小さいため、所望しない方向への放射線照射を完全に遮蔽しにくいという問題がある。本実施例によると、放射線源が偏心されているため、放射線源が照射されることを所望しない方向（図 5 の C 方向）への第 1 の内部体 2 1 0 は、比較的大きい厚さを有するようになる。したがって、所望しない方向に放射線照射を最小化することができる。

【 0 0 6 4 】

位置限定部 2 4 0 は、ポリマー材質であり、第 1 の内部体 2 1 0 の円滑な回転のために第 1 の内部体 2 1 0 と第 1 の外部体 1 1 0 との間は離隔されており、潤滑膜が形成されていることもある。

【 0 0 6 5 】

以上の本発明による挿入デバイスを利用すると、近接放射線治療を効果的に遂行することができ、これを図 6 乃至図 9 を参照して説明する。

【 0 0 6 6 】

まず、本発明によると、放射線照射角度を効果的に限定できる。放射線源からの放射線は、3 6 0 度方向に均一に放出される。本発明によると、図 5 のように、放射線源は、第 1 の内部体 2 1 0 の外周面で離隔されている。したがって、放射線源から放出される放射線は、第 1 の内部体 2 1 0 により放出角度（図 6 の θ ）が制限される。放射線放出角度は、放射線源と第 1 の内部体 2 1 0 の外周面との間の距離、収容空間 2 1 3 の大きさ及び形態などによって決定される。放射線放出角度は、5 度乃至 1 8 0 度、5 度乃至 1 2 0 度、5 度乃至 6 0 度、5 度乃至 3 0 度、1 0 度乃至 1 2 0 度、1 0 度乃至 6 0 度、1 0 度乃至 3 0 度、3 0 度乃至 1 2 0 度、3 0 度乃至 9 0 度、3 0 度乃至 6 0 度である。

【 0 0 6 7 】

また、本発明によると、放射線照射方向を連続的に調節できる。即ち、回転程度によって放射線源の位置を段階的でない連続的に変化させることができる。したがって、図 7 のように所望の方向に放射線を照射することができる。

【 0 0 6 8 】

図 8 及び図 9 を参照して本発明による挿入デバイスを利用した子宮ガン治療に対して説明する。

【 0 0 6 9 】

挿入デバイス 1 を身体内に挿入後に放射線源を挿入デバイス 1 内に導入する。挿入が完了した状態で図 8 の ' C ' 位置の右側部分が身体外に露出される。また、身体内の折り曲げ構造に合わせて第 1 の外部体 1 1 0 が腫瘍の位置に挿入される。他の実施例では、挿入デバイス 1 内に放射線源を導入した後に挿入デバイス 1 を身体内に挿入することもできる。

10

【 0 0 7 0 】

この状態で、医療陣は、既存検診を介して確認された腫瘍の形態及び位置に基づいて放射線源の第 1 の外部体 1 1 0 の長さ方向に沿う位置と照射方向を調節する。ここで、放射線源の照射方向は、説明したように操作部 2 2 2 を操作して実行する。

【 0 0 7 1 】

図 9 のような腫瘍形態に対し放射線源の位置が決まると、腫瘍が多く存在する D 方向には照射時間を長くして十分の放射線を照射する。それに対し、腫瘍が少なく存在する E 方向には照射時間を少なくして周辺臓器への放射線照射を最小化する。

20

【 0 0 7 2 】

このような治療過程で、本発明の挿入デバイス 1 の使用により、放射線照射方向を容易に調節でき、放射線源挿入及び除去が容易になる。

【 0 0 7 3 】

以上の説明では子宮ガン治療を例示したが、本発明による挿入デバイスは、これに限定されるものではなく、頭頸部ガン、食道ガン、直腸ガンなどに対しても適用可能である。

【 0 0 7 4 】

図 1 0 は、本発明による挿入デバイスの変形を示す。

【 0 0 7 5 】

変形例では、収容空間 2 1 3 が放射線源から遠ざかるほど広くなるように形成されている。収容空間 2 1 3 の形成は、それ以外にも多様に変形される。または、収容空間 2 1 3 は、放射線源が第 1 の内部体 2 1 0 の中心に位置するように形成されることもできる。

30

【 0 0 7 6 】

他の変形例では、挿入角度、即ち、第 1 の外部体 1 1 0 と第 2 の外部体 1 2 0 との間の角度が調節される。挿入角度は、体外で調節及び固定された後に使われる。角度調節は、連続的または段階的に行われ、角度調節構成は、公知の構成を採用することができる。

【 0 0 7 7 】

他の変形例では、内部連結部 2 3 0 が第 1 の内部体 2 1 0 と第 2 の内部体 2 2 0 のうち少なくともいずれか一つと一体に形成される。

40

【 0 0 7 8 】

前述した実施例は本発明を説明するための例示に過ぎず、本発明がこれに限定されるものではない。本発明が属する技術分野において通常の知識を有する者がこれから多様に変形して本発明を実施することが可能であるため、本発明の技術的な保護範囲は、添付された特許請求の範囲により決められなければならない。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 9 】

1 挿入デバイス

1 0 0 外部体

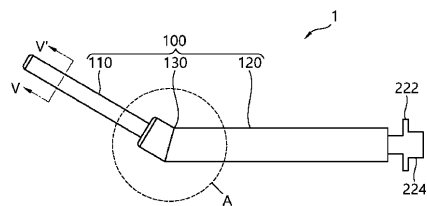
1 1 0 第 1 の外部体

50

- 1 2 0 第 2 の外部体
- 1 3 0 曲げ部
- 2 0 0 内部体
- 2 1 0 第 1 の内部体
- 2 1 1 第 1 の部分
- 2 1 2 第 2 の部分
- 2 1 3 収容空間
- 2 2 0 第 2 の内部体
- 2 2 1 第 1 の部分
- 2 2 2 第 2 の部分、操作部
- 2 2 3 案内空間
- 2 2 4 第 3 の部分
- 2 3 0 内部連結部
- 2 3 1 連結空間
- 2 4 0 位置限定部
- 3 0 0 内部連結部

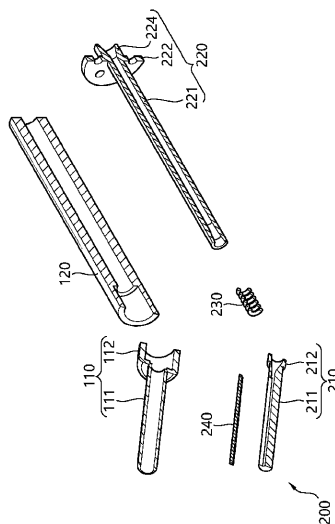
【図 1】

[図1]



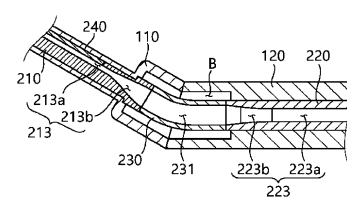
【図 2】

[図2]



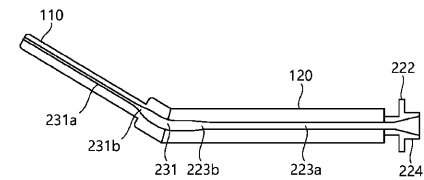
【図 3】

[図3]



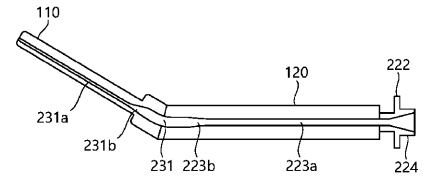
【図 4 a】

[図4a]

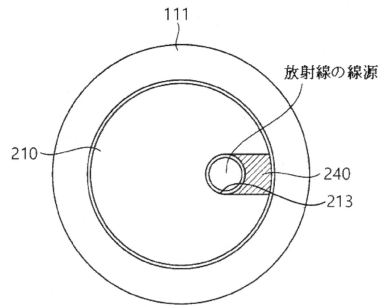


【図 4 b】

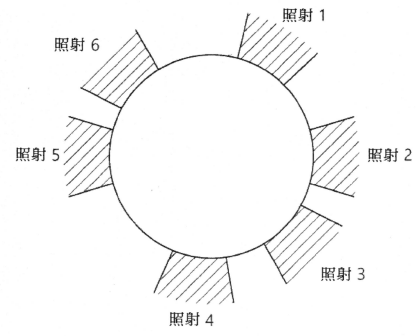
[図4b]



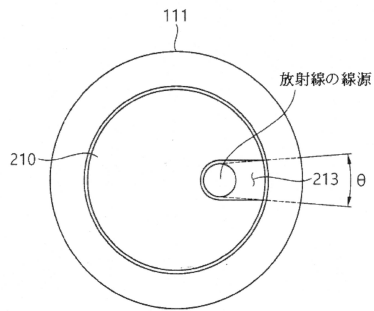
【図 5】



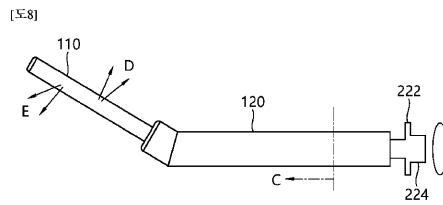
【図 7】



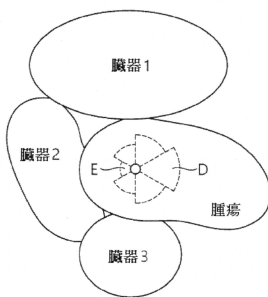
【図 6】



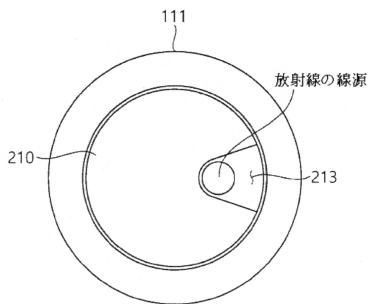
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(73)特許権者 518416067

ユニバーシティ オブ ウルサン ファンデーション フォー インダストリー コオペレーション

大韓民国 44610 ウルサン, ナム - グ, テハク - ロ, 93

(74)代理人 100108453

弁理士 村山 靖彦

(74)代理人 100110364

弁理士 実広 信哉

(74)代理人 100133400

弁理士 阿部 達彦

(72)発明者 ヨン・キョン・イム

大韓民国・キョンギ - ド・10907・パジュ - シ・ミレ - ロ・422・110 - 401

(72)発明者 チュン・ウォン・カク

大韓民国・キョンギ - ド・12208・ナムヤンジュ - シ・ワブ - ウブ・トクソ - ロ・97ボン -
ギル・69・113 - 2003

(72)発明者 テ・ヨン・キム

大韓民国・キョンギ - ド・10360・コヤン - シ・イルサンソ - グ・カンソン - ロ・116・2
03 - 1003

(72)発明者 ヨン・チュ・キム

大韓民国・キョンギ - ド・10417・コヤン - シ・イルサンドン - グ・イルサン - ロ・206・
304 - 204

(72)発明者 チュ・ヨン・キム

大韓民国・キョンギ - ド・10322・コヤン - シ・イルサンドン - グ・ウィ・シティー・4 - ロ
・46・210 - 2102

(72)発明者 スン・キ・ミン

大韓民国・キョンギ - ド・10415・コヤン - シ・イルサンドン - グ・カンソク - ロ・110・
517 - 1502

(72)発明者 ヨン・テ・チュン

大韓民国・ソウル・06074・カンナム - グ・ハクドン - ロ・513・5 - 1509

(72)発明者 ホ・チン・チョン

大韓民国・キョンサンナム - ド・52629・チンジュ - シ・クムサン - ミョン・チュンチョン -
ロ・82・104 - 906

(72)発明者 サン・ヒョン・チェ

大韓民国・ソウル・07949・ヤンチョン - グ・モクドンジュンアンブク - ロ・38・101 -
1701

(72)発明者 ウイ・チュン・ファン

大韓民国・キョンギ - ド・10374・コヤン - シ・イルサンソ - グ・カンソン - ロ・187・1
004 - 901

審査官 宮崎 敏長

(56)参考文献 米国特許出願公開第2003/0149327(US, A1)

特表2012-502781(JP, A)

特開2001-190700(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61N 5/00

- A61N 5/10

G01N 23/02