

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4408654号
(P4408654)

(45) 発行日 平成22年2月3日(2010.2.3)

(24) 登録日 平成21年11月20日(2009.11.20)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 M 36/04 (2006.01) A 6 1 M 37/04
A 6 1 N 5/10 (2006.01) A 6 1 N 5/10 C

請求項の数 24 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2003-156913 (P2003-156913)	(73) 特許権者	500321966
(22) 出願日	平成15年6月2日(2003.6.2)		ヌクレトロン ベー. フェー.
(65) 公開番号	特開2004-8796 (P2004-8796A)		Nucletron B. V.
(43) 公開日	平成16年1月15日(2004.1.15)		オランダ国 フェーネンダーレ ワールト
審査請求日	平成18年5月31日(2006.5.31)		ヘルデル 1
(31) 優先権主張番号	1020740		Waardgelder 1, Veene
(32) 優先日	平成14年6月3日(2002.6.3)		ndaal Netherlands
(33) 優先権主張国	オランダ(NL)	(74) 代理人	100078134
			弁理士 武 顕次郎
		(72) 発明者	コステル, アルベルト ディルク アド
			リアヌス
			オランダ国 ウトレヒト ステーンヴェク
			15ビス 3511 ヨットケー

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 少なくとも1つのエネルギー放出源を動物体内に一時的に挿入及び位置決めするための装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

少なくとも1組からなり、各組は少なくとも、

A 動物体内に挿入して動物体にチャンネルを提供する基部針端及び遠位針端を有する中空開口針と、

B 中空開口針内に挿入される基部誘導チューブ端及び遠位誘導チューブ端を有する誘導チューブと、

C 前記中空開口針は誘導チューブの上を通して動物体内から引き抜き可能であることと、

D 動物体に対して誘導チューブを前記基部誘導チューブ端で固定する第1固定要素と、

E 閉鎖遠位カテーテルチューブ端及び開口基部カテーテルチューブ端を有し、その遠位カテーテルチューブ端で前記基部誘導チューブ端経由で誘導チューブ及び動物体内に所定の深さまで挿入され、前記開口基部カテーテルチューブ端が誘導チューブに固定されるように構成されるカテーテルチューブと、

F 前記基部カテーテルチューブ端経由で前記カテーテルチューブ内に所定期間挿入される1以上のエネルギー放出源とからなり、

前記中空開口針及び前記誘導チューブは前記動物体の一部分に挿通し、前記誘導チューブの基部及び遠位端の両方が前記動物体の前記部分の両側よりそれぞれ外側に露出するように構成され、

10

20

前記少なくとも 1 組は、動物体に対して誘導チューブを前記露出した遠位誘導チューブ端で固定する更なる第 2 固定要素を有することを特徴とする 1 以上のエネルギー放出源を動物体内に一時的に挿入及び位置決めするための装置。

【請求項 2】

前記エネルギー放出源は、基部ワイヤ端及び遠位ワイヤ端を有する可撓性ワイヤによってカテーテルチューブ内に挿入可能である請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記エネルギー放出源は前記可撓性ワイヤの遠位ワイヤ端に接続される請求項 2 に記載の装置。

【請求項 4】

10

前記カテーテルチューブはアフタローダ装置に対して前記基部カテーテルチューブ端で接続されるのに適当である請求項 2 又は 3 に記載の装置。

【請求項 5】

前記可撓性ワイヤは前記アフタローダ装置のエネルギー放出源駆動手段に対して前記基部ワイヤ端で接続されるのに適当である請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】

前記カテーテルチューブはプラスチックなどの可撓性材料からなる、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 7】

前記誘導チューブは前記基部誘導チューブ端及び遠位誘導チューブ端の間で折り畳み不可能である材料からなる請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の装置。

20

【請求項 8】

前記誘導チューブの前記遠位端は前記誘導チューブの残りの部分よりも小さな直径を持つ請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 9】

前記装置は、動物体の前記部分の両側それぞれに一時的に配置される 2 つのテンプレートを更に有し、前記テンプレートは前記中空針の基部及び遠位端双方を位置決めするように構成される請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 10】

両テンプレートは 1 つの取付具に搭載される請求項 9 に記載の装置。

30

【請求項 11】

第 1 固定要素は誘導チューブの基部端に固定するための手段を有する請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 12】

前記固定手段は、互いに平行に延在し、2 つのスリットによって分離し、誘導チューブに対して締付配置されるよう構成した 2 つの突出部分を有する請求項 11 に記載の装置。

【請求項 13】

前記 2 つの突出部分は、突出部分とピンセット状装置の脚との相互作用によって互いに離間するように付勢可能である請求項 12 に記載の装置。

【請求項 14】

40

前記ピンセット状装置の各脚には各スリットと協働する切欠きが設けられる請求項 13 に記載の装置。

【請求項 15】

前記ピンセット状装置は連結装置によって固定要素に固定可能である請求項 1 ~ 14 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 16】

連結装置がクリック嵌め継手の一部を有し、クリック嵌め継手の別の一部が固定要素の一部である請求項 15 に記載の装置。

【請求項 17】

連結装置が押込摩擦継手の一部を有し、押込摩擦継手の別の一部が固定要素の一部であ

50

る請求項 15 に記載の装置。

【請求項 18】

連結装置がキーロック継手の一部を有し、キーロック継手の別の一部が固定要素の一部である請求項 15 に記載の装置。

【請求項 19】

誘導チューブが熱溶融材からなり、熱溶融された誘導チューブが固定要素に接触して冷却すると共に固定要素に付着する請求項 1 ~ 18 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 20】

エネルギー放出源が高線量率放射線源である請求項 1 ~ 19 のいずれか 1 項に記載の装置。

10

【請求項 21】

エネルギー放出源は、放射化状態と非放射化状態の間で作用する放射化可能エネルギー放出源である請求項 1 ~ 19 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 22】

放射化可能エネルギー放出源は、X線放出装置、発光装置、或いは、高線量率放射線源（HDR源）、PDR源又は低線量率放射線源（LDR源）などの放射線放出源である請求項 21 に記載の装置。

【請求項 23】

装置は、治療装置を取り外した後に空の誘導チューブ内に挿入されるのに適当なダミーワイヤを更に有する請求項 1 ~ 22 のいずれか 1 項に記載の装置。

20

【請求項 24】

前記ダミーワイヤは第 1 固定要素に接続可能である請求項 23 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0002】

【発明の属する技術分野】

本発明は、少なくとも、

A 動物体内に挿入して動物体にチャンネルを提供する、基部針端及び遠位針端を有する中空開口針と、

B 中空開口針内に挿入される、基部誘導チューブ端及び遠位誘導チューブ端を有する誘導チューブと、

30

C 前記中空開口針は動物体内から誘導チューブの上方を通して引き抜き可能であることと、

D 動物体に対して誘導チューブを前記基部誘導チューブ端で固定する第 1 固定要素と、

E 閉鎖遠位カテーテルチューブ端及び開口基部カテーテルチューブ端を有し、その遠位カテーテルチューブ端で前記基部誘導チューブ端経由で誘導チューブ及び動物体内に所定の深さまで挿入されて誘導チューブに固定されるカテーテルチューブと、

F 前記基部カテーテルチューブ端経由で前記カテーテルチューブ内に挿入するための少なくとも 1 つのエネルギー放出源と、

G 所定期間経過後に少なくとも 1 つのエネルギー放出源をカテーテルチューブから取り去ることとからなる、

40

少なくとも 1 つのエネルギー放出源を動物体内に一時的に挿入及び位置決めするための装置に関する。

【0003】

【従来の技術】

近接照射療法では、癌性組織に放射線を照射するため、放射線源が当該癌性組織付近に導かれる。このような療法を行う装置として多くの提案がされてきた。このような療法は、例えば、ワイヤ、シード、ペレット、チューブを用いた手動低線量率近接照射療法や高線量率又は遠隔アフタローディング HDR 近接照射療法として公知である。LDR 及び HDR 近接照射療法では、1 つ以上の低強度及び高強度放射線源がそれぞれ所謂誘導ワイヤ、

50

即ち、遠隔アフタローディングの遠位端に固定される。前立腺癌や乳癌など、ある種の癌には、2度以上に間隔を空けた放射線投与が効果を発揮するのに必要である。これらの投与は数日間に亘って与えられる。患者はその期間中入院する必要がある。その期間中に投与を行おうとするたびに、針が患者体内に設置されて治療が始まる。針を体内に残しておくことも知られている。特にHDR近接照射は1回の投与として僅か数分以下を必要とするだけである。従って患者にとって、このような方法では、数回の短時間の治療のために長期間入院するということになる。患者はこのような方法を全く苦痛なものと感じる。

【0004】

近接照射では、全治療期間に亘って半永続的に体内に多数の針を挿入することも知られている。この場合、多数の針は、通常テンプレートによって体内に挿入され、固定要素によって体に対して固定される。テンプレートは固定要素として機能してもよい。その後各針には継手が設けられる。全ての針は、ある距離だけ体から突出し、継手が設けられる。継手を介して所謂誘導チューブ又は移送チューブを針に接続できる。近接照射において周知のように、所謂アフタローダ機械を用いて、誘導チューブ又は移送チューブを介した機械から針への放射線源の移送を制御してもよい。このためアフタローダ機械には、インデクサ装置が設けられる。端部を固定要素に接続した誘導チューブ又は移送チューブは順次、両端をインデクサに接続される。例えばオランダのNucletron B.V.社が製造・販売するアフタローダ近接照射機械で周知のように、所謂誘導ワイヤの遠位先端にある放射線源は、機械の中の容器からインデクサを介して誘導チューブ内に、また誘導チューブから対応する針内に機械の制御下に移送される。ある期間経過後、放射線源を有するワイヤはアフタローダ機械内に引き戻される。更なる照射を別の針から行う場合には、インデクサを制御して、別の誘導チューブが先端に放射線源を有するワイヤを収容するように接続される。以下同様に必要な照射の全てを各種針より行い終わるまで繰り返す。その後針は誘導チューブから離される。その後患者は、次の治療を実施しなければならなくなるまで1組の針を自分の体内に設置したまま「自由」に歩き回れる。不撓性金属針の代わりに少量の可撓性を持つプラスチック針を使用することも知られている。以上の説明はこうした可撓性プラスチック針にも関連する。

【0005】

治療を行わない期間中、患者は理論上自由に歩き回れるが、実際には、1組の針又は可撓性チューブが体から突出しているため、患者が本当に自由に感じられるわけではない。

【0006】

上記前文に基づく方法と装置は、本出願の出願人に許可された米国特許第US - 6, 251, 060 - B1号に開示される。

【0007】

米国特許第US - 6, 251, 060 - B1号では、放射線源は針によって体内に存在する誘導チューブ内に挿入される。この針は、粘着テープや固定要素などの追加手段を用いて一端で体の皮膚に固定される。挿入針の他端は、放射線治療処置に応じて体内のある深さまで挿入される。放射線源の体内への正確な固定又は位置決めを実現するため、誘導チューブ又は誘導シースは、シース上の体組織による圧力下で部分的に折り畳めるようになっている。体内に存在する誘導シースの折り畳み不可能な端部は、体内のシースの閉鎖端に存在する放射線源のための固着装置として作用する。

【0008】

放射線源を体内に挿入するこのような複雑な工程を支えるために、体内に存在する誘導シースの閉鎖端には、公知の撮像手段を用いて体内のシースの正確な配置を制御するために放射線不透過性マーカが設けられる。

【0009】

【特許文献1】

米国特許第US - 6, 251, 060 - B1号明細書

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

誘導シースを患者の体の皮膚に繋ぐための複合部品は別として、米国特許第US - 6, 251, 060 - B1号の方法及び装置は、誘導シースが片側でのみ体の皮膚に接続し、治療対象の癌性腫瘍に対して体内の他の閉鎖端が変位することになるので、体内の誘導シース内部におけるエネルギー放出源の正確な位置決めについて問題を持っている。

【0011】

従って米国特許第US - 6, 251, 060 - B1号による放射線源を動物体内に一時的に挿入及び位置決めするための方法および装置は、同一パラメータの下で放射線治療処置を行う後続の放射線治療処置期間中に放射線源を一時的に挿入し正確に位置決めする上で有用ではない。また、公知の方法及び装置は、患者を不快にさせないでかなり迅速な仕方

10

【0012】

また、米国特許第US - 6, 251, 060 - B1号による公知の方法及び装置は、癌性腫瘍に隣接する皮膚や体組織が望まざる放射線の被爆を受けてしまうため、高線量率エネルギー放出源(HDR源)の使用には適当ではない。

【0013】

本発明は、上記問題を防止することを目的とし、また、少なくとも1つのエネルギー放出源を動物体内に一時的に挿入及び位置決めするための装置において、前記Aで挿入した少なくとも1本の中空開口針及び前記Bで挿入した前記誘導チューブは前記動物体の一部分を貫通し挿入されて、前記誘導チューブの基部及び遠位端を前記動物体の前記部分の両側よりそれぞれ外側に露出させることと、動物体に対して誘導チューブを前記遠位誘導チューブ端で固定することとを特徴とする装置を提供することを目的とする。

20

【0014】

【課題を解決するため手段】

本発明の装置は、中空開口針及び前記誘導チューブは前記動物体の一部分を貫通し挿入されて、前記誘導チューブの基部及び遠位端を前記動物体の前記部分の両側よりそれぞれ外側に露出させることと、動物体に対して誘導チューブを前記遠位誘導チューブ端で固定する第2固定要素をさらに有することとを特徴とする。

【0015】

前記誘導チューブの基部及び遠位端双方を体の両側より外側に露出させて両誘導チューブ端を固定することによって、体に対して誘導チューブの正しい固定が得られるので、治療対象の癌性腫瘍に対して誘導チューブ内におけるエネルギー放出源の正確な位置決めが保証される。この正確な位置決めは、後続の放射線治療処置期間中も維持され、また、治療対象の癌性腫瘍に対して各誘導チューブが両側で固定されるため、体内における誘導チューブの再位置決めや再配置に繋がるような誘導チューブの不都合な変位は起こりえない。

30

【0016】

本発明の別の形態では、前記エネルギー放出源は、基部ワイヤ端及び遠位ワイヤ端を有する可撓性ワイヤによってカテーテルチューブ内に挿入され、前記エネルギー放出源は前記可撓性ワイヤの遠位ワイヤ端に接続される。

【0017】

より具体的には、前記カテーテルチューブはアフタローダ装置に対して前記基部カテーテルチューブ端で接続され、可撓性ワイヤは前記アフタローダ装置のエネルギー放出源駆動手段に対して前記基部ワイヤ端で接続される。

40

【0018】

これによって、複数回の放射線治療処置期間が利用可能となり、前記カテーテルチューブ及び誘導チューブを介してエネルギー放出源は容易に体内に挿入及び引き抜き可能となる。従って、治療対象の癌性腫瘍付近の体内に挿入する必要があるのは、1組の誘導チューブだけである。該誘導チューブは体外に露出した遠位及び基部両端で体に接続されねばならない。このことは、上述のように、全放射線治療処置中に亘って誘導チューブの正しい方向付けを保証するだけでなく、患者に与える不快感も最小限にする。

【0019】

50

患者の不快感を最小限にする一方、本発明の装置の更なる様態では、カテーテルチューブはプラスチックなどの可撓性材料からなる。こうして可撓性カテーテルチューブは、挿入中、体の湾曲、より具体的には、女性の胸部の湾曲に追従するのに好適である。

【 0 0 2 0 】

後続の放射線治療処置期間中におけるカテーテルチューブの各誘導チューブ内への後続の挿入及び引き抜きを容易にするために、前記誘導チューブは前記基部誘導チューブ端と遠位誘導チューブ端の間で折り畳み不可能とされる。

【 0 0 2 1 】

本発明の更なる様態によれば、前記誘導チューブの前記遠位端は前記誘導チューブの残りの部分よりも小さい直径を持つ。この特徴は、誘導チューブが患者体外に露出している体の片側にある皮膚表面における瘢痕の形成を減少させる。

10

【 0 0 2 2 】

本発明によれば、治療対象の癌性腫瘍に対する誘導チューブのより正確な位置決めを容易にし且つ実現するために、動物体の前記部分の両側それぞれに、前記中空針の基部及び遠位端双方を位置決めするためのテンプレートが一時的に配置される。より詳細には、両テンプレートは1つの取付具に搭載される。

【 0 0 2 3 】

本発明の装置の更なる様態によれば、第1固定要素は誘導チューブの基部端に固定するための手段を有し、前記固定手段は、互いに平行に延在し、2つのスリットによって分離した2つの突出部分を有する。

20

【 0 0 2 4 】

前記2つの突出部分は、スリットとピンセット状装置の脚との相互作用によって互いに離間するように付勢されるため、固定要素を誘導チューブの各基部端に搭載するのを容易にする。

【 0 0 2 5 】

より詳細には、前記ピンセット状装置の各脚は各スリットと協働する切欠きを備える。

【 0 0 2 6 】

本発明の装置の更なる様態によれば、前記治療装置は連結装置によって固定要素に締結可能であり、連結装置がクリック嵌め継手の一部を有し、クリック嵌め継手の別の一部が固定要素の一部である。あるいは、連結装置が押込摩擦継手の一部を有し、押込摩擦継手の別の一部が固定要素の一部である。あるいは、連結装置がキーロック継手の一部を有し、キーロック継手の別の一部が固定要素の一部である。

30

【 0 0 2 7 】

体の皮膚近くの誘導チューブと固定要素との適切で正確な接続のためには、誘導チューブが熱溶融材からなり、熱溶融された誘導チューブは固定要素に接触して冷却すると共に固定要素に付着する。

【 0 0 2 8 】

本発明の装置の別の様態によれば、エネルギー放出源は高線量率放射線源である。

【 0 0 2 9 】

本発明の装置の別の様態によれば、エネルギー放出源は、放射化状態と非放射化状態の間で作用する放射化可能エネルギー放出源である。より詳細には、放射化可能エネルギー放出源は、X線放出源、発光装置、あるいは、高線量率、パルス線量率又は低線量率放射線放出源などの放射線放出源である。

40

【 0 0 3 0 】

本発明の更なる様態によれば、治療装置を取り外した後にダミーワイヤが空の誘導チューブに挿入され、前記ピンセット状装置の各脚には各スリットと協働する切欠きが設けられる。

【 0 0 3 1 】

本発明の更なる詳細、利点及び特徴は、その請求項及び特徴において単独に及び/又は組み合わせて示されるだけでなく、図面に示す以下の好適な実施例の説明においても示され

50

る。

【 0 0 3 2 】

【 発明の実施の形態 】

図 1 ~ 1 2 には、体、より具体的には、女性の胸が参照番号 1 で示されている。針を挿入予定である胸の両側位置には、それぞれ、テンプレート 5 a 及び 5 b が配置可能である。テンプレート 5 a 及び 5 b を互いに正しく整列させるために、両テンプレートが取付具（図示せず）に搭載される。

【 0 0 3 3 】

テンプレート 5 a ~ 5 b を用いて、あるいは、例えば体 1 上の他の種類の整列目印を利用して、1 本以上（あくまで例示のためであるが、ここでは 5 本の針 2 a ~ 2 e が使用される）の開口針 2 a ~ 2 e が癌組織（図示せず）付近の体 1 に挿入される。開口針 2 a ~ 2 e はそれぞれ内部にトロカール針 3 a ~ 3 e を備える。各トロカール針 3 a ~ 3 e は開口針 2 a ~ 2 e を埋めているので、体内への挿入中、それぞれ 1 本のチャンネル、典型的には 4 a ~ 4 e（図 4 を参照）を形成する。

10

【 0 0 3 4 】

図 1 ~ 3 で明示されるように、中空針 2 a ~ 2 e は、体又は胸 1 の一部を完全に貫通し挿入され、胸 1 の両側よりそれぞれの外側に両端を露出させている。

【 0 0 3 5 】

次に、図 3 に示すように、トロカール針 3 a ~ 3 e は引き抜かれる。開口針 2 a ~ 2 e は体内に残ってチャンネル 4 a ~ 4 e を保持する。その後、図 4 に示すように、両テンプレート 5 a ~ 5 b は取り外される。

20

【 0 0 3 6 】

次に、各開口針 2 a ~ 2 e を通じて誘導チューブ 6 a ~ 6 e が挿入される。一旦誘導チューブ 6 a ~ 6 e を各開口針 2 a ~ 2 e から完全に挿入してしまうと、誘導チューブ 6 a ~ 6 e の両端は胸 1 の両側それぞれの外側に露出されたままになる。チャンネル 4 a ~ 4 e を保持するために針 2 a ~ 2 e の与える支持はもはや不要なので、開口針 2 a ~ 2 e は図 6 に示すように胸から除去され、開口針の除去に伴って誘導カテーテルが所定の場所に引っ張られる。

【 0 0 3 7 】

次に、固定要素 9 a ~ 9 e を設けた誘導チューブ 6 a ~ 6 e の一方の閉鎖遠位端 7 a ~ 7 e が胸 1 の皮膚に接触するまで、各誘導チューブ 6 a ~ 6 e を体の一部（又は胸 1）から更に挿入する。この状況は図 7 に示されている。

30

【 0 0 3 8 】

その後、別の固定要素 10 a ~ 10 e（図 8 を参照）を各誘導チューブ 6 a ~ 6 e の他方の開口基部端 8 a ~ 8 e 上に移動させる。本発明によれば、各固定要素は 2 つの突出部分 14 a ~ 14 b を備える。突出部分 14 a ~ 14 b は互いに平行に延在し、且つ、2 つのスリット 15 a ~ 15 b（一方のスリット 15 a が図 8 ~ 1 2 に示されている）によって分離されている。これら 2 つの突出部分 14 a ~ 14 b は、各誘導チューブの基部端 8 a ~ 8 e 上への固定要素 10 a ~ 10 e の移動を容易にするために、スリット 15 a ~ 15 b とピンセット状の装置（図示せず）の脚との相互作用によって互いに離間するように付勢される。

40

【 0 0 3 9 】

一旦固定要素 10 a ~ 10 e が図 8 に示すように胸 1 の皮膚に接触すると、2 つの突出部分 14 a ~ 14 b は解放され、自身の弾力によって各誘導チューブ 6 a ~ 6 e の開口基部端 8 a ~ 8 e 及びその周囲に締結する。

【 0 0 4 0 】

図 9 において各誘導チューブの基部端 8 a ~ 8 e は適当な長さに切断される。

【 0 0 4 1 】

次に、固定要素 10 a ~ 10 e 及び各誘導チューブ 6 a ~ 6 e の開口基部端 8 a ~ 8 e が、例えば、接着によって相互に接続される。しかし、好適な一実施例では、誘導チューブ

50

6 a ~ 6 e は熱溶融性プラスチック材料からなる。この材料は、適当な装置 1 1 を用いてエネルギー供給することによって熱溶融状態にした場合、固定要素 1 0 a ~ 1 0 e に対して接触させ、冷却後に固定接続させることができる。これらの工程は図 1 0 ~ 1 1 に示されている。

【 0 0 4 2 】

開口基部端 8 a ~ 8 e を固定要素 1 0 a ~ 1 0 e に接続した後、誘導チューブ 6 a ~ 6 e はここで胸 1 の両側上に固定される。こうして、治療対象の癌性腫瘍に対して体内で誘導チューブが変位するおそれもなく、後続の放射線治療処置期間に誘導チューブは確実に正しく固定される。

【 0 0 4 3 】

好適には、治療が行われていない間の患者の日常行動を楽にするために、誘導チューブはプラスチックなどの可撓性材料からなる。このため、エネルギー放出源が長期間誘導チューブ 6 a ~ 6 e 内に存在することはないので患者は理論上自由に病院外を歩き回ってもよいということにもなる。固定要素 9 a ~ 9 e 及び 1 0 a ~ 1 0 e は好適には球状である。球状であれば皮膚への刺激がより少ないので、この形状は、患者側からしても扱う側からしてもやさしい形状と考えられる。

【 0 0 4 4 】

ある回の放射線治療処置を行うために、それぞれ閉鎖遠位端 1 3 a ~ 1 3 e を有する中空針又はカテーテルチューブ 1 2 a ~ 1 2 e が開口基部誘導チューブ端 8 a ~ 8 e から誘導チューブ 6 a ~ 6 e を通って胸 1 に挿入される。好適には、カテーテルチューブ 1 2 a ~ 1 2 e は、それぞれ、閉鎖端 1 3 a ~ 1 3 e がある所定の深さに達するまで誘導チューブ内に挿入される。この挿入深さは、誘導チューブに対する癌性腫瘍の位置と、患者へのエネルギー放出源を投与する医療職員によって事前計画された放射線治療処置計画パラメータに応じて各カテーテルチューブごとに個別に決定される。

【 0 0 4 5 】

各中空カテーテルチューブ 1 2 a ~ 1 2 e 内部には、必要に応じて、非放射性スペーサによって分離された多数の放射性ペレットが存在する。中空カテーテルチューブ 1 2 a ~ 1 2 e は、各放射線治療処置期間の所望時間、所定の場所に留まっている。その後、それらカテーテルチューブ 1 2 a ~ 1 2 e は引き抜かれ、放射性ペレット及び非放射性スペーサを内部に残したまま、同じ患者の次の処置まで別の場所に保管される。

【 0 0 4 6 】

しかしながら、本発明の方法と装置は、高線量率又は遠隔アフタローディング H D R 近照射療法の使用にうまく適合する。この放射線治療法では、カテーテルチューブ 1 2 a ~ 1 2 e は、その開口基部カテーテル端で、アフタローダ装置（図示せず）のインデクサ手段を介して前記アフタローダ装置に接続される。次に、可撓性ソースワイヤ（図示せず）がその遠位自由端で、カテーテルチューブの閉鎖遠位端 1 3 a ~ 1 3 e までカテーテルチューブ 1 2 a ~ 1 2 e 内に挿入される。

【 0 0 4 7 】

可撓性ワイヤは、それ故、その基部端で、アフタローダ装置に存在するエネルギー放出源駆動手段に接続される。インデクサ手段と駆動手段を使用して可撓性ワイヤは幾つかのカテーテルチューブ 1 2 a ~ 1 2 e のうちの 1 本を通じて誘導される。エネルギー放出源は、可撓性ワイヤの遠位端 1 3 a に接続されるので、カテーテルチューブ 1 2 a ~ 1 2 e の閉鎖遠位端 1 3 a ~ 1 3 e に当接するまで、アフタローダ装置の駆動装置によってカテーテルチューブ 1 2 a 内に挿入される。この結果、治療対象の癌性腫瘍に対する胸 1 内部におけるエネルギー放出源の正しい配置が保証される。図 1 3 の詳細図も参照。

【 0 0 4 8 】

エネルギー放出源は、行われる放射線治療処置の種類に応じて、高線量率放射線源（H D R 源）であっても低線量率放射線源（L D R 源）であってもよい。

【 0 0 4 9 】

エネルギー放出源は、また、放射化状態と非放射化状態の間で作用する放射化可能なエネ

10

20

30

40

50

ルギー放出源であってもよい。放射化可能放射線放出源は、X線放出装置、より具体的には、小型X線放出装置であってもよい。

【0050】

本方法によって、患者の治療対象である癌性腫瘍と皮膚及び健全な体組織の両者の被爆する放射線量はうまく制御可能となる。

【0051】

カテーテルチューブ12a～12e及びエネルギー放出源を備えた可撓性ワイヤの挿入中は誘導チューブ6a～6eを開口させておいた方がよいので、前記誘導チューブ6a～6eは、可撓性を有し患者にとって気持ちがいにも関わらず、遠位及び基部誘導端の間でそれ以上折り畳み不可能な材料からなる。

10

【0052】

トロカール針2、3の遠位端（図7～9の参照番号7a～7e）で貫通される皮膚付近への瘢痕の形成を回避するためあるいは減少させるために、針2a～2eと誘導チューブ6a～6eの遠位端は、針2a～2eと誘導チューブ6a～6eの残りの部分よりも小さい直径を持ってもよい。この状態を図14に示す。図14において、各誘導チューブ6a～6eは、より小さい直径を有する遠位端7a'～7e'を備える。

【0053】

本発明による装置の本実施例は、また、胸1内部に誘導チューブを挿入し位置決めする別のシーケンスも必要とする。一旦中空針2a～2eは体（胸1）内部に挿入されると、そのより小径の遠位端を側面5aにおいて体外部に露出する（図1）。その後、同様により小径の遠位端7a'～7e'を備えた誘導チューブ6a～6eが開口針2a～2eの基部端を介して（図1における参照番号5b）挿入される。開口針2a～2eを除去した後に、各誘導チューブのより小径の遠位端7a'～7e'は固定要素9a～9eに接続される。

20

【0054】

患者の皮膚から出る誘導チューブ6a～6eの遠位端におけるより小さい出口は、後続の放射線治療処置期間中の患者の不快感を低減し、更に瘢痕の形成も低減する。

【0055】

上記の説明によって様々な変形のあることは当業者には明白であることが分かるはずである。こうした変形も本発明の範囲内にあると見なされる。

30

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明装置の一実施例を用いた本発明方法の一連の工程の1つを示す概略図である。

【図2】本発明装置の一実施例を用いた本発明方法の一連の工程の1つを示す概略図である。

【図3】本発明装置の一実施例を用いた本発明方法の一連の工程の1つを示す概略図である。

【図4】本発明装置の一実施例を用いた本発明方法の一連の工程の1つを示す概略図である。

【図5】本発明装置の一実施例を用いた本発明方法の一連の工程の1つを示す概略図である。

40

【図6】本発明装置の一実施例を用いた本発明方法の一連の工程の1つを示す概略図である。

【図7】本発明装置の一実施例を用いた本発明方法の一連の工程の1つを示す概略図である。

【図8】本発明装置の一実施例を用いた本発明方法の一連の工程の1つを示す概略図である。

【図9】本発明装置の一実施例を用いた本発明方法の一連の工程の1つを示す概略図である。

【図10】本発明装置の一実施例を用いた本発明方法の一連の工程の1つを示す概略図で

50

ある。

【図 1 1】本発明装置の一実施例を用いた本発明方法の一連の工程の 1 つを示す概略図である。

【図 1 2】本発明装置の一実施例を用いた本発明方法の一連の工程の 1 つを示す概略図である。

【図 1 3】本発明装置の別の実施例をより詳細に示す図である。

【図 1 4】本発明の装置の別の実施例をより詳細に示す図である。

【符号の説明】

1 胸

2 a ~ 2 e 針

3 a ~ 3 e トロカール針

4 a ~ 4 e チャンネル

5 a , 5 b テンプレート

6 a ~ 6 e 誘導チューブ

7 a ~ 7 e 閉鎖遠位端

8 a ~ 8 e 基部端

9 a ~ 9 e 固定要素

10 a ~ 10 e 固定要素

11 装置

12 a ~ 12 e カテーテルチューブ

13 a ~ 13 e 閉鎖遠位端

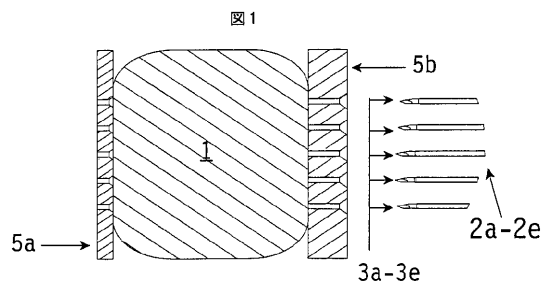
14 a , 14 b 突出部分

15 a , 15 b スリット

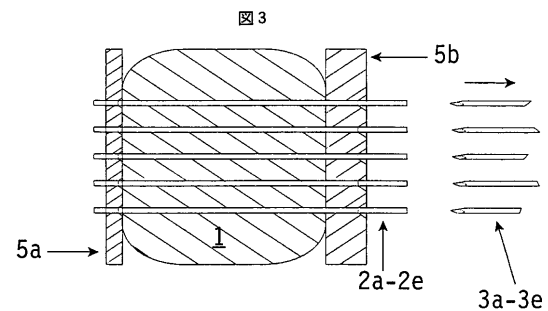
10

20

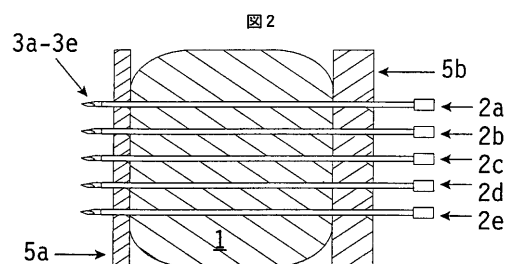
【図 1】



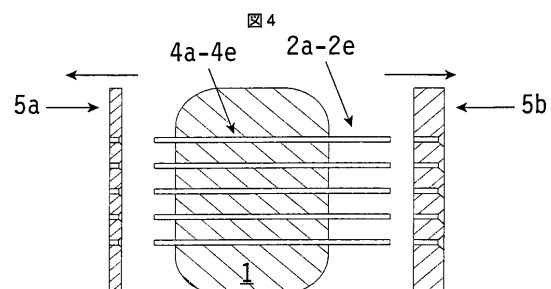
【図 3】



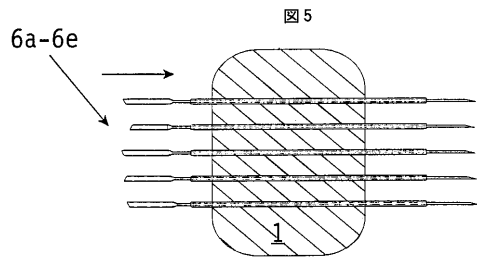
【図 2】



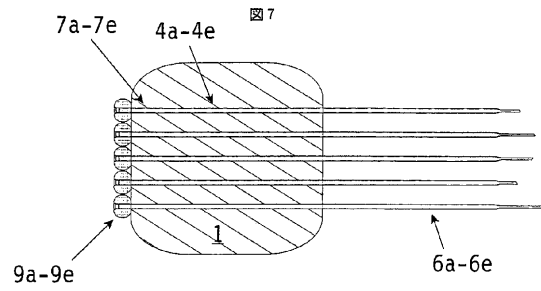
【図 4】



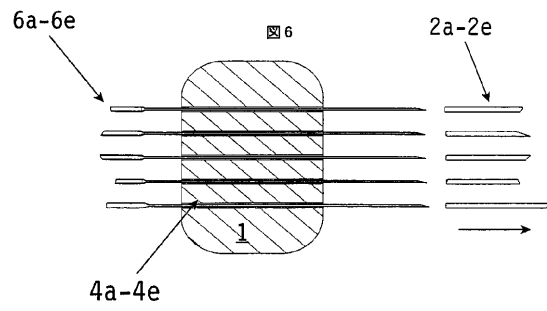
【図 5】



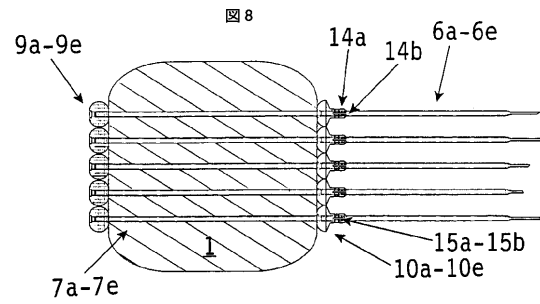
【図 7】



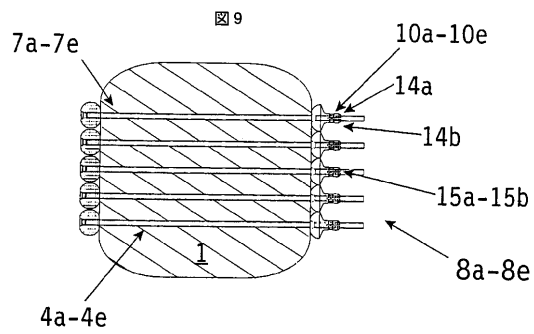
【図 6】



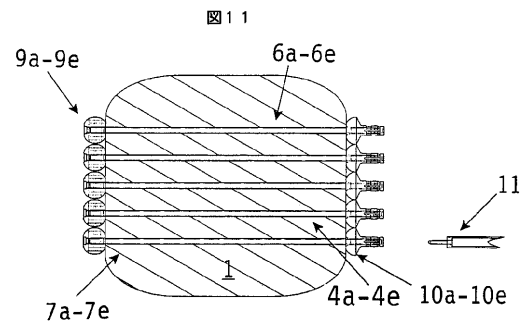
【図 8】



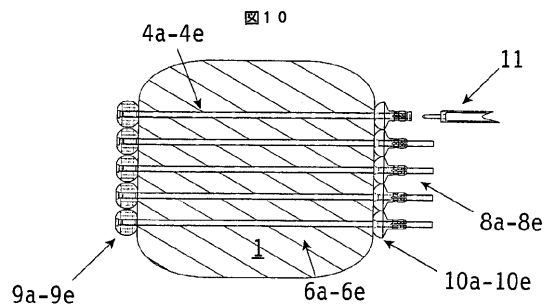
【図 9】



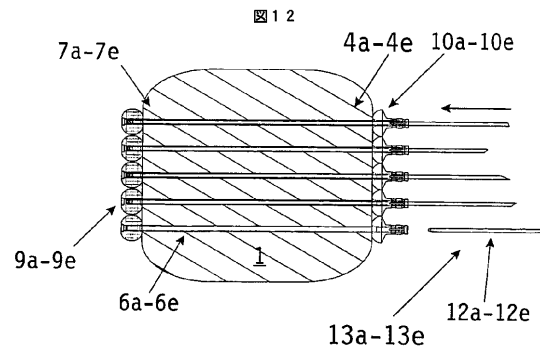
【図 11】



【図 10】



【図 12】



【図 13】

【図 14】

図 13

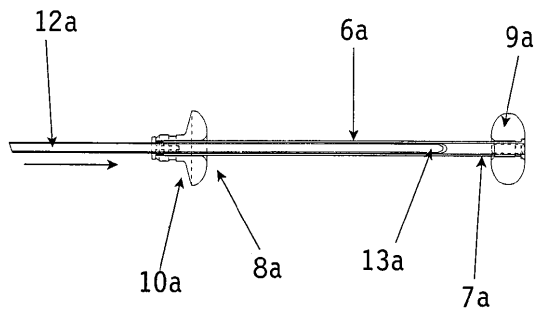
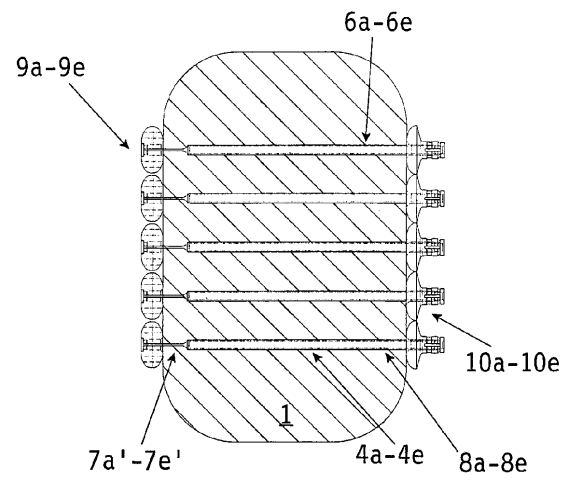


図 14



フロントページの続き

- (72)発明者 ショット, ハンス マルチン
オランダ国 フェーネンダール プランタゲラーン 4 3 9 0 3 イクスエル
- (72)発明者 ファン クリーケン, フリッツ
オランダ国 ディーレン ツトフェンゼシュトラートヴェク 3 6 6 9 5 3 ツェーエル

審査官 鶴江 陽介

- (56)参考文献 特開 2 0 0 1 - 4 6 5 3 4 (J P , A)
特開平 7 - 1 6 3 5 7 7 (J P , A)
米国特許第 4 5 8 0 5 6 1 (U S , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 4 / 0 1 1 6 7 6 7 (U S , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
- A61M 36/04
A61N 5/10
A61B 17/34