

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-233612

(P2014-233612A)

(43) 公開日 平成26年12月15日(2014.12.15)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61N 5/10 (2006.01)	A61N 5/10 C	4C082
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 334D	4C092
A61B 6/00 (2006.01)	A61B 1/00 300G	4C093
H05G 1/00 (2006.01)	A61B 6/00 370	4C161
	H05G 1/00 D	

審査請求 未請求 請求項の数 5 書面 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2013-126081 (P2013-126081)
 (22) 出願日 平成25年5月30日 (2013.5.30)

(71) 出願人 504116755
 羽場 方紀
 東京都町田市鶴川5-18-28
 (71) 出願人 507164467
 石黒 義久
 東京都杉並区荻窪5-30-17-913
 (72) 発明者 羽場 方紀
 東京都町田市鶴川5丁目18番28号
 (72) 発明者 石黒 義久
 東京都杉並区荻窪5丁目30番17-913号
 Fターム(参考) 4C082 AA03 AC02 AE05 AJ07 AJ13
 AJ20
 4C092 AA01 AB30 AC01 BD01 BD04
 BD05 BD09 BD14 BD16 BD19
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡併用X線装置

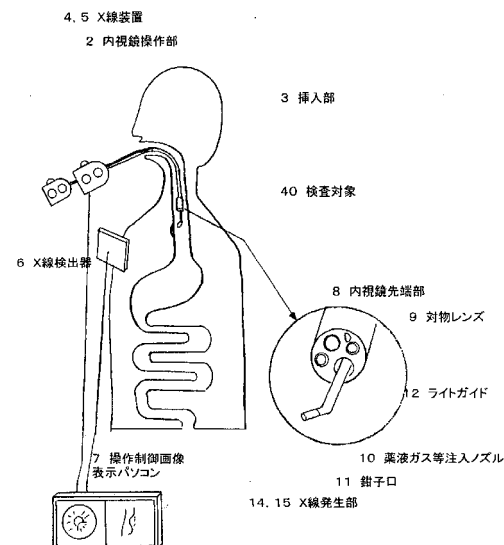
(57) 【要約】

【課題】 内視鏡観察と内視鏡の鉗子孔から挿入できる病巣検査用X線装置と病巣治療用X線装置を用い、その場目視観察下で病巣組織のX線画像診断及びX線による組織の破壊治療を行う装置を提供する。

【解決手段】 内視鏡により検出した病巣組織を、内視鏡の鉗子口から挿入した検査用X線装置を内視鏡を見ながら検査対象近傍までX線発生管部を持っていく。

X線は顕微鏡機能を有し、対象のみにX線を照射し、得られた拡大した画像を読影し、病巣組織の容積の大きさを把握する。治療用X線装置を同様に挿入し、内視鏡からX線発生管部の位置を確認し、3極管構成により安定したX線エネルギーと照射量を病巣組織に照射する。主として軟X線エネルギーを照射し、内視鏡で病巣組織の変化を見ながら治療を行う。治療度合いは再度X線診断し、適時X線治療、X線検査を内視鏡観察を併用し繰返し行い短時間で手術ができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡の鉗子口から挿入取出ができる小口径な X 線発生部を体内消化器官の病巣組を内視鏡観察をしながら挿入し近接場から X 線を照射して病巣組織の X 線画像をその場モニターし、病巣組織を X 線照射により治療することを特徴とする内視鏡併用 X 線装置。

【請求項 2】

上記 X 線装置は検査用 X 線装置であって、小口径と顕微鏡機能を実現するため電子源とし、三角円錐形状をもつエミッタとエミッタから出射した電子の方向を制御するガイドから構成された陰極部、出射電子を収束する接地陽極アパーチャー及び薄膜ターゲットから構成されている 2 極管透過型 X 線装置。

10

【請求項 3】

上記 X 線装置は治療用 X 線装置であって、小口径と低 X 線エネルギーで安定した X 線照射量を実現するため、電子源として三角円錐形状をもつエミッタとエミッタから出射した電子の方向を制御するガイドから構成される陰極部、低電圧で必要量の電子を引き出し、電子を収束させるアパーチャー機能を持つ電子引出電極及び傾斜ターゲットと発生した X 線外部に取出す X 線窓から構成されている 3 極管構造反射型 X 線装置。

【請求項 4】

請求項 2 の検査用 X 線装置は体内消化器官で使用と、近接場照射から、管電圧は最大 30 kV で 10 μ m から 15 μ m の焦点径を持つことを特徴とする X 線装置。

20

【請求項 5】

請求項 3 の治療用 X 線装置は体内消化器官で使用と、近接場照射及び病巣組織の X 線の破壊を行うため、軟 X 線を発生するに必要な管電圧は陽極で電流量は低い印加電圧で電流を引出す陰極構造をもつことを特徴とする X 線装置。

【発明の詳細な説明】**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡と X 線装置とを併用して内視鏡が挿入可能な体内特に消化器系内での癌などの病巣を可視化状態下で X 線診断し、さらに X 線治療を行う装置に関するものである。X 線装置は通常使用されている内視鏡の鉗子口から挿入することができる。

30

【0002】

X 線装置は、電界放射型冷陰極に電圧を印加することにより初速度をもつ電子を放出し、真空中で加速され、陽極ターゲットに衝突させて X 線を発生させる。X 線発生部管径は鉗子口径と同じ 5 mm 程度に小型化が可能な X 線装置である。

【背景技術】**【0003】**

内視鏡は産業用として機器や配管内の検査から、人体等の病巣検出・組織採取更には外科手術時の観察など医療用として使用されるものであり、近年では CCD カメラのレンズ全面から光ファイバー等を用いて投光可能にして暗所での撮影が可能となった。

40

【0004】

内視鏡単独の場合、ケーブル先端に取り付けた対物レンズを介した CCD カメラを体内に挿入していき、内視鏡ライトガイドからの外光により、随時、体内組織の撮影画像をリアルタイムで得るとともに、その撮像画像から検査対象と思われる部位を発見すると、その発見位置から鉗子口より挿入した鉗子で検査用として部位組織を取るほか、最近では鉗子と薬液を併用して部位切除などを CCD カメラで監視しながら行うことができる。

【0005】

鉗子で行う部位の処理は、限界がある。その部位が手術を必要とする状態なのかの判断が表面状態しか可視化画像では確認できない。検査及び治療対象部位の内部観察ができな

50

いからである。また鉗子による部位組織の切除は組織を取り去る方法のため、止血などの処置の回復までに時間がかかる。実際に癌と確認できる部位を外科手術する場合は別途行う必要がある。内視鏡観察し、手術などその場で処置はできない。

【 0 0 0 6 】

一般的に、X線装置は人体から離れた所からX線を照射し、人体の後部に配置したX線検出器で透過X線を検出し、X線画像化して人体の病巣などを検査することができる。

【 0 0 0 7 】

数MeVの高エネルギーX線治療の場合、先にX線CTなどによって対象とする病巣の位置を検出し、コンピューターシュミレーションにより、X線の出射方向と条件をあらかじめ設定して治療を行うリニアックナイフと呼ばれる大型の放射線治療器が使われている。

10

【 0 0 0 8 】

しかしながら、検査にX線を用いる場合、CTなどではX線の被爆量が問題となるし、装置も大型であり大病院での検査に限られる。また放射線治療器は非常に高価で大型の装置である。これも大病院にしかなく一般の使用は限られる。さらに治療に際して、正常な組織への被爆が発生する。そのため、使用が限られる。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 9 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 4 - 2 7 5 3 3 9

20

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 8 - 2 8 8 1 6 0

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 0 】

本発明では、内視鏡を体内に挿入し、直接検査対象を特定確認し、その特定した検査対象に体内からX線を照射することにより、検査対象内部の撮影観察をその場で可能とする。

【 0 0 1 1 】

この検査対象が癌等の場合は治療用X線を特定した病巣のみに限定してX線を照射することを可能とした内視鏡併用X線装置を提供するものである。

30

【 発明が解決するための手段 】

【 0 0 1 2 】

本発明による内視鏡併用X線装置は2つのX線装置を具備している。1つは検査撮影用で顕微機能を有するX線装置である。2つは、検査対象の治療を目的としたX線を限定視野のみ照射できる近接照射X線装置である。この2つのX線の使用は内視鏡で観察しながら行うことができる。2つのX線装置は内視鏡の鉗子口から挿入取出しが可能であることを特徴とするものである。

【 0 0 1 3 】

本発明では内視鏡による直接外観観察で検査部位を特定すると、検査撮影用X線装置を鉗子口から体内に挿入し、その対象に対して近接場からX線を照射し、対外に設置した検出器に拡大画像としてモニターすることができる。内視鏡で観察しながらのX線撮影のため、検査部位以外へのX線照射を抑え、顕微鏡機能により、詳細な画像が得られ、癌など病巣の大きさを把握でき、その場読影ができる。

40

【 0 0 1 4 】

特定した病巣部位が処置をする必要があるとその場で読影した時、検査撮影用X線装置を取出し、新たに治療用X線装置を内視鏡鉗子口から挿入する。内視鏡で病巣を確認しながらX線装置の発生管部を挿入していき、近接場にて病巣の大きさに対応したX線照射量を特定し、病巣の肉眼観察を併用してX線を照射し病巣をX線的に破壊する。確認は内視鏡観察する。内部の治療度合いは再度検査用X線装置を挿入し調べる。この操作を繰返すことで効率よく癌などの治療を短時間で行える。

50

【 0 0 1 5 】

本発明の好ましい態様は、上記の検査撮影用 X 線装置の X 線発生管部が、セラミックあるいはガラス等の高絶縁耐力をもつ真空容器内に、三角円錐状に成膜されたナノカーボン構造体を冷陰極電子発生源（エミッタ）を陰極とし、その対抗する方向に接地陽極アパーチャーと電氣的に接合した、ベリリウム、アルミニウム合金あるいはマグネシウム合金等の表面にタングステンあるいはモリブデンなどの薄膜ターゲットをもつ陽極管からなる。

【 0 0 1 6 】

X 線は冷陰極電子源（エミッタ）から出射された初速度を持ちエネルギーの揃った電子群が接地陽極アパーチャーで収束し微小焦点となってターゲットに衝突し X 線を発生する。発生 X 線は薄膜ターゲットから陽極管を通過した透過型 X 線となる。エミッタが三角円錐形状を持つため電界はその頂点に集中し出射電子群は収束する。さらに接地陽極で収束しモリブデンあるいはタングステンターゲットに直径 10 数 μm の電子群が衝突する。

10

焦点径を小さくし、電流を適度に制御するため、2 極管とした。図 4（a）に電圧 V_1 電流 V_2 特性を示す。定電圧制御下で、冷陰極エミッタからの電子の出射方向と電圧に対する電流を制御するガイドが有効に作用する。

【 0 0 1 7 】

本発明の好ましい態様は、治療用 X 線装置の X 線発生管部は、冷陰極電子源エミッタが三角円錐形状に成膜されたナノカーボン構造体からなる。内部を高真空状態下のガラスあるいはセラミック容器中に陰極エミッタ、電子出射方向制御するガイドと絶縁を介して電子引出電極、対向して接地陽極アパーチャーを介して $15^\circ \sim 20^\circ$ の傾斜をもつタングステンあるいはモリブデン傾斜ターゲットと電氣的に接続した陽極管からなっている。

20

【 0 0 1 8 】

陽極管側面にある X 線出射窓は低エネルギーの軟 X 線から管電圧までのスペクトルをもつ X 線を取り出すことが可能なマグネシウム合金、またはベリリウムである。陰極に負電圧を印加すると三角円錐形状エミッタの頂点から主として電子が出射し、接地陽極アパーチャーを通過して W ターゲットに衝突する。

【 0 0 1 9 】

治療用 X 線装置は、軟 X 線に近い低エネルギーで X 線の照射量をコントロールしたいため、3 極管構成とした。本発明による 3 極管の図 4（c）に電圧電流特性を示す。

30

照射量は低電圧 V_2 、大電流 I_2 を陰極側で、X 線管電圧 V_3 （ V_2 は V_3 に比べると制御範囲の電圧）は陽極側で個別にコントロールできる。使用条件により、エミッタ電子放射特性が変化しても、電流制御のため、変動を抑えることができる。また管電圧は陰極側電圧変動にたいして十分高電圧である。

近接場照射により、X 線は絞られているため、病巣以外への影響はほとんどない。

また X 線深度も病巣の大きさに合わせて管電圧を調整する。

【 0 0 2 0 】

本発明の好ましい態様は内視鏡本体の鉗子口から挿入取出しを可能にする直径 5 mm 以内の大きさに X 線発生管部とするため、0.5 mm 径以下の細線ステンレス基板の凹表面にナノカーボン集合構造体と呼ばれる陰極エミッタを円錐底面を直径 0.5 mm 程度、高さ 1 mm 程度の三角円錐形状にプラズマ CVD を用いて成膜する。

40

【 0 0 2 1 】

エミッタに負電圧が印加されたとき、円錐の頂点付近は強い電界となる。この電界により電子が真空中に出射される。一般的に用いられている熱陰極はフィラメント上に空間電荷として電子溜りが形成され陽極の電圧で引き寄せられるが、本発明によるエミッタは、初速度と方向性を持った電子が放出する。電子は接地ア陽極アパーチャーで収束し通過後ターゲット陽極に微小焦点を結び衝突する。エミッタを取り囲むように設置されているガイドは電子発生方向と電界の印加度合を制御するはたらきをする。エミッタを三角円錐形状とすることで、小径の X 線管が実現でき、内視鏡の鉗子口からの操作が可能となる。

【 0 0 2 2 】

50

本発明の好ましい態様は、検査撮影用 X 線管は最大 50 kV の管電圧、管電流として 0.3 mA を微小焦点とすることで拡大画像が撮影できる。体内からの X 線のため、近接場撮影をおこなえるため、一般に行われている体外で 1 m 以上離れた撮影に比べ電圧において 1/2 以上の低減ができる。

【0023】

体外での X 線撮影条件 (I A E A) は 1 m の距離から、例えば胸部正面の場合、120 kV、200 mA、照射時間 0.1 秒、で 5 mGy の被爆線量となるが本発明にあっては、1/100 以下となる。更に顕微鏡機能を備えていることで病巣大きさ及び内部組織を的確に画像化できる。また病巣組織と血管との接続関係を知る場合は、造影剤等を併用すると明確な画像を得ることができる。

10

【0024】

X 線治療については、現状の CT からのデータを使ってコンピューターシミュレーションし、病巣の位置設定と X 線照射制御を行う複雑で煩雑な方法に比べ、内視鏡観察で部位を特定し、消化器内に少々の残差、残液があったとしても、癌などの細胞を破壊に必要な低エネルギー X 線を病巣の大きさに合せ X 線深度を調整することで被爆量の低減と確実に細胞を破壊できたかの確認を内視鏡観察その場観察と X 線撮影で行える。

【0025】

例えば X 線エネルギーを 15 keV にすれば生体組織の半価層は約 4.2 mm 程度である。癌の大きさを先に検査しその場で確認したのち、治療条件を設定すれば確実に組織への照射線量を簡単に設定でき、目視観察のフィードバックから治療中に線量の調節を行うことも可能である。

20

【発明を実施するための形態】

【0026】

以下添付した図面を参照して、本発明の実施の形態に係る内視鏡併用 X 線装置を説明する。

【0027】

図 1 は、内視鏡併用 X 線装置の使用例を示す図である。
内視鏡は、先端部 8 に 2 個の LED からなるライトガイド 12 と対物レンズ 9 を介して CCD カメラそして組織を採取する鉗子の挿入口 11、薬剤を投入・吸引とガスの注入ノズル 10 から構成されている。内視鏡は図に示していないが伸縮可能で表面樹脂に人体との親和のよい加工を施した挿入部 3 と操作するユニット 2 から構成されている。

30

【0028】

本発明の X 線装置の挿入部はこの内視鏡の鉗子口 11 を使用し外部から挿入、取出しが可能な 5 mm 径で、表面部分は人体との親和性のある処理を施した薄い樹脂 28 で構成され、内視鏡と同様な形状となっている。さらに詳しく説明すると、X 線発生管部 2, 3 は 5 mm 径、長さ 10 mm 程度でありこの部分は曲げることにはできないが、電圧・電流供給用シールドケーブル 16 は自由に屈曲することができる。食道器官などの細い通路を内視鏡が通過し観察した結果、検査対象 40 として、癌などの病巣が検出された時は、X 線発生管部 14, 15 を内視鏡で観察しながら、近接場で X 線を照射できる。

【0029】

40

内視鏡を口から挿入し食道器官を観察しながら胃の方向に進めていく。食道途中に癌細胞を発見した。内視鏡ではその表面の盛上った大きさとマクロ的組織の観察を行う。通常は鉗子を使用し組織を採取する。

【0030】

本発明では、内視鏡の鉗子口から顕微鏡機能をもつ X 線装置 2 を挿入し、検査対象 40 である癌細胞近傍まで図 2 (a) のように、内視鏡を見ながら挿入する。X 線の管電圧を 30 kV に設定し、0.1 秒照射し、体外部にセットした X 線検出器 6 で画像を採取する。この時の X 線管からの放射 X 線は X 線→癌細胞→食道器官構成・皮膚を介して検出器に至る距離はせいぜい 10 cm 程度である。従ってアルミフィルターで低 X 線エネルギーをカットし、微小焦点の X 線管から拡大画像を観察できる。画像モニターと X 線の操作制

50

御はパソコン 7 で行い、図 3 (a) 及び (b) のように 2 画面表示し、その場で内視鏡画像と X 線画像を併用し検査対象 4 0 の読影による癌細胞の容積的大きさを判断する。

【 0 0 3 1 】

検査用 X 線装置 2 を取出し、新たに治療用 X 線装置 3 を挿入し、内視鏡で X 線発生管部の位置と癌組織の位置を図 2 (b) に示すようにして確認する。治療用 X 線装置から癌細胞の破壊に必要な X 線エネルギーと照射量を選び、照射量は陰極電流を定電流制御することで、X 線エネルギーは陽極管電圧を定電圧制御して安定な X 線照射を作り、X 線を癌組織に照射する。

【 0 0 3 2 】

X 線照射後内視鏡観察で組織に変化が認められたら、照射を中止する。治療度合を確認のため、再度検査用 X 線装置 2 を挿入し、図 3 (c) のように検査対象 4 0 の癌組織の変化即ち消滅度を調べる。局部的 X 線照射なので人体全体への影響は極小となる。このことも別組織への影響を抑えることができる。

10

【 0 0 3 3 】

図 5 は、本発明による検査用 X 線装置の X 線発生管部拡大図を示す。エミッタ 2 7 は三角円錐状に基板に成膜されたナノカーボン構造体あるいはカーボンナノチューブ等先端が針状形状を持ち、電界により電子を放出しやすい構造をもつものである。特に材質には拘らないが、使用していくと、雰囲気真空中あるいは真空容器などの構成材料からの汚染物質により先端の特性が変化しない物質が望ましい。図 4 (b) に本発明で用いるエミッタの定電圧制御における電圧電流特性である。

20

【 0 0 3 4 】

エミッタ 2 7 をもつ陰極 2 5 にエミッタの発生電子の方向制御を行う収束ガイド (陰極と電氣的に接続) と絶縁セラミック 2 4 を介して陽極管がある。エミッタと対抗して接地陽極アパーチャー 2 3 そして陽極管内面にタングステン膜ターゲット 2 1 を構成した構造となっている。陽極管は外部絶縁被覆 2 8 に覆われている。2 極管構成である。

【 0 0 3 5 】

透過 X 線窓となる陽極管は、X 線フィルター機能を持たせたアルミニウム合金にタングステン 2 1 などを数 μm 程度物理的成膜方法で成膜したものである。2 3 はエミッタ陰極から出射した電子群を収束させるレンズ機能をもつ接地陽極で、陽極管と電氣的につながっている。

30

【 0 0 3 6 】

検査用は定電圧で比較的高管電圧で小管電流である。エミッタから方向性を制御され収束した電子群が 1 0 数 μm の焦点径で膜ターゲットに侵入し X 線を発生し膜を通過して外部に放射される。焦点径が微小なことから近接撮影においても画像がボケることはなく拡大画像をえることができる。

【 0 0 3 6 】

図 6 は、本発明による治療用 X 線装置の X 線発生管部拡大図を示す。エミッタ 2 7 は検査用と同じである。エミッタ 2 7 をもつ陰極 2 5 にエミッタの発生電子の方向制御を行う電子制御ガイド (陰極と電氣的に接続) 3 4 と内周絶縁セラミック 3 3 を介して電子引出電極 3 0 及び外周絶縁セラミック 3 2 そして陽極管 2 5 がある。エミッタと対抗して電子引出電極 3 0 のアパーチャー部そして 1 5 度の傾斜を持つ傾斜ターゲットと陽極管が接続され陽極管の一部は軟 X から放射できる窓 3 1 が側面に形成された構成構造となっている。陽極管 2 2 は外部絶縁被覆 2 8 に覆われている。3 極管構成である。

40

【 0 0 3 7 】

治療用は大きめな管電流で、比較的低管電圧である。この特性に適合した 3 極管で実現させる。陰極側ではエミッタをガイドの影響を少なくした構成とし、1 k V 以下の電圧で 0 . 3 m A 以上の電流を放出させる。治療は数分の照射そして検査それを繰返す方法がとられる。陰極は電子放出特性が変化し、電圧シフトを起こしてもせいぜい 1 0 0 V 程度以下であるため、陽極電圧を 1 0 k V ~ 1 5 k V に設定し定電圧制御すれば安定して X 線の照射量を得ることができる。

50

【 0 0 3 8 】

体内に挿入するX線装置にとって、重要な特性は、高電圧に対する機器の絶縁不良である。X線発生管部は真空環境にあり、電界集中の起こらない構成となっている。またシールドケーブルはテフロンなどの絶縁特性に富む材質で構成されている。

本発明によるX線装置の電源は電池駆動であり、商用電源との接続を必要としないフローティングである。

【 0 0 3 9 】

本発明は上述した実施の形態に限定されるものではなく、特許請求の範囲に記載した範囲内で種々変更ないしは変形を含むものである。

【図面の簡単な説明】

10

【 0 0 4 0 】

【図 1】図 1 は内視鏡併用 X 線装置の使用例を示す図である。

【図 2】図 2 は内視鏡で観察しながら、X 線装置の X 線発生管部の位置設定図である。

【図 3】図 3 は内視鏡画像、治療前 X 線画像、治療後 X 線画像を示す図である。

【図 4】図 4 は内視鏡併用 X 線発生装置の外観斜視図と検査用及び治療用 X 線発生管の電圧・電流特性を示す図である。

【図 5】図 5 は検査用 X 線装置の 2 極発生管の拡大して示す図である。

【図 6】図 6 は治療用 X 線装置の 3 極発生管の拡大して示す図である。

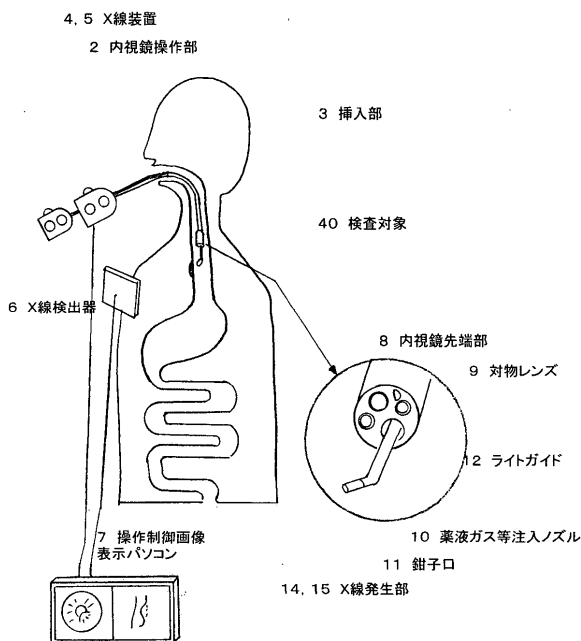
【符号の説明】

20

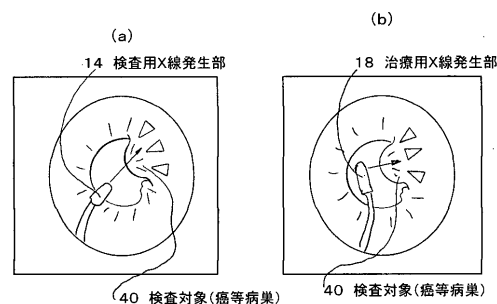
【 0 0 4 1 】

- 2 2 陽極管、2 3 接地陽極、2 4 絶縁セラミック、2 5 陰極、
 2 6 収束ガイド、2 7 エミッタ、2 8 外部絶縁被覆、2 9 傾斜ターゲット、
 3 0 電子引出電極、3 1 X 線窓付陽極、3 2 外周絶縁セラミック、
 3 3 内周絶縁セラミック、3 4 電子制御ガイド。

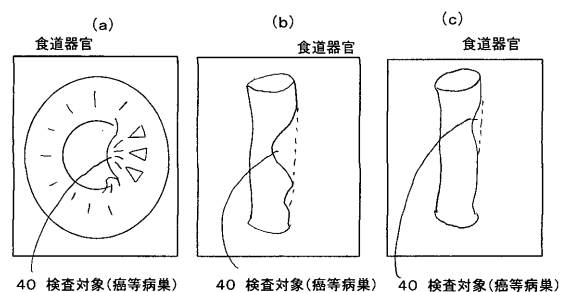
【図 1】



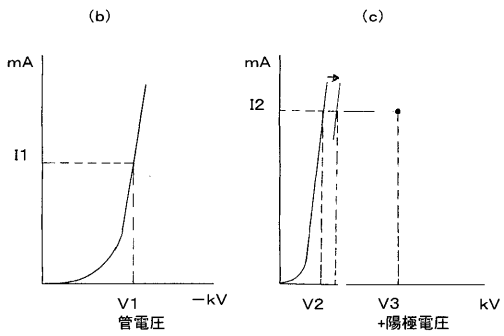
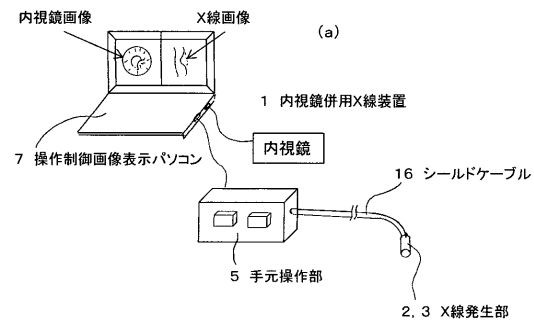
【図 2】



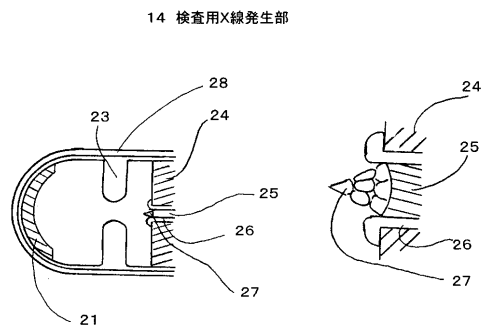
【図 3】



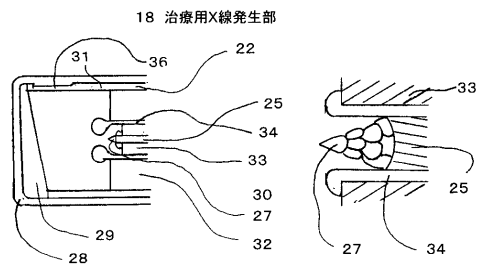
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C093 AA25 CA21 DA01 EA02 EA11 FF35
4C161 BB02 CC06 DD03 GG15 HH56 LL02 NN01

专利名称(译)	内视镜并用X线装置		
公开(公告)号	JP2014233612A	公开(公告)日	2014-12-15
申请号	JP2013126081	申请日	2013-05-30
申请(专利权)人(译)	哈巴HoOsamu 石黒久		
[标]发明人	羽場方紀 石黒義久		
发明人	羽場 方紀 石黒 義久		
IPC分类号	A61N5/10 A61B1/00 A61B6/00 H05G1/00		
FI分类号	A61N5/10.C A61B1/00.334.D A61B1/00.300.G A61B6/00.370 H05G1/00.D A61B1/00.620 A61B1/018.515 A61B1/273 A61N5/10.U		
F-TERM分类号	4C082/AA03 4C082/AC02 4C082/AE05 4C082/AJ07 4C082/AJ13 4C082/AJ20 4C092/AA01 4C092/AB30 4C092/AC01 4C092/BD01 4C092/BD04 4C092/BD05 4C092/BD09 4C092/BD14 4C092/BD16 4C092/BD19 4C093/AA25 4C093/CA21 4C093/DA01 4C093/EA02 4C093/EA11 4C093/FF35 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG15 4C161/HH56 4C161/LL02 4C161/NN01		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：使用可插入内窥镜的镊子孔的用于病变检查的X射线设备和用于病变治疗的X射线设备在原位视觉观察下进行X射线图像诊断和病变组织的X射线。提供了一种用于进行组织破坏治疗的装置。解决方案：在用检查X射线设备观察内窥镜的同时，将X射线发生管部分带到检查对象的附近，检查X射线设备从内窥镜的镊子端口插入内窥镜检测到的病变组织。X射线具有显微镜功能，并且仅对被检体照射X射线，并且读取获得的放大图像以掌握病变组织的体积大小。以相同的方式插入治疗性X射线设备，从内窥镜确定X射线发生管的位置，并通过三极管结构将稳定的X射线能量和照射剂量施加到病变组织。通过主要用软X射线能量照射并用内窥镜观察病变组织的变化来进行治疗。再次对X线进行诊断，并及时进行X线治疗和X线检查以及内窥镜观察，以在短时间内进行手术。

[选型图]图1

