

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6972313号
(P6972313)

(45) 発行日 令和3年11月24日(2021.11.24)

(24) 登録日 令和3年11月5日(2021.11.5)

(51) Int. Cl.	F I
HO 1 J 35/06 (2006.01)	HO 1 J 35/06 E
HO 5 G 1/34 (2006.01)	HO 5 G 1/34 H
HO 1 J 35/16 (2006.01)	HO 1 J 35/06 D
	HO 1 J 35/16
	HO 1 J 35/06 H

請求項の数 4 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2020-512791 (P2020-512791)	(73) 特許権者	520068652
(86) (22) 出願日	令和1年11月28日(2019.11.28)		レメディ カンパニー リミテッド
(65) 公表番号	特表2021-509755 (P2021-509755A)		RE-MEDI CO., LTD
(43) 公表日	令和3年4月1日(2021.4.1)		大韓民國 24232 江原道 春川市
(86) 国際出願番号	PCT/KR2019/016586		朔州路 145番街 69-14 (後坪洞)
(87) 国際公開番号	W02020/111820		(Hupyeong-dong) 69-
(87) 国際公開日	令和2年6月4日(2020.6.4)		14, Sakju-ro 145beon-gil Chuncheon-si
審査請求日	令和2年3月27日(2020.3.27)		Gangwon-do 24232 Republic of Korea
(31) 優先権主張番号	10-2018-0149911	(74) 代理人	110001427
(32) 優先日	平成30年11月28日(2018.11.28)		特許業務法人前田特許事務所
(33) 優先権主張国・地域又は機関	韓国 (KR)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 抽出器を持つ小型X線チューブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

電圧が印加されれば、電子を放出するフィラメントと、
 前記フィラメントを固定し、前記フィラメントの両極に電源を連結することができるように、2個のフィラメント貫通孔を含むベースと、
 前記ベースと密着され、前記フィラメントと接触せず、前記フィラメントを取り囲む円筒状の抽出器と、
 前記抽出器と、前記フィラメントの一方極との間にカットオフ電圧を印加するカットオフ電圧提供部と、
 前記抽出器を取り囲み、一側の終端が、前記ベースと密着されるセラミックス素材のボディと、
 前記ボディの他側の終端に連結され、前記フィラメントから放出される電子を受信し、X線を放出するターゲットと、
 を含み、
 前記カットオフ電圧提供部は、
 前記抽出器と、前記フィラメントの一方極との間にカットオフ電圧を印加し、
 前記フィラメントの両極間に電圧が印加された時点から所定の予熱時間が経過した後、
 前記カットオフ電圧を遮断することを特徴とする小型X線チューブ。

【請求項2】

前記カットオフ電圧提供部は、

前記抽出器と、前記フィラメントの一方極との間に、200V以上300V以下の電圧を印加することを特徴とする請求項1に記載の小型X線チューブ。

【請求項3】

前記抽出器は、金属からなることを特徴とする請求項1又は2に記載の小型X線チューブ。

【請求項4】

前記抽出器は、コパールからなることを特徴とする請求項1～3のいずれか1項に記載の小型X線チューブ。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、小型X線チューブに係り、さらに詳細には、フィラメントから放出される電子の放出形態を調節し、カットオフ電圧を利用し、X線の放出を制御させる抽出器を含む小型X線チューブに関する。

【背景技術】

【0002】

患者の疾病を診断するための技術のうち、患者の人体内部を撮影することができるX線技術は、その活用範囲がだんだんと広がっている。特に、従来には、X線撮影装置の大きさにより、胸部、腕、足のような大きい部位に対してのみ撮影が可能であったが、歯科治療などにおいて、人体の小さい部位に対するX線撮影が必要になり、X線チューブの小型化が必要になっている。

20

【0003】

先行技術である韓国登録特許第10-1915523号「エックス線チューブ」は、そのように小型化されたX線チューブの基本的な形態を記述しているが、エミッタから電子を放出すれば、アノード電極に電子が衝突し、X線を放出する構造を示している。

【0004】

しかし、そのような従来技術によるX線チューブにおいては、電子を放出するためのエミッタに電圧が印加されるとき、予熱時間が必要となり、その時間の間、必要なX線映像を得るまで、非撮影者がX線に露出されるという問題点がある。

30

【0005】

従って、小型X線チューブにおいて、X線映像を得るための瞬間にだけ電子を放出するように制御させる構造が必要である。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、小型のX線チューブを提供し、小さい部位に対するX線撮影を容易にすることを目的とする。

【0007】

また、本発明は、X線チューブにおいて、フィラメントに電圧が印加され、必要なレベルの電子が放出されるまで、電子放出を制御し、X線に対する露出を最小化させることを目的とする。

40

【0008】

また、本発明は、X線チューブからターゲットに達する電子の焦点領域を最小化させ、鮮明なX線映像を得させることを目的とする。

また本発明は、セラミックス素材のボディと連結される抽出器の素材を、セラミックスと熱膨脹係数が類似した素材で構成することにより、熱により、チューブを損傷させないことを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

50

そのような目的を達成するために、本発明の一実施形態による小型X線チューブは、電圧が印加されれば、電子を放出するフィラメント、前記フィラメントを固定し、前記フィラメントの両極に電源を連結するように、2個のフィラメント貫通孔を含むベース、前記ベースと密着され、前記フィラメントと接触せず、前記フィラメントを取り囲む円筒状の抽出器、前記抽出器と、前記フィラメントの一方極との間にカットオフ電圧を印加するカットオフ電圧提供部、前記抽出器を取り囲み、一側の終端が、前記ベースと密着されるセラミックス素材のボディ、及び前記ボディの他側の終端に連結され、前記フィラメントから放出される電子を受信し、X線を放出するターゲットを含んで構成される。

【0010】

このとき、前記カットオフ電圧提供部は、前記抽出器と、前記フィラメントの一方極との間にカットオフ電圧を印加し、前記フィラメントの両極間に電圧が印加された時点から所定の予熱時間が経過した後、前記カットオフ電圧を遮断することができる。

10

【0011】

また、前記カットオフ電圧提供部は、前記抽出器と、前記フィラメントの一方極との間に、200V以上300V以下の電圧を印加することができる。

【0012】

そして、前記抽出器は、前記ボディを構成するセラミックスと、熱膨張係数が所定の範囲以内である金属からもなる。

【0013】

このとき、前記抽出器は、コバール(kovar)からもなる。

20

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、小型のX線チューブを提供し、小さい部位に対するX線撮影を容易にする効果がある。

【0015】

また、本発明によれば、X線チューブにおいて、フィラメントに電圧が印加され、必要なレベルの電子が放出されるまで、電子放出を制御し、X線に対する露出を最小化させる効果がある。

【0016】

また、本発明によれば、X線チューブからターゲットに達する電子の焦点領域を最小化させ、鮮明なX線映像を得させる効果がある。

30

【0017】

また本発明によれば、セラミックス素材のボディと連結される抽出器の素材を、セラミックスと熱膨張係数が類似した素材で構成することにより、熱により、チューブを損傷させない。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の一実施形態による小型X線チューブの構成を図示した図面である。

【図2】本発明の一実施形態による小型X線チューブの抽出器を図示した図面である。

【図3】本発明の一実施形態による小型X線チューブの電圧印加モジュールを図示した構成図である。

40

【図4】本発明の一実施形態による小型X線チューブの動作を示す図面である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

そのような目的を達成するために、本発明の一実施形態による小型X線チューブは、電圧が印加されれば、電子を放出するフィラメント、前記フィラメントを固定し、前記フィラメントの両極に電源を連結するように、2個のフィラメント貫通孔を含むベース、前記ベースと密着され、前記フィラメントと接触せず、前記フィラメントを取り囲む円筒状の抽出器、前記抽出器と、前記フィラメントの一方極との間にカットオフ電圧を印加するカットオフ電圧提供部、前記抽出器を取り囲み、一側の終端が、前記ベースと密着されるセ

50

ラミックス素材のボディ、及び前記ボディの他側の終端に連結され、前記フィラメントから放出される電子を受信し、X線を放出するターゲットを含んで構成される。

【0020】

このとき、前記カットオフ電圧提供部は、前記抽出器と、前記フィラメントの一方極との間にカットオフ電圧を印加し、前記フィラメントの両極間に電圧が印加された時点から所定の予熱時間が経過した後、前記カットオフ電圧を遮断することができる。

【0021】

また、前記カットオフ電圧提供部は、前記抽出器と、前記フィラメントの一方極との間に、200V以上300V以下の電圧を印加することができる。

【0022】

そして、前記抽出器は、前記ボディを構成するセラミックスと、熱膨張係数が所定の範囲以内である金属からもなる。

【0023】

このとき、前記抽出器は、コバール(kovar)からもなる。

【0024】

以下、本発明の望ましい実施形態について、添付図面を参照し、詳細に説明する。本発明の説明において、関連公知構成または機能に係わる具体的な説明が、本発明の要旨を不明にすると判断される場合には、その詳細な説明は、省略する。また、本発明の実施形態の説明において、具体的な数値は、一実施形態に過ぎず、それにより、発明の範囲が制限されるものではない。

【0025】

図1は、本発明の一実施形態による小型X線チューブの構成を図示した図面である。

【0026】

図面に図示されているように本発明の一実施形態による小型X線チューブは、フィラメント101、ベース102、抽出器103、カットオフ電圧提供部104、ボディ105、ターゲット106、及び熱放出キャップ107によっても構成される。

【0027】

フィラメント101は、電圧が印加されれば、電子を放出する。フィラメント101は、電気が加えられて加熱され、特定温度を超せば、電子を放出し始める。本発明の一実施形態による小型X線チューブは、そのように、フィラメント101から放出される電子を、フィラメントとターゲット106とにかかると高電圧を利用し、ターゲット106側に迅速に移動させ、移動した電子がターゲット106に衝突し、X線を発生させることを基本原理にしている。

【0028】

フィラメント101のように、電子を発生させる機能を行う部分をエミッタ(emitter)またはカソード(cathode)と呼び、そのような用語によって制限されず、電子を放出させる役割を行うのであれば、本発明でのフィラメント101と同一技術的範囲を有すると理解することができる。

【0029】

フィラメント101は、前述のように、電気によって熱が発生し、その熱が臨界点を超えれば、電子を放出させ、熱が一定温度以上になるまで予熱するための予熱時間が必要である。従って、従来のX線チューブにおいては、電源を印加し、フィラメントの予熱が完了するまで、X線映像撮影に不足した線量のX線が放射され、検査者または患者がそれに被爆される問題があった。

【0030】

フィラメント101は、電圧が印加されたときに動作するので、フィラメントに電圧を印加するための電源供給モジュールが連結されることが自明であり、該電源供給モジュールを介して、電源を供給して遮断することにより、X線撮影を制御することができる。

【0031】

ベース102は、前記フィラメント101を固定し、前記フィラメント101の両極に

10

20

30

40

50

電源を連結するように、2個のフィラメント貫通孔を含む。フィラメント101から発生する電子は、高電圧により、ターゲット106側に移動するが、そのために、フィラメント101がX線チューブ内部に一定に固定されていなければならない、ターゲット106の反対側は、塞がれていなければならないのである。また、フィラメント101がX線チューブ内部にありながらも、外部からフィラメント101に電源を供給しなければならない。

【0032】

従って、ベース102は、フィラメントを挟んで固定させることができるように構成され、フィラメント101の両極がそれぞれX線チューブの外部に出て、電源供給モジュールに連結させる貫通孔を含んでもよい。

10

【0033】

抽出器103は、ベース102と密着され、前記フィラメント101と接触せず、前記フィラメントを取り囲む。該抽出器は、金属によって構成され、フィラメント101を取り囲んでおり、フィラメント101からの電子放出時、電子の移動に影響を与えることができる。従って、抽出器103の内部傾斜、ホールサイズなどにより、放出された電子がターゲット106のどの位置に焦点が合わせられるかということが決定される。

【0034】

従って、抽出器103の形態を調節することにより、X線が発生する形態を異ならせて具現することができ、焦点領域を集中させることにより、X線映像の鮮明度を上昇させることができる。

20

【0035】

特に、抽出器103は、フィラメント101と接触しておらず、フィラメント101と抽出器103との間に電圧が印加されれば、その間の空間に電場が発生するが、該電場を利用すれば、フィラメント101から発生する電子を外部に放出させず、ターゲット106からX線が放出されることを防ぐことができる。前述のように、フィラメント101は、臨界値温度を超えた後、本格的に電子が放出され、予熱時間が必要であるが、従来の技術においては、そのような予熱時間の間、少しずつ発生する電子がターゲットに衝突してX線が発生し、不要なX線に、検査者または患者が被爆されてしまうという問題があったが、本発明において、そのように、抽出器103とフィラメント101との間にカットオフ電圧を印加して電場を発生させれば、電子放出を遮断し、実に必要な瞬間にのみX線が発生するように制御することができる。

30

【0036】

抽出器103は、高電圧を印加するために、金属素材からならなければならないが、図面に示されているように、抽出器103がセラミックス素材からなるボディと密着し、内部空間を真空にしなければならず、高熱が発生しうるX線チューブの特性を考慮すれば、加熱時、熱膨張係数差によって衝撃が発生することを防止するために、セラミックスと熱膨張係数が類似した素材を利用することが望ましい。そのような素材としては、コパールがあるが、該コパールは、Fernico系の合金であり、Fe 54%、Ni 29%、Co 17%の組成によってなる合金であり、熱膨張係数が硬質ガラスに類似しているレベルであり、セラミックスと差がなく、ガラスまたはセラミックスとの縫合部分において周知されている素材である。

40

【0037】

カットオフ電圧提供部104は、前記抽出器103と、前記フィラメント101の一方極との間にカットオフ電圧を印加する。前述のように、フィラメント101と抽出器103との間に電圧が印加されれば、両者間に電場が形成され、フィラメント101から放出される電子をターゲット106まで移動させない。そのように、電子放出を遮断するための電圧を、本発明においては、カットオフ電圧と呼び、カットオフ電圧提供部104は、そのようなカットオフ電圧を、フィラメント101と抽出器103とに印加する機能を行う。

【0038】

50

前述のように、カットオフ電圧が印加されれば、フィラメント101からターゲット106の方向に電子が放出されることを制御することができ、フィラメント101が予熱される時間や、フィラメント101とターゲット106との間に高電圧が印加されるまで待機する時間のように、不要にX線が放出されてはならないとき、電子放出を遮断するために、カットオフ電圧を印加することができる。

【0039】

そのために、カットオフ電圧提供部104は、抽出器103と、フィラメント101の一方極との間にカットオフ電圧を印加して、フィラメント101の両極間に電圧が印加されてから、所定の予熱時間が経過し、X線撮影が可能なほどの電子放出がなされるとき、カットオフ電圧を遮断し、X線放出がなされるようにする。そのように構成する場合、予熱時間の間に発生する不要なX線を事前に遮断し、X線被爆を最小化させることができる効果を得ることができる。

10

【0040】

カットオフ電圧提供部104においては、そのように印加するカットオフ電圧として、200Vから300Vまでの電圧を印加することができるが、それは、フィラメント101から放出される電子の流出を遮断することができるほどの電場を形成する電圧に該当し、前記抽出器103の構造及び素材などによっても異なりうる。

【0041】

ボディ105は、前記抽出器103を取り囲み、一側の終端が、前記ベースと密着され、セラミックス素材から構成される。X線チューブの内部は、電子が妨害されずに移動することができるように真空になっているが、そのために、フィラメント101とターゲット106とを含み、X線チューブ全体を覆い包むボディ105が必要である。

20

【0042】

ボディ105の内部から電子が移動し、X線が放出されるために、電子の移動に影響を与えず、印加される高電圧が絶縁されるように、ボディ105は、セラミックス素材からなることが望ましく、高熱に対応するように、セラミックス素材のボディ105と当接する金属部分は、コパールのよう、セラミックス素材と熱膨脹係数が類似した素材を使用することが望ましい。

【0043】

ターゲット106は、前記ボディ105の他終端に連結され、前記フィラメント101から放出される電子を受信し、X線を放出する。ターゲット106は、銅のような金属素材からなることが望ましいが、高電圧によって高速度で移動する電子が金属表面に衝突すれば、X線が発生する現象を利用し、X線が必要なところでX線が発生させることができる。

30

【0044】

ターゲット106は、アノードとも呼ぶが、図面に図示されているように、X線が放出されなければならない方向に傾いた形態を有することにより、フィラメント101から放出された電子が衝突したとき、当該方向にX線が放出されるようにも構成される。ターゲット106の構造や勾配、素材などにより、同一電子に対して異なるX線放出形態を有することができ、X線の活用方法などにより、異なる構造を有することになる。

40

【0045】

熱放出キャップ107は、前記ターゲット106に連結されて熱を放出させる。前述のように、フィラメント101から発生した電子がターゲット106に達して衝突することにより、X線が発生するが、当該過程において、衝突による効果として熱が発生することになる。特に、大型X線装置ではない小型X線装置において、高エネルギーのX線を放出することになれば、狭いターゲット領域において、多量の熱が発生し、機器の変形をもたらしたり、性能に影響を与えたりする心配がある。

【0046】

従って、熱放出キャップ107は、多量熱が発生するターゲット106と連結され、ターゲット106の熱を迅速に放出させる役割を行う。そのために、熱放出キャップ107

50

は、電気伝導度が高い金属物質によって構成されることが望ましく、熱放出キャップ107の外部表面は、しわが形成されるようにし、熱を放出する面積を極大化させ、熱放出効率を高めるようにする。

【0047】

熱放出キャップ107は、ターゲット106の熱を迅速に放出させるように、ターゲットと同一素材からなることが望ましいが、X線放出を容易にする銅のような金属がその素材としても使用される。

【0048】

図2は、本発明の一実施形態による小型X線チューブの抽出器を図示した図面である。

【0049】

図面に図示されているように、X線チューブにおいて、抽出器103の形態や電圧などにより、フィラメント101から発生する電子が、ターゲット106まで移動する移動経路が完全に異なりもする。一般的には、鮮明なX線映像を得るためには、高電圧が印加されるか、あるいはX線を発生させる電子が、狭い焦点領域に集中的に放出されなければならないが、抽出器103の構造及び電圧などを制御し、フィラメント101から放出される電子ビームの形態を制御することにより、同一作動電圧においても、さらに鮮明なX線映像を得ることができるのである。

【0050】

図面においては、上側図においては、フィラメント101から放出される電子が焦点に収斂されずに広がる場合を示しており、そのような場合には、鮮明なX線映像を得難い。下側図のように、ターゲット106の一点に焦点が合わせられれば、撮影するための目標地点に、高線量のX線が放出され、それを介して、さらに鮮明なX線映像を獲得することができる。

【0051】

図3は、本発明の一実施形態による小型X線チューブの電圧印加モジュールを図示した構成図である。

【0052】

図面に図示されているように、基本的には、本発明による小型X線チューブは、フィラメント101に電圧を印加するフィラメント電源供給部の電圧により、フィラメント101が加熱され、当該過程で発生する電子がターゲット106側に移動することによってな

【0053】

このとき、フィラメント高電圧提供部とターゲット高電圧提供部とにより、フィラメント101とターゲット106との間に、高電圧差が形成され、ターゲット106側が正極になり、フィラメント101から発生した電子が迅速にターゲット106側に移動することになる。フィラメント101とターゲット106との間に形成される電圧は、70kVほどの高電圧にもなり、それは、X線の用途などによっても異なる。

【0054】

本発明においては、そのために、抽出器103に電圧を付加するカットオフ電圧提供部が含まれ、フィラメント101の一方極と、抽出器103との間にカットオフを印加し、それを介して、フィラメント101から発生した電子が、ターゲット106側に移動することを防ぎ、スイッチの役割を行う。

【0055】

図4は、本発明の一実施形態による小型X線チューブの動作を示す図面である。

【0056】

図面に図示されているように、フィラメント101は、電圧が印加されれば、加熱が始まり、電子が放出される温度に達するまで、予熱時間が必要になる。図面の例示のように、2秒ほどの予熱時間が必要となるが、そのときにも、少量の電子が放出されながら、不要にX線が放出される問題があることになる。

【0057】

10

20

30

40

50

フィラメント101とターゲット106との間の高電圧も目的電圧まで達するのに時間が必要となり、当該過程において不要に発生するX線を遮断するための方法が従来にはなかった。しかし、本発明によるX線チューブのように、抽出器103にカットオフ電圧を印加することになれば、カットオフ電圧を基に、電子放出を精密に制御することができ、それを介して、必要な瞬間にのみX線を放出するようにシステムを構成するのが可能である。

【0058】

以上においては、一実施形態を参照して説明したが、当該技術分野の熟練当業者であるならば、特許請求の範囲に記載された本発明の思想及び領域から外れない範囲内において、本発明を多様に修正及び変更させることができるであろう。

10

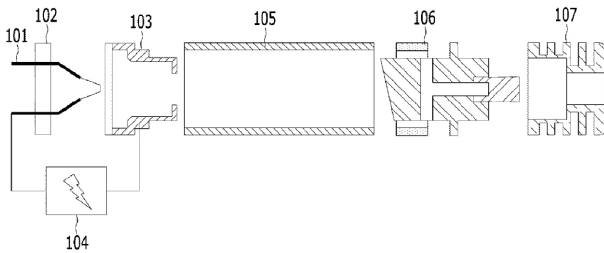
【産業上の利用可能性】

【0059】

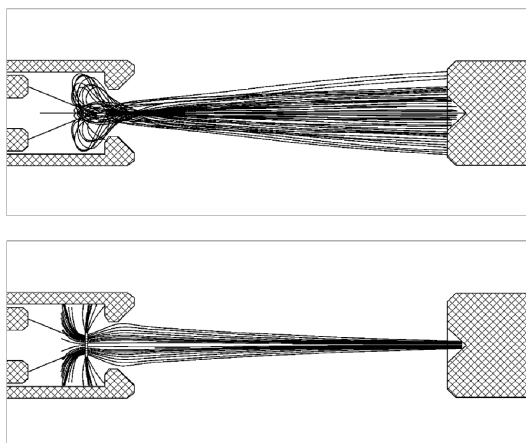
本発明は、抽出器を具備した小型X線チューブに係わるものであり、電圧が印加されれば、電子を放出するフィラメント、フィラメントを固定し、フィラメントの両極に電源を連結することができるように、2個のフィラメント貫通孔を含むベース、ベースと密着され、フィラメントと接触せず、フィラメントを取り囲む円筒状の抽出器、抽出器と、フィラメントの一方極との間にカットオフ電圧を印加するカットオフ電圧提供部、抽出器を取り囲み、一側の終端が、ベースと密着されるセラミックス素材のボディ、及びボディの他側の終端に連結され、フィラメントから放出される電子を受信し、X線を放出するターゲットを含む小型X線チューブが提供される。

20

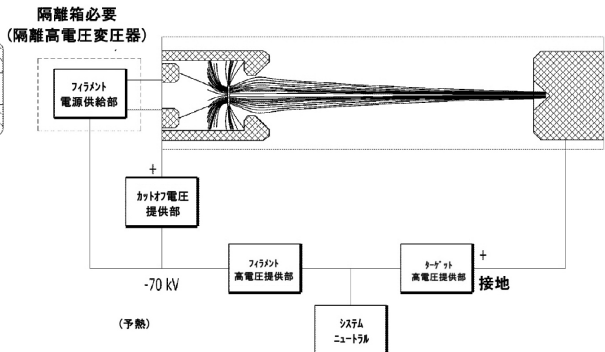
【図1】



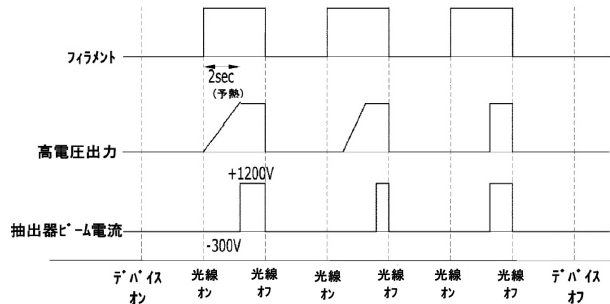
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

- (72)発明者 リー, レ ナ
大韓民國 04427, ソウル ヤンサン-グ, イチョン-ロ 54-ギル, コスモス マ
ンション ナンバー202
- (72)発明者 シン, スーク ヤン
大韓民國 04427, ソウル ヤンサン-グ, イチョン-ロ 54-ギル, コスモス マ
ンション ナンバー503
- (72)発明者 キム, ヒュン ジン
大韓民國 07733, ソウル ガンセオ-グ, デンチョン-ロ 13ナ-ギル, 24-1
6, ナンバー201

審査官 鳥居 祐樹

(56)参考文献 特開2017-183028(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
H01J 35/04
H05G 1/00