



- (51) 국제특허분류:
H01J 35/04 (2006.01) H05G 1/30 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2013/006253
- (22) 국제출원일: 2013년 7월 12일 (12.07.2013)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:
10-2012-0082710 2012년 7월 27일 (27.07.2012) KR
- (71) 출원인: 경희대학교 산학협력단 (UNIVERSITY-INDUSTRY COOPERATION GROUP OF KYUNG HEE UNIVERSITY) [KR/KR]; 446-701 경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732, 국제캠퍼스내, Gyeonggi-do (KR).
- (72) 발명자: 박헌국 (PARK, Hun Kuk); 130-820 서울시 동대문구 용두동 119-21, Seoul (KR). 유제황 (RYU, Je Hwang); 130-701 서울시 동대문구 회기동 1번지 경희대학교 의과대학 의공학교실, Seoul (KR).

(74) 대리인: 손민 (SON, Min); 135-855 서울특별시 강남구 양재천로 163 STX R&D 센터 6층 한얼국제특허사무소, Seoul (KR).

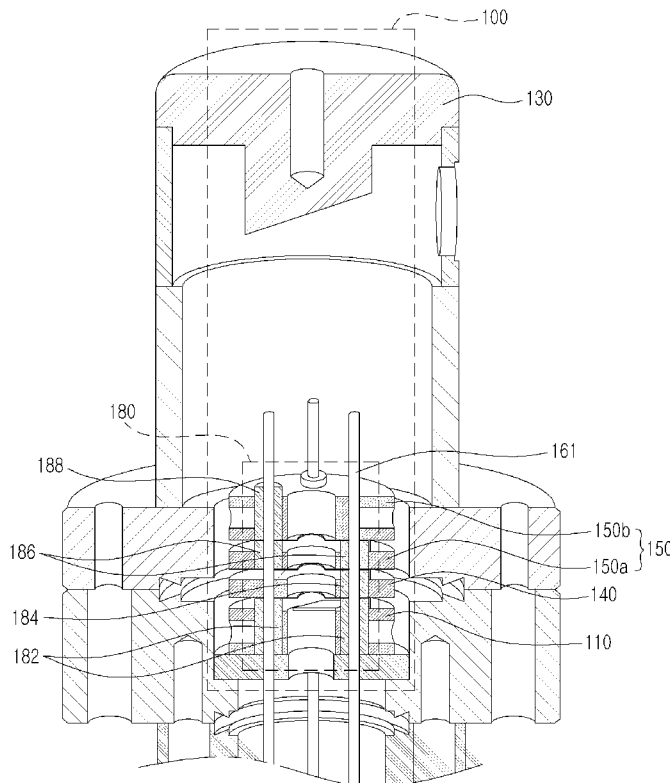
(81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR),

[다음 쪽 계속]

(54) Title: DIGITAL X-RAY SOURCE

(54) 발명의 명칭 : 디지털 엑스레이 소스



(57) Abstract: A digital X-ray source is disclosed. The device is an X-ray source comprising an X-ray generation unit for emitting X-rays, the X-ray generation unit comprising: a cathode electrode; an emitter formed on the cathode electrode; an anode electrode located on the emitter; a gate electrode located between the emitter and the anode electrode; first and second focusing electrodes located between the emitter and the anode electrode; and an electrode engagement unit comprising at least one insulation tube capable of fixing and adjusting positions of the gate electrode and the first and second focusing electrodes to the cathode electrode and respectively insulating and engaging the cathode electrode, the gate electrode, and the first and second focusing electrodes from and with electric wires.

(57) 요약서: 본 발명은 디지털 엑스레이 소스를 공개한다. 이 장치는 X-선을 방출시키는 엑스레이 발생부를 구비하는 엑스레이 소스에 있어서, 상기 엑스레이 발생부는, 캐소드 전극; 상기 캐소드 전극 상측에 형성되는 에미터; 상기 에미터 상측에 위치하는 애노드 전극; 상기 에미터와 상기 애노드 전극 사이에 위치하는 게이트 전극; 상기 에미터와 상기 애노드 전극 사이에 위치하는 제 1 및 제 2 포커싱 전극; 및 상기 캐소드 전극에 상기 게이트 전극 및 상기 제 1 및 제 2 포커싱 전극의 위치를 고정 및 조절할 수 있는 하나 이상의 절연 튜브를 구비하고 상기 캐소드 전극, 상기 게이트 전극, 상기 제 1 및 제 2 포커싱 전극을 전선과 각각 개별적으로 절연 및 체결하는 전극 체결부를 포함하는 것을 특징으로 한다.



OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

공개:
— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

명세서

발명의 명칭: 디지털 엑스레이 소스

기술분야

- [1] 본 발명은 엑스레이 소스에 관한 것으로서, 특히 방사선 조사량을 제어하면서 유사한 밀도를 갖는 연조직 사이에서 미세 생체 조직의 검출 성능을 향상시킬 수 있는 마이크로미터 이하 단위의 고해상도를 가진 나노 소재를 이용한 전계 방출 방식의 디지털 엑스레이 소스에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 일반적으로 의학 연구에 있어서 세포와 기질 간의 상호 관련성을 조사하기 위하여 대상 샘플 내의 국소적, 생물학적 정보를 얻는 것은 매우 중요한 사항이다.
- [3] 방사선학적 접근법을 이용한 인간의 인체 조직 관측은 비침습성 등의 장점으로 인류 문명에 큰 혜택을 주고 있는데, 생명 공학 및 의학 계열에서 방사선학적으로 마이크로미터 크기 조직의 관찰은 많은 연구 개발 활동 및 인류 보건 향상에 큰 기여를 하고 있다.
- [4] 하지만, 현재 마이크로 혹은 나노 크기의 구조 정보와 생물학적 정보들을 관련짓기 위한 효과적인 방법이 존재하지 않아 앞으로 나아가야 할 방향은 새로운 이미징 기술을 개발하기 위한 기술들과 경험을 적절하게 결합하는 것이 요구되고 있다.
- [5] 이를 위하여 종래의 방사선 기기는 밀리미터 크기의 해상도를 갖기는 하나, 공간 분해능의 부족으로 미세(마이크로미터 크기) 조직의 관측이 어려워 입자 가속기를 활용한 거대한 방사광을 이용하여 관측해야 하는 한계가 있었다.
- [6] 이와 같은 입자 가속기는 입자가속 시설을 이용하기 위한 공간적 제약이 따르고, 그에 따라서, 자율적인 측정이 어려운 결과를 갖게 된다.
- [7] 또한, 종래의 마이크로 엑스레이 장치라 할지라도 필라멘트 기반의 전자 방출원 사용에 따라 단위 면적당 전자의 방출 전류가 0.1 mA 에서 8 마이크로미터 크기의 해상도를 갖는 튜브의 방출 엑스레이 선량(flux)이 부족하여 다양한 영상 기기로서의 응용에 한계가 있었다.
- [8] 한편, 종래의 엑스레이 소스들은 가속된 전자들의 에너지가 불균일하기 때문에 발생하는 전자빔 또는 엑스선의 품질이 매우 낮고, 원하는 크기의 전자 방출 소자를 제공할 수 없으며, 초기 전자 방출 형태의 퍼짐 정도가 커서 포커싱 전극과 게이트 전극의 대형화를 가져오게 되는 단점이 있었다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [9] 본 발명의 목적은 엑스레이 발생부 내 캐소드 전극 상에 제공되는 하나 이상의 절연 튜브를 통하여 전극들의 고정 위치 및 상호간의 간격을 조절하고

에미터로부터 방출되는 전자 궤적 변화를 용이하게 제어할 수 있는 디지털 엑스레이 소스를 제공하는 것이다.

- [10] 또한, 하나 이상의 절연 튜브를 사용하여 전선을 포커싱 전극, 게이트 전극 및 캐소드 전극과 개별적으로 절연 및 체결되도록 하고, 단위 면적당 전자의 방출 전류가 mA 단위까지 가능한 에미터를 통하여 마이크로미터 단위의 고해상도가 가능한 디지털 엑스레이 소스를 제공하는 것이다.

- [11] 또한, 나노 소재를 이용한 전계 방출 방식의 엑스선 소스를 사용하는 디지털 엑스레이 소스를 제공하는 것이다.

과제 해결 수단

- [12] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 디지털 엑스레이 소스는 X-선을 방출시키는 엑스레이 발생부를 구비하는 엑스레이 소스에 있어서, 상기 엑스레이 발생부는, 캐소드 전극; 상기 캐소드 전극 상측에 형성되는 에미터; 상기 에미터 상측에 위치하는 애노드 전극; 상기 에미터와 상기 애노드 전극 사이에 위치하는 게이트 전극; 상기 에미터와 상기 애노드 전극 사이에 위치하는 제1 및 제2 포커싱 전극; 및 상기 캐소드 전극에 상기 게이트 전극 및 상기 제1 및 제2 포커싱 전극의 위치를 고정 및 조절할 수 있는 하나 이상의 절연 튜브를 구비하고 상기 캐소드 전극, 상기 게이트 전극, 상기 제1 및 제2 포커싱 전극을 전선과 각각 개별적으로 절연 및 체결하는 전극 체결부를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [13] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 디지털 엑스레이 소스의 상기 전극 체결부는 상기 전선과 상기 캐소드 전극 사이를 절연 및 체결하는 제1 절연 튜브; 상기 전선과 상기 게이트 전극 사이를 절연 및 체결하는 제2 절연 튜브; 상기 전선과 상기 제1 포커싱 전극 사이를 절연 및 체결하는 제3 절연 튜브; 및 상기 전선과 상기 제2 포커싱 전극 사이를 절연 및 체결하는 제4 절연 튜브;를 구비하는 것을 특징으로 한다.
- [14] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 디지털 엑스레이 소스의 상기 전극 체결부는 세라믹 재질인 것을 특징으로 한다.
- [15] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 디지털 엑스레이 소스의 상기 에미터는 레지스트 패터닝법을 이용하여 기판 상에 절연층을 형성한 후에 노광 공정을 통하여 게이트층-홀 구조 안에 배열되는 것을 특징으로 한다.
- [16] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 디지털 엑스레이 소스의 상기 게이트층은 AlNd 금속 계열의 재질인 것을 특징으로 한다.
- [17] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 디지털 엑스레이 소스의 상기 에미터는 플라즈마 확장 화학 기체 증착(PECVD) 공정을 이용하여 탄소나노튜브를 성장시켜 형성하는 것을 특징으로 한다.
- [18] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 디지털 엑스레이 소스의 상기 에미터는 직경이 0.1 내지 4 mm 인 것을 특징으로 한다.

- [19] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 디지털 엑스레이 소스의 상기 엑스레이 발생부는 하나의 단위 엑스레이 소스, 복수의 단위 엑스레이 소스 및 컴퓨터 단층 촬영기 중 어느 하나인 것을 특징으로 한다.
- [20] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 디지털 엑스레이 소스의 상기 게이트 전극 및 상기 제1 및 제2 포커싱 전극은 각각 상기 제2 내지 제4 절연 튜브 각각이 관통될 수 있도록 구성되는 것을 특징으로 한다.
- [21] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 디지털 엑스레이 소스의 상기 에미터는 점광원 형태 및 면광원 형태 중 어느 하나 이상의 형태를 갖는 것을 특징으로 한다.
- [22] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 디지털 엑스레이 소스의 상기 하나 이상의 절연 튜브는 그 내부가 빈 중공형 형태로 형성되며, 상기 하나 이상의 절연 튜브의 내부에는 외부 전원과 연결된 상기 전선이 위치하는 것을 특징으로 한다.
- [23] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 디지털 엑스레이 소스는 상기 게이트 전극과 상기 제1 및 제2 포커싱 전극 각각의 고정 위치를 상기 하나 이상의 절연 튜브를 통하여 조절함으로써, 상기 에미터로부터 방출되는 전자의 궤적을 제어하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

- [24] 본 발명에 의할 경우, 방사선 조사량을 컴퓨터 단층촬영(CT)의 1/10 수준으로 획기적으로 낮추면서 유사한 밀도를 갖는 연조직 사이에서 종양과 같은 미세 생체 조직의 검출 성능을 향상시킬 수 있게 되어 피폭량 감소를 통한 안전한 진료를 보장하며 정확한 조기진단을 통한 장기적 의료비를 절감할 수 있다.
- [25] 또한, 전선과 하나 이상의 절연튜브 사이의 계면에 잔존 할 수 있는 미세한 공기층을 제거하여 기밀성을 유지할 수 있고, 엑스레이 소스 내부 및 외부의 전극 체결을 단순화하여 엑스레이 소스 크기를 감소시키고 획득되는 영상의 해상도를 증가시킨다.
- [26] 또한, 엑스레이 영상 획득 작업이 단시간의 온/오프 스위칭 동작을 갖는 디지털 방식으로 수행되어 피검체의 움직임은 장기의 동기화를 통하여 고품질의 영상 획득이 가능하다.
- [27] 또한, 엑스레이 발생부 내 절연 튜브를 통한 전극들의 위치 조절을 통하여 고효율의 전자 방출 특성 제어가 가능하고, 안정적인 전자 방출을 통하여 장비의 수명을 연장시켜 유지 비용을 감소시킬 수 있으며, X-선의 빔 직경 미세화를 통해 고분해능 및 출력 조절이 용이하다.
- [28] 또한, 나노 소재를 이용한 엑스선 소스를 이용하므로 방출 전자의 운동 에너지가 거의 일정하고 전자 방출 방향성이 양호하여 정전기 렌즈 등을 통해 쉽게 초점 크기를 제어할 수 있으므로 매우 선명한 방사선 영상을 얻을 수 있다.
- [29] 또한, 전계 방출 방식의 엑스선 소스를 이용하므로 정전기적으로 정밀하게

엑스선 초점크기를 조절할 수 있고, 회전축 유격에 의한 오차를 줄일 수 있으므로 경계의 흐림을 극단적으로 줄일 수 있어서 재구성 영상의 질적 향상을 획득할 수 있게 된다.

도면의 간단한 설명

- [30] 도 1은 본 발명에 따른 디지털 엑스레이 소스의 단면도이다.
- [31] 도 2는 도 1에 도시된 디지털 엑스레이 소스 내 엑스레이 발생부(100)를 아래에서 본 사시도이다.
- [32] 도 3은 도 1에 도시된 디지털 엑스레이 소스에 사용되는 하나 이상의 절연 튜브들(182, 184, 186, 188)을 개략적으로 도시한 도면이다.
- [33] 도 4는 본 발명에 따른 디지털 엑스레이 소스 내 게이트 장착형 에미터 구조의 단면도이다.
- [34] 도 5는 본 발명에 따른 디지털 엑스레이 소스 내 게이트 장착형 에미터 구조의 주사 전자 현미경(scanning electron microscope, SEM) 사진이다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

- [35] 이하, 본 발명에 따른 디지털 엑스레이 소스의 바람직한 실시예를 첨부된 도면을 참조하여 설명한다.
- [36] 도 1은 본 발명에 따른 디지털 엑스레이 소스의 단면도로서, 캐소드 전극(110), 에미터(120), 애노드 전극(130), 게이트 전극(140), 포커싱 전극(150), 전선(161) 및 전극 체결부(180)를 구비하는 엑스레이 발생부(100)를 포함하고, 전극 체결부(180)는 제1 내지 제4 절연 튜브(182, 184, 186, 188)를 구비한다.
- [37] 도 2는 도 1에 도시된 디지털 엑스레이 소스 내 엑스레이 발생부(100)를 아래에서 본 사시도로서, 캐소드 전극(110), 에미터(120), 애노드 전극(130), 게이트 전극(140), 포커싱 전극(150), 전선(161), 제1 내지 제4 절연 튜브(182, 184, 186, 188)를 구비한다.
- [38] 도 3은 도 1에 도시된 디지털 엑스레이 소스에 사용되는 하나 이상의 절연 튜브들(182, 184, 186, 188)을 개략적으로 도시한 도면이다. 제1 내지 제4 절연 튜브(182, 184, 186, 188) 자체의 유/무를 통하여, 진공 외부와 내부 전극간에 체결을 할 수 있다.
- [39] 도 1 내지 도 3을 참조하여 본 발명에 따른 디지털 엑스레이 소스의 각 구성 요소의 기능을 설명하면 다음과 같다.
- [40] 도 2에서 제3 절연 튜브(186)는 제1 포커싱 전극(150a) 내에 위치하는 관계로 보이지 않아 도시되지 않는다.
- [41] 엑스레이 발생부(100)는 전극들 상호간의 간격을 조절하는 하나 이상의 절연 튜브(182, 184, 186, 188)를 구비하고 에미터(120)로부터 방출되는 전자의 속도를 산란되지 않도록 가속하여 이동시켜 애노드 전극(130)에 충돌시킨 후 진공 상태에서 반사 또는 통과되는 X-선을 발생시킨다.
- [42] 이때, 엑스레이 발생부(100) 내 하나 이상의 절연 튜브(182, 184, 186, 188)은

캐소드 전극(110)에 상부에 제공되거나 또는 캐소드 전극(110)에 수직 방향으로 삽입되도록 제공되어, 상술된 게이트 전극(140) 및 제1 및 제2 포커싱 전극(150a, 150b)을 분리하는 역할을 수행하며 또한 게이트 전극(140) 및 제1 및 제2 포커싱 전극(150a, 150b)의 위치를 고정 및 조절하는 역할을 수행한다.

- [43] 하나 이상의 전극 체결 부재(170)는 종래의 전형적인 전극 체결 수단인 볼트 대신 절연 부재를 사용하여 각 전극들을 전선(161)과 개별적으로 절연 및 체결함으로써 각 전극들과 전선(161) 사이의 계면에 잔존 할 수 있는 미세한 공기층을 제거하여 기밀성을 유지할 수 있고, 획득되는 영상의 해상도를 증가시킬 수 있고, 장기간의 수명 연장을 기대 할 수 있다.
- [44] 즉, 제1 절연 튜브(182)는 전선(161)과 캐소드 전극(110) 사이를 절연 및 체결하고, 제2 절연 튜브(184)는 전선(161)과 게이트 전극(140) 사이를 절연 및 체결한다.
- [45] 또한, 제3 절연 튜브(186)는 전선(161)과 제1 포커싱 전극(150a) 사이를 절연 및 체결하고, 제4 절연 튜브(188)는 전선(161)과 제2 포커싱 전극(150b) 사이를 절연 및 체결한다.
- [46] 여기에서, 전극 체결부(180)는 세라믹 등의 재질을 사용하여 전극의 절연 유지를 가능하게 하고, 엑스레이 발생부를 소형화시키는 것이 바람직하다.
- [47] 도 1 내지 도 3을 참조하여 본 발명에 따른 디지털 엑스레이 소스 내 엑스레이 발생부(100)의 동작을 설명하면 다음과 같다.
- [48] 캐소드 전극(110)은 금속재질로서, 캐소드 전극(110) 상에는 후술되는 점광원 형태 및/또는 면광원 형태의 에미터(120)가 위치하게 된다.
- [49] 또한, 캐소드 전극(110)에는 절연 튜브(182)와 전원이 인가될 전선이 제공되어, 후술되는 게이트 전극(140) 및 포커싱 전극(150)을 분리 및 고정시킴으로써, 상기 전극들의 위치 및 상호간의 간격을 용이하게 제어할 수 있게 되는데, 이에 대해서는 후술하기로 한다.
- [50] 에미터(120)는 전자를 방출하는 역할을 수행하는 것으로서, 점광원 또는면광원 형태의 구성을 가지는 것으로 도시된다.
- [51] 나노 소재인 탄소나노튜브(Carbon Naon Tube, CNT)를 이용한 에미터(120)는 단위면적당 높은 전류 방출이 가능하므로 기존의 열전자 방식의 전자공급원에 비해 선명한 방사선 영상 정보를 얻을 수 있다.
- [52] 이러한 점광원 또는 면광원 형태의 에미터(120)는 전자가 방출되는 선단이 뾰족한 형상을 가지는 한 그 형태가 특별히 제한되지는 않는다. 다만, 바람직하게는, 원뿔형, 사면체형 및 끝이 뾰족한 선단을 구비하는 원기둥형 및 끝이 뾰족한 선단을 구비하는 다면체형 중 어느 하나일 수 있다.
- [53] 이러한 점광원 또는 면광원 형태의 에미터(120)는 그 밑면의 지름이 약 0.1~6 mm이며 그 높이가 수 nm 내지 수 cm 인 것을 특징으로 한다. 이러한 이유는 상술된 정도의 크기 및 규모를 가지는 경우에 점광원 또는 면광원으로서 전자를 효과적으로 방출할 수 있으며 본 발명에 따른 효과를 달성할 수 있기 때문이다.

- [54] 즉, 4 mm 직경의 에미터(120)인 경우, 초점크기가 1 μm , 전류 밀도가 100 A/cm² 인 1 mA 의 에미터 전류를 얻을 수 있어, 유사한 밀도를 갖는 연조직 사이에서 종양과 같은 미세 생체 조직을 조기 진단하는데 매우 유리하게 된다.
- [55] 또한 에미터(120)의 종류는 특별히 제한되지 않으나, 금속, 탄소계열 물질로 구성된 전도성 물질인 것이 바람직하다.
- [56] 한편, 에미터(120)는 방출되는 전자의 궤적을 조절하거나 원하는 엑스레이 소스의 성능 등에 따라 점광원 형태뿐만 아니라 면광원 형태의 에미터가 사용될 수 있음을 유의한다. 이 경우, 면광원 형태의 에미터는 규소, 금속, 탄소계열 위에 형성된 탄소구조물 또는 금속인 것이 바람직하다.
- [57] 애노드 전극(130)은 에미터(120)의 상측에 위치한다.
- [58] 이러한 애노드 전극(130)의 재료는 일반적으로 구리, 텅스텐, 망간, 몰리브 및 이의 조합으로 이루어진 군에서 선택되는 재료로 형성되는 것이 바람직하다. 또한 박막형 엑스레이의 경우 애노드 전극(130)은 금속 박막으로 형성될 수 있음을 유의한다.
- [59] 이러한 구성으로 인해, 상술된 에미터(120)가 전자를 방출하는 경우에 방출된 전자는 애노드 전극(130)을 구성하는 금속에 충돌한 후, 반사 또는 그 금속을 통과하면서 X-선을 발생시키게 된다.
- [60] 게이트 전극(140)은 에미터(120)와 애노드 전극(130) 사이에 위치하게 된다. 이러한 게이트 전극(140)은 에미터(120)로부터 방출되는 전자의 방출량을 증가시키고 방출된 전자의 속도를 보다 가속시키는 역할을 수행한다.
- [61] 제1 및 제2 포커싱 전극(150a, 150b)은 게이트 전극(140)과 애노드 전극(130) 사이에 위치하게 된다. 이러한 포커싱 전극(150)은 에미터(120)로부터 방출된 전자가 퍼지거나 산란되지 않고 애노드 전극(130)을 향하여 이동할 수 있게 한다.
- [62] 도면에서는 이러한 게이트 전극(140)은 하나 존재하고, 제1 및 제2 포커싱 전극(150a, 150b)은 2개 존재하는 것으로 도시하였으나, 방출되는 전자의 궤적을 조절하거나 원하는 엑스레이 소스의 성능 등에 따라 게이트 전극(140) 및 제1 및 제2 포커싱 전극(150a, 150b)의 개수와 모양은 다양하게 변경될 수 있음을 유의한다.
- [63] 또한, 이러한 게이트 전극(140) 및 제1 및 제2 포커싱 전극(150a, 150b)은 후술되는 하나 이상의 절연 튜브(182, 184, 186, 188)으로부터 착탈 가능하게 구성되어 그 추출이 용이하게 되고, 초점을 복수개로 생성할 수 있게 된다.
- [64] 한편, 게이트 전극(140) 및 제1 및 제2 포커싱 전극(150a, 150b)은 에미터(120)부터 방출되는 전자의 궤적에 따라 그 형태가 결정될 수 있다. 도면에서는 상기 전극들이 원형의 구멍이 존재하는 일정한 두께를 갖는 판 형태의 부재인 것으로 도시하였으나, 상기 전극들은 원형의 고리 형태 또는 내부에 구멍이 존재하는 원통형의 실린더와 같은 형태 또는 일정한 간격을 가지고 배치되는 일정한 두께를 가지는 판상의 형태 등으로 형성될 수 있음을 유의한다.

- [65] 하나 이상의 절연 튜브(184, 186, 188)가 게이트 전극(140) 및 제1 및 제2 포커싱 전극(150a, 150b)의 위치를 제어하는 원리를 구체적으로 살펴보면 아래와 같다.
- [66] 하나 이상의 절연 튜브(184, 186, 188)는 게이트 전극(140) 및 제1 및 제2 포커싱 전극(150a, 150b)을 관통하도록 구성된다. 즉 게이트 전극(140) 및 제1 및 제2 포커싱 전극(150a, 150b)에는 절연 튜브(184, 186, 188)가 관통될 수 있도록 절연 튜브(184, 186, 188)의 크기 및 모양에 상응하는 관통홀이 형성되게 된다.
- [67] 이때, 게이트 전극(140) 및 제1 및 제2 포커싱 전극(150a, 150b)을 서로 분리하여 일정한 위치에서 유지시키기 위하여 종래에는 전원 연결 부재(도시 안됨, 예를 들면, 일정한 형태의 나사 또는 조임 부재)를 사용하였으나, 본 발명에 따른 디지털 엑스레이 소스에서는 전극 체결부(180)를 통하여 각 전극들을 전선(161)과 개별적으로 절연 및 체결하게 한다.
- [68] 도 3을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에서는, 하나 이상의 절연 튜브(182, 184, 186, 188)은 그 내부가 빈 중공형으로 형성되며, 절연 튜브(182, 184, 186, 188)의 내부에는 외부 전원과 연결된 전선(161)이 위치하게 된다.
- [69] 도 2에서, 에미터(120)는 캐소드 전극(110)의 중심부에 위치하고 4개의 전선(161)은 에미터(120)를 둘러싸도록 위치하는 것이 바람직하지만 4개의 전선(161)의 위치가 반드시 이에 제한되는 것은 아님을 유의한다.
- [70] 외부 전원과 연결되는 전선 외부에 전극 체결부(180)의 각 절연 튜브가 각각 위치하게 되며, 전선이 전극 체결부(180)에 의해 연결 및 고정됨으로써, 각 전극에 적절한 전원을 인가할 수 있게 된다.
- [71]
- [72] 도 4는 본 발명에 따른 디지털 엑스레이 소스 내 게이트 장착형 에미터(120) 구조의 단면도로서, 기판층(10), 절연층(20), 게이트 금속층(30) 및 탄소나노튜브(125)를 구비한다.
- [73] 도 5는 본 발명에 따른 디지털 엑스레이 소스 내 게이트 장착형 에미터 구조의 주사 전자 현미경(scanning electron microscope, SEM) 사진으로서, 절연층(20), 게이트 금속층(30) 및 탄소나노튜브(125)를 구비한다.
- [74] 도 1 내지 도 5를 참조하여 본 발명에 따른 디지털 엑스레이 소스 내 게이트 장착형 에미터 구조를 설명하면 다음과 같다.
- [75] 도 4에서 보는 바와 같이, 레지스트 패터닝법을 이용하여 기판층(10) 상에 절연층(20)을 형성한 후에 노광 공정을 통하여 게이트층-홀 구조를 제작한다.
- [76] 이때, 10 μm 크기의 게이트 홀 안에 5 μm 크기의 탄소나노튜브(125)가 배열되는데, 본 구조물의 개수를 조절하여 원하는 에미터(120) 영역 및 방출 전류 특성을 확보할 수 있다.
- [77] 여기에서, 레지스트 패터닝법이란 고출력의 나노 전자 방출원을 생성하는 공정으로서, 실리콘 결정 상에 적층된 니켈로 형성된 기판층 상에 레지스트 코팅 및 패터닝, 촉매 에칭을 수행하여 약 600 $^{\circ}\text{C}$ 에서 기판을 형성한 후에 탄소나노튜브를 성장시키는 공정 방법을 의미한다.

- [78] 또한, 게이트 금속층(30)으로는 AlNd 금속 계열을 사용하여 에미터(120)와 게이트 전극(140)간 정렬의 우수한 배열을 할 수 있고, 에미터(120)는 PECVD 공정을 이용하여 탄소나노튜브(125)를 성장시켜 효율이 높고 집속도가 향상된 엑스레이 튜브를 제작할 수 있게 된다.
- [79] 여기에서, PECVD 공정이란 플라즈마 확장 화학 기체 증착(Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition) 공정으로서, 기체 상태의 반응물들을 반응시켜 원하는 물질이 실리콘 웨이퍼 위에 덮어 씌워지도록 하는 공정인 CVD(Chemical Vapor Deposition) 공정의 한 종류로 반응물 기체를 아르곤 플라즈마를 통과시켜 화학 활성을 증진시킴으로써 낮은 온도에서 화학 반응이 일어나게끔 하는 공정을 의미한다.
- [80] 이와 같이 본 발명에 따른 디지털 엑스레이 소스는 전극 체결부(180)를 통하여 하나 이상의 절연 튜브를 포커싱 전극, 게이트 전극 및 캐소드 전극과 개별적으로 절연 및 체결함으로써 방사선 조사량을 컴퓨터 단층촬영(CT)의 1/10 수준으로 획기적으로 낮추면서 유사한 밀도를 갖는 연조직 사이에서 종양과 같은 미세 생체 조직의 검출 성능을 향상시킬 수 있게 되어 피폭량 감소를 통한 안전한 진료를 보장하며 정확한 조기진단을 통한 장기적 의료비를 절감할 수 있다.
- [81] 또한, 전극 체결부(180)를 통하여 각 전극들을 개별적으로 전선과 절연함으로써 엑스레이 소스 내부 및 외부에서 전극 체결이 용이하게 되어 전체적인 엑스레이 소스의 완성도가 높게 되고, 획득되는 영상의 해상도를 증가시킨다.
- [82] 또한, 단위 면적당 전자의 방출 전류가 mA 단위까지 가능한 에미터를 통하여 마이크로미터 단위의 고해상도가 가능함으로써 유사한 밀도를 갖는 연조직 사이에서 미세 생체 조직을 조기 진단하는데 유리하다.
- [83] 또한, 엑스레이 영상 획득 작업이 단시간의 온/오프 스위칭 동작을 갖는 디지털 방식으로 수행됨으로써 피검체의 움직이는 장기의 동기화를 통하여 고품질의 영상 획득이 가능할 수 있게 된다.
- [84] 또한, 엑스레이 발생부 내 캐소드 전극 상에 제공되는 하나 이상의 절연 튜브를 통하여 전극들의 고정 위치 및 상호간의 간격을 조절하고 에미터로부터 방출되는 전자 궤적 변화를 용이하게 제어함으로써 고효율의 전자 방출 특성 제어가 가능하고, 안정적인 전자 방출을 통하여 장비의 수명을 연장시켜 유지 비용을 감소시킬 수 있으며, 엑스레이의 빔 직경 미세화를 통해 고분해능 및 출력 조절이 용이하다.
- [85] 또한, 엑스레이 발생부에서 나노 소재를 이용한 전계 방출 방식의 엑스선 광원을 사용함으로써 방출 전자의 운동 에너지가 거의 일정하고 전자 방출 방향성이 양호하여 정전기 렌즈 등을 통해 쉽게 초점 크기를 제어할 수 있으므로 매우 선명한 방사선 영상을 얻을 수 있으며, 정전기적으로 정밀하게 엑스선 초점크기를 조절할 수 있고, 회전축 유격에 의한 오차를 줄일 수 있으므로

경계의 흐림을 극단적으로 줄일 수 있어서 재구성 영상의 질적 향상을 획득할 수 있게 된다.

- [86] 상기에서는 본 발명의 바람직한 실시 예를 참조하여 설명하였지만, 당 업계에서 통상의 지식을 가진 자라면 이하의 특허 청구범위에 기재된 본 발명의 사상 및 영역을 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시킬 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

[87]

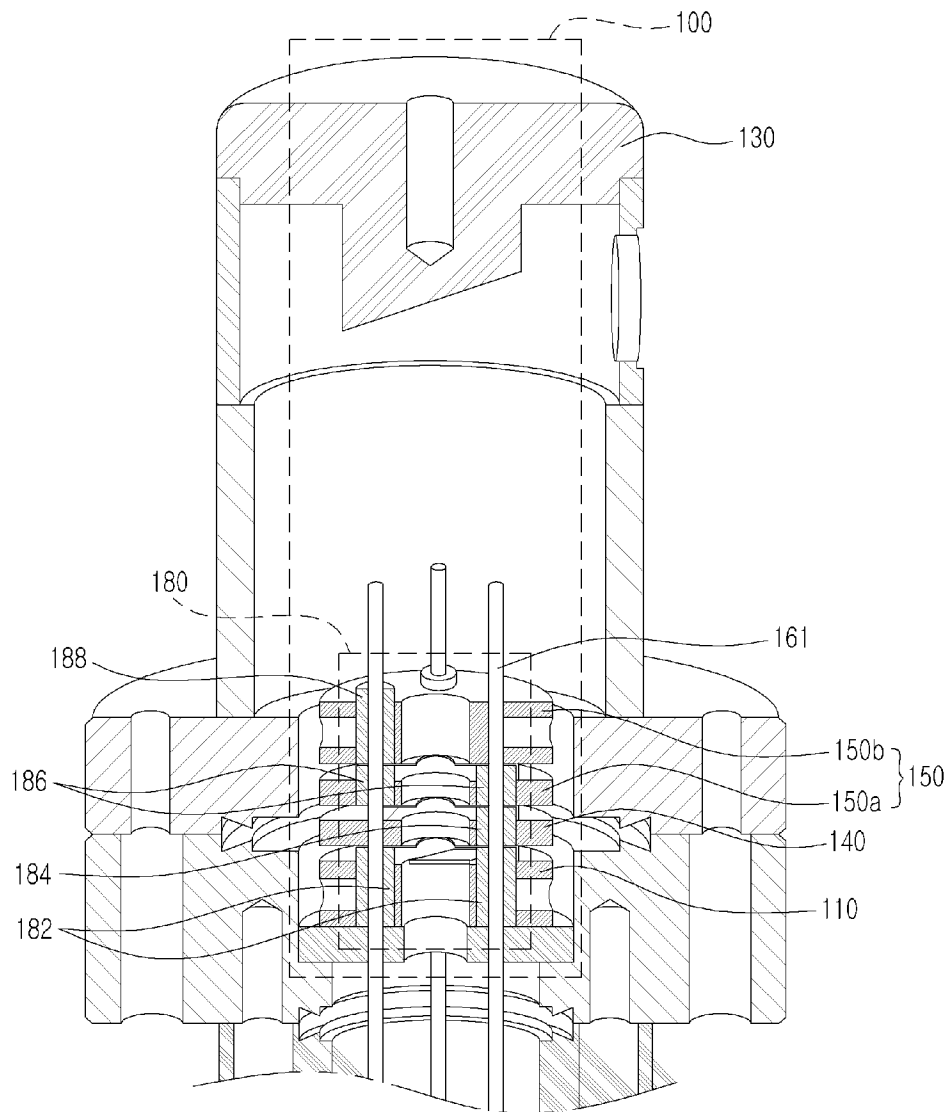
청구범위

- [청구항 1] X-선을 방출시키는 엑스레이 발생부를 구비하는 엑스레이 소스에 있어서,
 상기 엑스레이 발생부는,
 캐소드 전극;
 상기 캐소드 전극 상측에 형성되는 에미터;
 상기 에미터 상측에 위치하는 애노드 전극;
 상기 에미터와 상기 애노드 전극 사이에 위치하는 게이트 전극;
 상기 에미터와 상기 애노드 전극 사이에 위치하는 제1 및 제2 포커싱 전극; 및
 상기 캐소드 전극에 상기 게이트 전극 및 상기 제1 및 제2 포커싱 전극의 위치를 고정 및 조절할 수 있는 하나 이상의 절연 튜브를 구비하고 상기 캐소드 전극, 상기 게이트 전극, 상기 제1 및 제2 포커싱 전극을 전선과 각각 개별적으로 절연 및 체결하는 전극 체결부를 포함하는 것을 특징으로 하는,
 디지털 엑스레이 소스.
- [청구항 2] 제1항에 있어서,
 상기 전극 체결부는
 상기 전선과 상기 캐소드 전극 사이를 절연 및 체결하는 제1절연 튜브;
 상기 전선과 상기 게이트 전극 사이를 절연 및 체결하는 제2 절연 튜브;
 상기 전선과 상기 제1 포커싱 전극 사이를 절연 및 체결하는 제3 절연 튜브; 및
 상기 전선과 상기 제2 포커싱 전극 사이를 절연 및 체결하는 제4 절연 튜브;
 를 구비하는 것을 특징으로 하는,
 디지털 엑스레이 소스.
- [청구항 3] 제1항에 있어서,
 상기 전극 체결부는
 세라믹 재질인 것을 특징으로 하는,
 디지털 엑스레이 소스.
- [청구항 4] 제1항에 있어서,
 상기 에미터는
 레지스트 패터닝법을 이용하여 기판 상에 절연층을 형성한 후에 노광 공정을 통하여 게이트층-홀 구조 안에 배열되는 것을 특징으로 하는,

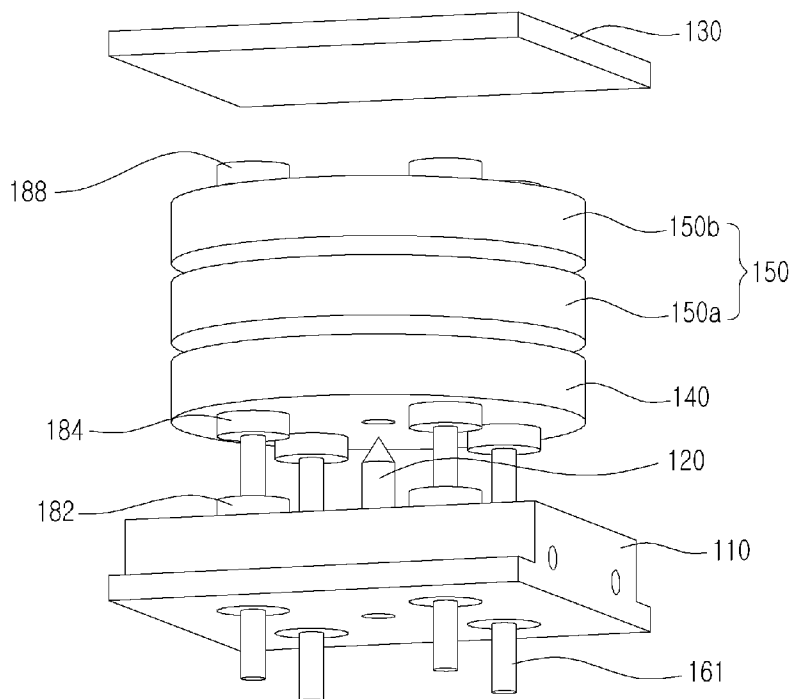
- [청구항 5] 디지털 엑스레이 소스,
제4항에 있어서,
상기 게이트층은
AINd 금속 계열의 재질인 것을 특징으로 하는,
디지털 엑스레이 소스.
- [청구항 6] 제1항에 있어서,
상기 에미터는
플라즈마 확장 화학 기체 증착(PECVD) 공정을 이용하여
탄소나노튜브를 성장시켜 형성하는 것을 특징으로 하는,
디지털 엑스레이 소스.
- [청구항 7] 제1항에 있어서,
상기 에미터는
직경이 0.1 내지 4 mm 인 것을 특징으로 하는,
디지털 엑스레이 소스.
- [청구항 8] 제1항에 있어서,
상기 엑스레이 발생부는
하나의 단위 엑스레이 소스, 복수의 단위 엑스레이 소스 및 컴퓨터
단층 촬영기 중 어느 하나인 것을 특징으로 하는,
디지털 엑스레이 소스.
- [청구항 9] 제2항에 있어서,
상기 게이트 전극 및 상기 제1 및 제2 포커싱 전극은
각각 상기 제2 내지 제4 절연 튜브 각각이 관통될 수 있도록
구성되는 것을 특징으로 하는,
디지털 엑스레이 소스.
- [청구항 10] 제1항에 있어서,
상기 에미터는
점광원 형태 및 면광원 형태 중 어느 하나 이상의 형태를 갖는 것을
특징으로 하는,
디지털 엑스레이 소스.
- [청구항 11] 제1항에 있어서,
상기 하나 이상의 절연 튜브는
그 내부가 빈 중공형 형태로 형성되며, 상기 하나 이상의 절연
튜브의 내부에는 외부 전원과 연결된 상기 전선이 위치하는 것을
특징으로 하는,
디지털 엑스레이 소스.
- [청구항 12] 제11항에 있어서,
상기 게이트 전극과 상기 제1 및 제2 포커싱 전극 각각의 고정
위치를 상기 하나 이상의 절연 튜브를 통하여 조절함으로써, 상기

에미터로부터 방출되는 전자의 궤적을 제어하는 것을 특징으로 하는,
디지털 엑스레이 소스.

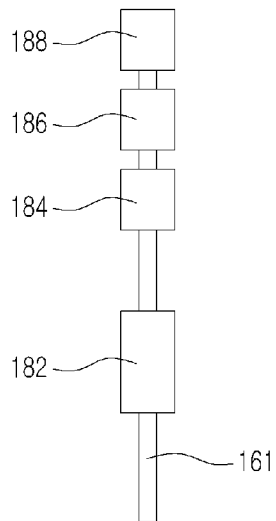
[Fig. 1]



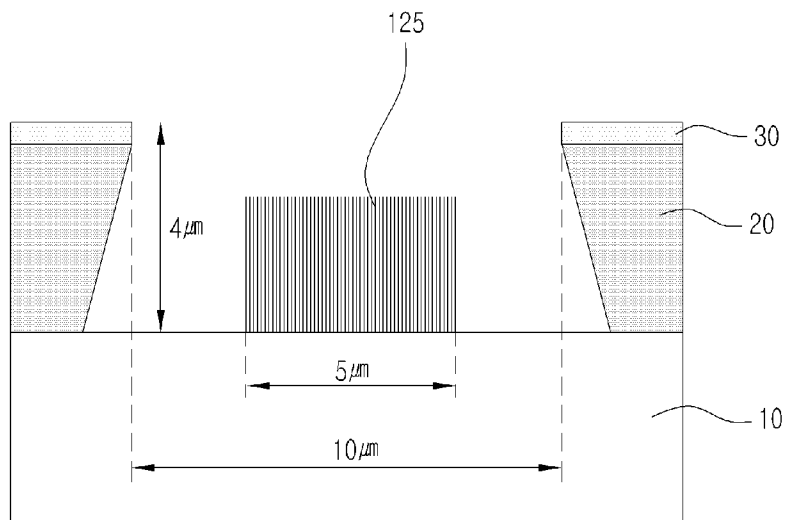
[Fig. 2]



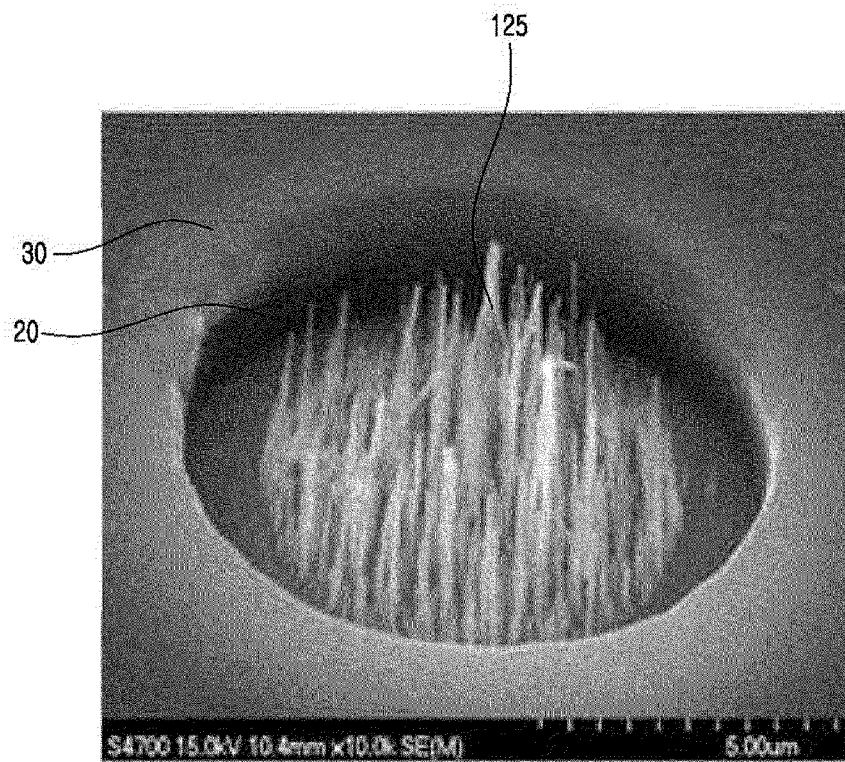
[Fig. 3]



[Fig. 4]



[Fig. 5]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2013/006253**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER*****H01J 35/04(2006.01)i, H05G 1/30(2006.01)i***

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

H01J 35/04; H01J 9/18; H01J 9/02; H01J 35/14; H05G 1/02; H01J 1/304; H05G 1/30

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: X-ray, electrode, insulation, tube, location and fastening

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	KR 10-1070091 B1 (UNIVERSITY-INDUSTRY COOPERATION GROUP OF KYUNG HEE UNIVERSITY) 04 October 2011 See abstract; paragraphs [0057]-[0069]; claims 1-9; and figures 1-2.	1-12
A	KR 10-2001-0042510 A (ETEC SYSTEMS, INC.) 25 May 2001 See abstract; pages 3-4; figures 3-5.	1-12
A	JP 2009-245727 A (TOSHIBA CORP et al.) 22 October 2009 See abstract; figures 1-2.	1-12
A	KR 10-0819446 B1 (UNIVERSITY-INDUSTRY COOPERATION GROUP OF KYUNG HEE UNIVERSITY) 07 April 2008 See abstract; paragraphs [0033]-[0039]; claim 1; and figures 1a-1c.	1-12



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

27 SEPTEMBER 2013 (27.09.2013)

Date of mailing of the international search report

27 SEPTEMBER 2013 (27.09.2013)

Name and mailing address of the ISA/KR



Korean Intellectual Property Office
Government Complex-Daejeon, 189 Seonsa-ro, Daejeon 302-701,
Republic of Korea

Facsimile No. 82-42-472-7140

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2013/006253

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-1070091 B1	04/10/2011	NONE	
KR 10-2001-0042510 A	25/05/2001	CA 2324243 A1 EP 1070334 A1 JP 2002-536801A US 6281508 B1 WO 00-46831 A1	10/08/2000 24/01/2001 29/10/2002 28/08/2001 10/08/2000
JP 2009-245727 A	22/10/2009	NONE	
KR 10-0819446 B1	07/04/2008	JP 2009-532844A US 2010-0201251 A1 US 8172633 B2 WO 2007-114655 A1	10/09/2009 12/08/2010 08/05/2012 11/10/2007

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

H01J 35/04(2006.01)i, H05G 1/30(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

H01J 35/04; H01J 9/18; H01J 9/02; H01J 35/14; H05G 1/02; H01J 1/304; H05G 1/30

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌

한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우))

eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 엑스레이, 전극, 절연, 튜브, 위치 및 체결

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
X	KR 10-1070091 B1 (경희대학교 산학협력단) 2011.10.04 요약; 단락 [0057]-[0069]; 청구항 1-9; 및 도면 1-2 참조.	1-12
A	KR 10-2001-0042510 A (에텍 시스템즈, 인코포레이티드) 2001.05.25 요약; 페이지 3-4; 도면 3-5 참조.	1-12
A	JP 2009-245727 A (TOSHIBA CORP 외 2명) 2009.10.22 요약; 도면 1-2 참조.	1-12
A	KR 10-0819446 B1 (경희대학교 산학협력단) 2008.04.07 요약; 단락 [0033]-[0039]; 청구항 1; 및 도면 1a-1c 참조.	1-12

☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다.

☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.

* 인용된 문헌의 특별 카테고리:

“A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌

“T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌

“E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌

“X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.

“L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌

“Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.

“O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌

“&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

“P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

국제조사의 실제 완료일

2013년 09월 27일 (27.09.2013)

국제조사보고서 발송일

2013년 09월 27일 (27.09.2013)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소

 대한민국 특허청
(302-701) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)

팩스 번호 +82-42-472-7140

심사관

안지현

전화번호 +82-42-481-5767



국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-1070091 B1	2011/10/04	없음	
KR 10-2001-0042510 A	2001/05/25	CA 2324243 A1 EP 1070334 A1 JP 2002-536801A US 6281508 B1 WO 00-46831 A1	2000/08/10 2001/01/24 2002/10/29 2001/08/28 2000/08/10
JP 2009-245727 A	2009/10/22	없음	
KR 10-0819446 B1	2008/04/07	JP 2009-532844A US 2010-0201251 A1 US 8172633 B2 WO 2007-114655 A1	2009/09/10 2010/08/12 2012/05/08 2007/10/11