(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2013 년 6 월 13 일 (13.06.2013)

WIPO | PCT

(10) 국제공개번호
WO 2013/085098 A1

(51) 국제특허분류:
A61B 6/03 (2006.01) *A61B 6/08* (2006.01)

(21) 국제출원번호: PCT/KR2012/000123

(22) 국제출원일: 2012 년 1 월 5 일 (05.01.2012)

(25) 출원언어: 한국어

(26) 공개언어: 한국어

(30) 우선권정보:
10-2011-0131452 2011 년 12 월 9 일 (09.12.2011) KR

(71) 출원인 (US 을(를) 제외한 모든 지정국에 대하여): **전남대학교 산학협력단 (INDUSTRY FOUNDATION OF CHONNAM NATIONAL UNIVERSITY)** [KR/KR]; 500-757 광주광역시 북구 용봉동 300, Gwangju (KR).

(72) 발명자; 겸
(75) 발명자/출원인 (US 에 한하여): **전인수 (JEON, In Su)** [KR/KR]; 500-891 광주광역시 북구 매곡동 대주피오레 106 동 2005 호, Gwangju (KR).

(74) 대리인: **정철오 (JEONG, Cheol Oh)**; 138-825 서울시 송파구 문정동 51-1 문정빌딩 4 층, 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, 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, KM, 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, 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.

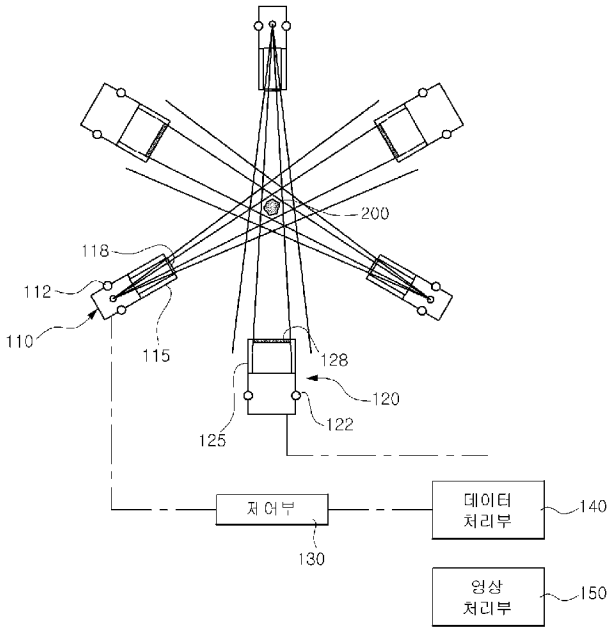
(84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[다음 쪽 계속]

(54) **Title**: NON-ROTATIONAL CT SYSTEM

(54) **발명의 명칭** : 무회전 CT 시스템

[Fig. 1a]



130 ... Control unit
140 ... Data processing unit
150 ... Image processing unit

(57) **Abstract**: A non-rotational CT system according to the present invention comprises: a plurality of X-ray generation units which are radially arranged by being spaced at certain intervals around an inspected object, and in which position correcting sensors are equipped on one side thereof; a plurality of X-ray detection units which are arranged in separated spaces between the X-ray generation units, are provided alternately with the X-ray generation units, and in which position correcting sensors are equipped on one side thereof; a control unit which receives signals from the position correcting sensors equipped in the X-ray generation units and the X-ray detection units, and adjusts the positions of each of the X-ray generation units and the X-ray detection units which face each other to precisely correspond with each other; a data processing unit which stores two-dimensional X-ray images obtained from the X-ray detection units, and applies an image interpolation technique to calculate two-dimensional X-ray images between two directions; and an image processing unit which converts data of the data processing unit into CT image data.

(57) **요약서**:

[다음 쪽 계속]

WO 2013/085098 A1

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

개시된 본 발명에 따른 무회전 CT 시스템은 피검사체를 중심으로 일정 간격 이격되어 방사상으로 배치되며 일측에 위치보정센서가 구비된 다수의 X 선 발생부, 상기 X 선 발생부 사이의 이격된 공간에 배치되어 상기 X 선 발생부와 교대로 설치되며 일측에 위치보정센서가 구비된 다수의 X 선 검출부, 상기 X 선 발생부와 X 선 검출부에 구비된 위치보정센서의 신호를 수신하여 서로 대면하는 각각의 X 선 발생부와 X 선 검출부의 위치가 서로 정대응되도록 조절하는 제어부, 상기 X 선 검출부에서 획득한 2 차원 X 선 영상을 저장하고 영상보간기법을 적용하여 두 방향 사이의 2 차원 X 선 영상을 계산하도록 하는 데이터처리부 및, 상기 데이터처리부의 데이터를 CT 영상 데이터로 변환하는 영상처리부;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

명세서

발명의 명칭: 무회전 CT 시스템

기술분야

[1] 본 발명은 CT 촬영 시 대상 물체 또는 장비의 회전이 필요없는 CT 시스템에 관한 것으로서, 다수의 X선 발생부와 X선 검출부를 포함하고 있는 무회전 CT 시스템에 관한 것이다.

[2]

배경기술

[3] 전산화단층촬영(Computerized Tomography, 이하 CT) 장치는 일정량의 선상의 X선속을 신체촬영부위에 투과시키고, X선 검출기가 투과된 X선 강도 변화를 획득하여 신체촬영부위의 각 점의 X선 흡수율을 구해 이것을 영상으로 재구성하는 장치이다.

[4] 기존의 X선 CT 장치의 경우 하나 혹은 두 개의 소스와 디텍터를 활용하여 물체를 회전시키거나 소스와 디텍터를 물체 주위로 회전시켜 다양한 각도에 대한 2차원 X선 영상을 획득한 후 CT 영상으로 변환하는 과정을 거친다.

[5] 그러나 이와 같은 CT 촬영장치는 한 지점의 단면 영상을 얻기 위해 다양한 각도에 대한 2차원 X선 영상 촬영을 하여야 하고, 이때 촬영에 많은 시간이 소요되며 정적인 상태의 피검사체에 대한 CT 촬영만이 가능한 한계점이 있다.

[6] 특히 운동 중인 대상물, 외부하중에 의해 변형중인 대상물들, 즉 짧은 시간에 급속한 변화가 존재하는 대상물들에 대한 실시간 CT 촬영은 불가능하다.

[7] 또한 일반적인 X선 CT 장치의 경우, 많은 수의 방향에 대한 2차원 X선 영상을 획득하여야 하므로, 병원에서 환자의 검진을 위하여 사용할 때 환자의 X선 피폭량을 증가시키는 문제점이 존재하며 X선 촬영 시 많은 시간이 소요되어 환자에게 불편을 가중시키게 된다.

[8]

발명의 상세한 설명

기술적 과제

[9] 본 발명은 상기와 같은 점을 감안하여 안출된 것으로서 다양한 대상물에 대한 X선 영상을 임의의 시점에 대해 매 순간 획득해 낸 후, 획득한 최소 수의 2차원 X선 영상들과 영상보간기법을 이용하여 대상물의 매 시점에 대한 CT 영상을 구축할 수 있는 무회전 CT 시스템을 제공하는 것을 목적으로 한다.

[10]

과제 해결 수단

[11] 상기와 같은 목적을 달성하기 위해 제공되는 본 발명에 따른 무회전 CT 시스템은 피검사체를 중심으로 일정 간격 이격되어 방사상으로 배치되며 일측에 위치보정센서가 구비된 다수의 X선 발생부; 상기 X선 발생부 사이의

이격된 공간에 배치되어 상기 X선 발생부와 교대로 설치되며 일측에 위치보정센서가 구비된 다수의 X선 검출부; 상기 X선 발생부와 X선 검출부에 구비된 위치보정센서의 신호를 수신하여 서로 대면하는 각각의 X선 발생부와 X선 검출부의 위치가 서로 정대응되도록 조절하는 제어부;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[12] 여기서, 상기 X선 발생부의 일측에는 상기 피검사체를 향하여 X선 가이드가 구비되는 것이 좋다.

[13] 또한, 상기 X선 검출부의 일측에는 상기 피검사체를 향하여 X선 가이드가 구비되며 정대면되는 X선 발생부로터 발생된 X선이 상기 피검사체를 투과한 후 지정된 X선 검출부로만 X선이 전달되는 것이 바람직하다.

[14] 상기 X선 발생부와 X선 검출부의 X선 가이드는 X선 흡습재료로 구성된 것이 좋고, 상기 X선 발생부의 X선 가이드 끝단에 Kα 및 Kβ 특성 X선 간의 상호 간섭을 막도록 기능하는 Kα X선 필터가 구비되는 것이 좋으며, 상기 X선 검출부의 X선 가이드 끝단에 탄성산란방지필터가 구비되는 것이 바람직하다.

[15] 여기서, 상기 제어부는 상기 위치보정센서의 신호를 수신하여 하나의 X선 발생부로부터 발생된 X선이 피검사체를 투과한 후 각각의 X선 발생부와 대면되도록 지정된 X선 검출부로만 전달될 수 있게 상기 X선 발생부 및 X선 검출부의 위치 및 방향을 조절하는 것이 바람직하다.

[16] 상기와 같은 목적을 달성하기 위해 제공되는 본 발명의 실시 예에 따른 무회전 CT 시스템은 피검사체를 중심으로 일정 간격 이격되어 방사상으로 배치되며 일측에 위치보정센서가 구비된 다수의 X선 발생부; 상기 X선 발생부 사이의 이격된 공간에 배치되어 상기 X선 발생부와 교대로 설치되며 일측에 위치보정센서가 구비된 다수의 X선 검출부; 상기 X선 발생부와 X선 검출부에 구비된 위치보정센서의 신호를 수신하여 서로 대면하는 각각의 X선 발생부와 X선 검출부의 위치가 서로 정대응되도록 조절하는 제어부; 상기 X선 검출부에서 획득한 2차원 X선 영상을 저장하고 영상보간기법을 적용하여 두 방향 사이의 2차원 X선 영상을 계산하도록 하는 데이터처리부; 및, 상기 데이터처리부의 데이터를 CT 영상 데이터로 변환하는 영상처리부;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[17] 여기서, 상기 X선 발생부의 일측에는 상기 피검사체를 향하여 X선 가이드가 구비되는 것이 좋다.

[18] 또한, 상기 X선 검출부의 일측에는 상기 피검사체를 향하여 X선 가이드가 구비되며 정대면되는 X선 발생부로터 발생된 X선이 상기 피검사체를 투과한 후 지정된 X선 검출부로만 X선이 전달되는 것이 바람직하다.

[19] 상기 X선 발생부와 X선 검출부의 X선 가이드는 X선 흡습재료로 구성된 것이 좋고, 상기 X선 발생부의 X선 가이드 끝단에 Kα 및 Kβ 특성 X선 간의 상호 간섭을 막도록 기능하는 Kα X선 필터가 구비되는 것이 좋으며, 상기 X선 검출부의 X선 가이드 끝단에 탄성산란방지필터가 구비되는 것이 바람직하다.

[20] 여기서, 상기 제어부는 상기 위치보정센서의 신호를 수신하여 하나의 X선 발생부로부터 발생된 X선이 피검사체를 투과한 후 각각의 X선 발생부와 대면되도록 지정된 X선 검출부로만 전달될 수 있게 상기 X선 발생부 및 X선 검출부의 위치 및 방향을 조절하는 것이 바람직하다.

[21] 또한, 상기 영상보간기법에 의하여 획득한 데이터는 OSEM 기법으로 영상을 CT 영상 데이터로 변환하는 것이 좋다.

[22]

발명의 효과

[23] 본 발명에 따른 무회전 CT 시스템에 의하면 시시각각 변화하는 상황에 대한 대상물의 내부구조의 검사가 가능하여 산업용 재료를 대상으로 할 경우, 변형이 발생 중인 재료에 대한 실시간의 내부 구조 분석 및 이동 중인 대상물에 대한 단면 구조 분석이 가능하며, 의료용으로서 환자를 대상으로 할 경우, 환자에 대한 방사선 피폭량을 획기적으로 줄일 수 있고, 실시간 혈관의 단면 변형 상태, 심장 박동 시의 내부 구조 등의 변화, 움직임이 존재하는 관절의 형상 등의 분석 등이 가능하여 환자에 대한 보다 실질적인 영상진단자료의 확보가 가능한 효과가 있다.

[24]

도면의 간단한 설명

[25] 도 1a 및 도 1b는 본 발명의 일 실시 예에 따른 무회전 CT 시스템을 나타낸 구성도,

[26] 도 2는 본 발명의 일 실시 예에 따른 무회전 CT 시스템에 적용되는 다양한 형태의 X선 가이드를 나타낸 개념도,

[27] 도 3은 도 2의 X선 가이드에 장착되는 Kα X선 필터의 형태를 나타내는 개념도,

[28] 도 4는 Kα X선 필터의 기능을 나타내는 그래프,

[29] 도 5a는 영상보간기법 적용의 검증을 위해 제작된 Al 시편을 나타낸 도면,

[30] 도 5b는 1°회전된 방향 및 13°회전된 방향의 2차원 X선 영상들을 이용하여 계산된 7°회전된 방향의 보간영상과 실제영상 간의 비교 데이터를 나타낸 도면,

[31] 도 6은 보간된 영상을 이용하여 CT 영상을 획득하기 위한 기법인 OSEM 기법을 적용하여 획득한 영상을 나타낸 도면,

[32] 도 7은 30장과 15장의 실제 촬영 영상에 대하여 영상보간기법을 적용한 후 개선된 CT 영상 결과를 나타낸 도면,

[33] 도 8은 3장의 실제 촬영 영상에 대하여 영상보간기법을 적용한 후 개선된 영상과 120장의 실제 촬영 영상을 서로 비교한 결과를 나타낸 도면 및,

[34] 도 9는 인체와 같이 복잡한 구조를 포함하고 있는 생체재료에 대한 적용가능성을 판단하기 위하여 돼지의 발을 시편으로 사용한 후, 각각 5장, 3장의 실제 촬영 영상을 이용하여 영상보간기법을 적용한 후 개선된 CT 영상을 획득하였고 이를 120장의 실제 촬영영상을 이용하여 OSEM기법을 이용하여

획득한 영상과 비교한 결과를 나타낸 도면이다.

[35]

발명의 실시를 위한 최선의 형태

[36] 본 발명의 상기와 같은 목적, 특징 및 다른 장점들은 첨부도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시 예를 상세히 설명함으로써 더욱 명백해질 것이다. 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시 예에 따른 무회전 CT 시스템을 상세히 설명하기로 한다.

[37] 도 1a 및 도 1b는 본 발명의 일 실시 예에 따른 무회전 CT 시스템을 나타낸 구성도이고 도 2는 본 발명의 일 실시 예에 따른 무회전 CT 시스템에 적용되는 다양한 형태의 X선 가이드를 나타낸 개념도이며 도 3은 도 2의 X선 가이드에 장착되는 Kα X선 필터의 형태를 나타내는 개념도이고 도 4는 Kα X선 필터의 기능을 나타내는 그래프이다.

[38] 도 1a 및 도 1b를 살펴보면, 본 발명에 따른 무회전 CT 시스템은 X선 발생부(110), X선 검출부(120), 위치보정센서(112,122), 제어부(130), 데이터처리부(140), 영상처리부(150)로 구성된다. 본 발명에서의 X선 발생부(110)와 X선 검출부(120)는 다수개 사용하는 것이 가능하며 이를 설명하기 위하여 도 1a에서는 X선 발생부(110)와 X선 검출부(120)가 각각 3개씩 배치된 상태를 도시하고 있고, 도 1b에서는 X선 발생부(110)와 X선 검출부(120)가 각각 5개씩 배치된 상태를 도시하고 있다.

[39] X선 발생부(110)는 X선을 발생시켜 피검사체(200)에 투과하기 위한 것이고, X선 검출부(120)는 피검사체(200)를 투과한 X선을 감지하기 위한 것으로서 피검사체(200)를 중심으로 방사형태로 다수개가 설치될 수 있다. 각각의 X선 발생부(110)와 X선 검출부(120)는 피검사체(200)와 동일한 간격을 두고 배치될 수 있으며 다수개의 X선 발생부(110)와 X선 검출부(120)는 피검사체(200)의 단층 촬영을 위해 동시에 동작할 수 있다.

[40] X선 발생부(110)는 본 X선 CT 시스템에서 피검사체(200)를 중심으로 일정 간격 이격되어 방사상으로 배치되며 일측에 위치보정센서(112)가 구비되고, X선 검출부(120)는 X선 발생부(110) 사이의 이격된 공간에 배치되어 X선 발생부(110)와 교대로 설치되며 일측에 위치보정센서(122)가 구비된다. 위치보정센서(112,122)는 X선 CT 촬영이 필요한 피검사체(200)의 크기에 따라 X선 발생부(110) 및 X선 검출부(120)의 위치 및 방향에 대한 데이터를 제어부(130)로 송신하는 기능을 한다.

[41] 제어부(130)는 X선 발생부(110)와 X선 검출부(120)에 구비된 위치보정센서(112,122)의 신호를 수신하여 서로 대면하는 각각의 X선 발생부(110)와 X선 검출부(120)의 위치가 서로 정대응되도록 조절한다.

[42] 구체적으로 살펴보면, 본 발명에 따른 무회전 CT 시스템에서 제어부(130)는 위치보정센서(112,122)의 신호를 수신하여 하나의 X선 발생부(110)로부터

발생된 X선이 피검사체(200)를 투과한 후 각각의 X선 발생부(110)와 대면되도록 지정된 X선 검출부(120)로만 전달될 수 있게 상기 X선 발생부(110) 및 X선 검출부(120)의 위치 및 방향을 조절하도록 기능한다. 위치 및 방향을 조절할 수 있기 때문에, 불필요한 구성을 배제할 수 있으므로 X선 발생부(110)와 X선 검출부(120)의 개수도 3개 또는5개 등으로 자유롭게 조절할 수 있다.

[43] 데이터처리부(140)는 X선 검출부(120)에서 획득한 2차원 X선 영상을 저장하고 영상보간기법을 적용하여 두 방향 사이의 2차원 X선 영상을 계산하도록 하고, 영상처리부(150)는 데이터처리부(140)의 데이터를 CT 영상 데이터로 변환하도록 기능한다.

[44] 여기서, X선 발생부(110)의 일측에는 피검사체(200)를 향하여 X선 가이드(115)가 구비되고, X선 가이드(115)는 X선 흡습재료로 구성되는 것이 좋다. 도 2는 다양한 형태의 X선 가이드를 나타낸 것으로서, 중공형의 원통형 또는 직육면체형의 구조일 수 있다. 즉, X선의 유동경로를 확보한 상태로써 중공형상이라면 외부 형상은 제한받지 않는다. X선 가이드(115) 구조로써 X선의 분산 및 간섭을 방지하고 단파장의 평행 X선을 발생시킬 수 있다.

[45] 특히, 다수의 X선 발생부(110)를 사용할 경우, 각각의 소스에서 방사형으로 발생되는 X선으로 인한 상호 간섭효과로 인하여 정밀한 X선 CT 영상을 얻는 것에는 한계가 존재한다. 그러므로 X선 흡습재료를 이용한 X선 가이드(115) 구조를 적용하여 하나의 X선 발생부(110)로부터 발생된 X선이 피검사체(200)를 투과한 후 지정된 X선 검출부(120)로만 전달될 수 있도록 한다.

[46] X선 발생부(110)의 X선 가이드(115) 끝단에 Kα 및 Kβ 특성 X선 간의 상호 간섭을 막도록 기능하는 Kα X선 필터(118)가 구비될 수 있다. X선은 연속 X선 및 특성 X선들로 구성되어 있으며 특성 X선 간의 상호 간섭으로 인한 X선 영상의 해상도 저하가 발생될 수 있으므로 Kα X선 필터(118)는 Kα X선만을 투과하도록 기능한다.

[47] 또한, X선 검출부(120)의 일측에는 피검사체(200)를 향하여 X선 가이드(125)가 구비되며 정대면되는 X선 발생부(110)로터 발생된 X선이 피검사체(200)를 투과한 후 지정된 X선 검출부(120)로만 X선이 전달되도록 하고, X선 가이드(125)는 X선 흡습재료로 구성되는 것이 좋다. X선 검출부(120)의 X선 가이드(125) 끝단에 탄성산란방지필터(128)가 구비될 수 있다. 피검사체(200)를 투과한 X선에는 탄성산란이 발생할 수 있으며 이로 인한 영상의 해상도 저하가 발생할 수 있으므로 이를 방지하기 위해 X선 검출부(120) 앞쪽에는 탄성산란방지필터(128)를 추가로 설치하는 것이 바람직하다.
탄성산란방지필터(128)는 금속 재질로 이루어진 메쉬(mesh) 형태의 막으로 구성될 수 있고 금속 재질로 이루어진 다공성 막으로 구성될 수 있다.

[48] 도 3 및 도 4를 살펴보면, Kα X선 필터의 형태는 X선 발생부(110)에 구비된 X선 가이드(115)의 중공형상과 일치하는 것으로서 그 형상은 X선 가이드의 형상에 따라 변화하고 특정 형상에 제한되지 않는다. 또한, 본 발명에서 사용되는 Kα

X선 필터(118)는 피검사체(타킷)의 재료에 따라 달라지는데, 타깃이 Mo(몰리브덴)이면 Kα X선 필터(118)는 Zr(지르코늄), 타깃이 Cu(구리)이면 Kα X선 필터(118)는 Ni(니켈), 타킷이 Co(코발트)이면 Kα X선 필터(118)는 Fe(철), 타깃이 Fe(철)이면 Kα X선 필터(118)는 Mn(망간), 타깃이 Cr(크롬)이면 Kα X선 필터(118)는 V(바나듐)이 사용될 수 있다(표 1 참조).

[49] [표 1]

[50]

타깃	필터	입사빔* $\frac{I(K\alpha)}{I(K\beta)}$	투과빔에서 $\frac{I(K\alpha)}{I(K\beta)}=\frac{500}{1}$ 을 위한 필터두께		$\frac{I(K\alpha)\ 투과}{I(K\beta)\ 입사}$
			mg/cm²	in	
Mo	Zr	5.4	77	0.0046	0.29
Cu	Ni	7.5	18	0.0008	0.42
Co	Fe	9.4	14	0.0007	0.46
Fe	Mn	9.0	12	0.0007	0.48
Cr	V	8.5	10	0.0006	0.49

[51] 각 타깃에 사용되는 Kα X선 필터(118)의 투과도는 [표 1]에 나타난 바와 같고, "I(Kα)투과/I(Kβ)입사" 의 수치는 Kα X선의 투과강도를 나타낸 것이다.도 4는 타깃이 Cu(구리)이고 Kα X선 필터(118)가 Ni(니켈)인 경우, 필터를 사용하지 않았을 때보다 Kα X선 필터(118)를 사용할 경우 Kβ X선이 거의 투과되지 않음을 나타내고 이로써 Kβ X선의 상호 간섭을 인한 X선 영상의 해상도 저하를 방지할 수 있음을 알 수 있다.

[52] 상기와 같은 무회전 CT 시스템을 이용하여 최소 방향 수의 2차원 X선 영상을 획득한 후 영상 보간을 통하여 다양한 방향에 대한 2차원 X선 영상을 계산해 낸 후 이를 이용하여 최종적으로 정밀한 CT 영상을 획득할 수 있는 새로운 영상보간기법을 제안한다. 이를 통하여 다양한 피검사체(200)에 대한 X선 영상을 임의의 시점에 대해 매 순간 획득해 낸 후, 획득한 최소 수의 2차원 X선 영상들과 영상보간기법을 이용하여 피검사체(200)의 매 시점에 대한 CT 영상을 구축할 수 있게 된다.

[53] 이를 위하여 X선 검출부(120)부터 획득한 2차원 X선 영상을 저장하고 영상보간기법을 적용하여 두 방향 사이의 2차원 X선 영상을 계산하도록 하는 데이터처리부(140) 및, 데이터처리부(140)의 데이터를 CT 영상 데이터로 변환하는 영상처리부(150)가 추가로 구비된다. 데이터처리부(140)는 2차원 X선 영상을 저장할 뿐만 아니라, X선 발생부(110) 간의 2차원 X선 영상을 계산한다. 이때 영상 계산의 방법으로서 아래와 같은 영상보간기법이 적용된다.

[54] 도 5는 도 5a는 영상보간기법 적용의 검증을 위해 제작된 Al 시편을 나타낸 도면이고 도 5b는 1°회전된 방향 및 13°회전된 방향의 2차원 X선 영상들을 이용하여 계산된 7°회전된 방향의 보간영상과 실제영상 간의 비교 데이터를 나타낸 도면이다. 즉, 일반적인 X선 시스템으로부터 획득한 2차원 X선 영상을 이용하여 영상보간기법을 적용한 후 두 방향의 사이 방향의 2차원 X선 영상을

계산해 낸 결과를 나타낸 그림으로서 영상보간을 통하여 획득한 영상이 실제영상과 잘 일치하고 있음을 알 수 있다.

[55] 이와 같은 영상보간기법을 적용하기 위해서는 먼저 획득한 최소 방향 수의 2차원 X선 영상 간의 회전에 의한 다음과 같은 모션벡터(motion vecter)의 계산이 필요하다.

[56] $$\vec{v} = v_x \vec{i} + v_y \vec{j} = \frac{dx}{dt}\vec{i} + \frac{dy}{dt}\vec{j}$$

[57] 여기서 x와 y는 임의 시간 t에서의 픽셀의 좌표를 의미하며 V_x와 V_y가 x, y 방향의 모션벡터이다. 이러한 모션벡터는 대상물의 임의의 점에 대한 2차원 X선 영상의 강도 $I(x(t), y(t), t)$가 시간에 따라 또는 회전방향에 따라 그 값이 변화하지 않는다는 가정으로부터 계산할 수 있다.

[58] $$\frac{dI(x(t), y(t), t)}{dt} = 0$$

[59] 여기서 x, y는 각각 영상에 대한 픽셀의 좌표, t는 영상을 획득한 시간, I는 획득한 시간에서 x, y 지점의 강도이며 위 식의 미분에 대하여 테일러 급수를 적용하면 임의 시간 t+dt 에서의 강도 I는 다음과 같은 방정식을 얻을 수 있다.

[60] $$I(x+dx, y+dy, t+dt) = I(x, y, t) + \frac{\partial I}{\partial x}dx + \frac{\partial I}{\partial y}dy + \frac{\partial I}{\partial t}dt$$

[61] 위 식을 영상강도 보존 가정에 의한 식에 적용할 경우, 다음과 같은 식을 얻을 수 있다.

[62] $$\frac{dI}{dt} + \frac{\partial I}{\partial x}\frac{dx}{dt} + \frac{\partial I}{\partial y}\frac{dy}{dt} + \frac{\partial I}{\partial t}\frac{dt}{dt} = 0$$

[63] 위 식의 첫 번째 항은 영상보존 가정에 의해 "0"이 되므로 위식은 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다.

[64] $$\frac{\partial I}{\partial x}v_x + \frac{\partial I}{\partial y}v_y + \frac{\partial I}{\partial t} = 0$$

[65] 위 식은 다음과 같이 간단한 식으로 나타낼 수 있으며

[66] $$I_x \cdot v_x + I_y \cdot v_y = -I_t$$

[67] 여기서 $I_x = \frac{\partial I}{\partial x}$, $I_y = \frac{\partial I}{\partial y}$, $I_t = \frac{\partial I}{\partial t}$ 는 각각 x, y, t 에 대한 영상강도의 미분값이다. 모션벡터의 직접적인 계산을 위하여 Lucas-Kanade 알고리즘을 적용할 수 있으며, 하나의 영상에 대한 각각의 픽셀을 고려할 경우, 위 식은

다음과 같은 행렬식으로 나타낼 수 있다.

[68]
$$\begin{cases} I_x(q_1) \cdot V_x + I_y(q_1) \cdot V_y = -I_t(q_1) \\ I_x(q_1) \cdot V_x + I_y(q_2) \cdot V_y = -I_t(q_2) \\ \bullet \quad\quad\quad \bullet \quad\quad\quad \bullet \\ \bullet \quad\quad\quad \bullet \quad\quad\quad \bullet \\ \bullet \quad\quad\quad \bullet \quad\quad\quad \bullet \\ I_x(q_n) \cdot V_x + I_y(q_n) \cdot V_y = -I_t(q_n) \end{cases}$$

[69] 여기서 q_i는 각각의 픽셀에 해당하며, 모션벡터는 다음과 같은 행렬식으로부터 계산될 수 있다.

[70]
$$\begin{bmatrix} V_x \\ V_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_i I_x(q_i)^2 & \sum_i I_x(q_i) I_y(q_i) \\ \sum_i I_x(q_i) I_y(q_i) & \sum_i I_y(q_i)^2 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \sum_i I_x(q_i) I_t(q_i) \\ \sum_i I_y(q_i) I_t(q_i) \end{bmatrix}$$

[71] 모션벡터가 계산될 경우 다음과 같이 보간될 i 번째 픽셀의 임의의 시점, $t_p = t_\alpha + \frac{m}{n}\Delta t$의 위치 x_p 및 y_p그리고 강도 $I_p(x_p, y_p)$는 X선 방사 각도 α 및 β에 해당하는 시점 t_α와 t_β에서의 두 개의 실제 X선 영상을 이용하여 다음과 같이 각각 계산할 수 있다. 여기서 t_p는 영상 보간이 실시된 각도에 해당하는 시간이며 $\Delta t = t_\beta - t_\alpha$는 정규화된 시간으로서 '1'로서 간주한다.

[72]
$$x_p = x_i(t_\alpha) + \frac{m}{n} v_x \Delta t, \qquad (m = 1, 2, \cdots, n-1)$$

[73]
$$y_p = y_i(t_\alpha) + \frac{m}{n} v_y \Delta t, \qquad (m = 1, 2, \cdots, n-1)$$

[74]
$$I_P(x_p, y_p) = I(x_i(t_\alpha), y_i(t_\alpha)) + \frac{m}{n}(I(x_i(t_\beta), y_i(t_\beta)) - I(x_i(t_\alpha), y_i(t_\alpha))), \quad (m = 1, 2, \cdots, n-1)$$

[75] 여기서 'n'은 영상 보간을 실시할 균일한 각도 간격의 수이며, 'm'은 영상보간의 횟수를 나타내는 상수임. 만일 α= 0°와 β = 90°를 고려할 경우, n = 3 일 경우, 두 각도 사이의 30°간격으로 보간된 영상을 얻을 수 있으며, n = 5 일 경우 18°간격으로 보간된 영상을 각각 획득할 수 있다. 또한 m = 1 인 경우 30°에서의 보간된 영상을 획득할 수 있고, m = 2 인 경우 60°에서의 보간된 영상을 획득할 수 있다.

[76] 영상 보간 기법의 타당성을 검증하기 위하여 제작된 Al 시편을 이용하여 기준 방향으로부터 1°회전된 방향과 13°회전된 방향에 대한 2차원 X선 영상을 획득한 후, 두 영상을 이용하여 7°회전된 방향에 대한 보간 영상을 계산하고, 실제 7°회전된 방향에서 획득한 X선 영상과 비교하여 도 5에 나타내었다.

[77] 도 5로부터 보간을 통해 계산된 영상과 실제의 영상이 서로 잘 일치하는 것을 확인할 수 있다.

[78] 도 6은 보간된 영상을 이용하여 CT 영상을 획득하기 위한 기법인 다음과 같은 OSEM 기법을 적용하여 획득한 영상을 나타낸 것으로서, 2차원 X선 영상 개수의 감소에 따르는 CT 영상 질의 저하에 대한 확인이 가능하다.

[79] $$x_j^{n+1} = \frac{x_j^n}{\sum_{j=1}^{N} p(i/j)} \sum_{i=1}^{M} \frac{y_i \, p(i/j)}{x_j^n \, p(i/j)}, \quad j = 1.2. \ldots\ldots L$$

[80]

[81] 여기서, x_j^{n+1}은 x_j 픽셀의 (n+1)iteration 시의 강도, M과 N은 2차원 X선 영상의 픽셀의 행과 열의 개수들, L은 subset의 수, $p(i/j)$는 i번째 디텍터 픽셀에 도달하는 j번째 X선의 기대함수, y_i 전자 방출데이터이다.

[82] 도 6에서 살펴보면, 120장, 60장의 2차원 X선 영상을 이용할 경우, 고해상도의 CT 영상을 계산해 낼 수 있으나 30장 및 15장의 2차원 X선 영상을 이용할 경우 나쁜 해상도의 CT 영상을 계산해 내는 것을 확인할 수 있으며 이것은 일반적인 단층영상 획득 기법의 한계이다.

[83] 도 7은 영상보간기법을 사용한 후 개선된 CT 영상 결과를 나타낸 것으로서, 본 연구의 영상보간 기법으로 얻은 30장의 2차원 X선 보간 영상과 30장의 실제 2차원 X선 영상을 이용하여 단층 영상을 계산할 경우, 실제 30장 또는 15장의 2차원 X선 영상을 이용하여 획득한 단층영상의 낮은 해상도를 크게 증가시킬 수 있음을 나타낸 것이다.

[84] 이와 같은 영상보간기법을 이용할 경우, 단 3장의 실제 X선 영상으로도 높은 해상도의 단층 영상의 획득이 가능하며, 그 결과를 도 8에 나타내었다.

[85] 인체와 같은 복잡한 생체재료에 대한 본 기법의 적용 및 검증을 위하여 돼지 발의 끝부분을 이용한 실험을 실시하였다. 도 9로부터 복잡한 구조의 생체재료 역시 3장 또는 5장의 실제 X선 영상을 이용하여 영상보간기법을 적용할 경우, 120장의 X선 영상으로 OSEM 기법을 적용한 후 획득한 단층영상과 유사한 정밀도의 단층 영상을 획득할 수 있음을 확인할 수 있다.

[86] 상기와 같이 최종적으로 획득된 CT 영상은 별도의 디스플레이장치에 의하여 외부에 화상으로 표시된다.

[87] 본 발명에 따른 무회전 CT 시스템을 이용할 경우, 환자의 방사선 피폭량을 획기적으로 줄일 수 있고, 움직임이 있는 환자의 부위들, 즉, 척추, 관절, 심장 등과 같은 부위에 대한 임의의 시점에서의 단층영상의 확보가 가능하며 이를 통하여 환자에 대한 보다 실질적인 영상진단자료의 확보가 가능하다. 또한 변형 또는 이동이 존재하는 다양한 물체에 대한 각각의 시점의 상태에 대한 내부 구조의 변화를 검사할 수 있는 효과가 있다.

[88] 또한 본 발명에서는 X선 가이드를 채택하고 있어서, 다수 개의 X선 발생부에서 발생하는 X선의 간섭으로 인한 영상 감도 저하를 방지할 수 있고, X선의 위상 편이 및 간섭으로 인한 데이터의 감도의 저하를 막을 수 있다.

[89] 이상에서 본 발명의 바람직한 실시 예에 대하여 설명하였으나, 본 발명은 상술한 특정의 실시 예에 한정되지 아니한다. 즉, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가지는 자라면 첨부된 특허청구범위의 사상 및 범주를 일탈함이 없이 본 발명에 대한 다수의 변경 및 수정이 가능하며, 그러한 모든 적절한 변경 및 수정의 균등물들도 본 발명의 범위에 속하는 것으로 간주되어야 할 것이다.

[90]

[91]

[92]

[93]

[94]

[95]

[96]

청구범위

[청구항 1] 피검사체를 중심으로 일정 간격 이격되어 방사상으로 배치되며 일측에 위치보정센서가 구비된 다수의 X선 발생부;
상기 X선 발생부 사이의 이격된 공간에 배치되어 상기 X선 발생부와 교대로 설치되며 일측에 위치보정센서가 구비된 다수의 X선 검출부;
상기 X선 발생부와 X선 검출부에 구비된 위치보정센서의 신호를 수신하여 서로 대면하는 각각의 X선 발생부와 X선 검출부의 위치가 서로 정대응되도록 조절하는 제어부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 무회전 CT 시스템.

[청구항 2] 제 1 항에 있어서,
상기 X선 발생부의 일측에는 상기 피검사체를 향하여 X선 가이드가 구비되는 것을 특징으로 하는 무회전 CT 시스템.

[청구항 3] 제 1 항에 있어서,
상기 X선 검출부의 일측에는 상기 피검사체를 향하여 X선 가이드가 구비되며 정대면되는 X선 발생부로터 발생된 X선이 상기 피검사체를 투과한 후 지정된 X선 검출부로만 X선이 전달되는 것을 특징으로 하는 무회전 CT 시스템.

[청구항 4] 제 2 항 또는 제 3 항에 있어서,
상기 X선 발생부와 X선 검출부의 X선 가이드는 X선 흡습재료로 구성된 것을 특징으로 하는 무회전 CT 시스템.

[청구항 5] 제 2 항에 있어서,
상기 X선 발생부의 X선 가이드 끝단에 Kα 및 Kβ 특성 X선 간의 상호 간섭을 막도록 기능하는 Kα X선 필터가 구비되는 것을 특징으로 하는 무회전 CT 시스템.

[청구항 6] 제 3 항에 있어서,
상기 X선 검출부의 X선 가이드 끝단에 탄성산란방지필터가 구비되는 것을 특징으로 하는 무회전 CT 시스템.

[청구항 7] 제 1 항에 있어서,
상기 제어부는 상기 위치보정센서의 신호를 수신하여 하나의 X선 발생부로부터 발생된 X선이 피검사체를 투과한 후 각각의 X선 발생부와 대면되도록 지정된 X선 검출부로만 전달될 수 있게 상기 X선 발생부 및 X선 검출부의 위치 및 방향을 조절하는 것을 특징으로 하는 무회전 CT 시스템.

[청구항 8] 피검사체를 중심으로 일정 간격 이격되어 방사상으로 배치되며 일측에 위치보정센서가 구비된 다수의 X선 발생부;
상기 X선 발생부 사이의 이격된 공간에 배치되어 상기 X선

발생부와 교대로 설치되며 일측에 위치보정센서가 구비된 다수의 X선 검출부;

상기 X선 발생부와 X선 검출부에 구비된 위치보정센서의 신호를 수신하여 서로 대면하는 각각의 X선 발생부와 X선 검출부의 위치가 서로 정대응되도록 조절하는 제어부;

상기 X선 검출부에서 획득한 2차원 X선 영상을 저장하고 영상보간기법을 적용하여 두 방향 사이의 2차원 X선 영상을 계산하도록 하는 데이터처리부; 및,

상기 데이터처리부의 데이터를 CT 영상 데이터로 변환하는 영상처리부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 무회전 CT 시스템.

[청구항 9] 제 8 항에 있어서,

상기 X선 발생부의 일측에는 상기 피검사체를 향하여 X선 가이드가 구비되는 것을 특징으로 하는 무회전 CT 시스템.

[청구항 10] 제 8 항에 있어서,

상기 X선 검출부의 일측에는 상기 피검사체를 향하여 X선 가이드가 구비되며 정대면되는 X선 발생부로터 발생된 X선이 상기 피검사체를 투과한 후 지정된 X선 검출부로만 X선이 전달되는 것을 특징으로 하는 무회전 CT 시스템.

[청구항 11] 제 9 항 또는 제 10 항에 있어서,

상기 X선 발생부와 X선 검출부의 X선 가이드는 X선 흡습재료로 구성된 것을 특징으로 하는 무회전 CT 시스템.

[청구항 12] 제 9 항에 있어서,

상기 X선 발생부의 X선 가이드 끝단에 Kα 및 Kβ 특성 X선 간의 상호 간섭을 막도록 기능하는 Kα X선 필터가 구비되는 것을 특징으로 하는 무회전 CT 시스템.

[청구항 13] 제 10 항에 있어서,

상기 X선 검출부의 X선 가이드 끝단에 탄성산란방지필터가 구비되는 것을 특징으로 하는 무회전 CT 시스템.

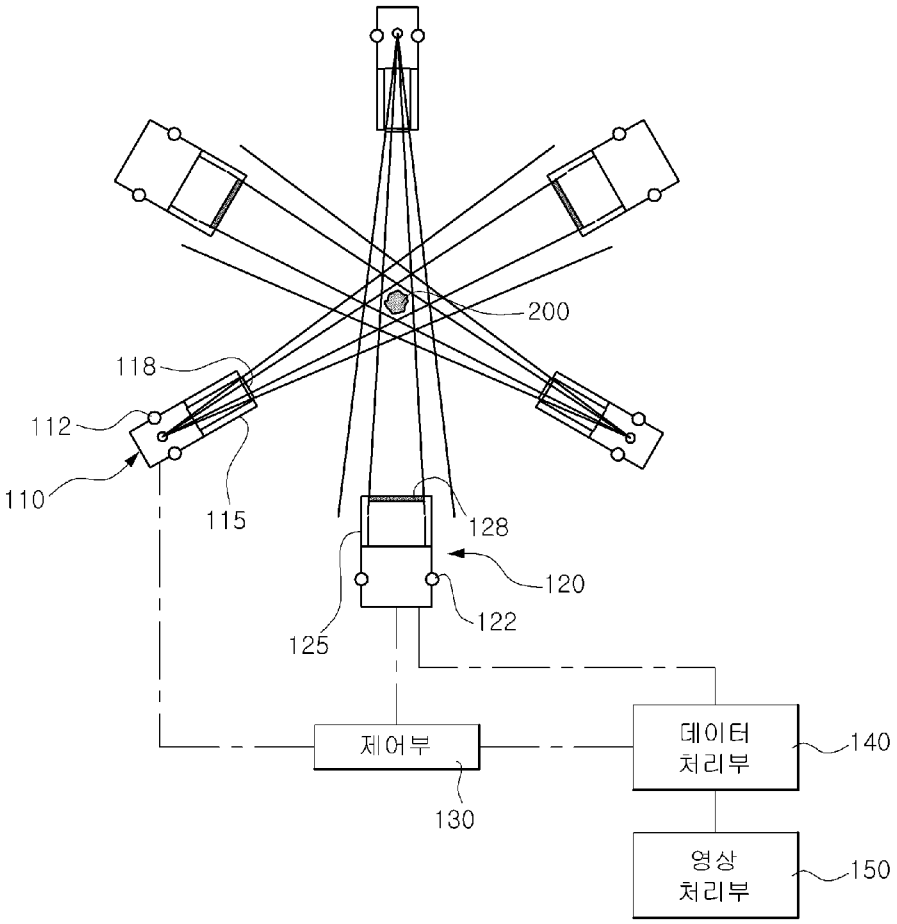
[청구항 14] 제 8 항에 있어서,

상기 제어부는 상기 위치보정센서의 신호를 수신하여 하나의 X선 발생부로부터 발생된 X선이 피검사체를 투과한 후 각각의 X선 발생부와 대면되도록 지정된 X선 검출부로만 전달될 수 있게 상기 X선 발생부 및 X선 검출부의 위치 및 방향을 조절하는 것을 특징으로 하는 무회전 CT 시스템.

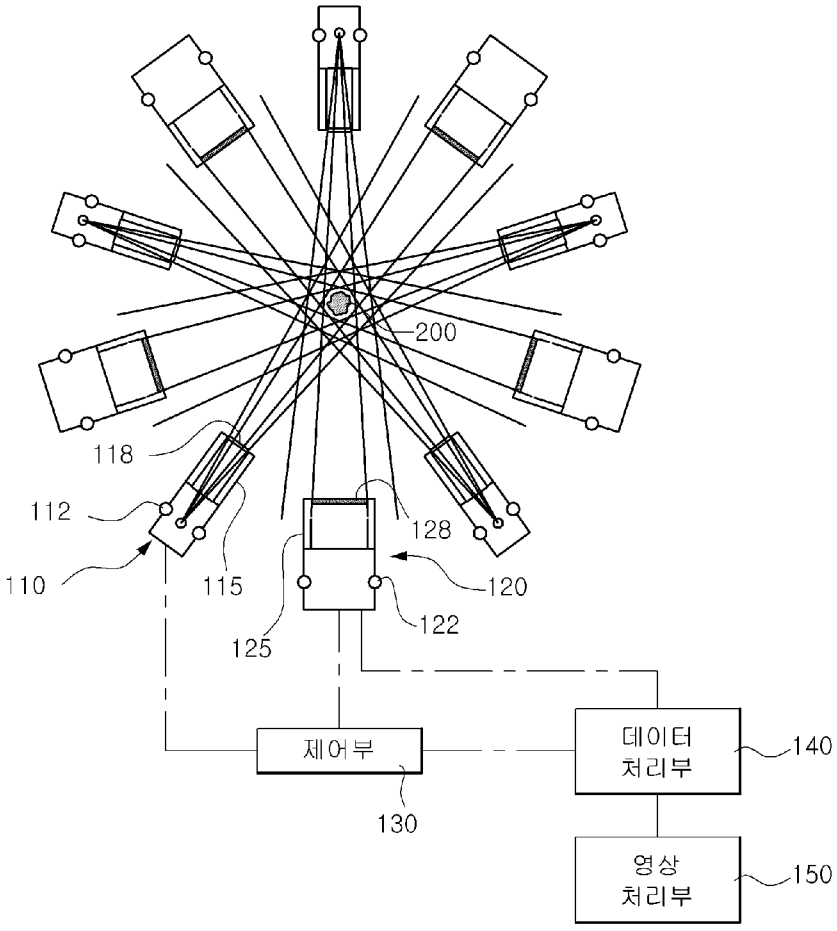
[청구항 15] 제 8 항에 있어서,

상기 영상보간기법에 의하여 획득한 2차원 X선 데이터는 OSEM 기법으로 영상을 CT 영상 데이터로 변환하는 것을 특징으로 하는 무회전 CT 시스템.

[Fig. 1a]

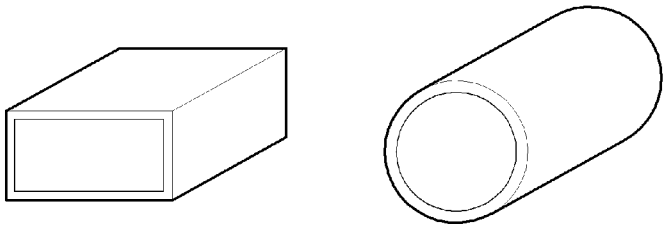

200
118
112
110
115
128
120
122
125
제어부
130
데이터
처리부
140
영상
처리부
150

[Fig. 1b]


200
118
112
110
115
128
120
122
125
제어부
130
데이터
처리부
140
영상
처리부
150

[Fig. 2]

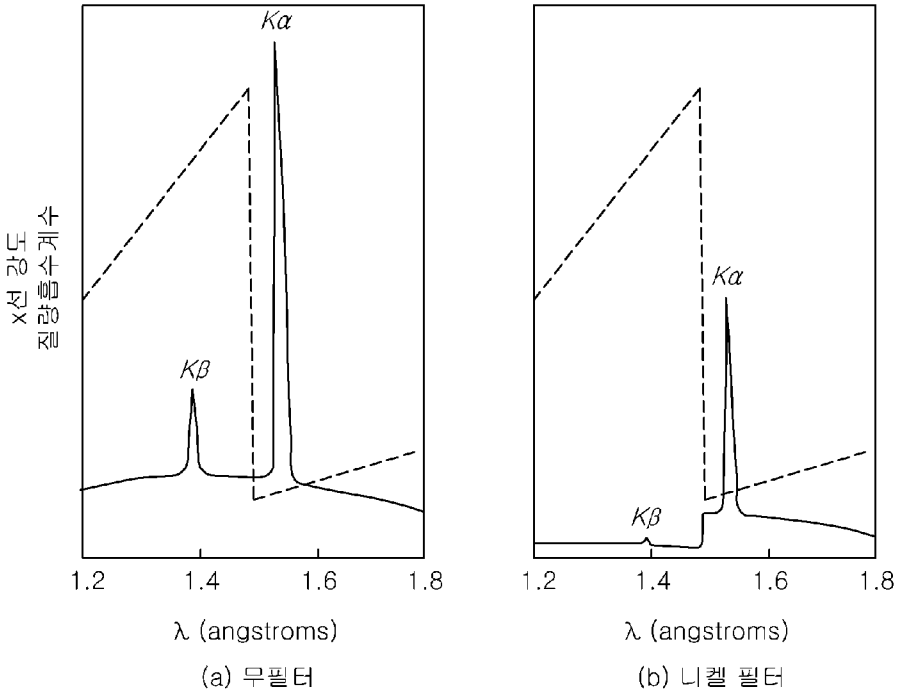
115,125



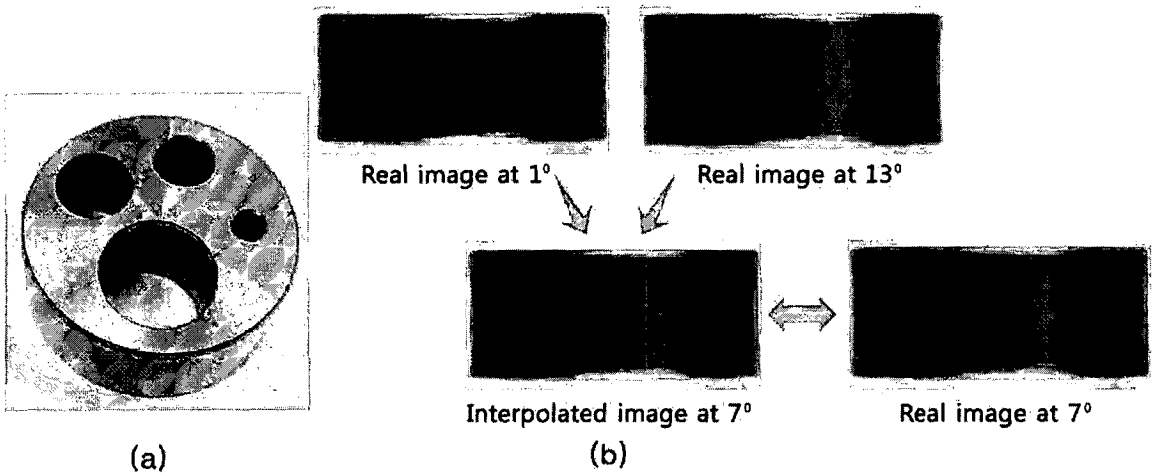
[Fig. 3]

118

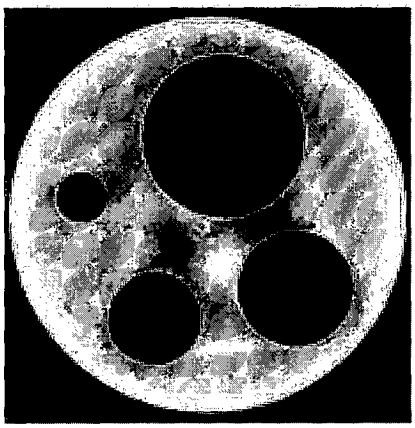
[Fig. 4]



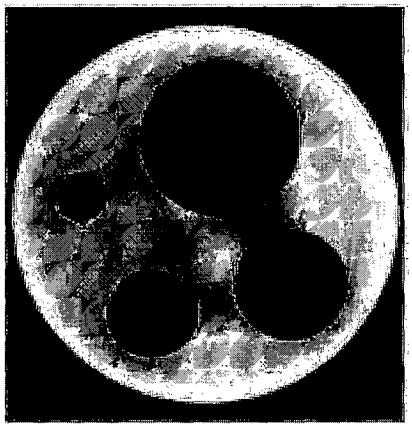
[Fig. 5]



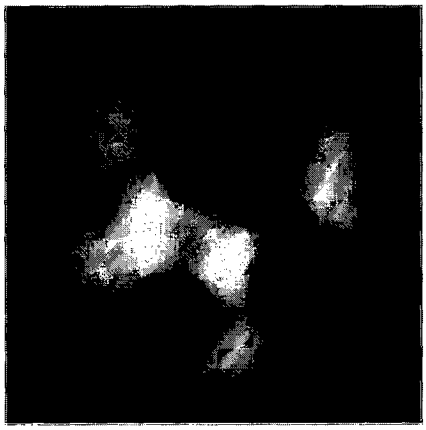
[Fig. 6]



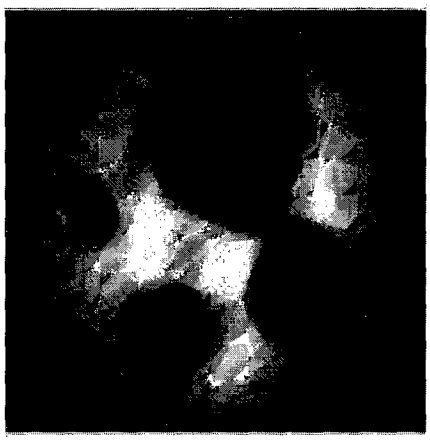
CT image using 120 real projection images



CT image using 60 real projection images

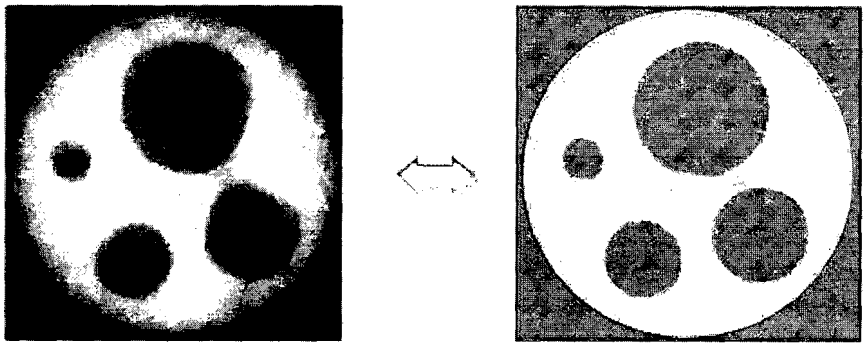


CT image using 30 real projection images



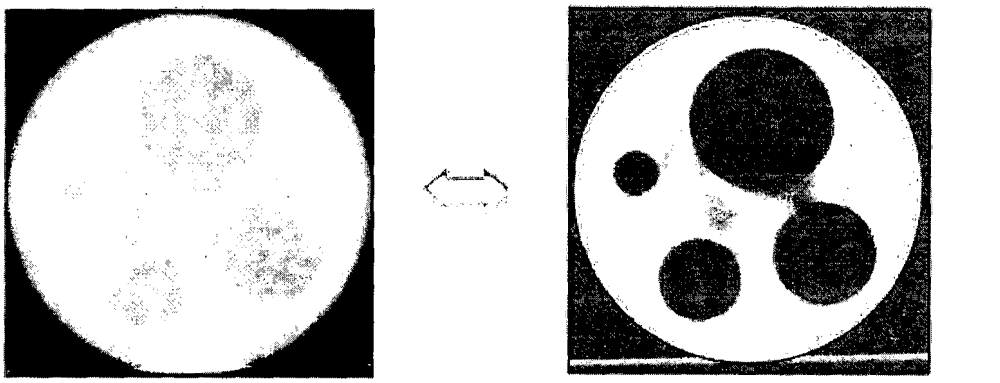
CT image using 15 real projection images

[Fig. 7]



CT image obtained from 30 real projection images

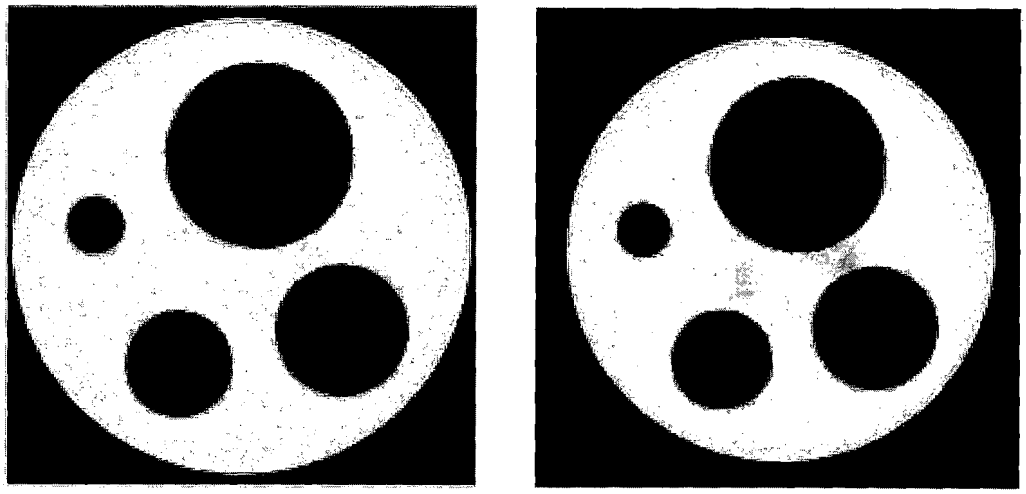
CT image obtained from 30 real plus 30 interpolated



CT image obtained from 15 real projection images

CT image obtained from 15 real plus 45 interpolated

[Fig. 8]



CT image using 120 real projection images

CT image using 3 real projection images

[Fig. 9]



Pig leg



CT image using 120 real projection images



CT image using 3 real projection images



CT image using 3 real projection images

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/KR2012/000123

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 6/03(2006.01)i, A61B 6/08(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)

A61B 6/03; A61B 6/02; G21K 1/12; A61B 6/00

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: CT, position, compensation, sensor, guide

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2005-0175143 A1 (OSAMU MIYAZAKI et al.) 11 August 2005 See paragraphs [0070]-[0079], figures 1, and 2A-C.	1,2,4,5,7-9,11,12 ,14,15
A		3,6,10,13
Y	JP 2005-510278 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC.) 21 April 2005	1,2,4,5,7-9,11,12 ,14,15
A	See paragraphs [0015]-[0023] and figures 1-2.	3,6,10,13
Y	JP 2010-234003 A (FUJIFILM CORP.) 21 October 2010	5,12
A	See paragraphs [0047]-[0050].	1-4,6-11,13-15
A	JP 2007-502652 A (VARIAN MEDICAL SYSTEMS, INC.) 15 February 2007 See paragraphs [0011]-[0014] and figure 1.	1-15

☐ 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	Date of mailing of the international search report
27 DECEMBER 2012 (27.12.2012)	**28 DECEMBER 2012 (28.12.2012)**

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 application No.
PCT/KR2012/000123

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
US 2005-0175143 A1	11.08.2005	CN 1658796 A	24.08.2005
		CN 1658796 C0	24.08.2005
		JP 04-416379 B2	04.12.2009
		JP 2004-000356 A	08.01.2004
		JP 2004-000357 A	08.01.2004
		WO 03-101301 A1	11.12.2003
JP 2005-510278 A	21.04.2005	AU 2002-350143 A1	10.06.2003
		CN 1585621 A	23.02.2005
		CN 1585621 B	12.05.2010
		CN 1585621 C0	23.02.2005
		DE 60233342 D1	24.09.2009
		EP 1450688 A1	01.09.2004
		EP 1450688 B1	12.08.2009
		JP 04-345966 B2	24.07.2009
		KR 10-0962787 B1	10.06.2010
		US 2003-0099328 A1	29.05.2003
		US 6814489 B2	09.11.2004
		WO 03-045242 A1	05.06.2003
JP 2010-234003 A	21.10.2010	NONE	
JP 2007-502652 A	15.02.2007	EP 1656550 A2	17.05.2006
		EP 1656550 A4	18.04.2007
		US 2005-0169428 A1	04.08.2005
		US 2005-0238140 A1	27.10.2005
		US 7526065 B2	28.04.2009
		WO 2005-018415 A2	03.03.2005
		WO 2005-018415 A3	14.04.2005

국 제 조 사 보 고 서

국제출원번호
PCT/KR2012/000123

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61B 6/03(2006.01)i, A61B 6/08(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)
A61B 6/03; A61B 6/02; G21K 1/12; A61B 6/00

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: CT, 위치, 보정, 센서, 가이드

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
Y A	US 2005-0175143 A1 (OSAMU MIYAZAKI 외 2명) 2005.08.11 단락 [0070]-[0079], 도면 1, 및 2A-C 참조.	1,2,4,5,7-9,11,12,14,15 3,6,10,13
Y A	JP 2005-510278 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC.) 2005.04.21 단락 [0015]-[0023] 및 도면 1-2 참조.	1,2,4,5,7-9,11,12,14,15 3,6,10,13
Y A	JP 2010-234003 A (FUJIFILM CORP.) 2010.10.21 단락 [0047]-[0050] 참조.	5,12 1-4,6-11,13-15
A	JP 2007-502652 A (VARIAN MEDICAL SYSTEMS, INC.) 2007.02.15 단락 [0011]-[0014] 및 도면 1 참조.	1-15

☐ 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

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

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

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

"P" 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

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

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

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

"&" 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

국제조사의 실제 완료일	국제조사보고서 발송일
2012년 12월 27일 (27.12.2012)	**2012년 12월 28일 (28.12.2012)**

ISA/KR의 명칭 및 우편주소
대한민국 특허청
(302-701) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)
팩스 번호 82-42-472-7140

심사관
김재호
전화번호 82-42-481-8705

국 제 조 사 보 고 서
대응특허에 관한 정보

국제출원번호
PCT/KR2012/000123

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
US 2005-0175143 A1	2005.08.11	CN 1658796 A	2005.08.24
		CN 1658796 C0	2005.08.24
		JP 04-416379 B2	2009.12.04
		JP 2004-000356 A	2004.01.08
		JP 2004-000357 A	2004.01.08
		WO 03-101301 A1	2003.12.11
JP 2005-510278 A	2005.04.21	AU 2002-350143 A1	2003.06.10
		CN 1585621 A	2005.02.23
		CN 1585621 B	2010.05.12
		CN 1585621 C0	2005.02.23
		DE 60233342 D1	2009.09.24
		EP 1450688 A1	2004.09.01
		EP 1450688 B1	2009.08.12
		JP 04-345966 B2	2009.07.24
		KR 10-0962787 B1	2010.06.10
		US 2003-0099328 A1	2003.05.29
		US 6814489 B2	2004.11.09
		WO 03-045242 A1	2003.06.05
JP 2010-234003 A	2010.10.21	없음	
JP 2007-502652 A	2007.02.15	EP 1656550 A2	2006.05.17
		EP 1656550 A4	2007.04.18
		US 2005-0169428 A1	2005.08.04
		US 2005-0238140 A1	2005.10.27
		US 7526065 B2	2009.04.28
		WO 2005-018415 A2	2005.03.03
		WO 2005-018415 A3	2005.04.14