

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2016년 11월 17일 (17.11.2016)



(10) 국제공개번호
WO 2016/182164 A1

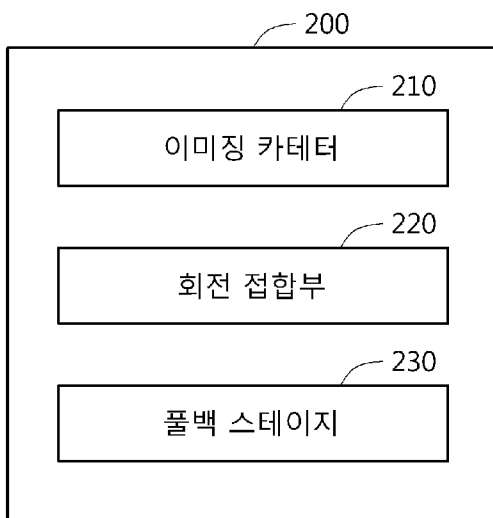
- (51) 국제특허분류:
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/02 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2015/013504
- (22) 국제출원일: 2015년 12월 10일 (10.12.2015)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:
10-2015-0065948 2015년 5월 12일 (12.05.2015) KR
10-2015-0159294 2015년 11월 13일 (13.11.2015) KR
- (71) 출원인: 한국과학기술원 (KOREA ADVANCED INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) [KR/KR]; 34141 대전시 유성구 대학로 291 (구성동), Daejeon (KR).
- (72) 발명자: 오왕열 (OH, Wang Yuhl); 34141 대전시 유성구 대학로 291 (구성동, 한국과학기술원), Daejeon (KR). 조한샘 (CHO, Han Saem); 34141 대전시 유성구 대학로 291 (구성동, 한국과학기술원), Daejeon (KR). 박현상 (PARK, Hyun Sang); 34141 대전시 유성구 대학로 291 (구성동, 한국과학기술원), Daejeon (KR). 김대식 (KIM, Tae Shik); 34141 대전시 유성구 대학로 291 (구성동, 한국과학기술원), Daejeon (KR).

- (74) 대리인: 특허법인 무한 (MUHANN PATENT & LAW FIRM); 06044 서울시 강남구 학동로 3길 9, 5층 (논현동, 명림빌딩), 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, SA, 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, ST, 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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[다음 쪽 계속]

(54) Title: APPARATUS AND METHOD FOR HIGH-SPEED SCANNING OF CORONARY ARTERY BLOOD VESSEL

(54) 발명의 명칭 : 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 장치 및 방법



210 ... Imaging catheter
220 ... Rotational junction unit
230 ... Pullback stage

(57) Abstract: Provided is an apparatus for scanning, at a high speed, coronary artery blood vessels of a living human. The apparatus may comprise: an imaging catheter which is inserted into blood vessels of a first subject and images blood vessel walls while rotating; and a rotational junction unit which is coupled to one side of the imaging catheter, transfers light irradiated from an optical coherence tomography (OCT) apparatus to the imaging catheter, and rotates the imaging catheter.

(57) 요약서: 살아있는 사람의 관상동맥 혈관을 고속으로 스캐닝 하는 장치가 제공된다. 상기 장치는: 제 1 대상체의 혈관 내에 삽입되어 회전 하면서 혈관벽을 이미징하는 이미징 카테터, 및 상기 이미징 카테터의 한 측에 체결되어 광간섭단층촬영(OCT) 장치로부터 조사된 빛을 상기 이미징 카테터로 전달하고 상기 이미징 카테터를 회전시키는 회전접합부를 포함할 수 있다.

WO 2016/182164 A1

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

명세서

발명의 명칭: 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 장치 및 방법

기술분야

- [1] 살아있는 사람의 관상동맥(Coronary Artery) 혈관을 고속으로 스캐닝하는 기술에 연관되며, 보다 상세하게는 사람의 관상동맥을 빠른 시간 내에 광간섭단층촬영술(Optical Coherence Tomography, OCT)로 이미징하기 위한 고속 스캐닝 장치 및 그 방법에 연관된다.

배경기술

- [2] 관상동맥은 심장 근육에 산소와 영양분을 공급하는 역할을 한다. 최근, 현대인의 식습관 변화 및 스트레스로 인해서 관상동맥 질환을 갖고 있는 인구가 증가하고, 현대인의 주요 사망원인으로 자리매김하게 되었다. 관상동맥 질환 중 대표적인 질환으로는 동맥경화와 심근경색을 꼽을 수 있는데, 이 중 동맥경화는 관상동맥이 다양한 요인에 의해 좁아지게 되는 질환이다. 동맥경화의 증상이 지속되어 발전하면 관상동맥을 흐르는 혈류가 감소하고 관상동맥이 막히게 되는데, 이러한 경우 심근이 괴사하게 되어 심각한 경우에 사람이 사망에 이르게 될 수 있다. 따라서 이러한 관상동맥 질환을 예방하는 것이 중요하며, 이를 위해서는 관상동맥 혈관벽을 관찰하는 이미징 기술이 중요하다.
- [3] 관상동맥 질환 진단을 위한 이미징 기술로는 대표적으로 혈관조영술(angiography), 혈관 내 초음파(intravascular ultrasound, IVUS) 및 광간섭단층촬영(OCT)이 있다. 이 중 광간섭단층촬영 이미징 시스템은 뛰어난 해상도(resolution)와 민감도(sensitivity)로 혈관 이미징 기술로 각광을 받고 있으며, 임상에서 널리 사용되고 있다. 광간섭단층촬영술을 이용하여 관상동맥 혈관벽을 이미징하기 위해서는 혈관 내에 OCT 이미징용 내시경을 혈관 내에 삽입하여야 한다. 또한, 빛은 혈액에 대해 매우 높은 흡수 계수를 갖기 때문에 혈관벽을 이미징하기 위해서는 혈액을 일시적으로 조영제(contrast agent)로 대체하여 이미징을 수행해야 한다. 다만, 너무 오랫동안 대체제를 이용하는 경우 심근에 산소와 영양분이 공급되지 못하여 심근이 괴사할 수 있고, 심하면 사람이 사망에 이를 수 있기 때문에 수 초 내에 이미징을 마쳐야 한다. 이러한 이유로 관상동맥 이미징을 위한 광간섭단층촬영 이미징 시스템용 고속 스캐닝 장치 개발이 요구된다.
- [4] 광간섭단층촬영술을 이용하여 살아있는 사람의 관상동맥 혈관벽 이미징을 하려는 시도는 2002년 하버드 의대 연구팀에 의해 세계 최초로 수행되었다. 프레임 속도는 초당 약 4 혹은 8 프레임이었기 때문에 제한된 이미징 시간에 관상동맥의 일부분만이 이미징이 가능했다. 이 연구를 필두로 관상동맥 질환진단을 위한 광간섭단층촬영 시스템 개발이 본격화되었다. 2세대 광간섭단층촬영술(the second generation optical coherence tomography, 2G-OCT)이

관상동맥 질환진단을 위한 광간섭단층촬영 시스템에 적용되면서 임상에 적용하는데 걸림돌이었던 이미징 속도가 향상되었다. 기준거울(reference mirror)를 움직여서 이미지를 획득하던 1세대 광간섭단층촬영술과 달리, 2세대 광간섭단층촬영술은 파장 변환 레이저를 이용하여 이미지를 획득하는 기술이다. 2세대 광간섭단층촬영술은 광 주파수 영역 이미징(optical frequency domain imaging, OFDI) 혹은 swept-source optical coherence tomography, SS-OCT)로 불린다. 광원의 파장 변환 방식의 발전으로 2세대 광간섭단층촬영술의 이미징 속도는 더욱 개선되었고, 2008년에는 하버드 연구팀이 고속의 임상용 2세대 광간섭단층촬영 시스템을 구축하여 세계 최초로 환자의 관상동맥 전부분을 초당 100 프레임 정도의 고속으로 이미징할 수 있었다. 그러나, 혈관 종방향으로의 해상도는 약 200 μm 정도로 혈관의 횡단면 해상도에 비해 수 배 이상 차이가 나기 때문에 정확한 관상동맥 혈관벽 이미지를 얻기에 어려움이 있다. 제한된 이미징 시간 동안 고해상도 이미지를 획득하기 위해, 이미징 속도의 개선만으로는 한계가 있으며, 이미징 과정에서 사용되는 스캐닝부(scanning part)의 속도 또한 중요한 결정인자로서 보다 개선될 필요가 있다.

발명의 상세한 설명

과제 해결 수단

- [5] 일측에 따르면, 살아있는 사람의 관상동맥 혈관을 고속으로 스캐닝하는 장치가 제공된다. 상기 장치는: 제1 대상체의 혈관 내에 삽입되어 회전하면서 혈관벽을 이미징하는 이미징 카테터, 및 상기 이미징 카테터의 한 측에 체결되어 광간섭단층촬영(OCT) 장치로부터 조사된 빛을 상기 이미징 카테터로 전달하고 상기 이미징 카테터를 회전시키는 회전접합부를 포함할 수 있다.
- [6] 일실시예에 따르면, 상기 이미징 카테터는 상기 회전접합부로부터 전달받은 빛을 상기 혈관벽에 조사하고, 상기 혈관벽의 조직으로부터 후방산란(backscattering) 된 빛으로부터 간섭신호를 검출할 수 있다.
- [7] 일실시예에 따르면, 상기 장치는 상기 회전접합부의 적어도 한 측을 지지하도록 장착되어, 상기 이미징 카테터의 평행이동을 지원하는 폴백 스테이지를 더 포함할 수 있다.
- [8] 일실시예에 따르면, 상기 이미징 카테터의 양쪽 끝 단 중 제1 측에는 상기 회전접합부에 체결되는 광 커넥터가 부착되고, 상기 제1 측과 상이한 제2 측에는 어느 한 면이 연마된 볼 모양의 렌즈가 융착(splicing)된다.
- [9] 또한, 상기 이미징 카테터는: 상기 회전접합부와 연결된 광섬유를 이용하여 상기 제1 대상체의 혈관벽을 스캐닝 하는 이미징 프로브, 및 상기 회전접합부의 한 측에 고정되어, 상기 이미징 카테터의 회전 시 상기 이미징 프로브 및 상기 제1 대상체의 혈관을 보호하는 외피를 포함하며, 상기 이미징 프로브는 상기 외피 내에 삽입되어 회전하고, 상기 외피와 미리 지정된 유격을 유지한다.

- [10] 여기서, 상기 이미징 프로브는: 상기 회전접합부의 어댑터와 체결되어 상기 광간섭단층촬영(OCT) 장치로부터 조사되는 빛을 전달받는 광 커넥터와, 스프링 형태로 감겨있는 토크코일과, 상기 광 커넥터를 통해 상기 회전접합부와 연결되고 상기 토크코일 내에 삽입되어 상기 빛을 상기 제1 대상체의 혈관벽 방향으로 가이드하는 광섬유, 및 상기 광섬유를 통해 전달받은 상기 빛을 혈관벽에 조사하는 볼 렌즈를 포함할 수 있다.
- [11] 또한, 상기 광섬유는, 폴리미드(polyimide) 재질로 코팅된 것일 수 있다.
- [12] 일실시예에 따르면, 상기 회전접합부는: 광섬유를 이용하여 상기 광간섭단층촬영(OCT) 장치로부터의 빛을 상기 이미징 카테터로 전달하는 복수 개의 시준기와, 상기 복수 개의 시준기 중 적어도 하나를 고정시키는 고정부, 및 상기 복수 개의 시준기 중 적어도 하나를 회전시키는 회전부를 포함할 수 있다.
- [13] 이 때, 상기 복수 개의 시준기는: 상기 광간섭단층촬영(OCT) 장치와 광섬유를 통해 연결되어 빛을 전달받는 제1 시준기, 및 상기 제1 시준기로부터 상기 빛을 전달받아 상기 이미징 카테터로 전달하는 제2 시준기를 포함하며, 상기 제1 시준기는 상기 고정부에 결합되고, 상기 제2 시준기는 상기 회전부에 결합되며, 상기 제1 시준기 및 상기 제2 시준기는 서로 대칭하도록 배치될 수 있다.
- [14]
- [15] 다른 일측에 따르면, 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 장치를 이용하여 제1 대상체의 혈관벽을 스캔하는 방법이 제공된다. 상기 방법은: 상기 고속 스캐닝 장치의 회전접합부가 광간섭단층촬영(OCT) 장치로부터 조사된 빛을 상기 고속 스캐닝 장치의 이미징 카테터로 전달하는 단계와, 상기 이미징 카테터가 제1 대상체의 혈관 내에 삽입되어 평행이동 및 회전이동 하면서 상기 전달받은 빛을 상기 혈관벽에 조사하는 단계, 및 상기 이미징 카테터가 상기 혈관벽의 조직으로부터 후방산란(backscattering) 된 빛으로부터 간섭신호를 검출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [16] 일실시예에 따르면, 상기 조사된 빛을 상기 고속 스캐닝 장치의 이미징 카테터로 전달하는 단계는: 상기 회전접합부의 고정부에 결합된 제1 시준기가, 광섬유를 통해 연결된 광간섭단층촬영(OCT) 장치로부터 빛을 전달받는 단계, 및 상기 회전접합부의 회전부에 결합된 제2 시준기가, 상기 제1 시준기로부터 전달받은 빛을 상기 이미징 카테터로 전달하는 단계를 포함하며, 상기 제1 시준기 및 상기 제2 시준기는 서로 대칭하도록 배치될 수 있다.
- [17] 일실시예에 따르면, 상기 이미징 카테터는 상기 회전접합부의 적어도 한 측과 체결되어 회전이동 하고, 상기 회전접합부의 적어도 한 측을 지지하도록 장착된 폴백 스테이지에 의해 평행이동 할 수 있다.
- [18] 일실시예에 따르면, 상기 간섭신호를 검출하는 단계는: 이미징 프로브가 외피 내에 삽입되어 회전하면서, 상기 회전접합부와 연결된 광섬유를 이용하여 상기 제1 대상체의 혈관벽을 스캐닝 하는 단계를 포함할 수 있다.
- [19] 또한, 상기 이미징 카테터의 양쪽 끝 단 중 제1 측에는 상기 회전접합부에

체결되는 광 커넥터가 부착되고, 상기 제1 측과 상이한 제2 측에는 어느 한 면이 연마된 볼 모양의 렌즈가 융착(splicing)된다.

도면의 간단한 설명

- [20] 도 1은 일실시예에 따른 광간섭단층촬영(Optical Coherence Tomography) 시스템의 관상동맥 이미징 과정을 설명하는 개념도이다.
- [21] 도 2는 일실시예에 따른 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 장치를 도시하는 블록도이다.
- [22] 도 3a 및 도 3b는 일실시예에 따른 이미징 카테터의 이미징 프로브의 세부구성을 설명하는 도면이다.
- [23] 도 4a, 도 4b 및 도 4c는 일실시예에 따른 이미징 카테터의 외피의 세부구성을 설명하는 도면이다.
- [24] 도 5는 일실시예에 따른 회전 접합부의 구조를 설명하는 도면이다.
- [25] 도 6은 일실시예에 따른 회전 접합부의 세부구성을 설명하는 도면이다.
- [26] 도 7은 일실시예에 따라 회전 접합부가 하우징에 설치된 구조를 나타내는 도면이다.
- [27] 도 8a 및 도 8b는 일실시예에 따라 회전 접합부를 고정하는 정렬장치의 세부 구조를 설명하는 도면이다.
- [28] 도 9는 일실시예에 따른 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 방법을 도시하는 흐름도이다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

- [29] 본 명세서에 개시되어 있는 본 발명의 개념에 따른 실시예들에 대해서 특정한 구조적 또는 기능적 설명들은 단지 본 발명의 개념에 따른 실시예들을 설명하기 위한 목적으로 예시된 것으로서, 본 발명의 개념에 따른 실시예들은 다양한 형태로 실시될 수 있으며 본 명세서에 설명된 실시예들에 한정되지 않는다.
- [30] 본 발명의 개념에 따른 실시예들은 다양한 변경들을 가할 수 있고 여러 가지 형태들을 가질 수 있으므로 실시예들을 도면에 예시하고 본 명세서에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명의 개념에 따른 실시예들을 특정한 개시형태들에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 변경, 균등물, 또는 대체물을 포함한다.
- [31] 제1 또는 제2 등의 용어를 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만, 예를 들어 본 발명의 개념에 따른 권리 범위로부터 이탈되지 않은 채, 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소는 제1 구성요소로도 명명될 수 있다.
- [32] 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다거나 "접속되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어

있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다. 반면에, 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "직접 연결되어" 있다거나 "직접 접속되어" 있다고 언급된 때에는, 중간에 다른 구성요소가 존재하지 않는 것으로 이해되어야 할 것이다. 구성요소들 간의 관계를 설명하는 표현들, 예를 들어 "~사이에"와 "바로~사이에" 또는 "~에 직접 이웃하는" 등도 마찬가지로 해석되어야 한다.

- [33] 본 명세서에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예들을 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 명세서에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 실시된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함으로 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [34] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가진다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미를 갖는 것으로 해석되어야 하며, 본 명세서에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [35] 이하, 실시예들을 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다. 그러나, 특허출원의 범위가 이러한 실시예들에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다. 각 도면에 제시된 동일한 참조 부호는 동일한 부재를 나타낸다.
- [36]
- [37] 도 1은 일실시예에 따른 광간섭단층촬영(Optical Coherence Tomography) 시스템의 관상동맥 이미징 과정을 설명하는 개념도이다.
- [38] 일반적으로, 살아있는 사람의 관상동맥을 이미징하기 위한 기술로는 혈관 조영술(angiography), 혈관 내 초음파(intravascular ultrasound, IVUS), 광간섭단층촬영(OCT) 등 다양한 기술이 이용된다. 이 중에서, 광간섭단층촬영 기술은 비교적 높은 해상도와 민감도로 인해 임상에서 활발히 사용되고 있는데, 이러한 광간섭단층촬영술을 이용하여 관상동맥 혈관벽을 이미징 하기 위해서는 혈관 내에 내시경을 삽입하여 빠른 시간 내에 이미징을 수행하여야 한다.
- [39] 광간섭단층촬영 시스템은 크게 레이저부(laser part), 간섭계 및 감지부(interferometer and detection part), 데이터 획득부(data acquisition part) 및 스캐닝부(scanning part)로 구분될 수 있다. 도 1에서는, 광간섭단층촬영 시스템을 이용한 관상동맥 진단 시 제한된 시간 동안 고해상도의 이미지를 획득하기 위해, 상기 스캐닝부가 고속에 최적화되도록 구현하는 방법을 설명하고자 한다.
- [40] 도 1을 참조하면, 상기 광간섭단층촬영 시스템의 스캐닝부는 인체의 혈관 내에 삽입되는 이미징 카테터(Imaging Catheter, 110)와 상기 이미징 카테터(110)를

회전시키는 회전접합부(Rotary Junction, 120), 그리고 상기 이미징 카테터(110)를 평행이동시키는 풀백 스테이지(Pullback Stage, 130)로 구성된다.

- [41] 이미징 카테터(110)는 진단 대상인 제1 대상체(100)의 대퇴부 정맥을 통해 혈관 내로 삽입된 후, 관상동맥까지 도달하여 혈관벽을 이미징 한다. 여기서, 이미징이란, 혈관벽에 빛을 조사(irradiance)하여 혈관벽 조직으로부터 후방산란(backscattering) 된 빛을 받아 간섭신호를 검출하는 과정을 의미한다. 제1 대상체(100)의 혈관벽을 이미징 하기 위해, 이미징 카테터(110)는 OCT 시스템(140)으로부터 전달받은 빛을 혈관벽 조직에 조사하고, 상기 혈관벽 조직에 의해 후방산란 된 빛을 수광하여 다시 OCT 시스템(140)으로 전달할 수 있다. 상술한 바와 같이, 상기 이미징 카테터(110)가 혈관벽의 어느 한 지점에 빛을 조사하는 경우, OCT 시스템(140)에서는 (상기 후방산란 된 빛을 통해) 상기 혈관벽의 깊이 방향으로의 정보를 한꺼번에 획득할 수 있어 단층촬영이 가능해진다. 이 때, 상기 이미징 카테터(110)는 혈관벽에 빛을 조사하여 후방산란 된 빛을 받는 과정에서 1회전 하면서 하나의 혈관 단면 영상을 획득하게 되는데, 혈관벽에 대한 3차원 영상을 획득하기 위해서는 상기 이미징 카테터(110)가 회전하는 동시에 평행이동 할 필요가 있다. 상기 이미징 카테터(110)의 회전 및 평행이동을 위해서는 회전접합부(120) 및 풀백 스테이지(130)가 필요하다.
- [42] 회전접합부(120)는 상기 이미징 카테터(110)에 체결될 수 있는 구조로서, OCT 시스템(140)으로부터 수신한 빛을 상기 이미징 카테터(110)로 전달하는 동시에 상기 이미징 카테터(110)를 회전시킬 수 있다. 또한, 상기 이미징 카테터(110)의 평행이동을 추가적으로 지원하기 위해, 회전접합부(120)는 상기 이미징 카테터(110)가 체결된 상태에서 풀백 스테이지(130)에 장착된다.
- [43] 풀백 스테이지(130)는 평행이동이 가능한 구조로서, 이미징 카테터(110)와 체결된 회전접합부(120)를 풀백 스테이지(130) 상에 장착함으로써 상기 이미징 카테터(110)가 상기 제1 대상체(100)의 혈관 내에서 평행이동 할 수 있도록 지원한다.
- [44]
- [45] 도 2는 일실시예에 따른 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 장치(200)를 도시하는 블록도이다.
- [46] 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 장치(200)는 광간섭단층촬영(OCT) 장치로부터 조사되는 빛을 이용하여 진단 대상인 제1 대상체의 관상동맥 혈관벽을 빠른 속도로 이미징 한다. 상기 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 장치(200)는 이미징 카테터(210), 회전 접합부(220) 및 풀백 스테이지(230)를 포함할 수 있다. 다만, 상기 풀백 스테이지(230)는 선택적인(optional) 구성으로서, 일부 실시예에서는 상기 풀백 스테이지(230)가 생략될 수도 있다.
- [47] 먼저, 이미징 카테터(210)는 상기 제1 대상체의 혈관 내에 삽입되어 회전하면서 혈관벽을 이미징 할 수 있다. 이미징 카테터(210)는 광간섭단층촬영 장치로부터 조사되는 빛을 회전접합부(220)를 통해 전달받아 상기 제1 대상체의 혈관벽에

조사하고, 상기 혈관벽의 조직에 의해 후방산란(backscattering) 되는 빛으로부터 간섭신호를 검출한다. 이를 위해, 상기 이미징 카테터(210)의 양쪽 끝 단 중 제1 측에는 상기 회전접합부(220)에 체결되는 광 커넥터가 부착되고, 다른 끝 단인 (상기 제1 측과는 상이한) 제2 측에는 어느 한 면이 연마된 형태의 볼 렌즈가 용착(splicing) 될 수 있다.

- [48] 보다 구체적으로, 상기 이미징 카테터(210)는 상기 회전접합부(220)와 연결된 광섬유를 이용하여 상기 제1 대상체의 혈관벽을 스캐닝 하는 이미징 프로브(imaging probe)와, 상기 회전접합부(220)의 한 측에 고정되어 상기 이미징 카테터의 회전 시 상기 이미징 프로브 및 상기 제1 대상체의 혈관을 보호하는 외피(sheath)로 구분될 수 있다. 이미징 카테터(210)가 상기 제1 대상체의 혈관벽을 이미징하는 과정에서, 상기 이미징 프로브는 상기 외피 내에 삽입되어 회전하며, 회전 시 회전중심축이 흔들리는 것을 방지하기 위해 상기 외피와 미리 지정된 유격을 유지한다. 또한, 상기 이미징 프로브는 광 커넥터, 토크코일, 광섬유 및 볼 렌즈를 포함한다. 상기 광 커넥터는 상기 광간섭단층촬영 장치로부터 조사되는 빛을 전달받기 위해 상기 회전접합부(220)의 어댑터와 체결되는 부분이다. 상기 토크코일은 이미징 카테터(210)의 회전을 위해 스프링 형태로 촘촘히 감겨있는 부분으로, 고속 회전에도 버틸 수 있도록 다중으로 제작될 수 있고, 외부에 테플론 코팅(teflon coating) 처리하여 회전 시 마찰력을 줄일 수 있다. 상기 광섬유는 상기 광 커넥터를 통해 상기 회전접합부(220)와 연결되고, 상기 토크코일 내에 삽입되어 상기 빛을 상기 제1 대상체의 혈관벽 방향으로 가이드한다. 이 때, 상기 광섬유는 이미징 카테터(210)가 혈관 내에서 회전하면서 받는 외력(이를 테면, 굴곡진 혈관 내에서 비틀림이나 구부러짐)을 버티기 위해 폴리미드(polymide) 재질로 코팅된 것일 수 있다. 그리고 상기 볼 렌즈는 상기 광섬유를 통해 전달받은 상기 빛을 상기 혈관벽에 조사하는데, 상기 빛이 전반사를 통해 상기 혈관벽으로 조사될 수 있도록 어느 한 면이 연마된 형태이며, 상기 볼 렌즈를 보호하기 위해 상기 토크코일의 끝 단에 하이포튜브(hypotube)가 부착될 수 있다. 상기 이미징 카테터(210)의 세부 구성에 대해서는 도 3a, 도 3b와 도 4a, 도 4b, 도 4c를 참조하여 상세히 설명한다.

- [49] 회전접합부(220)는 이미징 카테터(210)의 한 측에 체결되어 상기 광간섭단층촬영 장치로부터 조사되는 빛을 상기 이미징 카테터(210)로 전달하고, 상기 이미징 카테터(210)를 회전시킬 수 있다. 상기 회전접합부(220)는 광섬유를 이용하여 상기 광간섭단층촬영 장치로부터의 빛을 상기 이미징 카테터(210)로 전달 하는 복수 개의 시준기와, 상기 복수 개의 시준기 중 적어도 하나를 고정시키는 고정부, 및 상기 복수 개의 시준기 중 적어도 하나를 회전시키는 회전부를 포함한다. 상기 복수 개의 시준기는 상기 광간섭단층촬영 장치와 광섬유를 통해 연결되어 빛을 전달받는 제1 시준기와, 상기 제1 시준기로부터 상기 빛을 전달받아 상기 이미징 카테터(210)로 전달하는 제2 시준기를 포함하며, 상기 제1 시준기는 상기 고정부에 결합되고 상기 제2

시준기는 상기 회전부에 결합되는 구조일 수 있다. 또한, 상기 제1 시준기 및 상기 제2 시준기는 서로 대칭하도록 배치될 수 있다. 상기 회전접합부(220)의 세부 구성에 대해서는 도 5 및 도 6을 참조하여 상세히 설명한다.

- [50] 풀백 스테이지(230)는 회전접합부(220)의 적어도 한 측을 지지하도록 장착되며, 상기 이미징 카테터(210)의 평형이동을 지원할 수 있다. 이미징 카테터(210)와 체결된 회전접합부(220)가 풀백 스테이지(230)의 어느 한 측에 장착되는 경우, 상기 풀백 스테이지(230)가 평형이동 함으로써 상기 이미징 카테터(110)의 혈관 내 평형이동이 가능하다.

[51]

- [52] 도 3a 및 도 3b는 일실시예에 따른 이미징 카테터의 이미징 프로브(300)의 세부구성을 설명하는 도면이다. 도 3a는 이미징 프로브(300)의 정면도이고, 도 3b는 이미징 프로브(300)의 한쪽 끝 단 부분을 확대한 도면이다.

- [53] 이미징 카테터는 크게 도 3a, 도 3b의 이미징 프로브(imaging probe)와 도 4a, 도 4b, 도 4c의 외피(sheath)로 구분된다. 먼저, 이미징 프로브(300)는 회전접합부와 연결된 광섬유를 이용하여 상기 제1 대상체의 혈관벽을 스캐닝 하는 부분으로, 광 커넥터(310), 토크코일(320), 볼 렌즈(350)를 포함할 수 있다. 또한, 이미징 프로브(300)는 광간섭단층촬영(OCT) 장치로부터의 빛을 말단 부분에까지 전달하기 위해 충분히 긴 길이의 광섬유를 포함하며, 회전접합부와 체결되어 상기 광간섭단층촬영 장치로부터의 빛을 전달받아 제1 대상체의 혈관 내에서 회전 및 평형이동하면서 혈관벽 이미징을 수행한다. 상기 광섬유가 상기 회전접합부와 연결되기 위해, 이미징 프로브(300)의 양쪽 끝 단 중 제1 측에는 광 커넥터가 부착된다. 일반적으로 사용되는 광섬유는 아크릴 도료(acrylic)로 외부를 코팅된 형태이지만, 이는 회전 시 받게되는 비틀림이나 굴곡진 혈관 내에서의 구부러짐에 적합하지 않다. 따라서, 이러한 비틀림이나 구부러짐과 같은 외력에 잘 버티기 위해, 상기 이미징 프로브(300)는 폴리미드(polyimide) 재질로 코팅된 광섬유를 채택하여 이용할 수 있다. 폴리미드 재질에 의한 코팅의 경우, 아크릴 도료보다 더 얇게 코팅이 가능하면서도, 외력에 잘 버틸 수 있어 고속 회전을 하기에 보다 적합하기 때문이다.

- [54] 도 3a에서, 광 커넥터(310)는 상기 광간섭단층촬영 장치로부터 조사되는 빛을 전달받기 위해 상기 회전접합부의 광섬유 시준기 및 어댑터와 체결되는 부분이다. 또한, 이미징 프로브(300)는 혈관 내 회전이 용이하도록 스프링 형태로 감겨있는 토크코일(320)을 포함한다. 상기 토크코일(320)은 이미징 프로브(300)가 상기 제1 대상체의 관상동맥까지 도달하는 과정에서 거쳐야 하는 굴곡진 혈관 내에서 용이하게 회전할 수 있도록 스프링 형태로 촘촘히 감겨있는 부분으로, 고속 회전에도 버틸 수 있도록 2겹 이상의 다중으로 제작될 수 있고, 외부에 테플론 코팅(teflon coating) 처리하여 회전 시 마찰력을 줄일 수 있다. 이미징 프로브(300)에 포함되는 상기 광섬유는 상기 토크코일(320) 내에 삽입되어 고정된 상태에서 상기 혈관벽 이미징에 이용된다.

- [55] 한편, 이미징 프로브(300)의 양쪽 끝 단 중 광 커넥터(310)가 부착되지 않은 제2측에는 어느 한 면이 연마된 형태의 볼 렌즈(350)가 융착되며, 이는 도 3b와 같이 도시된다. 상기 토크코일(320)에 삽입된 광섬유는 상기 회전접합부로부터 전달받은 빛을 볼 렌즈(350)로 가이드 한다. 혈관벽을 이미징 하기 위해서는 상기 혈관벽 방향으로 빛이 조사되어야 한다. 이를 위해, 어느 한 면이 연마된 형태의 볼 렌즈(350)를 상기 토크코일(320)의 말단에 융착시키며, 상기 광섬유를 통해 가이드 되어 온 빛이 방사선 불투과성 링(340)을 통과하여 상기 볼 렌즈(350)의 연마된 면에서 전반사된 후 상기 혈관벽 방향으로 조사되도록 한다. 또한, 상기 볼 렌즈(350)를 보호하기 위해, 금속 재질의 윈도우(window)가 있는 하이포튜브(hypotube)가 상기 토크코일의 끝 단에 부착될 수 있다.
- [56]
- [57] 도 4a, 도 4b 및 도 4c는 일실시예에 따른 이미징 카테터의 외피(400)의 세부구성을 설명하는 도면이다. 도 4a는 이미징 프로브(300)가 삽입되는 외피(400)의 정면도이고, 도 4b는 외피(400)의 한쪽 끝 단 부분을 확대한 도면이다. 또한, 도 4c는 이미징 카테터와 회전접합부의 체결되는 원리를 나타낸다.
- [58] 도 3a의 이미징 프로브(300)는 혈관벽 스캐닝을 위해 혈관 내에서 회전해야 하는데, 회전 시 혈관에 영향을 주지 않도록 폴리머 재질의 외피(400)에 삽입된 상태에서 상기 혈관에 삽입된다
- [59] 외피(400)는 회전접합부의 어느 한 측에 고정되어, 상기 이미징 카테터의 회전 시 상기 이미징 프로브(300) 및 상기 제1 대상체의 혈관을 보호한다. 이로 인해, 상기 이미징 카테터가 상기 제1 대상체의 혈관 내에 삽입되어 회전하더라도, 외피(400)는 고정된 상태에서 상기 이미징 프로브(300)만 상기 외피(400) 내에서 회전하는 구조일 수 있다. 이 때, 이미징 프로브(300)의 토크코일(320)과 외피(400) 사이의 유격이 크면 상기 이미징 프로브(300)의 회전 시 회전 중심축이 흔들리면서 하나의 중심축으로 회전하지 못할 것이고, 반대로 상기 유격이 작으면 회전 시 마찰로 인해 고속 회전이 충분히 이루어지지 못하는 문제점이 발생할 수 있다. 이를 방지하기 위해, 이미징 프로브(300)와 외피(400) 사이의 유격이 적절한 수준에서 유지되어야 하며, 현재 최적설계된 둘 사이 간격은 약 60-70 μm 정도이다. 또한, 이미징 프로브(300)의 볼 렌즈(350) 부분에서 혈관벽 쪽으로 빛이 조사되어야 하므로, 상기 이미징 프로브의 말단 부분에 대응하는 외피 부분은 투명한 재질로 제작된다.
- [60] 외피(400)는 캡(cap, 410)이라는 부품에 의해 회전 접합부에 고정되며, 이미징 프로브(300)가 풀백 스테이지 움직임에 의해 평행이동하더라도 외피(400)는 고정되도록 하기 위해 풀백부(pullback part)가 추가될 수 있다. 상기 풀백부를 통해, 상기 이미징 프로브(300)가 풀백하는 경우에도 외피(400)는 고정된 상태에서 상기 이미징 프로브(300)만 풀백된다. 상기 외피(400)의 풀백부 및 캡(410)은 도 4b에서 확인할 수 있다. 상기 풀백부는 외피(400) 끝단에 위치하며,

내관(inner tube)과 외관(outer tube)으로 구성될 수 있다. 상기 내관은 상기 외관 내에 존재하고, 상기 내관에는 캡(410)이 고정되어 있다. 또한, 상기 외관에는 풀백 고정부(pullback holder)가 장착되어, 이미징 카테터가 평행이동 하더라도 외피(400)는 고정된 상태에서 상기 내관만 움직이며, 상기 이미징 프로브(300)와 내관, 캡(410)이 함께 회전접합부에 체결되어 움직이는 구조로 이해될 수 있다.

- [61] 한편, 이미징 카테터의 광 커넥터(310) 부분은 회전접합부와 연결되기 위해서 외피(400)의 외부로 노출된 상태에서 회전하게 되는데, 이 때 노출 길이가 고속 회전에 큰 영향을 주게 된다. 이를 테면, 상기 노출 길이가 너무 길면 외피(400) 내에서 이미징 카테터가 회전하지 못하고 외부로 빠져나오게 되며, 반대로 상기 노출 길이가 너무 짧으면 외피(400) 내 마찰이 커져 회전이 용이하게 이루어지지 못하고 이미징 카테터 안에서 기계적 진동(beating)을 발생시킬 수 있다. 이를 방지하기 위해서는, 적절한 노출 길이 설정이 필요하지만, 이는 이미징 카테터마다의 특성에 따라 달라질 수 있으므로, 이미징 카테터에 따라 상기 노출 길이의 조절이 가능하도록 도 4c와 같은 수단이 필요하다. 도 4c를 참조하면, 캡(410) 내의 외피 길이를 가변할 수 있도록 캡(410)과 내관의 고정부를 고정 나사(set screw)로 고정시킨다. 또한, 캡(410)이 캡 어댑터(cap adaptor)에 체결될 때 상기 캡(410)과 이미징 프로브(300)가 동시에 체결될 수 있도록 커넥터 홀더(connector holder, 420)가 상기 캡(410) 내에 위치하며, 상기 캡(410)과 상기 캡 커넥터 홀더(420)는 스레드(thread, 421) 형태로 연결된다. 상기 캡 어댑터는 스프링(431)을 포함하고 있는데, 상기 캡(410)이 상기 내관과 체결될 때 스프링(431)을 압축시켜 상기 캡(410)이 장착될 때 이미징 프로브 커넥터가 회전 접합부의 광 어댑터에 체결된다. 또한, 체결된 것을 해제하는 경우에는, 상기 캡(410)이 약간 뒤로 빠지면서 상기 이미징 프로브 커넥터가 커넥터 홀더(420)로부터 빠져나오도록 하여, 회전 시 캡(410)의 영향을 받지 않고 이미징 프로브(300)만 회전될 수 있다. 이미징 카테터를 해제할 때에는 상기 캡 어댑터의 레버(lever)를 누르면 상기 캡(410)이 스프링(431)의 복원력에 의하여 튀어나오도록 구현된다.

[62]

- [63] 도 5는 일실시예에 따른 회전접합부(500)의 구조를 설명하는 도면이다.

- [64] 회전접합부(500)는 광간섭단층촬영(OCT) 장치로 조사되는 빛을 전달받아 이미징 카테터로 전달하는 동시에, 상기 이미징 카테터를 회전시키는 역할을 수행한다. 회전 접합부(500)는 두 개의 광섬유 시준기(fiber collimator, 510 및 520)를 기반으로 구성될 수 있다. 상기 광섬유 시준기(510, 520)에 대해서는 도 6을 참조하여 상세히 설명한다.

- [65] 도 6은 일실시예에 따른 회전 접합부(500)에 포함되는 광섬유 시준기(510, 520)의 세부구성을 설명하는 도면이다.

- [66] 상기 광섬유 시준기는 광간섭단층촬영 장치와 광섬유를 통해 연결되어 빛을 전달받는 제1 시준기(610)와, 상기 제1 시준기(610)로부터 상기 빛을 전달받아

이미징 카테터로 전달하는 제2 시준기(620)로 구분될 수 있다. 상기 제1 시준기(610)가 광간섭단층촬영 장치와 연결된 광섬유를 통해 빛을 전달받으면 상기 빛이 자유 공간(free space)으로 전달되고, 이는 다시 맞은 편의 제2 시준기(620)로 전달되는 방식이다. 이 때, 상기 제1 시준기는 회전 접합부(500)의 고정부(530)에 결합되고, 상기 제2 시준기는 회전 접합부(500)의 회전부(540)에 결합되는 구조이며, 상기 제1 시준기 및 상기 제2 시준기는 상기 자유 공간을 사이에 두고 서로 대칭하도록 배치될 수 있다. 또한, 상기 제2 시준기(620)는 제1 시준기(610)에 비해 짧은 길이의 광섬유로 연결되어, 커넥터 및 광 어댑터(optical adaptor)를 통해 이미징 카테터와 체결될 수 있다.

[67]

[68] 다시 도 5를 참조하면, 회전 접합부(500)에 포함되는 두 개의 광섬유 시준기 중 제1 시준기(510)는 고정부(stationary part, 530)라는 금속성 구조물에 고정되고, 제2 시준기(520) 및 광 어댑터는 회전부(rotary part, 540)라는 금속성 구조물에 고정된다. 또한, 상기 고정부(530) 및 상기 회전부(540) 사이에는 베어링(bearing)이 위치하고 있어, 상기 회전부(540)가 상기 고정부(530) 내에 위치 고정된 상태에서 회전이 가능한 구조이다. 도 5의 회전접합부(500)에서는, 두 개의 시준기(510, 520)를 이용하여 광간섭단층촬영 장치로부터의 빛을 이미징 카테터로 전달하기 때문에 회전부(540) 부분의 짧은 길이의 광섬유 시준기(520)가 회전하더라도 상기 빛을 온전히 전달받을 수 있다. 또한, 상기 회전부(540) 부분은 고속 회전에 유리하도록 경량 재질인 티타늄을 이용하여 소형으로 제작될 수 있다.

[69]

한편, 상기 회전부(540)의 짧은 길이 광섬유 시준기(520)와 상기 고정부(530)의 광섬유 시준기(510)는 각 금속부에 에폭시를 이용하여 고정되어야 하며, 두 개의 시준기가 정밀하게 축이 맞도록 정렬되어 있어야 한쪽 시준기가 회전하면서 광 투과율(optical transmission)이 큰 편차 없이 유지되면서 빛을 전달받을 수 있다. 이를 위해, 시준기들을 잘 정렬하여 각 금속부에 본딩하는 과정이 필요하고, 이 과정을 위한 정렬 장치를 회전 접합부 정렬 장치(rotary junction alignment device)라고 한다. 이러한 회전 접합부의 정렬 과정 및 정렬 장치에 대해서는 아래 도 8a 및 도 8b에서 설명한다.

[70]

[71] 도 7은 일실시예에 따라 회전 접합부(700)가 하우징(710)에 설치된 구조를 나타내는 도면이다.

[72]

회전 접합부(700)의 회전 동력은 브러시리스 직류 모터(Brush-less Direct Current motor, BLDC)로부터 타이밍 벨트를 통해 전달받을 수 있다. 동력 손실을 고려하면 기어를 이용하는 것이 유리하지만, 고속 회전을 위해서는 타이밍 벨트를 이용하는 것이 유리하기 때문이다. 따라서 타이밍벨트를 이용한 동력 전달 방식을 채택하였다. 도 7과 같이, 회전 접합부(700)는 상기 모터(720)와 함께 회전 접합부 하우징(710)에 고정되는 구조이며, 상기 하우징(710)에는 이미징

카테터의 캡(도 4c 참조)을 고정시킬 수 있는 캡 어댑터 부분이 체결된다.

[73]

[74] 도 8a 및 도 8b는 일실시예에 따라 회전 접합부를 고정하는 정렬장치의 세부 구조를 설명하는 도면이다.

[75] 회전 접합부의 회전부의 기계적 파트와 회전 광섬유 시준기를 예폭시로 고정하기 전에, 상기 회전 광섬유 시준기의 회전에 따른 광 전달률의 편차가 크지 않고 일정 수준으로 유지하기 위해 광섬유 시준기를 정렬할 수 있는 장치가 필요하다.

[76] 도 8a에서 볼 수 있듯이, 회전접합부의 정렬 장치는 크게 평형 이동 스테이지(translational stage, 810), 경사 스테이지(tilt stage, 820), 회전부 홀더(Rotor part holder, 830) 및 시준기 홀더(Collimator holder, 840)로 구분될 수 있다. 상기 정렬장치는 상기 회전부 홀더(830)가 회전접합부의 회전부를 고정시키는 구조로서, 상기 회전접합부의 회전부가 회전할 때 함께 회전한다. 상기 회전부의 광섬유 시준기에 광원을 연결하면 빛이 시준기로부터 방출되는데, 이 때 상기 회전부를 회전하면서 빔 프로파일러(beam profiler) 등을 이용하여 빔의 움직임을 살핀다. 빔 정렬이 제대로 이루어진 경우에는 회전에 따라 거의 움직임이 없으나, 빔 정렬이 잘 수행되지 않은 경우에는 빔 정렬을 위해 정렬 장치의 스테이지들을 이용하여 시준기의 위치 및 각도를 조절할 수 있다. 이를 위해, 상기 정렬 장치를 회전부에 고정시키기에 앞서, 상기 회전부와 광섬유 시준기 사이를 작업 시간이 긴 예폭시로 채우고 정렬 과정을 진행한다. 이 때, 상기 회전부의 광학적 성능을 정량적으로 측정하기 위해, 정렬된 회전부의 광섬유 시준기로부터 방출된 빛을 반대쪽의 다른 시준기를 통과하도록 하여 회전에 따른 광 투과율이 일정 기준 이상이 되는지 확인할 수 있다. 상기 회전부와 광섬유 시준기 사이를 채워넣은 예폭시가 굳어진 상태에서, 상기 정렬 장치를 상기 회전부로부터 분리시키면 회전부 정렬과정이 완료된다.

[77] 상기 회전부 정렬과정이 완료된 이후에는, 회전접합부의 고정부 부분의 광섬유 시준기를 정렬해야 한다. 상기 고정부의 기계적 부품은 뚜껑 형태로 되어 있어 나사 체결로 상기 고정부 및 상기 회전부가 서로 결합될 수 있다. 상기 고정부의 기계적 부품에는 고정부 광섬유 시준기가 고정되며, 상기 회전부로부터 전달되는 빛을 받을 수 있는 구멍이 있다. 6축 정밀 스테이지에 고정되어 있는 고정부의 광섬유 시준기를 상기 구멍 안으로 삽입한 후, 회전부의 광섬유 시준기로부터 오는 빛을 전달받아 광 투과율을 측정하며, 광 투과율이 최대이면서 상기 회전부의 회전에 따른 편차가 최소가 되도록 정밀 스테이지를 조절하는 방식으로, 상기 고정부의 광섬유 시준기를 정렬한다. 이 때, (회전부 정렬 시와 마찬가지로) 시준기 정렬 과정에 앞서 시준기와 고정부 기계적 부품 사이에 예폭시로 채워넣은 상태에서 정렬을 진행하며, 예폭시가 완전히 굳으면 상기 고정부의 광섬유 시준기를 정밀 스테이지에서 분리하여 도 8b와 같이 고정부 정렬과정을 마무리한다.

- [78] 상술한 바와 같이, 정렬 과정에 앞서 에폭시를 이용함으로써, 정렬 과정 중 광 투과율에 이상이 있으면 에폭시를 제거하고 새로운 시준기로 교체하여 다시 정렬 과정을 진행할 수 있다. 또한, 두 개의 시준기 정렬 과정 중, 고정부의 시준기에만 문제가 있다면 상기 고정부의 시준기를 고정하는 뚜껑 형태의 기계적 파트에서 나사를 풀어 다시 제작 가능하고, 회전부에 대해서는 처음부터 다시 제작할 필요가 없으므로, 제작이 용이하다는 장점이 있다.
- [79]
- [80] 도 9는 일실시예에 따른 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 방법을 도시하는 흐름도이다.
- [81] 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 장치는 광간섭단층촬영(OCT) 장치로부터 조사되는 빛을 이용하여 진단 대상인 제1 대상체의 관상동맥 혈관벽을 빠른 속도로 이미징 하는 방법을 제공한다.
- [82] 단계 910에서는, 상기 광간섭단층촬영 장치로부터 조사된 빛이 상기 고속 스캐닝 장치의 이미징 카테터로 전달될 수 있다. 단계 910에서, 상기 고속 스캐닝 장치의 회전접합부는 상기 광간섭단층촬영 장치로부터의 빛을 상기 이미징 카테터로 전달하는데, 이를 위해 상기 회전접합부에 포함되는 두 개의 시준기가 이용될 수 있다. 상기 회전접합부의 고정부에 결합되는 제1 시준기는 광섬유를 통해 연결된 상기 광간섭단층촬영 장치로부터 빛을 전달받고, 상기 회전접합부의 회전부에 결합되는 제2 시준기는 상기 제1 시준기로부터 상기 빛을 전달받아 상기 이미징 카테터(210)로 전달한다. 이 때, 상기 제1 시준기 및 상기 제2 시준기는 서로 대칭하도록 배치될 수 있다.
- [83] 단계 920에서는, 상기 이미징 카테터가 상기 제1 대상체의 혈관 내에 삽입되어 평행이동 및 회전이동 하면서, 단계 910에서 전달받은 빛을 상기 혈관벽에 조사할 수 있다. 여기서, 상기 이미징 카테터는 상기 회전접합부의 적어도 한 측과 체결되어 회전이동 하고, 상기 회전접합부의 적어도 한 측을 지지하도록 장착된 폴백 스테이지에 의해 평행이동 할 수 있다.
- [84] 단계 930에서는, 상기 이미징 카테터가 상기 혈관벽의 조직에 의해 후방산란(backscattering) 된 빛으로부터 간섭신호를 검출할 수 있다. 상기 이미징 카테터는 이미징 프로브(imaging probe) 및 외피(sheath)로 구분될 수 있다. 단계 930에서, 상기 이미징 프로브는 상기 외피 내에 삽입되어 회전하면서 상기 회전접합부와 연결된 광섬유를 이용하여 상기 제1 대상체의 혈관벽을 스캐닝하고, 상기 외피는 상기 회전접합부의 한 측에 고정되어 상기 이미징 카테터의 회전 시 상기 이미징 프로브 및 상기 제1 대상체의 혈관을 보호한다. 이 때, 상기 이미징 프로브는 상기 외피 내에 삽입되어 회전하며, 회전 시 회전중심축이 흔들리는 것을 방지하기 위해 상기 외피와 미리 지정된 유격을 유지한다. 상기 이미징 카테터는 혈관벽 스캐닝을 위해, 양쪽 끝 단 중 제1 측에는 상기 회전접합부에 체결되는 광 커넥터가 부착되고, 다른 끝 단인 (상기 제1 측과는 상이한) 제2 측에는 어느 한 면이 연마된 형태의 볼 렌즈가

융착(splicing) 될 수 있다.

[85]

[86] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기의 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

[87]

그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

청구범위

- [청구항 1] 제1 대상체의 혈관 내에 삽입되어 회전하면서 혈관벽을 이미징하는 이미징 카테터; 및
상기 이미징 카테터의 한 측에 체결되어, 공간섭단층촬영(OCT) 장치로부터 조사된 빛을 상기 이미징 카테터로 전달하고 상기 이미징 카테터를 회전시키는 회전접합부를 포함하는 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 장치.
- [청구항 2] 제1항에 있어서,
상기 이미징 카테터는,
상기 회전접합부로부터 전달받은 빛을 상기 혈관벽에 조사하고, 상기 혈관벽의 조직으로부터 후방산란(backscattering) 된 빛으로부터 간섭신호를 검출하는 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 장치.
- [청구항 3] 제1항에 있어서,
상기 회전접합부의 적어도 한 측을 지지하도록 장착되어, 상기 이미징 카테터의 평행이동을 지원하는 풀백 스테이지를 더 포함하는 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 장치.
- [청구항 4] 제1항에 있어서,
상기 이미징 카테터의 양쪽 끝 단 중 제1 측에는 상기 회전접합부에 체결되는 광 커넥터가 부착되고, 상기 제1 측과 상이한 제2 측에는 어느 한 면이 연마된 볼 모양의 렌즈가 융착(splicing) 되는 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 장치.
- [청구항 5] 제4항에 있어서,
상기 이미징 카테터는,
상기 회전접합부와 연결된 광섬유를 이용하여 상기 제1 대상체의 혈관벽을 스캐닝 하는 이미징 프로브; 및
상기 회전접합부의 한 측에 고정되어, 상기 이미징 카테터의 회전 시 상기 이미징 프로브 및 상기 제1 대상체의 혈관을 보호하는 외피를 포함하며,
상기 이미징 프로브는 상기 외피 내에 삽입되어 회전하고, 상기 외피와 미리 지정된 유격을 유지하는 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 장치.
- [청구항 6] 제5항에 있어서,
상기 이미징 프로브는,
상기 회전접합부의 어댑터와 체결되어 상기 공간섭단층촬영(OCT) 장치로부터 조사되는 빛을 전달받는 광 커넥터;
스프링 형태로 감겨있는 토크코일;
상기 광 커넥터를 통해 상기 회전접합부와 연결되고, 상기 토크코일 내에 삽입되어 상기 빛을 상기 제1 대상체의 혈관벽 방향으로 가이드하는

광섬유; 및

상기 광섬유를 통해 전달받은 상기 빛을 혈관벽에 조사하는 볼 렌즈를 포함하는 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 장치.

[청구항 7]

제6항에 있어서,

상기 광섬유는, 폴리이미드(polyimide) 재질로 코팅된 것인 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 장치.

[청구항 8]

제1항에 있어서,

상기 회전접합부는,

광섬유를 이용하여 상기 광간섭단층촬영(OCT) 장치로부터의 빛을 상기 이미징 카테터로 전달하는 복수 개의 시준기;

상기 복수 개의 시준기 중 적어도 하나를 고정시키는 고정부; 및

상기 복수 개의 시준기 중 적어도 하나를 회전시키는 회전부를 포함하는 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 장치.

[청구항 9]

제8항에 있어서,

상기 복수 개의 시준기는,

상기 광간섭단층촬영(OCT) 장치와 광섬유를 통해 연결되어 빛을 전달받는 제1 시준기; 및

상기 제1 시준기로부터 상기 빛을 전달받아 상기 이미징 카테터로 전달하는 제2 시준기

를 포함하며,

상기 제1 시준기는 상기 고정부에 결합되고, 상기 제2 시준기는 상기 회전부에 결합되며, 상기 제1 시준기 및 상기 제2 시준기는 서로 대칭하도록 배치되는 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 장치.

[청구항 10]

관상동맥 혈관 고속 스캐닝 장치가 제1 대상체의 혈관벽을 스캔하는 방법에 있어서,

상기 고속 스캐닝 장치의 회전접합부가 광간섭단층촬영(OCT)

장치로부터 조사된 빛을 상기 고속 스캐닝 장치의 이미징 카테터로 전달하는 단계;

상기 이미징 카테터가 상기 제1 대상체의 혈관 내에 삽입되어 평행이동

및 회전이동 하면서 상기 전달받은 빛을 상기 혈관벽에 조사하는 단계; 및

상기 이미징 카테터가 상기 혈관벽의 조직으로부터

후방산란(backscattering) 된 빛으로부터 간섭신호를 검출하는 단계

를 포함하는 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 방법.

[청구항 11]

제10항에 있어서,

상기 조사된 빛을 상기 고속 스캐닝 장치의 이미징 카테터로 전달하는 단계는,

상기 회전접합부의 고정부에 결합된 제1 시준기가, 광섬유를 통해 연결된 광간섭단층촬영(OCT) 장치로부터 빛을 전달받는 단계; 및

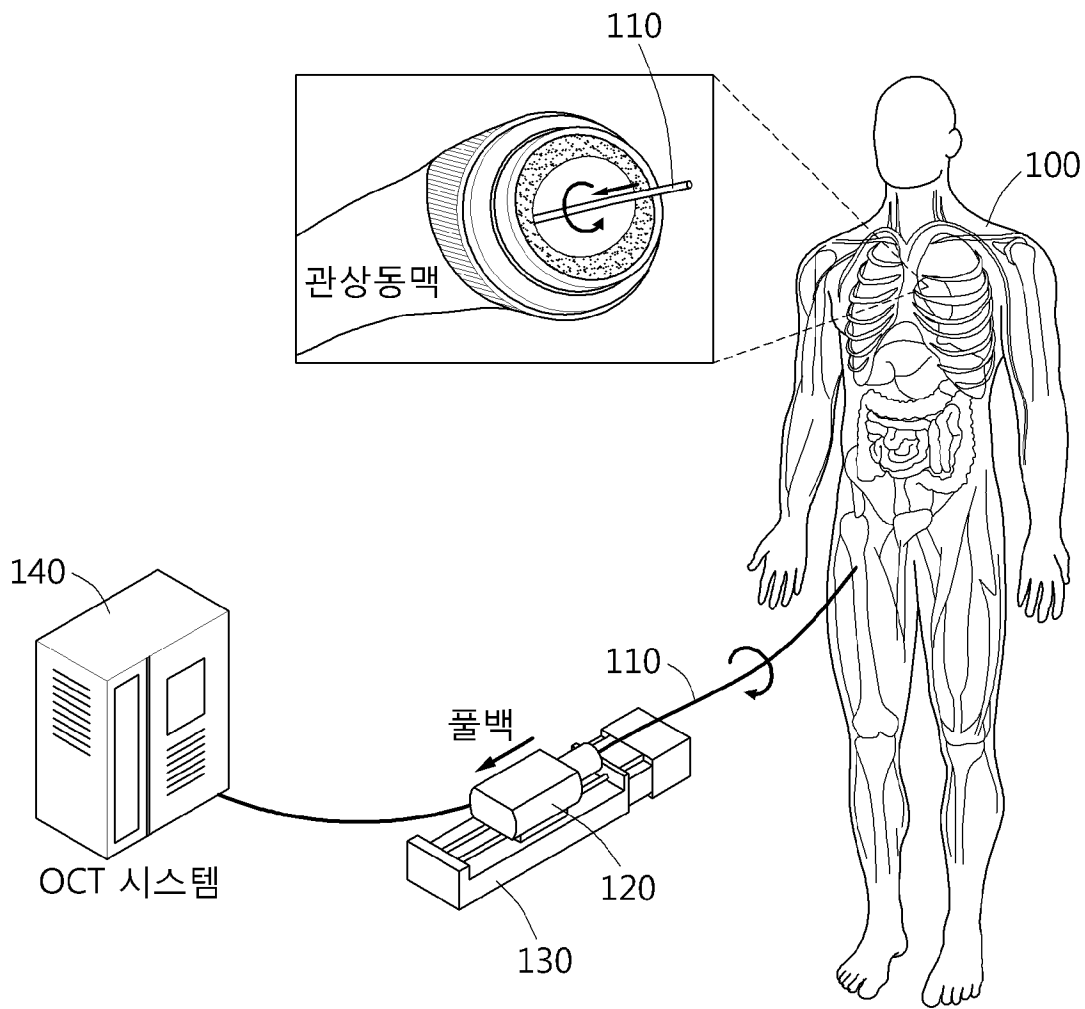
상기 회전접합부의 회전부에 결합된 제2 시준기가, 상기 제1 시준기로부터 전달받은 빛을 상기 이미징 카테터로 전달하는 단계를 포함하며, 상기 제1 시준기 및 상기 제2 시준기는 서로 대칭하도록 배치되는 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 방법.

[청구항 12] 제10항에 있어서,
상기 이미징 카테터는,
상기 회전접합부의 적어도 한 측과 체결되어 회전이동 하고, 상기 회전접합부의 적어도 한 측을 지지하도록 장착된 폴백 스테이지에 의해 평행이동 하는 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 방법.

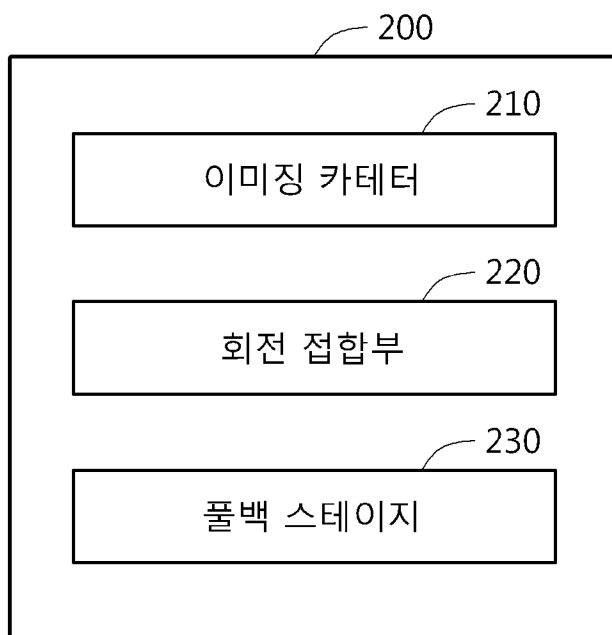
[청구항 13] 제10항에 있어서,
상기 간섭신호를 검출하는 단계는,
이미징 프로브가 외피 내에 삽입되어 회전하면서, 상기 회전접합부와 연결된 광섬유를 이용하여 상기 제1 대상체의 혈관벽을 스캐닝 하는 단계를 더 포함하는 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 방법.

[청구항 14] 제10항에 있어서,
상기 이미징 카테터의 양쪽 끝 단 중 제1 측에는 상기 회전접합부에 체결되는 광 커넥터가 부착되고, 상기 제1 측과 상이한 제2 측에는 어느 한 면이 연마된 볼 모양의 렌즈가 융착(splicing) 되는 관상동맥 혈관 고속 스캐닝 방법.

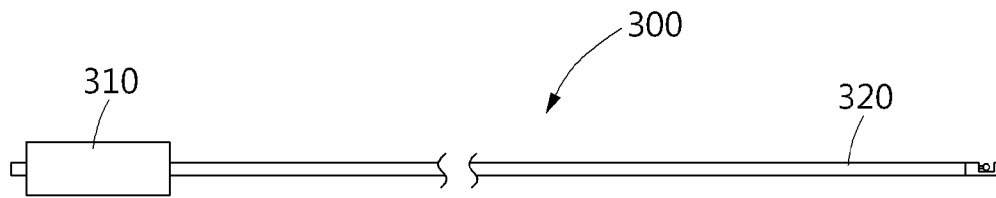
[도1]



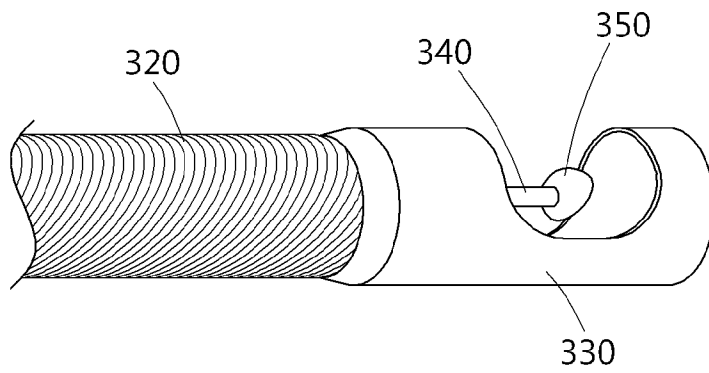
[도2]



[도3a]



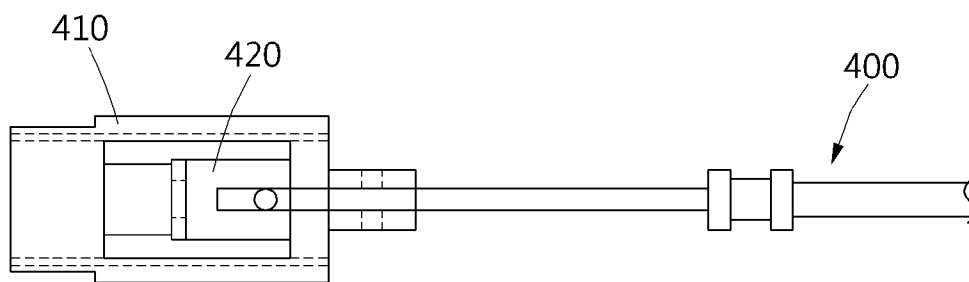
[도3b]



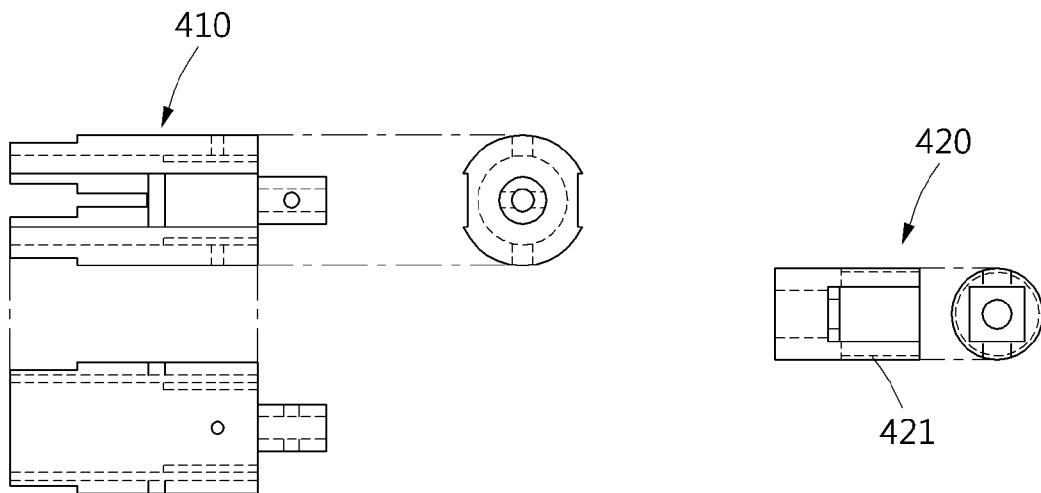
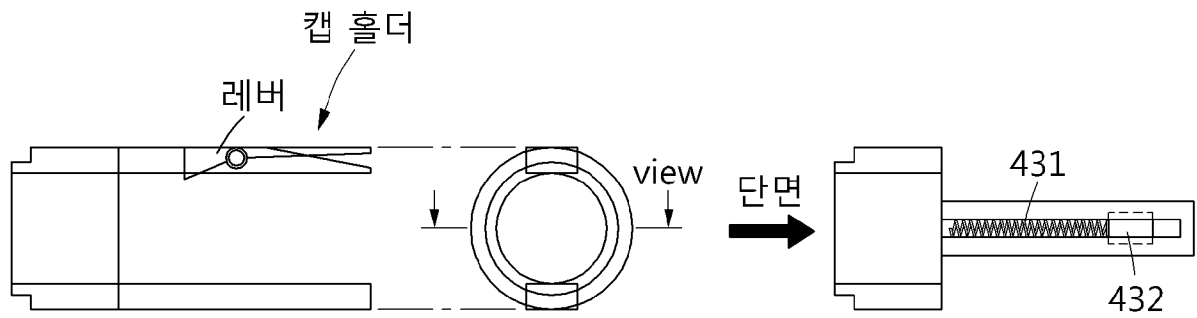
[도4a]



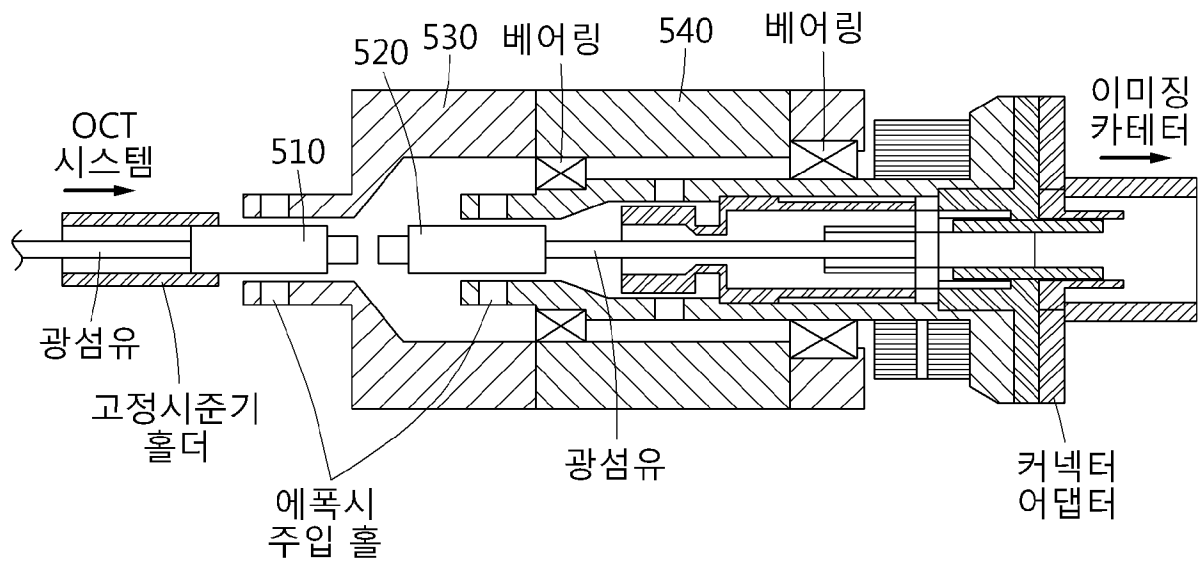
[도4b]



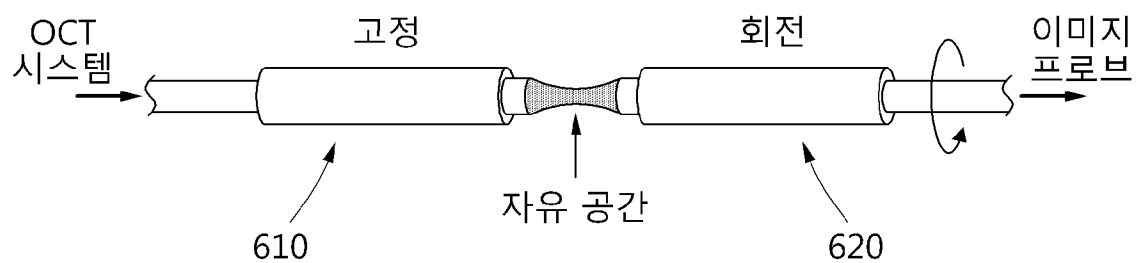
[도4c]



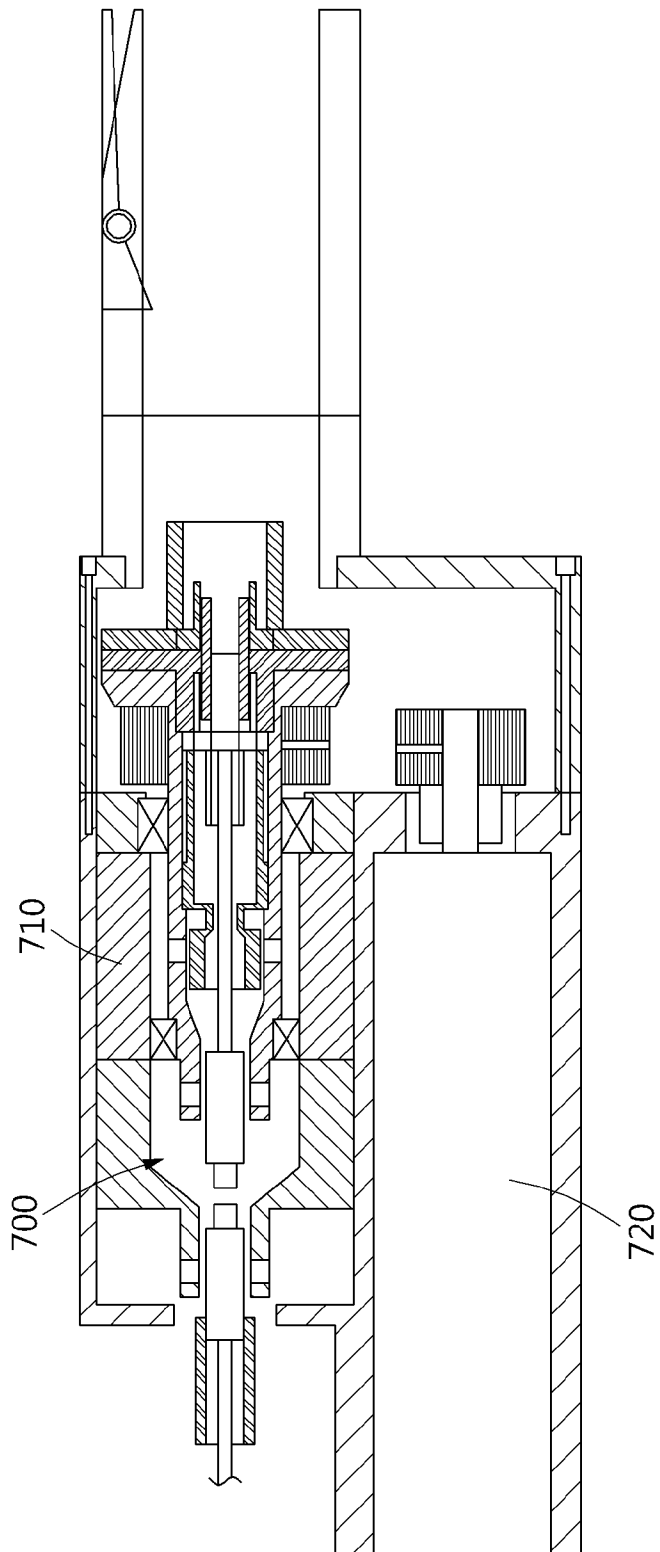
[도5]



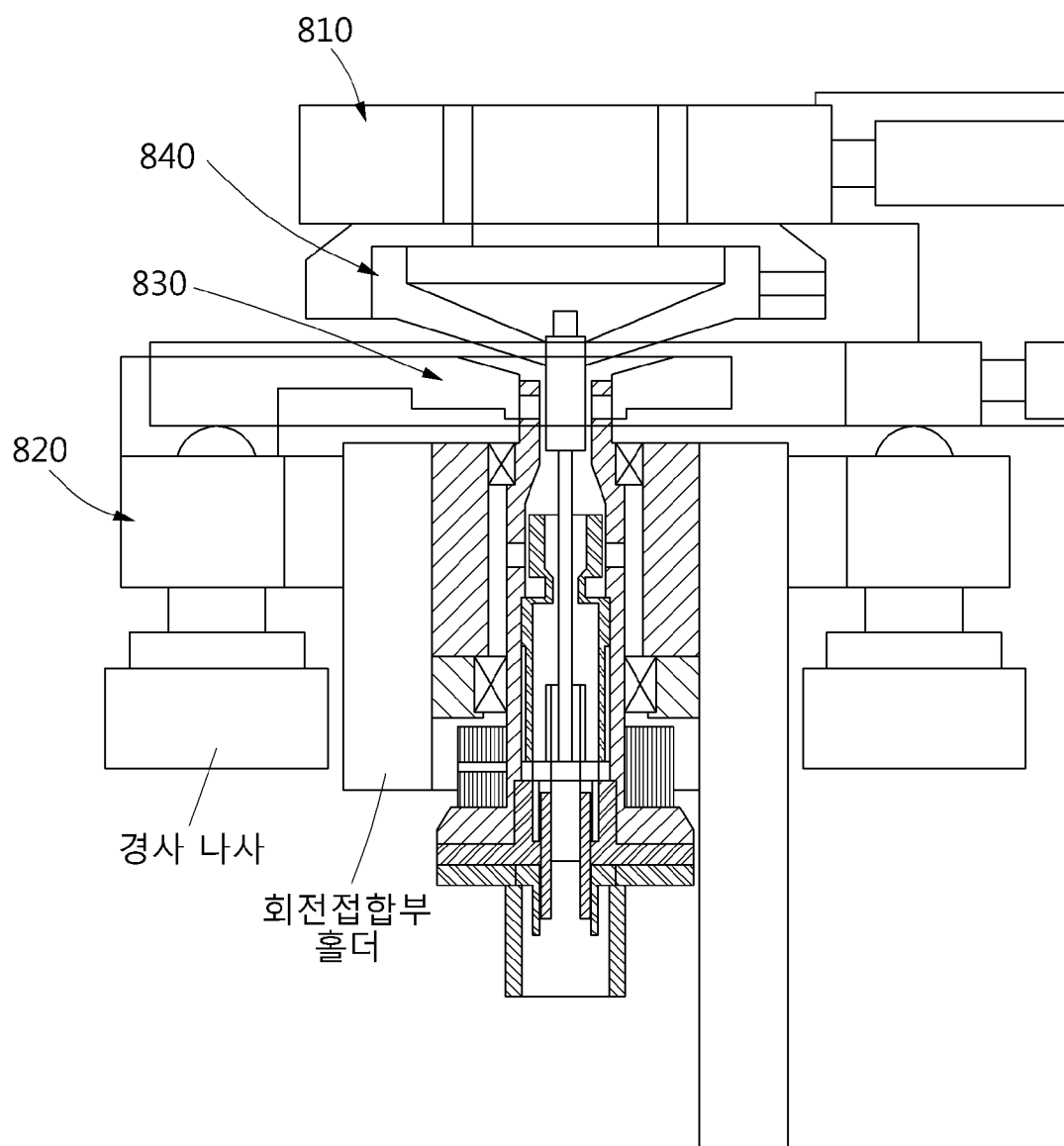
[도6]



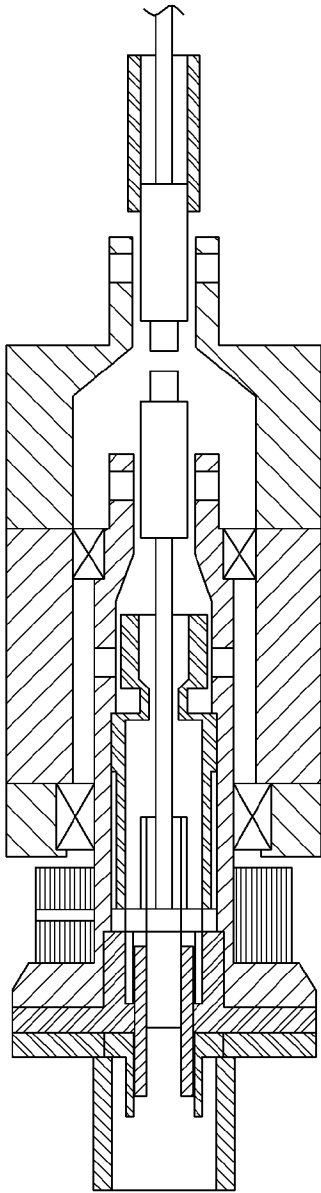
[도7]



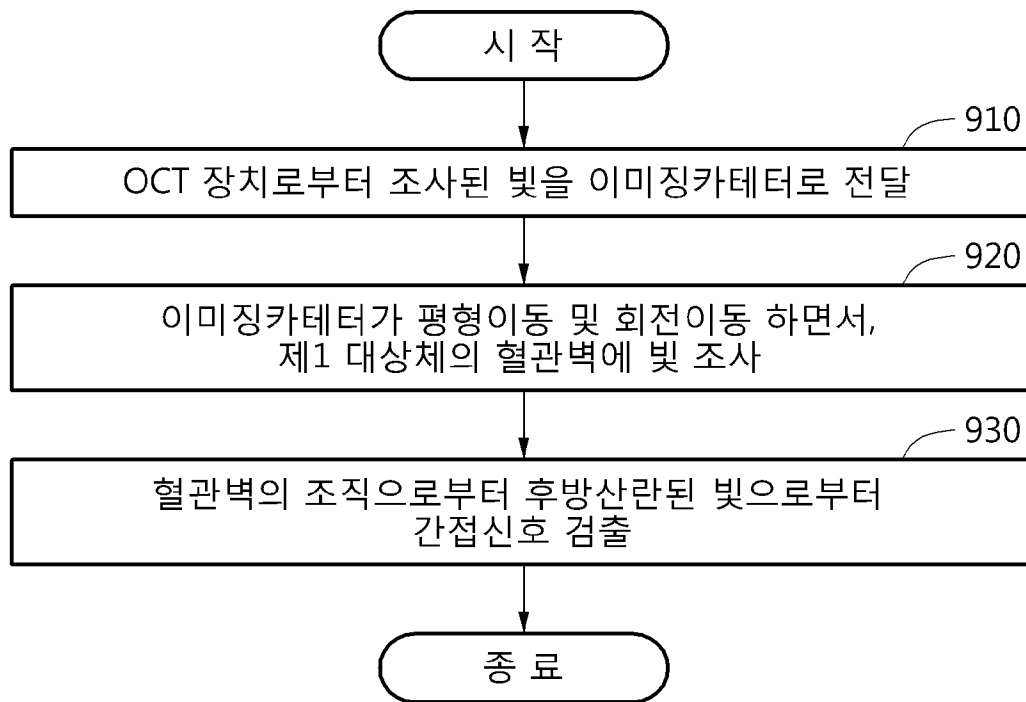
[도8a]



[도8b]



[도9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2015/013504**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER***A61B 5/00(2006.01)i, A61B 5/02(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 5/00; A61B 1/00; G02B 6/26; G02B 6/38; B23P 11/00; A61B 6/00; G01N 21/17; A61B 1/04; A61B 5/02

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: OCT, rotation, blood vessel

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2015-058216 A (SUMITOMO ELECTRIC IND. LTD.) 30 March 2015 See abstract, paragraphs [0017]-[0030] and figures 1, 2.	1-7
Y		8,9
Y	US 2006-0093276 A1 (BOUMA, Brett Eugene et al.) 04 May 2006 See abstract, paragraph [0025] and figures 1-3.	8,9
A	US 2013-0023760 A1 (LIU, Yu et al.) 24 January 2013 See abstract, paragraphs [0033]-[0035] and figures 1A-1C.	1-9
A	JP 2015-061611 A (LIGHTLAB IMAGING INC.) 02 April 2015 See abstract, paragraphs [0025]-[0033], claims 23-27 and figure 1A.	1-9
A	WO 2012-098999 A1 (HOYA CORPORATION) 26 July 2012 See abstract, paragraphs [0015]-[0029] and figures 1, 2.	1-9



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

17 MARCH 2016 (17.03.2016)

Date of mailing of the international search report

18 MARCH 2016 (18.03.2016)

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

International application No.

PCT/KR2015/013504

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: **10-14**
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claims 10-14 pertain to a method for treatment of the human body by surgery or therapy, and to a diagnostic method, and thus pertain to subject matter on which the International Searching Authority is not required to carry out an international search under the provisions of PCT Article 17(2)(a)(i) and PCT Rule 39.1(iv).
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2015/013504

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
JP 2015-058216 A	30/03/2015	NONE	
US 2006-0093276 A1	04/05/2006	EP 1807722 A1 JP 2008-521022 A JP 5623692 B2 US 7382949 B2 WO 2006-050453 A1	18/07/2007 19/06/2008 12/11/2014 03/06/2008 11/05/2006
US 2013-0023760 A1	24/01/2013	EP 2734114 A1 EP 2734114 A4 JP 2014-520655 A US 9131850 B2 WO 2013-012841 A1	28/05/2014 06/05/2015 25/08/2014 15/09/2015 24/01/2013
JP 2015-061611 A	02/04/2015	AU 2010-298337 A1 CA 2765410 A1 CA 2765410 C EP 2480122 A1 JP 2013-506136 A JP 5643315 B2 US 2011-0071405 A1 US 2013-0310698 A1 US 8412312 B2 WO 2011-038048 A1	19/01/2012 31/03/2011 05/05/2015 01/08/2012 21/02/2013 17/12/2014 24/03/2011 21/11/2013 02/04/2013 31/03/2011
WO 2012-098999 A1	26/07/2012	DE 112012000509 T5 US 2013-0289396 A1	02/01/2014 31/10/2013

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61B 5/00(2006.01)i, A61B 5/02(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61B 5/00; A61B 1/00; G02B 6/26; G02B 6/38; B23P 11/00; A61B 6/00; G01N 21/17; A61B 1/04; A61B 5/02

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: OCT, 회전, 혈관

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
X	JP 2015-058216 A (SUMITOMO ELECTRIC IND. LTD.) 2015.03.30 요약, 문단번호 [0017]-[0030] 및 도면 1,2 참조.	1-7
Y		8,9
Y	US 2006-0093276 A1 (BRETT EUGENE BOUMA 등) 2006.05.04 요약, 문단번호 [0025] 및 도면 1-3 참조.	8,9
A	US 2013-0023760 A1 (YU LIU 등) 2013.01.24 요약, 문단번호 [0033]-[0035] 및 도면 1A-1C 참조.	1-9
A	JP 2015-061611 A (LIGHTLAB IMAGING INC.) 2015.04.02 요약, 문단번호 [0025]-[0033], 청구항 23-27 및 도면 1A 참조.	1-9
A	WO 2012-098999 A1 (HOYA CORPORATION) 2012.07.26 요약, 문단번호 [0015]-[0029] 및 도면 1,2 참조.	1-9

☐ 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

2016년 03월 17일 (17.03.2016)

국제조사보고서 발송일

2016년 03월 18일 (18.03.2016)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소

대한민국 특허청
(35208) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)

팩스 번호 +82-42-472-7140

심사관

김연정

전화번호 +82-42-481-3325



제2기재란 일부 청구항을 조사할 수 없는 경우의 의견(첫 번째 용지의 2의 계속)

PCT 제17조(2)(a)의 규정에 따라 다음과 같은 이유로 일부 청구항에 대하여 본 국제조사보고서가 작성되지 아니하였습니다.

1. ☒ 청구항: 10-14
이 청구항은 본 기관이 조사할 필요가 없는 대상에 관련됩니다. 즉,
청구항 10-14항은 수술 또는 치료에 의한 사람의 처치방법 및 진단방법에 관한 것이므로 PCT조약 제17조(2)(a)(i) 및 PCT규칙 39.1(iv)의 규정에 의하여 국제조사기관이 국제 조사할 의무가 없는 대상에 해당됩니다.
2. ☐ 청구항:
이 청구항은 유효한 국제조사를 수행할 수 없을 정도로 소정의 요건을 충족하지 아니하는 국제출원의 부분과 관련됩니다. 구체적으로는,
3. ☐ 청구항:
이 청구항은 종속청구항이나 PCT규칙 6.4(a)의 두 번째 및 세 번째 문장의 규정에 따라 작성되어 있지 않습니다.

제3기재란 발명의 단일성이 결여된 경우의 의견(첫 번째 용지의 3의 계속)

본 국제조사기관은 본 국제출원에 다음과 같이 다수의 발명이 있다고 봅니다.

1. ☐ 출원인이 모든 추가수수료를 기간 내에 납부하였으므로, 본 국제조사보고서는 모든 조사 가능한 청구항을 대상으로 합니다.
2. ☐ 추가수수료 납부를 요구하지 않고도 모든 조사 가능한 청구항을 조사할 수 있었으므로, 본 기관은 추가수수료 납부를 요구하지 아니하였습니다.
3. ☐ 출원인이 추가수수료의 일부만을 기간 내에 납부하였으므로, 본 국제조사보고서는 수수료가 납부된 청구항만을 대상으로 합니다. 구체적인 청구항은 아래와 같습니다.
4. ☐ 출원인이 기간 내에 추가수수료를 납부하지 아니하였습니다. 따라서 본 국제조사보고서는 청구범위에 처음 기재된 발명에 한정되어 있으며, 해당 청구항은 아래와 같습니다.

이의신청에
관한 기재

- ☐ 출원인의 이의신청 및 이의신청료 납부(해당하는 경우)와 함께 추가수수료가 납부되었습니다.
- ☐ 출원인의 이의신청과 함께 추가수수료가 납부되었으나 이의신청료가 보정요구서에 명시된 기간 내에 납부되지 아니하였습니다.
- ☐ 이의신청 없이 추가수수료가 납부되었습니다.

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
JP 2015-058216 A	2015/03/30	없음	
US 2006-0093276 A1	2006/05/04	EP 1807722 A1 JP 2008-521022 A JP 5623692 B2 US 7382949 B2 WO 2006-050453 A1	2007/07/18 2008/06/19 2014/11/12 2008/06/03 2006/05/11
US 2013-0023760 A1	2013/01/24	EP 2734114 A1 EP 2734114 A4 JP 2014-520655 A US 9131850 B2 WO 2013-012841 A1	2014/05/28 2015/05/06 2014/08/25 2015/09/15 2013/01/24
JP 2015-061611 A	2015/04/02	AU 2010-298337 A1 CA 2765410 A1 CA 2765410 C EP 2480122 A1 JP 2013-506136 A JP 5643315 B2 US 2011-0071405 A1 US 2013-0310698 A1 US 8412312 B2 WO 2011-038048 A1	2012/01/19 2011/03/31 2015/05/05 2012/08/01 2013/02/21 2014/12/17 2011/03/24 2013/11/21 2013/04/02 2011/03/31
WO 2012-098999 A1	2012/07/26	DE 112012000509 T5 US 2013-0289396 A1	2014/01/02 2013/10/31