

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2016년 9월 1일 (01.09.2016)



(10) 국제공개번호
WO 2016/137157 A1

- (51) 국제특허분류:
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2016/001615
- (22) 국제출원일: 2016년 2월 17일 (17.02.2016)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:
62/120,092 2015년 2월 24일 (24.02.2015) US
10-2015-0027488 2015년 2월 26일 (26.02.2015) KR
- (71) 출원인: 삼성전자 주식회사 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) [KR/KR]; 16677 경기도 수원시 영통구 삼성로 129, Gyeonggi-do (KR). 서울대학교 산학협력단 (SEOUL NATIONAL UNIVERSITY R&DB FOUNDATION) [KR/KR]; 08826 서울시 관악구 관악로 1, Seoul (KR).
- (72) 발명자: 남우현 (NAM, Woo-hyun); 06990 서울시 동작구 동작대로 29길 119 105동 1506호, Seoul (KR). 박용섭 (PARK, Yong-sup); 04751 서울시 성동구 왕십리로 280 105동 103호, Seoul (KR). 신영길 (SHIN, Yeong-gil); 06696 서울시 서초구 효령로 84 102동 503호, Seoul (KR). 이재성 (LEE, Jae-sung); 05555 서울시 송파구 잠실로 62 310동 1101호, Seoul (KR). 정진욱 (CHUNG, Jin-wook); 06601 서울시 서초구 서초중앙로 200 19동 1101호, Seoul (KR). 김지혜 (KIM, Ji-hye);

10417 경기도 고양시 일산동구 강촌로 191 409동 1104호, Gyeonggi-do (KR). 이용근 (LEE, Yong-geun); 08826 서울시 관악구 관악로 1, 관악사 904동 122호, Seoul (KR).

(74) 대리인: 리엔목 특허법인 (Y.P.LEE, MOCK & PARTNERS); 06292 서울시 강남구 언주로 30길 13 대림아크로텔 12층, Seoul (KR).

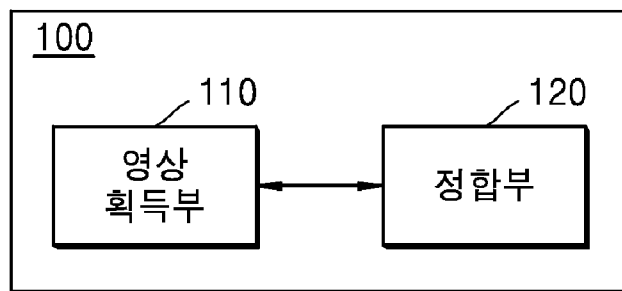
(81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, 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 역내 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: MEDICAL IMAGING DEVICE AND MEDICAL IMAGE PROCESSING METHOD

(54) 발명의 명칭: 의료 영상 장치 및 의료 영상 처리 방법

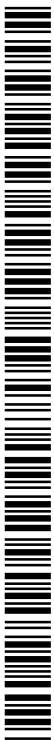


110 ... Image acquisition unit

120 ... Matching unit

(57) Abstract: Disclosed are a medical image processing method and a medical imaging device therefor, the medical image processing method comprising the steps of: acquiring a three-dimensional medical image and a two-dimensional medical image, which indicate a blood vessel; determining a blood vessel region in the three-dimensional medical image, which corresponds to a partial region of the blood vessel in the two-dimensional medical image; and matching the blood vessel region to the partial region of the blood vessel in the two-dimensional medical image.

(57) 요약서: 혈관을 나타내는 3차원 의료 영상 및 2차원 의료 영상을 획득하는 단계; 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역과 대응되는 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 결정하는 단계; 및 혈관 영역을 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역에 정합하는 단계를 포함하는 의료 영상 처리 방법 및 이를 위한 의료 영상 장치가 개시된다.



WO 2016/137157 A1

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

명세서

발명의 명칭: 의료 영상 장치 및 의료 영상 처리 방법

기술분야

- [1] 본 개시는 2차원 의료 영상과 3차원 의료 영상을 정합하는 의료 영상 장치 및 의료 영상 처리 방법에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 의료 영상 장치는 대상체의 내부 구조를 영상으로 획득하기 위한 장비이다. 의료 영상 장치는 신체 내의 구조적 세부사항, 내부 조직 및 유체의 흐름 등을 촬영 및 처리하여 사용자에게 보여준다. 의사 등의 사용자는 의료 영상 장치에서 출력되는 의료 영상을 이용하여 환자의 건강 상태 및 질병을 진단할 수 있다.
- [3] 의료 영상 장치의 일 예시인 엑스선 장치는 엑스선을 인체에 투과시켜 인체의 내부 구조를 이미지로 획득하는 의료 영상 장치이다. 엑스선 장치는 MRI 장치, CT 장치 등을 포함하는 다른 의료 영상 장치에 비해 간편하고, 짧은 시간 내에 대상체의 의료 이미지를 획득할 수 있다는 장점이 있다. 따라서, 엑스선 장치는 단순 흉부 촬영, 단순 복부 촬영, 단순 골격 촬영, 단순 부비동 촬영, 단순 경부 연조직(neck soft tissue) 촬영 및 유방 촬영 등에 널리 이용되고 있다.
- [4] 플루오로스코피(fluoroscopy)는 실시간으로 대상체를 촬영하여 엑스선 동영상을 획득하는 영상 처리 기술이다. 사용자는 엑스선 혈관조영술(angiography) 또는 외과적인 시술 등을 모니터링하기 위한 목적으로 플루오로스코피를 이용할 수 있다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [5] 본 실시예들에 따르면, 2차원 의료 영상과 3차원 의료 영상을 정합하는 의료 영상 장치 및 의료 영상 처리 방법을 제공한다.

과제 해결 수단

- [6] 제 1 측면에 따른 의료 영상 처리 방법은, 혈관을 나타내는 3차원 의료 영상 및 혈관을 나타내는 2차원 의료 영상을 획득하는 단계; 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역과 대응되는 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 결정하는 단계; 및 혈관 영역을 2차원 의료 영상 내의 일부 영역에 정합하는 단계를 포함할 수 있다.
- [7] 또한, 일부 영역은, 2차원 의료 영상 내의 혈관에서 조영제가 투여된 영역, 2차원 의료 영상 내의 혈관의 관심 영역(region of interest), 또는 2차원 의료 영상 내의 혈관 내에서 목적물이 위치하는 영역 중 적어도 어느 하나의 영역일 수 있다.
- [8] 또한, 결정하는 단계는, 3차원 의료 영상에서 3차원 혈관 영역을 분리하는 단계; 2차원 의료 영상에서 일부 영역을 분리하는 단계; 및 3차원 혈관

영역으로부터 나뉜 복수의 서브 혈관 영역들 중에서, 일부 영역과 가장 유사도가 높은 서브 혈관 영역을 혈관 영역으로 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

- [9] 또한, 결정하는 단계는, 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선(centerline)들에 대한 평행 이동 또는 회전 이동을 수행하는 단계; 평행 이동 또는 회전 이동된 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선들과 일부 영역의 중심선 간의 거리를 계산하는 단계; 및 일부 영역과 가장 최소값의 거리를 갖는 서브 혈관 영역을 혈관 영역으로 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [10] 또한, 결정하는 단계는, 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선(centerline)들을 2차원 평면에 투영(projection)하는 단계; 투영된 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선들과 일부 영역의 중심선 간의 거리를 계산하는 단계; 및 혈관의 일부 영역과 가장 최소값의 거리를 갖는 서브 혈관 영역을 혈관 영역으로 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [11] 또한, 계산하는 단계는, 일부 영역의 중심선에 대한 거리 변환(distance transform)을 생성하는 단계; 및 거리 변환을 이용하여, 투영된 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선들과 일부 영역의 중심선 간의 거리를 계산하는 단계를 포함할 수 있다.
- [12] 또한, 정합하는 단계는, 혈관 영역과 일부 영역을 일치시키기 위한 3차원 변환 정보를 결정하는 단계; 및 3차원 변환 정보에 기초하여, 혈관 영역을 2차원 의료 영상 내의 일부 영역에 정합하는 단계를 포함할 수 있다.
- [13] 또한, 의료 영상 처리 방법은, 혈관 영역이 2차원 의료 영상에 정합된 영상을 저장하는 단계; 및 정합된 영상을 디스플레이하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [14] 또한, 3차원 의료 영상은 대상체에 대한 시술 전에 CT 혈관 조영검사(CT angiography)를 통해 획득되는 영상일 수 있고, 2차원 의료 영상은 대상체에 대한 시술 중에 x-선 혈관 조영술(x-ray angiography)를 통해 획득되는 영상일 수 있다.
- [15] 제 2 측면에 따른, 의료 영상 장치는, 혈관을 나타내는 3차원 의료 영상 및 혈관을 나타내는 2차원 의료 영상을 획득하는 영상 획득부; 및 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역과 대응되는 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 결정하고, 혈관 영역을 2차원 의료 영상 내의 일부 영역에 정합하는 정합부를 포함할 수 있다.
- [16] 제 3 측면에 따라, 전술한 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체가 제공된다.

발명의 효과

- [17] 본 실시예들에 따르면, 선택적으로 조영된 혈관의 일부 영역과 대응되는 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 결정하고, 정합 영상을 생성할 수 있으므로, 대상체의 다양한 움직임에 대한 보정이 가능한 3D 로드맵(roadmap)을 제공할 수 있다. 또한, 정합 영상을 통해 선택적으로 조영된 혈관의 일부 영역을 3차원 혈관

구조로 표현할 수 있으므로, 대상체에 대한 기술의 편의성을 향상시킬 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [18] 도 1은 일 실시예에 따른 의료 영상 장치의 블록도를 도시한다.
- [19] 도 2는 다른 실시예에 따른 의료 영상 장치의 블록도를 도시한다.
- [20] 도 3은 의료 영상 장치가 3차원 의료 영상으로부터 3차원 혈관 영역 또는 3차원 혈관 영역의 중심선을 추출하는 실시예를 설명하기 위한 도면이다.
- [21] 도 4 및 도 5는 의료 영상 장치가 3차원 혈관 영역을 복수의 서브 혈관 영역들로 나누는 실시예를 설명하기 위한 도면이다.
- [22] 도 6은 일 실시예에 따라, 의료 영상 장치가 2차원 의료 영상으로부터 혈관의 일부 영역을 분리하는 실시예를 설명하기 위한 도면이다.
- [23] 도 7은 의료 영상 장치가 복수의 서브 혈관 영역들 중에서 혈관의 일부 영역과 가장 유사도가 높은 서브 혈관 영역을 결정하는 실시예를 나타낸다.
- [24] 도 8은 일 실시예에 따라, 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 2차원 의료 영상에 정합하는 실시예를 설명하기 위한 도면이다.
- [25] 도 9은, 일 실시예에 따라, 의료 영상 장치가 수행하는 의료 영상 처리 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [26] 도 10 및 도 11은 일 실시예에 따른 엑스선 장치를 나타내는 도면이다.
- [27] 도 12은 도 11의 통신부의 구성을 도시하는 도면이다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

- [28] 제 1 측면에 따른 의료 영상 처리 방법은, 혈관을 나타내는 3차원 의료 영상 및 혈관을 나타내는 2차원 의료 영상을 획득하는 단계; 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역과 대응되는 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 결정하는 단계; 및 혈관 영역을 2차원 의료 영상 내의 일부 영역에 정합하는 단계를 포함할 수 있다.
- [29] 제 2 측면에 따른, 의료 영상 장치는, 혈관을 나타내는 3차원 의료 영상 및 혈관을 나타내는 2차원 의료 영상을 획득하는 영상 획득부; 및 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역과 대응되는 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 결정하고, 혈관 영역을 2차원 의료 영상 내의 일부 영역에 정합하는 정합부를 포함할 수 있다.
- [30] 제 3 측면에 따라, 전술한 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체가 제공된다.

발명의 실시를 위한 형태

- [31] 본 개시의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 개시는 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 개시의 개시가 완전하도록 하고, 본 개시가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를

완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 개시는 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다.

- [32] 본 명세서에서 사용되는 용어에 대해 간략히 설명하고, 본 개시에 대해 구체적으로 설명하기로 한다.
- [33] 본 개시에서 사용되는 용어는 본 개시에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 판례, 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있다. 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 발명의 설명 부분에서 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 본 개시에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 개시의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.
- [34] 명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다. 또한, 명세서에서 사용되는 "부"라는 용어는 소프트웨어, FPGA 또는 ASIC과 같은 하드웨어 구성요소를 의미하며, "부"는 어떤 역할들을 수행한다. 그렇지만 '부'는 소프트웨어 또는 하드웨어에 한정되는 의미는 아니다. '부'는 어드레싱할 수 있는 저장 매체에 있도록 구성될 수도 있고 하나 또는 그 이상의 프로세서들을 재생시키도록 구성될 수도 있다. 따라서, 일 예로서 "부"는 소프트웨어 구성요소들, 객체지향 소프트웨어 구성요소들, 클래스 구성요소들 및 태스크 구성요소들과 같은 구성요소들과, 프로세스들, 함수들, 속성들, 프로시저들, 서브루틴들, 프로그램 코드의 세그먼트들, 드라이버들, 펌웨어, 마이크로 코드, 회로, 데이터, 데이터베이스, 데이터 구조들, 테이블들, 어레이들 및 변수들을 포함한다. 구성요소들과 "부"들 안에서 제공되는 기능은 더 작은 수의 구성요소들 및 "부"들로 결합되거나 추가적인 구성요소들과 "부"들로 더 분리될 수 있다.
- [35] 본 명세서에서 "영상"은 이산적인 영상 요소들(예를 들어, 2차원 영상에 있어서의 픽셀들 및 3차원 영상에 있어서의 볼셀들)로 구성된 다차원(multi-dimensional) 데이터를 의미할 수 있다. 영상의 예로는 엑스선 장치, CT(Computed Tomography) 장치, MRI(magnetic resonance imaging) 장치, 초음파 장치 및 다른 의료 장치에 의해 획득된 대상체의 의료 영상 등을 포함할 수 있다.
- [36] 또한, 본 명세서에서 "대상체(object)"는 사람 또는 동물, 또는 사람 또는 동물의 일부일 수 있다. 예를 들어, 대상체는 간, 심장, 자궁, 뇌, 유방, 복부 등의 장기, 신경, 뼈 및 혈관 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 또한, "대상체"는 팬텀(phantom)일 수도 있다. 팬텀은 생물의 밀도와 실효 원자 번호에 아주 근사하고 또한 생물의 부피에 아주 근사한 물질을 의미하는 것으로, 신체와 유사한 성질을 갖는 구형(sphere)의 팬텀을 포함할 수 있다.
- [37] 또한, 본 명세서에서 "사용자"는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 임상 병리사, 의료 영상 전문가 등이 될 수 있으며, 의료 장치를 수리하는 기술자가 될 수

있으나, 이에 한정되지 않는다.

- [38] 도 1은 일 실시예에 따른 의료 영상 장치(100)의 블록도를 도시한다.
- [39] 도 1에 도시된 바와 같이, 의료 영상 장치(100)는 일 실시예에 따라, 영상 획득부(110) 및 정합부(120)를 포함할 수 있다. 도 1에 도시된 의료 영상 장치(100)는 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 1에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [40] 영상 획득부(110)는 일 실시예에 따라, 혈관을 나타내는 3차원 의료 영상 및 2차원 의료 영상을 획득한다. 일 실시예에 따라, 영상 획득부(110)는 대상체에 대한 컴퓨터 단층촬영 혈관 조영술(CT angiography) 또는 자기공명영상 혈관 조영술(MRI angiography)을 수행하여, 대상체 내의 혈관을 3차원으로 나타내는 3차원 의료 영상을 획득할 수 있다. 또한, 일 실시예에 따라, 영상 획득부(110)는 대상체 내의 혈관에 대한 X-선 혈관 조영술을 수행하여, 대상체 내의 혈관을 2차원으로 나타내는 2차원 의료 영상을 획득할 수 있다. 또한, 일 실시예에 따라, 2차원 의료 영상은 플루오로스코피를 통해 획득되는 엑스선 동영상일 수 있다. 일 실시예에 따라, 3차원 의료 영상은 사용자가 대상체에 대한 시술을 수행하기 전에 미리 영상 획득부(110)에 의해 획득될 수 있으며, 2차원 의료 영상은 사용자가 대상체에 대한 시술을 수행하는 중에 실시간으로 영상 획득부(110)에 의해 획득될 수 있다. 또한, 일 실시예에 따라, 영상 획득부(110)는 통신부(미도시)를 통해 외부로부터 혈관을 나타내는 3차원 의료 영상 및 2차원 의료 영상을 획득할 수 있다. 또한, 일 실시예에 따라, 영상 획득부(110)는 메모리(미도시)로부터 미리 저장된 3차원 의료 영상 및 2차원 의료 영상을 획득할 수 있다.
- [41] 정합부(120)는 일 실시예에 따라, 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역과 대응되는 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 결정한다.
- [42] 일 실시예에 따라, 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역은 혈관에서 조영제가 투입된 영역일 수 있다. 예를 들어, 사용자는 대상체의 혈관에 조영제를 투입할 수 있고, 영상 획득부(110)는 X-선 혈관 조영 검사를 수행할 수 있고, 결과적으로 2차원 의료 영상은 조영제가 투입된 부분을 혈관의 일부 영역으로써 나타낼 수 있다. 또한, 일 실시예에 따라, 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역은 사용자에게 의해 설정된 관심 영역(Region of Interest)일 수 있다. 또한, 일 실시예에 따라, 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역은 혈관 내에서 목적물이 위치하는 영역일 수 있다. 예를 들어, 사용자가 대상체의 혈관에 카테터를 삽입하는 경우, 혈관의 일부 영역은 카테터가 위치하는 영역일 수 있다.
- [43] 정합부(120)는 일 실시예에 따라, 3차원 의료 영상으로부터 3차원 혈관 영역을 분리 또는 추출할 수 있다. 즉, 정합부(120)는 3차원 의료 영상에서 3차원으로 보여지는 혈관 영역만을 분리 또는 추출할 수 있다. 이어서, 정합부(120)는

분리된 3차원 혈관 영역을 복수의 서브 혈관 영역들로 나눌 수 있다.

- [44] 정합부(120)는 일 실시예에 따라, 혈관의 분기점에 기초하여, 3차원 혈관 영역에 대응되는 그래프를 생성할 수 있다. 즉, 정합부(120)는 3차원 혈관 영역 내의 각 혈관의 분기점들간의 연결 관계를 나타낸 그래프를 생성할 수 있다. 이어서, 정합부(120)는 3차원 혈관 영역에 대응되는 그래프를 소정의 조건에 따라 복수의 영역들로 나눌 수 있다. 소정의 조건의 예로는, 복수의 영역들 각각에 포함된 분기점들간의 길이의 합이 소정의 임계값보다 크다는 조건이 될 수 있다. 따라서, 정합부(120)는 그래프를 복수의 영역들로 나눌 수 있는 바, 그래프에 대응되는 3차원 혈관 영역을 복수의 영역들에 대응되는 복수의 서브 혈관 영역들로 나눌 수 있다. 보다 구체적인 실시 예는 이하 도 4 및 도 5에서 살펴보기로 한다.
- [45] 정합부(120)는 일 실시예에 따라, 2차원 의료 영상으로부터 혈관의 일부 영역을 분리할 수 있다. 즉, 정합부(120)는 2차원 의료 영상에서 2차원으로 보여지는 혈관의 일부 영역만을 분리할 수 있다. 또한, 일 실시예에 따라, 2차원 의료 영상이 복수의 프레임으로 구성된 동영상인 경우, 정합부(120)는 복수의 프레임에 대응되는 2차원 의료 영상들에 기초하여, 혈관의 일부 영역을 분리할 수 있다. 예를 들어, 정합부(120)는 다음 프레임(next frame)에 대응되는 2차원 의료 영상에서 보여지는 혈관의 일부 영역을 참조하여, 현재 프레임(current frame)에 대응되는 2차원 의료 영상으로부터 혈관의 일부 영역을 분리할 수 있다.
- [46] 정합부(120)는 일 실시예에 따라, 3차원 혈관 영역으로부터 나뉜 복수의 서브 혈관 영역들 중에서, 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역과 대응되는 서브 혈관 영역을 결정할 수 있다. 즉, 정합부(120)는 복수의 서브 혈관 영역들 중에서 혈관의 일부 영역과 가장 유사도가 높은 서브 혈관 영역을 결정할 수 있다.
- [47] 일 실시예에 따라, 정합부(120)는 복수의 서브 혈관들 각각의 중심선(centerline)들을 2차원 평면에 투영(projection)할 수 있다. 정합부(120)는 일 실시예에 따라, 2차원 평면에 투영된 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선들과 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역의 중심선(centerline) 간의 거리를 계산할 수 있다. 일 실시예에 따라, 정합부(120)는 임의의 서브 혈관 영역의 중심선을 구성하는 지점(point)들 각각마다 혈관 일부 영역의 중심선과 가장 가까운 거리를 계산할 수 있고, 정합부(120)는 지점들 각각마다 계산된 가장 가까운 거리들의 평균값을 임의의 서브 혈관 영역의 중심선과 혈관의 일부 영역의 중심선 간의 거리로써 결정할 수 있다.
- [48] 일 실시예에 따라, 복수의 서브 혈관 영역들 중 임의의 서브 혈관 영역의 중심선과 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역의 중심선 간의 거리는 임의의 서브 혈관 영역의 중심선을 3차원 공간 상에서 어떻게 이동 또는 회전시키는가에 따라 달라질 수 있기 때문에, 정합부(120)는 기 설정된 범위 내에서 수치를 다르게 하여 임의의 서브 혈관 영역의 중심선에 대한 평행 이동 또는 회전 이동을 기 설정된 횟수만큼 수행할 수 있다. 이어서, 정합부(120)는

평행 이동 또는 회전 이동된 임의의 서브 혈관 영역의 중심선과 혈관의 일부 영역의 중심선 간의 거리를 기 설정된 횡수만큼 계산할 수 있고, 결과적으로 정합부(120)는 기 설정된 횡수만큼 계산된 거리들 중에서 가장 최소값을 갖는 거리를 임의의 서브 혈관 영역의 중심선과 혈관의 일부 영역의 중심선 간의 거리로 결정할 수 있다. 또한, 일 실시예에 따라, 정합부(120)는 가장 최소값을 갖는 거리에 대응되는 임의의 서브 혈관 영역에 대한 평행 이동 또는 회전 이동의 정보를 매트릭스(Matrix)의 형태로 저장할 수 있다.

[49] 일 실시예에 따라, 정합부(120)는 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선들과 혈관의 일부 영역의 중심선 간의 거리를 보다 용이하게 계산하기 위해, 혈관의 일부 영역의 중심선에 대한 거리 맵(distance map) 또는 거리 필드(distance field)와 같은 거리 변환(distance transform)을 생성할 수 있다. 거리 변환은 일 실시예에 따라, 이미지로써 표현될 수 있으며, 이미지 내의 각 픽셀마다 혈관의 일부 영역의 중심선에 대한 위치 정보를 포함할 수 있다. 따라서, 정합부(120)는 혈관의 일부 영역의 중심선에 대한 거리 변환 및 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선들을 이용하여, 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선들과 혈관의 일부 영역의 중심선 간의 거리에 대한 계산 속도를 높일 수 있다.

[50] 정합부(120)는, 일 실시예에 따라, 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선들과 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역의 중심선(centerline) 간의 거리를 계산할 수 있고, 복수의 서브 혈관 영역들 중에서 혈관의 일부 영역과 가장 최소의 거리를 갖는 서브 혈관 영역을 결정할 수 있다. 따라서, 정합부(120)는, 혈관의 일부 영역과 가장 최소의 거리를 갖는 서브 혈관 영역을 혈관의 일부 영역과 가장 유사도가 높은 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역으로 결정할 수 있다. 보다 구체적인 실시예는 도 7에서 살펴보기로 한다.

[51] 정합부(120)는, 일 실시예에 따라, 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역과 가장 유사도가 높은 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 2차원 의료 영상에 정합할 수 있다. 일 실시예에 따라, 정합부(120)는 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역에 일치시키기 위한 변환 정보를 결정할 수 있다. 변환 정보의 예로는 변환 매트릭스(transformation matrix)가 될 수 있다. 일 실시예에 따라, 정합부(120)는, 복수의 서브 혈관 영역들 중에서 혈관의 일부 영역과 가장 최소의 거리를 갖는 서브 혈관 영역에 대해 수행되었던 평행 이동 또는 회전 이동에 대한 정보에 기초하여, 3차원 의료 영상 내의 서브 혈관 영역을 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역에 정합시키기 위한 변환 매트릭스를 결정할 수 있다. 즉, 정합부(120)는, 서브 혈관 영역에 대해 수행되었던 평행 이동 또는 회전 이동을 나타내는 매트릭스의 각 수치에 대해 기 설정된 범위 내에서의 변화량을 가감하여, 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역에 보다 정밀하게 정합시키기 위한 변환 매트릭스를 결정할 수 있다. 따라서, 정합부(120)는 결정된 변환 매트릭스를 이용하여, 혈관의 일부 영역과 가장 유사도가 높은 3차원 의료 영상 내의 혈관

- 영역을 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역에 정합할 수 있다. 또한, 정합부(120)는 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역이 2차원 의료 영상에 정합된 정합 영상을 생성할 수 있다.
- [52] 또한, 일 실시예에 따라, 정합부(120)는 사용자의 선택에 따라, 혈관의 일부 영역과 가장 유사도가 높은 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역보다 더 넓은 혈관 영역을 2차원 의료 영상에 정합할 수 있다.
- [53] 의료 영상 장치(100,200)는 선택적으로 조영된 혈관의 일부 영역과 대응되는 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 결정하고, 정합 영상을 생성할 수 있으므로, 대상체의 다양한 움직임에 대한 보정이 가능한 3D 로드맵(roadmap)을 제공할 수 있다. 또한, 의료 영상 장치(100,200)는 정합 영상을 통해, 선택적으로 조영된 혈관의 일부 영역을 3차원 혈관 구조로 표현할 수 있으므로, 대상체에 대한 시술의 편의성을 향상시킬 수 있다.
- [54] 도 2는 다른 실시예에 따른, 의료 영상 장치(200)의 블록도를 도시한다.
- [55] 도 2에 도시된 바와 같이, 의료 영상 장치(200)는 일 실시예에 따라, 영상 획득부(210), 정합부(220), 디스플레이부(230), 입력부(240) 및 저장부(250)를 포함할 수 있다. 영상 획득부(210) 및 정합부(220)는 도 1에서 설명한 내용이 적용될 수 있으므로, 중복되는 내용에 대해서는 설명을 생략한다. 또한, 의료 영상 장치(200)에 포함되는 각 구성은 유선 또는 무선 등의 다양한 연결 기법(260)으로 연결될 수 있다.
- [56] 디스플레이부(230)는 일 실시예에 따라, 정합부(220)에 의해 생성된 정합 영상을 표시할 수 있다. 예를 들어, 디스플레이부(230)는 정합 영상을 표시하거나, 의료 영상 장치(200)의 기능 설정과 관련된 UI(User Interface) 또는 GUI(Graphic User Interface)를 표시할 수 있다.
- [57] 디스플레이부(230)는, 액정 디스플레이(liquid crystal display), 박막 트랜지스터 액정 디스플레이(thin film transistor-liquid crystal display), 유기 발광 다이오드(organic light-emitting diode), 플렉시블 디스플레이(flexible display), 3차원 디스플레이(3D display), 전기영동 디스플레이(electrophoretic display) 중에서 적어도 하나를 포함할 수 있다. 의료 영상 장치(200)는, 의료 영상 장치(200)의 구현 형태에 따라 디스플레이부(230)를 2개 이상 포함할 수도 있다.
- [58] 입력부(240)는 일 실시예에 따라, 사용자로부터 의료 영상 장치(200)를 제어하기 위한 명령을 입력받을 수 있다. 입력부(240)는 일 실시예에 따라, 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역이 2차원 의료 영상에 정합되기 위한 명령을 사용자로부터 수신할 수 있다. 또한, 일 실시예에 따라, 디스플레이부(230) 및 입력부(240)는 사용자에게 의료 영상 장치(200)의 조작을 위한 사용자 인터페이스(UI; user interface)를 제공할 수 있다. 디스플레이부(230)는 UI를 디스플레이할 수 있다.
- [59] 저장부(250)는 일 실시예에 따라, 영상 획득부(210)에 의해 획득된 2차원 의료 영상 또는 3차원 의료 영상을 저장할 수 있다. 또한, 정합부(220)에 의해 생성된

정합 영상을 저장할 수 있다.

- [60] 도 3은 의료 영상 장치(100,200)가 3차원 의료 영상으로부터 3차원 혈관 영역 또는 3차원 혈관 영역의 중심선을 추출하는 실시예를 설명하기 위한 도면이다.
- [61] 의료 영상 장치(100, 200)는 일 실시예에 따라 대상체에 대한 3차원 의료 영상으로부터 혈관 영역만을 나타내는 3차원 혈관 영역(310)을 추출 또는 분리할 수 있다. 또한, 일 실시예에 따라, 의료 영상 장치(100,200)는 대상체에 대한 3차원 의료 영상으로써 3차원 혈관 영역(310)을 획득할 수 있다.
- [62] 또한, 의료 영상 장치(100,200)는 일 실시예에 따라, 3차원 혈관 영역(310) 또는 3차원 의료 영상으로부터 3차원 혈관 영역(310)에 대응되는 중심선(320)을 추출할 수 있다.
- [63] 도 4 및 도 5는 의료 영상 장치(100,200)가 3차원 혈관 영역을 복수의 서브 혈관 영역들로 나누는 실시예를 설명하기 위한 도면이다.
- [64] 의료 영상 장치(100,200)는 일 실시예에 따라, 3차원 혈관 영역(310)을 복수의 서브 혈관 영역들(412,414,416,418,420,422)로 나눌 수 있다.
- [65] 도 5에서 도시된 바와 같이, 의료 영상 장치(100,200)는 도 3의 3차원 혈관 영역(310) 내의 각 혈관의 분기점들간의 연결 관계를 나타낸 그래프(510)를 생성할 수 있다. 또한, 의료 영상 장치(100,200)는 도 3의 3차원 혈관 영역(310)에 대응되는 중심선(320) 내의 각 혈관의 분기점들간의 연결 관계를 나타낸 그래프(510)를 생성할 수 있다. 즉, 도 5에서 도시된 바와 같이 의료 영상 장치(100,200)는 3차원 혈관 영역(310) 내의 각 혈관의 분기점들을 86개로 결정하고, 86개의 분기점들 간의 연결관계를 나타낸 그래프(510)를 생성할 수 있다. 이어서, 의료 영상 장치(100,200)는 그래프(510)를 소정의 기준에 따라 복수의 영역들(512,514,516,518,520,522)로 나눌 수 있다. 일 실시예에 따라, 의료 영상 장치(100,200)는, 소정의 분기점을 기준으로 나뉜 임의의 영역 내의 분기점들의 개수 또는 일 영역 내의 분기점들 간의 길이의 합이 소정의 임계값보다 큰 경우, 임의의 영역을 복수의 영역들 중 일 영역으로 결정할 수 있다. 따라서, 의료 영상 장치(100,200)는 그래프(510)를 복수의 영역들(512,514,516,518,520,522)로 나눌 수 있는 바, 의료 영상 장치(100,200)는 그래프(510)에 대응되는 3차원 혈관 영역(310)을 복수의 영역들(512,514,516,518,520,522)에 대응되는 복수의 서브 혈관 영역들(412,414,416,418,420,422)로 나눌 수 있다.
- [66] 도 6은 일 실시예에 따라, 의료 영상 장치(100,200)가 2차원 의료 영상으로부터 혈관의 일부 영역을 분리하는 실시예를 설명하기 위한 도면이다.
- [67] 의료 영상 장치(100,200)는 일 실시예에 따라, 2차원 의료 영상(610)으로부터 혈관의 일부 영역(620)을 추출 또는 분리할 수 있다. 또한, 의료 영상 장치(100,200)는 혈관의 일부 영역(620)으로부터 혈관의 일부 영역(620)에 대응되는 중심선(630)을 추출할 수 있다.
- [68] 도 7은 의료 영상 장치(100,200)가 복수의 서브 혈관 영역들 중에서 2차원 의료

영상 내의 혈관의 일부 영역과 가장 유사도가 높은 서브 혈관 영역을 결정하는 실시예를 나타낸다.

- [69] 의료 영상 장치(100,200)는 도 4의 복수의 서브 혈관 영역들(412,414,416,418,420,422) 각각으로부터 중심선들(712,714,716,718,720,722)을 추출할 수 있다. 즉, 의료 영상 장치(100,200)는 복수의 서브 혈관 영역들(412,414,416,418,420,422) 각각에 대응되는 중심선들(712,714,716,718,720,722)을 추출할 수 있다.
- [70] 의료 영상 장치(100,200)는 일 실시예에 따라, 혈관의 일부 영역(620)에 대응되는 서브 혈관 영역을 결정하기 위해, 혈관의 일부 영역(620)에 대응되는 중심선(630)과 복수의 서브 혈관 영역들(412,414,416,418,420,422) 각각에 대응되는 중심선들(712,714,716,718,720,722)간의 거리를 계산할 수 있다. 또한, 의료 영상 장치(100,200)는 기 설정된 범위 내에서 수치를 다르게 하여 중심선들(712,714,716,718,720,722)에 대해 평행 이동 또는 회전 이동을 기 설정된 횟수만큼 수행할 수 있다. 이어서, 의료 영상 장치(100,200)는 평행 이동 또는 회전 이동된 중심선들(712,714,716,718,720,722) 각각을 2차원 평면으로 투영시킬 수 있다. 이어서, 의료 영상 장치(100,200)는 2차원 평면에 투영된 중심선들(712,714,716,718,720,722) 각각과 혈관의 일부 영역(620)에 대응되는 중심선(630) 간의 거리들을 기 설정된 횟수만큼 계산할 수 있고, 결과적으로 의료 영상 장치(100,200)는 기 설정된 횟수만큼 계산된 거리들을 비교하여 중심선(630)과 가장 최소값의 거리를 갖는 중심선(718)을 결정할 수 있다. 따라서, 의료 영상 장치(100,200)는 중심선(718)과 대응되는 서브 혈관 영역(418)을 혈관의 일부 영역(620)과 가장 유사한 서브 혈관 영역으로 결정할 수 있다.
- [71] 또한, 일 실시예에 따라, 의료 영상 장치(100,200)는 혈관의 일부 영역(620)에 대응되는 중심선(630)에 대한 거리 변환(705)을 생성하고, 거리 변환(705) 및 중심선들(712,714,716,718,720,722)을 이용하여, 중심선들(712,714,716,718,720,722)과 중심선(630) 간의 거리에 대한 계산을 보다 용이하게 할 수 있다.
- [72] 도 8은 일 실시예에 따라, 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 2차원 의료 영상에 정합하는 실시예를 설명하기 위한 도면이다.
- [73] 도 7에서 살펴보았듯이, 의료 영상 장치(100,200)는 일 실시예에 따라, 2차원 의료 영상(610)으로부터 추출된 혈관의 일부 영역(620)과 가장 유사한 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역으로 서브 혈관 영역(418)을 결정할 수 있다.
- [74] 의료 영상 장치(100,200)는 일 실시예에 따라, 서브 혈관 영역(418)을 2차원 의료 영상(610) 내의 혈관의 일부 영역(620)에 정합할 수 있다. 따라서, 의료 영상 장치(100,200)는 서브 혈관 영역(418)이 2차원 의료 영상(610)에 정합된 정합 영상(810)을 생성할 수 있다.
- [75] 의료 영상 장치(100,200)는 일 실시예에 따라, 서브 혈관 영역(418)을 2차원

의료 영상(610) 내의 혈관의 일부 영역(620)에 일치시키기 위한 변환 매트릭스를 결정할 수 있다. 일 실시예에 따라, 의료 영상 장치(100,200)는 중심선(718)에 대해 수행되었던 평행 이동 또는 회전 이동에 대한 정보에 기초하여, 변환 매트릭스를 결정할 수 있다. 즉, 의료 영상 장치(100,200)는, 중심선(718)에 대해 수행되었던 평행 이동 또는 회전 이동을 나타내는 매트릭스의 각 수치에 대해 기 설정된 범위 내에서의 변화량을 가감하여, 서브 혈관 영역(418)을 2차원 의료 영상(610) 내의 혈관의 일부 영역(620)에 보다 정밀하게 일치시키기 위한 변환 매트릭스를 결정할 수 있다. 따라서, 정합부(120)는 결정된 변환 매트릭스를 이용하여, 서브 혈관 영역(418)을 2차원 의료 영상(610)에 정합할 수 있다.

[76] 도 9은, 일 실시예에 따라, 의료 영상 장치(100,200)가 수행하는 의료 영상 처리 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[77] 도 9에 도시된 방법은, 도 1 또는 도 2의 의료 영상 장치(100,200)의 각 구성요소에 의해 수행될 수 있고, 중복되는 설명에 대해서는 생략한다.

[78] 단계 s910에서, 의료 영상 장치(100,200)는 혈관을 나타내는 3차원 의료 영상 및 2차원 의료 영상을 획득한다. 일 실시예에 따라 의료 영상 장치(100,200)는 대상체에 대한 컴퓨터 단층촬영 혈관 조영검사(CT angiography) 또는 자기공명영상 혈관 조영검사(MRI angiography)을 수행하여, 대상체 내의 혈관을 3차원으로 나타내는 3차원 의료 영상을 획득할 수 있다. 또한, 일 실시예에 따라, 의료 영상 장치(100,200)는 대상체 내의 혈관에 대한 X-선 혈관 조영 검사를 수행하여, 대상체 내의 혈관을 2차원으로 나타내는 2차원 의료 영상을 획득할 수 있다. 또한, 일 실시예에 따라, 의료 영상 장치(100,200)는 외부로부터 혈관을 나타내는 3차원 의료 영상 및 2차원 의료 영상을 획득할 수 있다. 또한, 일 실시예에 따라, 의료 영상 장치(100,200)는 내부 메모리로부터 미리 저장된 3차원 의료 영상 및 2차원 의료 영상을 획득할 수 있다.

[79] 단계 s920에서, 의료 영상 장치(100,200)는 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역과 대응되는 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 결정한다.

[80] 일 실시예에 따라, 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역은 혈관에서 조영제가 투입된 영역일 수 있다. 예를 들어, 사용자는 대상체의 혈관에 조영제를 투입할 수 있고, 영상 획득부(110)는 X-선 혈관 조영 검사를 수행할 수 있고, 결과적으로 2차원 의료 영상은 조영제가 투입된 부분을 혈관의 일부 영역으로써 나타낼 수 있다. 또한, 일 실시예에 따라, 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역은 사용자에게 의해 설정된 관심 영역(Region of Interest)일 수 있다. 또한, 일 실시예에 따라, 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역은 혈관 내에서 목적물이 위치하는 영역일 수 있다. 예를 들어, 사용자가 대상체의 혈관에 카테터를 삽입하는 경우, 혈관의 일부 영역은 카테터가 위치하는 영역일 수 있다.

[81] 의료 영상 장치(100,200)는 일 실시예에 따라, 3차원 의료 영상으로부터 3차원 혈관 영역을 분리 또는 추출할 수 있다. 즉, 의료 영상 장치(100,200)는 3차원 의료

영상에서 3차원으로 보여지는 혈관 영역만을 분리 또는 추출할 수 있다. 이어서, 의료 영상 장치(100,200)는 분리된 3차원 혈관 영역을 복수의 서브 혈관 영역들로 나눌 수 있다.

- [82] 의료 영상 장치(100,200)는 일 실시예에 따라, 3차원 혈관 영역 내의 각 혈관의 분기점들간의 연결 관계를 나타낸 그래프를 생성할 수 있다. 이어서, 의료 영상 장치(100,200)는 3차원 혈관 영역에 대응되는 그래프를 소정의 조건에 따라 복수의 영역들로 나눌 수 있다. 소정의 조건의 예로는, 복수의 영역들 각각에 포함된 분기점들간의 길이의 합이 소정의 임계값보다 크다는 조건이 될 수 있다. 따라서, 의료 영상 장치(100,200)는 그래프를 복수의 영역들로 나눌 수 있는 바, 그래프에 대응되는 3차원 혈관 영역을 복수의 영역들에 대응되는 복수의 서브 혈관 영역들로 나눌 수 있다.
- [83] 의료 영상 장치(100,200)는 일 실시예에 따라, 2차원 의료 영상으로부터 혈관의 일부 영역을 분리 또는 추출할 수 있다. 즉, 의료 영상 장치(100,200)는 2차원 의료 영상에서 2차원으로 나타나는 혈관의 일부 영역만을 분리 또는 추출할 수 있다.
- [84] 의료 영상 장치(100,200)는 일 실시예에 따라, 3차원 혈관 영역으로부터 나뉜진 복수의 서브 혈관 영역들 중에서, 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역과 대응되는 서브 혈관 영역을 결정할 수 있다. 즉, 의료 영상 장치(100,200)는 복수의 서브 혈관 영역들 중에서 혈관의 일부 영역과 가장 유사도가 높은 서브 혈관 영역을 결정할 수 있다.
- [85] 일 실시예에 따라, 의료 영상 장치(100,200)는 복수의 서브 혈관들 각각의 중심선(centerline)들을 2차원 평면에 투영(projection)할 수 있다. 의료 영상 장치(100,200)는 일 실시예에 따라, 2차원 평면에 투영된 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선들과 혈관의 일부 영역의 중심선(centerline) 간의 거리를 계산할 수 있다. 일 실시예에 따라, 의료 영상 장치(100,200)는 임의의 서브 혈관 영역의 중심선을 구성하는 지점(point)들 각각마다 혈관의 일부 영역의 중심선과 가장 가까운 거리를 계산할 수 있고, 의료 영상 장치(100,200)는 지점들 각각마다 계산된 가장 가까운 거리들의 평균값을 임의의 서브 혈관 영역의 중심선과 혈관의 일부 영역의 중심선 간의 거리로써 결정할 수 있다.
- [86] 일 실시예에 따라, 의료 영상 장치(100,200)는 기 설정된 범위 내에서 수치를 다르게 하여 임의의 서브 혈관 영역의 중심선에 대한 평행 이동 또는 회전 이동을 기 설정된 횟수만큼 수행할 수 있다. 이어서, 의료 영상 장치(100,200)는 평행 이동 또는 회전 이동된 임의의 서브 혈관 영역의 중심선과 혈관의 일부 영역의 중심선 간의 거리를 기 설정된 횟수만큼 계산할 수 있고, 결과적으로 의료 영상 장치(100,200)는 기 설정된 횟수만큼 계산된 거리들 중에서 가장 최소값을 갖는 거리를 임의의 서브 혈관 영역의 중심선과 혈관의 일부 영역의 중심선 간의 거리로 결정할 수 있다.
- [87] 일 실시예에 따라, 의료 영상 장치(100,200)는 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선과 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역의 중심선 간의 거리를 보다

용이하게 계산하기 위해, 혈관의 일부 영역의 중심선에 대한 거리 맵(distance map) 또는 거리 필드(distance field)와 같은 거리 변환(distance transform)을 생성할 수 있다. 거리 변환은 일 실시예에 따라, 이미지로써 표현될 수 있으며, 이미지 내의 각 픽셀마다 혈관의 일부 영역의 중심선에 대한 위치 정보를 포함할 수 있다. 따라서, 의료 영상 장치(100,200)는 혈관의 일부 영역의 중심선에 대한 거리 변환 및 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선을 이용하여, 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선과 혈관의 일부 영역의 중심선 간의 거리에 대한 계산 속도를 높일 수 있다.

[88] 의료 영상 장치(100,200)는, 일 실시예에 따라, 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선들과 혈관의 일부 영역의 중심선(centerline) 간의 거리를 계산할 수 있고, 복수의 서브 혈관 영역들 중에서 혈관의 일부 영역과 가장 최소의 거리를 갖는 서브 혈관 영역을 결정할 수 있다. 따라서, 의료 영상 장치(100,200)는, 혈관의 일부 영역과 가장 최소의 거리를 갖는 서브 혈관 영역을 혈관의 일부 영역과 가장 유사도가 높은 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역으로 결정할 수 있다.

[89] 단계 s930에서, 의료 영상 장치(100,200)는 혈관 영역을 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역에 정합한다.

[90] 의료 영상 장치(100,200)는, 일 실시예에 따라, 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역과 가장 유사도가 높은 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 2차원 의료 영상에 정합할 수 있다. 일 실시예에 따라, 의료 영상 장치(100,200)는 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역에 일치시키기 위한 변환 정보를 결정할 수 있다. 변환 정보의 예로는 변환

매트릭스(transformation matrix)가 될 수 있다. 일 실시예에 따라, 의료 영상 장치(100,200)는, 복수의 서브 혈관 영역들 중에서 혈관의 일부 영역과 가장 최소의 거리를 갖는 서브 혈관 영역에 대해 수행되었던 평행 이동 또는 회전 이동에 대한 정보에 기초하여, 3차원 의료 영상 내의 서브 혈관 영역을 혈관의 일부 영역에 정합시키기 위한 변환 매트릭스를 결정할 수 있다. 즉, 의료 영상 장치(100,200)는, 서브 혈관 영역에 대해 수행되었던 평행 이동 또는 회전 이동을 나타내는 매트릭스의 각 수치에 대해 기 설정된 범위 내에서의 변화량을 가감하여, 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역에 보다 정밀하게 정합시키기 위한 변환 매트릭스를 결정할 수 있다. 따라서, 의료 영상 장치(100,200)는 결정된 변환 매트릭스를 이용하여, 혈관의 일부 영역과 가장 유사도가 높은 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 2차원 의료 영상에 정합할 수 있다. 또한, 의료 영상 장치(100,200)는 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역이 2차원 의료 영상에 정합된 정합 영상을 생성할 수 있다.

[91] 또한, 일 실시예에 따라, 의료 영상 장치(100,200)는 사용자의 선택에 따라, 혈관의 일부 영역과 가장 유사도가 높은 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역보다 더 넓은 혈관 영역을 2차원 의료 영상에 정합할 수 있다.

[92] 도 10 및 도 11은 일 실시예에 따른 엑스선 장치(300)를 나타내는 도면이다.

- [93] 도 1 및 2의 의료 영상 장치(100,200)는 도 10 및 11의 엑스선 장치(300)가 수행하는 기능의 일부 또는 전부를 수행할 수 있다. 도 1 및 도 2의 영상 획득부(110,210)는 도 10 및 11의 검출부(108), 데이터 획득 회로(DAS; Data Acquisitino System)(116), 데이터 송신부(152) 중 적어도 하나에 대응될 수 있다. 또한, 도 1 및 도 2의 정합부(120, 220)는 도 11의 영상 처리부(126)에 대응될 수 있다. 또한, 도 2의 디스플레이부(230)는 도 11의 디스플레이부(153)에 대응될 수 있고, 도 2의 입력부(240)는 도 1의 입력부(128)에 대응될 수 있고, 도 2의 저장부(250)는 도 11의 저장부(124)와 대응될 수 있다.
- [94] 도 10를 참조하면, 엑스선 장치(300)는 C 형태를 갖는 C-arm(102)을 구비하여, 소정 시간 동안 연속적으로 엑스선 촬영을 수행할 수 있다. C-arm(102)의 일단에는 엑스선 소스(106)가 구비되며, C-arm(102)의 다른 일단에는 검출부(108)가 구비된다. C-arm(102)은 엑스선 소스(106) 및 검출부(108)를 연결하고, 엑스선 소스(106)와 검출부(108)의 위치를 조절할 수 있다. 도 10에서 도시되지 않았으나, C-arm(102)은 천장에 결합되거나, 바닥에 결합되거나, 또는 천장 및 바닥에 모두 결합될 수 있다. 또한, 엑스선 장치(300)는 대상체(10)가 위치할 수 있는 테이블(105)을 더 포함할 수 있다.
- [95] 엑스선 소스(106)는 엑스선을 발생시키고 조사하도록 구성된다. 검출부(108)는 엑스선 소스(106)에서 조사되어 대상체(10)를 투과한 엑스선을 검출하도록 구성된다. 검출부(108)에서 검출된 엑스선에 기초하여 의료 영상이 획득될 수 있다. 이때, 엑스선 소스(106)는 회전하면서 대상체(10)로 엑스선을 조사할 수 있다. C-arm(102)의 회전에 의해 엑스선 소스(106)가 회전할 수 있고, 검출부(108) 역시 엑스선 소스(106)와 함께 회전하면서 대상체(10)를 투과한 엑스선을 검출할 수 있다.
- [96] 사용자는 C-arm(102) 및 테이블(105) 중 적어도 하나의 위치를 조정함으로써, 다양한 위치 또는 다양한 각도에서 대상체(10)를 촬영할 수 있다. 예를 들어, 사용자는 C-arm(102) 및 테이블(105) 중 적어도 하나를 회전시키거나, 상하좌우로 이동시키면서 대상체(10)를 촬영하여 의료 영상을 획득할 수 있다. 따라서 사용자는 엑스선장치(300)를 이용하여, 일반적인 고정형 엑스선 장치에 비하여 연속되는 시간 동안에 대상체(10)를 더욱 효율적으로 촬영할 수 있다.
- [97] 엑스선 장치(300)는 연속하는 시간에서 획득된 복수개의 엑스선 영상을 획득하여야 하는 경우, 또는 엑스선 동영상을 획득하여야 하는 경우에 유용하게 이용될 수 있다. 예를 들어, 엑스선 장치(300)는 엑스선 혈관조영술(X ray angiography), 또는 외과 수술 등과 같은 의료 시술에서 유용하게 이용될 수 있다. 의사가 혈관 질환 환자의 진단을 위하여 환자의 환자를 정밀하게 검사할 필요가 있는 경우, 의사는 검사 시간 동안에 계속적으로 엑스선 촬영을 수행한다. 그리고, 실시간으로 획득되는 엑스선 동영상인 플루오로스코피 영상을 통하여 환자의 혈관 상태를 검사하게 된다. 따라서, 혈관조영술과 같은 의료 시술에서는 시술 시간 동안에 대상체로 계속적으로 엑스선을 조사하며 플루오로스코피

영상을 획득하여야 한다.

- [98] 예를 들어, 혈관조영술의 경우 대상체 부위에 가이드와이어(guide wire)를 설치하고 엑스선 촬영을 진행할 수 있으며, 또는 얇은 주사바늘(niddle) 또는 카테터(catheter)등을 이용하여 약물을 주입하며 엑스선 촬영을 진행할 수 있다.
- [99] 또 다른 예로, 외과 시술의 경우, 신체에 카테터(catheter), 스텐트, 주사 바늘 등을 삽입하여 시술을 진행하는데 있어서, 의사 등의 사용자는 카테터 등이 대상체의 목표 지점에 제대로 삽입되는지 확인하여야 한다. 따라서, 사용자는 시술 동안에 플루오로스코피 영상을 획득하고, 획득된 플루오로스코피 영상을 통하여 카테터 등과 같은 목적물의 위치를 확인하며 시술을 진행할 수 있다.
- [100] 엑스선 장치(300)는 중재적 엑스선 장치(Interventional X ray), 중재적 혈관조영술 엑스선 장치(Interventional Angiography C-arm X ray) 또는 외과 시술용 엑스선 장치(Surgical C-arm X ray) 등을 포함할 수 있다.
- [101] 일 실시예에 따라, 엑스선 장치(300)는 대상체 내의 혈관을 3차원으로 나타내는 3차원 의료 영상을 획득할 수 있다. 또한, 엑스선 장치(300)는 대상체 내의 혈관에 대한 X-선 혈관 조영 검사를 수행하여, 대상체 내의 혈관을 2차원으로 나타내는 2차원 의료 영상을 획득할 수 있다. 즉, 사용자는 대상체의 혈관에 대해 조영제를 투입할 수 있고, 엑스선 장치(300)는 X-선 혈관 조영 검사를 수행하여, 혈관 내의 조영제가 투입된 부분이 보여지는 2차원 의료 영상을 획득할 수 있다. 또한, 엑스선 장치(300)는 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역과 대응되는 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 결정할 수 있다. 이어서, 엑스선 장치(300)는 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역에 정합할 수 있다.
- [102] 도 11를 참조하면, 엑스선 장치(300)는 엑스선 소스(106), 검출부(108) 및 엑스선 소스(106)와 검출부(108)를 연결하는 C-arm(102)을 포함한다. 또한, 엑스선 장치(300)는 회전 구동부(151), 데이터 획득 회로(116), 데이터 송신부(152), 테이블(105), 제어부(118), 저장부(124), 영상 처리부(126), 입력부(128), 디스플레이부(153), 통신부(132)를 더 포함할 수 있다.
- [103] 대상체(10)는 테이블(105) 상에 위치할 수 있다. 일부 실시예에 따른 테이블(105)은 소정의 방향(예컨대, 상, 하, 좌, 우 중 적어도 한 방향)으로 이동 가능하고, 제어부(118)에 의하여 움직임이 제어될 수 있다.
- [104] C-arm(102)에 연결되어 서로 대향하여 배치된 엑스선 소스(106) 및 검출부(108)는 소정의 시야 범위(FOV; Field Of View)를 갖게 된다. 엑스선 소스(106) 및 검출부(108)가 C-arm(102)에 의해 회전하면, FOV는 그에 따라 변화될 것이다.
- [105] 엑스선 장치(300)는 검출부(108)상에 위치하는 산란 방지 그리드(anti-scatter grid, 114)를 더 포함할 수 있다.
- [106] 검출부(108)에 도달하는 엑스선 방사선에는, 유용한 영상을 형성하는 감쇠된 주 방사선(attenuated primary radiation) 뿐만 아니라 영상의 품질을 떨어뜨리는

산란 방사선(scattered radiation) 등이 포함되어 있다. 주 방사선은 대부분 투과시키고 산란 방사선은 감쇠시키기 위해, 환자와 검출기(또는 감광성 필름)와의 사이에 산란 방지 그리드(114)를 위치시킬 수 있다.

- [107] 예를 들어, 산란 방지 그리드는, 납 박편의 스트립(strips of lead foil)과, 중공이 없는 폴리머 물질(solid polymer material)이나 중공이 없는 폴리머(solid polymer) 및 섬유 합성 물질(fiber composite material) 등의 공간 충전 물질(interspace material)을 교대로 적층한 형태로 구성될 수 있다. 그러나, 산란 방지 그리드의 형태는 반드시 이에 제한되는 것은 아니다.
- [108] C-arm(102)은 회전 구동부(151)로부터 구동 신호, 파워를 수신하고, 엑스선 소스(106)와 검출부(108)를 소정의 회전 속도로 회전시킬 수 있다.
- [109] 엑스선 소스(106)는 파워 분배부(PDU; Power Distribution Unit, 미도시)에서 고전압 생성부(미도시)를 통하여 전압, 전류를 인가 받아 엑스선을 생성하여 방출할 수 있다. 고전압 생성부가 소정의 전압(이하에서 튜브 전압으로 지칭함)을 인가할 때, 엑스선 소스(106)는 이러한 소정의 튜브 전압에 상응하게 복수의 에너지 스펙트럼을 갖는 엑스선들을 생성할 수 있다.
- [110] 엑스선 소스(106)에 의하여 생성되는 엑스선은, 콜리메이터(collimator, 112)에 의하여 소정의 형태로 방출될 수 있다.
- [111] 검출부(108)는 엑스선 소스(106)와 마주하여 위치할 수 있다. 검출부(108)는 복수의 엑스선 검출 소자들을 포함할 수 있다. 단일 엑스선 검출 소자는 단일 채널을 형성할 수 있지만, 반드시 이에 제한되는 것은 아니다.
- [112] 검출부(108)는 엑스선 소스(106)로부터 생성되고 대상체(10)를 통하여 전송된 엑스선을 감지하고, 감지된 엑스선의 강도에 상응하게 전기 신호를 생성할 수 있다.
- [113] 검출부(108)는 방사선을 광으로 전환하여 검출하는 간접방식과 방사선을 직접 전하로 변환하여 검출하는 직접방식 검출기를 포함할 수 있다. 간접방식의 검출부는 신틸레이터(Scintillator)를 사용할 수 있다. 또한, 직접방식의 검출부는 포톤 카운팅 디텍터(photon counting detector)를 사용할 수 있다. 데이터 획득 회로(116)는 검출부(108)와 연결될 수 있다. 검출부(108)에 의하여 생성된 전기 신호는 DAS(116)에서 수집될 수 있다. 검출부(108)에 의하여 생성된 전기 신호는 유선 또는 무선으로 데이터 획득 회로(116)에서 수집될 수 있다. 또한, 검출부(108)에 의하여 생성된 전기 신호는 증폭기(미도시)를 거쳐 아날로그/디지털 컨버터(미도시)로 제공될 수 있다.
- [114] 슬라이스 두께(slice thickness)나 슬라이스 개수에 따라 검출부(108)로부터 수집된 일부 데이터만이 영상 처리부(126)에 제공될 수 있고, 또는 영상 처리부(126)에서 일부 데이터만을 선택할 수 있다.
- [115] 이러한 디지털 신호는 데이터 송신부(152)를 통하여 영상 처리부(126)로 제공될 수 있다. 이러한 디지털 신호는 데이터 송신부(152)를 통하여 유선 또는 무선으로 영상 처리부(126)로 송신될 수 있다.

- [116] 일부 실시예에 따른 제어부(118)는 엑스선 장치(300)에 포함되는 각각의 모듈의 동작을 제어할 수 있다. 예를 들어, 제어부(118)는 테이블(105), 회전 구동부(151), 콜리메이터(112), 데이터 획득 회로(116), 저장부(124), 영상 처리부(126), 입력부(128), 디스플레이부(153), 통신부(132) 등의 동작들을 제어할 수 있다.
- [117] 영상 처리부(126)는 데이터 획득 회로(116)로부터 획득된 데이터(예컨대, 가공 전인 러 데이터(raw data))를 데이터 송신부(152)를 통하여 수신하여, 전처리(pre-processing)하는 과정을 수행할 수 있다.
- [118] 전처리는, 예를 들면, 채널들 사이의 감도 불균일 정정 프로세스, 신호 세기의 급격한 감소 또는 급속 같은 엑스선 흡수제로 인한 신호의 유실 정정 프로세스 등을 포함할 수 있다.
- [119] 영상 처리부(126)에서 전처리된 데이터는 로 데이터(raw data) 또는 투사(projection) 데이터로 지칭될 수 있다. 이러한 투사 데이터는 데이터 획득시의 촬영 조건(예컨대, 튜브 전압, 촬영 각도 등) 등과 함께 저장부(124)에 저장될 수 있다.
- [120] 투사 데이터는 대상체를 통과한 엑스선의 세기에 상응하는 데이터 값의 집합일 수 있다. 설명의 편의를 위해, 모든 채널들에 대하여 동일한 촬영 각도로 동시에 획득된 투사 데이터의 집합을 투사 데이터 세트 또는 측정 데이터(measured data)로 지칭한다.
- [121] 저장부(124)는 플래시 메모리 타입(flash memory type), 하드디스크 타입(hard disk type), 멀티미디어 카드 마이크로 타입(multimedia card micro type), 카드 타입의 메모리(SD, XD 메모리 등), 램(RAM; Random Access Memory), SRAM(Static Random Access Memory), 롬(ROM; Read-Only Memory), EEPROM(Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), PROM(Programmable Read-Only Memory) 자기 메모리, 자기 디스크, 광디스크 중 적어도 하나의 타입의 저장매체를 포함할 수 있다.
- [122] 또한, 영상 처리부(126)는 획득된 측정 데이터에 기초하여 대상체에 대한 재구성 영상(reconstructed image)을 획득할 수 있다. 영상 처리부(126)는 측정 데이터로부터 ROI를 영상화한 재구성 영상을 획득할 수 있다. ROI는 엑스선 장치(300)가 영상으로 재구성할 수 있는 영역이다. 이러한 재구성 영상은 3차원 영상일 수 있다. 다시 말해서, 영상 처리부(126)는 획득된 측정 데이터에 기초하여 콘 빔 재구성(cone beam reconstruction) 방법 등을 이용하여 대상체에 대한 3차원 영상을 생성할 수 있다.
- [123] 입력부(128)를 통하여 엑스선 단층 촬영 조건, 영상 처리 조건 등에 대한 외부 입력이 수신될 수 있다. 예를 들면, 엑스선 단층 촬영 조건은, 복수의 튜브 전압, 복수의 엑스선들의 에너지 값 설정, 촬영 프로토콜 선택, 영상 재구성 방법 선택, FOV 영역 설정, ROI 영역 설정, 슬라이스 개수, 슬라이스 두께(slice thickness), 영상 후처리 파라미터 설정 등을 포함할 수 있다. 또한 영상 처리 조건은 영상의

- 해상도, 영상에 대한 감쇠 계수 설정, 영상의 조합비율 설정 등을 포함할 수 있다.
- [124] 입력부(128)는 외부로부터 소정의 입력을 인가 받기 위한 디바이스 등을 포함할 수 있다. 예컨대, 입력부(128)는 마이크로폰, 키보드, 마우스, 조이스틱, 터치 패드, 터치펜, 음성, 제스처 인식장치 등을 포함할 수 있다.
- [125] 디스플레이부(153)는 영상 처리부(126)에 의해 재구성된 영상을 디스플레이할 수 있다.
- [126] 전송한 엘리먼트들 사이의 데이터, 파워 등의 송수신은 유선, 무선 및 광통신 중 적어도 하나를 이용하여 수행될 수 있다.
- [127] 통신부(132)는 서버(134) 등을 통하여 외부 디바이스, 외부 의료 장치 등과의 통신을 수행할 수 있다. 또는, 엑스선 장치(300)는 통신부(132)를 통해 엑스선 장치(300)를 제어하도록 구성되는 워크스테이션과 연결될 수도 있다. 이와 관련하여서는 도 12를 참조하여 후술한다.
- [128] 도 12은 도 11의 통신부(133)의 구성을 도시하는 도면이다.
- [129] 통신부(132)는, 유선 또는 무선으로 네트워크(15)와 연결되어 외부 서버(134), 의료 장치(136), 휴대용 장치(138) 또는 워크스테이션(139)과의 통신을 수행할 수 있다. 통신부(132)는 의료 영상 정보 시스템(PACS, Picture Archiving and Communication System)을 통해 연결된 병원 서버나 병원 내의 다른 의료 장치와 데이터를 주고 받을 수 있다.
- [130] 또한, 통신부(132)는 의료용 디지털 영상 및 통신(DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준에 따라 휴대용 장치(138) 등과 데이터 통신을 수행할 수 있다.
- [131] 통신부(132)는 네트워크(15)를 통해 대상체의 진단과 관련된 데이터를 송수신할 수 있다. 또한 통신부(132)는 MRI 장치, 엑스선 장치 등 의료 장치(136)에서 획득된 의료 영상 등을 송수신할 수 있다.
- [132] 나아가, 통신부(132)는 서버(134)로부터 환자의 진단 이력이나 치료 일정 등을 수신하여 환자의 임상적 진단 등에 활용할 수도 있다. 또한, 통신부(132)는 병원 내의 서버(134)나 의료 장치(136)뿐만 아니라, 사용자나 환자의 휴대용 장치(138), 워크스테이션(139) 등과 데이터 통신을 수행할 수도 있다.
- [133] 또한 장비의 이상유무 및 품질 관리현황 정보를 네트워크를 통해 시스템 관리자나 서비스 담당자에게 송신하고 그에 대한 피드백(feedback)을 수신할 수 있다.
- [134] 워크스테이션(139)은 엑스선 장치(300)와 물리적으로 분리된 공간에 존재할 수 있다. 엑스선 장치(300)는 실드 룸(shield room)에 있고, 워크스테이션(139)은 콘솔 룸(console room)에 있을 수 있다. 실드 룸은 엑스선 장치(300)가 위치하여 대상체를 촬영하는 공간을 뜻하며, '촬영실', '검사실', '검사 룸' 등으로 다양하게 호칭될 수 있다. 또한, 콘솔 룸은 엑스선 장치(300)를 제어하기 위하여 사용자가 위치하는 공간으로, 실드 룸과 분리된 공간을 뜻한다. 콘솔 룸과 실드 룸은, 실드 룸으로부터 전달되는 자기장, 방사선, RF 신호 등으로부터 사용자를 보호하기

위하여 차폐 벽을 통해 서로 분리될 수 있다.

- [135] 상기 살펴 본 실시 예들에 따른 장치는 프로세서, 프로그램 데이터를 저장하고 실행하는 메모리, 디스크 드라이브와 같은 영구 저장부(permanent storage), 외부 장치와 통신하는 통신 포트, 터치 패널, 키(key), 버튼 등과 같은 사용자 인터페이스 장치 등을 포함할 수 있다. 소프트웨어 모듈 또는 알고리즘으로 구현되는 방법들은 상기 프로세서상에서 실행 가능한 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드들 또는 프로그램 명령들로서 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체 상에 저장될 수 있다. 여기서 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체로 마그네틱 저장 매체(예컨대, ROM(read-only memory), RAM(random-access memory), 플로피 디스크, 하드 디스크 등) 및 광학적 판독 매체(예컨대, 시디롬(CD-ROM), 디브이디(DVD: Digital Versatile Disc)) 등이 있다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템들에 분산되어, 분산 방식으로 컴퓨터가 판독 가능한 코드가 저장되고 실행될 수 있다. 매체는 컴퓨터에 의해 판독가능하며, 메모리에 저장되고, 프로세서에서 실행될 수 있다.
- [136] 본 실시 예는 기능적인 블록 구성들 및 다양한 처리 단계들로 나타내어질 수 있다. 이러한 기능 블록들은 특정 기능들을 실행하는 다양한 개수의 하드웨어 또는/및 소프트웨어 구성들로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시 예는 하나 이상의 마이크로프로세서들의 제어 또는 다른 제어 장치들에 의해서 다양한 기능들을 실행할 수 있는, 메모리, 프로세싱, 로직(logic), 룩 업 테이블(look-up table) 등과 같은 직접 회로 구성들을 채용할 수 있다. 구성 요소들이 소프트웨어 프로그래밍 또는 소프트웨어 요소들로 실행될 수 있는 것과 유사하게, 본 실시 예는 데이터 구조, 프로세스들, 루틴들 또는 다른 프로그래밍 구성들의 조합으로 구현되는 다양한 알고리즘을 포함하여, C, C++, 자바(Java), 어셈블리(assembler) 등과 같은 프로그래밍 또는 스크립팅 언어로 구현될 수 있다. 기능적인 측면들은 하나 이상의 프로세서들에서 실행되는 알고리즘으로 구현될 수 있다. 또한, 본 실시 예는 전자적인 환경 설정, 신호 처리, 및/또는 데이터 처리 등을 위하여 종래 기술을 채용할 수 있다. "매커니즘", "요소", "수단", "구성"과 같은 용어는 넓게 사용될 수 있으며, 기계적이고 물리적인 구성들로서 한정되는 것은 아니다. 상기 용어는 프로세서 등과 연계하여 소프트웨어의 일련의 처리들(routines)의 의미를 포함할 수 있다.
- [137] 본 실시 예에서 설명하는 특정 실행들은 예시들로서, 어떠한 방법으로도 기술적 범위를 한정하는 것은 아니다. 명세서의 간결함을 위하여, 종래 전자적인 구성들, 제어 시스템들, 소프트웨어, 상기 시스템들의 다른 기능적인 측면들의 기재는 생략될 수 있다. 또한, 도면에 도시된 구성 요소들 간의 선들의 연결 또는 연결 부재들은 기능적인 연결 및/또는 물리적 또는 회로적 연결들을 예시적으로 나타낸 것으로서, 실제 장치에서는 대체 가능하거나 추가의 다양한 기능적인 연결, 물리적인 연결, 또는 회로 연결들로서 나타내어질 수 있다.
- [138] 본 명세서(특히 특허청구범위에서)에서 "상기"의 용어 및 이와 유사한 지시

용어의 사용은 단수 및 복수 모두에 해당하는 것일 수 있다. 또한, 범위(range)를 기재한 경우 상기 범위에 속하는 개별적인 값을 포함하는 것으로서(이에 반하는 기재가 없다면), 상세한 설명에 상기 범위를 구성하는 각 개별적인 값을 기재한 것과 같다. 마지막으로, 방법을 구성하는 단계들에 대하여 명백하게 순서를 기재하거나 반하는 기재가 없다면, 상기 단계들은 적당한 순서로 행해질 수 있다. 반드시 상기 단계들의 기재 순서에 한정되는 것은 아니다. 모든 예들 또는 예시적인 용어(예들 들어, 등등)의 사용은 단순히 기술적 사상을 상세히 설명하기 위한 것으로서 특허청구범위에 의해 한정되지 않는 이상 상기 예들 또는 예시적인 용어로 인해 범위가 한정되는 것은 아니다. 또한, 당업자는 다양한 수정, 조합 및 변경이 부가된 특허청구범위 또는 그 균등물의 범주 내에서 설계 조건 및 팩터에 따라 구성될 수 있음을 알 수 있다.

청구범위

- [청구항 1] 혈관을 나타내는 3차원 의료 영상 및 상기 혈관을 나타내는 2차원 의료 영상을 획득하는 단계;
상기 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역과 대응되는 상기 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 결정하는 단계; 및
상기 혈관 영역을 상기 2차원 의료 영상 내의 상기 일부 영역에 정합하는 단계를 포함하는, 의료 영상 처리 방법.
- [청구항 2] 제 1 항에 있어서,
상기 일부 영역은,
상기 2차원 의료 영상 내의 혈관에서 조영제가 투여된 영역, 상기 2차원 의료 영상 내의 혈관의 관심 영역(region of interest), 또는
상기 2차원 의료 영상 내의 혈관 내에서 목적물이 위치하는 영역 중 적어도 어느 하나의 영역인, 의료 영상 처리 방법.
- [청구항 3] 제 1 항에 있어서,
상기 결정하는 단계는,
상기 3차원 의료 영상으로부터 3차원 혈관 영역을 분리하는 단계;
상기 2차원 의료 영상으로부터 상기 일부 영역을 분리하는 단계;
및
상기 3차원 혈관 영역으로부터 나뉜 복수의 서브 혈관 영역들 중에서, 상기 일부 영역과 가장 유사도가 높은 서브 혈관 영역을 상기 혈관 영역으로 결정하는 단계를 포함하는, 의료 영상 처리 방법.
- [청구항 4] 제 3 항에 있어서,
상기 결정하는 단계는,
상기 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선(centerline)들에 대한 평행 이동 또는 회전 이동을 수행하는 단계;
상기 평행 이동 또는 회전 이동된 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선들과 상기 일부 영역의 중심선 간의 거리를 계산하는 단계;
및
상기 일부 영역과 가장 최소값의 거리를 갖는 서브 혈관 영역을 상기 혈관 영역으로 결정하는 단계를 더 포함하는, 의료 영상 처리 방법.
- [청구항 5] 제 3 항에 있어서,
상기 결정하는 단계는,
상기 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선(centerline)들을 2차원 평면에 투영(projection)하는 단계;
상기 투영된 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선들과 상기

일부 영역의 중심선 간의 거리를 계산하는 단계; 및
 상기 일부 영역과 가장 최소값의 거리를 갖는 서브 혈관 영역을
 상기 혈관 영역으로 결정하는 단계를 더 포함하는, 의료 영상 처리
 방법.

[청구항 6]

제 5 항에 있어서,
 상기 거리를 계산하는 단계는,
 상기 일부 영역의 중심선에 대한 거리 변환(distance transform)을
 생성하는 단계; 및
 상기 거리 변환을 이용하여, 상기 투영된 복수의 서브 혈관 영역들
 각각의 중심선들과 상기 일부 영역의 중심선 간의 거리를
 계산하는 단계를 포함하는, 의료 영상 처리 방법.

[청구항 7]

제 1 항에 있어서,
 상기 정합하는 단계는,
 상기 혈관 영역과 상기 일부 영역을 일치시키기 위한 3차원 변환
 정보를 결정하는 단계; 및
 상기 3차원 변환 정보에 기초하여, 상기 혈관 영역을 상기 2차원
 의료 영상 내의 상기 일부 영역에 정합하는 단계를 포함하는, 의료
 영상 처리 방법.

[청구항 8]

제 1 항에 있어서,
 상기 혈관 영역이 상기 2차원 의료 영상 내의 상기 일부 영역에
 정합된 영상을 저장하는 단계; 및
 상기 정합된 영상을 디스플레이하는 단계를 더 포함하는, 의료
 영상 처리 방법.

[청구항 9]

제 1 항에 있어서,
 상기 3차원 의료 영상은 대상체에 대한 시술 전에 CT 혈관
 조영검사(CT angiography)를 통해 획득되는 영상이고, 상기 2차원
 의료 영상은 대상체에 대한 시술 중에 x-선 혈관 조영술(X-ray
 angiography)을 통해 획득되는 영상인, 의료 영상 처리 방법.

[청구항 10]

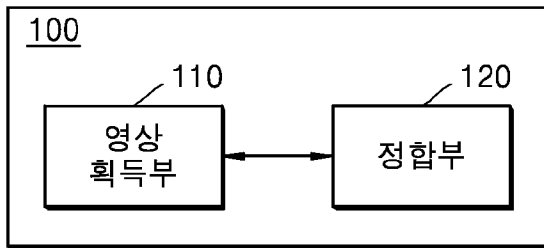
혈관을 나타내는 3차원 의료 영상 및 상기 혈관을 나타내는 2차원
 의료 영상을 획득하는 영상 획득부; 및
 상기 2차원 의료 영상 내의 혈관의 일부 영역과 대응되는 상기
 3차원 의료 영상 내의 혈관 영역을 결정하고, 상기 혈관 영역을
 상기 2차원 의료 영상 내의 상기 일부 영역에 정합하는 정합부를
 포함하는, 의료 영상 장치.

[청구항 11]

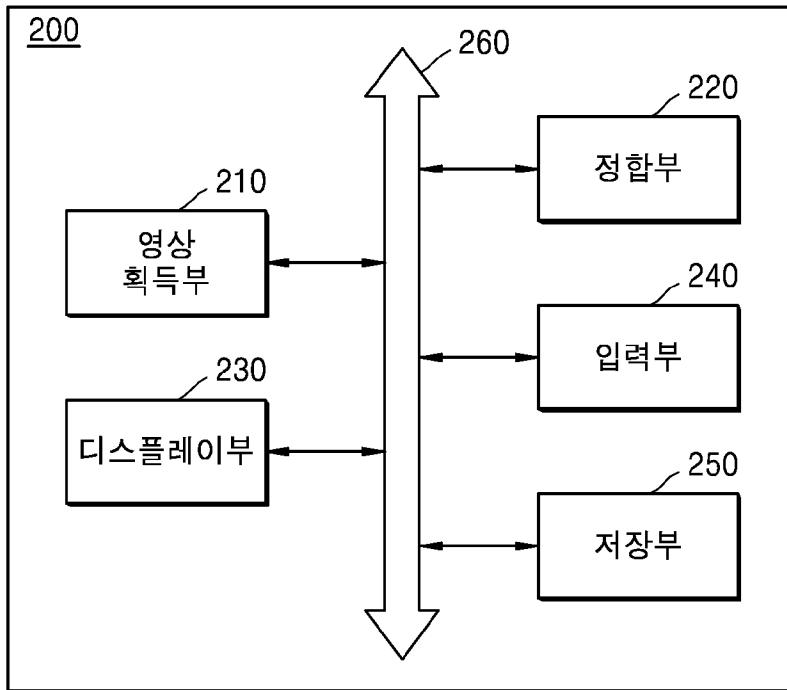
제 10 항에 있어서,
 상기 일부 영역은,
 상기 2차원 의료 영상 내의 혈관에서 조영제가 투여된 영역, 상기
 2차원 의료 영상 내의 혈관의 관심 영역(region of interest), 또는

- 상기 2차원 의료 영상 내의 혈관 내에서 목적물이 위치하는 영역 중 적어도 어느 하나의 영역인, 의료 영상 장치.
- [청구항 12] 상기 제 10 항에 있어서,
상기 정합부는,
상기 3차원 의료 영상으로부터 3차원 혈관 영역을 분리하고, 상기 2차원 의료 영상으로부터 상기 일부 영역을 분리하고, 상기 3차원 혈관 영역으로부터 나뉜 복수의 서브 혈관 영역들 중에서, 상기 일부 영역과 가장 유사도가 높은 서브 혈관 영역을 상기 혈관 영역으로 결정하는, 의료 영상 장치.
- [청구항 13] 상기 제 12 항에 있어서,
상기 정합부는,
상기 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선(centerline)들에 대한 평행 이동 또는 회전 이동을 수행하고, 상기 평행 이동 또는 회전 이동된 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선들과 상기 일부 영역의 중심선 간의 거리를 계산하고, 상기 일부 영역과 가장 최소값의 거리를 갖는 서브 혈관 영역을 상기 혈관 영역으로 결정하는, 의료 영상 장치.
- [청구항 14] 상기 제 12 항에 있어서,
상기 정합부는,
상기 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선(centerline)들을 2차원 평면에 투영(projection)하고, 상기 투영된 복수의 서브 혈관 영역들 각각의 중심선들과 상기 일부 영역의 중심선 간의 거리를 계산하고, 상기 일부 영역과 가장 최소값의 거리를 갖는 서브 혈관 영역을 상기 혈관 영역으로 결정하는, 의료 영상 장치.
- [청구항 15] 상기 제 1 항에 기재된 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체.

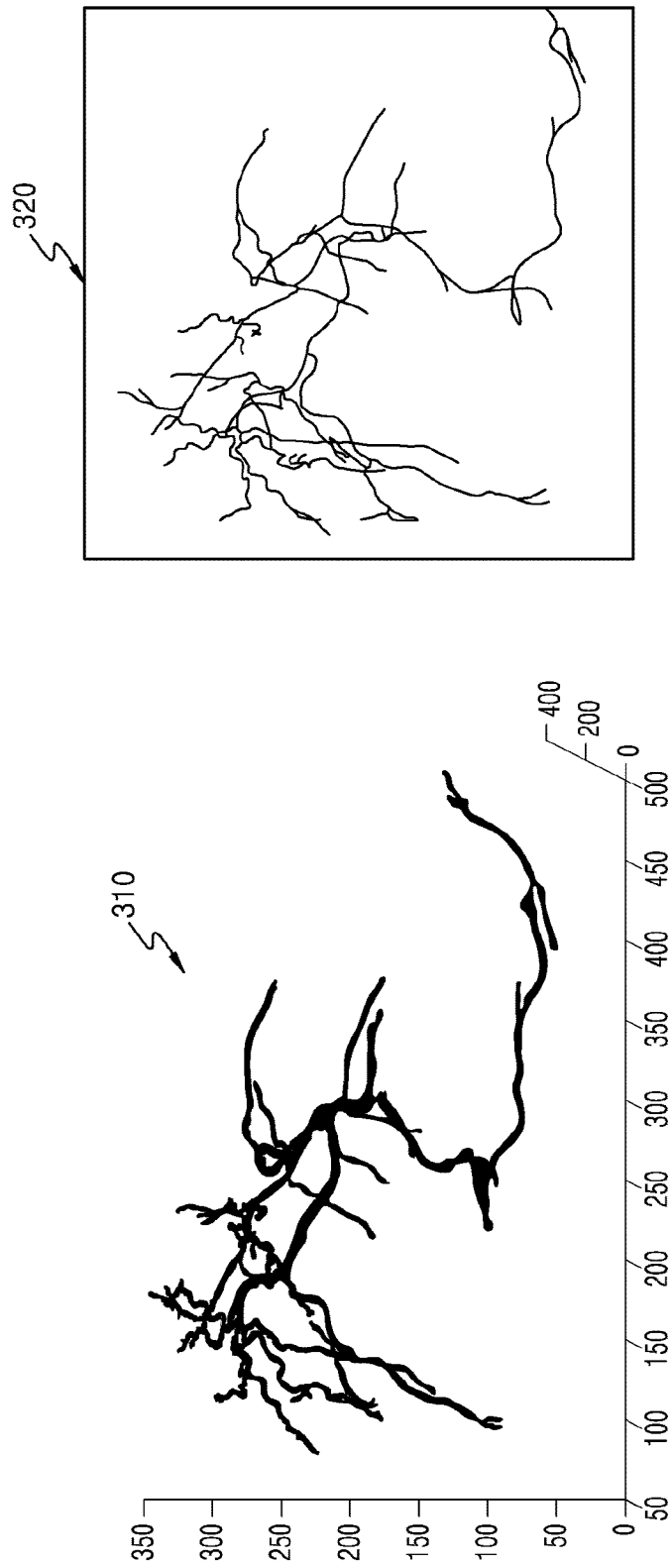
[Fig. 1]



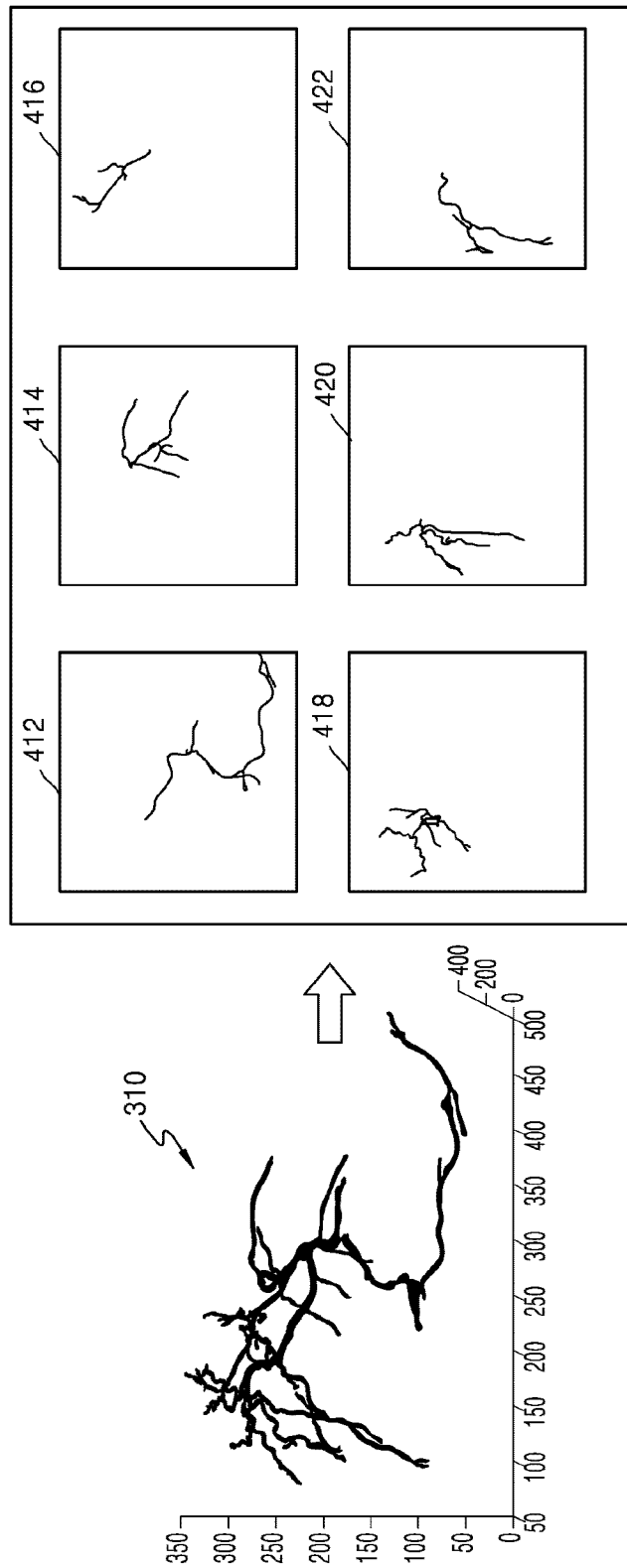
[Fig. 2]



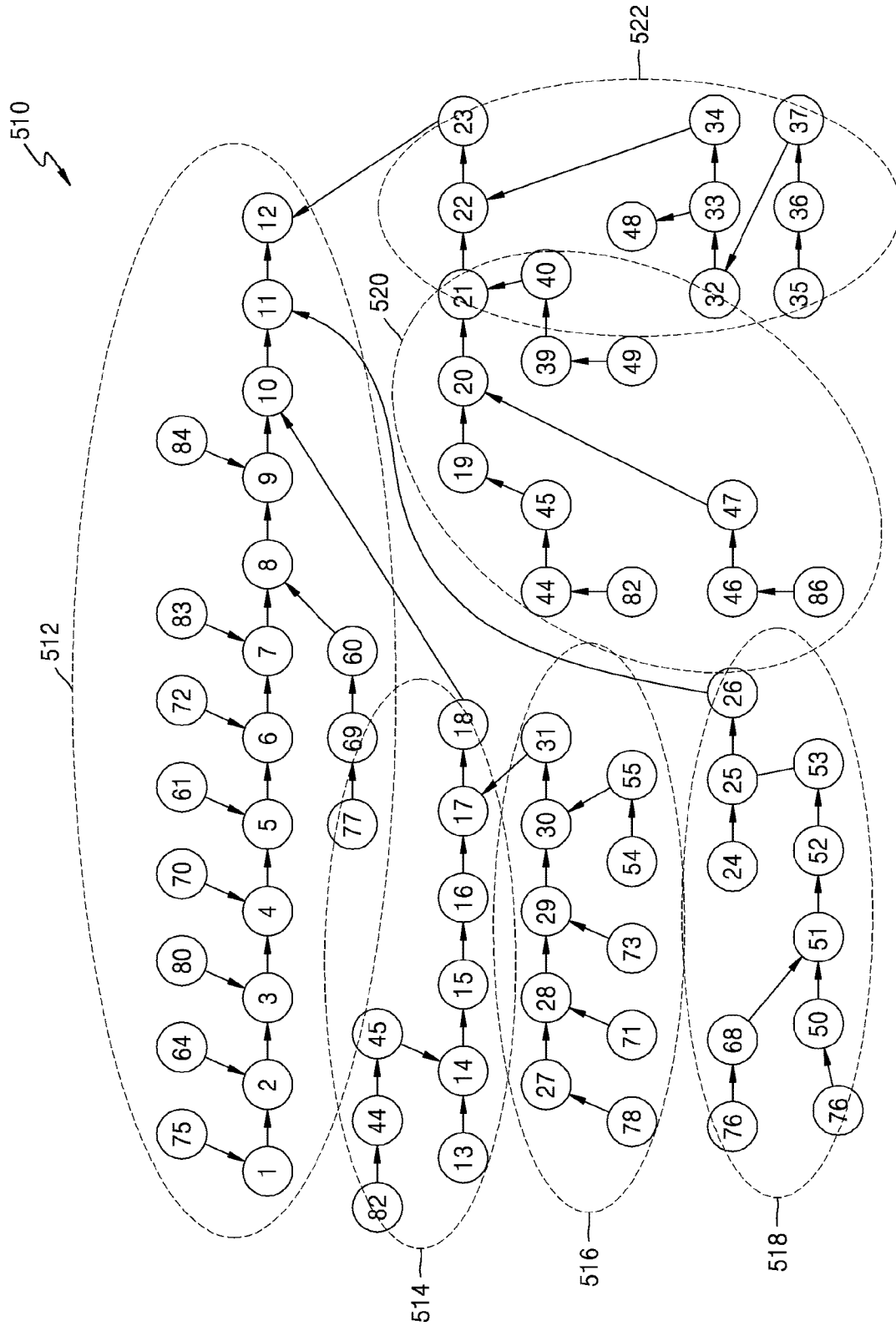
[Fig. 3]



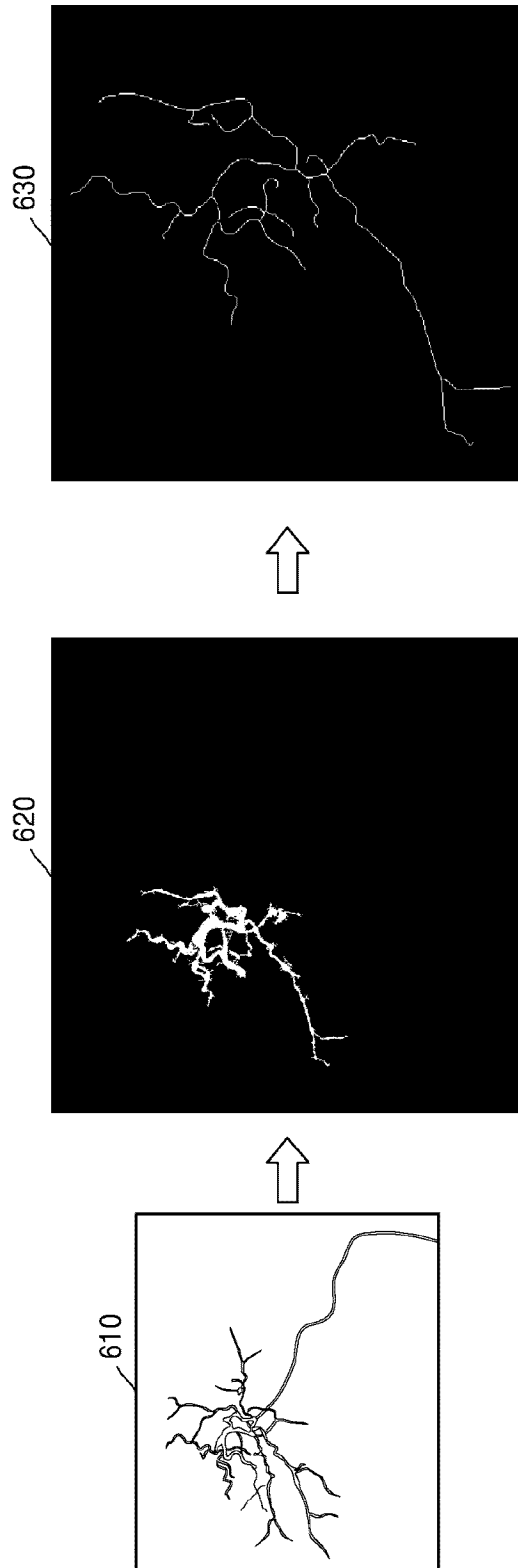
[Fig. 4]



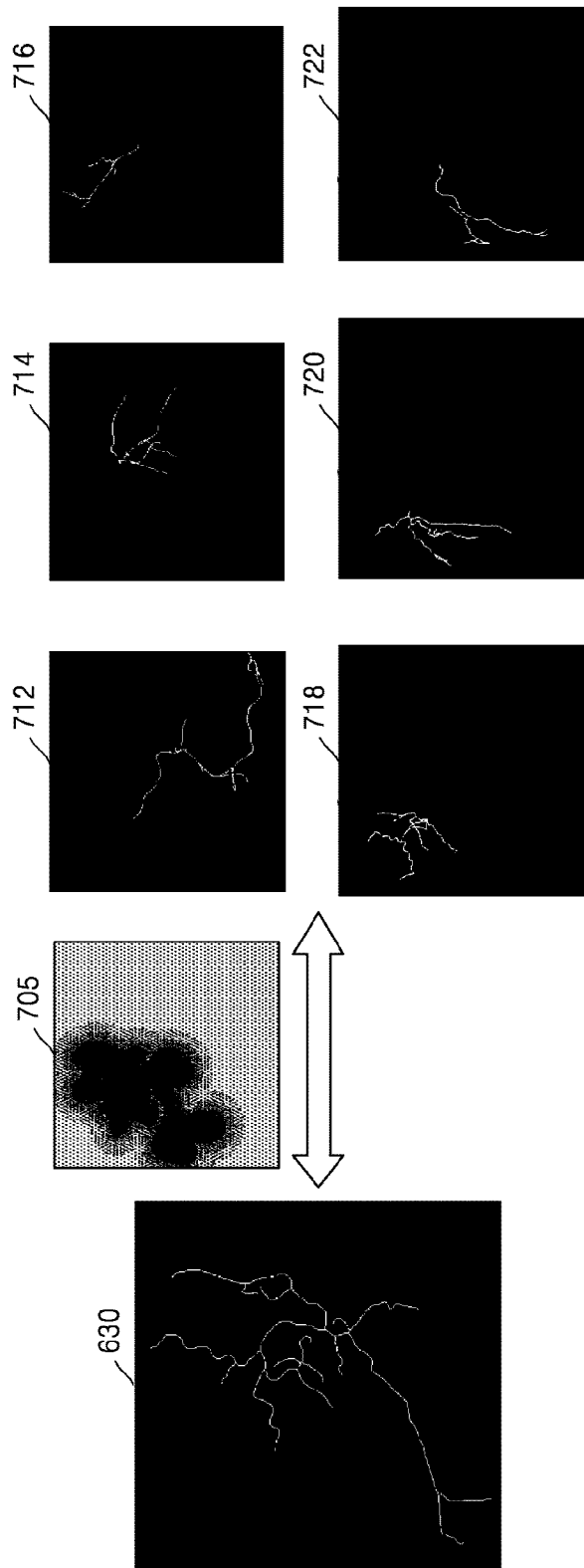
[Fig. 5]



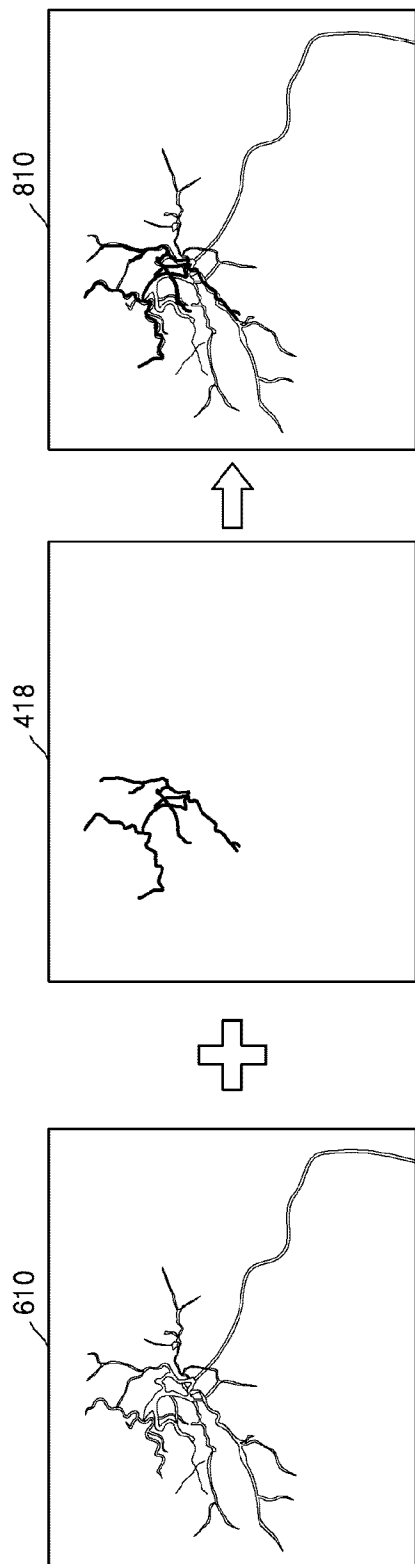
[Fig. 6]



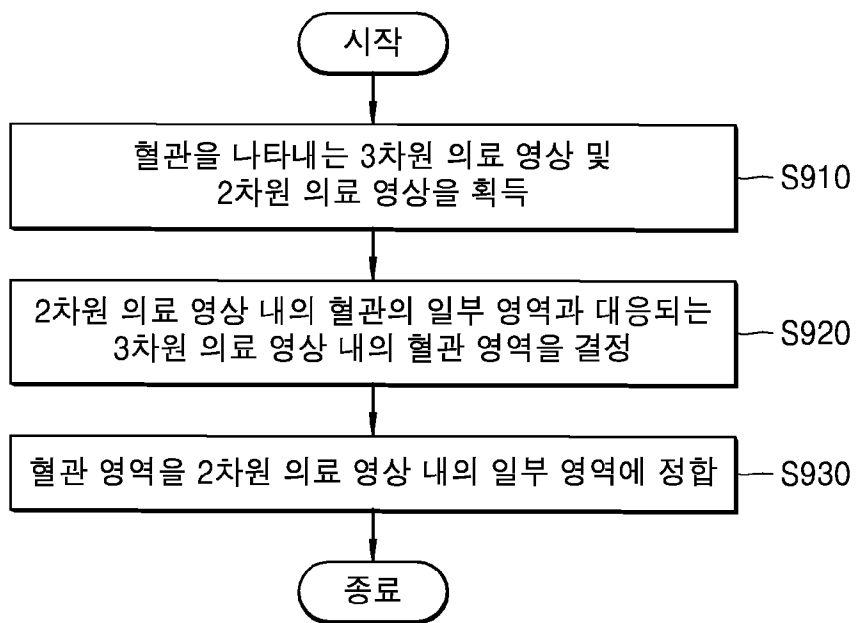
[Fig. 7]



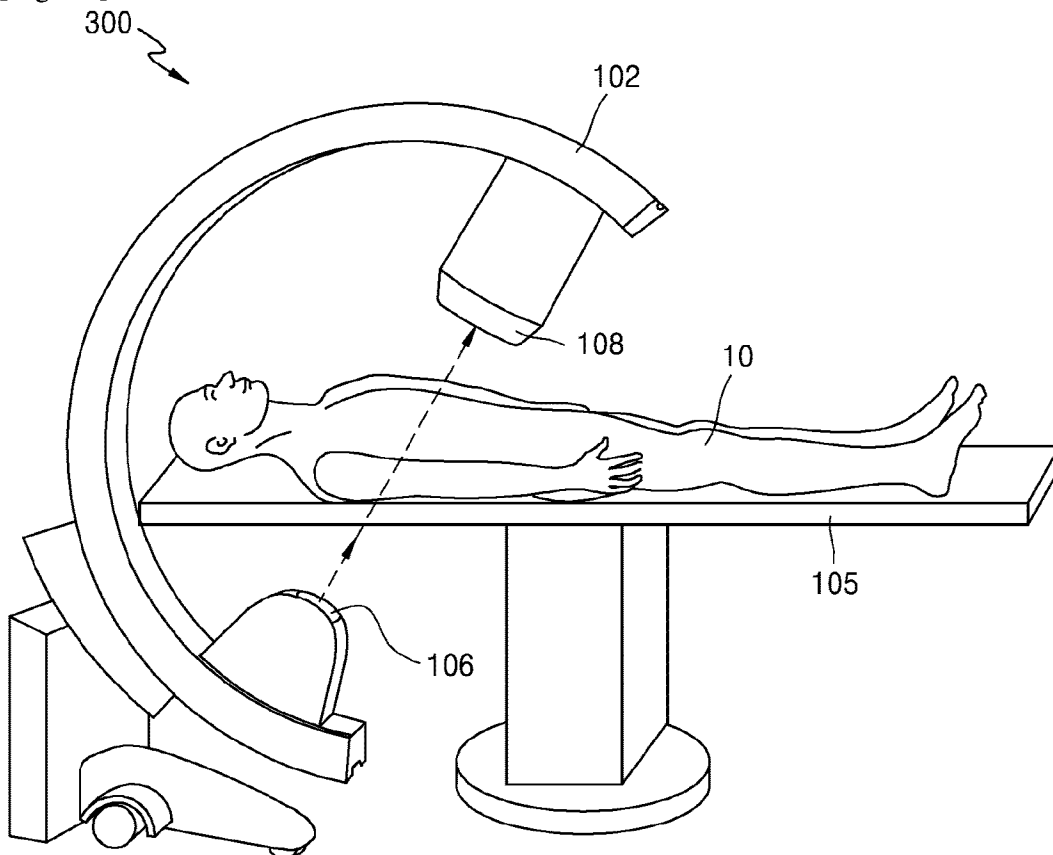
[Fig. 8]



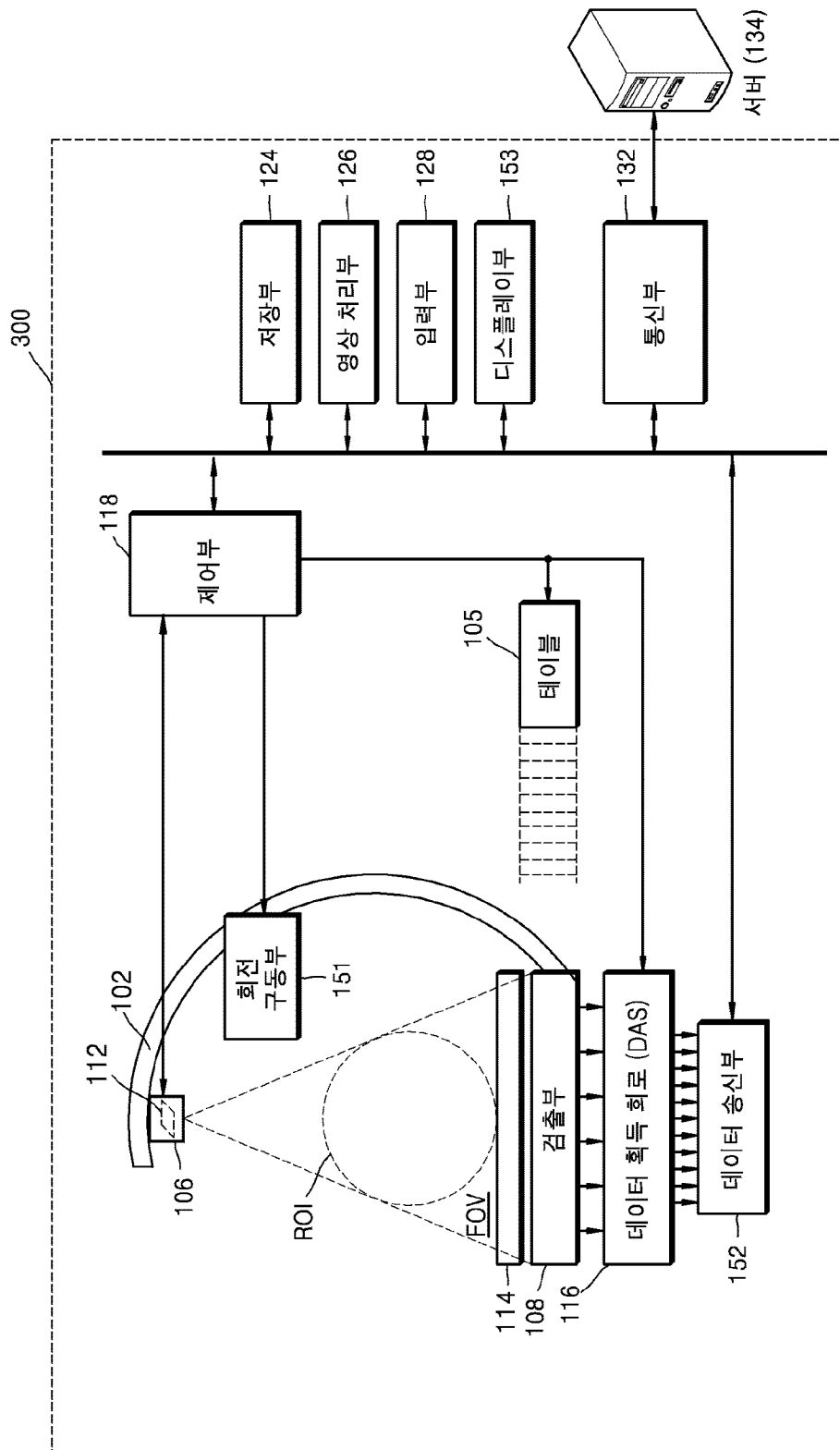
[Fig. 9]



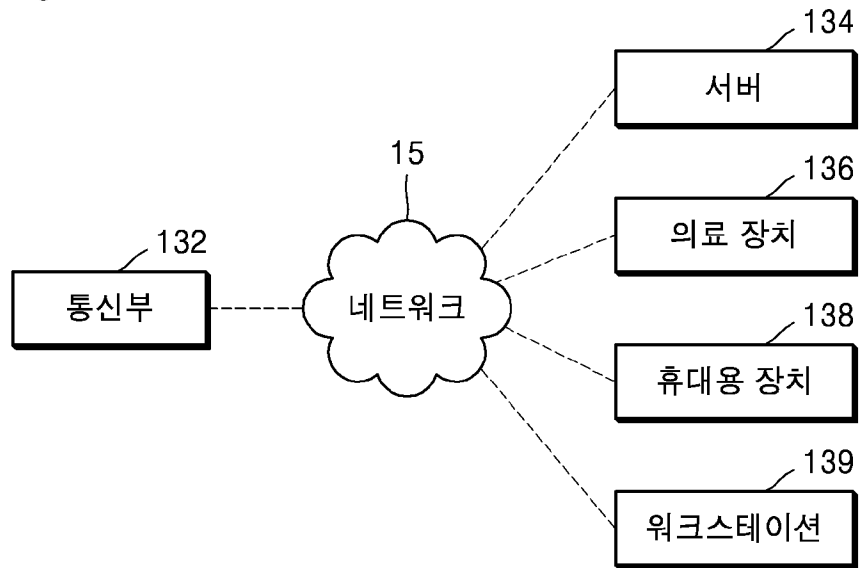
[Fig. 10]



[Fig. 11]



[Fig. 12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2016/001615**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER*****A61B 6/00(2006.01)***

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 6/00; A61B 6/02; A61B 5/05; A61B 5/04; G06T 3/00; H04N 5/262; G06K 9/00; G06T 7/00

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: 3D, 2D, matching, blood vessel, sub

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2012-0177277 A1 (FLORENT, Raoul et al.) 12 July 2012 See abstract, paragraphs [12], [33] and figures 4, 5.	10,11,15
Y		12-14
Y	US 2013-0116551 A1 (FLORENT, Raoul et al.) 09 May 2013 See abstract, paragraphs [59], [94], [95] and figures 13-15.	12-14
Y	US 2013-0094745 A1 (SUNDAR, Hari) 18 April 2013 See abstract, paragraph [67], claims 1-6, figure 9.	13,14
A	KR 10-2014-0032810 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD. et al.) 17 March 2014 See abstract, claims 1-9 and figures 3, 8.	10-15
A	US 2005-0272992 A1 (O'DONNELL, Thomas et al.) 08 December 2005 See abstract, claims 1-14 and figures 2, 3.	10-15



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

12 MAY 2016 (12.05.2016)

Date of mailing of the international search report

18 MAY 2016 (18.05.2016)

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/KR2016/001615

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.: **1-9**
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claims 1-9 pertain 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/KR2016/001615

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
US 2012-0177277 A1	12/07/2012	CN 102548478 A	04/07/2012
		CN 102548478 B	03/12/2014
		EP 2482727 A1	08/08/2012
		EP 2482727 B1	23/01/2013
		JP 2013-505766 A	21/02/2013
		JP 5647251 B2	24/12/2014
		RU 2012117601 A	10/11/2013
		RU 2535608 G2	20/12/2014
		US 8718349 B2	06/05/2014
		WO 2011-039681 A1	07/04/2011
US 2013-0116551 A1	09/05/2013	CN 103002808 A	27/03/2013
		EP 2595542 A1	29/05/2013
		JP 2013-532507 A	19/08/2013
		US 9042628 B2	26/05/2015
		WO 2012-011036 A1	26/01/2012
US 2013-0094745 A1	18/04/2013	JP 2013-071016 A	22/04/2013
		US 8948487 B2	03/02/2015
KR 10-2014-0032810 A	17/03/2014	US 2014-0072196 A1	13/03/2014
US 2005-0272992 A1	08/12/2005	DE 102005021380 A1	19/01/2006
		US 8010175 B2	30/08/2011

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))**A61B 6/00(2006.01)i****B. 조사된 분야**

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61B 6/00; A61B 6/02; A61B 5/05; A61B 5/04; G06T 3/00; H04N 5/262; G06K 9/00; G06T 7/00

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: 3차원, 2차원, 정합, 혈관, 서브

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
X	US 2012-0177277 A1 (RAOUL FLORENT 등) 2012.07.12 요약, 문단번호 [12],[33] 및 도면 4,5 참조.	10, 11, 15
Y		12-14
Y	US 2013-0116551 A1 (RAOUL FLORENT 등) 2013.05.09 요약, 문단번호 [59],[94],[95] 및 도면 13-15 참조.	12-14
Y	US 2013-0094745 A1 (HARI SUNDAR) 2013.04.18 요약, 문단번호 [67], 청구항 1-6 도면 9 참조.	13, 14
A	KR 10-2014-0032810 A (삼성전자주식회사 등) 2014.03.17 요약, 청구항 1-9 및 도면 3,8 참조.	10-15
A	US 2005-0272992 A1 (THOMAS O'DONNELL 등) 2005.12.08 요약, 청구항 1-14 및 도면 2,3 참조.	10-15

☐ 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

“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 05월 12일 (12.05.2016)

국제조사보고서 발송일

2016년 05월 18일 (18.05.2016)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소

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

팩스 번호 +82-42-481-8578

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: 1-9
이 청구항은 본 기관이 조사할 필요가 없는 대상에 관련됩니다. 즉,
청구항 제1항 내지 제9항은 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

US 2012-0177277 A1	2012/07/12	CN 102548478 A CN 102548478 B EP 2482727 A1 EP 2482727 B1 JP 2013-505766 A JP 5647251 B2 RU 2012117601 A RU 2535608 C2 US 8718349 B2 WO 2011-039681 A1	2012/07/04 2014/12/03 2012/08/08 2013/01/23 2013/02/21 2014/12/24 2013/11/10 2014/12/20 2014/05/06 2011/04/07
US 2013-0116551 A1	2013/05/09	CN 103002808 A EP 2595542 A1 JP 2013-532507 A US 9042628 B2 WO 2012-011036 A1	2013/03/27 2013/05/29 2013/08/19 2015/05/26 2012/01/26
US 2013-0094745 A1	2013/04/18	JP 2013-071016 A US 8948487 B2	2013/04/22 2015/02/03
KR 10-2014-0032810 A	2014/03/17	US 2014-0072196 A1	2014/03/13
US 2005-0272992 A1	2005/12/08	DE 102005021380 A1 US 8010175 B2	2006/01/19 2011/08/30