

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2017년 1월 26일 (26.01.2017)



(10) 국제공개번호
WO 2017/014406 A1

- (51) 국제특허분류:
A61B 6/00 (2006.01) *A61B 6/03* (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2016/003299
- (22) 국제출원일: 2016년 3월 31일 (31.03.2016)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:
10-2015-0101910 2015년 7월 17일 (17.07.2015) KR
- (71) 출원인: 삼성전자 주식회사 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) [KR/KR]; 16677 경기도 수원시 영통구 삼성로 129, Gyeonggi-do (KR).
- (72) 발명자: 유상욱 (YOO, Sang-wook); 16527 경기도 수원시 영통구 동탄원천로 1109 번길 37 102 동 305 호, Gyeonggi-do (KR). 임재균 (LIM, Jae-guyn); 13612 경기도 성남시 분당구 정자로 56 103 동 801 호, Gyeonggi-do (KR). 김효근 (KIM, Hyo-geun); 06354 서울시 강남구 광평로 19길 10 1006 동 811 호, Seoul (KR). 이종현 (YI, Jong-hyon); 16903 경기도 용인시 기흥구 보정로 30 101 동 104 호, Gyeonggi-do (KR). 이견우 (LEE,

Gun-woo); 08208 서울시 구로구 경인로 67길 33 103 동 201 호, Seoul (KR).

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

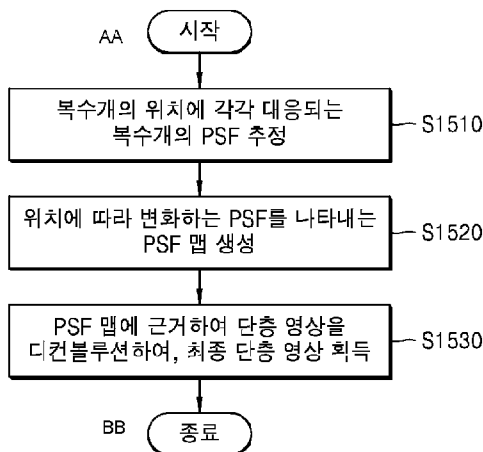
(81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA,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

[다음 쪽 계속]

(54) Title: TOMOGRAPHIC DEVICE AND TOMOGRAPHIC IMAGE PROCESSING METHOD ACCORDING TO SAME

(54) 발명의 명칭: 단층 촬영 장치 및 그에 따른 단층 영상 처리 방법



(57) Abstract: Disclosed is a tomographic device comprising: a control unit for acquiring a PSF map for showing a PSF which changes according to a location thereof in a field of view (FOV) formed in a gantry; and an image processing unit for deblurring a tomographic image on the basis of the PSF map and acquiring a final tomographic image.

(57) 요약서: 갱트리 내에 형성되는 FOV(Field Of View) 내의 위치에 따라서 변화하는 PSF를 나타내는 PSF 맵을 획득하는 제어부, 및 상기 PSF 맵에 기초하여 단층 영상을 디블러링 하여, 최종 단층 영상을 획득하는, 영상 처리부를 포함하는 단층 촬영 장치가 개시된다.

S1510 ... Estimate a plurality of PSFs corresponding to plurality of locations respectively
S1520 ... Generate PSF map for showing PSF which changes according to location thereof
S1530 ... Perform deconvolution of tomographic image on basis of PSF map so as to acquire final tomographic image

AA ... Start
BB ... End

WO 2017/014406 A1



MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, **공개:**

TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW,

KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG). — 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

명세서

발명의 명칭: 단층 촬영 장치 및 그에 따른 단층 영상 처리 방법 기술분야

- [1] 개시된 실시예들은 단층 촬영 장치 및 그에 따른 단층 영상 처리 방법에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 의료 영상 장치는 대상체의 내부 구조를 영상으로 획득하기 위한 장비이다. 의료 영상 처리 장치는 비침습 검사 장치로서, 신체 내의 구조적 세부사항, 내부 조직 및 유체의 흐름 등을 촬영 및 처리하여 사용자에게 보여준다. 의사 등의 사용자는 의료 영상 처리 장치에서 출력되는 의료 영상을 이용하여 환자의 건강 상태 및 질병을 진단할 수 있다.
- [3] 환자에게 X선을 조사하여 대상체를 촬영하기 위한 장치로는 대표적으로 컴퓨터 단층 촬영(CT: Computed Tomography) 장치가 있다.
- [4] 의료 영상 처리 장치 중 단층 촬영 장치인 컴퓨터 단층 촬영(CT) 장치는 대상체에 대한 단면 영상을 제공할 수 있고, 일반적인 X-ray 장치에 비하여 대상체의 내부 구조(예컨대, 신장, 폐 등의 장기 등)가 겹치지 않게 표현할 수 있다는 장점이 있어서, 질병의 정밀한 진단을 위하여 널리 이용된다. 이하에서는 단층 촬영 장치에 의해서 획득된 의료 영상을 단층 영상이라 한다.
- [5] 단층 영상을 획득하는데 있어서, 단층 촬영 장치를 이용하여 대상체에 대한 단층 촬영을 수행하고, 로 데이터(raw data)를 획득한다. 그리고, 획득한 로 데이터를 이용하여 단층 영상을 복원(reconstruction)한다. 여기서, 로 데이터는 X선을 대상체로 조사(projection)하여 획득한 프로젝션 데이터(projection data), 또는 프로젝션 데이터의 집합인 사이노그램(sinogram)이 될 수 있다.
- [6] 단층 촬영 장치 또는 단층 촬영의 대상이 되는 대상체가 움직이거나, 단층 촬영 장치의 성능 등으로 인하여, 단층 영상을 복원할 때 블러링 아티팩트(blurring artifact)가 발생할 수 있다. 예를 들어, 단층 촬영 장치는 동작 시 자체적인 흔들림을 가질 수 있으며, 이러한 흔들림으로 인하여 영상 내의 블러링 아티팩트가 발생할 수 있다.
- [7] 블러링 아티팩트가 발생하면, 복원된 단층 영상에서 대상체의 최외곽 경계(edge)가 선명하지 않고 중첩적으로 표시될 수 있으며, 단층 영상 내에 대상체의 내부 경계가 블러링(blurring)되어 표시된다.
- [8] 이러한 단층 영상 내의 블러링 아티팩트는 단층 영상의 화질을 저하시킨다. 이로 인해, 의사 등의 사용자가 영상을 판독하여 질병을 진단하는데 있어서, 판독 및 진단의 정확성을 저하시킨다.
- [9] 따라서, 단층 촬영에 있어서, 단층 영상의 블러링 아티팩트를 최소화 하는 것이 무엇보다 중요하다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [10] 개시된 실시예들은 복원된 단층 영상 내에 발생할 수 있는 블러링 아티팩트를 감소시킬 수 있는 단층 촬영 장치 및 그에 따른 단층 영상 처리 방법의 제공을 목적으로 한다.

과제 해결 수단

- [11] 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치는, 갠트리 내에 형성되는 FOV(Field Of View) 내의 위치에 따라서 변화하는 PSF를 나타내는 PSF 맵을 획득하는 제어부, 및 PSF 맵에 기초하여 단층 영상을 디블러링 하여, 최종 단층 영상을 획득하는, 영상 처리부를 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [12] 개시된 실시예들은, 단층 촬영 장치의 갠트리 내에 형성되는 FOV의 위치에 따라 변화하는 PSF 맵에 기초하여 디블러링 함으로써, 영상 내에 발생하는 블러링 아티팩트를 효과적으로 개선할 수 있다.
- [13] 또한, 개시된 실시예들은, 영상 내에 존재하는 노이즈 성분을 필터링하여 디블러링 함으로써, 노이즈 성분이 강조되는 것을 방지할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [14] 도 1은 일반적인 CT 시스템의 개략도이다.
- [15] 도 2는 개시된 실시예에 따른 CT 시스템의 구조를 나타내는 도면이다.
- [16] 도 3은 통신부의 구성을 나타내는 도면이다.
- [17] 도 4a 및 도 4b는 정확한 PSF 추정과 노이즈 필터링의 필요성을 설명하기 위한 도면이다.
- [18] 도 5a는 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치의 구성을 나타내는 블록도이다.
- [19] 도 5b는 FOV(Field Of View) 부분을 상세히 나타내는 도면이다.
- [20] 도 6a 및 도 6b는 PSF를 설명하기 위한 도면이다.
- [21] 도 7a 내지 도 7c는 PSF를 설명하기 위한 도면이다.
- [22] 도 8은 PSF를 추정하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- [23] 도 9는 PSF 맵을 생성하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- [24] 도 10은 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치의 구성을 나타내는 도면이다.
- [25] 도 11은 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치로부터 최종 단층 영상을 획득하는 과정의 실시예를 나타내는 도면이다.
- [26] 도 12는 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치로부터 최종 단층 영상을 획득하는 과정의 실시예를 나타내는 도면이다.
- [27] 도 13은 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치로부터 최종 단층 영상을 획득하는 과정의 실시예를 나타내는 도면이다.
- [28] 도 14는 개시된 실시예에 따른 PSF 맵 생성 방법을 나타내는 흐름도이다.
- [29] 도 15는 개시된 실시예에 따른 단층 영상 처리 방법을 나타내는 흐름도이다.

- [30] 도 16은 개시된 실시예에 따라 단층 영상으로부터 블러링 아티팩트가 개선된 것을 설명하기 위한 도면이다.
- 발명의 실시를 위한 최선의 형태**
- [31] 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치는, 갠트리 내에 형성되는 FOV(Field Of View, 시야면) 내의 위치에 따라 변화하는 PSF를 나타내는 PSF 맵을 획득하는 제어부, 및 PSF 맵에 기초하여 단층 영상을 디블러링 하여, 최종 단층 영상을 획득하는 영상 처리부를 포함한다.
- [32] 개시된 실시예에 따른 제어부는, 샘플 객체를 서로 다른 복수개의 위치에서 각각 단층 촬영하여 획득된 복수개의 샘플 영상에 기초하여, 복수개의 위치에 각각 대응되는 복수개의 PSF를 추정하고, 추정된 PSF에 기초하여 PSF 맵을 생성할 수 있다.
- [33] 개시된 실시예에 따른 제어부는, 복수개의 샘플 영상에 기초하여, 위치에 따른 가우시안 함수(Gaussian function)의 형태로 PSF를 추정할 수 있다.
- [34] 개시된 실시예에 따른 제어부는, 복수개의 PSF에 보간법(interpolation)을 적용하여 PSF 맵을 생성할 수 있다.
- [35] 개시된 실시예에 따른 제어부는, 복수개의 PSF에 보외법(extrapolation)을 적용하여 PSF 맵을 생성할 수 있다.
- [36] 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치는, 대상체를 단층 촬영하여 단층 데이터를 획득하는 데이터 획득부를 더 포함할 수 있고, 영상 처리부는, 획득된 단층 데이터에 기초하여 단층 영상을 복원하고, PSF 맵에 기초하여 단층 영상을 디블러링 하여, 최종 단층 영상을 획득할 수 있다.
- [37] 개시된 실시예에 따른 영상 처리부는, 단층 영상으로부터 노이즈 성분을 필터링하고, 생성된 PSF 맵에 기초하여, 노이즈 성분이 필터링된 영상을 디블러링 할 수 있다.
- [38] 개시된 실시예에 따른 영상 처리부는, 단층 영상과 노이즈 성분이 필터링된 영상의 차영상(difference image)을 생성하여, 노이즈 성분을 획득하고, 획득된 노이즈 성분을 디블러링 처리된 영상에 더하여 합영상(sum image)을 최종 단층 영상으로 획득할 수 있다.
- [39] 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치는, 복수개의 PSF를 저장하는 저장부를 더 포함할 수 있다.
- [40] 개시된 실시예에 따른 PSF 맵 생성 방법은, 샘플 객체를 서로 다른 복수개의 위치에서 각각 단층 촬영하여 획득된 복수개의 샘플 영상에 기초하여, 복수개의 위치에 각각 대응되는 복수개의 PSF를 추정하는 단계, 및 복수개의 PSF에 기초하여, 갠트리 내에 형성되는 FOV 내의 위치에 따라서 변화하는 PSF를 나타내는 PSF 맵을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.
- [41] 개시된 실시예에 따른 PSF를 추정하는 단계는, 복수개의 샘플 영상에 기초하여, 위치에 따른 가우시안 분포의 형태로 PSF를 추정하는 단계를 포함할

수 있다.

- [42] 개시된 실시예에 따른 PSF 맵을 생성하는 단계는, 복수개의 PSF에 보간법을 적용하여 PSF 맵을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.
- [43] 개시된 실시예에 따른 PSF 맵을 생성하는 단계는, 복수개의 PSF에 보외법을 적용하여 PSF 맵을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.
- [44] 개시된 실시예에 따른 단층 영상 처리 방법은, 겐트리 내에 형성되는 FOV 내의 위치에 따라서 변화하는 PSF를 나타내는 PSF 맵을 획득하는 단계, 및 PSF 맵에 기초하여 단층 영상을 디블러링 하여, 최종 단층 영상을 획득하는 단계를 포함할 수 있다.
- [45] 개시된 실시예에 따른 PSF 맵을 획득하는 단계는, 샘플 객체를 서로 다른 복수개의 위치에서 각각 단층 촬영하여 획득된 복수개의 샘플 영상에 기초하여, 복수개의 위치에 각각 대응되는 복수개의 PSF를 추정하는 단계, 및 복수개의 PSF에 기초하여 단층 영상을 디블러링 하여, 최종 단층 영상을 획득하는 단계를 포함할 수 있다.
- [46] 개시된 실시예에 따른 최종 단층 영상을 획득하는 단계는, 대상체를 단층 촬영하여 획득된 단층 데이터에 기초하여, 단층 영상을 복원하는 단계, 및 PSF 맵에 기초하여, 단층 영상을 디블러링 하여, 최종 단층 영상을 획득하는 단계를 포함할 수 있다.
- [47] 개시된 실시예에 따른 최종 단층 영상을 획득하는 단계는, 단층 영상으로부터 노이즈 성분을 필터링하는 단계, 및 생성된 PSF 맵에 기초하여, 노이즈 성분이 필터링된 영상을 디블러링 하는 단계를 포함할 수 있다.
- [48] 개시된 실시예에 따른 최종 단층 영상을 획득하는 단계는, 단층 영상과 노이즈 성분이 필터링된 영상의 차영상을 생성하여, 노이즈 성분을 획득하는 단계, 및 획득된 노이즈 성분을 디블러링된 영상에 더하여 합영상을 최종 단층 영상으로 획득하는 단계를 포함할 수 있다.
- [49] 개시된 실시예에 따른 단층 영상 처리 방법은, 복수개의 PSF를 저장하는 단계를 더 포함할 수 있다.

발명의 실시를 위한 형태

- [50] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다. 명세서 전체에 걸쳐, 동일 참조 부호는 동일 구성 요소를 지칭한다.
- [51] 본 명세서에서 사용되는 용어에 대해 간략히 설명하고, 본 발명에 대해

구체적으로 설명하기로 한다.

- [52] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 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 발명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.
- [53] 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.
- [54] 아래에서는, 첨부한 도면을 참고하여 개시된 실시예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나, 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며, 여기에서 설명하는 실시예들에 한정되지 않는다. 그리고, 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략한다.
- [55] 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. 예를 들어, 영상은 CT 촬영 장치에 의해 획득된 대상체의 의료 영상 등을 포함할 수 있다.
- [56] 본 명세서에서 "CT(Computed Tomography) 영상"이란 대상체에 대한 적어도 하나의 축을 중심으로 회전하며, 대상체를 촬영함으로써 획득된 복수개의 X-ray 영상들의 합성 영상을 의미할 수 있다.
- [57] 본 명세서에서 "대상체(object)"는 사람 또는 동물, 또는 사람 또는 동물의 일부 또는 전부일 수 있다. 예를 들어, 대상체는 간, 심장, 자궁, 뇌, 유방, 복부 등의 장기, 및 혈관 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 또한, "대상체"는 팬텀(phantom)일 수도 있다. 팬텀은 생물의 밀도와 실효 원자 번호에 아주 근사한

부피를 갖는 물질을 의미하는 것으로, 신체와 유사한 성질을 갖는 구형(sphere)의 팬텀을 포함할 수 있다.

- [58] 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.
- [59] CT 시스템은 대상체에 대하여 단면 영상을 제공할 수 있으므로, 일반적인 X-ray 촬영 기기에 비하여 대상체의 내부 구조(예컨대, 신장, 폐 등의 장기 등)가 겹치지 않게 표현할 수 있다는 장점이 있다.
- [60] 구체적으로, 단층 촬영 시스템(100)은 CT(computed Tomography) 장치, OCT(Optical Coherenc Tomography), 또는 PET(positron emission tomography)-CT 장치 등과 같은 모든 단층 촬영 장치들을 포함할 수 있다.
- [61] 이하에서는, 단층 촬영 시스템(100)으로 CT 시스템을 예로 들어 설명한다.
- [62] CT 시스템은, 예를 들어, 2mm 두께 이하의 영상 데이터를 초당 수백 회 획득하여 가공함으로써 대상체에 대하여 비교적 정확한 단면 영상을 제공할 수 있다. 종래에는 대상체의 가로 단면만으로 표현된다는 문제점이 있었지만, 다음과 같은 여러 가지 영상 재구성 기법의 등장에 의하여 극복되었다. 3차원 재구성 영상 기법들로는 다음과 같은 기법들이 있다.
- [63] - SSD(Shade surface display): 초기 3차원 영상 기법으로 일정 HU 값을 가지는 복셀들만 나타내도록 하는 기법.
- [64] - MIP(maximum intensity projection)/MinIP(minimum intensity projection): 영상을 구성하는 복셀 중에서 가장 높은 또는 낮은 HU 값을 가지는 것들만 나타내는 3D 기법.
- [65] - VR(volume rendering): 영상을 구성하는 복셀들을 관심 영역별로 색 및 투과도를 조절할 수 있는 기법.
- [66] - 가상내시경(Virtual endoscopy): VR 또는 SSD 기법으로 재구성한 3차원 영상에서 내시경적 관찰이 가능한 기법.
- [67] - MPR(multi planar reformation): 다른 단면 영상으로 재구성하는 영상 기법. 사용자가 원하는 방향으로의 자유 자재의 재구성이 가능하다.
- [68] - Editing: VR에서 관심 부위를 보다 쉽게 관찰하도록 주변 복셀들을 정리하는 여러 가지 기법.
- [69] - VOI(voxel of interest): 선택 영역만을 VR로 표현하는 기법.
- [70] 개시된 실시예에 따른 컴퓨터 단층촬영(CT) 시스템(100)은 첨부된 도 3을 참조하여 설명될 수 있다. 개시된 실시예에 따른 CT 시스템(100)은 다양한 형태의 장치들을 포함할 수 있다.
- [71] 도 1은 CT 시스템(100)의 개략도이다.
- [72] 도 1을 참조하면, CT 시스템(100)은 겐트리(102), 테이블(105), X-ray 생성부(106) 및 X-ray 검출부(108)를 포함할 수 있다.
- [73] 겐트리(102)는 X-ray 생성부(106) 및 X-ray 검출부(108)를 포함할 수 있다.

- [74] 대상체(10)는 테이블(105) 상에 위치될 수 있다.
- [75] 테이블(105)은 CT 촬영 과정에서 소정의 방향(예컨대, 상, 하, 좌, 우 중 적어도 한 방향)으로 이동할 수 있다. 또한, 테이블(105)은 소정의 방향으로 소정의 각도만큼 기울어질 수 있거나(tilting) 또는 회전(rotating)될 수 있다.
- [76] 또한, 겐트리(102)도 소정의 방향으로 소정의 각도만큼 기울어질 수 있다.
- [77] 도 2는 개시된 실시예에 따른 CT 시스템(100)의 구조를 나타낸 도면이다.
- [78] 개시된 실시예에 따른 CT 시스템(100)은 겐트리(102), 테이블(105), 제어부(118), 저장부(124), 영상 처리부(126), 입력부(128), 디스플레이부(130), 통신부(132)를 포함할 수 있다.
- [79] 전술한 바와 같이, 대상체(10)는 테이블(105) 상에 위치할 수 있다. 개시된 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.
- [80] 개시된 실시예에 따른 겐트리(102)는 회전 프레임(104), X-ray 생성부(106), X-ray 검출부(108), 회전 구동부(110), 데이터 획득 회로(116), 데이터 송신부(120)을 포함할 수 있다.
- [81] 개시된 실시예에 따른 겐트리(102)는 소정의 회전축(RA; Rotation Axis)에 기초하여 회전 가능한 고리 형태의 회전 프레임(104)을 포함할 수 있다. 또한, 회전 프레임(104)은 디스크의 형태일 수도 있다.
- [82] 회전 프레임(104)은 소정의 FOV(Field Of View)를 갖도록 각각 대향하여 배치된 X-ray 생성부(106) 및 X-ray 검출부(108)를 포함할 수 있다. 또한, 회전 프레임(104)은 산란 방지 그리드(anti-scatter grid, 114)를 포함할 수 있다. 산란 방지 그리드(114)는 X-ray 생성부(106)와 X-ray 검출부(108)의 사이에서 위치할 수 있다.
- [83] 의료용 영상 시스템에 있어서, 검출기(또는 감광성 필름)에 도달하는 X-선 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 그리드를 위치시킬 수 있다.
- [84] 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.
- [85] 회전 프레임(104)은 회전 구동부(110)로부터 구동 신호를 수신하고, X-ray 생성부(106)와 X-ray 검출부(108)를 소정의 회전 속도로 회전시킬 수 있다. 회전 프레임(104)은 슬립 링(미도시)을 통하여 접촉 방식으로 회전 구동부(110)로부터 구동 신호, 파워를 수신할 수 있다. 또한, 회전 프레임(104)은 무선 통신을 통하여

- 회전 구동부(110)로부터 구동 신호, 파워를 수신할 수 있다.
- [86] X-ray 생성부(106)는 파워 분배부(PDU; Power Distribution Unit, 미도시)에서 슬립 링(미도시)을 거쳐 고전압 생성부(미도시)를 통하여 전압, 전류를 인가 받아 X선을 생성하여 방출할 수 있다. 고전압 생성부가 소정의 전압(이하에서 튜브 전압으로 지칭함)을 인가할 때, X-ray 생성부(106)는 이러한 소정의 튜브 전압에 상응하게 복수의 에너지 스펙트럼을 갖는 X선들을 생성할 수 있다.
- [87] X-ray 생성부(106)에 의하여 생성되는 X선은, 콜리메이터(collimator, 112)에 의하여 소정의 형태로 방출될 수 있다.
- [88] X-ray 검출부(108)는 X-ray 생성부(106)와 마주하여 위치할 수 있다. X-ray 검출부(108)는 복수의 X선 검출 소자들을 포함할 수 있다. 단일 X선 검출 소자는 단일 채널을 형성할 수 있지만, 반드시 이에 제한되는 것은 아니다.
- [89] X-ray 검출부(108)는 X-ray 생성부(106)로부터 생성되고 대상체(10)를 통하여 전송된 X선을 감지하고, 감지된 X선의 강도에 상응하게 전기 신호를 생성할 수 있다.
- [90] X-ray 검출부(108)는 방사선을 광으로 전환하여 검출하는 간접 방식과 방사선을 직접 전하로 변환하여 검출하는 직접 방식 검출기를 포함할 수 있다. 간접방식의 X-ray 검출부는 Scintillator를 사용할 수 있다. 또한, 직접 방식의 X-ray 검출부는 photon counting detector를 사용할 수 있다. 데이터 획득 회로(DAS; Data Acquisitino System)(116)는 X-ray 검출부(108)와 연결될 수 있다. X-ray 검출부(108)에 의하여 생성된 전기 신호는 DAS(116)에서 수집될 수 있다. X-ray 검출부(108)에 의하여 생성된 전기 신호는 유선 또는 무선으로 DAS(116)에서 수집될 수 있다. 또한, X-ray 검출부(108)에 의하여 생성된 전기 신호는 증폭기(미도시)를 거쳐 아날로그/디지털 컨버터(미도시)로 제공될 수 있다.
- [91] 슬라이스 두께(slice thickness)나 슬라이스 개수에 따라 X-ray 검출부(108)로부터 수집된 일부 데이터만이 영상 처리부(126)에 제공될 수 있고, 또는 영상 처리부(126)에서 일부 데이터만을 선택할 수 있다.
- [92] 이러한 디지털 신호는 데이터 송신부(120)를 통하여 영상 처리부(126)로 제공될 수 있다. 이러한 디지털 신호는 데이터 송신부(120)를 통하여 유선 또는 무선으로 영상 처리부(126)로 송신될 수 있다.
- [93] 개시된 실시예에 따른 제어부(118)는 CT 시스템(100)의 각각의 모듈의 동작을 제어할 수 있다. 예를 들어, 제어부(118)는 테이블(105), 회전 구동부(110), 콜리메이터(112), DAS(116), 저장부(124), 영상 처리부(126), 입력부(128), 디스플레이부(130), 통신부(132) 등의 동작들을 제어할 수 있다.
- [94] 영상 처리부(126)는 DAS(116)로부터 획득된 데이터(예컨대, 가공 전인 로 데이터(raw data))를 데이터 송신부(120)을 통하여 수신하여, 전처리(pre-processing)하는 과정을 수행할 수 있다.
- [95] 전처리는, 예를 들면, 채널들 사이의 감도 불균일 정정 프로세스, 신호 세기의

- 급격한 감소 또는 급속 같은 X선 흡수제로 인한 신호의 유실 정정 프로세스 등을 포함할 수 있다.
- [96] 영상 처리부(126)의 출력 데이터는 로 데이터(raw data) 또는 프로젝션(projection) 데이터로 지칭될 수 있다. 이러한 프로젝션 데이터는, 데이터 획득시의 촬영 조건(예컨대, 튜브 전압, 촬영 각도 등)등과 함께 저장부(124)에 저장될 수 있다.
- [97] 프로젝션 데이터는 대상체를 통과한 X선의 세기에 상응하는 데이터 값의 집합일 수 있다. 설명의 편의를 위해, 모든 채널들에 대하여 동일한 촬영 각도로 동시에 획득된 프로젝션 데이터의 집합을 프로젝션 데이터 세트로 지칭한다.
- [98] 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.
- [99] 또한, 영상 처리부(126)는, 획득된 프로젝션 데이터 세트를 이용하여 대상체에 대한 단면 영상을 재구성할 수 있다. 이러한 단면 영상은 3차원 영상일 수 있다. 다시 말해서, 영상 처리부(126)는 획득된 프로젝션 데이터 세트에 기초하여 콘 빔 재구성(cone beam reconstruction) 방법 등을 이용하여 대상체에 대한 3차원 영상을 생성할 수 있다.
- [100] 입력부(128)를 통하여 X선 단층 촬영 조건, 영상 처리 조건 등에 대한 외부 입력이 수신될 수 있다. 예를 들면, X선 단층 촬영 조건은, 복수의 튜브 전압, 복수의 X선들의 에너지 값 설정, 촬영 프로토콜 선택, 영상재구성 방법 선택, FOV 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 조합 비율 설정 등을 포함할 수 있다.
- [101] 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.
- [102] 디스플레이부(130)는 영상 처리부(126)에 의해 재구성된 X선 촬영 영상을 디스플레이할 수 있다.
- [103] 전송한 엘리먼트들 사이의 데이터, 파워 등의 송수신은 유선, 무선 및 광통신 중 적어도 하나를 이용하여 수행될 수 있다.
- [104] 통신부(132)는 서버(134) 등을 통하여 외부 디바이스, 외부 의료 장치 등과의 통신을 수행할 수 있다. 이와 관련하여서는, 도 3을 참조하여 후술한다.
- [105] 도 3은 통신부의 구성을 도시하는 도면이다.
- [106] 통신부(132)는, 유선 또는 무선으로 네트워크(301)와 연결되어 외부 서버(134),

의료 장치(136) 또는 휴대용 장치(138)와의 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.

- [107] 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.
- [108] 통신부(132)는 네트워크(301)를 통해 대상체의 진단과 관련된 데이터를 송수신할 수 있다. 또한 통신부(132)는 MRI 장치, X-ray 장치 등 의료 장치(136)에서 획득된 의료 영상 등을 송수신할 수 있다.
- [109] 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) 등과 데이터 통신을 수행할 수도 있다.
- [110] 또한, 장비의 이상 유무 및 품질 관리 현황 정보를 네트워크를 통해 시스템 관리자나 서비스 담당자에게 송신하고 그에 대한 feedback을 수신할 수 있다.
- [111] 모든 영상 장치는 공간 해상도(spatial resolution)를 가진다. 공간 해상도는, 영상 장치를 구동시켜 공간 상의 대상체를 촬영할 때, 촬영된 영상의 정밀도를 의미한다. 영상 장치로부터 획득된 영상은, 장치의 특성으로 인하여, 촬영 시점에서의 대상체의 상태를 블러링(blurring)없이 완벽하게 나타낼 수 없다. 즉, 영상 장치가 구동되는 과정에서 발생하는 영상 장치 자체의 흔들림으로 인하여, 촬영된 영상 자체에도 흔들림이 나타날 수 있다. 즉, 공간 해상도는 이미징된 영상 내에서 발생한 블러링의 정도에 따라서 결정된다. 예를 들어, 높은 공간 해상도를 가지는 영상 장치는, 낮은 공간 해상도를 가지는 영상 장치에 비하여, 영상 내에서 블러링의 정도가 적다.
- [112] 단층 촬영 장치도 공간 해상도를 가진다. 그리고, 단층 촬영 장치의 공간 해상도의 제한은 단층 영상 내에 블러링 아티팩트를 야기한다. 이러한 단층 영상 내의 블러링 아티팩트는 단층 영상의 화질을 저하시킨다. 이로 인해, 의사 등의 사용자가 영상을 관독하여 질병을 진단하는데 있어서, 관독 및 진단의 정확성을 저하시킨다. 예를 들어, 영상에서 칼슘 영역을 나타내는 부분에 블러링 아티팩트가 발생한 경우, 실제로 막히지 않은 혈관이 막혀 있는 것처럼 보일 수 있다. 따라서, 이것은 혈관 질환의 진단 정확도를 낮출 수 있다.
- [113] 블러링 아티팩트는, PSF(Point Spread Function)를 추정하고, 추정된 PSF에 기초하여 영상을 디블러링(De-Blurring) 함으로써 개선될 수 있다. 여기서, PSF 는 단층 촬영 장치에 따라서 달라지게 된다. 구체적으로, PSF 는 단층 촬영 장치의 제품 사양 및/또는 성능 등에 따라서 달라질 수 있다. PSF는 복잡한 형태를 가지며, 갱트리 내에 형성되는 FOV의 위치 및 X선 생성을 위한 관전류(tube current measured in milliamperes)에 따라 달라질 수 있다. 여기서, 블러링

아티팩트를 보정하는 것을 디블러링(De-blurring), 또는 디블루밍(De-blooming)이라고 칭할 수 있다. 이하에서는, 설명의 편의를 위하여, 블러링 아티팩트를 보정하는 것을 디블러링으로 통일하여 칭하기로 한다.

- [114] PSF에 기초하여 영상을 디블러링 할 때, PSF가 정확하게 추정되지 않으면, 블러링이 완전히 제거되지 않은 영상이 획득될 수 있다. 또한, 디블러링된 영상에서 언더슈팅(undershooting)이나 오버슈팅(overshooting) 등의 아티팩트가 발생할 수 있다.
- [115] 일반적으로, PSF를 추정할 때, 영상 표시 장치는 하나의 PSF를 추정하여 이용한다. 즉, 특정 영상 장치는 특정된 하나의 PSF를 적용하여, 촬영된 영상을 디블러링한다. 그러나, 모든 위치에서 동일한 PSF에 기초하여 영상을 디블러링 하면, 일부 위치에서는 정확하지 않은 PSF가 적용될 수 있다. 따라서, 블러링이 완전히 제거되지 않은 영상이 획득되거나, 영상에 언더슈팅 또는 오버슈팅과 같은 아티팩트가 발생할 수 있다.
- [116] 그러나, 특정 단층 촬영 장치의 FOV 내에서도, FOV의 위치에 따라서 PSF가 달라질 수 있다. 그러므로, 개시된 실시예에서는 단층 촬영 장치의 갱트리 내에 형성되는 FOV의 위치에 따라서 변화하는 PSF를 예측하여 이용한다. 즉, 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치는, 정확한 PSF를 추정하기 위해서, FOV의 위치에 따라서 변화하는 PSF를 추정한다.
- [117] 또한, 복원된 영상은, 촬영하려는 대상체를 나타내는 부분뿐만 아니라 노이즈 성분을 포함할 수 있다. 단층 촬영 장치에서 노이즈 성분을 별도로 처리하지 않고 영상을 디블러링 하면, 대상체를 나타내는 부분과 함께 노이즈 성분 또한 디블러링 될 수 있다. 이로 인해, 노이즈 성분이 오히려 강조(boosting)될 수 있다. 따라서, 영상으로부터 노이즈 성분을 필터링함으로써, 노이즈 성분을 대상체를 나타내는 부분과 구분하여 처리하는 과정이 필요하다.
- [118] 도 4a 및 도 4b는 정확한 PSF 추정과 노이즈 필터링의 필요성을 설명하기 위한 도면이다.
- [119] 도 4a 및 도 4b를 참조하면, 도 4a 및 도 4b에 도시된 초기 영상(401, 411)은 디블러링 하기 전 영상을 나타낸다. 여기서, 초기 영상(401, 411) 내의 블러링 아티팩트로 인해, 초기 영상(401, 411)에서 대상체의 윤곽을 나타내는 부분이 흐릿하게 나타난다. 도 4a에 도시된 영역(421)을 참조하면, 대상체의 윤곽이 선명한 그레이 레벨(gray level)로 표현되지 못하고, 서로 유사한 값을 갖는 복수개의 그레이 레벨(gray level)로 표현되어, 윤곽 부분이 명확하지 않게 이미징되어 있다.
- [120] 도 4a에서 디블러링된 영상(402)은, 정확하지 않은 PSF에 기초하여 디블러링된 영상이다. 이 경우, 디블러링된 영상(402)에서 대상체(403)의 윤곽을 나타내는 부분은, 초기 영상(401)에 비해 선명하게 나타난다. 그러나, 대상체(403)의 최외곽 경계(edge)를 나타내는 부분(404)에 흰 밴드 형태를 갖는 아티팩트가 발생한다.

- [121] 도 4b에서 디블러링된 영상(412)은, 노이즈 성분에 대한 필터링 없이 초기 영상(411)을 디블러링한 영상이다. 이 경우, 블러링 아티팩트가 개선될 수 있으나, 노이즈 성분이 강조될 수 있다. 이에 따라, 디블러링된 영상(412)에서는, 대상체를 나타내는 부분뿐만 아니라 노이즈 성분(413)도 함께 선명하게 나타난다.
- [122] 따라서, 대상체를 단층 촬영할 때 블러링 아티팩트를 효과적으로 개선하기 위해서는, 정확하게 추정된 PSF에 기초하여 영상을 디블러링하고, 대상체를 나타내는 부분과 노이즈 성분을 구별하여 처리하는 과정이 필요하다.
- [123] 개시된 실시예들은, 단층 촬영 장치의 겐트리 내에 형성되는 FOV의 위치에 따라 변화하는 PSF 맵에 기초하여 디블러링 함으로써, 영상 내에 발생하는 블러링 아티팩트를 효과적으로 개선할 수 있다. 또한, 영상 내에 존재하는 노이즈 성분을 필터링하여 디블러링 함으로써, 노이즈 성분이 강조되는 것을 방지할 수 있다.
- [124] 도 5a는 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치의 구성을 나타내는 블록도이다.
- [125] 도 5a를 참조하면, 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치(500)는, 제어부(510)와 영상 처리부(520)를 포함한다. 단층 촬영 장치(500)는 단층 촬영을 진행하여 단층 영상을 획득하고, 복원 및/또는 디스플레이 할 수 있는 모든 전자기기를 뜻한다.
- [126] 단층 촬영 장치(500)는 도 1 및 도 2에서 설명한 CT 시스템(100) 내에 포함될 수 있다. 이 경우, 제어부(510) 및 영상 처리부(520)는 도 2에 도시된 제어부(118) 및 영상 처리부(126)에 동일하게 대응될 수 있다. 또한, 단층 촬영 장치(500)는 도 3에서 설명한 의료 장치(136) 또는 휴대용 장치(138) 내에 포함되어, CT 시스템(100)과 연결되어 동작할 수도 있다.
- [127] 개시된 실시예에 따른 제어부(510)는, 겐트리 내에 형성되는 FOV(Field Of View) 내의 위치에 따라서 변화하는 PSF를 나타내는 PSF 맵을 획득할 수 있다.
- [128] PSF 맵은, 복수개의 위치에 대응되는 복수개의 PSF에 기초하여 생성될 수 있다. 여기서, 복수개의 PSF는, 단층 촬영 장치의 외부로부터 불러올 수 있다. 또는, 단층 촬영 장치는, 샘플 객체를 서로 다른 복수개의 위치에서 각각 단층 촬영하여 복수개의 샘플 영상을 획득하고, 복수개의 위치에 각각 대응되는 복수개의 PSF를 추정할 수 있다.
- [129] 도 5b는 도 2에 도시된 FOV 부분을 상세히 나타내는 도면이다. 도 5b에서, 도 2에서와 중복되는 구성은 동일한 도면 기호로 도시한다.
- [130] 도 5b를 참조하면, 개시된 실시예에서는 FOV(501)에 포함되는 서로 다른 복수개의 위치(511, 512, 513, 514, 515) 각각에 샘플 객체를 위치시켜 단층 촬영을 진행한다. 그에 따라서, 단층 촬영 장치(500)는 복수개의 위치(511, 512, 513, 514, 515) 각각에 대응되는 복수개의 샘플 영상을 획득한다. 도 5b에서는, 도시된 위치(511, 512, 513, 514, 515)를 예로 들어 설명하였으나, 서로 다른 복수개의 위치는 도시된 위치 이외에도 다양한 위치로 설정될 수 있다. 또한, 도 5b에서는 샘플 객체가 위치하는 복수개의 위치(511, 512, 513, 514, 515)가 상호 중첩되지

않는 경우를 예로 들어 도시하였으나, 복수개의 위치(511, 512, 513, 514, 515)는 일부 또는 전부에 대하여 상호 중첩될 수 있다.

[131] 제어부(510)는, 복수개의 샘플 영상에 기초하여, 복수개의 위치에 각각 대응되는 복수개의 PSF를 추정할 수 있다.

[132] 예를 들어, 제어부(510)는, 위치(511)에 샘플 객체를 위치시키고 단층 촬영을 하여 획득한 제 1 샘플 영상을 이용하여, 제 1 PSF를 추정할 수 있다. 그리고, 제어부(510)는, 위치(512)에 샘플 객체를 위치시키고 단층 촬영을 하여 획득한 제 2 샘플 영상을 이용하여, 제 2 PSF를 추정할 수 있다. 동일한 방식으로, 제어부(510)는 복수개의 위치(511, 512, 513, 514, 515) 각각에 대응되는 복수개의 PSF를 추정할 수 있다.

[133] 또한, 제어부(510)는 PSF를 추정할 때, 위치에 따른 가우시안 함수(Gaussian function)의 형태로 PSF를 추정할 수 있다. 그러나, PSF를 추정하는 방법은, 가우시안 함수의 형태로 추정하는 방법에 한정되지 않는다. PSF를 추정하는 방법에 대한 상세한 설명은 도 8을 참조하여 후술한다.

[134] 개시된 실시예에 따른 제어부(510)는, 추정된 복수개의 PSF에 기초하여, 갠트리 내에 형성되는 FOV의 위치에 대응되는 PSF 맵을 생성할 수 있다. 여기서, PSF 맵은 FOV의 위치에 따라 달라질 수 있다. 또한, PSF 맵은, FOV의 중심에 대응되는 한 개의 PSF로 구성되거나, 또는 영상의 복수개의 픽셀 위치에 각각 대응되는 복수개의 PSF로 구성될 수 있다. PSF 맵을 구성하는 PSF 개수는 설정에 따라 변경될 수 있다. PSF 맵을 구성하는 PSF 개수가 많을수록, 영상 처리부(520)는, 위치에 따른 정확한 PSF에 기초하여 영상을 디블러링할 수 있다.

[135] 개시된 실시예에 따른 제어부(510)는, 복수개의 PSF에 보간법(interpolation) 또는 보외법(extrapolation)을 적용하여, PSF 맵을 생성할 수 있다. PSF 맵 생성에 대한 상세한 설명은 도 9를 참조하여 후술한다.

[136] 개시된 실시예에 따른 영상 처리부(520)는, 생성된 PSF 맵에 기초하여 단층 영상을 디블러링 하여, 최종 단층 영상을 획득할 수 있다. 구체적으로, 영상 처리부(520)는, 생성된 PSF 맵에 기초하여 단층 영상을 디컨볼루션(deconvolution)함으로써, 단층 영상을 디블러링 할 수 있다. 영상을 디컨볼루션 하는 것에 대해서는 당업자에게 널리 알려져 있으므로, 상세한 설명은 생략한다.

[137] 개시된 실시예에 따른 영상 처리부(520)는, 단층 영상으로부터 노이즈 성분을 필터링하고, PSF 맵에 기초하여 노이즈 성분이 필터링된 영상을 디블러링 할 수 있다. 노이즈 성분을 필터링하는 과정은, 디블러링하기 전에 수행되거나 또는 디블러링한 후에 수행될 수 있다.

[138] 또한, 영상 처리부(520)는, 사용자 측면에서 보다 자연스러운 영상을 획득하기 위하여, 단층 영상과 노이즈 성분이 필터링된 영상의 차영상을 생성하여, 노이즈 성분을 획득할 수 있다. 그리고, 영상 처리부(520)는, 획득된 노이즈 성분을 디블러링된 영상에 더하여 합영상을 생성하고, 합영상을 최종 단층 영상으로

획득할 수 있다.

- [139] 이하에서는, 도 6a 내지 도 7c를 참조하여 PSF(Point Spread Function)에 대하여 더 상세하게 설명한다.
- [140] 도 6a 및 도 6b는 PSF를 설명하기 위한 도면이다.
- [141] PSF(Point Spread Function)는, 점(point)에 대한 영상 촬영 시스템의 공간 상의 응답을 나타낸 함수이다. 즉, PSF는 영상 촬영 시스템의 공간 상의 임펄스 응답(Impulse Response)에 해당한다. 여기서, PSF는 가우시안 함수(Gaussian function)로 근사될 수 있다.
- [142] 도 6a를 참조하면, 대상체 평면(612)(편의상 직선으로 도시) 상의 대상체의 일 지점(611)을 이미징하기 위한 파(wave)가 전달될 수 있다. 예를 들어, 파는 대상체의 일 지점(611)로부터 구형(613)으로 방사될 수 있다. 초음파 시스템의 경우, 파는 초음파일 수 있다. 현미경과 같은 광학 장치의 경우, 파는 빛일 수 있다. CT 촬영 장치 또는 X-ray 촬영 장치의 경우, 파는 X 선일 수 있다. 영상 촬영 시스템(620)은 구형(613)의 파의 일부(630)를 획득할 수 있다.
- [143] 또한, 영상 촬영 시스템(620)에서, 대상체 평면(612) 상의 일 지점(611)은, 영상 평면(642) 상의 일 지점(641)에 나타날 수 있다.
- [144] 도 6b를 참조하면, 대상체 평면(650) 상의 일 지점(651)은, 영상 평면(660)의 일 지점(661)에 나타날 수 있다. 또한, 영상 평면(660)에는, 아티팩트(662)가 나타날 수 있다. 아티팩트(662)는 블러링 아티팩트일 수 있고, 아티팩트(662)는 원형으로 나타날 수 있다.
- [145] 도 7a 내지 도 7c는 PSF를 설명하기 위한 도면이다.
- [146] 도 7a는 평면 상에 나타난 대상체를 나타낸 영상(700)이다. 영상(700)에는 임의의 직교 좌표축이 설정될 수 있다. 예를 들어, x축은 대상체(706)를 가로지르도록 설정될 수 있으며, y축은 대상체(706)에 접하도록 설정될 수 있다.
- [147] 도 7b를 참조하면, x축은 각 지점의 위치를 나타내며, y축은 각 지점에 대한 픽셀값을 나타낸다. 도 7b에 도시된 그래프(710)는, 영상(700) 내에 블러링 아티팩트가 발생하지 않을 때, 영상(700) 내에 포함되는 1차원 직선(704)에 대한 픽셀값들을 나타낸다.
- [148] 도 7b에 도시된 그래프(710)에서, x 좌표가 음수인 경우는 좌측 영역(702)에 대응되고, x 좌표가 양수인 경우는 우측 영역(703)에 대응된다. 또한, 원점은 표면(701)에 포함되는 지점(705)에 대응된다. 전술한 예에서, 그래프(710)에서 x 좌표가 음수인 경우에 픽셀값이 0이고, x 좌표가 양수인 경우에 픽셀값이 a이다. 따라서, x 좌표가 0일 때, 영상은 명확한 윤곽을 가진다는 것을 알 수 있다.
- [149] 또한, 도 7b에 도시된 그래프(720)는, 그래프(710)를 소정의 PSF에 기초하여 변환한 것이다. 여기서, 소정의 PSF는 단층 촬영 장치 내에 존재하는 PSF를 나타낼 수 있다.
- [150] 그래프(720)는, 단층 촬영 장치의 PSF로 인하여, x 좌표가 0인 부근에서 픽셀값이 서서히 변할 수 있다. 따라서, 단층 촬영 장치는, 1차원 영상(720)에서

윤곽을 획득하기 어려울 수 있다.

[151] 도 7c는 2 차원 영상을 나타내는 도면이다.

[152] 도 7c를 참조하면, 영상(730)은 2차원 공간 상의 대상체를 나타내는 영상이고, 영상(730)에는 블러링 아티팩트가 없다.

[153] 또한, 도 7c에 도시된 영상(740)은 단층 촬영 장치의 PSF를 나타낸다. 영상(740)은 블러링 아티팩트가 있으며, 세로로 긴 형태로 나타난다.

[154] 단층 촬영 장치가 대상체를 촬영하면, 단층 촬영 장치의 PSF가 적용되어 블러링 아티팩트가 있는 영상(750)이 획득될 수 있다. 구체적으로, 단층 촬영 장치(500)는, 영상(730)과 영상(740)을 컨볼루션(convolution)하여 블러링 아티팩트가 있는 영상(750)을 획득할 수 있다.

[155] 대상체인 두 개의 원을 포함하는 영상(730)에 PSF가 적용되면, 블러링이 있으면서 세로로 길어진 두 개의 원을 포함하는 영상(750)이 획득될 수 있다. 단층 촬영 장치(500)는, 블러링 아티팩트가 없는 영상(730)과 PSF가 적용된 영상(750)을 획득하여, 단층 촬영 장치(500)의 PSF를 획득할 수 있다.

[156] 단층 촬영 장치(500)는, PSF에 기초하여 영상을 디블러링할 수 있다.

[157] 구체적으로, 단층 촬영 장치(500)는, 획득된 PSF에 기초하여 PSF의 역(inverse PSF)을 수학적으로 계산할 수 있다. 단층 촬영 장치(500)는, PSF의 역을 블러링 아티팩트가 있는 영상(750)과 컨볼루션하여, 블러링 아티팩트가 없는 영상(730)을 추정할 수 있다.

[158] 또는, 단층 촬영 장치(500)는 블러링 아티팩트가 있는 영상(750)과 PSF를 디컨볼루션(deconvolution)하여, 블러링 아티팩트가 없는 영상(730)을 추정할 수 있다.

[159] PSF를 추정하는 방법에는 다양한 방법이 있다. 예를 들어, 단층 촬영 장치(500)는, 대상체의 윤곽선의 원래 형태에 관한 정보를 저장하고 있을 수 있다. 하지만, 이에 한정되는 것은 아니다.

[160] 단층 촬영 장치(500)는, 단층 촬영 장치의 외부로부터 대상체 윤곽선의 원래 형태에 관한 정보를 수신할 수 있다. 윤곽선의 원래 형태에 관한 정보는, 그래프(710)에 나타난 바와 같이, x 좌표가 0인 부분에서 픽셀값이 급격히 변하는 정보일 수 있다. 또한, 단층 촬영 장치(500)는 대상체를 촬영한 전체 영상을 획득할 수 있다. 단층 촬영 장치(500)는 전체 영상에서 움직임이 적은 제 1 영역을 획득할 수 있다. 단층 촬영 장치(500)는, 제 1 영역에서 촬영된 대상체의 윤곽선에 관한 정보를 획득할 수 있다. 예를 들어, 촬영된 대상체의 윤곽선에 관한 정보는, 그래프(720)에 나타난 바와 같이, x 좌표가 0인 부분에서 픽셀값이 완만하게 변하는 정보일 수 있다. 단층 촬영 장치(500)는, 촬영된 대상체의 윤곽선에 관한 정보 및 윤곽선의 원래 형태에 관한 정보에 기초하여, PSF를 추정할 수 있다. 구체적으로, 단층 촬영 장치(500)는, 윤곽선의 원래 형태에 관한 정보인 영상(730)의 역과 촬영된 대상체의 윤곽선에 관한 정보인 영상(750)을 컨볼루션하여, PSF를 추정할 수 있다.

- [161] 이하에서는, 도 8을 참조하여, PSF를 추정하는 방법에 대하여 상세하게 설명하기로 한다.
- [162] 도 8을 참조하면, 도 8에 도시된 영상(800)은, 샘플 객체(sample object)인 볼 형태를 갖는 팬텀(803)을 단층 촬영하여 획득한 CT 단면 영상이다. 영상(800)에서 가로축과 세로축은, 영상(800)을 구성하는 각 픽셀의 위치를 나타낸다. 예를 들어, 영상(800)은 도 5b에서 설명한 FOV(501) 면인 2차원 평면에 대응될 수 있다. 여기서, 단층 촬영 장치의 PSF로 인하여, 영상(800) 내에 블러링 아티팩트가 발생할 수 있다.
- [163] 개시된 실시예에 따른 제어부(510)는, 영상(800) 내에서 설정한 기준선(801) 상에 존재하는 특정 픽셀의 위치(802)를 중심으로, 밝기값의 분포(812)를 측정할 수 있다. 구체적으로, 밝기값은 HU(Hounsfield Unit) 값으로 나타낼 수 있다. 여기서, HU 값의 분포(812)는 가우시안 함수의 형태로 나타날 수 있다.
- [164] 제어부(510)는, HU 값의 분포(812)에 기초하여 특정 위치(802)에서의 PSF(811)를 추정할 수 있다. 여기서, 추정된 PSF(811) 또한 가우시안 함수의 형태로 나타날 수 있다.
- [165] 개시된 실시예에 따른 제어부(510)는, 단층 촬영 장치의 갠트리 내의 서로 다른 복수개의 위치에서 샘플 객체를 각각 단층 촬영하여, 복수개의 샘플 영상을 획득할 수 있다. 서로 다른 위치에서 촬영된 영상은, 영상 내의 블러링 아티팩트가 다른 형태로 발생할 수 있다. 따라서, HU 값의 분포도 다르게 나타나고, HU 값의 분포에 기초하여 추정된 PSF 또한 위치에 따라서 다르게 나타날 수 있다.
- [166] 제어부(510)는, 복수개의 위치에 각각 대응되는 복수개의 PSF에 기초하여, 갠트리 내에 형성되는 FOV의 위치에 대응되는 PSF 맵을 생성할 수 있다.
- [167] PSF 맵을 생성하는 과정은, 이하에서 도 9를 참조하여 상세하게 설명한다.
- [168] 도 9는 복수개의 PSF에 기초하여 PSF 맵을 생성하는 것을 설명하기 위한 도면이다.
- [169] 도 9를 참조하면, 그래프(900)에 표시된 복수개의 점(901)들은, 제어부(510)에서 추정된 복수개의 PSF에 대응되는 위치들을 나타낸다. 그래프(900)에서 가로축과 좌측의 세로축은, 단층 촬영 장치의 갠트리 내의 위치인 FOV 상에서의 위치를 나타낸다. 구체적으로, 도 9에 도시된 2차원 공간은 FOV를 포함하는 2차원 공간에 대응되며, (0,0)에 해당하는 위치가 갠트리 내의 FOV의 중앙을 나타낸다.
- [170] 도 9를 참조하면, 갠트리 내의 다양한 위치에 대하여 복수개의 PSF가 추정될 수 있다. 추정된 PSF가 많을수록, 제어부(510)는 PSF에 기초하여 보다 정확한 PSF 맵을 생성할 수 있다.
- [171] PSF가 추정되는 위치들은 설정에 따라 변경될 수 있다. 또한, PSF가 추정되는 위치들은, 갠트리 내의 가능한 많은 영역이 커버되도록 선택될 수 있다.
- [172] 또한, 그래프(900)에 표시된 영상(902)은, FOV에 대응되는 PSF 맵을 나타낸다. 또한, 그래프(900)의 우측에 표시된 세로축은 영상(902)의 밝기 정보를 수치화 한

것을 나타낸다. 여기서, 그래프(900) 내의 영상(902)의 위치는, 갠트리 내에 형성되는 FOV의 위치를 나타낸다.

[173] 제어부(510)는, 복수개의 샘플 PSF에 기초하여, FOV의 위치에 대응되는 PSF 맵을 생성할 수 있다. 여기서, PSF 맵은, FOV의 위치에 대응되는 PSF들의 집합으로 생각할 수 있다.

[174] 예를 들어, 제어부(510)는, 복수개의 PSF에 기초하여, 영상(902)의 모든 픽셀 위치에 각각 대응되는 PSF들을 획득할 수 있다. 이 경우, PSF 맵은 모든 픽셀 위치에 각각 대응되는 PSF들의 집합일 수 있다.

[175] 다른 예를 들면, 제어부(510)는, 복수개의 PSF에 기초하여, FOV의 중심에 대응되는 PSF를 획득할 수 있다. 그리고, FOV의 중심에 대응되는 PSF는, 영상(902)을 디블러링할 때 적용되는 대표 PSF가 될 수 있다. 여기서, PSF 맵은, FOV의 중심에 대응되는 PSF가 될 수 있다. 그러나, 전술한 바와 같이, 블러링 아티팩트를 효과적으로 개선하기 위해서는, 위치에 따라 변화하는 PSF를 정확하게 추정하는 것이 필요하다. 따라서, PSF 맵을 구성하는 PSF가 많을수록, 영상에 존재하는 블러링 아티팩트가 효과적으로 개선될 수 있다.

[176] 개시된 실시예에 따른 제어부(510)는, FOV의 위치 인근에 있는 복수개의 PSF에 보간법(interpolation) 또는 보외법(extrapolation)을 적용하여 PSF 맵을 생성할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다. 예를 들어, 제어부(510)는, 복수개의 PSF 상호간을 보간(interpolation)하여, 하나의 PSF 맵을 생성할 수 있다. 보간법 또는 보외법을 적용하는 방법은 당업자에게 널리 알려져 있으므로, 자세한 설명은 생략한다.

[177] 도 10은 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치의 구성을 나타내는 블록도이다.

[178] 도 10을 참조하면, 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치(1000)는, 제어부(1010), 영상 처리부(1020), 데이터 획득부(1030), 저장부(1040), 및 디스플레이부(1050)를 포함할 수 있다. 여기서, 제어부(1010), 영상 처리부(1020)는 도 5a에 개시된 제어부(510), 영상 처리부(520)와 동일하게 대응되므로, 중복되는 설명은 생략한다.

[179] 개시된 실시예에 따른 데이터 획득부(1030)는, 대상체를 단층 촬영하여 단층 데이터를 획득할 수 있다. 구체적으로, 단층 데이터는 로 데이터(raw data)가 될 수 있다. 여기서, 로 데이터는 X선을 대상체로 조사(projection)하여 획득한 프로젝션 데이터, 또는 프로젝션 데이터의 집합인 사이노그램이 될 수 있다. 또한, 로 데이터는 프로젝션 데이터 또는 사이노그램을 여과 후 역투영(Filtered Backprojection)하여 생성한 영상이 될 수 있다.

[180] 또한, 개시된 실시예에 따른 데이터 획득부(1030)는, FOV에 포함되는 대상체를 단층 촬영하는 갠트리를 포함할 수 있다.

[181] 개시된 실시예에 따른 영상 처리부(1020)는, 데이터 획득부에서 획득된 단층 데이터에 기초하여, 단층 영상을 복원할 수 있다. 여기서, 영상 처리부(1020)는, X-ray 생성부(106)가 한 바퀴 회전하여 획득된 단층 데이터를 이용하여 하나의

단층 영상을 복원하는 전체 복원(full reconstruction) 방식을 사용할 수 있다. 또한, 영상 처리부(1020)는, X-ray 생성부(106)가 반 바퀴 이상 한 바퀴 미만을 회전하여 획득된 단층 데이터를 이용하여 하나의 단층 영상을 복원하는 절반 복원(half reconstruction) 방식을 사용할 수 있다. 그러나, 단층 영상 복원 방식은, 전술한 방법에 한정되지 않는다.

- [182] 개시된 실시예에 따른 영상 처리부(1020)는, 단층 영상으로부터 노이즈 성분을 필터링(filtering)하고, 생성된 PSF 맵에 기초하여, 노이즈 성분이 필터링된 단층 영상을 디블러링 할 수 있다.
- [183] 여기서, 영상 처리부(1020)는 복원하고자 하는 단층 영상의 FOV에 맞춰 PSF 맵의 크기를 조절하고, 동일한 크기를 갖는 단층 영상과 PSF 맵을 이용하여 디블러링을 수행할 수 있다. 구체적으로, 복원의 대상이 되는 단층 영상의 FOV가 $512 * 512$ matrix의 크기를 갖는다면, 영상 처리부(1020)는 PSF 맵의 크기를 FOV의 중심을 기준으로 $512 * 512$ matrix의 크기를 갖도록 조절할 수 있다. 그리고, 영상 처리부(1020)는, 조절된 크기를 갖는 PSF 맵을 이용하여 단층 영상의 디블러링 처리를 수행할 수 있다.
- [184] 여기서, 노이즈 성분을 필터링하는 것은, 당업자에게 일반적으로 알려진 노이즈 필터링 방법들을 적용할 수 있으며, 이에 대한 상세한 설명은 생략한다.
- [185] 영상 처리부(1020)는, 생성된 PSF 맵에 기초하여, 노이즈 성분이 필터링된 영상을 디블러링 할 수 있다.
- [186] 전술한 바와 같이, 영상 처리부(1020)는, 영상과 PSF를 컨볼루션(convolution)함으로써, 블러링이 있는 영상을 획득할 수 있다. 따라서, 블러링이 있는 영상을 디블러링 하는 것은, 블러링이 있는 영상과 PSF를 디컨볼루션(deconvolution)하는 것으로 나타낼 수 있다.
- [187] 개시된 실시예에 따른 영상 처리부(1020)는, 노이즈 성분을 필터링함으로써, 노이즈 성분과 대상체를 나타내는 부분을 구분하여 처리할 수 있다. 이로 인해, 단층 촬영 장치(1000)는, 영상에서 노이즈 성분이 강조되어 나타나는 것을 방지할 수 있다.
- [188] 개시된 실시예에 따른 영상 처리부(1020)는, 단층 영상과 노이즈 성분이 필터링된 영상의 차영상(difference image)을 생성하여, 노이즈 성분을 획득할 수 있다. 그리고, 영상 처리부(1020)는, 디블러링된 영상에 획득된 노이즈 성분을 더하여 합영상(sum image)을 생성하고, 생성된 합영상을 최종 단층 영상으로 획득할 수 있다. 이에 따라, 단층 촬영 장치(1000)는, 사용자 측면에서 보다 자연스러운 단층 영상을 획득할 수 있다.
- [189] 노이즈 성분이 필터링된 영상을 디블러링 하면, 영상에서 노이즈 성분이 많이 제거되기 때문에, 단층 영상의 화질 측면에서는 더 좋은 품질의 영상을 획득할 수 있다. 그러나, 사용자가 획득된 최종 영상으로 대상체를 진단할 때, 사용자는 노이즈 성분이 필터링되고 디블러링된 영상을 부자연스럽다고 느낄 수 있다. 따라서, 노이즈 성분이 필터링된 후 디블러링 한 영상에 획득된 노이즈 성분을

더하여 합영상을 생성하게 되면, 단층 촬영 장치(1000)는 사용자 측면에서 보다 자연스러운 영상을 획득할 수 있다.

- [190] 개시된 실시예에 따른 저장부(1040)는, 제어부(1010)에서 추정된 복수개의 PSF를 저장할 수 있다. 구체적으로, 단층 촬영 장치(1000)는 사전에 복수개의 PSF를 저장부(1040)에 저장할 수 있다. 이 경우, 제어부(1010)는 저장부(1040)에 저장된 복수개의 PSF에 기초하여, FOV의 위치에 따른 PSF 맵을 생성할 수 있다. 저장부(1040)에 복수개의 PSF를 추정하여 저장하는 과정은, 단층 촬영 장치(1000)의 초기 공정 과정에서 진행될 수 있다. 또는, 단층 촬영 장치(1000)의 내부 부품을 교체한 후, 교정(calibration)하는 과정에서 진행될 수 있다. 그러나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [191] 개시된 실시예에 따른 저장부(1040)는, 복수개의 PSF를 테이블의 형태로 저장할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [192] 개시된 실시예에 따른 디스플레이부(1050)는, 영상 처리부(1020)에서 획득된 최종 단층 영상을 포함하는 화면을 출력할 수 있다. 또한, 디스플레이부(1050)는 단층 촬영을 진행하는데 필요한 사용자 인터페이스 화면을 디스플레이 할 수 있다.
- [193] 도 11 내지 도 13은 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치로부터 최종 단층 영상을 획득하는 과정의 실시예들을 나타내는 도면이다.
- [194] 영상 처리부(1020)는, 영상을 디블러링 하기 전에 노이즈를 필터링하거나, 또는 영상을 디블러링 한 후에 노이즈를 필터링할 수 있다. 또는, 영상 처리부(1020)는, 정규화(regularization term)을 이용하여 노이즈를 필터링하면서 영상을 디블러링할 수 있다. 정규화는 노이즈를 필터링하는 방법 중 하나이며, 이에 대해서는 당업자에게 널리 알려져 있으므로 상세한 설명은 생략한다. 일반적으로 알려진 노이즈 필터링 방법을 적용할 수 있으며, 정규화에 한정되지 않는다.
- [195] 도 11은 영상을 디블러링 하기 전에, 노이즈를 필터링하는 경우를 설명하기 위한 도면이다.
- [196] 도 11을 참조하면, 제어부(1010)는, 복수개의 샘플 PSF에 기초하여 FOV의 위치에 대응되는 PSF 맵을 생성할 수 있다.
- [197] 영상 처리부(1020)는, 단층 영상(1121)에서 먼저 노이즈를 필터링(1122)할 수 있고, 단층 영상(1121)과 노이즈가 필터링된 영상의 차영상(difference image)을 생성(1123)할 수 있다. 여기서, 생성된 차영상은 단층 영상(1121)에 존재하는 노이즈 성분일 수 있다.
- [198] 그러면, 영상 처리부(1020)는, 제어부(1010)에서 생성된 PSF 맵에 기초하여, 노이즈가 필터링된 영상을 디블러링(1124) 할 수 있다. 또한, 영상 처리부(1020)는, 사용자 측면에서 보다 자연스러운 영상을 획득하기 위하여, 디블러링된 영상에 노이즈 성분을 더하여 합영상을 생성(1125)할 수 있다. 영상 처리부(1020)는, 획득된 합영상을 최종 단층 영상으로 획득(1126)할 수 있다.

- [199] 그러나, 도 11에서 설명한 바와 달리, 영상 처리부(1020)는, 단층 영상을 디블러링한 후에 노이즈를 필터링할 수 있다.
- [200] 도 12를 참조하면, 영상 처리부(1020)는, PSF 맵에 기초하여 단층 영상(1221)을 디블러링할 수 있다(1222).
- [201] 영상 처리부(1020)는, 디블러링된 영상에 노이즈를 필터링하여(1223), 최종 단층 영상을 획득할 수 있다(1224).
- [202] 도 13을 참조하면, 영상 처리부(1020)는, 도 11 또는 도 12와 달리, 단층 영상(1321)을 디블러링하면서 노이즈 필터링을 함께 수행할 수 있다.
- [203] 도 14는 개시된 실시예에 따른 PSF 맵 생성 방법을 나타내는 흐름도이다.
- [204] 도 14를 참조하면, 단층 촬영 장치는, 샘플 객체(sample object)를 서로 다른 복수개의 위치에서 각각 단층 촬영하여 복수개의 샘플 영상을 획득하고, 획득된 복수개의 샘플 영상에 기초하여, 복수개의 위치에 각각 대응되는 복수개의 PSF를 추정할 수 있다(S1410). 여기서, 단층 촬영 장치는, 복수개의 샘플 영상에 기초하여, 위치에 따른 가우시안 함수(Gaussian function)의 형태로 PSF를 추정할 수 있다.
- [205] 단층 촬영 장치는, 복수개의 PSF에 기초하여, 겐트리 내에 형성되는 FOV의 위치에 따라서 변화하는 PSF를 나타내는 PSF 맵을 생성할 수 있다(1420).
- [206] 예를 들어, 단층 촬영 장치는, 복수개의 PSF에 보간법 또는 보외법을 적용하여 PSF 맵을 생성할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [207] 도 15는 개시된 실시예에 따른 단층 영상 처리 방법을 나타내는 흐름도이다.
- [208] 개시된 실시예에 따른 단층 영상 처리 방법의 동작 구성은, 도 1 내지 도 13을 참조하여 설명한 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치(500, 1000)의 동작 구성과 동일하다. 따라서, 단층 촬영 방법을 설명하는데 있어서, 도 1 내지 도 13과 중복되는 설명은 생략한다.
- [209] 도 15를 참조하면, 개시된 실시예에 따른 단층 영상 처리 방법은, 샘플 객체를 서로 다른 복수개의 위치에서 각각 단층 촬영하여 획득된 복수개의 샘플 영상에 기초하여, 상기 복수개의 위치에 각각 대응되는 복수개의 PSF를 추정한다(S1510). S1510 단계의 동작은, 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치(500)의 제어부(510)에서 수행될 수 있다.
- [210] 개시된 실시예에 따른 단층 영상 처리 방법은, 상기 복수개의 PSF에 기초하여, 위치에 따라 변화하는 PSF를 나타내는 PSF 맵을 생성한다(S1520).
- [211] 개시된 실시예에 따른 단층 영상 처리 방법은, 생성된 PSF 맵에 기초하여 단층 영상을 디블러링하여, 최종 단층 영상을 획득한다(S1530). 구체적으로, 생성된 PSF 맵에 기초하여 단층 영상을 디컨볼루션하면, 단층 영상에 존재하는 블러링 아티팩트를 개선할 수 있다. S1530 단계의 동작은, 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치(500)의 영상 처리부(520)에서 수행될 수 있다.
- [212] 개시된 실시예에 따른 단층 영상 처리 방법은, 단층 영상으로부터 노이즈 성분을 필터링하고, PSF 맵에 기초하여 노이즈 성분이 필터링된 영상을

디블러링 할 수 있다.

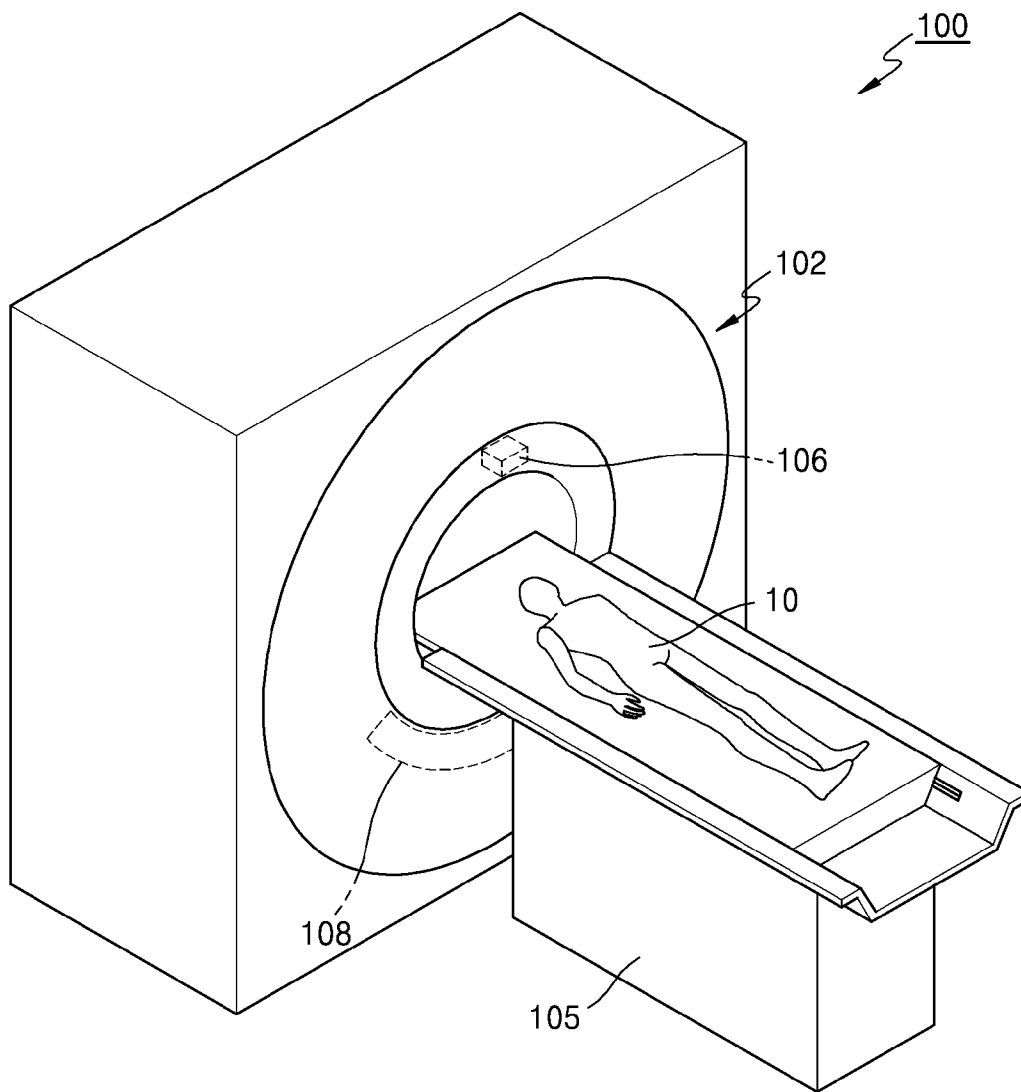
- [213] 또한, 단층 영상 처리 방법은, 단층 영상과 노이즈 성분이 필터링된 영상의 차영상(difference image)를 생성하여, 노이즈 성분을 획득할 수 있다. 그리고, 획득된 노이즈 성분을 디블러링된 영상에 더하여 생성된 합영상(sum image)을 최종 단층 영상으로 획득할 수 있다. 여기서, 노이즈 성분의 필터링은, 영상을 디블러링 하기 전에 수행되거나, 또는 영상을 디블러링 한 후에 수행될 수 있다. 또한, 단층 영상 처리 방법은, 정규항(regularization term) 등을 이용하여 노이즈 성분을 필터링하면서, 영상을 디블러링할 수 있다.
- [214] 도 16은 개시된 실시예들에 따른 단층 촬영 장치 및 단층 영상 처리 방법에 따라, 단층 영상으로부터 블러링 아티팩트가 개선된 것을 설명하기 위한 도면이다.
- [215] 도 16을 참조하면, 좌측에 도시된 영상(1600)은, 일반적인 방법에 의해 복원된 단층 영상의 일 예이다. 예를 들어, 영상(1600)은 여과 후 역투사(Filtered Backprojection) 방법에 의해 복원된 영상일 수 있다. 여기서, 영상(1600)은 블러링 아티팩트가 존재하기 때문에, 대상체의 윤곽이 흐릿하게 나타난다.
- [216] 우측에 도시된 영상(1610)은, 개시된 실시예에 따른 단층 촬영 장치 및 단층 영상 처리 방법에 따라, 블러링 아티팩트가 개선된 영상의 일 예이다. 영상(1610)은, 블러링 아티팩트가 효과적으로 개선되어 대상체의 윤곽이 뚜렷하게 나타나고, 노이즈 성분이 강조되어 나타나지 않는다.
- [217] 전술한 바와 같이, 개시된 실시예들에 따른 단층 촬영 장치 및 그에 따른 단층 영상 처리 방법은, FOV의 위치에 따라 다른 PSF 맵을 생성함으로써, 단층 영상에 존재하는 블러링 아티팩트를 보다 효과적으로 개선할 수 있다. 또한, 영상에서 대상체를 나타내는 부분과 노이즈 성분을 구별하여 처리함으로써, 영상을 디블러링할 때 노이즈가 강조되어 나타나는 것을 방지할 수 있다.
- [218] 한편, 상술한 본 발명의 실시예들은 컴퓨터에서 실행될 수 있는 프로그램으로 작성가능하고, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 이용하여 상기 프로그램을 동작시키는 범용 디지털 컴퓨터에서 구현될 수 있다.
- [219] 상기 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 마그네틱 저장매체(예를 들면, 롬, 플로피 디스크, 하드디스크 등), 광학적 판독 매체(예를 들면, 시디롬, 디브이디 등) 및 캐리어 웨이브(예를 들면, 인터넷을 통한 전송)와 같은 저장매체를 포함한다.
- [220] 이상과 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

청구범위

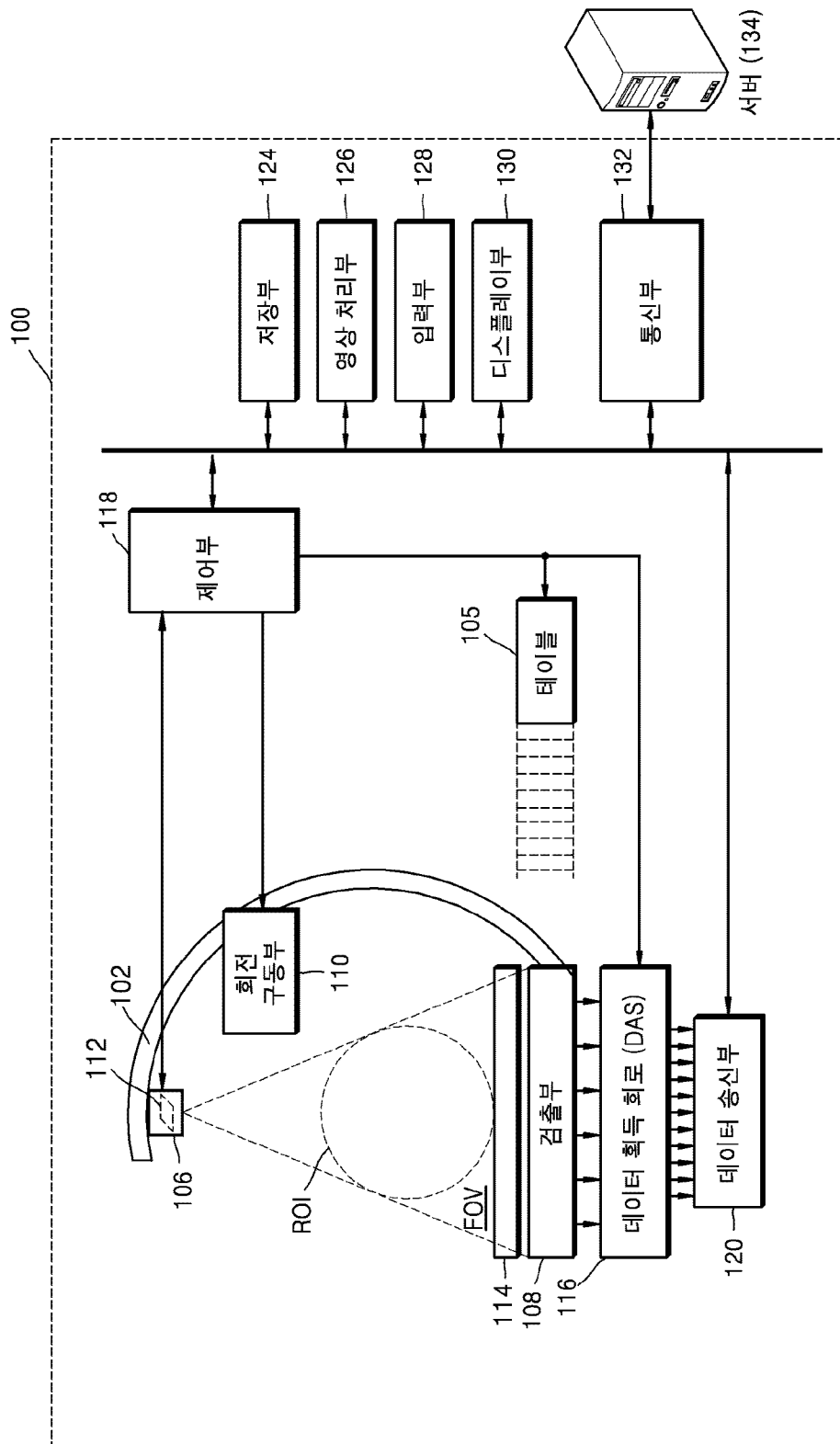
- [청구항 1] 갠트리 내에 형성되는 FOV(Field Of View) 내의 위치에 따라서 변화하는 PSF를 나타내는 PSF 맵을 획득하는 제어부; 및
 상기 PSF 맵에 기초하여 단층 영상을 디블러링 하여, 최종 단층 영상을 획득하는, 영상 처리부;
 를 포함하는, 단층 촬영 장치.
- [청구항 2] 제 1항에 있어서, 상기 제어부는,
 샘플 객체를 서로 다른 복수개의 위치에서 각각 단층 촬영하여 획득된 복수개의 샘플 영상에 기초하여, 상기 복수개의 위치에 각각 대응되는 복수개의 PSF를 추정하고, 상기 추정된 PSF에 기초하여 상기 PSF 맵을 생성하는, 단층 촬영 장치.
- [청구항 3] 제 2항에 있어서, 상기 제어부는,
 상기 복수개의 샘플 영상에 기초하여 위치에 따른 가우시안 함수(Gaussian function)의 형태로 PSF를 추정하는, 단층 촬영 장치.
- [청구항 4] 제 2항에 있어서, 상기 제어부는,
 상기 복수개의 PSF에 보간법(interpolation)을 적용하여 상기 PSF 맵을 생성하는, 단층 촬영 장치.
- [청구항 5] 제 2항에 있어서, 상기 제어부는,
 상기 복수개의 PSF에 보외법(extrapolation)을 적용하여 상기 PSF 맵을 생성하는, 단층 촬영 장치.
- [청구항 6] 제 1항에 있어서, 상기 단층 촬영 장치는,
 대상체를 단층 촬영하여 단층 데이터를 획득하는, 데이터 획득부를 더 포함하고,
 상기 영상 처리부는,
 상기 획득된 단층 데이터에 기초하여 상기 단층 영상을 복원하고, 상기 PSF 맵에 기초하여 상기 단층 영상을 디블러링 하여, 상기 최종 단층 영상을 획득하는, 단층 촬영 장치.
- [청구항 7] 제 1항에 있어서, 상기 영상 처리부는,
 상기 단층 영상으로부터 노이즈 성분을 필터링하고, 상기 획득된 PSF 맵에 기초하여, 상기 노이즈 성분이 필터링된 영상을 디블러링 하는, 단층 촬영 장치.
- [청구항 8] 제 7항에 있어서, 상기 영상 처리부는,
 상기 단층 영상과 상기 노이즈 성분이 필터링된 영상의 차영상을 생성하여, 노이즈 성분을 획득하고, 상기 획득된 노이즈 성분을 상기 디블러링된 영상에 더한 합영상을 상기 최종 단층 영상으로 획득하는, 단층 촬영 장치.
- [청구항 9] 제 1항에 있어서, 상기 단층 촬영 장치는,

- 상기 복수개의 PSF를 저장하는 저장부를 더 포함하는, 단층 촬영 장치.
- [청구항 10] 겐트리 내에 형성되는 FOV 내의 위치에 따라서 변화되는 PSF를 나타내는 PSF 맵을 획득하는 단계; 및
상기 PSF 맵에 기초하여 단층 영상을 디블러링 하여, 최종 단층 영상을 획득하는 단계;
를 포함하는, 단층 영상 처리 방법.
- [청구항 11] 제 10항에 있어서, 상기 PSF 맵을 획득하는 단계는,
샘플 객체를 서로 다른 복수개의 위치에서 각각 단층 촬영하여 획득된 복수개의 샘플 영상에 기초하여, 상기 복수개의 위치에 각각 대응되는 복수개의 PSF를 추정하는 단계; 및
상기 추정된 복수개의 PSF에 기초하여 상기 PSF 맵을 생성하는 단계를 포함하는, 단층 영상 처리 방법.
- [청구항 12] 제 11항에 있어서, 상기 PSF를 추정하는 단계는,
상기 복수개의 샘플 영상에 기초하여, 위치에 따른 가우시안 함수 (Gaussian function)의 형태로 PSF를 추정하는 단계를 포함하는, 단층 영상 처리 방법.
- [청구항 13] 제 10항에 있어서, 상기 최종 단층 영상을 획득하는 단계는,
대상체를 단층 촬영하여 획득된 단층 데이터에 기초하여, 상기 단층 영상을 복원하는 단계; 및
상기 PSF 맵에 기초하여, 상기 단층 영상을 디블러링 하여, 상기 최종 단층 영상을 획득하는 단계;
를 포함하는, 단층 영상 처리 방법.
- [청구항 14] 제 10항에 있어서, 상기 최종 단층 영상을 획득하는 단계는,
상기 단층 영상으로부터 노이즈 성분을 필터링하는 단계; 및
상기 생성된 PSF 맵에 기초하여, 상기 노이즈 성분이 필터링된 영상을 디블러링 하는 단계;
를 포함하는, 단층 영상 처리 방법.
- [청구항 15] 제 10항에 있어서, 상기 최종 단층 영상을 획득하는 단계는,
상기 단층 영상과 노이즈 성분이 필터링된 영상의 차영상을 생성하여, 노이즈 성분을 획득하는 단계; 및
상기 획득된 노이즈 성분을 상기 디블러링된 영상에 더하여 합영상을 상기 최종 단층 영상으로 획득하는 단계;
를 포함하는, 단층 영상 처리 방법.

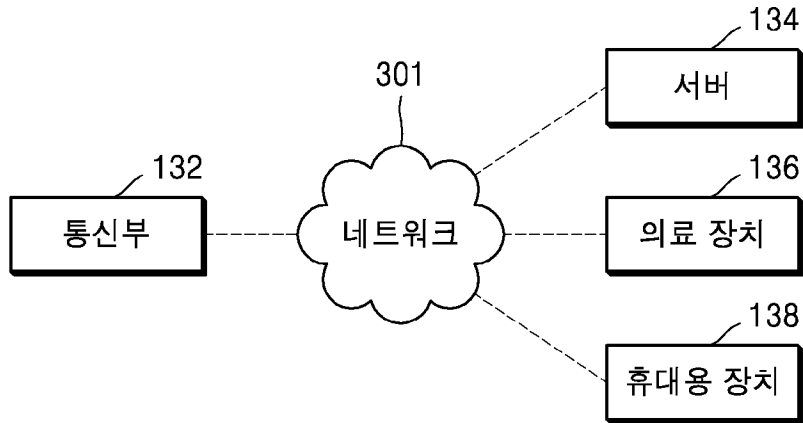
[도1]



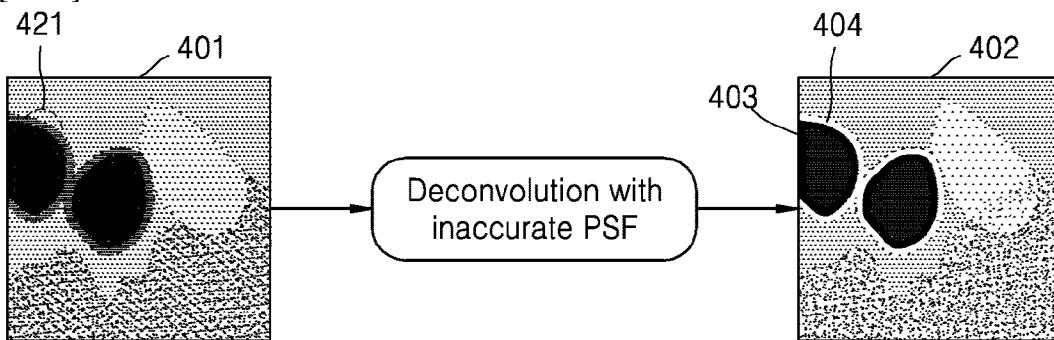
[도2]



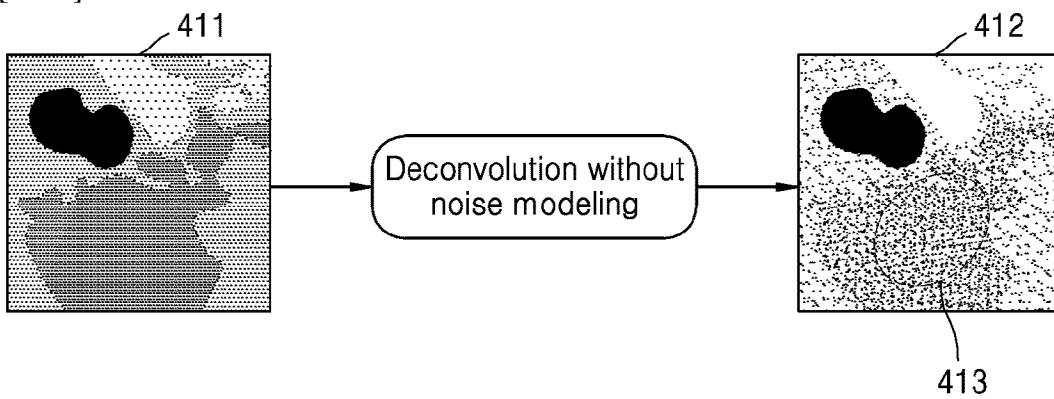
[도3]



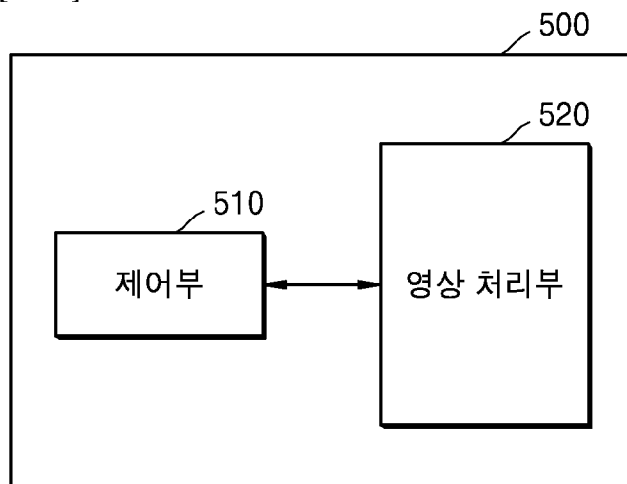
[도4a]



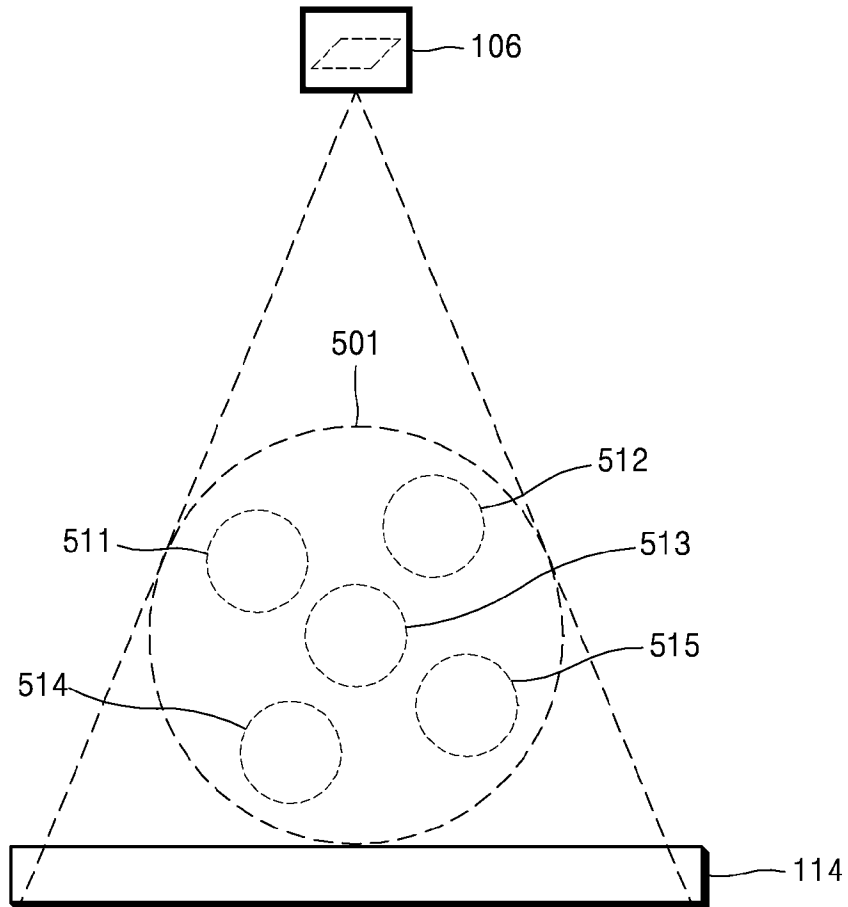
[도4b]



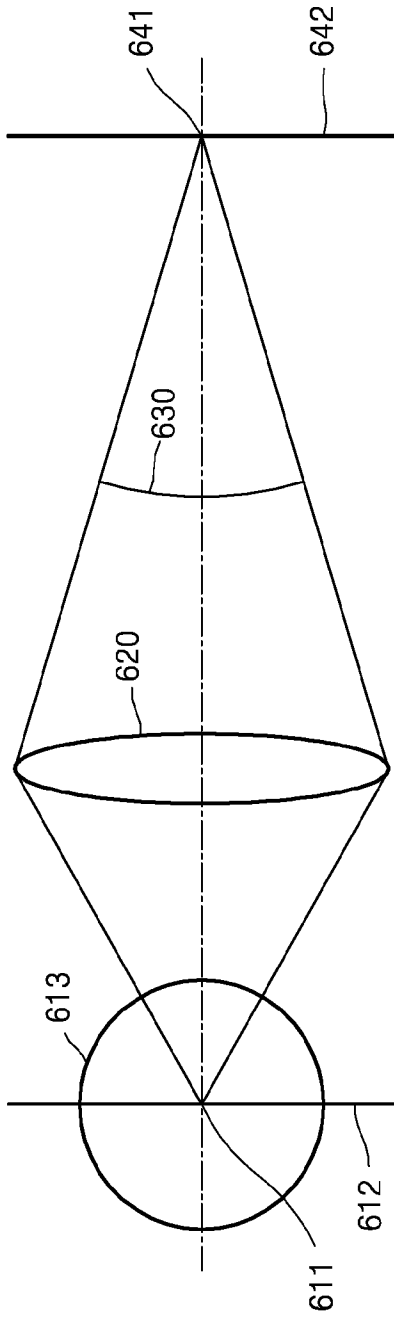
[도5a]



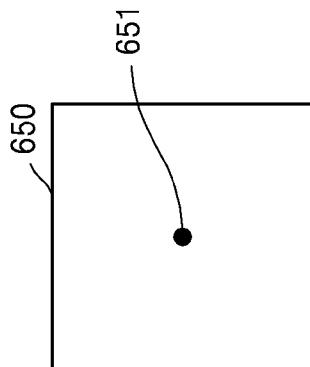
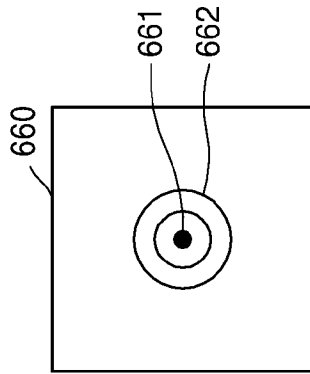
[도5b]



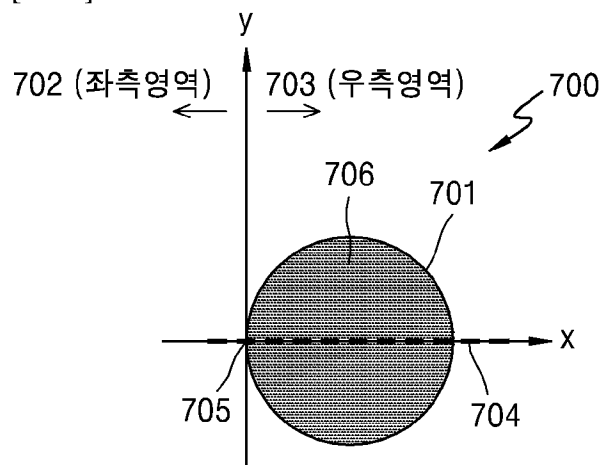
[도6a]



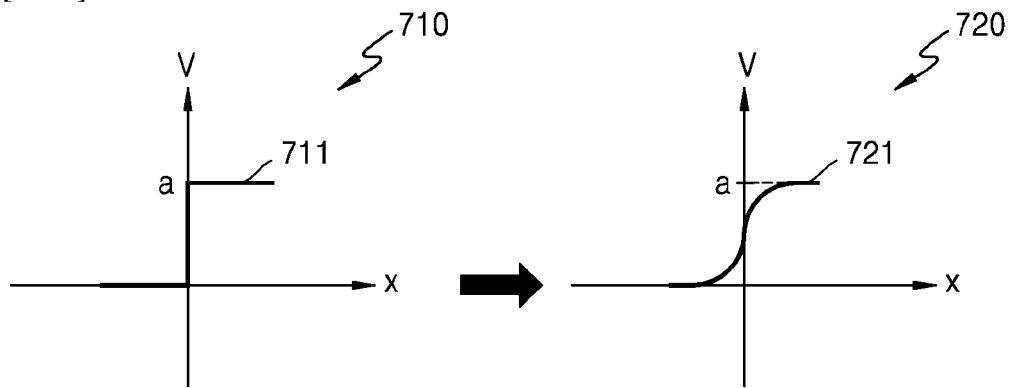
[도6b]



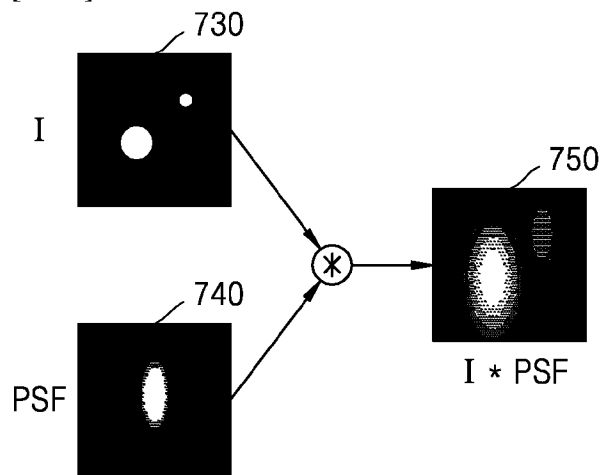
[도7a]



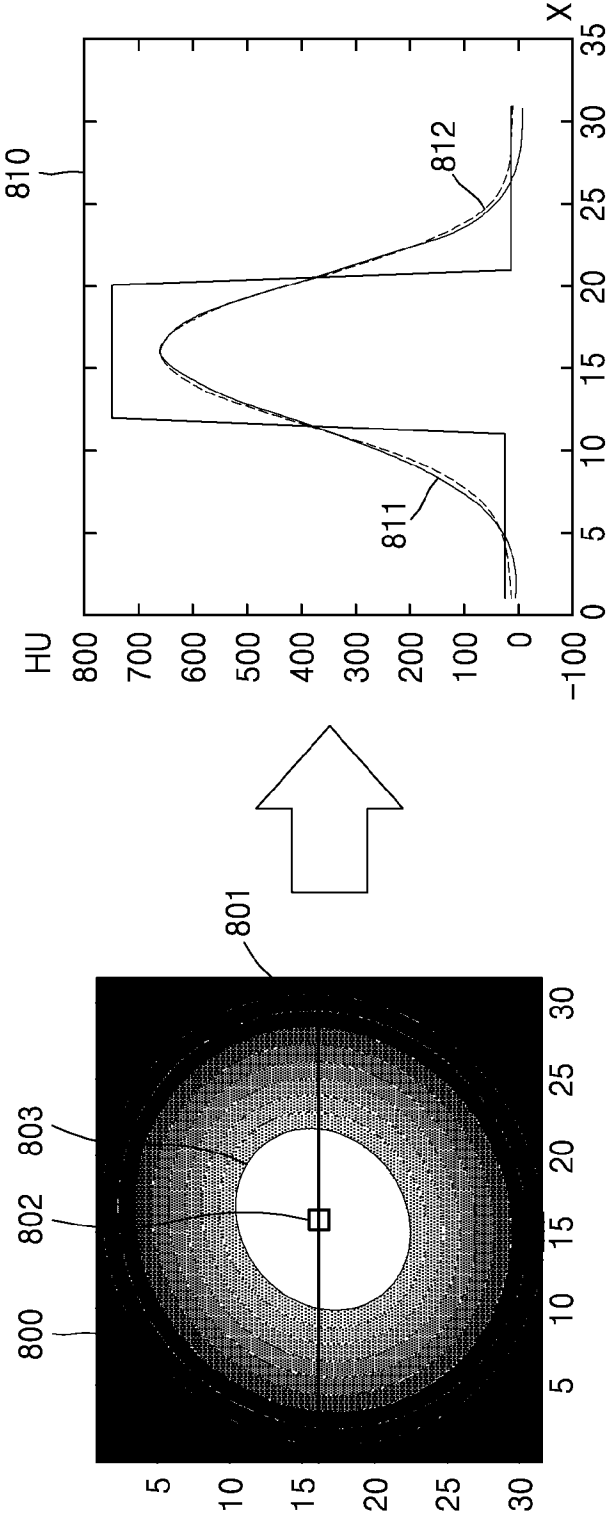
[도7b]



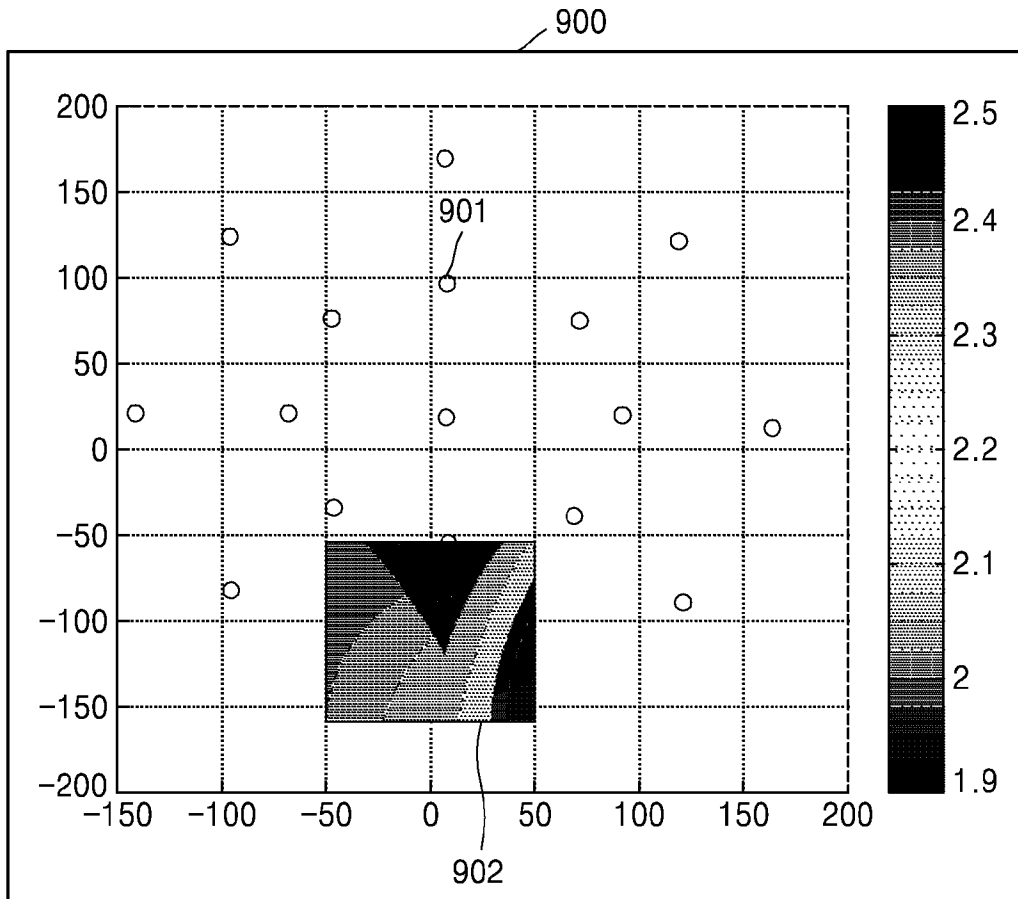
[도7c]



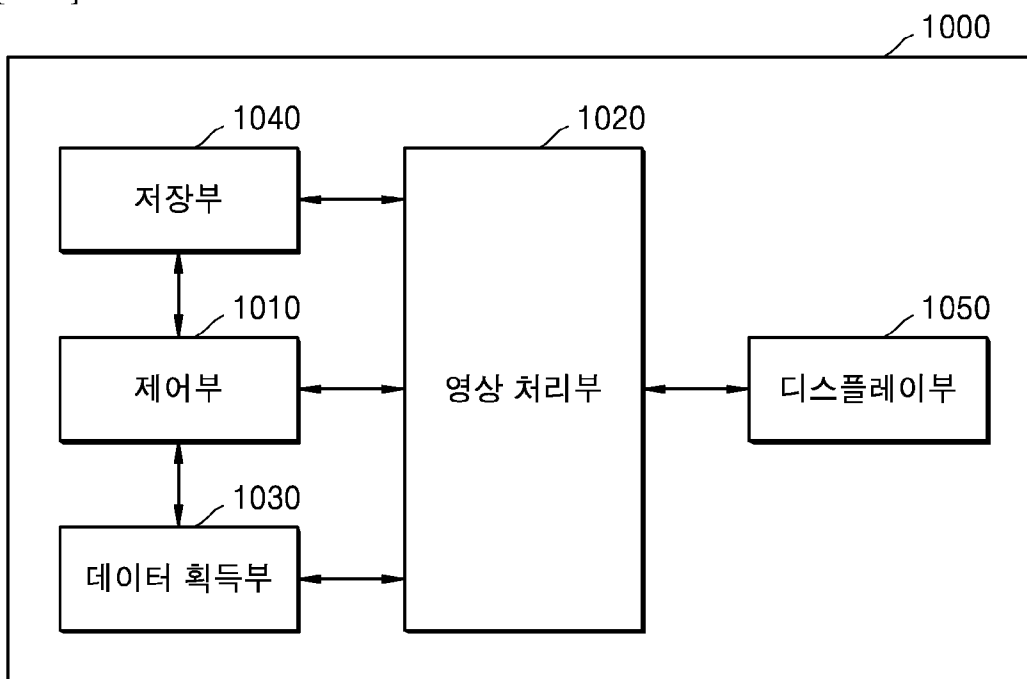
[도8]



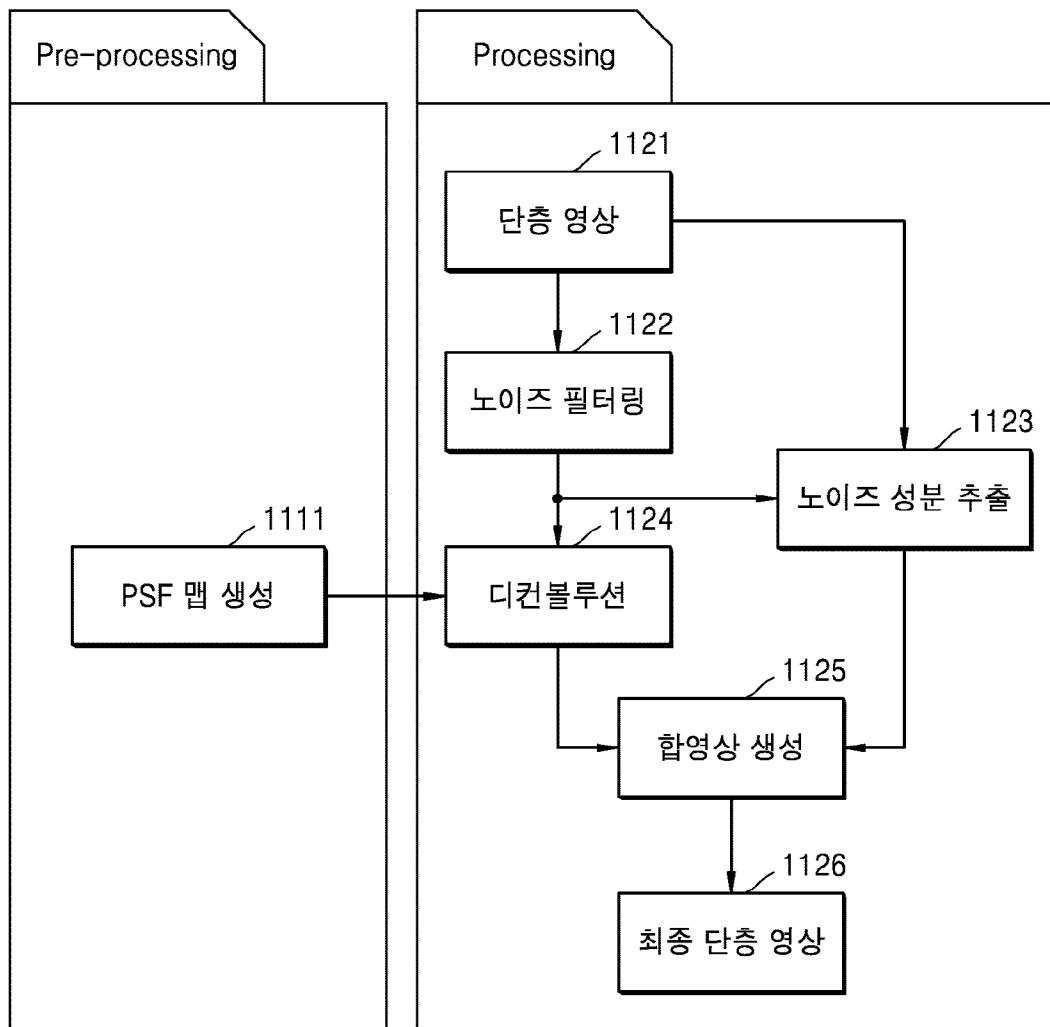
[도9]



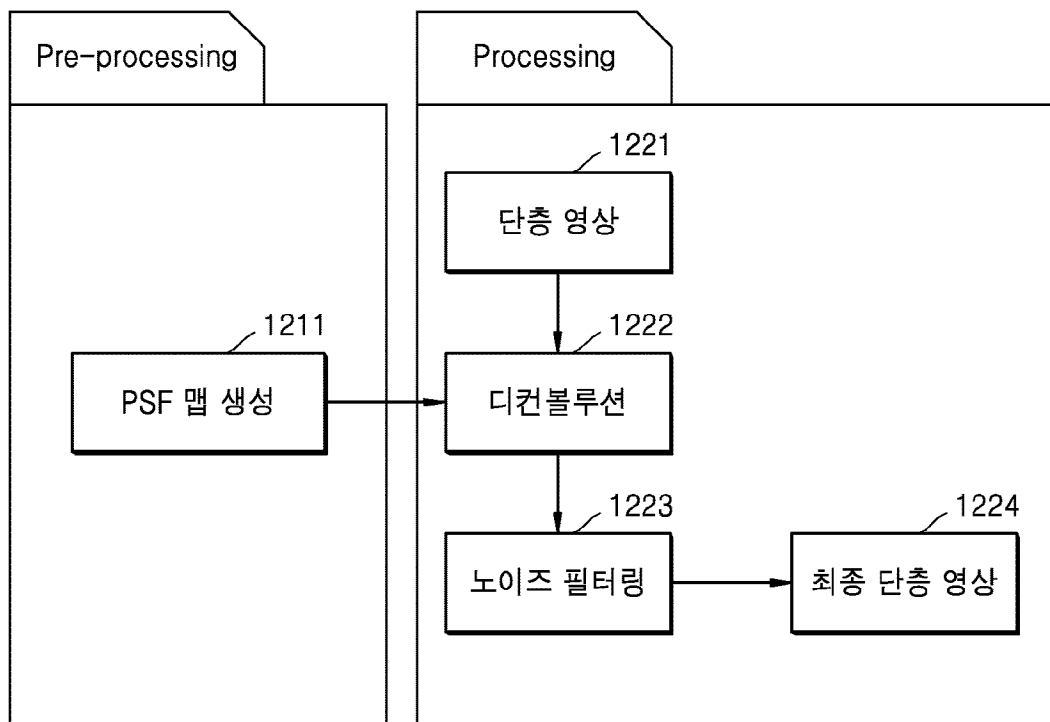
[도10]



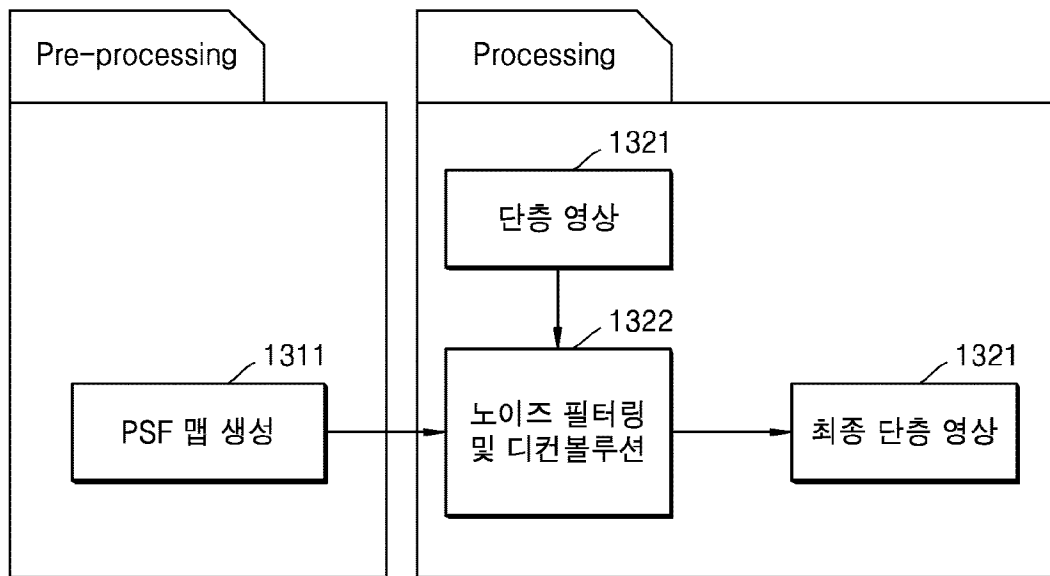
[도11]



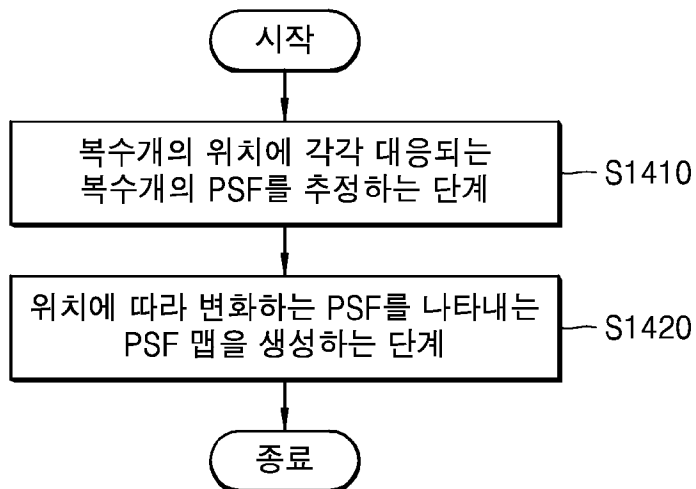
[도12]



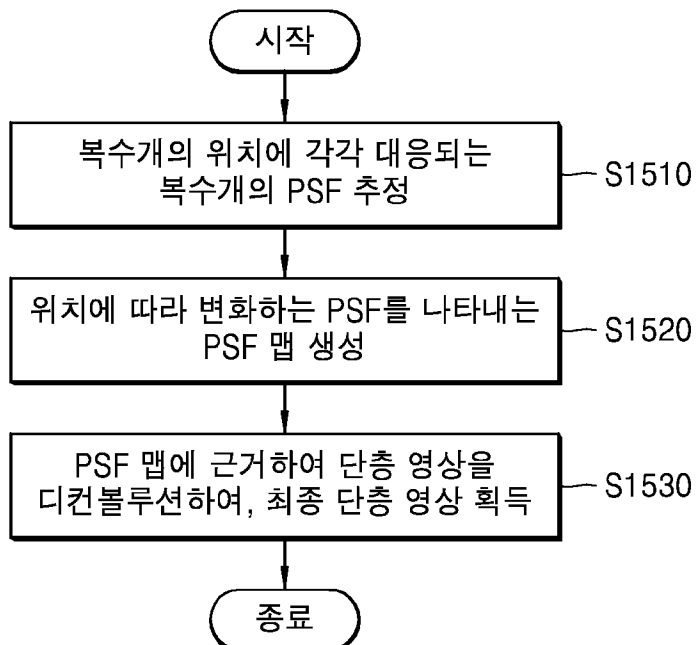
[도13]



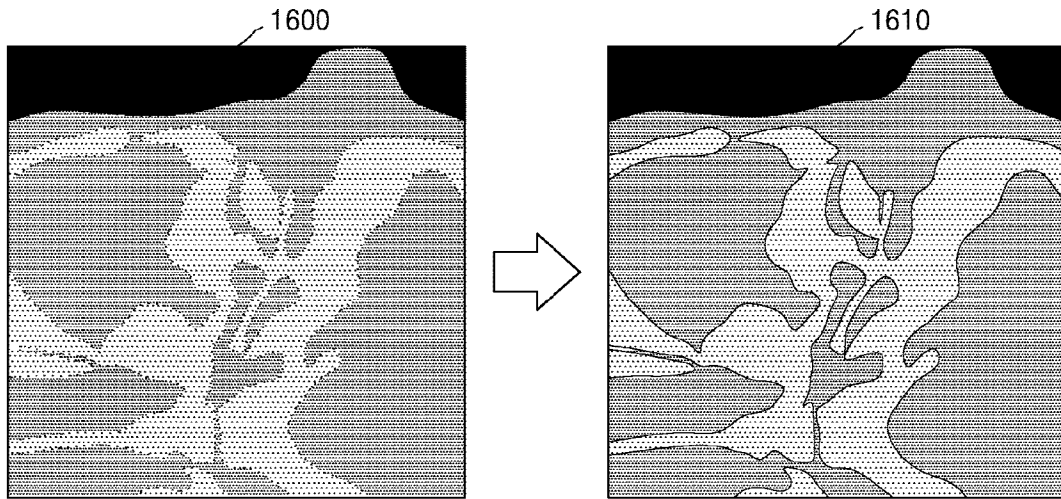
[도14]



[도15]



[도16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2016/003299**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER***A61B 6/00(2006.01)i, A61B 6/03(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 6/00; G01T 1/161; A61B 6/03; G06T 7/00; G06T 1/00; G06T 5/00

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: PSF, single layer, deblurring

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	KR 10-2014-0024646 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 03 March 2014 See abstract, paragraphs [40]-[82], claim 5 and figure 1.	1-6,9-13
Y		7,14
A		8,15
Y	KR 10-2014-0102515 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 22 August 2014 See abstract, claim 6 and figure 1.	7,14
A	US 2015-0063716 A1 (ADOBE SYSTEMS INCORPORATED) 05 March 2015 See abstract, paragraphs [65]-[77] and claim 8.	1-15
A	KR 10-2014-0130786 A (KOREA ADVANCED INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) 12 November 2014 See abstract, paragraph [36] and claim 1.	1-15
A	KR 10-2015-0021231 A (VATECH CO., LTD. et al.) 02 March 2015 See abstract, paragraphs [61]-[66], claims 1-10 and figure 5.	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

21 JUNE 2016 (21.06.2016)

Date of mailing of the international search report

24 JUNE 2016 (24.06.2016)

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
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2016/003299

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-2014-0024646 A	03/03/2014	US 2014-0050380 A1 US 9245359 B2	20/02/2014 26/01/2016
KR 10-2014-0102515 A	22/08/2014	NONE	
US 2015-0063716 A1	05/03/2015	US 2014-0133775 A1 US 8867856 B2	15/05/2014 21/10/2014
KR 10-2014-0130786 A	12/11/2014	KR 10-1527656 B1 US 2014-0328528 A1 US 9196063 B2	10/06/2015 06/11/2014 24/11/2015
KR 10-2015-0021231 A	02/03/2015	WO 2015-026164 A1	26/02/2015

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61B 6/00(2006.01)i, A61B 6/03(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61B 6/00; G01T 1/161; A61B 6/03; G06T 7/00; G06T 1/00; G06T 5/00

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: PSF, 단층, 더블러링

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
X	KR 10-2014-0024646 A (삼성전자주식회사) 2014.03.03 요약, 문단번호 [40]-[82], 청구항 5 및 도면 1 참조.	1-6,9-13
Y		7,14
A		8,15
Y	KR 10-2014-0102515 A (삼성전자주식회사) 2014.08.22 요약, 청구항 6 및 도면 1 참조.	7,14
A	US 2015-0063716 A1 (ADOBE SYSTEMS INCORPORATED) 2015.03.05 요약, 문단번호 [65]-[77] 및 청구항 8 참조.	1-15
A	KR 10-2014-0130786 A (한국과학기술원) 2014.11.12 요약, 문단번호 [36] 및 청구항 1 참조.	1-15
A	KR 10-2015-0021231 A (주식회사바텍 등) 2015.03.02 요약, 문단번호 [61]-[66], 청구항 1-10 및 도면 5 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

“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 06월 21일 (21.06.2016)

국제조사보고서 발송일

2016년 06월 24일 (24.06.2016)

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



국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-2014-0024646 A	2014/03/03	US 2014-0050380 A1 US 9245359 B2	2014/02/20 2016/01/26
KR 10-2014-0102515 A	2014/08/22	없음	
US 2015-0063716 A1	2015/03/05	US 2014-0133775 A1 US 8867856 B2	2014/05/15 2014/10/21
KR 10-2014-0130786 A	2014/11/12	KR 10-1527656 B1 US 2014-0328528 A1 US 9196063 B2	2015/06/10 2014/11/06 2015/11/24
KR 10-2015-0021231 A	2015/03/02	WO 2015-026164 A1	2015/02/26