

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구  
국제사무국



(10) 국제공개번호

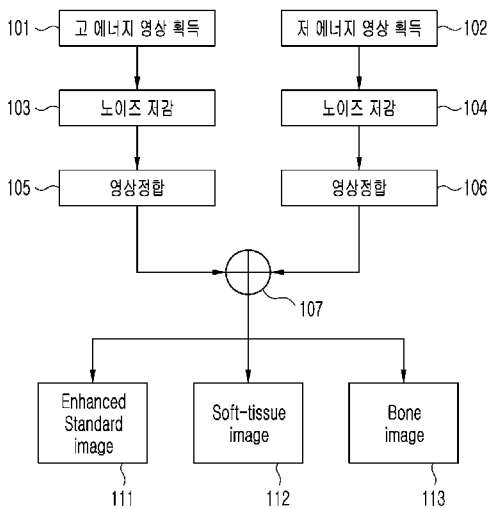
(43) 국제공개일  
2023년 10월 19일 (19.10.2023) WIPO | PCT

WO 2023/200043 A1

- (51) 국제특허분류: *A61B 6/00* (2006.01) *G06T 7/30* (2017.01) *G06T 11/00* (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2022/009029
- (22) 국제출원일: 2022년 6월 24일 (24.06.2022)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보: 10-2022-0044502 2022년 4월 11일 (11.04.2022) KR
- (71) 출원인: 주식회사 디알텍 (DRTECH CORPORATION) [KR/KR]; 13216 경기도 성남시 중원구 둔촌대로541번길 29, Gyeonggi-do (KR).
- (72) 발명자: 최일웅 (CHOL, Il Woong); 08817 서울특별시 관악구 신림로11길 89-7, 202, Seoul (KR). 신철우 (SHIN, Choul Woo); 13476 경기도 성남시 분당구 판교로 50, 101동 1102호, Gyeonggi-do (KR). 조미정 (JO, Mi Jung); 16691 경기도 수원시 영통구 영통로154번길 56, 108동 1501호, Gyeonggi-do (KR). 서원택 (SEO, Won Taek); 13588 경기도 성남시 분당구 중앙공원로 17, 323동 2405호, Gyeonggi-do (KR).
- (74) 대리인: 특허법인 명인 (MI PATENT AND LAW FIRM); 06240 서울특별시 강남구 테헤란로 4길 45, 5층, 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, 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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, SC, 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).

(54) Title: X-RAY IMAGING DEVICE AND X-RAY IMAGING METHOD USING SAME

(54) 발명의 명칭: 엑스선 촬영 장치 및 이를 이용하는 엑스선 촬영 방법



- 101 ... Obtain high-energy image
- 102 ... Obtain low-energy image
- 103 ... Reduce noise
- 104 ... Reduce noise
- 105 ... Adjust image
- 106 ... Adjust image
- 111 ... Enhanced Standard image
- 112 ... Soft-tissue image
- 113 ... Bone image

(57) Abstract: An X-ray imaging device according to an embodiment of the present invention comprises an X-ray irradiation module, an X-ray detection module, and an image processor. The image processor is configured to perform the steps of: obtaining a high-energy image and a low-energy image respectively obtained by X-rays of relatively high energy and relatively low energy; decomposing the high-energy image so as to generate a plurality of high-energy frequency component images for each frequency band; decomposing the low-energy image so as to generate a plurality of low-energy frequency component images for each frequency band; generating a merged frequency component image by merging at least some of the plurality of high-energy frequency component images for each frequency band and at least some of the plurality of low-energy frequency component images for each frequency band; and generating a standard image using the merged frequency component image.

(57) 요약서: 본 발명의 실시예에 따른 엑스선 촬영 장치는 엑스선 조사 모듈, 엑스선 검출 모듈, 그리고 이미지 프로세서를 포함한다. 상기 이미지 프로세서는 상대적으로 큰 에너지와 상대적으로 작은 에너지의 엑스선에 의해 각각 얻어진 고에너지 영상과 저에너지 영상을 획득하는 단계, 상기 고에너지 영상을 분해하여 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수 성분 영상을 생성하는 단계, 상기 저에너지 영상을 분해하여 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수 성분 영상을 생성하는 단계, 상기 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수 성분 영상의 적어도 일부를 상기 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수 성분 영상의 적어도 일부를 병합하여 병합된 주파수 성분 영상을 생성하는 단계, 그리고 상기 병합 주파수 성분 영상을 이용하여 스탠다드 영상을 생성하는 단계를 수행하도록 구성된다.

WO 2023/200043 A1

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제21조(3))

## 명세서

### 발명의 명칭: 엑스선 촬영 장치 및 이를 이용하는 엑스선 촬영 방법 기술분야

- [1] 본 발명은 엑스선을 이용하여 이미지를 획득하는 엑스선 촬영 장치 및 이를 이용하는 엑스선 촬영 방법에 관한 것이다.

#### 배경기술

- [2] 엑스선 촬영 장치는 인체 또는 동물의 몸체의 환부에 엑스선을 조사하고 투과되는 엑스선을 입사받아 환부의 이미지를 획득하는 촬영 장치이다. 이러한 엑스선 촬영 장치는 지속적으로 또는 연속적으로 환부에 대한 엑스선 영상을 제공하는 장치이며 환부의 진단이나 판독, 다양한 의료 기술을 위해 널리 이용되고 있다.
- [3] 신체 부위, 예를 들어 흉부의 디지털 엑스선 영상에서 연부조직(soft tissue)과 뼈(bone)를 분리 추출한 이미지를 생성하기 위한 영상처리 기법으로 DES(Dual Energy Subtraction) 기술이 사용되고 있다. DES는 특히 흉부의 진단 정확성을 높이기 위해 많이 사용되고 있다. DES 기술은 연부조직과 뼈의 저에너지와 고에너지 엑스선의 감쇠 차이에 기반하며 각 물질에 대한 저에너지와 고에너지 조건에서의 엑스선의 감쇠 차이의 비율의 계산을 통해 흉부 엑스선 영상의 뼈 또는 연부조직에 해당하는 부분을 소거하여 연부조직 이미지와 뼈 이미지를 각각 생성한다. 통상 엑스선 영상에서 특정 부분을 제거하는 것을 차감(subtraction)이라고 칭한다.
- [4] DES에 의해 획득된 연부조직 이미지와 뼈 이미지는 기존의 일반적인 흉부 엑스선 이미지보다 개선된 시인성으로 병변에 대한 정확한 진단을 가능하게 한다. 이러한 DES 처리에 이용되는 듀얼 에너지 엑스선 영상의 2샷 촬영은 수백 밀리세컨드(msec) 간격으로 고에너지 및 저에너지 엑스선을 피사체에 조사하여 수행되며, 이로 인해 2샷을 촬영하는 과정에서 피사체가 움직이면 이미지 사이의 위치가 어긋나면서 차감 이미지에 모션 잡음(motion artifact)이 발생한다. 이로 인해 2샷 촬영을 하는 경우 모션 잡음을 감소시키기 위해 피사체를 고정하여 촬영이 이루어지고 있지만, 심장, 폐혈관 등에는 큰 변화가 발생해 모션 잡음이 나타날 수밖에 없으며 이는 이미지 품질에 부정적 영향을 주어 영상 진단에 방해가 될 수 있다.
- [5] <선행기술문헌>
- [6] - 대한민국 등록특허공보 제10-1501086호(2015.03.04.)
- [7] - 일본 등록특허공보 JP6549561B (2019.07.05.)
- [8] - 미국 등록특허공보 US8,315,355B (2012.11.20.)

#### 발명의 상세한 설명

#### 기술적 과제

- [9] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 영상진단의 정확도를 향상시키기 위해 서브트랙션 영상처리에 의해 생성되는 영상의 모션 잡음을 감소시킬 수 있는 방안을 제공하는 것이다.
- [10] 또한 본 발명이 해결하고자 하는 다른 과제는 듀얼 에너지 엑스선을 조사하여 얻어지는 스탠다드 영상, 연부조직 영상 그리고 뼈 영상의 영상 품질을 향상시킬 수 있는 방안을 제공하는 것이다.

### 과제 해결 수단

- [11] 본 발명의 실시예에 따른 엑스선 촬영 장치는 엑스선을 조사할 수 있도록 구성되는 엑스선 조사 모듈, 상기 엑스선 조사 모듈에서 조사되어 검사대상체를 통과한 엑스선을 검출하여 해당하는 디지털 신호를 출력할 수 있도록 구성되는 엑스선 검출 모듈, 그리고 상기 엑스선 검출 모듈의 출력 신호를 이용하여 엑스선 영상을 생성할 수 있도록 구성되는 이미지 프로세서를 포함한다. 상기 이미지 프로세서는 상대적으로 큰 에너지와 상대적으로 작은 에너지의 엑스선에 의해 각각 얻어진 고에너지 영상과 저에너지 영상을 획득하는 단계, 상기 고에너지 영상을 분해하여 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수 성분 영상을 생성하는 단계, 상기 저에너지 영상을 분해하여 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수 성분 영상을 생성하는 단계, 상기 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수 성분 영상의 적어도 일부와 상기 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수 성분 영상의 적어도 일부를 병합하여 병합된 주파수 성분 영상을 생성하는 단계, 그리고 상기 병합된 주파수 성분 영상을 이용하여 스탠다드 영상을 생성하는 단계를 수행하도록 구성된다.
- [12] 본 발명의 실시예에 따르면, 상기 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수 성분 영상은 복수의 레벨의 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 복수의 레벨의 고에너지 가우시안 피라미드 영상을 포함할 수 있고, 상기 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수 성분 영상은 복수의 레벨의 저에너지 라플라시안 피라미드 영상과 복수의 레벨의 저에너지 가우시안 피라미드 영상을 포함할 수 있다. 상기 병합된 주파수 성분 영상은 상기 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 상기 저에너지 라플라시안 피라미드 영상이 각 레벨 별로 병합되어 생성될 수 있다.
- [13] 상기 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 상기 저에너지 라플라시안 피라미드 영상은 각 레벨 별로 복수의 픽셀을 포함하는 패치 단위로 서로 병합될 수 있고, 상기 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 상기 저에너지 라플라시안 피라미드 영상을 상기 레벨 별로 상기 패치 단위로 병합할 때 해당 레벨의 고에너지 가우시안 피라미드 영상과 저에너지 가우시안 피라미드 영상의 해당하는 패치 중 더 큰 콘트라스트 값을 갖는 쪽에 해당하는 패치가 선택되어 병합이 이루어질 수 있다. 상기 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 상기 저에너지 라플라시안 피라미드 영상은 각 레벨 별로 픽셀 단위로 또는 복수의 픽셀을 포함하는 패치 단위로 서로 병합될 수 있고, 상기 고에너지 라플라시안

피라미드 영상과 상기 저에너지 라플라시안 피라미드 영상을 상기 레벨 별로 병합할 때 해당 레벨의 고에너지 가우시안 피라미드 영상과 저에너지 가우시안 피라미드 영상의 해당하는 패치 중 더 큰 콘트라스트를 나타내는 통계값을 갖는 쪽에 해당하는 픽셀 또는 패치가 선택되어 병합이 이루어지거나 해당 레벨의 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 저에너지 라플라시안 피라미드 영상의 해당하는 패치 중 더 큰 콘트라스트를 나타내는 통계값을 갖는 쪽에 해당하는 픽셀 또는 패치가 선택되어 병합이 이루어질 수 있다.

- [14] 상기 고에너지 가우시안 피라미드 영상과 상기 저에너지 가우시안 피라미드 영상의 해당하는 패치의 통계값의 비교를 기초로 상기 병합이 이루어지는 경우, 상기 콘트라스트를 나타내는 통계값은 상기 해당하는 패치를 구성하는 복수의 픽셀의 밝기값의 표준편차 또는 절대편차의 평균일 수 있다. 한편, 상기 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 상기 저에너지 라플라시안 피라미드 영상의 해당하는 패치의 통계값의 비교를 기초로 상기 병합이 이루어지는 경우, 상기 콘트라스트를 나타내는 통계값은 상기 해당하는 패치를 구성하는 복수의 픽셀의 밝기값의 평균값 또는 메디안일 수 있다.
- [15] 한편, 본 발명의 다른 실시예에 따르면, 상기 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수 성분 영상은 푸리에 변환 또는 웨이블릿 변환으로 분해된 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수 성분 영상을 포함할 수 있다. 상기 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수 성분 영상은 푸리에 변환 또는 웨이블릿 변환으로 분해된 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수 성분 영상을 포함할 수 있고, 상기 병합된 주파수 성분 영상은 상기 고에너지 주파수 성분 영상과 상기 저에너지 주파수 성분 영상이 각 주파수 대역별로 병합되어 푸리에 역변환 또는 웨이블릿 역변환으로 생성될 수 있다.
- [16] 상기 고에너지 주파수 성분 영상과 상기 저에너지 주파수 성분 영상은 각 주파수 대역별로 픽셀 단위로 또는 복수의 픽셀을 포함하는 패치 단위로 서로 병합될 수 있고, 상기 고에너지 주파수 성분 영상과 상기 저에너지 주파수 성분 영상을 상기 주파수 대역별로 병합할 때 해당 주파수 대역의 고에너지 주파수 성분 영상과 저에너지 주파수 성분 영상의 대응하는 패치 중 더 큰 콘트라스트를 나타내는 통계값을 갖는 쪽에 해당하는 픽셀 또는 패치가 선택되어 병합이 이루어질 수 있다.
- [17] 상기 고에너지 주파수 성분 영상과 상기 저에너지 주파수 성분 영상의 대응하는 패치의 통계값의 비교를 기초로 상기 병합이 이루어지는 경우 상기 콘트라스트를 나타내는 통계값은 상기 해당하는 패치를 구성하는 복수의 픽셀값의 절대치의 평균값 또는 메디안일 수 있다.
- [18] 상기 스탠다드 영상은 상기 병합된 주파수 성분 영상을 구성하는 복수의 주파수 대역별 주파수 성분 영상을 병합하여 생성될 수 있다.
- [19] 상기 이미지 프로세서는 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 중 하나 이상을 정합하는 단계를 더 수행하도록 구성될 수 있고, 상기 정합은 빼와

연부조직의 모션의 차이를 반영할 수 있도록 뼈 마스킹 정보와 연부조직 마스킹 정보를 각각 이용하여 수행되는 복수의 영상 정합을 포함할 수 있다.

- [20] 상기 정합 단계는 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상의 차감 연산을 통해 뼈 영상과 연부조직 영상을 각각 생성하는 단계, 상기 생성된 뼈 영상과 상기 생성된 연부조직 영상으로부터 상기 뼈 마스킹 정보를 포함하는 뼈 마스킹 영상과 연부조직 마스킹 영상을 각각 생성하는 단계, 상기 뼈 마스킹 영상을 이용하여 정합 대상인 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 중 하나 이상을 일차적으로 정합하는 단계, 그리고 상기 연부조직 마스킹 영상을 이용하여 상기 일차적으로 정합된 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 중 하나 이상을 추가로 정합하는 단계를 포함할 수 있다.
- [21] 상기 뼈 마스킹 영상은 상기 뼈 영상에 포함된 뼈의 에지 위치 정보를 포함할 수 있고, 상기 연부조직 마스킹 영상은 상기 연부조직 영상에 포함된 연부조직의 에지 위치 정보를 포함할 수 있다.
- [22] 상기 뼈 마스킹 영상을 이용하는 일차 정합은 전역적 최적화(global optimization) 기반의 영상 정합 알고리즘을 이용할 수 있다.
- [23] 상기 영상 정합 알고리즘은 FFD(Free-Form Deformation) 방법으로 뼈의 모션에 중점을 두는 영상 정합 알고리즘일 수 있다.
- [24] 상기 연부조직 마스킹 영상을 이용하는 추가 정합은 미리 정해진 개수의 복수의 픽셀을 포함하는 패치 단위로 고에너지 영상과 저에너지 영상의 유사도를 측정하여 국소적으로 정합하는 기법에 의해 이루어질 수 있다.
- [25] 상기 유사도는 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 간의 화소값 또는 정보 엔트로피의 계산을 통해 측정될 수 있다.
- [26]
- [27] \*상기 유사도는 NCC(Normalized Cross Correlation) 및 MI(Mutual Information) 중 하나 이상을 이용하여 측정될 수 있다.
- [28] 본 발명의 다른 실시예에 따른 엑스선 촬영 장치는 엑스선을 조사할 수 있도록 구성되는 엑스선 조사 모듈, 상기 엑스선 조사 모듈에서 조사되어 검사대상체를 통과한 엑스선을 검출하여 해당하는 디지털 신호를 출력할 수 있도록 구성되는 엑스선 검출 모듈, 그리고 상기 엑스선 검출 모듈의 출력 신호를 이용하여 엑스선 영상을 생성할 수 있도록 구성되는 이미지 프로세서를 포함한다. 상기 이미지 프로세서는 상대적으로 큰 에너지와 상대적으로 작은 에너지의 엑스선에 의해 각각 얻어진 고에너지 영상과 저에너지 영상을 획득하는 단계, 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 중 하나 이상을 정합하는 단계, 그리고 상기 정합하는 단계를 거친 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상을 이용하는 연산을 통해 스탠다드 영상, 뼈 영상 그리고 연부조직 영상 중 하나 이상을 생성하는 단계를 수행하도록 구성된다. 여기서, 상기 정합은 뼈와 연부조직의 모션의 차이를 반영할 수 있도록 뼈 마스킹 정보와 연부조직 마스킹 정보를 각각 이용하여 수행되는 복수의 영상 정합을 포함한다.

[29] 본 발명의 실시예에 따른 엑스선 촬영 방법은 검사대상체를 향해 엑스선을 조사하는 단계, 상기 검사대상체를 통과한 엑스선을 검출하여 해당하는 디지털 신호를 생성하는 단계, 그리고 상기 디지털 신호를 이용하여 엑스선 영상을 생성하는 단계를 포함한다. 여기서, 상기 엑스선 영상을 생성하는 단계는 상대적으로 큰 에너지와 상대적으로 작은 에너지의 엑스선에 의해 각각 얻어진 고에너지 영상과 저에너지 영상을 획득하는 단계, 상기 고에너지 영상을 분해하여 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수 성분 영상을 생성하는 단계, 상기 저에너지 영상을 분해하여 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수 성분 영상을 생성하는 단계, 상기 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수 성분 영상의 적어도 일부와 상기 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수 성분 영상의 적어도 일부를 병합하여 병합된 주파수 성분 영상을 생성하는 단계, 그리고 상기 병합된 주파수 성분 영상을 이용하여 스탠다드 영상을 생성하는 단계를 포함한다.

[30] 본 발명의 다른 실시예에 따른 엑스선 촬영 방법은 검사대상체를 향해 엑스선을 조사하는 단계, 상기 검사대상체를 통과한 엑스선을 검출하여 해당하는 디지털 신호를 생성하는 단계, 그리고 상기 디지털 신호를 이용하여 엑스선 영상을 생성하는 단계를 포함한다. 여기서, 상기 엑스선 영상을 생성하는 단계는 상대적으로 큰 에너지와 상대적으로 작은 에너지의 엑스선에 의해 각각 얻어진 고에너지 영상과 저에너지 영상을 획득하는 단계, 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 중 하나 이상을 정합하는 단계, 그리고 상기 정합하는 단계를 거친 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상을 이용하는 연산을 통해 스탠다드 영상, 뼈 영상 그리고 연부조직 영상 중 하나 이상을 생성하는 단계를 포함한다. 상기 정합은 뼈와 연부조직의 모션의 차이를 반영할 수 있도록 뼈 마스킹 정보와 연부조직 마스킹 정보를 각각 이용하여 수행되는 복수의 영상 정합을 포함한다.

### 발명의 효과

[31] 본 발명에 의하면, 서브트랙션 영상처리에 의해 생성되는 영상의 모션 잡음을 감소시킬 수 있다. 또한 듀얼 에너지 엑스선을 조사하여 얻어지는 스탠다드 영상, 연부조직 영상 그리고 뼈 영상의 영상 품질을 향상시킬 수 있다.

### 도면의 간단한 설명

[32] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 엑스선 촬영 장치를 개략적으로 나타낸 도면이다.

[33] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 엑스선 촬영 장치의 개략적인 블록도이다.

[34] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 듀얼 에너지 서브트랙션 영상처리 방법을 개략적으로 나타내는 순서도이다.

[35] 도 4는 엑스선의 에너지에 따른 질량감쇠계수의 변화를 나타내는 그래프이다.

[36] 도 5는 저에너지 엑스선과 고에너지 엑스선에 의해 각각 획득된 저에너지 영상과 고에너지 영상의 예를 보여준다.

- [37] 도 6은 인공지능을 이용한 노이즈 저감 기술이 적용되지 않은 뼈 이미지와 인공지능을 이용한 노이즈 저감 기술이 적용된 뼈 이미지를 각각 보여준다.
- [38] 도 7은 본 발명의 실시예에 따른 영상 정합 과정을 보여주는 순서도이다.
- [39] 도 8은 본 발명의 실시예에 따른 영상 정합을 위해 생성된 뼈와 연부조직의 위치와 모션 발생 정보를 구분하여 각각 추출한 마스킹 영상의 예를 보여준다.
- [40] 도 9는 본 발명의 실시예에 따른 영상 정합 과정 중 뼈 마스킹 영상을 이용한 영상 정합을 설명하기 위한 도면이다.
- [41] 도 10은 본 발명의 실시예에 따른 영상 정합 과정의 적용에 의해 얻어진 영상의 예를 도시한다.
- [42] 도 11은 본 발명의 실시예에 따른 스탠다드 영상을 생성하기 위한 방법의 개략적인 순서도를 도시한다.
- [43] 도 12는 본 발명의 실시예에 따른 스탠다드 영상을 생성하기 위한 라플라시안 피라미드 영상과 가우시안 피라미드 영상의 생성, 및 이들의 병합에 병합 라플라시안 피라미드 영상의 생성을 설명하기 위한 도면이다.
- [44] 도 13은 본 발명의 실시예에 따른 가우시안 피라미드 영상과 라플라시안 피라미드 영상을 생성하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- [45] 도 14는 본 발명의 실시예에 따른 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 저에너지 라플라시안 피라미드 영상을 병합하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- [46] 도 15는 본 발명의 실시예에 따른 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 저에너지 라플라시안 피라미드 영상을 병합 시 픽셀 또는 패치 단위의 병합 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [47] 도 16은 본 발명의 실시예에 따른 병합된 주파수 성분 영상을 생성하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [48] 도 17은 본 발명의 실시예에 따른 이산 웨이블릿 변환의 필터링 과정을 보여주는 도면이다.
- [49] 도 18은 본 발명의 실시예에 따른 이산 웨이블릿 변환에 의해 서브밴드 성분 영상을 생성하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

### 발명의 실시를 위한 최선의 형태

- [50] 아래에서 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예에 대해 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가지는 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 설명된 실시예에 한정되지 않는다.
- [51] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 엑스선 촬영 장치를 예시적으로 도시한다. 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 엑스선 촬영 장치(10)는 엑스선을 생성하여 조사하는 엑스선 조사 모듈(11), 그리고 엑스선 조사 모듈(11)에서 조사되어 피검체를 통과한 엑스선을 검출하는 엑스선 검출 모듈(12, 13)을

포함한다. 엑스선 검출 모듈(12, 13)은 베드 타입(*bed type*)의 촬영 구조를 구현하기 위한 제1 엑스선 검출 모듈(12)과 스탠드 타입(*stand type*)의 촬영 구조를 구현하기 위한 제2 엑스선 검출 모듈(13)을 포함할 수 있다. 엑스선 조사 모듈(11)은 제1 및 제2 엑스선 검출 모듈(12, 13) 중 어느 하나와 대향할 수 있도록 선형 이동 및 회전 이동이 가능하도록 구성된다.

- [52] 엑스선 조사 모듈(11)은 엑스선을 생성하는 엑스선 소스(*X-ray source*)를 포함할 수 있으며, 전원 모듈(15)로부터 전원을 공급받아 엑스선을 생성한다. 연결 프레임(17)은 전원 모듈(15) 상에서 상방향으로 연장되며, 엑스선 조사 모듈(11)의 상하방향 이동을 가이드하기 위한 가이드 홈(19)을 구비할 수 있다. 엑스선 조사 모듈(11)은 가이드 홈(19)을 통해 상하방향으로 이동 가능한 방식으로 연결 프레임(17)에 체결된다. 이때, 연결 블록(21)이 상하방향으로 이동 가능하게 연결 프레임(17)에 체결되고, 엑스선 조사 모듈(11)은 연결 블록(21)과 함께 상하방향으로 이동하도록 연결 블록(21)에 지지된다. 또한, 엑스선 조사 모듈(11)은 수평방향 축을 중심으로 회전 가능하도록 연결 블록(21)에 지지될 수 있다.
- [53] 전원 모듈(15)은 수평방향으로 연장되는 이동 프레임(23) 상에 수평방향으로 이동 가능하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 이동 프레임(23)은 수평방향으로 연장되는 가이드 레일(25)을 구비할 수 있으며, 전원 모듈(15)은 가이드 레일(25)을 통해 수평방향으로 이동 가능하도록 이동 프레임(23) 상에서 배치된다.
- [54] 제1 엑스선 검출 모듈(12)은 엑스선 조사 모듈(11)을 상하방향으로 마주하도록 연결 프레임(17)에 설치될 수 있다. 엑스선 조사 모듈(11)과 제1 엑스선 검출 모듈(12)을 이용하여 엑스선 촬영이 이루어질 수 있다. 피검체, 예를 들어 환자가 올려질 수 있도록 구성된 지지 테이블이 배치될 수 있으며, 이때 엑스선 조사 모듈(11)과 제1 엑스선 검출 모듈(12)이 지지 테이블의 위와 아래에 각각 위치하는 상태로 정렬된 후 엑스선 촬영이 이루어질 수 있다.
- [55] 한편, 제2 엑스선 검출 모듈(13)은 별도의 스탠드(24)에 상하방향으로 이동 가능하게 지지될 수 있다. 엑스선 조사 모듈(11)과 제2 엑스선 검출 모듈(13)을 이용하여 엑스선 촬영이 이루어질 수 있다. 이때, 엑스선 조사 모듈(11)은 연결 블록(21)에 대해 회전하여 제2 엑스선 검출 모듈(13)을 마주하도록 정렬되며, 환자가 제2 엑스선 검출 모듈(13) 앞에 밀착되어 서 있는 상태에서 엑스선 조사 모듈(11)을 통해 엑스선이 조사되고 제2 엑스선 검출 모듈(13)이 환자를 통과한 엑스선을 수신함으로써 엑스선 촬영이 이루어질 수 있다.
- [56] 제1 및 제2 엑스선 검출 모듈(12, 13)은 엑스선의 검출을 위한 엑스선 디텍터를 각각 포함할 수 있으며, 엑스선 디텍터는 수납식 또는 거치식 구조를 가질 수 있다. 또한 엑스선 디텍터는 카세트형 엑스선 디텍터일 수 있으며 필요 시에 버키(*bucky*) 등의 수납부에 수납되어 사용될 수 있다. 카세트형 디지털 엑스선 디텍터는 입사되는 엑스선을 영상신호 처리가 가능한 전기신호로 변환할 수

있다. 예를 들어, 엑스선 디텍터는 박막 트랜지스터를 포함하는 픽셀 회로기관 등을 포함할 수 있으며, 매트릭스 형태로 배열된 다수의 스위칭 셀 소자와 광전변환소자를 구비할 수 있다. 여기서, 엑스선 디텍터는 픽셀 회로기관과 함께 광도전성을 갖는 광도전체를 포함하는 직접 방식의 디텍터일 수도 있고 픽셀 회로기관과 함께 신틸레이터(scintillator) 등의 발광층을 포함하는 간접 방식의 디텍터일 수도 있다.

- [57] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 엑스선 촬영 장치의 개략적인 블록도를 도시한다. 엑스선 조사 모듈(11)은 초음파를 투과시킬 수 있는 테이블(28) 상에 누워있는 환자(S)를 향해 엑스선(27)을 조사할 수 있도록 구성된다.
- [58] 시스템 컨트롤러(31)는 전체 시스템을 제어하며 키보드, 마우스, 터치스크린 입력 장치와 같은 사용자 인터페이스(32)를 통해 입력되는 촬영 명령을 수신하고 그에 따른 과정이 수행되도록 제어한다. 영상 촬영 명령이 입력되면, 시스템 컨트롤러(31)는 전원 모듈(25)의 작동을 제어하는 노출 컨트롤러(33)를 제어하고, 노출 컨트롤러(33)는 그에 따라 전원 모듈(25)을 제어하여 엑스선 노출이 이루어지도록 한다. 또한 이미지 촬영 명령이 입력되면, 시스템 컨트롤러(31)는 엑스선 검출 모듈(12)을 제어하기 위한 디텍터 컨트롤러(34)를 제어하는 신호를 출력한다. 시스템 컨트롤러(31)는 영상 촬영 명령의 입력 시 해당하는 신호를 이미지 프로세서(35)를 출력한다. 이때, 시스템 컨트롤러(31)는 노출 컨트롤러(33), 디텍터 컨트롤러(34), 그리고 이미지 프로세서(35)로부터 필요한 데이터를 송수신할 수 있다. 이미지 프로세서(35)는 디텍터 컨트롤러(34)로부터 필요한 정보를 수신하고 영상 촬영을 위해 필요한 데이터를 노출 컨트롤러(33)로 전달할 수 있다.
- [59] 엑스선 검출 모듈(12)은 엑스선 조사 모듈(11)에서 조사되어 환자(S)를 통과한 엑스선을 검출하고 검출된 엑스선에 해당하는 디지털 신호를 생성한다. 이미지 프로세서(35)는 엑스선 검출 모듈(12)로부터 수신된 디지털 영상 신호를 이용하여 영상을 생성한다. 이미지 프로세서(35)에 의해 수행되는 영상 처리 및 그에 따라 얻어지는 영상에 대해서는 뒤에서 설명한다.
- [60] 디스플레이(36)는 이미지 프로세서(35)에 의해 획득된 영상을 표시하며, 액정 표시 장치, OLED 표시 장치 등 영상을 표시할 수 있는 임의의 디스플레이일 수 있다. 이미지 저장 장치(37)는 획득된 영상을 저장할 수 있는 메모리일 수 있으며, 메모리, 데이터베이스, 클라우드 저장 장치 등 임의의 형태의 메모리일 수 있다.
- [61] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 듀얼 에너지 서브트랙션 영상처리 방법을 개략적으로 나타내는 순서도이고, 상기한 이미지 프로세서(35)는 듀얼 에너지 서브트랙션 영상처리를 수행할 수 있도록 구성될 수 있다. 이미지 프로세서(35)는 이하에서 설명한 영상 처리 과정을 수행할 수 있도록 구성되며 마이크로프로세서, 메모리 및 관련 하드웨어와 소프트웨어를 포함할 수 있다.
- [62] 도 3을 참조하면, 듀얼 에너지, 즉 고에너지와 저에너지의 엑스선을 각각 이용하여 고에너지 영상( $I_H$ )과 저에너지 영상( $I_L$ )을 각각 획득한다(101, 102). 예를

들어, 상대적으로 높은 에너지(120 kVp)의 엑스선을 조사하여 고에너지 영상을 획득할 수 있으며, 상대적으로 낮은 에너지(60 kVp)의 엑스선을 조사하여 저에너지 영상을 획득할 수 있다. 고에너지 조건과 저에너지 조건에서 연부조직과 뼈에 대한 엑스선 질량감쇠계수(mass attenuation coefficient)의 차이에 따라 서로 다른 영상이 얻어진다.

[63] 도 4는 엑스선의 에너지에 따른 질량감쇠계수의 변화를 나타내는 그래프이며, 도 5는 저에너지 엑스선과 고에너지 엑스선에 의해 각각 획득된 저에너지 영상(a)과 고에너지 영상(b)의 예를 보여준다. 엑스선 조사부(11)의 제어를 통해 고에너지와 엑스선과 저에너지 엑스선을 조사하고 영상 획득부(13)를 통해 영상을 각각 획득함으로써 고에너지 영상과 저에너지 영상을 획득할 수 있다.

[64] 다음으로, 획득된 고에너지 영상과 저에너지 영상 중 하나 이상에 대해 노이즈 저감을 수행한다(103, 104). 도 3에는 고에너지 영상과 저에너지 영상 모두에 대해 노이즈 저감이 수행되는 경우가 예시적으로 도시되어 있으나, 고에너지 영상과 저에너지 영상 중 어느 하나에 대해서만 노이즈 저감이 수행될 수도 있다. 예를 들어, 인공지능(AI)을 통한 학습에 의해 노이즈 저감이 이루어질 수 있다. 구체적으로, CycleGAN 아키텍처를 이용하는 인공지능 기술로 랜덤 노이즈를 학습하여 영상의 해부학적 손실을 최소화하면서 노이즈를 저감할 수 있다. 인공지능을 이용한 노이즈 저감 기술을 적용함으로써 낮은 선량에서도 고품질의 영상의 획득이 가능하며, 이로 인해 뒤에 수행되는 서브트랙션 팩터 결정 및 영상 정합 알고리즘의 정확도 역시 향상될 수 있다. 도 6은 인공지능을 이용한 노이즈 저감 기술이 적용되지 않은 뼈 이미지(a)와 인공지능을 이용한 노이즈 저감 기술이 적용된 뼈 이미지(b)를 각각 보여준다. 인공지능을 이용한 노이즈 저감 기술의 적용에 의해 최종적으로 얻어지는 서브트랙션 이미지의 영상 품질이 개선됨을 확인할 수 있다.

[65] 다음으로, 고에너지 영상 및 저에너지 영상 중 하나 이상에 대한 영상 정합이 수행된다(105, 106). 도 3에는 고에너지 영상과 저에너지 영상 모두에 대해 영상 정합이 수행되는 경우가 예시적으로 도시되어 있으나, 고에너지 영상과 저에너지 영상 중 어느 하나에 대해서만 영상 정합이 수행될 수도 있다. 도 7에는 본 발명의 실시예에 따른 영상 정합 과정의 개략적인 순서도가 도시되어 있다.

[66] 영상 정합은 동일한 환자를 시간 또는 시점에 따라 비교하기 위해 촬영 시 불가피하게 발생하는 호흡, 심장 박동 등에 의한 변형을 보정하기 위한 영상처리 방법이다. 서로 다른 에너지의 엑스선을 두 번 조사하여 촬영을 수행하는 경우, 두 번의 촬영 사이에 약 100 내지 200 ms의 시간 간격이 불가피하게 발생하여 심장, 폐혈관 등의 움직임으로 인한 모션 잡음이 발생하여 영상 정합 과정이 어렵게 되고 모션 잡음이 물질 분리 성능과 영상 진단 정확도에 부정적인 영향을 준다. 본 발명의 실시예에는 모션 잡음에 의해 부정적인 영향을 줄이기 위해, 영상이 인위적으로 왜곡되지 않도록 하면서 정밀한 보정 계산을 수행하는 영상 정합(image registration) 알고리즘을 적용함으로써 모션 잡음을 저감한다.

- [67] 일반적으로 의료 영상 정합은 의료 영상의 특성을 고려하여 영상이 인위적으로 왜곡되지 않도록 비강체(non-rigid) 정합 방법을 사용한다. 모션의 크기와 방향이 인체 조직 별로 차이를 갖는 점을 고려하기 위해 가우시안(Gaussian) 또는 라플라시안(Laplacian) 피라미드 등의 멀티-해상도 영상처리 기법을 사용하는 것이 알려져 있지만, 기존의 패치(patch) 단위로 모션을 예측하여 보정을 수행하는 방법으로는 인체 조직 별로 모션을 정밀하게 계산하는데 한계가 있었다. 이러한 한계를 극복하기 위해, 본 발명의 실시예에서는, 연부조직과 뼈의 모션을 구분하여 각각의 알고리즘을 적용하는 방법으로 영상 정합 알고리즘의 정확도와 연산 속도를 향상시킨다. 환자의 미세한 움직임이나 호흡으로 인해 발생하는 어깨, 척추, 갈비뼈 등의 모션은 주요 관심 대상인 폐 영역과 같이 전역적(global)으로 나타나는 반면, 심장 박동으로 인해 생기는 심장과 그 주변의 폐혈관 등의 모션은 국소적으로 발생하며 뼈의 모션의 방향과는 서로 상반될 수 있기 때문에 본 발명의 실시예는 연부조직과 뼈를 구분하여 처리하는 영상 정합 알고리즘을 적용한다.
- [68] 먼저, 도 7을 참조하면, 영상 정합 알고리즘을 뼈와 연부조직의 모션에 대해 구분하여 적용하기 위해, 고에너지 영상( $I_H$ )과 저에너지 영상( $I_L$ )을 차감하여 뼈 영상( $I_{BONE}$ )과 연부조직 영상( $I_{SOFT}$ )을 각각 생성한다(201). 간단한 설명을 통한 이해를 높이기 위해, 엑스선 검출 모듈(12, 13)에 의해 획득된 디지털 신호에 의해 생성된 고에너지 영상 및 저에너지 영상, 노이즈 저감 처리가 이루어진 고에너지 영상 및 저에너지 영상, 그리고 영상 정합이 이루어진 고에너지 영상 및 저에너지 영상에 대해 각각 동일한 기호, 즉  $I_H$  및  $I_L$ 를 사용한다.
- [69] 그리고 나서 뼈와 연부조직의 위치 정보를 추출하기 위해, 생성된 뼈 영상( $I_{BONE}$ )과 연부조직 영상( $I_{SOFT}$ )으로부터 뼈 마스킹 영상( $I_{BONE\_MASK}$ )과 연부조직 마스킹 영상( $I_{SOFT\_MASK}$ )을 각각 생성한다(202). 뼈 마스킹 영상( $I_{BONE\_MASK}$ )은 뼈 영상( $I_{BONE}$ )으로부터 도출될 수 있으며 영상에 포함된 뼈의 위치 정보, 구체적으로 에지의 위치 정보를 포함하고, 연부조직 마스킹 영상( $I_{SOFT\_MASK}$ )은 연부조직 영상( $I_{SOFT}$ )으로부터 도출될 수 있으며 영상에 포함된 연부조직의 위치 정보, 구체적으로 연부조직의 에지의 위치 정보를 포함할 수 있다.
- [70] 본 발명의 실시예에 따르면, 영상 정합 알고리즘을 뼈와 연부조직의 모션에 대해 구분하여 적용하기 위해서 각각의 위치 정보를 추출한 마스킹(masking) 영상을 생성한다. 각 조직의 위치 정보의 추출을 위해 고에너지 엑스선과 저에너지 엑스선에 의해 얻어진 영상을 차감하는 원리를 활용하며, 각 조직의 위치 정보는 고 에너지 영상과 저 에너지 영상을 정합되지 않은 상태로 차감(subtraction)하여 임시로 획득한 연부조직 영상과 뼈 영상에서 추출된다. 연부조직 영상과 뼈 영상은 연부조직 또는 뼈의 정보만을 가지고 있으며, 정합되어 있지 않기 때문에 모션 잡음의 발생 정보도 함께 포함하고 있다. 따라서 이들 영상에서 에지 정보를 추출하면 뼈와 연부조직 각각의 위치와 각 조직의 모션 발생 위치에 대한 마스킹 영상을 얻을 수 있다. 도 8은 뼈와

연부조직의 위치와 모션 발생 정보를 구분하여 각각 추출한 마스크 영상을 나타내고, (a)는 뼈에 대한 마스크 영상이고 (b)는 연부조직에 대한 마스크 영상이다.

- [71] 다시 도 7을 참조하면, 생성된 뼈 마스크 영상( $I_{\text{BONE\_MASK}}$ )을 이용하여 고에너지( $I_{\text{H}}$ ) 및/또는 저에너지 영상( $I_{\text{L}}$ )을 1차로 정합하고(203), 그리고 나서 생성된 연부조직 마스크 영상( $I_{\text{SOFT\_MASK}}$ )을 이용하여 1차로 정합된 고에너지( $I_{\text{H}}$ ) 및/또는 저에너지 영상( $I_{\text{L}}$ )을 2차로 정합한다(204). 뼈 마스크 영상( $I_{\text{BONE\_MASK}}$ )을 이용하는 영상 정합은 전역적(global) 최적화를 위한 영상 정합이고 연부조직 마스크 영상( $I_{\text{SOFT\_MASK}}$ )을 이용하는 영상 정합을 국소적(local) 최적화를 위한 영상 정합이다.
- [72] 먼저 뼈 마스크 영상( $I_{\text{BONE\_MASK}}$ )을 이용하는 1차 영상 정합은 영상 전역에 걸쳐 모션 정합이 서로 상충하는 방향으로 정합되는 것을 방지하고 뼈의 모션에 중점을 두어 최적화된 결과를 도출할 수 있도록 전역적 최적화 기법을 채택한다. 즉 1차 영상 정합은 인체의 전역적 움직임을 자연스럽게 정합하기 위해 전역적 최적화(global optimization) 기반의 영상 정합 알고리즘인 FFD(Free-Form Deformation) 방법으로 뼈의 모션에 중점을 두고 이루어질 수 있다.
- [73] 도 9에 FFD에 의한 영상 변형에 의한 정합의 예가 나타나 있다. 도 9의 (a)에는 변형 전 영상이 나타나 있고 (b)에는 (a)의 영상에서 선택된 제어 격자의 제어점이 나타나 있다. 도 9의 (b)에 나타난 제어점을 (c)와 같이 변형하고, 그에 따라 (a)의 영상이 (d)와 같이 변형될 수 있다. 이러한 FFD 방법은 대표적인 이미지 변형 기법으로 제어 격자의 제어점을 조작하여 물체를 물리 법칙에 위배되지 않도록 자연스럽게 변형될 수 있다.
- [74] 다음으로, 연부조직 마스크 영상( $I_{\text{SOFT\_MASK}}$ )을 이용하는 2차 영상 정합은, 심장과 그 주변의 폐혈관 등의 연부조직의 모션이 상대적으로 국소적으로 발생하는 특징을 고려하여, 뼈를 중심으로 이루어진 1차 정합에 의해 얻어진 영상에 연부조직의 모션을 정합하기 위해 국소적 기법으로 추가로 이루어진다. 특히 폐혈관들의 모션은 뼈의 모션과 다르게 주변 영역과 무관하게 개별적으로 다양한 방향과 크기를 보일 수 있기 때문에 제어점 변화에 따라 주변이 일괄적으로 변형되는 FFD 기법을 적용하면 정확한 결과를 얻기 어렵다. 따라서 본 발명의 실시예에서는, 추가 정합은 필요한 연부조직 영역에 대해 정해진 개수의 픽셀을 포함하는 작은 크기의 패치(patch) 단위로 고 에너지와 저 에너지 영상의 유사도를 계산하여 국소적으로 정합하는 기법에 의해 이루어진다. 예를 들어, 유사도를 측정하는 방법으로 NCC(Normalized Cross Correlation) 또는 MI(Mutual Information) 등의 방법이 사용될 수 있으며, NCC와 MI는 각각 두 영상 간의 화소값 상관관계를 계산하거나 정보 엔트로피를 계산하여 유사도를 측정하는 방법이다.
- [75] 도 10은 추출된 관심 영역의 영상에 영상 정합 알고리즘을 적용하여 얻어진 영상을 도시한다. 도 10의 (a)는 기존의 방식에 따른 패치 단위로 영상 정합을

적용하여 얻어진 영상을 보여주고, 도 10의 (b)는 본 발명의 실시예에 따라 서로 다른 특성을 갖는 뼈와 연부조직의 모션을 분리하여 각각에 영상 정합 알고리즘을 적용하여 얻어진 영상을 보여준다. 본 발명에서는 뼈와 연부조직의 모션을 구분하여 각각 정합함으로써 조직 별로 발생된 모션이 서로 상충하더라도 각각을 구분하여 정밀하게 정합할 수 있다. 국소적인 정합 기법을 영상 전반에 적용할 경우 자연스럽게 못하고 정합 잡음의 발생 위험의 문제가 있기 때문에, 계산 복잡도가 높은 전역적 최적화 기반의 FFD 기법을 적용하더라도 뼈의 모션에 중점을 두어 계산하는 방법을 통해 효과적으로 연산량을 줄여서 정합할 수 있다. 또한 심장과 그 주변의 폐혈관 등의 연부조직의 모션이 국소적인 양상을 보이는 점에 착안하여 해당 영역만 추출하여 국소적으로 정합하는 방법으로 정합 잡음의 발생 위험을 최소화하여 고속으로 정합할 수 있다.

- [76] 다음으로, 도 3을 참조하면, 영상 정합이 이루어진 고에너지 영상( $I_H$ )과 저에너지 영상( $I_L$ )의 연산(107)을 통해 목표 영상, 즉 스탠다드 영상(111), 연부조직 영상(soft tissue image)(112), 뼈 영상(bone image)(113)을 생성한다. 스탠다드 영상(111)은 고에너지 영상( $I_H$ )과 저에너지 영상( $I_L$ )을 합산하여 산출될 수 있으며, 연부조직 영상(112)과 뼈 영상(113)은 고에너지 영상( $I_H$ )과 저에너지 영상( $I_L$ )의 차감(subtraction) 연산에 의해 산출될 수 있다. 기존의 스탠다드 영상은 하나의 에너지 조건의 영상, 예를 들어 고에너지 영상 또는 저에너지 영상이 그대로 사용되거나 고에너지 영상과 저에너지 영상을 단순히 정해진 비율로 블렌딩(blending)하여 사용되는 것이 일반적이었으며, 이러한 기존의 방법에 의해 얻어진 스탠다드 영상은 양호한 콘트라스트를 갖지 못하는 문제가 있었다. 이에 비해, 본 발명에서는, 기존의 스탠다드 영상에 비해 콘트라스트가 효과적으로 향상된 스탠다드 영상이 얻어질 수 있으며, 이러한 의미에서 본 발명에 의한 스탠다드 영상은 향상된 스탠다드 영상(enhanced standard image)이라고 칭할 수 있다.

- [77] 본 발명의 실시예에 따르면, 고에너지 영상과 저에너지 영상을 각각 분해하여 복수의 주파수 성분 영상, 즉 복수의 주파수 대역별 영상을 각각 생성하고, 생성된 복수의 고에너지 주파수 성분 영상과 복수의 저에너지 주파수 성분을 대응하는 주파수 대역별로 병합하여 병합된 주파수 성분 영상을 생성하고, 주파수 대역별 병합된 주파수 성분 영상을 이용하여 스탠다드 영상을 생성한다. 한 실시예에서는 고에너지 영상과 저에너지 영상을 이용하여 멀티-해상도 피라미드 영상을 생성함으로써 주파수 대역별 고에너지 및 저에너지 주파수 성분 영상을 생성한다. 한편, 다른 실시예에서는 이산 웨이블릿 변환(Discrete Wavelet Transform; DWT)을 통해 주파수 대역별 고에너지 및 저에너지 주파수 성분 영상을 생성하고, 또 다른 실시예에서는 이산 푸리에 변환(Discrete Fourier Transform; DFT)을 통해 주파수 대역별 고에너지 및 저에너지 주파수 성분 영상을 생성한다. 이하에서 이들 실시예들에 대해 차례로 설명한다.

[78] 먼저, 도 11 내지 도 16을 참조하여, 멀티-해상도 피라미드 영상의 생성을 통해 복수의 주파수 대역별 고에너지 및 저에너지 주파수 성분 영상을 생성하고 이를 기반으로 스탠다드 영상을 생성하는 방법에 대해 설명한다. 도 11에는 본 발명의 실시예에 따른 스탠다드 영상(111)을 생성하기 위한 방법의 개략적인 순서도가 도시되어 있고, 도 12에는 스탠다드 영상(111)을 생성하기 위한 본 발명의 실시예에 따른 방법의 영상 처리 과정이 개략적으로 도시되어 있다. 본 발명의 실시예에 따르면, 영상 정합이 적용된 고에너지 영상( $I_H$ )과 저에너지 영상( $I_L$ )을 병합하여 전역적 및 국소적 콘트라스트가 향상된 우수한 품질의 스탠다드 영상(111)이 생성된다.

[79] 먼저, 도 11을 참조하면, 다음의 수학적 식 1과 같이, 고에너지 영상( $I_H$ )과 저에너지 영상( $I_L$ )을 로그 스케일로 변환한다(302). 이 과정은 고에너지 영상( $I_H$ )과 저에너지 영상( $I_L$ )의 조건의 세기 사이의 선형적 관계를 생성하기 위해 수행된다.

[80] [수식1]

$$\hat{I}_L = \ln I_L$$

$$\hat{I}_H = \ln I_H$$

[81] 여기서,  $\hat{I}_L$ 와  $\hat{I}_H$ 는 각각 로그 스케일로 변환된 저에너지 영상과 고에너지 영상이다.

[82] 다음으로, 고에너지 영상( $I_H$ )과 저에너지 영상( $I_L$ )의 세기 사이의 비교 연산을 위해, 고에너지 영상( $I_H$ )과 저에너지 영상( $I_L$ )을 정규화한다(303). 예를 들어, 정규화를 위한 방법으로 다음 수학적 식 2와 같은 이미지 표준화(image standardization)가 선택될 수 있다.

[83] [수식2]

$$\bar{I}_L = \frac{\hat{I}_L - \mu_L}{\sigma_L}$$

$$\bar{I}_H = \frac{\hat{I}_H - \mu_H}{\sigma_H}$$

[84] 여기서,  $\bar{I}_L$ 와  $\bar{I}_H$ 는 정규화된 저에너지 영상과 고에너지 영상이고,  $\mu_L$

와  $\mu_H$ 는  $\hat{I}_L$ 와  $\hat{I}_H$ 의 평균이고,  $\sigma_L$ 와  $\sigma_H$ 는  $\hat{I}_L$ 와  $\hat{I}_H$ 의 표준편차이다.

[85] 다음으로, 정규화된 저에너지 영상과 고에너지 영상을 이용하여 멀티-해상도 피라미드 영상, 즉 복수의 주파수 대역별 고에너지 및 저에너지 주파수 성분 영상을 생성한다(304). 생성된 서로 다른 해상도의 피라미드 영상은 대역별 주파수 성분을 나타낸다. 각 주파수 대역 별로 영상을 분해하면 고주파수 대역의

노이즈 성분을 제거할 수 있어 알고리즘의 정확도를 높일 수 있다.

- [86] 정규화된 저에너지 영상과 고에너지 영상을 이용하여 멀티-해상도 영상을 생성할 경우, 생성된 서로 다른 해상도의 피라미드 영상은 주파수 대역별 주파수 성분 영상을 나타낸다. 이와 같이 멀티-해상도 피라미드 영상을 생성하여 각 주파수 대역 별로 영상을 분해하면, 고주파수 대역의 노이즈 성분을 제거할 수 있어 알고리즘의 정확도를 높일 수 있다. 또한 가장 높은 레벨의 가우시안 피라미드 성분, 즉 저주파수 대역의 영상은 전역적인 콘트라스트를 나타내며 높은 주파수 대역으로 갈수록 뼈와 심장의 굽은 엣지 정보부터 폐혈과 등의 세부적인 엣지 정보를 나타낸다.
- [87] 도 12을 참조하면, 정규화된 고에너지 영상으로부터 고에너지 라플라시안 영상 피라미드( $L_H$ )와 고에너지 가우시안 영상 피라미드( $G_H$ )가 생성되고, 정규화된 저에너지 영상으로부터 저에너지 라플라시안 영상 피라미드( $L_L$ )와 저에너지 가우시안 영상 피라미드( $G_L$ )가 생성된다. 피라미드의 레벨이 증가할수록 해당 영상의 해상도가 감소하도록 구성된다. 예를 들어, 피라미드 영상이 4개의 레벨로 이루어지는 경우, 가장 낮은 레벨의 피라미드 영상은  $1000 \times 1000$ 의 해상도, 그 다음 레벨의 피라미드 영상은  $500 \times 500$ 의 해상도, 그 다음 레벨의 피라미드 영상은  $250 \times 250$ 의 해상도, 그리고 가장 높은 레벨의 피라미드 영상은  $125 \times 125$ 의 해상도를 가질 수 있다. 이러한 방식으로 멀티-해상도를 갖는 피라미드 구조의 복수의 영상이 구현될 수 있다.
- [88] 구체적으로, 다음의 수학적 식 3과 같이 가우시안(Gaussian) 및 라플라시안(Laplacian) 피라미드 영상이 생성될 수 있다.
- [89] [수식3]

$$G_L^0 = \bar{I}_L; G_H^0 = \bar{I}_H$$

$$G_L^i = g * DG_L^{i-1}; G_H^i = g * DG_H^{i-1}, i = 1, 2, \dots, n$$

$$L_L^n = G_L^n; L_H^n = G_H^n$$

$$L_L^i = G_L^i - UG_L^{i+1}; L_H^i = G_H^i - UG_H^{i+1}, i = 1, 2, \dots, n-1$$

- [90] 여기서,  $G_L^k, G_H^k, L_L^k, L_H^k$ 는 정규화된 저에너지 영상과 고에너지 영상의 k레벨의 가우시안 및 라플라시안 피라미드 영상이고, D 및 U는 다운-샘플링 및 업-샘플링 연산자이고, \*는 컨벌루션(convolution) 연산자이고, g는 가우시안 커널(Gaussian kernel)이다.

[91] 도 13에는, 상기한 수학적 식 3에 따라, 정규화된 고에너지 영상( $\bar{I}_H$ )으로부터 고에너지 가우시안 피라미드 영상( $G_H$ )과 고에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_H$ )을 생성하는 영상처리 과정 (a)과 정규화된 저에너지 영상( $\bar{I}_L$ )으로부터 저에너지 가우시안 피라미드 영상( $G_L$ )과 저에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_L$ )을 생성하는 영상 처리 과정 (b)이 개략적으로 도시되어 있다.

[92] 정규화된 고에너지 영상( $\bar{I}_H$ )을 가장 낮은 레벨의 가우시안 피라미드 영상( $G_H^0$ )으로 설정하고 이를 차례로 블러링(blurring) 및 다운 샘플링(down-sampling)하여 다음 레벨의 가우시안 피라미드 영상( $G_H^1, G_H^2, G_H^3, G_H^4$ )을 차례로 생성한다. 이때 블러링 및 다운 샘플링은 상기한 컨벌루션 연산자와 가우시안 커널을 이용하여 수행될 수 있다. 이때, 다운 샘플링에 의해 레벨이 증가할수록 영상의 사이즈(즉, 해상도)가 1/4로 차례로 감소할 수 있다. 라플라시안 피라미드 영상( $L_H$ )은 가우시안 피라미드 영상을 이용하여 차례로 산출될 수 있다. 즉 가장 낮은 레벨의 라플라시안 피라미드 영상( $L_H^1$ )은 가장 낮은 가우시안 피라미드 영상( $G_H^0$ )에서 다음 레벨의 가우시안 피라미드 영상( $G_H^1$ )을 업 샘플링한 영상을 차감하여 산출될 수 있다.

- [93] 동일한 방식으로 다음 레벨들의 라플라시안 피라미드 영상( $L_H^2, L_H^3, L_H^4$ )이 차례로 산출될 수 있다. 그리고 이와 동일한 방식으로 정규화된 저에너지 영상( $\bar{L}_L$ )으로부터 저에너지 가우시안 피라미드 영상( $G_L^0, G_L^1, G_L^2, G_L^3, G_L^4$ ), 및 저에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_L^1, L_L^2, L_L^3, L_L^4$ )이 차례로 산출될 수 있다. 이때, 가장 낮은 라플라시안 피라미드 영상은 노이즈에 해당하고, 그 다음 레벨의 라플라시안 피라미드 영상은 혈관 엷지에 대한 정보를 주로 포함하고, 그 다음 레벨의 라플라시안 피라미드 영상은 뼈 구조에 대한 정보를 주로 포함하고, 가장 높은 레벨의 라플라시안 피라미드 영상은 뼈나 폐 등의 주요 조직의 전체적인 콘트라스트에 관한 정보를 주로 포함한다.
- [94] 다음으로, 다시 도 11을 참조하면, 피라미드의 각 레벨에서 고에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_H$ )과 저에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_L$ )을 병합한다(305). 이 병합 단계에서 전역적 및 국소적 콘트라스트를 증가시킬 수 있도록 각 레벨에서의 성분이 선택되어 병합이 이루어진다. 도 12를 참조하면, 고에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_H$ )과 저에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_L$ )이 각 레벨에서 병합되어 복수의 레벨의 영상을 포함하는 병합 라플라시안 피라미드 영상( $L_R$ )이 생성된다.
- [95] 도 14 및 도 15에는 고에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_H$ )과 저에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_L$ )을 병합하는 영상처리 과정이 개략적으로 도시되어 있다. 도 14를 참조하면, 고에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_H$ )의 각 레벨의 성분( $L_H^1, L_H^2, L_H^3, L_H^4$ )과 저에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_L$ )의 동일 레벨의 성분( $L_L^1, L_L^2, L_L^3, L_L^4$ )을 각각 병합하여 병합 라플라시안 피라미드 영상( $L_R$ )의 각 성분( $L_R^1, L_R^2, L_R^3, L_R^4$ )을 생성한다.
- [96] 본 발명의 실시예에서는, 각 레벨의 저에너지 라플라시안 피라미드 영상과 고에너지 라플라시안 영상을 병합할 때, 영상의 픽셀 별로 또는 영상의 픽셀의 패치(즉 정해진 복수 개의 픽셀의 조합) 별로 고에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_H$ ) 및 저에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_L$ ) 중 어느 하나의 픽셀 또는 패치가 선택되어 병합이 이루어질 수 있다. 이때, 동일 레벨의 저에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_L$ ) 및 고에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_H$ )의 해당 픽셀 또는 패치 중 어느 것을 선택할 것인지의 여부는 동일한 해상도를 갖는 레벨에서의 고에너지 가우시안 피라미드 영상( $G_H$ )과 저에너지 가우시안 피라미드 영상( $G_L$ )의 대응하는 패치의 콘트라스트를 나타내는 통계값의 비교에 기초하여 이루어질 수 있다. 여기서 가우시안 피라미드 영상의 대응하는 패치의

라플라시안 피라미드 영상의 픽셀을 둘러싸는 복수의 픽셀을 포함하는 패치, 또는 라플라시안 피라미드 영상의 패치와 동일한 패치를 의미할 수 있다. 예를 들어, 저에너지 및 고에너지 라플라시안 피라미드 영상의 대응하는 픽셀 또는 패치 중 어느 것을 선택할 것인지와 관련하여, 동일한 해상도를 갖는 레벨에서의 고에너지 가우시안 피라미드 영상( $G_H$ )과 저에너지 가우시안 피라미드 영상( $G_L$ )의 대응하는 패치 중 더 큰 콘트라스트를 나타내는 통계값(패치에 속하는 픽셀들의 콘트라스트의 표준편차, 또는 절대편차의 평균)을 가지는 쪽의 라플라시안 피라미드 영상의 패치가 선택된다.

- [97] 도 15에는 가장 낮은 레벨의 고에너지 가우시안 피라미드 영상( $G_H^0$ )과 저에너지 가우시안 피라미드 영상( $G_L^0$ )의 비교 결과에 따라 가장 낮은 레벨의 고에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_H^1$ )과 저에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_L^1$ )을 병합하는 예가 도시되어 있다. 여기서 가우시안 피라미드 영상( $G_H^0$ ,  $G_L^0$ )과 라플라시안 피라미드 영상( $L_H^1$ ,  $L_L^1$ )은 동일한 레벨의 피라미드 영상, 즉 동일한 해상도를 가지는 영상이다. 먼저, 도 15의 (a)를 참조하면, 고에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_H^1$ )과 저에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_L^1$ )의 첫 번째 패치 중 어느 것을 선택할 것인지와 관련하여, 고에너지 가우시안 피라미드 영상( $G_H^0$ )과 저에너지 가우시안 피라미드 영상( $G_L^0$ )의 동일한 패치의 콘트라스트를 나타내는 통계값, 예를 들어 해당 패치에 속하는 픽셀들의 밝기의 표준편차( $STD_{H_{11}}$ ,  $STD_{L_{11}}$ )가 큰 쪽, 즉 고에너지 쪽이 선택되고, 그에 따라 고에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_H^1$ )의 해당 패치의 밝기값( $I_{H_{11}}$ )이 병합 라플라시안 피라미드 영상( $L_R$ )의 가장 낮은 레벨의 영상( $L_R^1$ )의 해당 패치의 밝기값으로 선택된다. 다음으로 도 15의 (b)에는 병합 라플라시안 피라미드 영상( $L_R$ )의 가장 낮은 레벨의 영상( $L_R^1$ )의 두 번째 패치의 밝기값을 선택하는 예가 도시되어 있다. (a)에서와 마찬가지로, 고에너지 가우시안 피라미드 영상( $G_H^0$ )과 저에너지 가우시안 피라미드 영상( $G_L^0$ )의 해당 패치에 속하는 픽셀들의 밝기의 표준편차( $STD_{H_{12}}$ ,  $STD_{L_{12}}$ )가 큰 쪽, 즉 저에너지 쪽이 선택되고, 그에 따라 저에너지 라플라시안 영상( $L_L^1$ )의 해당 패치의 밝기값( $I_{L_{12}}$ )이 병합 라플라시안 피라미드 영상( $L_R$ )의 해당하는 패치의 밝기값으로 선택된다.

- [98] 피라미드의 더 높은 레벨의 픽셀 콘트라스트 값은 전역적 콘트라스트를 나타내고 피라미드의 더 낮은 레벨의 픽셀 콘트라스트 값은 국소적 콘트라스트를 나타낸다. 이러한 방식으로 각 피라미드 레벨에서의 라플라시안 성분들이 결정될 수 있다.

- [99] 한편, 본 발명의 다른 실시예에서는, 고에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_H$ )과 저에너지 라플라시안 피라미드 영상( $L_L$ )의 병합이, 고에너지 가우시안 피라미드 영상과 저에너지 가우시안 피라미드 영상의 해당 패치의 콘트라스트를 나타내는 통계값의 비교에 기초하는 것이 아니라, 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 저에너지 라플라시안 피라미드 영상의 해당 패치의 콘트라스트를 나타내는 통계값, 예를 들어 패치를 구성하는 픽셀의 밝기의

평균값 또는 메디안(median)이 큰 쪽을 선택할 수 있다.

- [100] 다음으로, 도 11을 다시 참조하면, 고에너지 라플라시안 영상과 저에너지 라플라시안 영상의 병합에 의해 얻어진 병합 라플라시안 피라미드의 라플라시안 성분들로부터 병합 영상을 생성한다(306). 이때 가장 높은 단계의 라플라시안 성분부터 순차적으로 병합하여 병합 영상을 생성할 수 있다.
- [101] 도 16에는 병합 라플라시안 피라미드 영상을 재구성하여 병합 영상을 생성하는 예가 도시되어 있다. 예를 들어, 도 16을 참조하면, 병합 라플라시안 피라미드의 가장 높은 레벨의 영상( $I_k^4$ )과 동일 해상도의 고에너지 가우시안 영상( $G_k^4$ )을 합산하여 1차 병합 영상 성분( $\bar{I}_k^4$ )을 생성한다. 여기서, 영상을 합산한다는 것은 두 영상의 병합 대상인 픽셀의 밝기값을 더하는 것을 의미할 수 있다. 그리고 나서, 1차 병합 영상 성분( $\bar{I}_k^4$ )을 업 샘플링하여 얻은 영상( $U\bar{I}_k^4$ )과 다음 레벨의 병합 라플라시안 피라미드 영상( $I_k^3$ )을 합산하여 2차 병합 영상 성분( $\bar{I}_k^3$ )을 생성한다. 그리고 나서, 2차 병합 영상 성분( $\bar{I}_k^3$ )을 업 샘플링하여 얻은 영상( $U\bar{I}_k^3$ )과 다음 레벨의 병합 라플라시안 피라미드 영상( $I_k^2$ )을 합산하여 3차 병합 영상 성분( $\bar{I}_k^2$ )을 생성한다. 그리고 나서, 3차 병합 영상 성분( $\bar{I}_k^2$ )을 업 샘플링하여 얻은 영상( $U\bar{I}_k^2$ )과 다음 레벨의 병합 라플라시안 피라미드 영상( $I_k^1$ )을 합산하여 4차 병합 영상 성분( $\bar{I}_k^1$ )을 생성한다. 이때, 생성된 4차 병합 영상 성분( $\bar{I}_k^1$ )이 정규화된 병합 영상, 즉 정규화된 스탠다드 영상( $\bar{I}_k^1$ )이다.
- [102] 병합 라플라시안 피라미드 영상을 피라미드의 가장 높은 레벨에서부터 낮은 레벨로 순차적으로(도 16에서 맨 아래에서 위 방향으로 순차적으로) 병합이 이루어진다. 높은 레벨의 피라미드 영상은 전역적 영상 성분을 잘 나타내고 낮은 레벨의 피라미드 영상을 국소적 영상 성분을 잘 나타내기 때문에, 피라미드의 가장 높은 레벨에서부터 낮은 레벨로의 순차적 병합은 전역적 영상 성분에 먼저 집중한 후 점차로 국소적 영상 성분에 집중한다는 것을 의미한다.
- [103] 다음으로, 다시 도 11을 참조하면, 병합 영상의 로그 스케일을 원래의 세기

스케일로 되돌리는 스케일 변환을 수행한다(307). 이에 의해 스탠다드 영상이 생성된다.

[104] 이하에서, 도 17 내지 도 19를 참조하여 이산 웨이블릿 변환을 이용하여 스탠다드 영상을 생성하는 방법을 설명한다.

[105] 정규화된 저에너지 영상과 고에너지 영상을 이산 웨이블릿 변환(DWT)으로 분해하여 복수의 주파수 대역별 주파수 성분 영상을 생성할 수 있다. 이산 웨이블릿 변환은 영상을 국부화된 기저를 이용하여 인간의 시각적 특성에 맞게 서로 다른 주파수 성분으로 분해하고 각 주파수 대역에 해당하는 해상도와 연관된 각각의 성분들을 조사하여 처리함으로써 변환효율을 향상시키는 방법이다.

[106] 이산 웨이블릿 변환은 다음 수학적 식 4로 표현될 수 있다.

[107] [수식4]

$$W^f(j, k) = \langle x(t), \psi_{j,k}(t) \rangle = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \int x(t) \psi\left(\frac{t - k2^j}{2^j}\right) dt$$

[108] 여기서,  $x(t)$ 는 원 영상 신호이고,  $\psi$ 는 웨이블릿 함수이고,  $2^j$ 는 크기를 결정하는 압축 계수,  $k2^j$ 는 시간 축으로의 이동에 관계되는 전이계수로서 스케일에 따라 크기가 변하는 모함수(mother wavelet)를 이용한다.

[109] 도 17을 참조하면, 원이산신호는 다해상도 분석의

다운샘플링(down-sampling)을 통해 주파수가 다른 여러 개의 부대역 신호로 분해되고 업샘플링(up-sampling)을 통해 원이산신호로 합성된다. 원 영상 신호를 저역통과필터(LPF,  $h(n)$ )와 고역통과필터(HPF,  $g(n)$ )를 사용하여 저역 통과 성분(L)과 고역 통과 성분(H)으로 분해한다. 이때, 사용된 스케일 함수( $\phi(t)$ )는 아래의 수학적 식 5와 같을 수 있고 웨이블릿 함수( $\psi(t)$ )는 아래의 수학적 식 6과 같을 수 있다.

[110] [수식5]

$$\phi(t) = \sqrt{2} \sum_k h(k) \phi(2t - k)$$

[111] [수식6]

$$\psi(t) = \sqrt{2} \sum_k g(k) \phi(2t - k)$$

[112] 웨이블릿 변환은 각 부대역에서 공간 정보와 주파수 정보를 해석할 수 있기 때문에 잡음에 해당하는 특정 고주파 성분의 저감 또는 특정 에지 정보의 보존 등의 적응적 영상 처리를 가능하게 한다.

[113] 도 18을 참조하면, 원본 영상에 이산 웨이블릿 변환을 수행하여 얻어진 변환영상은 네 개의 서브밴드 성분 영상(LL, LH, HL, HH)을 포함할 수 있다. LL 서브밴드 성분 영상은 원본 영상(x)에 수평방향 저역 통과 필터(LPF\_y)와 수직방향 저역 통과 필터(LPF\_x)를 적용하여 영상에서 고주파 성분에 배제된 계수들로 이루어질 수 있고, HH 서브밴드 성분 영상은 원본 영상(x)에 수평방향

고역 통과 필터(HPF<sub>y</sub>)와 수직방향 고역 통과 필터(HPF<sub>x</sub>)를 적용한 것으로 LL 서브밴드 성분 영상과 반대로 고주파 성분만 나타낸다. 또한 LH 서브밴드 성분 영상은 원본 영상(x)에 수평방향 고역 통과 필터(HPF<sub>y</sub>)를 적용한 것으로 수평방향 주파수의 오차성분을 포함한다. HL 서브밴드 성분 영상은 원본 영상(x)에 수직방향 고주파 필터(HPF<sub>x</sub>)를 적용한 것으로 수직방향의 주파수 오차성분을 포함한다. 여기서, 고주파 또는 저주파 통과 필터를 적용한 후 1차 다운 샘플링(first down sampling) 및 2차 다운 샘플링(second down sampling)이 각각 실행될 수 있다.

- [114] 다음으로, 각 단계에서 각각의 주파수 대역별 저에너지 성분 영상과 고에너지 성분 영상을 병합할 때, 앞에서 설명한 실시예에서와 유사하게 영상의 픽셀 별로 또는 영상의 픽셀의 패치 별로 고에너지 성분과 저에너지 성분 중 어느 하나의 픽셀 또는 패치가 선택되어 병합이 이루어질 수 있다. 이때 고에너지 주파수 성분 영상과 저에너지 주파수 성분 영상의 대응하는 패치의 통계값의 비교를 기초로 병합이 이루어지는 경우 콘트라스트를 나타내는 통계값은 대응하는 패치를 구성하는 복수의 픽셀값의 절대치의 평균값 또는 메디안일 수 있다.
- [115] 본 발명의 다른 실시예에 따르면, 이산 푸리에 변환(DFT)을 적용하여 주파수 대역별 고주파 주파수 성분 영상과 저주파 주파수 성분 영상을 생성할 수 있다. 이산 푸리에 변환은 다음의 수학적 식 7로 표현될 수 있다.

[116] [수식7]

$$X_k = \sum x_n e^{-2\pi i k n / N}$$

[117] 여기서, x는 원 영상 신호이고, k는 0, 1, 2, ... N-1이다.

[118] 그리고 역변환은 다음의 수학적 식 8로 표현될 수 있다.

[119] [수식8]

$$x_n = \frac{1}{N} \sum X_k e^{2\pi i k n / N}$$

[120] 여기서, x는 원 영상 신호이고, n은 0, 1, 2, ... N-1이다.

[121] 다시 도 3을 참조하면, 영상 정합이 이루어진 고에너지 영상(I<sub>H</sub>)과 저에너지 영상(I<sub>L</sub>)의 연산(107)을 통해 연부조직 영상(soft tissue image)(112)과 뼈 영상(bone image)(113)을 생성한다. 연부조직 영상(112)과 뼈 영상(113)은 고에너지 영상에서 저에너지 영상을 차감 팩터를 적용하는 차감 연산을 통해 얻어질 수 있다. 이와 같은 고에너지 영상과 저에너지 영상의 차감을 통해 연부조직 영상과 뼈 영상을 획득하는 것은 기존에 알려진 방법에 의해 수행될 수 있다.

[122] 위에서 본 발명의 실시예에 대해 설명하였지만 본 발명의 권리범위는 이에 한정되는 것은 아니고 다음의 청구범위에서 정의하고 있는 본 발명의 기본 개념을 이용한 당업자의 여러 변형 및 개량 형태 또한 본 발명의 권리범위에

속한다.

### 산업상 이용가능성

- [123] 본 발명은 액션 촬영 장치 및 방법에 관한 것으로 액션 영상 장비에 적용될 수 있어 산업상 이용가능성이 있다.

## 청구범위

- [청구항 1] 엑스선을 조사할 수 있도록 구성되는 엑스선 조사 모듈,  
 상기 엑스선 조사 모듈에서 조사되어 검사대상체를 통과한 엑스선을  
 검출하여 해당하는 디지털 신호를 출력할 수 있도록 구성되는 엑스선  
 검출 모듈, 그리고  
 상기 엑스선 검출 모듈의 출력 신호를 이용하여 엑스선 영상을 생성할 수  
 있도록 구성되는 이미지 프로세서  
 를 포함하고,  
 상기 이미지 프로세서는  
 상대적으로 큰 에너지와 상대적으로 작은 에너지의 엑스선에 의해 각각  
 얻어진 고에너지 영상과 저에너지 영상을 획득하는 단계,  
 상기 고에너지 영상을 분해하여 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수  
 성분 영상을 생성하는 단계,  
 상기 저에너지 영상을 분해하여 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수  
 성분 영상을 생성하는 단계,  
 상기 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수 성분 영상의 적어도 일부와  
 상기 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수 성분 영상의 적어도 일부를  
 병합하여 병합된 주파수 성분 영상을 생성하는 단계, 그리고 상기 병합된  
 주파수 성분 영상을 이용하여 스탠다드 영상을 생성하는 단계  
 를 수행하도록 구성되는 엑스선 촬영 장치.
- [청구항 2] 제1항에 있어서,  
 상기 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수 성분 영상은 복수의 레벨의  
 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 복수의 레벨의 고에너지 가우시안  
 피라미드 영상을 포함하고,  
 상기 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수 성분 영상은 복수의 레벨의  
 저에너지 라플라시안 피라미드 영상과 복수의 레벨의 저에너지 가우시안  
 피라미드 영상을 포함하고,  
 상기 병합된 주파수 성분 영상은 상기 고에너지 라플라시안 피라미드  
 영상과 상기 저에너지 라플라시안 피라미드 영상이 각 레벨 별로  
 병합되어 생성되는 엑스선 촬영 장치.
- [청구항 3] 제2항에 있어서,  
 상기 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 상기 저에너지 라플라시안  
 피라미드 영상은 각 레벨 별로 픽셀 단위로 또는 복수의 픽셀을 포함하는  
 패치 단위로 서로 병합되고,  
 상기 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 상기 저에너지 라플라시안  
 피라미드 영상을 상기 레벨 별로 병합할 때 해당 레벨의 고에너지  
 가우시안 피라미드 영상과 저에너지 가우시안 피라미드 영상의 해당하는

패치 중 더 큰 콘트라스트를 나타내는 통계값을 갖는 쪽에 해당하는 픽셀 또는 패치가 선택되어 병합이 이루어지거나 해당 레벨의 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 저에너지 라플라시안 피라미드 영상의 해당하는 패치 중 더 큰 콘트라스트를 나타내는 통계값을 갖는 쪽에 해당하는 픽셀 또는 패치가 선택되어 병합이 이루어지는 엑스선 촬영 장치.

[청구항 4]

제3항에 있어서,

상기 고에너지 가우시안 피라미드 영상과 상기 저에너지 가우시안 피라미드 영상의 해당하는 패치의 통계값의 비교를 기초로 상기 병합이 이루어지는 경우 상기 콘트라스트를 나타내는 통계값은 상기 해당하는 패치를 구성하는 복수의 픽셀의 밝기값의 표준편차 또는 절대편차의 평균이고,

상기 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 상기 저에너지 라플라시안 피라미드 영상의 해당하는 패치의 통계값의 비교를 기초로 상기 병합이 이루어지는 경우 상기 콘트라스트를 나타내는 통계값은 상기 해당하는 패치를 구성하는 복수의 픽셀의 밝기값의 평균값 또는 메디안인 엑스선 촬영 장치.

[청구항 5]

제1항에 있어서,

상기 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수 성분 영상은 푸리에 변환 또는 웨이블릿 변환으로 분해된 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수 성분 영상을 포함하고,

상기 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수 성분 영상은 푸리에 변환 또는 웨이블릿 변환으로 분해된 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수 성분 영상을 포함하고,

상기 병합된 주파수 성분 영상은 상기 고에너지 주파수 성분 영상과 상기 저에너지 주파수 성분 영상이 각 주파수 대역별로 병합되어 푸리에 역변환 또는 웨이블릿 역변환으로 생성되는 엑스선 촬영 장치.

[청구항 6]

제5항에 있어서,

상기 고에너지 주파수 성분 영상과 상기 저에너지 주파수 성분 영상은 각 주파수 대역별로 픽셀 단위로 또는 복수의 픽셀을 포함하는 패치 단위로 서로 병합되고,

상기 고에너지 주파수 성분 영상과 상기 저에너지 주파수 성분 영상을 상기 주파수 대역별로 병합할 때 해당 주파수 대역의 고에너지 주파수 성분 영상과 저에너지 주파수 성분 영상의 대응하는 패치 중 더 큰 콘트라스트를 나타내는 통계값을 갖는 쪽에 해당하는 픽셀 또는 패치가 선택되어 병합이 이루어지는 엑스선 촬영 장치.

[청구항 7]

제6항에 있어서,

상기 고에너지 주파수 성분 영상과 상기 저에너지 주파수 성분 영상의

대응하는 패치의 통계값의 비교를 기초로 상기 병합이 이루어지는 경우 상기 콘트라스트를 나타내는 통계값은 상기 해당하는 패치를 구성하는 복수의 픽셀값의 절대치의 평균값 또는 메디안인 엑스선 촬영 장치.

[청구항 8] 제1항에 있어서,  
상기 스텐다드 영상은 상기 병합된 주파수 성분 영상을 구성하는 복수의 주파수 대역별 주파수 성분 영상을 병합하여 생성되는 엑스선 촬영 장치.

[청구항 9] 제1항에 있어서,  
상기 이미지 프로세서는 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 중 하나 이상을 정합하는 단계를 더 수행하도록 구성되고,  
상기 정합은 뼈와 연부조직의 모션의 차이를 반영할 수 있도록 뼈 마스킹 정보와 연부조직 마스킹 정보를 각각 이용하여 수행되는 복수의 영상 정합을 포함하는 엑스선 촬영 장치.

[청구항 10] 제9항에 있어서,  
상기 정합 단계는  
상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상의 차감 연산을 통해 뼈 영상과 연부조직 영상을 각각 생성하는 단계,  
상기 생성된 뼈 영상과 상기 생성된 연부조직 영상으로부터 상기 뼈 마스킹 정보를 포함하는 뼈 마스킹 영상과 연부조직 마스킹 영상을 각각 생성하는 단계,  
상기 뼈 마스킹 영상을 이용하여 정합 대상인 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 중 하나 이상을 일차적으로 정합하는 단계, 그리고  
상기 연부조직 마스킹 영상을 이용하여 상기 일차적으로 정합된 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 중 하나 이상을 추가로 정합하는 단계  
를 포함하는 엑스선 촬영 장치.

[청구항 11] 제10항에 있어서,  
상기 뼈 마스킹 영상은 상기 뼈 영상에 포함된 뼈의 에지 위치 정보를 포함하고,  
상기 연부조직 마스킹 영상은 상기 연부조직 영상에 포함된 연부조직의 에지 위치 정보를 포함하는 엑스선 촬영 장치.

[청구항 12] 제10항에 있어서,  
상기 뼈 마스킹 영상을 이용하는 일차 정합은 전역적 최적화(global optimization) 기반의 영상 정합 알고리즘을 이용하는 엑스선 촬영 장치.

[청구항 13] 제12항에 있어서,  
상기 영상 정합 알고리즘은 FFD(Free-Form Deformation) 방법으로 뼈의 모션에 중점을 두는 영상 정합 알고리즘인 엑스선 촬영 장치.

[청구항 14] 제10항에 있어서,  
상기 연부조직 마스킹 영상을 이용하는 추가 정합은 미리 정해진 개수의

복수의 픽셀을 포함하는 패치 단위로 고에너지 영상과 저에너지 영상의 유사도를 측정하여 국소적으로 정합하는 기법에 의해 이루어지는 엑스선 촬영 장치.

- [청구항 15] 제14항에 있어서,  
상기 유사도는 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 간의 화소값 또는 정보 엔트로피의 계산을 통해 측정되는 엑스선 촬영 장치.
- [청구항 16] 제15항에 있어서,  
상기 유사도는 NCC(Normalized Cross Correlation) 및 MI(Mutual Information) 중 하나 이상을 이용하여 측정되는 엑스선 촬영 장치.
- [청구항 17] 엑스선을 조사할 수 있도록 구성되는 엑스선 조사 모듈,  
상기 엑스선 조사 모듈에서 조사되어 검사대상체를 통과한 엑스선을 검출하여 해당하는 디지털 신호를 출력할 수 있도록 구성되는 엑스선 검출 모듈, 그리고  
상기 엑스선 검출 모듈의 출력 신호를 이용하여 엑스선 영상을 생성할 수 있도록 구성되는 이미지 프로세서  
를 포함하고,  
상기 이미지 프로세서는  
상대적으로 큰 에너지와 상대적으로 작은 에너지의 엑스선에 의해 각각 얻어진 고에너지 영상과 저에너지 영상을 획득하는 단계,  
상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 중 하나 이상을 정합하는 단계,  
그리고  
상기 정합하는 단계를 거친 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상을 이용하는 연산을 통해 스탠다드 영상, 뼈 영상 그리고 연부조직 영상 중 하나 이상을 생성하는 단계  
를 수행하도록 구성되고,  
상기 정합은 뼈와 연부조직의 모션의 차이를 반영할 수 있도록 뼈 마스킹 정보와 연부조직 마스킹 정보를 각각 이용하여 수행되는 복수의 영상 정합을 포함하는 엑스선 촬영 장치.
- [청구항 18] 제17항에 있어서,  
상기 정합 단계는  
상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상의 차감 연산을 통해 뼈 영상과 연부조직 영상을 각각 생성하는 단계,  
상기 생성된 뼈 영상과 상기 생성된 연부조직 영상으로부터 상기 뼈 마스킹 정보를 포함하는 뼈 마스킹 영상과 연부조직 마스킹 영상을 각각 생성하는 단계,  
상기 뼈 마스킹 영상을 이용하여 정합 대상인 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 중 하나 이상을 일차적으로 정합하는 단계, 그리고  
상기 연부조직 마스킹 영상을 이용하여 상기 일차적으로 정합된 상기

고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 중 하나 이상을 추가로 정합하는 단계  
를 포함하는 엑스선 촬영 장치.

[청구항 19] 제18항에 있어서,  
상기 뼈 마스킹 영상은 상기 뼈 영상에 포함된 뼈의 에지 위치 정보를 포함하고,  
상기 연부조직 마스킹 영상은 상기 연부조직 영상에 포함된 연부조직의 에지 위치 정보를 포함하는 엑스선 촬영 장치.

[청구항 20] 검사대상체를 향해 엑스선을 조사하는 단계,  
상기 검사대상체를 통과한 엑스선을 검출하여 해당하는 디지털 신호를 생성하는 단계, 그리고  
상기 디지털 신호를 이용하여 엑스선 영상을 생성하는 단계  
를 포함하고,  
상기 엑스선 영상을 생성하는 단계는  
상대적으로 큰 에너지와 상대적으로 작은 에너지의 엑스선에 의해 각각 얻어진 고에너지 영상과 저에너지 영상을 획득하는 단계,  
상기 고에너지 영상을 분해하여 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수 성분 영상을 생성하는 단계,  
상기 저에너지 영상을 분해하여 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수 성분 영상을 생성하는 단계,  
상기 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수 성분 영상의 적어도 일부와 상기 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수 성분 영상의 적어도 일부를 병합하여 병합된 주파수 성분 영상을 생성하는 단계, 그리고  
상기 병합된 주파수 성분 영상을 이용하여 스탠다드 영상을 생성하는 단계  
를 포함하는 엑스선 촬영 방법.

[청구항 21] 제20항에 있어서,  
상기 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수 성분 영상은 복수의 레벨의 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 복수의 레벨의 고에너지 가우시안 피라미드 영상을 포함하고,  
상기 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수 성분 영상은 복수의 레벨의 저에너지 라플라시안 피라미드 영상과 복수의 레벨의 저에너지 가우시안 피라미드 영상을 포함하고,  
상기 병합된 주파수 성분 영상은 상기 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 상기 저에너지 라플라시안 피라미드 영상이 각 레벨 별로 병합되어 생성되는 엑스선 촬영 방법.

[청구항 22] 제21항에 있어서,  
상기 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 상기 저에너지 라플라시안

피라미드 영상은 각 레벨 별로 픽셀 단위로 또는 복수의 픽셀을 포함하는 패치 단위로 서로 병합되고,  
 상기 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 상기 저에너지 라플라시안 피라미드 영상을 상기 레벨 별로 병합할 때 해당 레벨의 고에너지 가우시안 피라미드 영상과 저에너지 가우시안 피라미드 영상의 해당하는 패치 중 더 큰 콘트라스트를 나타내는 통계값을 갖는 쪽에 해당하는 픽셀 또는 패치가 선택되어 병합이 이루어지거나 해당 레벨의 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 저에너지 라플라시안 피라미드 영상의 해당하는 패치 중 더 큰 콘트라스트를 나타내는 통계값을 갖는 쪽에 해당하는 픽셀 또는 패치가 선택되어 병합이 이루어지는 엑스선 촬영 방법.

[청구항 23]

제22항에 있어서,

상기 고에너지 가우시안 피라미드 영상과 상기 저에너지 가우시안 피라미드 영상의 해당하는 패치의 통계값의 비교를 기초로 상기 병합이 이루어지는 경우 상기 콘트라스트를 나타내는 통계값은 상기 해당하는 패치를 구성하는 복수의 픽셀의 밝기값의 표준편차 또는 절대편차의 평균이고,

상기 고에너지 라플라시안 피라미드 영상과 상기 저에너지 라플라시안 피라미드 영상의 해당하는 패치의 통계값의 비교를 기초로 상기 병합이 이루어지는 경우 상기 콘트라스트를 나타내는 통계값은 상기 해당하는 패치를 구성하는 복수의 픽셀의 밝기값의 평균값 또는 메디안인 엑스선 촬영 방법.

[청구항 24]

제20항에 있어서,

상기 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수 성분 영상은 푸리에 변환 또는 웨이블릿 변환으로 분해된 복수의 주파수 대역별 고에너지 주파수 성분 영상을 포함하고,

상기 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수 성분 영상은 푸리에 변환 또는 웨이블릿 변환으로 분해된 복수의 주파수 대역별 저에너지 주파수 성분 영상을 포함하고,

상기 병합된 주파수 성분 영상은 상기 고에너지 주파수 성분 영상과 상기 저에너지 주파수 성분 영상이 각 주파수 대역별로 병합되어 푸리에 역변환 또는 웨이블릿 역변환으로 생성되는 엑스선 촬영 방법.

[청구항 25]

제24항에 있어서,

상기 고에너지 주파수 성분 영상과 상기 저에너지 주파수 성분 영상은 각 주파수 대역별로 픽셀 단위로 또는 복수의 픽셀을 포함하는 패치 단위로 서로 병합되고,

상기 고에너지 주파수 성분 영상과 상기 저에너지 주파수 성분 영상을 상기 주파수 대역별로 병합할 때 해당 주파수 대역의 고에너지 주파수

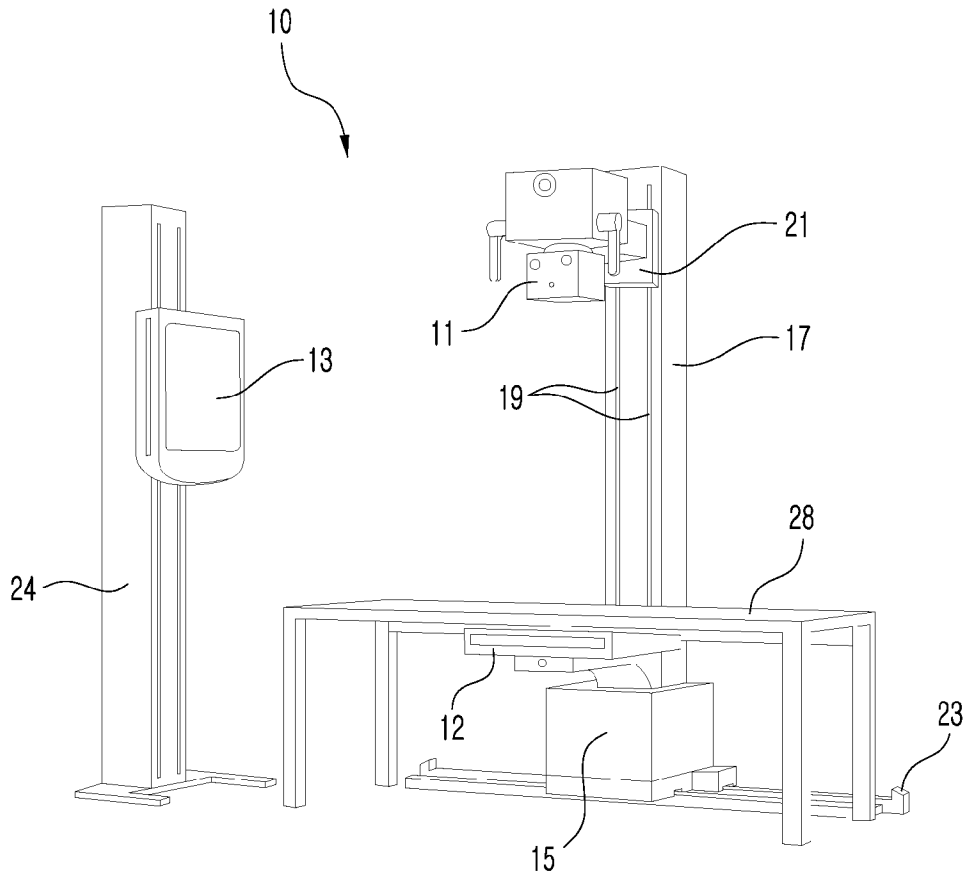
성분 영상과 저에너지 주파수 성분 영상의 대응하는 패치 중 더 큰 콘트라스트를 나타내는 통계값을 갖는 쪽에 해당하는 픽셀 또는 패치가 선택되어 병합이 이루어지는 액션 촬영 방법.

- [청구항 26] 제25항에 있어서,  
 상기 고에너지 주파수 성분 영상과 상기 저에너지 주파수 성분 영상의 대응하는 패치의 통계값의 비교를 기초로 상기 병합이 이루어지는 경우 상기 콘트라스트를 나타내는 통계값은 상기 해당하는 패치를 구성하는 복수의 픽셀값의 절대치의 평균값 또는 메디안인 액션 촬영 방법.
- [청구항 27] 제20항에 있어서,  
 상기 스탠다드 영상은 상기 병합된 주파수 성분 영상을 구성하는 복수의 주파수 대역별 주파수 성분 영상을 병합하여 생성되는 액션 촬영 방법.
- [청구항 28] 제20항에 있어서,  
 상기 액션 영상을 생성하는 단계는 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 중 하나 이상을 정합하는 단계를 더 포함하고,  
 상기 정합은 뼈와 연부조직의 모션의 차이를 반영할 수 있도록 뼈 마스킹 정보와 연부조직 마스킹 정보를 각각 이용하여 수행되는 복수의 영상 정합을 포함하는 액션 촬영 방법.
- [청구항 29] 제28항에 있어서,  
 상기 정합 단계는  
 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상의 차감 연산을 통해 뼈 영상과 연부조직 영상을 각각 생성하는 단계,  
 상기 생성된 뼈 영상과 상기 생성된 연부조직 영상으로부터 상기 뼈 마스킹 정보를 포함하는 뼈 마스킹 영상과 연부조직 마스킹 영상을 각각 생성하는 단계,  
 상기 뼈 마스킹 영상을 이용하여 정합 대상인 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 중 하나 이상을 일차적으로 정합하는 단계, 그리고  
 상기 연부조직 마스킹 영상을 이용하여 상기 일차적으로 정합된 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 중 하나 이상을 추가로 정합하는 단계  
 를 포함하는 액션 촬영 방법.
- [청구항 30] 제29항에 있어서,  
 상기 뼈 마스킹 영상은 상기 뼈 영상에 포함된 뼈의 에지 위치 정보를 포함하고,  
 상기 연부조직 마스킹 영상은 상기 연부조직 영상에 포함된 연부조직의 에지 위치 정보를 포함하는 액션 촬영 방법.
- [청구항 31] 제29항에 있어서,  
 상기 뼈 마스킹 영상을 이용하는 일차 정합은 전역적 최적화(global optimization) 기반의 영상 정합 알고리즘을 이용하는 액션 촬영 방법.

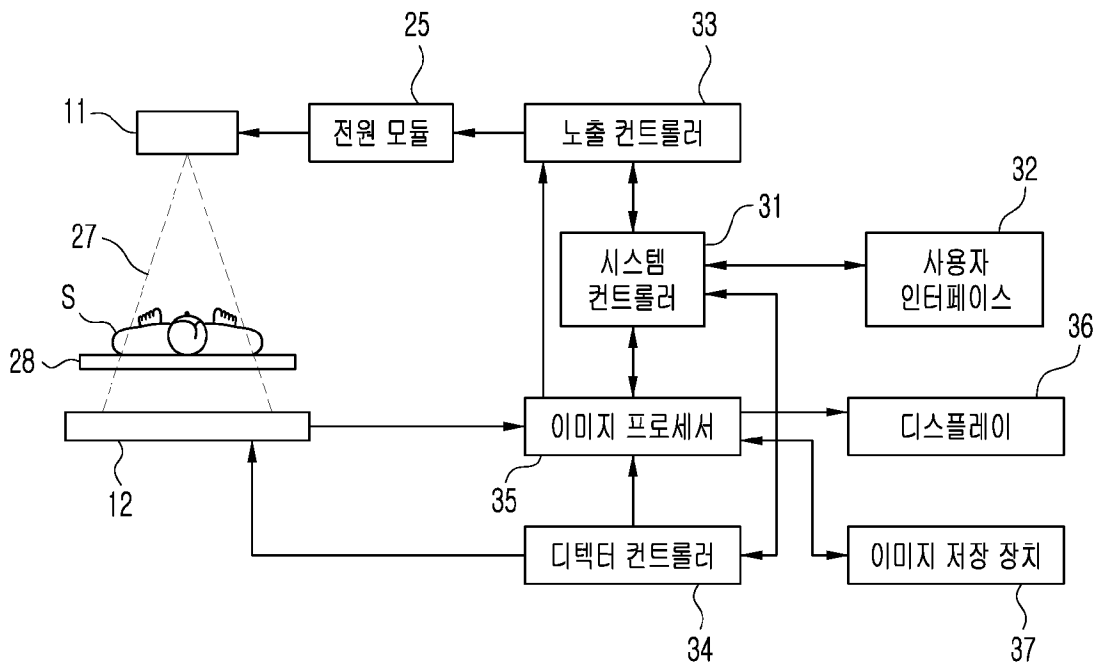
- [청구항 32] 제29항에 있어서,  
 상기 연부조직 마스크 영상을 이용하는 추가 정합은 미리 정해진 개수의 복수의 픽셀을 포함하는 패치 단위로 고에너지 영상과 저에너지 영상의 유사도를 측정하여 국소적으로 정합하는 기법에 의해 이루어지는 엑스선 촬영 방법.
- [청구항 33] 검사대상체를 향해 엑스선을 조사하는 단계,  
 상기 검사대상체를 통과한 엑스선을 검출하여 해당하는 디지털 신호를 생성하는 단계, 그리고  
 상기 디지털 신호를 이용하여 엑스선 영상을 생성하는 단계를 포함하고,  
 상기 엑스선 영상을 생성하는 단계는 상대적으로 큰 에너지와 상대적으로 작은 에너지의 엑스선에 의해 각각 얻어진 고에너지 영상과 저에너지 영상을 획득하는 단계,  
 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 중 하나 이상을 정합하는 단계, 그리고  
 상기 정합하는 단계를 거친 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상을 이용하는 연산을 통해 스텐다드 영상, 뼈 영상 그리고 연부조직 영상 중 하나 이상을 생성하는 단계를 포함하고,  
 상기 정합은 뼈와 연부조직의 모션의 차이를 반영할 수 있도록 뼈 마스크 정보와 연부조직 마스크 정보를 각각 이용하여 수행되는 복수의 영상 정합을 포함하는 엑스선 촬영 방법.
- [청구항 34] 제33항에 있어서,  
 상기 정합 단계는  
 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상의 차감 연산을 통해 뼈 영상과 연부조직 영상을 각각 생성하는 단계,  
 상기 생성된 뼈 영상과 상기 생성된 연부조직 영상으로부터 상기 뼈 마스크 정보를 포함하는 뼈 마스크 영상과 연부조직 마스크 영상을 각각 생성하는 단계,  
 상기 뼈 마스크 영상을 이용하여 정합 대상인 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 중 하나 이상을 일차적으로 정합하는 단계, 그리고  
 상기 연부조직 마스크 영상을 이용하여 상기 일차적으로 정합된 상기 고에너지 영상과 상기 저에너지 영상 중 하나 이상을 추가로 정합하는 단계를 포함하는 엑스선 촬영 방법.
- [청구항 35] 제34항에 있어서,  
 상기 뼈 마스크 영상은 상기 뼈 영상에 포함된 뼈의 에지 위치 정보를 포함하고,

상기 연부조직 마스크 영상은 상기 연부조직 영상에 포함된 연부조직의  
에지 위치 정보를 포함하는 엑스선 촬영 방법.

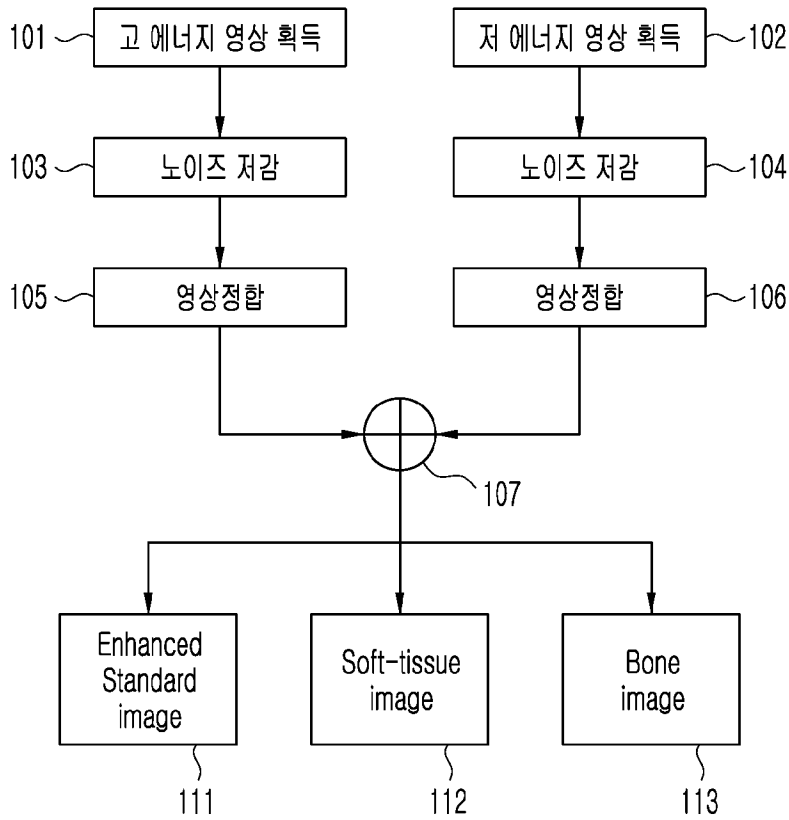
[도1]



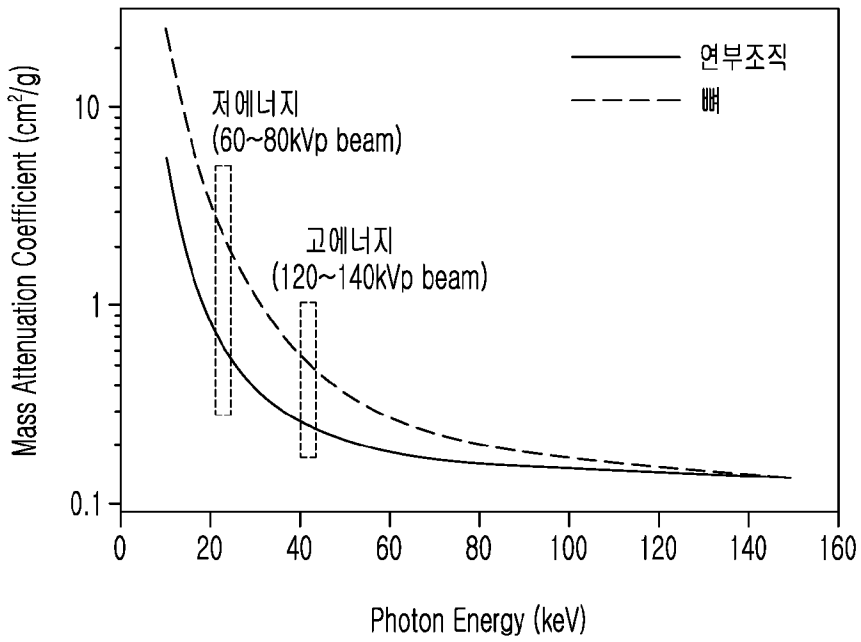
[도2]



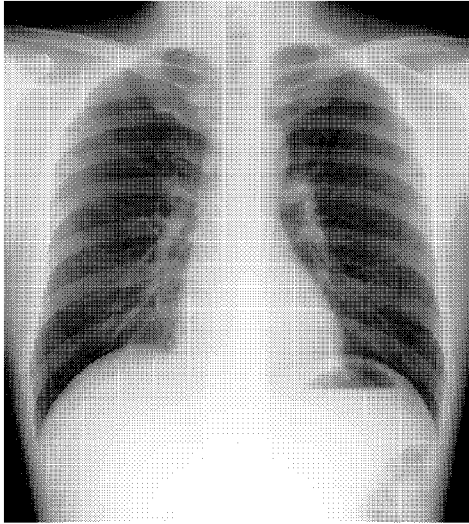
[도3]



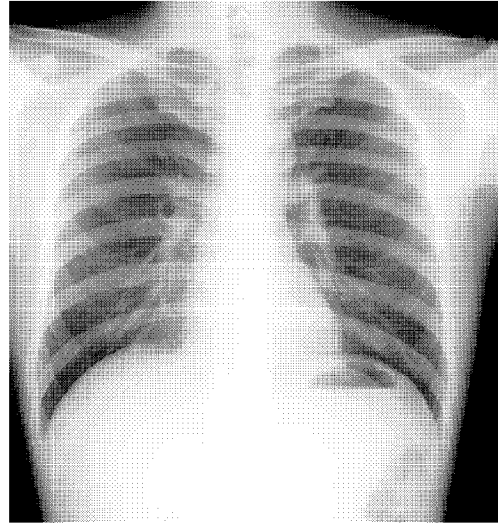
[도4]



[도5]

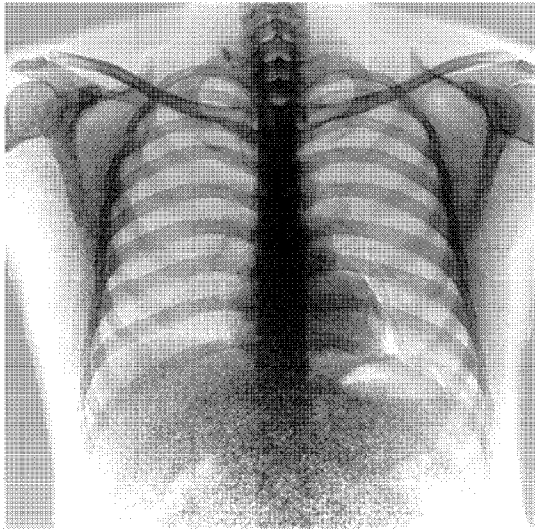


(a)

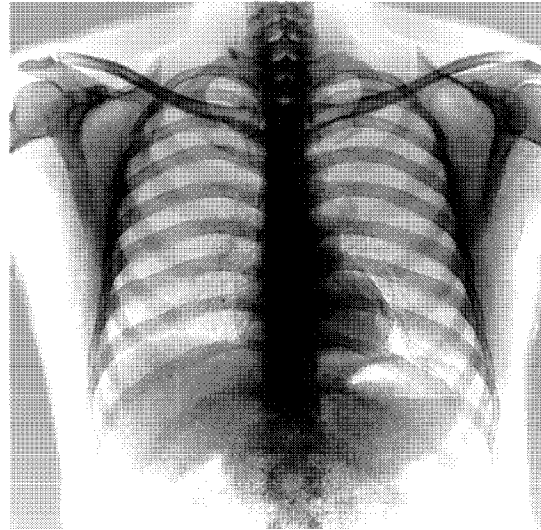


(b)

[도6]

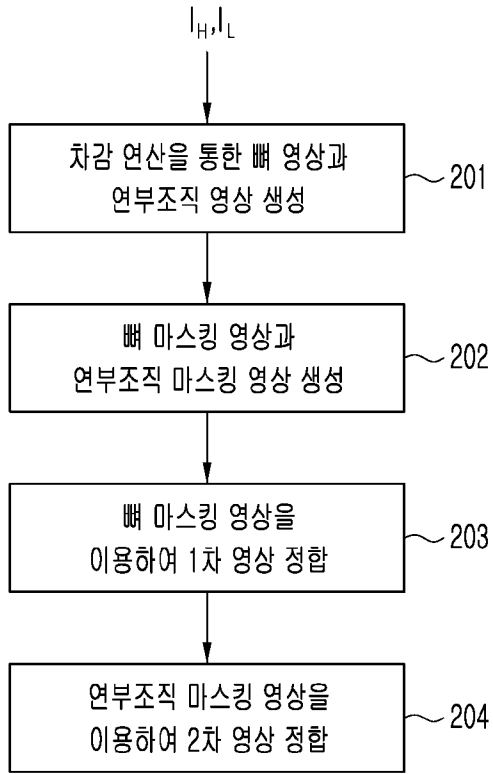


(a)

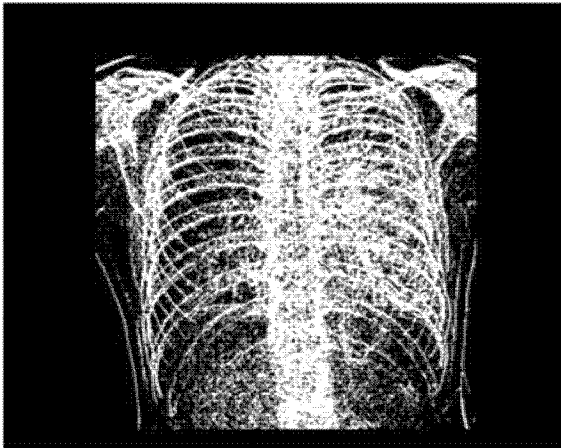


(b)

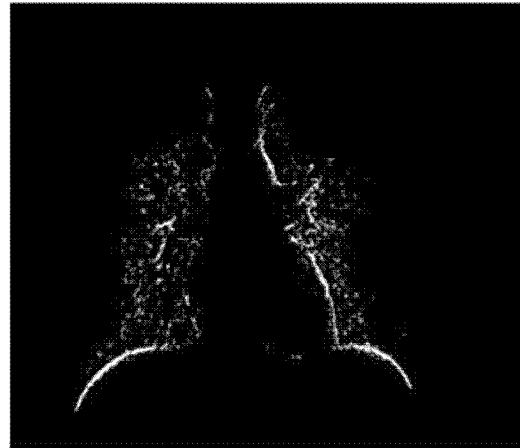
[도7]



[도8]

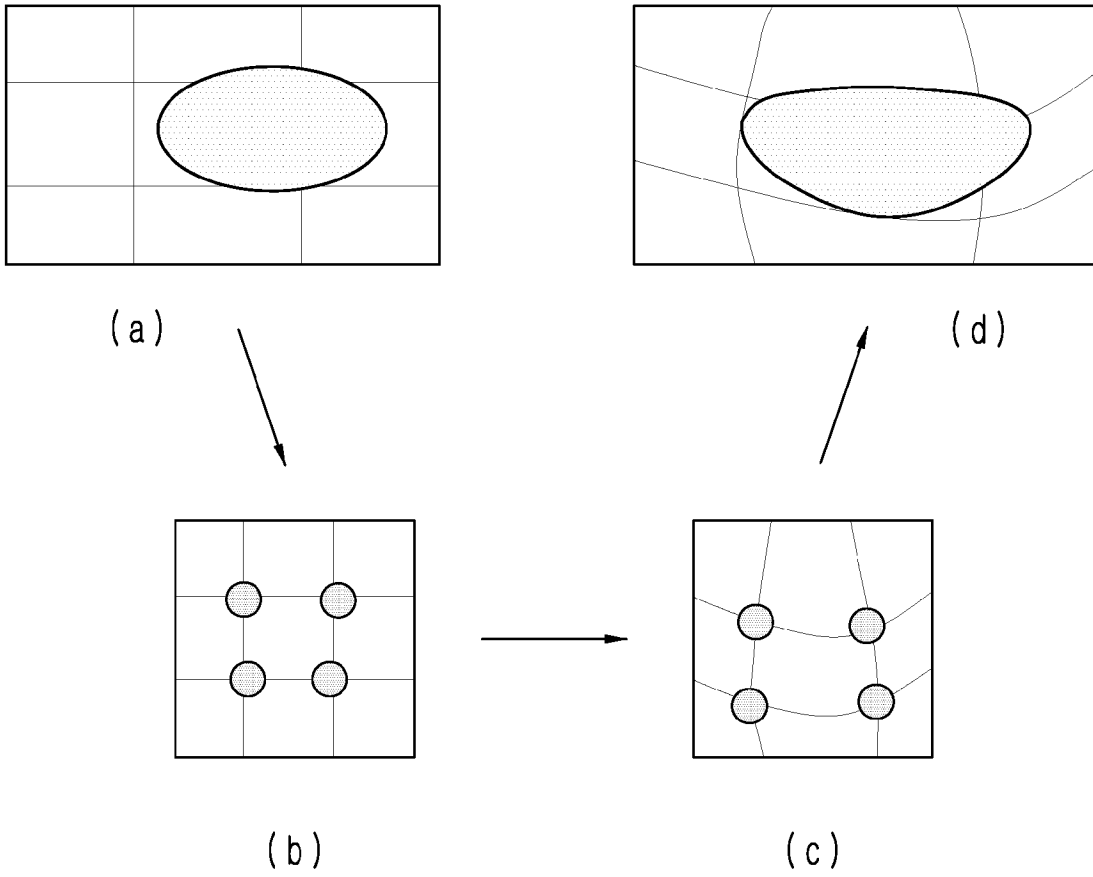


(a)

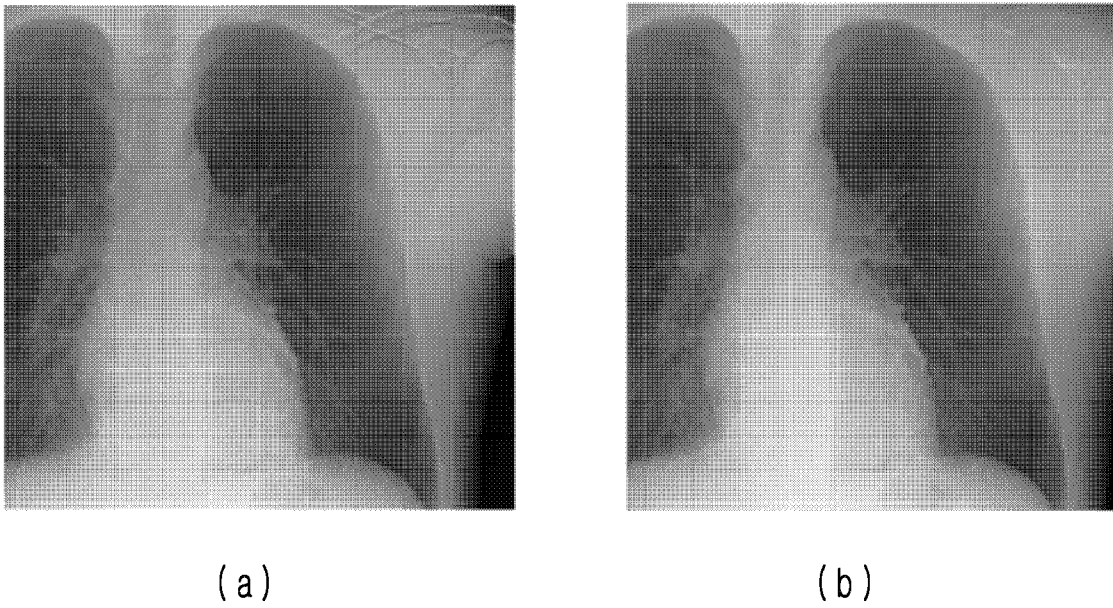


(b)

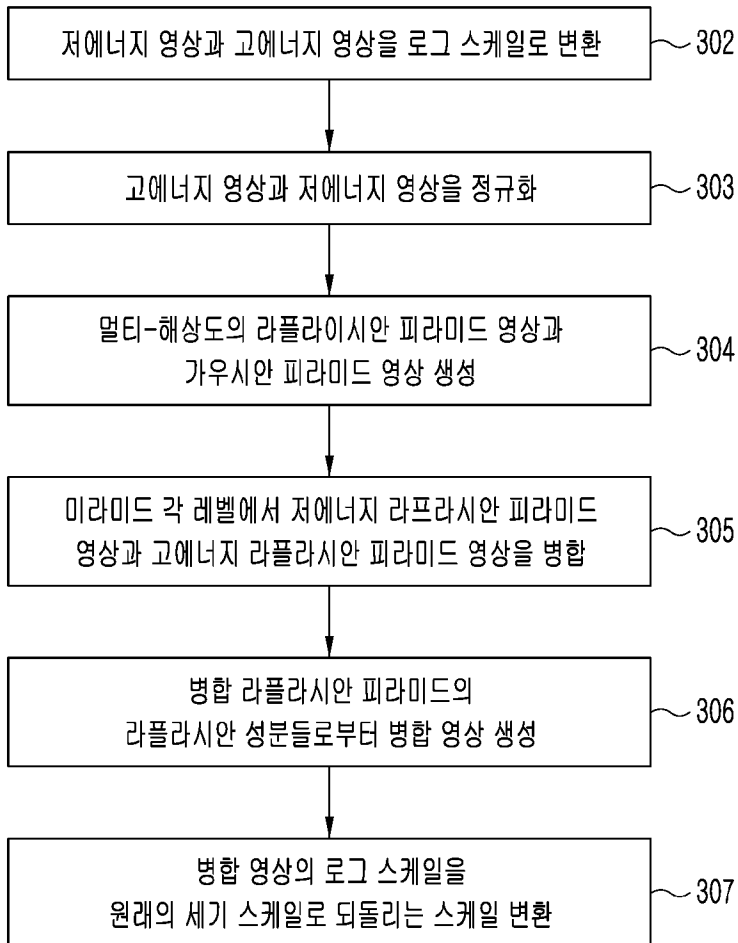
[도9]



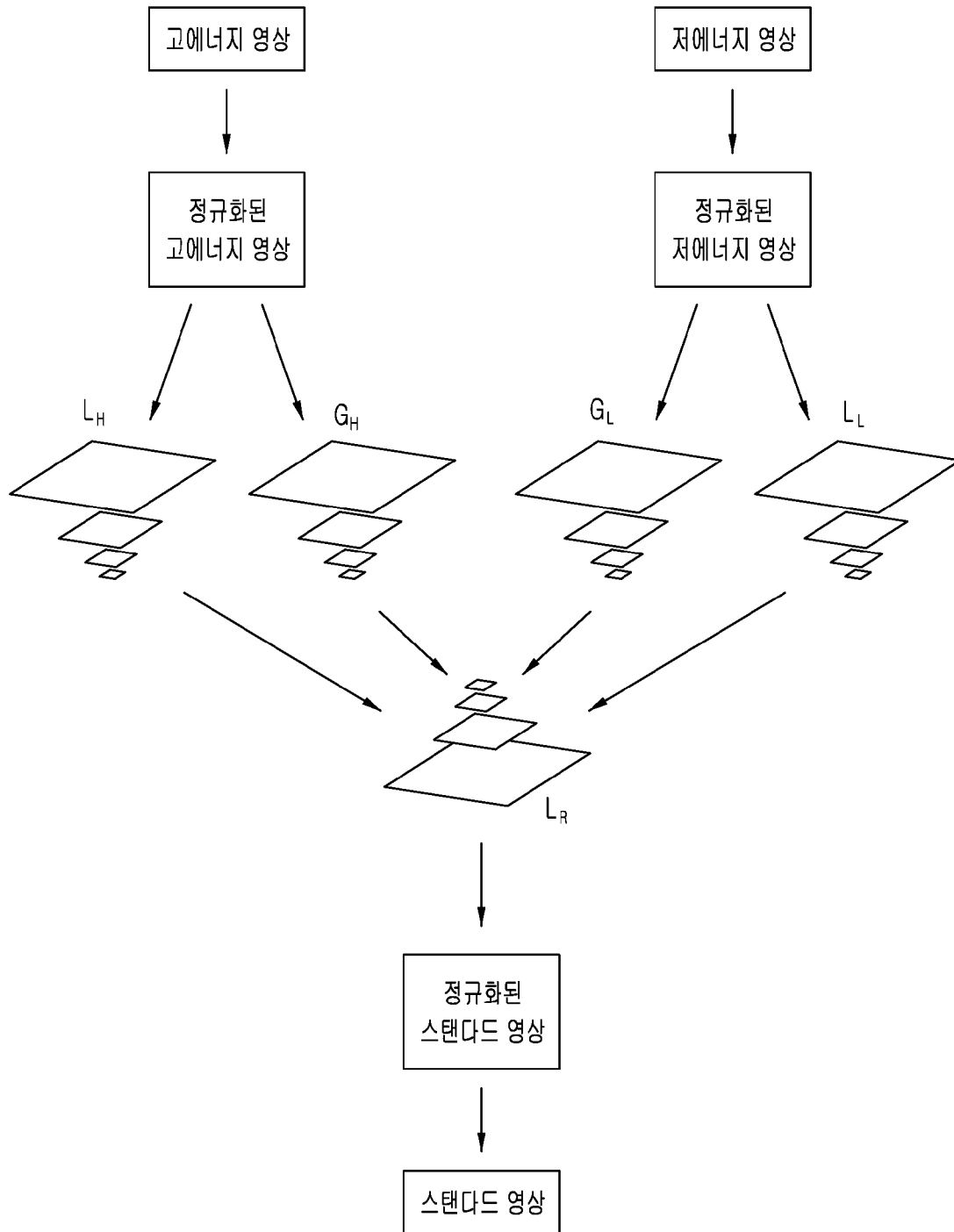
[도10]



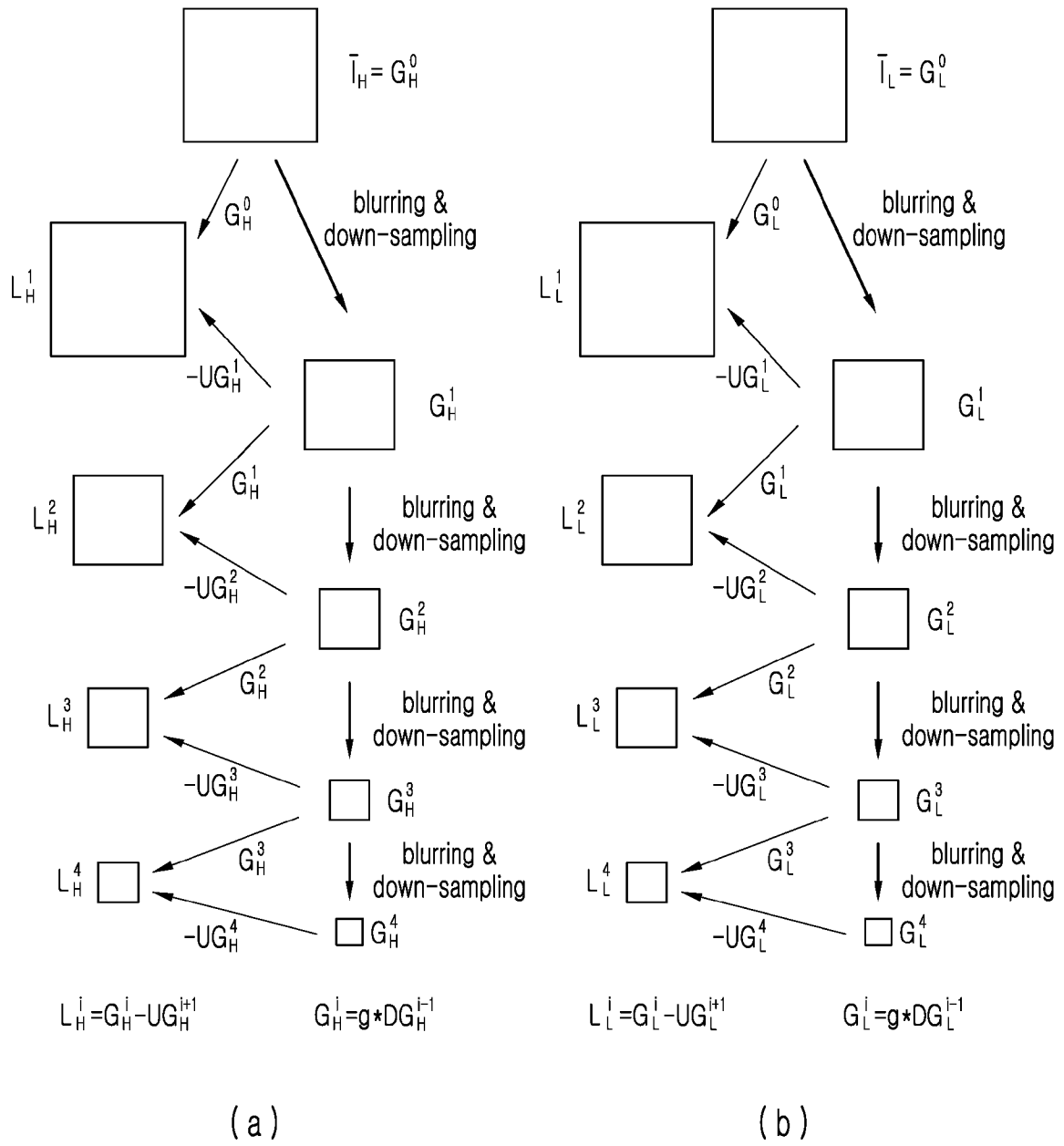
[도11]



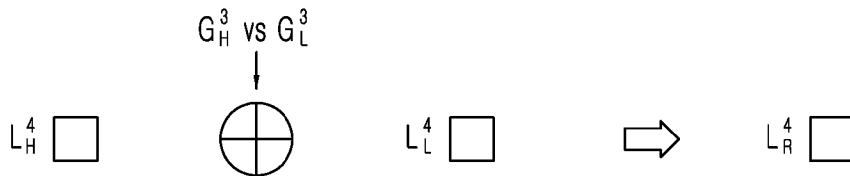
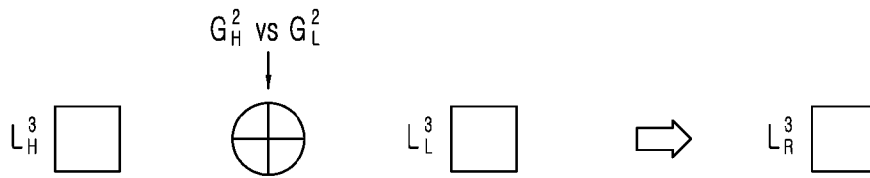
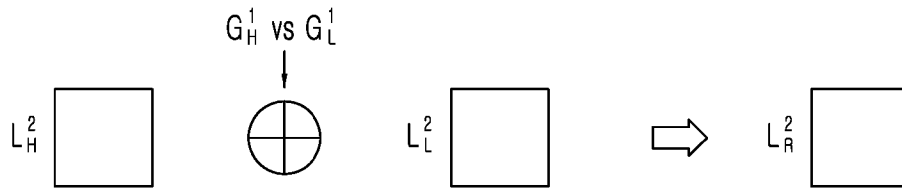
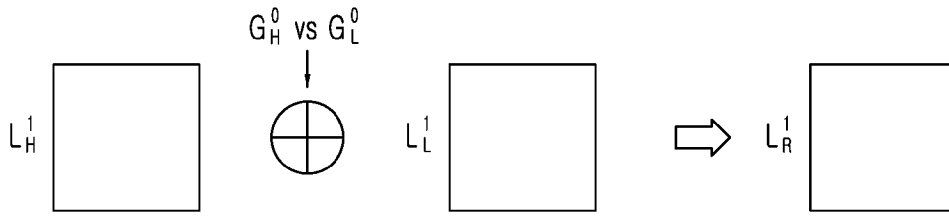
[도 12]



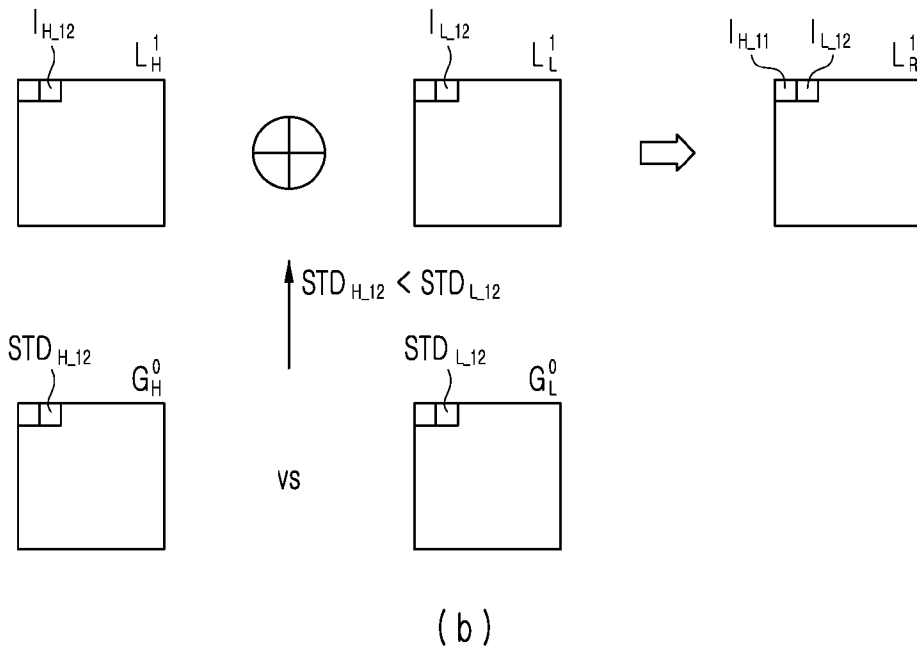
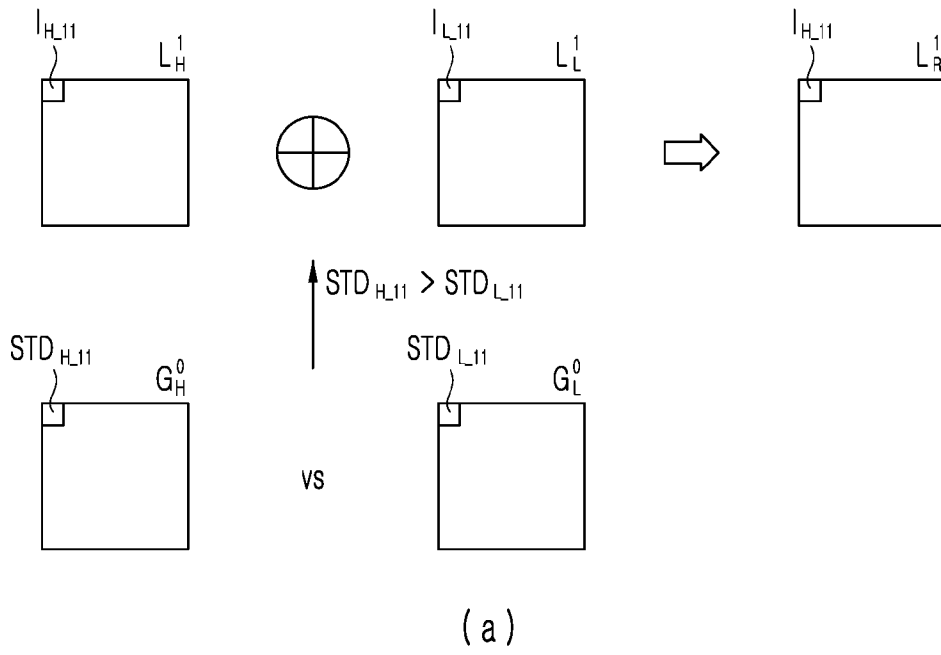
[도 13]



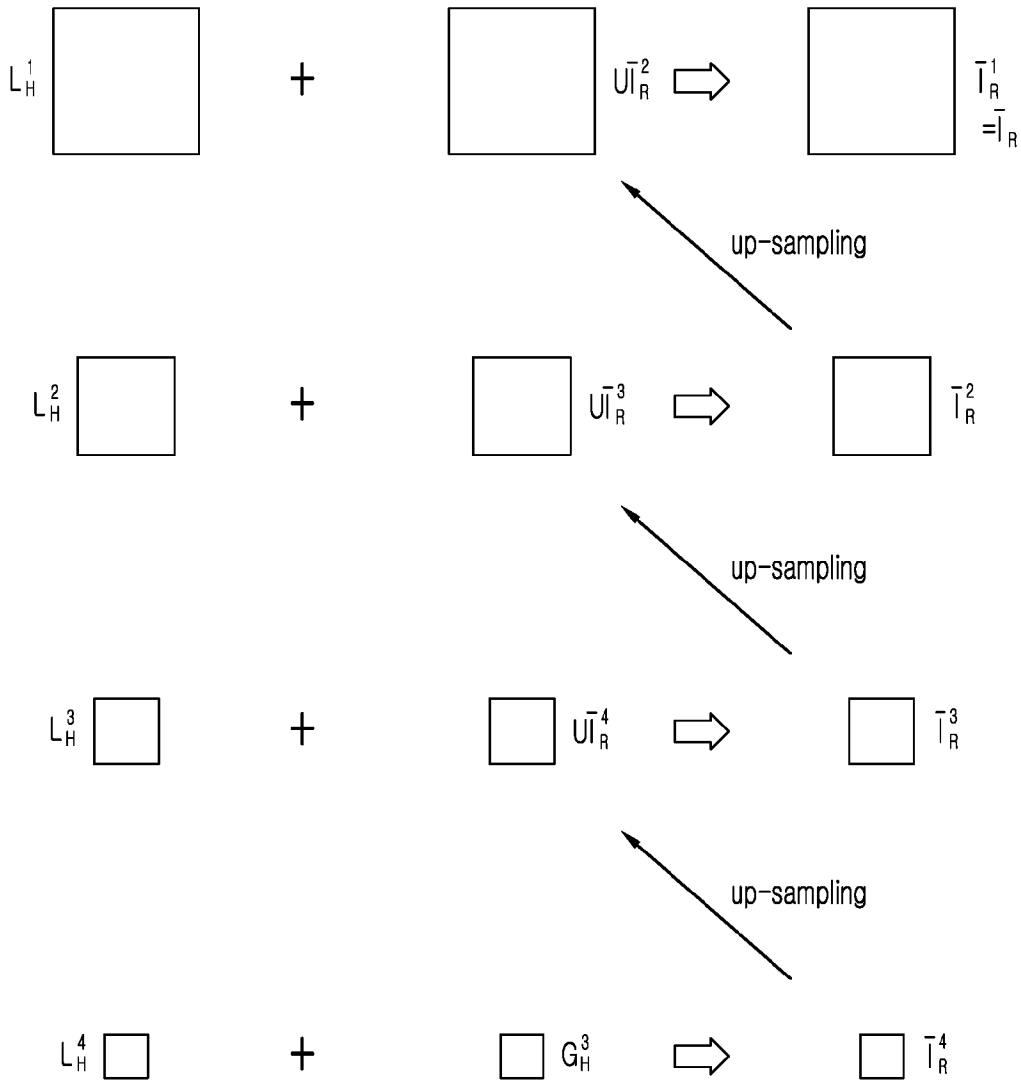
[도 14]



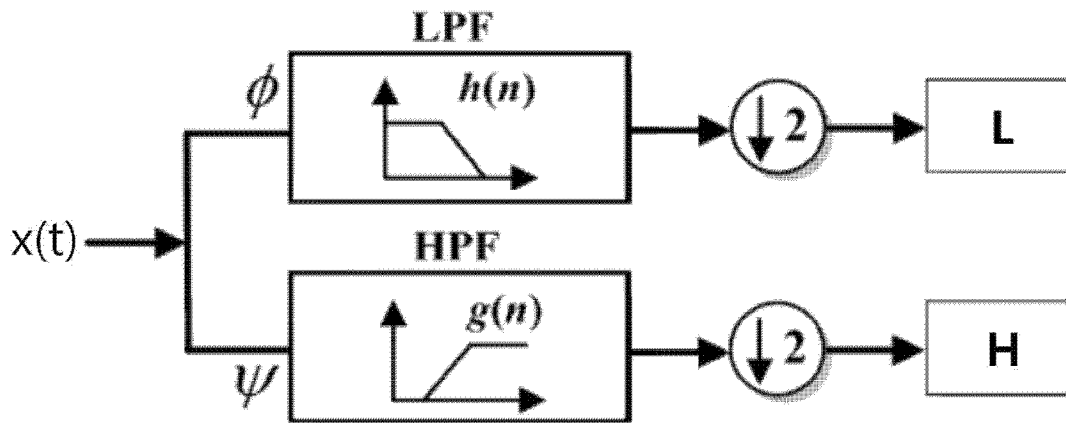
[도 15]



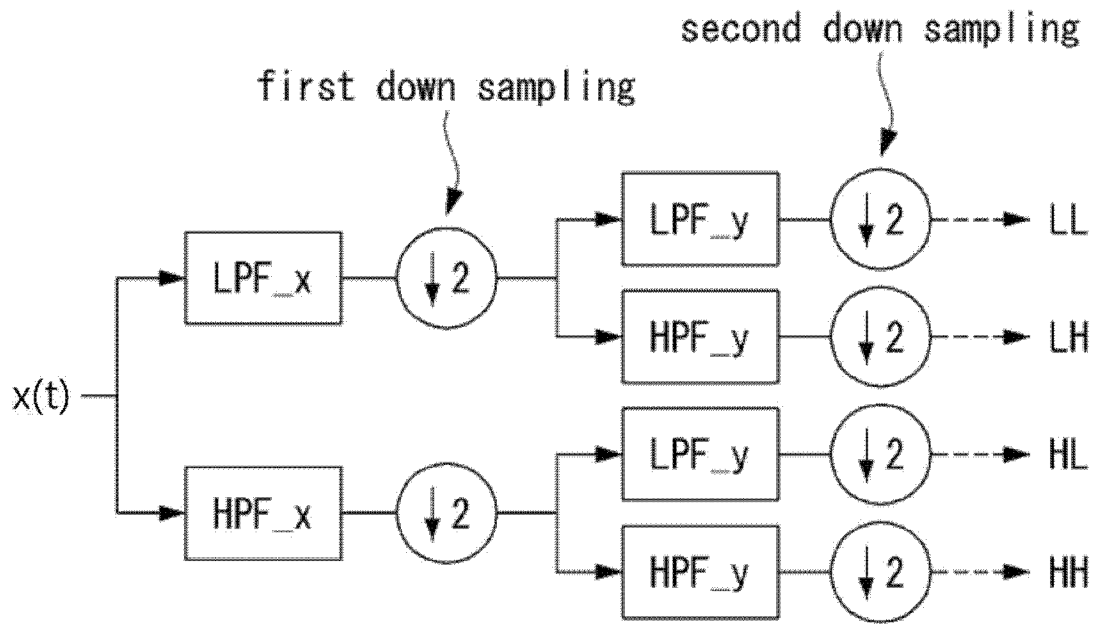
[도 16]



[도 17]



[도18]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2022/009029

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
A61B 6/00(2006.01)i; G06T 11/00(2006.01)i; G06T 7/30(2017.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B 6/00(2006.01); G06K 9/40(2006.01); G06Q 50/24(2012.01); G06T 5/50(2006.01); G06T 7/00(2006.01)		
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: 엑스선(X-ray), 이미지 프로세서(image processor), 고에너지 영상(high energy image), 저에너지 영상(low energy image), 주파수(frequency), 분해(decomposing), 정합(registration), 스탠다드 영상(standard image), 뼈 영상(bone image), 연부조직 영상(soft tissue image), 마스크 정보(masking information)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2016-537099 A (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 01 December 2016 (2016-12-01) See abstract; claims 1-15; paragraphs [0024]-[0045]; and figures 1-3.	1-35
A	KR 10-2011-0111955 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 12 October 2011 (2011-10-12) See abstract; paragraphs [0016]-[0047]; and figures 1-4.	1-35
A	KR 10-2013-0142654 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 30 December 2013 (2013-12-30) See entire document.	1-35
A	US 2010-0046822 A1 (LI, Y. et al.) 25 February 2010 (2010-02-25) See entire document.	1-35
A	JP 6681864 B2 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD. et al.) 15 April 2020 (2020-04-15) See entire document.	1-35
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 “D” document cited by the applicant in the international application “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 <b>05 January 2023</b>		Date of mailing of the international search report <b>05 January 2023</b>
Name and mailing address of the ISA/KR <b>Korean Intellectual Property Office Government Complex-Daejeon Building 4, 189 Cheongsaro, Seo-gu, Daejeon 35208</b> Facsimile No. +82-42-481-8578		Authorized officer  Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
**Information on patent family members**

International application No.

**PCT/KR2022/009029**

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
JP	2016-537099	A	01 December 2016	CN	105745686	A	06 July 2016
				CN	105745686	B	12 April 2019
				EP	3072105	A1	28 September 2016
				EP	3072105	B1	17 May 2017
				JP	6401267	B2	10 October 2018
				RU	2016124115	A	25 December 2017
				US	2016-0267651	A1	15 September 2016
				US	9905003	B2	27 February 2018
				WO	2015-074916	A1	28 May 2015
				<hr/>			
KR	10-2011-0111955	A	12 October 2011	CN	102711614	A	03 October 2012
				EP	2555681	A2	13 February 2013
				JP	2013-526907	A	27 June 2013
				KR	10-1430121	B1	14 August 2014
				US	2011-0255654	A1	20 October 2011
				WO	2011-126308	A2	13 October 2011
				WO	2011-126308	A3	08 March 2012
<hr/>							
KR	10-2013-0142654	A	30 December 2013	CN	103505228	A	15 January 2014
				CN	103505228	B	14 June 2019
				CN	106659409	A	10 May 2017
				CN	106659409	B	18 October 2019
				CN	106659900	A	10 May 2017
				CN	106659900	B	17 December 2019
				EP	2676608	A1	25 December 2013
				EP	2676608	B1	29 August 2018
				EP	3182882	A2	28 June 2017
				EP	3182882	B1	20 May 2020
				EP	3182883	A1	28 June 2017
				EP	3182883	B1	23 June 2021
				JP	2017-525474	A	07 September 2017
				JP	2017-529902	A	12 October 2017
				JP	6487033	B2	20 March 2019
				KR	10-1429067	B1	12 August 2014
				KR	10-1870856	B1	25 June 2018
				US	10016143	B2	10 July 2018
				US	2013-0343521	A1	26 December 2013
				US	2015-0342550	A1	03 December 2015
				US	2016-0045131	A1	18 February 2016
				US	2016-0045132	A1	18 February 2016
				US	2016-0045136	A1	18 February 2016
				US	2016-0367829	A1	22 December 2016
				US	2017-0209063	A1	27 July 2017
				US	9125617	B2	08 September 2015
				US	9451892	B2	27 September 2016
				US	9451893	B2	27 September 2016
				US	9629565	B2	25 April 2017
				US	9895071	B2	20 February 2018
				US	9993213	B2	12 June 2018
				WO	2016-028609	A1	25 February 2016
				WO	2016-028610	A2	25 February 2016
WO	2016-028610	A3	02 June 2016				

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
**Information on patent family members**

International application No.

**PCT/KR2022/009029**

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
-----				WO	2016-028611	A1	25 February 2016
US	2010-0046822	A1	25 February 2010	CN	100510725	C	08 July 2009
				CN	101109718	A	23 January 2008
				EP	2120040	A1	18 November 2009
				US	8064676	B2	22 November 2011
-----				WO	2008-058442	A1	22 May 2008
JP	6681864	B2	15 April 2020	CN	103654810	A	26 March 2014
				CN	103654810	B	14 November 2017
				CN	107753048	A	06 March 2018
				CN	107753048	B	29 December 2020
				EP	2705795	A1	12 March 2014
				EP	2705795	B1	09 August 2017
				EP	3269307	A1	17 January 2018
				JP	2014-050708	A	20 March 2014
				JP	2018-012018	A	25 January 2018
				JP	6234740	B2	22 November 2017
				KR	10-1479212	B1	06 January 2015
				KR	10-2014-0032058	A	14 March 2014
				US	10201319	B2	12 February 2019
				US	10925566	B2	23 February 2021
				US	2014-0064444	A1	06 March 2014
				US	2017-0027534	A1	02 February 2017
				US	2019-0142355	A1	16 May 2019
-----				US	9492132	B2	15 November 2016

<b>A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))</b> A61B 6/00(2006.01)i; G06T 11/00(2006.01)i; G06T 7/30(2017.01)i		
<b>B. 조사된 분야</b> 조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재) A61B 6/00(2006.01); G06K 9/40(2006.01); G06Q 50/24(2012.01); G06T 5/50(2006.01); G06T 7/00(2006.01)		
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: 엑스선(X-ray), 이미지 프로세서(image processor), 고에너지 영상(high energy image), 저에너지 영상(low energy image), 주파수(frequency), 분해(decomposing), 정합(registration), 스탠다드 영상(standard image), 뼈 영상(bone image), 연부조직 영상(soft tissue image), 마스크 정보(masking information)		
<b>C. 관련 문헌</b>		
카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
A	JP 2016-537099 A (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 2016.12.01 요약; 청구항 1-15; 단락 [0024]-[0045]; 도면 1-3	1-35
A	KR 10-2011-0111955 A (삼성전자주식회사) 2011.10.12 요약; 단락 [0016]-[0047]; 도면 1-4	1-35
A	KR 10-2013-0142654 A (삼성전자주식회사) 2013.12.30 전문	1-35
A	US 2010-0046822 A1 (LI, Y. 등) 2010.02.25 전문	1-35
A	JP 6681864 B2 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD. 등) 2020.04.15 전문	1-35
<input type="checkbox"/> 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다. <input checked="" type="checkbox"/> 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.		
* 인용된 문헌의 특별 카테고리: “A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌 “D” 본 국제출원에서 출원인이 인용한 문헌 “E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌 “L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌 “O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌 “P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌		
“T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌 “X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다. “Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다. “&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌		
국제조사의 실제 완료일	국제조사보고서 발송일	
2023년01월05일(05.01.2023)	2023년01월05일(05.01.2023)	
ISA/KR의 명칭 및 우편주소	심사관	
대한민국 특허청 (35208) 대전광역시 서구 청사로 189, 4동 (둔산동, 정부대전청사)	박혜련	
팩스 번호 +82-42-481-8578	전화번호 +82-42-481-3463	

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
JP 2016-537099 A	2016/12/01	CN 105745686 A	2016/07/06
		CN 105745686 B	2019/04/12
		EP 3072105 A1	2016/09/28
		EP 3072105 B1	2017/05/17
		JP 6401267 B2	2018/10/10
		RU 2016124115 A	2017/12/25
		US 2016-0267651 A1	2016/09/15
		US 9905003 B2	2018/02/27
		WO 2015-074916 A1	2015/05/28
		KR 10-2011-0111955 A	2011/10/12
EP 2555681 A2	2013/02/13		
JP 2013-526907 A	2013/06/27		
KR 10-1430121 B1	2014/08/14		
US 2011-0255654 A1	2011/10/20		
WO 2011-126308 A2	2011/10/13		
WO 2011-126308 A3	2012/03/08		
KR 10-2013-0142654 A	2013/12/30	CN 103505228 A	2014/01/15
		CN 103505228 B	2019/06/14
		CN 106659409 A	2017/05/10
		CN 106659409 B	2019/10/18
		CN 106659900 A	2017/05/10
		CN 106659900 B	2019/12/17
		EP 2676608 A1	2013/12/25
		EP 2676608 B1	2018/08/29
		EP 3182882 A2	2017/06/28
		EP 3182882 B1	2020/05/20
		EP 3182883 A1	2017/06/28
		EP 3182883 B1	2021/06/23
		JP 2017-525474 A	2017/09/07
		JP 2017-529902 A	2017/10/12
		JP 6487033 B2	2019/03/20
		KR 10-1429067 B1	2014/08/12
		KR 10-1870856 B1	2018/06/25
		US 10016143 B2	2018/07/10
		US 2013-0343521 A1	2013/12/26
		US 2015-0342550 A1	2015/12/03
		US 2016-0045131 A1	2016/02/18
		US 2016-0045132 A1	2016/02/18
		US 2016-0045136 A1	2016/02/18
		US 2016-0367829 A1	2016/12/22
		US 2017-0209063 A1	2017/07/27
		US 9125617 B2	2015/09/08
		US 9451892 B2	2016/09/27
		US 9451893 B2	2016/09/27
		US 9629565 B2	2017/04/25
		US 9895071 B2	2018/02/20
		US 9993213 B2	2018/06/12
		WO 2016-028609 A1	2016/02/25
		WO 2016-028610 A2	2016/02/25
WO 2016-028610 A3	2016/06/02		

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
		WO 2016-028611 A1	2016/02/25
US 2010-0046822 A1	2010/02/25	CN 100510725 C	2009/07/08
		CN 101109718 A	2008/01/23
		EP 2120040 A1	2009/11/18
		US 8064676 B2	2011/11/22
		WO 2008-058442 A1	2008/05/22
JP 6681864 B2	2020/04/15	CN 103654810 A	2014/03/26
		CN 103654810 B	2017/11/14
		CN 107753048 A	2018/03/06
		CN 107753048 B	2020/12/29
		EP 2705795 A1	2014/03/12
		EP 2705795 B1	2017/08/09
		EP 3269307 A1	2018/01/17
		JP 2014-050708 A	2014/03/20
		JP 2018-012018 A	2018/01/25
		JP 6234740 B2	2017/11/22
		KR 10-1479212 B1	2015/01/06
		KR 10-2014-0032058 A	2014/03/14
		US 10201319 B2	2019/02/12
		US 10925566 B2	2021/02/23
		US 2014-0064444 A1	2014/03/06
		US 2017-0027534 A1	2017/02/02
		US 2019-0142355 A1	2019/05/16
		US 9492132 B2	2016/11/15