

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2017년 4월 20일 (20.04.2017)



(10) 국제공개번호
WO 2017/065591 A1

- (51) 국제특허분류:
A61B 6/00 (2006.01) *A61B 6/10* (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2016/011643
- (22) 국제출원일: 2016년 10월 17일 (17.10.2016)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:
10-2015-0144968 2015년 10월 16일 (16.10.2015) KR
- (71) 출원인: 국립암센터 (NATIONAL CANCER CENTER) [KR/KR]; 10408 경기도 고양시 일산동구 일산로 323, Gyeonggi-do (KR). 서울대학교병원 (SEOUL NATIONAL UNIVERSITY HOSPITAL) [KR/KR]; 03080 서울시 종로구 대학로 101, Seoul (KR).
- (72) 발명자: 이창현 (LEE, Chang Hyun); 03080 서울시 종로구 대학로 103, Seoul (KR). 김광기 (KIM, Kwang Gi); 05503 서울시 송파구 올림픽로 203, 519 동 1210 호, Seoul (KR). 신승원 (SHIN, Seung Won); 10386 경기도 고양시 일산서구 주화로 40, 615 호, Gyeonggi-do (KR).
- (74) 대리인: 인비전 특허법인 (ENVISION PATENT & LAW FIRM); 06235 서울시 강남구 테헤란로 14길 5 (역삼동 삼호역삼빌딩 2층), 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, IR, IS, JP, KE, KG, 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, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

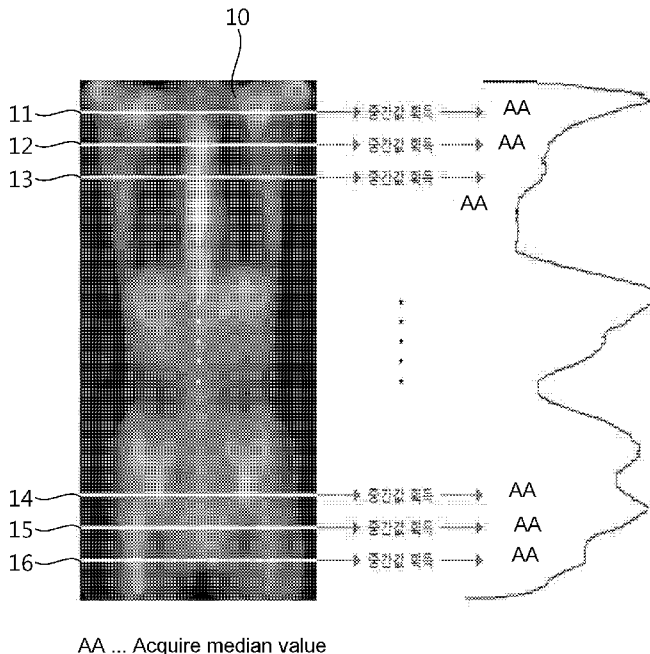
(84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS,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

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

(54) Title: SYSTEM AND METHOD FOR AUTOMATICALLY CALCULATING EFFECTIVE RADIATION EXPOSURE DOSE

(54) 발명의 명칭 : 방사선 유효 피폭량 자동 계산 시스템 및 방법



AA ... Acquire median value

(57) Abstract: The present invention relates to a method for automatically calculating an effective radiation exposure dose, which can automatically calculate a radiation irradiation amount according to a body part of the patient to accurately and automatically calculate a radiation irradiation amount according to a patient's body shape. The method for automatically calculating an effective radiation exposure dose according to the present invention may comprise the steps of: receiving a two-dimensional scout image; acquiring multiple pieces of line data by performing, at a plurality of positions, line scanning relating to the brightness of the image in a horizontal (row) direction of the scout image; acquiring a plurality of median values by calculating a median value for each of the multiple pieces of line data; forming a graph on the basis of the plurality of median values; dividing a body image area of a patient, to which radiation is irradiated, on the basis of the graph; and automatically calculating an exposure dose for each body part of the patient by calculating an amount of radiation irradiated to each of the divided body image areas.

(57) 요약서:

[다음 쪽 계속]

WO 2017/065591 A1



본 발명은 환자의 신체 부위에 따른 방사선 조사량을 자동으로 계산하여 환자의 체형에 따른 방사선 조사량을 정확하게 자동으로 계산할 수 있는 방사선 유효 피폭량 자동 계산 방법에 관한 것으로 본 발명의 방사선 유효 피폭량 자동 계산 방법은 2차원 스카우트 영상을 제공받는 단계, 상기 스카우트 영상의 가로(row) 방향으로 상기 영상의 밝기에 관한 라인 스캐닝을 복수의 위치에서 수행하여 복수개의 라인 데이터를 획득하는 단계, 상기 복수개의 라인 데이터마다 중간값을 산출하여, 복수개의 중간값을 획득하는 단계, 상기 복수개의 중간값에 기반한 그래프를 형성하는 단계, 상기 그래프를 기초로 방사선이 조사되는 환자의 신체 영상 부위를 분할하는 단계, 상기 분할된 신체 영상 부위별로 조사된 방사선량을 계산하여 환자의 신체 부위별 피폭량을 자동으로 계산하는 단계를 포함할 수 있다.

명세서

발명의 명칭: 방사선 유효 피폭량 자동 계산 시스템 및 방법 기술분야

- [1] 본 발명은 방사선 의료기기에 노출되었던 환자의 방사선 유효 피폭량을 자동으로 계산하는 방법 및 장치에 관한 것으로, 더욱 상세히 환자의 신체 부위에 따른 방사선 유효 피폭량을 계산하는 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경기술

- [2] CT 촬영은 일반 방사선 검사와 달리 방사선 조사가 360도 회전을 하며 이루어지고, 검사의 부위나 목적에 따라 연속적인 영상 사이에 간격이 있거나 중첩이 있을 수 있다.
- [3] 이러한 특징을 반영할 수 있는 방사선량의 지표로 CT dose index(CTDI)와 dose length project(DLP)가 있으며, 주요 CT 제조사들에서는 CT 촬영 시 CTDI와 DLP 지표를 선량 보고서(dose report)에 기록하여 제공하고 있다.
- [4] 현재 CT 방사선 피폭선량을 일반적으로 계산할 때 CDTI와 스캔 길이를 곱한 DLP에 신체 부위별 변환지수(conversion factor)를 곱하여 유효 피폭량(effective dose) (mSv)로 환산하고 있으며, 이러한 변환지수는 신체 부위 가슴(chest), 복부(abdomen), 골반(pelvis) 등으로 나누어지고 있다.
- [5] 현재 CT 촬영 시 기기에서 제공하는 선량보고서는 두부의 경우 16cm, 몸통의 경우 32cm poly-methyl methacrylate (PMMA) phantom을 기준으로 CTDIvol과 DLP값을 제공하나, 이는 상기 팬텀을 사용하여 측정된 선량 수치로서 체형에 따라 달라지는 환자의 개별적인 선량 값은 제공하지 못한다.
- [6] 또한 실제 병원 환경이나 임상에서 각 부위별 CT를 검사할 경우 검사목적에 부합하지 않은 불필요한 부위까지 포함되는 경우, 예를 들어 흉부 CT에서는 갑상선 및 간이 대부분 포함되는 경우가 많은데, 이러한 경우 흉부 CT에 해당되는 변환지수(conversion factor)만을 곱한다면 계산된 피폭량 값이 감소되어 결과적으로 환자에게 피폭될 방사선량이 증가될 문제가 발생한다.
- [7] 또한 대부분의 의료기관에서 복합 코드를 만들어 흉부, 복부, 골반과 같은 여러 신체부위를 통합하여 CT 촬영을 진행하는 경우 지금까지 알려진 단순한 부위별 변환지수(conversion factor)만으로는 정확한 피폭량의 계산이 어렵고, 흉부 CT나 복부 CT의 단일 코드로 인식되어 계산되는 경우 방사선 피폭량이 매우 증가되어보이는 결과를 가져오게 된다.
- [8] 이러한 문제점을 해소하기 위하여, 최근 AAPM 보고서 204번에서는 신체크기 특이적 선량추정치(size-specific dose estimate, SSDE)의 개념을 도입하여 환자의 신체 크기를 고려한 선량을 예측하는 방법을 제시하고 있는데, 이 보고서에서는 신체크기가 달라짐에 따라 실제 부위에서의 선량을 간편하게 구할 수 있도록 크기에 따른 변환표를 제공하고 있으며, 소아환자의 나이별 평균 변환표의

제작과 활용이 가능함을 제시한다.

- [9] 그러나, SSDE의 적용을 위해서는 검사부위의 신체크기를 환자별로 얻어내야 하는 것이 필요조건이므로 효율적인 SSDE의 계산을 위해서는 CT 촬영 영상으로부터 자동적으로 환자크기를 계산하며 이를 기반으로 선량 보고서의 수치를 변환하는 기술이 요구된다.

- [10] 또한, 미국 공개특허 US20150190102와 미국 등록 특허 US5345513에 개시된 CT 이용한 환자의 신체 부위 분할 방법은 환자의 크기(환자의 신체 부위)를 계산하기 위하여 각 CT에서 확인되는 임상 영상 데이터는 한 부위당 적어도 1000 ~ 3000장 정도의 영상 정보이므로, 이를 모두 확인하여 부위별 인식을 수행하는 방법은 서버, 데이터베이스 및 네트워크에 큰 부담이 되어 병원정보시스템에 큰 영향을 미칠 가능성이 있다

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [11] 본 발명은 상기의 문제를 해결하기 위한 것으로 CT 의료 영상을 획득하기 위한 과정에서 환자의 각 신체 부위에 따른 정확한 방사선 피폭량을 계산하고, 이를 CT 촬영 프로토콜에 적용하는 데 그 목적이 있다.

- [12] 또한, 본 발명은 병원정보시스템에 영향을 주지 않고 환자의 방사선 피폭량을 정확하게 계산하는 데 그 목적이 있다.

과제 해결 수단

- [13] 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 유효 피폭량 자동 계산 방법은 2차원 스카우트 영상을 제공받는 단계, 상기 스카우트 영상의 가로(row) 방향 라인 스캐닝을 복수의 위치에서 수행하여 복수개의 라인 데이터를 획득하는 단계, 상기 복수개의 라인 데이터마다 중간값을 산출하여, 복수개의 중간값을 획득하는 단계, 상기 복수개의 중간값에 기반한 그래프를 형성하는 단계, 상기 그래프를 기초로 방사선이 조사되는 환자의 신체 영상 부위를 분할하는 단계, 상기 분할된 신체 영상 부위별로 조사된 방사선량을 계산하여 환자의 신체 부위별 피폭량을 자동으로 계산하는 단계를 포함할 수 있다.

- [14] 또한, 상기 그래프는 상기 환자의 키(height) 방향에 따른 상기 중간값의 연관관계일 수 있다.

- [15] 또한, 상기 방사선 유효 피폭량 자동 계산 방법은 상기 스카우트 영상에서 관심영역(region of interest)을 추출하는 단계를 더 포함하고, 상기 관심영역에 대하여 라인 스캐닝을 수행할 수 있다.

- [16] 또한, 신체 영상 부위를 분할하는 단계는 상기 그래프에서 소정 임계값을 설정하는 단계, 상기 임계값보다 큰 값 중 가장 큰 값을 대상으로 제1 최고점(peak)과 제2 최고점(peak)을 검출하는 단계, 상기 제1 최고점(peak)과 제2 최고점(peak) 사이의 구간을 폐 영역으로 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

- [17] 또한, 상기 신체 영상 부위를 분할하는 단계는 상기 폐 영역을 제외한 영역에 중

가장 낮은 값을 갖는 제1 최저점(valley)을 검출하는 단계, 상기 제1 최저점을 골반 상단으로 결정하는 단계, 상기 폐 영역 이후부터 골반 상단까지의 영역을 복부 영역으로 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[18] 또한, 상기 신체 영상 부위를 분할하는 단계는 상기 제1 최저점 영역 이후의 영역에서 상기 임계값과 같은 값을 갖는 지점을 검출하고, 상기 지점을 골반 하단으로 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[19] 또한, 상기 환자의 신체 부위별 피폭량을 자동으로 계산하는 단계는 상기 분할된 신체부위마다 미리 설정된 변환지수(conversion factor)를 대입하여 상기 환자의 신체 부위별 방사선 피폭량을 계산할 수 있다.

[20] 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 유효 피폭량 자동 계산 시스템은 2차원 스카우트 영상을 입력받는 영상 입력부; 상기 영상 입력부로부터 입력받은 2차원 스카우트 영상을 기반으로 환자의 신체 영상 부위를 분할하는 영상 분할부; 환자의 신체 부위별 영역에 대해 미리 설정된 피폭량 변환지수(conversion factor)를 저장하는 데이터 저장부; 상기 영상 처리부로부터 상기 분할된 환자의 신체 영상 부위를 입력받고, 상기 데이터 저장부로부터 상기 피폭량 변환지수를 입력받아 상기 분할된 환자의 신체 영상부위에 상기 피폭량 변환지수를 대입하여 환자의 신체 부위별 방사선 피폭량을 계산하는 방사선 피폭량 계산부를 포함할 수 있다.

[21] 또한, 상기 영상 분할부는 상기 스카우트 영상의 제1 방향 쪽으로 상기 스카우트 영상의 밝기에 관한 라인 스캐닝을 여러 번 반복하여 복수개의 라인 데이터를 획득하는 라인 데이터 스캔부; 상기 라인 데이터 스캔부(210)로부터 상기 복수개의 라인 데이터를 입력받고, 상기 라인 데이터마다 중간값을 산출하여 복수개의 라인 데이터 중간값을 산출하는 중간값 산출부; 상기 중간값 산출부로부터 상기 복수개의 라인 데이터 중간값을 입력받아, 상기 중간값에 기반한 그래프를 형성하는 그래프 형성부; 및 상기 그래프 형성부로부터 상기 그래프를 입력받아, 상기 그래프를 기반으로 상기 방사선이 조사되는 환자의 신체 영상 부위를 분할하는 신체 영역 분할부를 포함할 수 있다.

[22] 또한, 상기 신체 영역 분할부(240)는 상기 그래프에서 소정 임계값을 설정하고, 상기 임계값보다 큰 값 중 가장 큰 두 개의 값을 대상으로 제1 최고점(peak)과 제2 최고점(peak)을 검출하고, 상기 제1 최고점과 상기 제2 최고점 사이의 구간을 폐 영역으로 결정하고, 상기 폐 영역을 제외한 영역 중 가장 낮은 값을 갖는 제1 최저점(valley)을 검출하고, 상기 제1 최저점을 골반 상단으로 결정하고, 상기 제1 최저점 이후의 영역에서 상기 임계값과 같은 값을 갖는 지점을 검출하고, 상기 지점을 골반 하단으로 결정하며, 상기 골반 상단부터 상기 골반 하단까지의 영역을 골반 영역으로 결정하고, 상기 폐 영역에서 상기 골반 상단까지의 영역을 복부 영역으로 결정할 수 있다.

[23] 또한, 상기 방사선 피폭량 계산부는 상기 폐 영역, 상기 골반 영역, 상기 복부 영역마다 미리 정해진 변환지수를 대입하여 상기 환자에게 조사된 방사선

피폭량을 계산할 수 있다.

발명의 효과

- [24] 본 발명은 환자의 신체 부위에 따른 방사선 유효 조사량을 자동으로 계산하여 환자의 체형에 따른 방사선 조사량을 정확하게 자동으로 계산할 수 있는 장점이 있다.
- [25] 또한, 본 발명은 스카우트 영상을 이용하여, 환자의 신체 영상을 분할하므로 신체 영상 분할의 계산량이 크게 감소되며, 병원정보시스템에 무리가 가지 않는 장점이 있다.

도면의 간단한 설명

- [26] 도 1은 본 발명의 방사선 유효 피폭량 자동 계산 방법에 관한 흐름도를 도시한 것이다.
- [27] 도 2는 본 발명의 스카우트 영상의 라인 스캐닝, 중간값, 그래프를 도시한 것이다.
- [28] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 복수개의 중간값에 기반한 그래프를 도시한 것이다.
- [29] 도 4는 본 발명의 스카우트 영상에서 신체 부위별로 분할된 것을 도시한 것이다.
- [30] 도 5는 본 발명의 방사선 유효 피폭량 자동 계산 시스템의 블록도이다.

발명의 실시를 위한 형태

- [31] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 유효 피폭량 자동 계산 방법에 관한 흐름도이다.
- [32] 도 1을 참조하면, 본 발명의 방사선 유효 피폭량 자동 계산 방법은 2차원 스카우트 영상(10)을 제공받는 단계(S100), 상기 스카우트 영상(10)의 가로(row) 방향으로 상기 영상의 밝기에 관한 라인 스캐닝을 복수의 위치에서 수행하여 복수개의 라인 데이터를 획득하는 단계(S200), 상기 복수개의 라인 데이터마다 중간값을 산출하여, 복수개의 중간값을 획득하는 단계(S300), 상기 복수개의 중간값에 기반한 그래프를 형성하는 단계(S400), 상기 그래프를 기초로 신체 영상 부위를 분할하는 단계(S500), 상기 분할된 신체 영상 부위별로 조사된 방사선량을 계산하여 환자의 신체 부위별 유효 피폭량을 계산하는 단계(S600)를 포함할 수 있다.
- [33] 본 발명의 스카우트 영상(10)이란 CT의 촬영 시에 촬영 위치를 결정하기 위하여 사전에 환자를 대상으로 촬영된 영상으로 Anterior-Posterior 방향과 lateral 방향의 CT 토모그래피 영상으로 2차원 영상이다. 이 스카우트 영상(10)은 단순 X-선 영상과 비슷한 영상으로 영상이 나타난다. 이 스카우트 영상(10)을 활용하여 신체의 부위를 자동으로 분할한다면 기존 수천 장의 CT 영상을 이용하는 것에 비하여 간편하게 신체 부위를 분할할 수 있고 병원정보시스템에 무리가 가지 않는 장점이 있다.

- [34] 본 발명의 일 실시예에 의하면, 제공받은 2차원 스카우트 영상(10)을 이용하여 Median filtering과 Otsu thresholding을 기반으로 전처리를 수행한 후, 스카우트 이미지의 관심 영역을 자동으로 선택할 수 있다. 이 결과를 바탕으로 Adaptive Histogram Equalization과 Histogram Stretching, Median filtering 등을 수행하여, 영상의 각 부위별 특징을 강조할 수 있다.
- [35] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 스카우트 영상(10)의 라인 스캐닝, 중간값, 그래프 획득 과정을 도시한 것이다.
- [36] 도 2를 참조하여, 본 발명의 복수개의 라인 데이터를 획득하는 단계(S200)를 설명하면 아래와 같다.
- [37] 본 발명의 일 실시예에 따르면 스카우트 영상(10)을 세로 방향(환자의 키(height) 방향)이 되도록 배치한 뒤, 라인 스캐닝(노란 색으로 표시됨)은 스카우트 영상(10)의 가로(row) 방향으로 수행될 수 있다. 즉, 라인 스캐닝은 환자의 키(height)와 수직인 가로(row) 방향으로 수행된다.
- [38] 또한, 도 2를 참조하면, 이 라인 스캐닝은 위치가 서로 다른 복수의 위치에서 이루어질 수 있다. 예컨대, 환자의 키 방향으로 제1 위치(11)에서 가로 방향으로 라인 스캐닝을 수행하고, 제2 위치(12)에서 가로 방향으로 라인 스캐닝을 수행하고, 제3 위치(13)에서 가로 방향으로 라인 스캐닝을 수행할 수 있다.
- [39] 도 2를 계속 참조하면, 본 발명의 복수개의 중간값을 획득하는 단계(S300)를 설명하면 아래와 같다.
- [40] 본 발명의 라인 스캐닝이란 스카우트 영상(10)의 밝기 정보를 스캐닝하는 것을 의미한다. 예컨대 제1 위치(11)에서 가로 방향으로 라인 스캐닝이 수행되는 스카우트 영상(10)의 픽셀이 1000개라고 한다면, 1000개의 픽셀 각각의 밝기 정보를 스캐닝하는 것을 의미한다. 또한, 라인 데이터라 함은 이 1000개의 픽셀 각각의 밝기 정보를 의미한다.
- [41] 또한, 본 발명의 중간값이라 함은 라인 데이터들의 중간 위치에 있는 값 즉 오름차순으로 정렬된 픽셀 밝기 정보들 중 중간 위치에 있는 값을 의미한다. 예컨대, 제1 위치에서 라인 스캐닝을 수행하는 픽셀의 수가 5개라고 한다면, 제1 픽셀의 밝기 정보가 1, 제2 픽셀의 밝기 정보가 16, 제3 픽셀의 밝기 정보가 2, 제4 픽셀의 밝기 정보가 10, 제5 픽셀의 밝기 정보가 11이라고 한다면, 이 중간값은 이 픽셀들의 밝기 정보를 오름차순으로 정렬한 후 그 중간 위치에 있는 밝기 정보인 10일 수 있다. 다만, 이는 예시적인 것으로 본 발명의 범위를 제한하지 않는다.
- [42] 또한, 본 발명에서 복수개의 중간값은 서로 다른 위치(11, 12, 13, 14, 15, 16)에서 수행한 라인 스캐닝으로 얻은 각각의 라인 데이터에 대한 중간값(오름차순으로 정렬된 픽셀 밝기 정보 중 중간위치에 있는 값)을 의미한다.
- [43] 도 2를 계속 참조하면 본 발명의 일 실시예에 따른 그래프 형성 단계(S400)는 복수개의 중간값에 기반하여 형성될 수 있다. 본 발명의 그래프는 환자의 키(height) 방향에 따른 상기 중간값의 연관관계일 수 있다. 예를 들어, X축을

환자의 키 방향의 위치, X축을 중간값으로 하거나, Y축을 환자의 키 방향의 위치, X축을 중간값으로 할 수 있다.

- [44] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 복수개의 중간값에 기반한 그래프를 도시한 것이다. 도 3에서는 X축이 환자의 키 방향의 위치(position of column)이고, Y축이 중간값(intensity)이다. 따라서, 도 3의 그래프의 좌표는 세로 방향(환자의 키(height) 방향)의 위치에서 라인 스캐닝을 수행한 영상 밝기의 중간값을 의미한다. 본 발명의 일 실시예에 따르면 이렇게 도출된 그래프의 잡음을 제거하기 위하여 크기 21의 Moving average filtering을 수행할 수 있다.
- [45] 도 3을 계속 참조하면, 본 발명의 신체 영상 부위를 분할하는 단계(S500)는 중간값에 기반한 그래프를 이용한다. 이 그래프는 인체 영역의 세로 방향 영역(키 방향의 영역)의 특징을 하나의 1차원 그래프로 표현할 수 있는 장점이 있다.
- [46] 우선, 스카우트 영상(10)에서 폐 영역을 먼저 분할할 수 있다. 그래프에서 소정 크기를 갖는 임계값을 설정하고 이 설정된 임계값보다 큰 값 중 가장 큰 두 개의 지점을 검출하여 제1 최고점(peak)과 제2 최고점(peak)으로 결정할 수 있다. 여기서 제1, 2 최고점(peak)은 일종의 변곡점으로 상승하는 값에서 하강하는 값으로 변하는 곡선 위의 점일 수 있다. 상기의 제1 최고점(peak)과 제2 최고점(peak) 사이의 구간을 폐 영역으로 결정할 수 있다.
- [47] 또한, 본 발명은 스카우트 신체 영상을 골반영역으로 더 분할할 수 있다. 우선, 스카우트 영상(10)에서 폐 영역을 제외시킨다. 폐 영역이 제외된 영역 중 가장 낮은 값을 갖는 최저점(valley)을 검출하고, 이를 골반 상단으로 결정할 수 있다. 이후, 최저점 영역 이후의 영역에서 상기 임계값과 같은 값을 갖는 지점을 검출하고, 이 지점을 골반 하단으로 결정한다. 따라서 본 발명에 의하면 최저점과 상기 최저점 이후의 영역에서 임계값을 갖는 지점 사이의 영역을 골반 영역으로 결정할 수 있다.
- [48] 또한, 본 발명은 폐 영역 이후 (즉, 도 3의 제2 최고점 이후의 영역)부터 최저점까지의 영역을 복부 영역으로 결정할 수 있다.
- [49] 도 2를 참조하면, 폐 영역은 공기에 의한 영향으로 낮은 밝기를 나타내고, 복부 영역은 장기가 많이 분포하여 높은 밝기를 나타내지만 일부 장기에 포함된 공기 등의 영향으로 낮은 밝기를 나타내는 영역도 포함되어 있다. 또한 골반 영역은 골반 뼈가 차지하는 영역이 넓어 X 선의 흡수율이 높아 높은 밝기를 나타낸다.
- [50] 본 발명의 일 실시예에 따르면 유효 피폭량을 계산하는 단계(S600)은 분할된 신체 영상 부위별로 조사된 방사선량을 계산하여 환자의 신체 부위별 유효 피폭량을 자동으로 계산할 수 있다. 이 때 미리 설정된 변환지수(conversion factor)를 이용하여 신체별로 유효 피폭량(effective dose)을 계산할 수 있다.
- [51] 예를 들어, 위에서 폐 영역으로 결정된 영역에 폐에 해당되는 변환지수를 대입하여 폐 영역의 유효 피폭량을 계산하고, 복부 영역으로 결정된 영역에 복부에 해당되는 변환지수를 대입하여 복부 영역의 유효 피폭량을 계산하고,

골반 영역으로 결정된 영역에 골반에 해당되는 변환지수를 대입하여 복부 영역의 유효 피폭량을 계산함으로써, 환자에게 조사되었던 방사선 유효 피폭량을 정확히 계산할 수 있고, 이를 통해 환자의 방사선량을 더욱 정확하게 관리할 수 있는 장점이 있다.

- [52] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 유효 피폭량 자동 계산 시스템(1000)이다. 본 발명의 방사선 유효 피폭량 자동 계산 시스템은 영상 입력부(100), 영상 분할부(200), 데이터 저장부(300), 방사선 유효 피폭량 계산부(400)를 포함한다.
- [53] 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 입력부(100)는 2차원 스카우트 영상(10)을 입력받고 이 영상을 영상 분할부(200)로 전달한다.
- [54] 본 발명의 영상 분할부(200)는 영상 입력부(100)로부터 전달받은 2차원 스카우트 영상(10)을 기반으로 세로 방향으로 신체 영상 부위를 분할할 수 있다. 여기서 세로 방향이라 함은 환자의 키(height) 방향을 의미하는 것으로, 본 발명의 영상 분할부(200)는 환자의 키 방향으로 신체 영상 부위를 분할 할 수 있다.
- [55] 본 발명의 영상 분할부(200)는 라인 데이터 스캔부(210), 중간값 산출부(220), 그래프 형성부(230), 신체 영역 분할부(240)를 포함할 수 있다.
- [56] 본 발명의 라인 데이터 스캔부(210)는 상기 스카우트 영상(10)의 가로(row) 방향으로 상기 영상의 밝기에 관한 라인 스캐닝을 복수의 위치에서 수행하여 복수개의 라인 데이터를 형성할 수 있다. 여기서, 라인 데이터, 라인 스캐닝, 라인 데이터는 위에서 설명한 것과 동일하므로 자세한 설명은 생략한다.
- [57] 본 발명의 중간값 산출부(220)는 라인 데이터 스캔부(210)로부터 복수개의 라인 데이터를 입력받아, 이 라인 데이터마다 중간값을 산출하여 복수개의 라인 데이터 중간값을 산출할 수 있다. 여기서, 복수개의 라인 데이터 중간값을 산출 과정은 위에서 설명한 것과 동일하므로 자세한 설명은 생략한다.
- [58] 본 발명의 그래프 형성부(230)는 상기 중간값 산출부(220)로부터 상기 복수개의 라인 데이터 중간값을 입력받아, 상기 중간값에 기반한 그래프를 형성할 수 있다. 여기서, 상기 그래프 및 상기 그래프 형성 과정은 위에서 설명한 것과 동일하므로 자세한 설명은 생략한다.
- [59] 본 발명의 신체 영역 분할부(240)는 상기 그래프 형성부(230)로부터 상기 그래프를 입력받아, 상기 그래프를 기반으로 상기 방사선이 조사되는 환자의 신체 영상 부위를 분할할 수 있다. 상기 신체 영역 분할부(240)는 상기 그래프에서 소정 임계값을 설정하고, 상기 임계값보다 큰 값 중 가장 큰 두 개의 값을 대상으로 제1 최고점(peak)과 제2 최고점(peak)을 검출하고, 상기 제1 최고점과 상기 제2 최고점 사이의 구간을 폐 영역으로 결정하고, 상기 폐 영역을 제외한 영역 중 가장 작은 값을 갖는 최저점(valley)을 검출하고, 상기 제1 최저점을 골반 상단으로 결정하고, 상기 제1 최저점 이후의 영역에서 상기 임계값과 같은 값을 갖는 지점을 검출하고, 상기 지점을 골반 하단으로 결정하며, 상기 골반 상단부터 상기 골반 하단까지의 영역을 골반 영역으로 결정하고, 상기

폐 영역에서 상기 골반 상단까지의 영역을 복부 영역으로 결정하여, 상기 스카우트 영상(10)을 상기 폐 영역, 상기 골반 영역, 상기 복부 영역으로 분할할 수 있다. 여기서, 스카우트 영상(10)에서 환자의 키 방향(세로 방향)으로 신체의 부위를 분할하는 것은 위에서 설명한 것과 동일하므로 자세한 설명은 생략한다.

- [60] 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 유효 피폭량 계산부(400)는 상기 영상 분할부(200)에 포함된 신체 영역 분할부(240)로부터 상기 분할된 환자의 신체 영상 부위를 입력받고, 상기 데이터 저장부(300)로부터 상기 피폭량 변환지수를 입력받아 상기 분할된 환자의 신체 영상부위에 상기 피폭량 변환지수를 대입하여 환자의 신체 부위별 유효 피폭량을 계산할 수 있다. 여기서, 신체 부위별 유효 피폭량 계산 방법도 위에서 설명한 것과 동일하므로 자세한 설명은 생략한다.

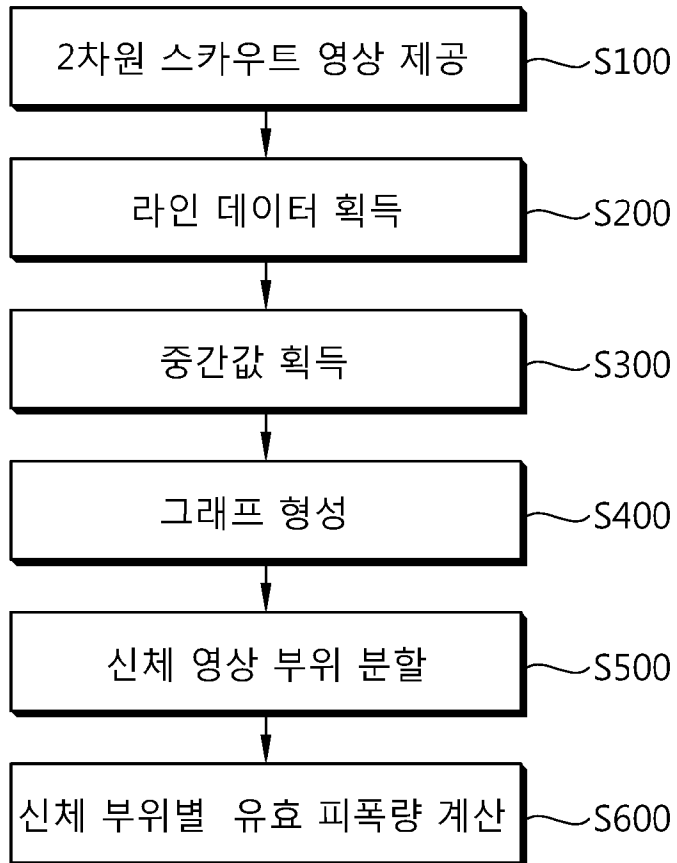
청구범위

- [청구항 1] (a) 2차원 스카우트 영상을 제공받는 단계;
 (b) 상기 스카우트 영상의 가로(row) 방향으로 상기 영상의 밝기에 관한 라인 스캐닝을 복수의 위치에서 수행하여 복수개의 라인 데이터를 획득하는 단계;
 (c) 상기 복수개의 라인 데이터마다 중간값을 산출하여, 복수개의 중간값을 획득하는 단계;
 (d) 상기 복수개의 중간값에 기반한 그래프를 기초로 방사선이 조사되는 환자의 신체 영상 부위를 분할하는 단계; 및
 (e) 상기 분할된 신체 영상 부위별로 조사된 방사선량을 계산하여 환자의 신체 부위별 피폭량을 자동으로 계산하는 단계를 포함하는 방사선 유효 피폭량 자동 계산 방법.
- [청구항 2] 제1항에 있어서,
 상기 그래프는 상기 환자의 키(height) 방향에 따른 상기 중간값의 연관관계인 것을 특징으로 하는 방사선 유효 피폭량 자동 계산 방법.
- [청구항 3] 제1항에 있어서, 상기 방사선 유효 피폭량 자동 계산 방법은
 상기 (a) 단계 이후에 상기 스카우트 영상에서 관심영역(region of interest)을 추출하는 단계를 더 포함하고,
 상기 (b) 단계의 라인 스캐닝은 상기 관심영역에 대하여 수행하는 것을 특징으로 하는 방사선 유효 피폭량 자동 계산 방법.
- [청구항 4] 제1항에 있어서,
 상기 (d) 단계는
 (d-1) 상기 그래프에서 소정 임계값을 설정하는 단계;
 (d-2) 상기 임계값보다 큰 값 중 가장 큰 값을 대상으로 제1 최고점(peak)과 제2 최고점(peak)을 검출하는 단계;
 (d-3) 상기 제1 최고점(peak)과 제2 최고점(peak) 사이의 구간을 폐 영역으로 결정하는 단계를 포함하는 방사선 유효 피폭량 자동 계산 방법.
- [청구항 5] 제4항에 있어서, 상기 (d) 단계는
 (d-4) 상기 폐 영역을 제외한 영역에 중 가장 낮은 값을 갖는 제1 최저점(valley)을 검출하는 단계
 (d-4) 상기 제1 최저점을 골반 상단으로 결정하는 단계;
 (d-5) 상기 폐 영역 이후부터 골반 상단까지의 영역을 복부 영역으로 결정하는 단계를 더 포함하는 방사선 유효 피폭량 자동 계산 방법.
- [청구항 6] 제5항에 있어서, 상기 (d) 단계는
 (d-6) 상기 제1 최저점 영역 이후의 영역에서 상기 임계값과 같은 값을 갖는 지점을 검출하고, 상기 지점을 골반 하단으로 결정하는 단계를 더 포함하는 방사선 유효 피폭량 자동 계산 방법.

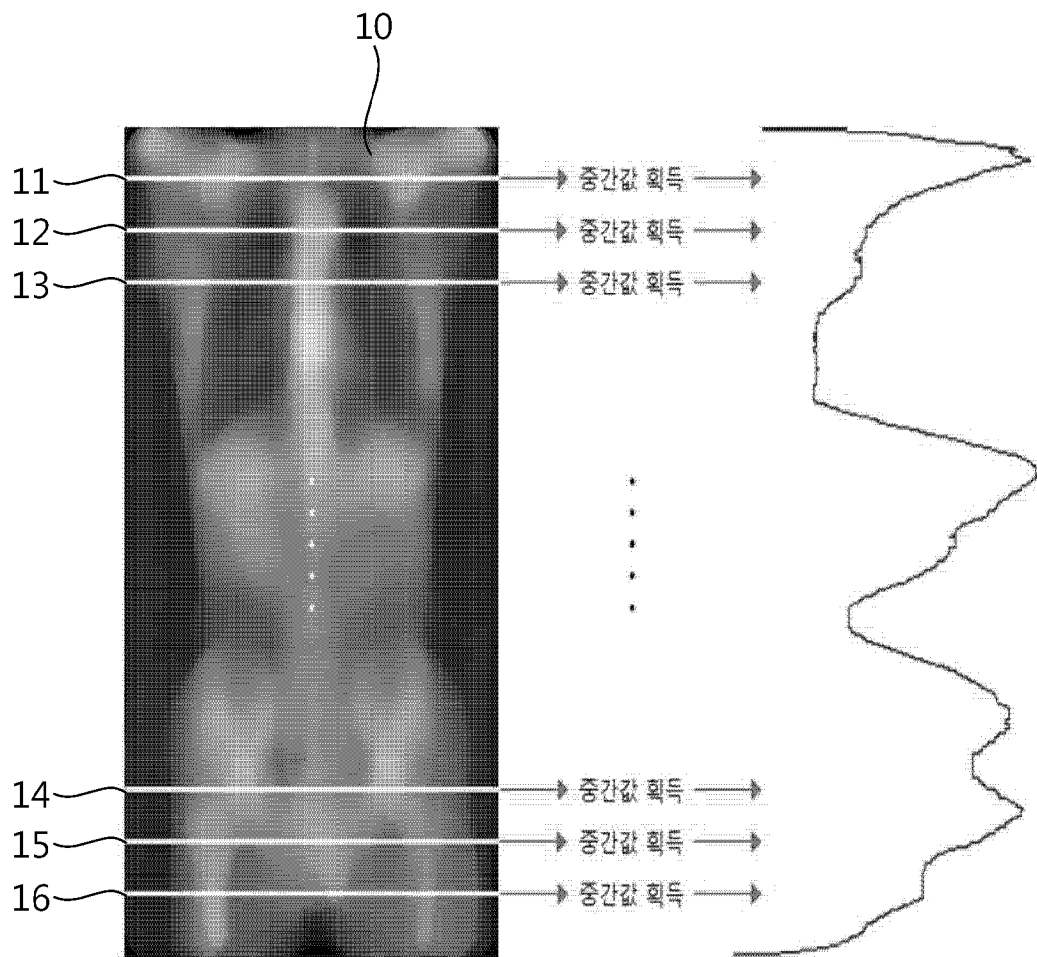
- [청구항 7] 제1항에 있어서, 상기 (e) 단계는
상기 분할된 신체부위마다 미리 설정된 변환지수(conversion factor)를
대입하여 상기 환자의 신체 부위별 방사선 피폭량을 계산하는 것을
특징으로 하는 방사선 유효 피폭량 자동 계산 방법.
- [청구항 8] 2차원 스카우트 영상을 획득하는 영상 입력부;
상기 영상 입력부에서 획득한 2차원 스카우트 영상을 기반으로 환자의
신체 영상 부위를 분할하는 영상 분할부;
환자의 신체 부위별 영역에 대해 미리 설정된 피폭량 변환지수(conversion
factor)를 저장하는 데이터 저장부;
상기 영상 분할부로부터 상기 분할된 환자의 신체 영상 부위를 획득하고,
상기 데이터 저장부로부터 상기 피폭량 변환지수를 획득하여 상기
분할된 환자의 신체 영상부위에 상기 피폭량 변환지수를 대입하여
환자의 신체 부위별 방사선 피폭량을 계산하는 방사선 피폭량 계산부를
포함하는 방사선 유효 피폭량 자동 계산 시스템.
- [청구항 9] 제8항에 있어서, 상기 영상 분할부는
상기 스카우트 영상의 가로(row) 방향 라인 스캐닝을 복수의 위치에서
수행하여 복수개의 라인 데이터를 획득하는 라인 데이터 스캔부;
상기 라인 데이터 스캔부로부터 상기 복수개의 라인 데이터를 획득하고,
상기 라인 데이터마다 중간값을 산출하여 복수개의 라인 데이터
중간값을 산출하는 중간값 산출부;
상기 중간값 산출부로부터 상기 복수개의 라인 데이터 중간값을
획득하여, 상기 중간값에 기반한 그래프를 형성하는 그래프 형성부; 및
상기 그래프 형성부로부터 상기 그래프를 획득하여, 상기 그래프를
기반으로 상기 방사선이 조사되는 환자의 신체 영상 부위를 분할하는
신체 영역 분할부를 포함하는 방사선 유효 피폭량 자동 계산 시스템.
- [청구항 10] 제9항에 있어서, 상기 신체 영역 분할부(240)는
상기 그래프에서 소정 임계값을 설정하고, 상기 임계값보다 큰 값 중 가장
큰 두 개의 값을 대상으로 제1 최고점(peak)과 제2 최고점(peak)을
검출하고, 상기 제1 최고점과 상기 제2 최고점 사이의 구간을 폐 영역으로
결정하고,
상기 폐 영역을 제외한 영역 중 가장 낮은 값을 갖는 제1 최저점(valley)를
검출하고, 상기 제1 최저점을 골반 상단으로 결정하고,
상기 제1 최저점 이후의 영역에서 상기 임계값과 같은 값을 갖는 지점을
검출하고, 상기 지점을 골반 하단으로 결정하며, 상기 골반 상단부터 상기
골반 하단까지의 영역을 골반 영역으로 결정하고,
상기 폐 영역에서 상기 골반 상단까지의 영역을 복부 영역으로 결정하는
것을 특징으로 하는 방사선 유효 피폭량 자동 계산 시스템.
- [청구항 11] 제9항에 있어서, 상기 방사선 피폭량 계산부는 상기 폐 영역, 상기 골반

영역, 상기 복부 영역마다 미리 정해진 변환지수를 대입하여 상기 환자에게 조사된 방사선 피폭량을 계산하는 것을 특징으로 하는 방사선 유효 피폭량 자동 계산 시스템.

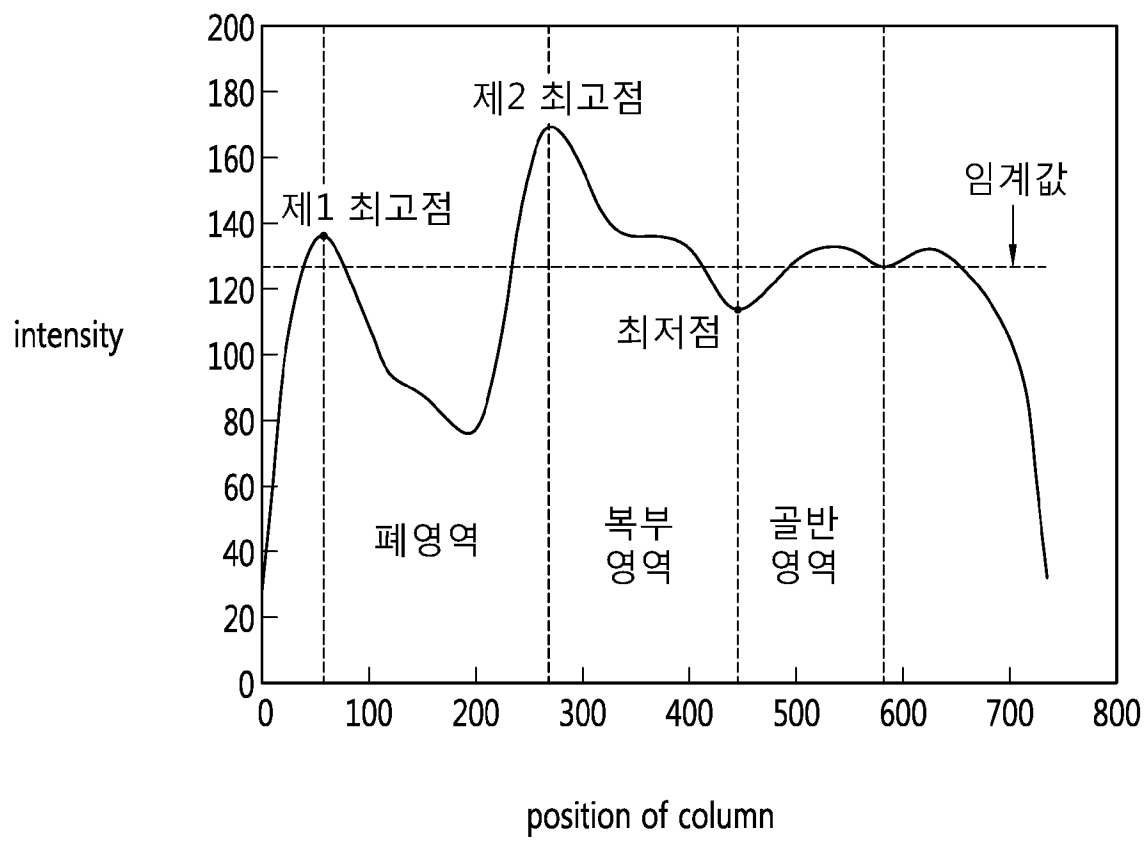
[도1]



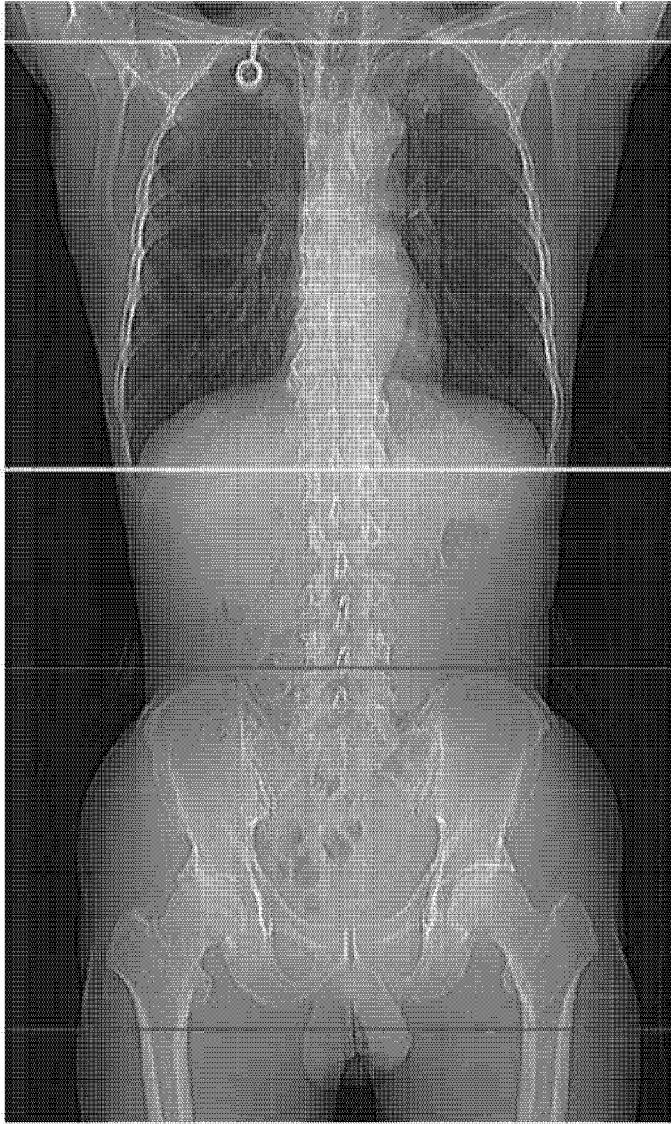
[도2]



[도3]



[도4]

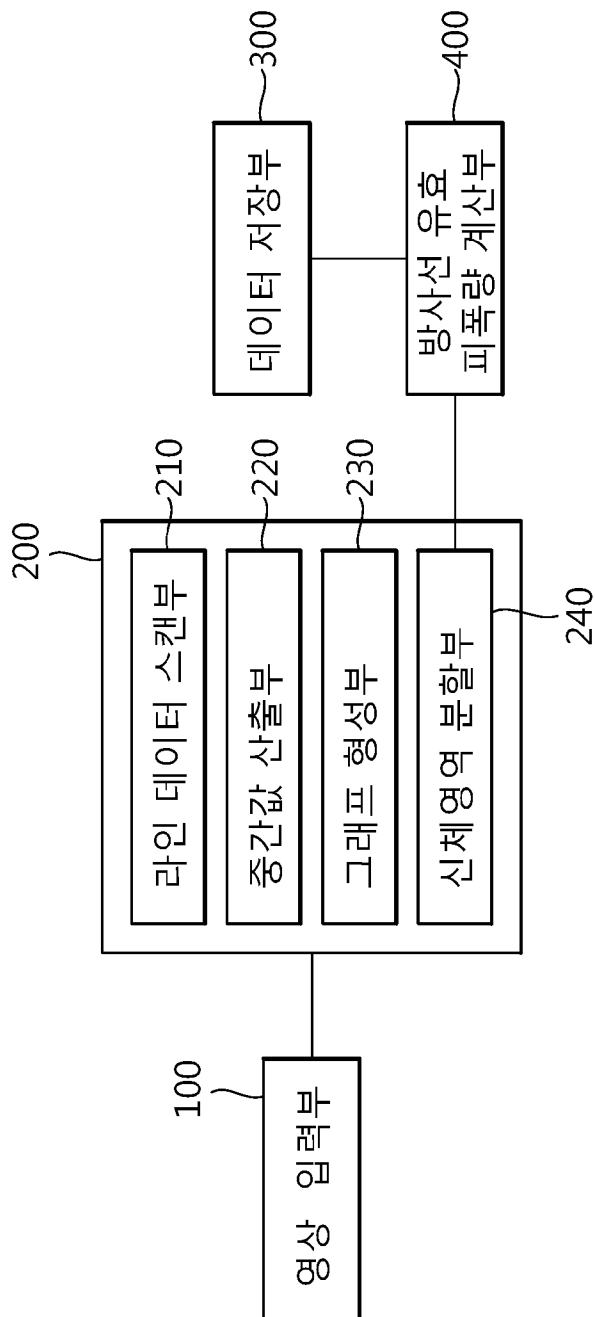


폐영역

복부영역

골반영역

[도5]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2016/011643**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER***A61B 6/00(2006.01)i, A61B 6/10(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; A61B 6/02; A61B 6/14; G01T 1/16; A61B 6/03; G06K 9/00; A61B 6/10

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: radiation, radiation dose, line data, middle value, body part

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2012-085936 A (HITACHI MEDICAL CO., LTD.) 10 May 2012 See paragraphs [29]-[49]; and claims 1-2.	8
Y		1,3,7,9,11
A		2,4-6,10
Y	KR 10-1500481 B1 (UNIVERSITY INDUSTRY FOUNDATION, YONSEI UNIVERSITY WONJU CAMPUS) 10 March 2015 See paragraphs [71]-[89]; and claims 1-3; figure 1.	1,3,7,9,11
A	US 5345513 A (TAKEDA et al.) 06 September 1994 See column 2, line 1-column 4, line 40; and figures 1-4.	1-11
A	US 2015-0190102 A1 (BRUNO et al.) 09 July 2015 See paragraphs [68]-[73]; claims 1-9; and figures 1-6.	1-11
A	KR 10-1337235 B1 (MEDIEN INTERNATIONAL CO., LTD.) 16 December 2013 See paragraphs [68]-[75]; claims 1-2; and figures 1-4.	1-11



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

18 JANUARY 2017 (18.01.2017)

Date of mailing of the international search report

18 JANUARY 2017 (18.01.2017)

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/KR2016/011643

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
JP 2012-085936 A	10/05/2012	JP 5718014 B2	13/05/2015
KR 10-1500481 B1	10/03/2015	WO 2015-111925 A1	30/07/2015
US 5345513 A	06/09/1994	EP 0507485 A2	07/10/1992
		EP 0507485 B1	02/12/1998
		JP 04-303427 A	27/10/1992
US 2015-0190102 A1	09/07/2015	EP 2878268 A1	03/06/2015
		EP 2881040 A1	10/06/2015
		EP 2881040 B1	27/07/2016
KR 10-1337235 B1	16/12/2013	KR 10-2013-0123811 A	13/11/2013

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61B 6/00(2006.01)i, A61B 6/10(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61B 6/00; A61B 6/02; A61B 6/14; G01T 1/16; A61B 6/03; G06K 9/00; A61B 6/10

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: 방사선, 피폭량, 라인 데이터, 중간값, 신체 부위

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
X	JP 2012-085936 A (HITACHI MEDICAL CO., LTD.) 2012.05.10 단락 [29]-[49]; 및 청구항 1-2 참조.	8
Y		1,3,7,9,11
A		2,4-6,10
Y	KR 10-1500481 B1 (연세대학교 원주산학협력단) 2015.03.10 단락 [71]-[89]; 및 청구항 1-3; 도면 1 참조.	1,3,7,9,11
A	US 5345513 A (TAKEDA 등) 1994.09.06 컬럼 2, 라인 1 - 컬럼 4, 라인 40; 및 도면 1-4 참조.	1-11
A	US 2015-0190102 A1 (BRUNO 등) 2015.07.09 단락 [68]-[73]; 청구항 1-9; 및 도면 1-6 참조.	1-11
A	KR 10-1337235 B1 ((주)메디엔인터내셔널) 2013.12.16 단락 [68]-[75]; 청구항 1-2; 및 도면 1-4 참조.	1-11

☐ 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

2017년 01월 18일 (18.01.2017)

국제조사보고서 발송일

2017년 01월 18일 (18.01.2017)

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
JP 2012-085936 A	2012/05/10	JP 5718014 B2	2015/05/13
KR 10-1500481 B1	2015/03/10	WO 2015-111925 A1	2015/07/30
US 5345513 A	1994/09/06	EP 0507485 A2	1992/10/07
		EP 0507485 B1	1998/12/02
		JP 04-303427 A	1992/10/27
US 2015-0190102 A1	2015/07/09	EP 2878268 A1	2015/06/03
		EP 2881040 A1	2015/06/10
		EP 2881040 B1	2016/07/27
KR 10-1337235 B1	2013/12/16	KR 10-2013-0123811 A	2013/11/13