

<원저>

Dosimetry Check™를 이용한 MVCT 선량계산 모델 구축에 관한 연구

엄기천·김창환·전수동·백금문

서울아산병원 방사선종양학과

A Study on the Construction of MVCT Dose Calculation Model by Using Dosimetry Check™

Ki-Cheon Um·Chang-Hwan Kim·Soo-Dong Jeon·Geum-Mun Back

Department of Radiation Oncology, Asan Medical Center

Abstract The purpose of this study was to construct a model of MVCT(Megavoltage Computed Tomography) dose calculation by using Dosimetry Check™, a program that radiation treatment dose verification, and establish a protocol that can be accumulated to the radiation treatment dose distribution. We acquired sinogram of MVCT after air scan in Fine, Normal, Coarse mode. Dosimetry Check™(DC) program can analyze only DICOM(Digital Imaging Communications in Medicine) format, however acquired sinogram is dat format. Thus, we made MVCT RC-DICOM format by using acquired sinogram. In addition, we made MVCT RP-DICOM by using principle of generating MLC(Multi-leaf Collimator) control points at half location of pitch in treatment RP-DICOM. The MVCT imaging dose in fine mode was measured by using ionization chamber, and normalized to the MVCT dose calculation model, the MVCT imaging dose of Normal, Coarse mode was calculated by using DC program. As a results, 2.08 cGy was measured by using ionization chamber in Fine mode and normalized based on the measured dose in DC program. After normalization, the result of MVCT dose calculation in Normal, Coarse mode, each mode was calculated 0.957, 0.621 cGy. Finally, the dose resulting from the process for acquisition of MVCT can be accumulated to the treatment dose distribution for dose evaluation. It is believed that this could be contribute clinically to a more realistic dose evaluation. From now on, it is considered that it will be able to provide more accurate and realistic dose information in radiation therapy planning evaluation by using Tomotherapy.

Key Words: Imaging Dose, MVCT Dose Calculation Model, Dosimetry Check™, RC-DICOM Modification, RP-DICOM Modification, Output Calibration

중심 단어: 영상선량, MVCT 선량계산 모델, Dosimetry Check™, RC-DICOM 변형, RP-DICOM 변형, 출력 교정

I. 서론

수술과 더불어 방사선치료, 항암요법과 같은 의학 기술이 함께 발전함에 따라 암환자의 생존율은 점점 늘어나고 있다. 2020년 등록된 통계청 자료에 따르면 2013년부터 2017년의 5년 상대생존율은 70.4%로 1993년부터 1995년의 5년 상대생존율(42.9%)에 비해 약 1.64배 증가하였다[1]. 그만큼 의학 기술에 의한 부작용은 환자의 남은 생의 삶의 질에

큰 영향을 미치게 되었다.

특히, 방사선치료로 발생하는 부작용의 경우 영구적인 신체 및 기능의 손실로 이어질 수 있어 견딤선량(Tolerance Dose; TD) 내에서 정상조직을 최대한 보호할 수 있도록 치료 계획이 수립되어야 한다[2,3]. 방사선치료계획 수립을 위해 전산화 단층촬영(Computed Tomography; CT)이 도입되어 비동일평면상에서의 3차원 입체조형방사선치료(3Dimension Conformal Radiation Therapy; 3D-CRT)가 가능해졌으며,

Corresponding author: Geum-Mun Back, Department of Radiation Oncology, Asan Medical Center, 88, Olympic-ro 43-gil, Songpa-gu, Seoul, 05505, Republic of Korea / Tel: +82-2-3010-2409 / E-mail: gmb9478@amc.seoul.kr

Received 8 December 2020; Revised 12 December 2020; Accepted 26 December 2020

Copyright ©2020 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

다엽콜리메이터(Multi-Leaf Collimator; MLC)를 이용하여 선량분포를 만드는 세기조절방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy; IMRT)나 용적변조회전방사선치료(Volumetric Modulated Radiation Therapy; VMAT)는 종양제어율(Tumor Control Probability; TCP)은 높이고 정상 세포부작용확률(Normal Tissue Complication Probability; NTCP)은 낮춤으로써 조금 더 정밀하게 방사선치료 목적을 달성하게 되었다[4, 5]. 하지만, 치료 중 오차(Intra-fraction error)나 치료 간 오차(Inter-fraction error)가 발생하게 될 경우 표적에 들어가야 할 고선량이 주변 정상조직에 전달될 수 있고, 예상치 못한 부작용을 초래하여 삶의 질을 크게 저하시킬 수 있다[6]. 이러한 오차를 감안하여 내부여지(Internal Margin; IM)를 설정하고 치료계획표적용적(Planning Target Volume; PTV)을 설정하지만, 불확실성은 존재하게 된다[7]. 이러한 불확실성을 줄이고 정확성을 향상시키기 위해 전산화치료계획용 설계영상과 실제 방사선치료 시의 환자 자세 영상을 정합하여 치료하는 영상유도 방사선치료(Image Guided Radiation Therapy; IGRT)가 시행되고 있다.

토모테라피(TomoTherapy[®])는 메가볼트 전산화 단층촬영(Megavoltage Computed Tomography; MVCT)을 이용하여 영상유도방사선치료를 할 수 있으며, 행위에 대한 중요성은 이미 많이 알려져 있다[8]. 영상유도방사선치료 시 사용하는 MVCT의 에너지는 치료 시 사용하는 6 MV와 다르게 3.5 MeV의 명목상의 에너지(Nominal Energy)를 사용하며, Couch 속도를 조절하여 Pitch를 형성하게 된다. 각각의 Pitch 값마다 영상선량(Imaging Dose)이 다르지만, 전형적으로 1~3 cGy/fx으로 알려져 있고 이미 여러 조건에서의 영상선량에 대한 연구가 진행되었다[9-11]. 하지만, 토모치료를 이용한 방사선치료 시 매 치료 전 PTV를 포함하여 MVCT 영상을 획득할 경우 선량분포에 영향이 있을 수 있으며 특히, 손상위험장기(Organ at Risk; OAR)의 경우 영상선량이 누적되어 예상보다 큰 영향을 미치게 된다[12]. 따라서 실제 방사선치료 전 MVCT 영상획득 시 들어가는 영상선량을 확인할 수 있는 방법이 필요하게 되었다.

본 연구에서는 치료 선량 검증 프로그램인 Dosimetry Check[™](DC, MathResolutions, LLC., Columbia, Version 6, release 8, USA)를 이용하여 MVCT 선량계산 모델을 구축하고 MVCT에 대한 선량을 실제로 방사선치료 시 선량분포에 합산할 수 있는 프로토콜을 구축하고자 하였다. 또한, 구축한 MVCT 선량계산 모델을 임상적용 하였을 때의 의미를 알아보하고자 하였다.

II. 대상 및 방법

1. MVCT 선량계산을 위한 Dosimetry Check[™] 변형

TomoTherapy[®] 치료기(TomoHDA, Accuray[™], Madison, Wisconsin, Version 1.1.0.1, USA)의 Coarse, Normal, Fine 방식 조건의 MVCT 영상을 주사(Scanning)하고, Accuray[™]사에서 제공하는 토모테라피 소프트웨어 TDAT[®](TomoTherapy Display and Analysis Tool, Accuray[™], Madison, Wisconsin, Version 5.6.0.7, USA)을 이용하여 Detector에 기록되어진 사이노그램(Sinogram) 데이터를 획득하였다. Sinogram은 갠트리(Gantry) 혹은 Tube가 0°부터 180°까지 회전하면서 X선이 투과한 것을 그래프로 시각화 한 것을 의미한다. 획득된 Sinogram 데이터를 이용하여 MVCT 선량계산 템플릿(template) 구축하였다.

1) DC를 이용한 치료선량 검증

기존 Dosimetry Check[™](이하 DC) 프로그램을 이용하여 치료선량을 검증하는 방법은 다음과 같다. 치료와 동일한 조건의 빔을 공기 중에 조사하면 iDMS[®](Data Management System)에 의료용 디지털 영상 및 통신 표준(Digital Imaging and Communications in Medicine; DICOM) 형태의 RC(RT-Record)-DICOM으로 저장된다. 그 후 실제 치료계획에 이용된 환자의 kVCT images와 RS(RT-Structure)-DICOM, RP(RT-Plan)-DICOM, RD(RT-Dose)-DICOM을 획득된 RC-DICOM과 함께 DC 프로그램에 입력하면, 이것들로부터 치료선량을 계산할 수 있다. 마지막으로 DC 프로그램에 입력한 RD-DICOM을 기준 선량으로 두고, DC 프로그램에서 계산된 선량과의 차이를 비교하여 치료선량을 검증한다. 비교하는 방법으로는 허용오차거리(Distance to Agreement; DTA)와 선량차이(Dose Difference; DD)를 이용한 감마통과율(Gamma Pass Rate)을 사용한다[13].

2. DC에서 MVCT 선량계산을 위한 변형

DC 프로그램에서는 앞에서 언급한 것처럼 DICOM 형태의 파일만 분석할 수 있지만 사전에 획득한 MVCT Sinogram은 dat 형태의 파일이다. 이에 본 연구에서는 dat 형태의 파일을 분석하고 MVCT용 RC-DICOM, RP-DICOM을 제작하여 DC 프로그램에서 MVCT 선량을 계산할 수 있는 템플릿을 구축하고자 하였다[Fig. 1].

DC 프로그램을 MVCT 선량계산용으로 사용하기 위해서는 (1) MVCT 빔 데이터 배치, (2) MVCT 전용의 RC-DICOM

제작, (3) MVCT 전용의 RP-DICOM 제작, (4) 출력 교정 (Output calibration)이 진행되어야 한다.

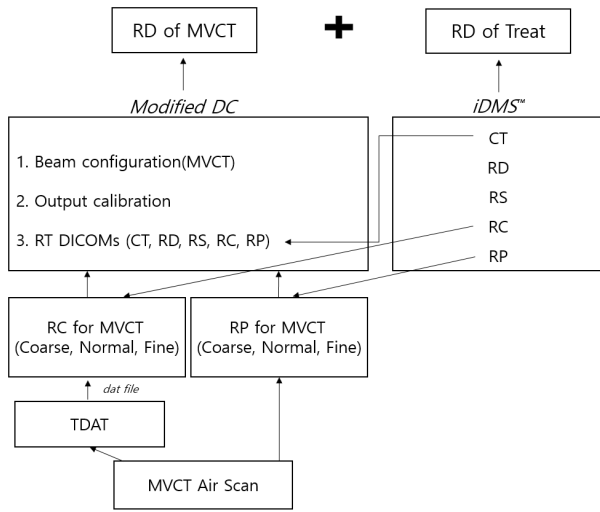


Fig. 1. Workflow of Dosimetry Check™ Modification and Dose Calculation of MVCT in Conjunction with treat

1) MVCT 빔 데이터 배치

토모치료기는 치료용과 영상용 빔의 에너지 프로파일이 다르지만 평탄여과기(Flattening Filter)가 없기 때문에 뿔 형태(Cone type)의 프로파일을 이루고 있다. 본 연구에서 Accuray™사에서 제공하는 영상용 빔 데이터를 DC 프로그램에 배치(Configuration)하였다[Table 1].

2) MVCT 전용의 RC-DICOM 제작

Sinogram(dat format)을 분석하기 위해 MATLAB®(MathWorks, Natick, Massachusetts, USA)을 이용하여 해당 파일을 열었으며, RC-DICOM 형태로 제작하는데 필요한 정보를 확인하였다. 그 이후 기존 치료용 RC-DICOM의 헤더(Header) 정보 중 ① Dataset length, ② Detector data scaling factor(value of det Data=1), ③ Pixel data(sinogram data)를 획득한 MVCT sinogram 정보에 맞게 변경하여, MVCT 전용의 RC-DICOM을 제작하였다.

3) MVCT 전용의 RP-DICOM 제작

토모테라피 MVCT는 3.5 MV, 600 MU/min 동일하고, 스캔 매개변수는 턱 넓이(Jaw width)와 테이블 속도(Couch speed)이다. 테이블 속도만이 사용자에게 의해 조정될 수 있으며, 사용자가 조정하는 테이블 속도로 영상획득 Pitch 값이 결정된다. Pitch 값의 종류로는 Coarse, Normal, Fine으로 알려져 있으며, 각각 12, 8, 4 mm/rotation으로 3.0, 2.0, 1.0의 Pitch 값을 가진다. 하지만, 치료용으로는 일반적으로 1.0 이하의 Pitch 값을 사용하며, Thread effect를 고려하여 적절한 Pitch 값을 결정하여 사용한다[14]. 이렇게 MVCT 영상 획득용 Pitch와 치료용 Pitch가 다르기 때문에 DC 프로그램에서 바로 이용할 수 없었다. 따라서 MVCT 전용의 RP-DICOM을 제작하여 DC 프로그램에서 이용할 수 있도록 하였다. Precision Treatment Planning System (Accuray™, Precision Version 1.1.1.1, USA)에서는 치료용 Pitch의 절반 위치에서 MLC control point를 생성하여 RP-DICOM을 만들기 때문에 마찬가지로 제작한 MVCT RP-DICOM은 MVCT scan pitch의 절반 위치(Coarse : 1.5, Normal : 1.0, Fine : 0.5)에서 MLC control point들이 생성되도록 설정하였다. 기계적인 매개변수는 치료용 빔과 동일하게 입력되어야 하며, 치료용 빔과 다른 항목들에 대해서는 수정되어야 한다. 다르게 입력되어 있는 매개변수로는 RP-DICOM의 헤더 정보 중 ① Gantry angle, ② Beam weights, ③ Number of control points, ④ Position of control points이며, 앞서와 마찬가지로 MATLAB®을 이용하여 수정하였다.

4) Fine 방식에서의 출력 교정(Output Calibration)

이온 전리함(EXRADIN A1SL Ionization chamber, Standard Imaging™ Inc., 0.053cc, USA)과 전위계(Electrometer, Standard Imaging™ Inc., MAX-4000, USA)를 이용하여 측정된 MVCT 영상선량과 DC 프로그램에서 계산된 MVCT 영상선량을 일치(Matching)시켜, DC 프로그램에 구축한 MVCT 선량계산 모델을 정규화(Normalization)하는 과정을 거쳤다. 본 연구에서 정규화 과정을 출력 교정(Output

Table 1. Configuration of MVCT beam data

Beam	Nominal energy	Data	Notes
MVCT	3.5 MeV	PDD	Depth (cm) : 1.5, 5.0, 10.0, 15.0, 20.0
		Lateral profile	
		Longitudinal profile	
		PDD	

PDD: Percentage Depth Dose, MVCT: Megavoltage Computed Tomography

calibration)이라고 명칭하였으며, Fine 방식에 대해 진행하였다. [Fig. 2]와 같이 Cheese 팬텀(TomoPhantom®, Accuray™, Madison, Wisconsin, USA)에 이온 전리함을 삽입한 후 Cheese 팬텀이 전부 포함되도록 범위를 설정 한 후 Fine 방식에서의 영상을 획득하였으며, 그 때 측정된 영상선량으로 출력 교정이 이루어졌다. MVCT 영상선량은 Electrometer 전하량을 5회씩 측정하여 식(1)로 계산되어 졌으며, 식(2)로 온도, 기압에 의한 보정이 이루어졌다. 영상선량 측정 당시의 온도는 21.4°C, 기압은 751 mmHg로 측정되었다.

$$N_{D,w} = 1C = 5.981 \times 10^{10} \text{ cGy} \quad \text{식(1)}$$

$N_{D,w}$ 는 이온 전리함의 물 흡수선량 교정정수이다.

$$K_{TP} = \frac{273.2 + T}{293.2} \times \frac{760}{P} \quad \text{식(2)}$$

K_{TP} 는 온도(T), 기압(P)에 의한 차이를 보정해주는 보정 계수를 의미하고, 교정된 온도계와 기압계를 이용하여 측정이 이루어진다. (단, 교정 시 조건은 온도 20°C, 기압은 760 mmHg이다.)

또한, 출력 교정 과정에서 추가적으로 GAFCHROMIC™ EBT3 필름(Ashland ISP advanced Materials, NJ, USA)을 이용하여 Plane dose profile을 얻어 상대선량(Relative dose)을 비교하였다. 필름의 경우 저선량 영역에서의 비선형적 반응(Nonlinear response)을 고려하여 5회 반복 측정 하였을 때의 평균값을 산출하여 비교분석 하였다. 필름의 상대선량은 Film Scanner(EPSON Expression 10000-LX, Japan)를 이용하여 분석하였다.

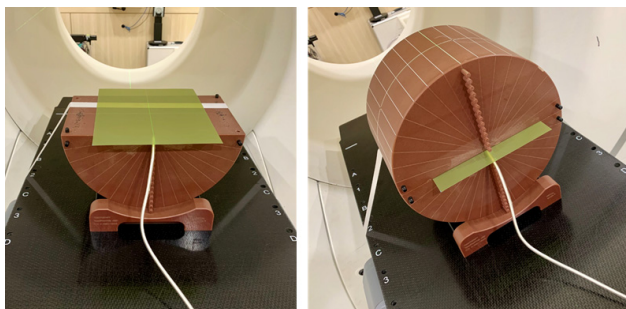


Fig. 2. Output Calibration using Ionization Chamber and EBT3 Film

3. DC에서 계산된 MVCT 영상선량의 검증

출력 교정이 완료된 MVCT 선량계산용 DC 프로그램을

이용하여 Coarse 방식과 Normal 방식에서의 선량을 계산 하였으며, 이온 전리함을 이용하여 Coarse, Normal 방식의 영상선량을 5회 반복 측정하여 평균값을 산출하였다. 이렇게 DC 프로그램에서 계산된 선량(Calculated Dose)과 측정된 선량(Measured Dose)의 차이를 식(3)으로 계산하였다.

$$\text{Difference(\%)} = \frac{\text{CalculatedDose} - \text{MeasruedDose}}{\text{CalculatedDose}} \times 100 \quad \text{식(3)}$$

4. 팬텀을 이용한 모의실험

RANDO® Phantom(Anderson Research Laboratories Inc., USA)을 이용하여 획득한 CT 영상의 두경부 지점에 임의의 육안체적용적(Gross Tumor Volume; GTV), 임상 표적용적(Clinical Target Volume; CTV), 치료계획표적용적(Planning Target Volume; PTV), OAR을 설정하였다. 그 후 Precision TPS를 이용하여 토모테라피 Helical 방식의 세기조절방사선치료(IMRT)를 위한 역방향전산화치료계획을 수립하였다. PTV에 1회당 2 Gy, 총 30회, 60 Gy가 전달되도록 처방하였으며, 이렇게 수립된 전산화치료계획의 선량분포를 기준 선량분포(Reference Dose Distribution, 이하 RDD)로 설정하였다. 그 후 본 연구에서 구축한 MVCT 선량계산 모델을 적용하여 30회의 Coarse, Normal, Fine 방식의 MVCT 영상선량을 RDD에 합산하여, 합산된 선량분포[Accumulation Dose Distribution, 이하 ADD(Coarse), ADD(Normal), ADD(Fine)]를 만들고 RDD와 비교하였다. 표적에 해당하는 구조물의 평가를 위해 국제 방사선 단위 측정 위원회(International Commission on Radiation Units and Measurements; ICRU) 62 보고서에 의하여 처방선량지수(Conformity Index; CI)와 선량균질지수(Homogeneity Index; HI)의 식(4), 식(5)를 각각 구하여 비교하였다.

$$CI = \frac{V_{TV}}{V_{PTV}} \quad \text{식(4)}$$

V_{TV} 는 처방선량이 포함하는 용적(cm³)을 의미하고, V_{PTV} 는 PTV의 용적(cm³)을 의미하며, CI는 1.0이 가장 이상적인 값이다.

$$HI = \frac{D_{5\%}}{D_{95\%}} \quad \text{식(5)}$$

$D_{5\%}$ 는 PTV의 5% 용적이 받는 선량(Gy)을 의미하고, $D_{95\%}$

는 PTV의 95% 용적이 받는 선량(Gy)을 의미하며, HI는 1.0 이 가장 이상적인 값이다.

또한, OAR의 평가를 위해 두 전산화치료계획의 선량체적용적(Dose Volume Histogram; DVH)을 비교하였다. OAR의 평가대상은 척수(Spinal cord), 양측 이하선(Both parotid gland), 양측 렌즈(Both lens), 뇌(Brain), 뇌간(Brainstem)으로 선정하였으며, 평균선량(Mean dose, D_{mean})과 최대선량(Maximum dose, D_{max})을 비교하였다.

III. 결 과

1. MVCT 빔 데이터 배치

토모치료기 치료 빔 에너지인 6 MV(입사 전자 에너지는 5.7 MeV)와 MVCT 빔 에너지인 3.5 MV의 에너지스펙트럼은 다르지만, 최대선량지점(Maximum Dose Depth, D_{max})은 약 1.5 cm로 유사하게 배치되었다[Fig. 3].

치료용과 영상용의 대각선 프로파일(Diagonal profile)은 깊이별로 배치하였으며, 치료용과 영상용을 비교할 수

있도록 Profile을 그렸다[Fig. 4].

MVCT beam data의 경우 선속 폭(Field width)이 1.0 cm에서 PDD_{10} 은 45.3%, PDD_{20} 은 20.7%로 배치되었다. Field width가 2.5 cm일 경우 PDD_{10} 은 47.0%, PDD_{20} 은 21.8%로 배치되었으며, 5.0 cm에서는 각각 49.5, 23.7%로 배치되었다[Table 2].

2. 출력 교정(Output Calibration)

1) 이온 전리함을 이용한 MVCT 영상선량 측정

MVCT Fine 방식에서 5회 측정된 결과 전하량의 평균값은 34.33 ± 0.42 pC이며, $N_{D,w}$ (Ion chamber calibration coefficient)를 반영하였을 때 2.08 ± 0.26 cGy로 계산되었다(단, 온도 21.4°C와 기압 751 mmHg에 의한 보정이 이루어짐, $K_{TP} = 1.017$). 이렇게 측정된 선량(Measured dose)을 기준으로 DC 프로그램에서 계산되는 선량(Calculated dose)을 정규화(Normalization)시켰다. Fine 방식의 경우 제작한 RC, RP-DCIOM 파일을 이용하여 DC 프로그램에서 계산하였을 때의 선량은 0.038 cGy였지만, 측정된 값(Measured dose)인 2.08 cGy가 되도록 정규화(Normalization)한 것이

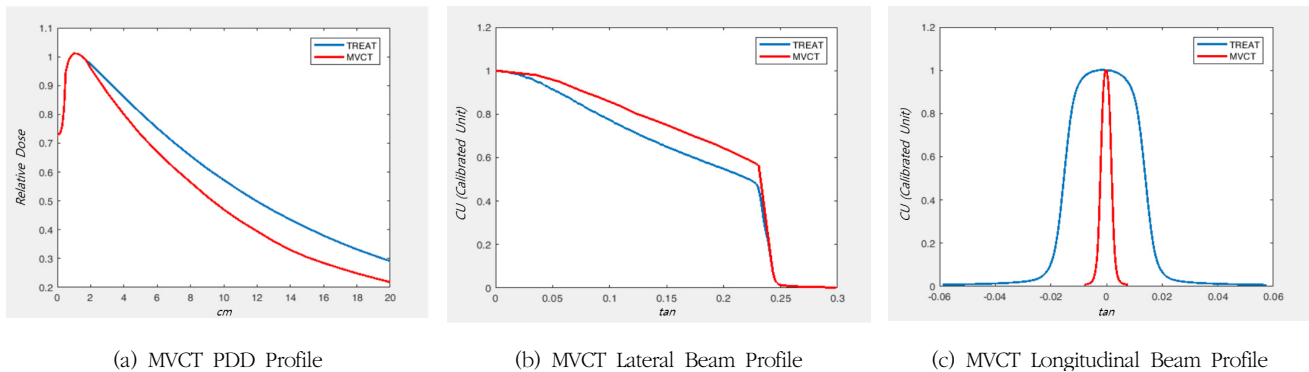


Fig. 3. MVCT Beam Data Configuration

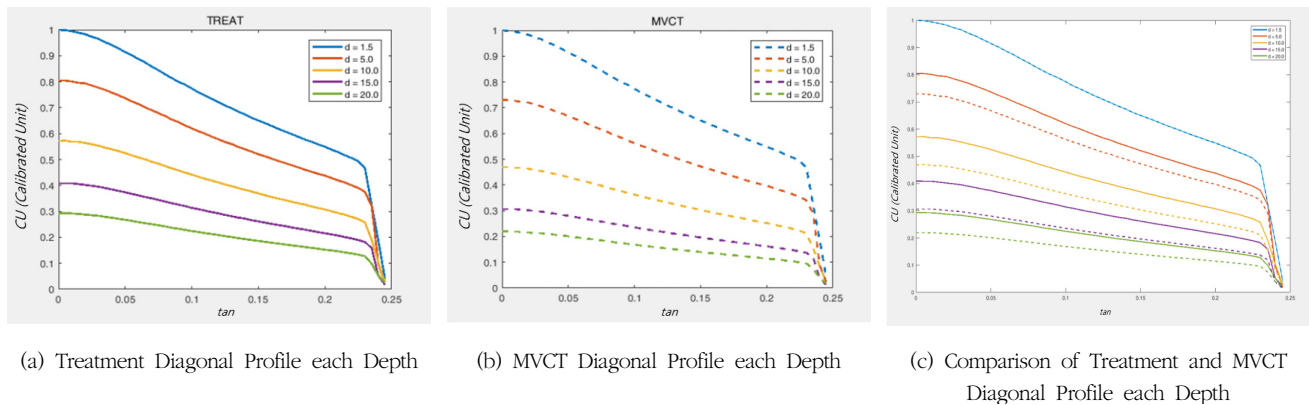


Fig. 4. MVCT Diagonal profile

Table 2. Configuration beam data of treatment and MVCT in Tomotherapy

Beam	Parameters	Beam Data			Notes
		D_{max} (cm)	PDD ₁₀ (%)	PDD ₂₀ (%)	
TREAT	Field Width (cm)	1.0	1.5	55.1	27.6
		2.5	1.5	57.2	29.1
		5.0	1.5	60.3	31.5
MVCT	Field Width (cm)	1.0	≅ 1.5	45.3	20.7
		2.5	≅ 1.5	47.0	21.8
		5.0	≅ 1.5	49.5	23.7

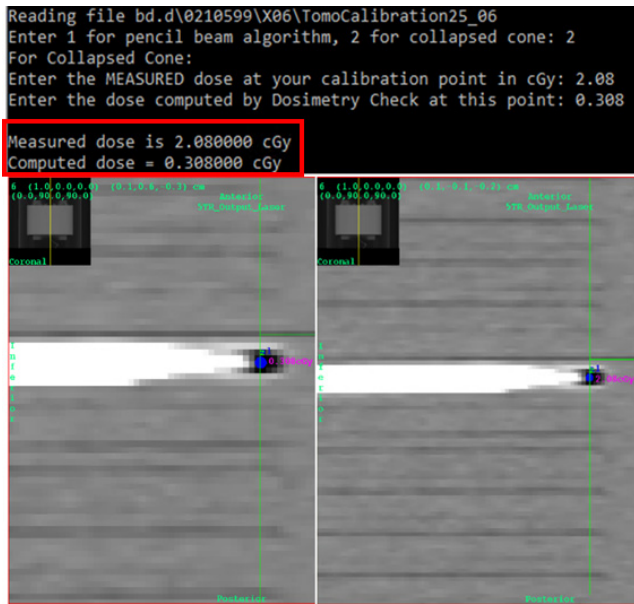
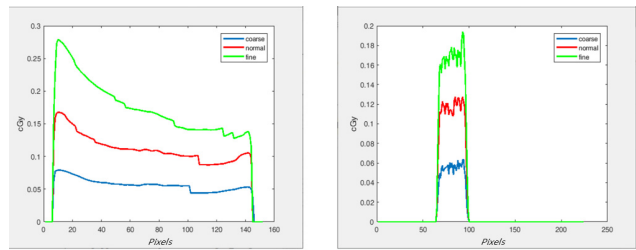
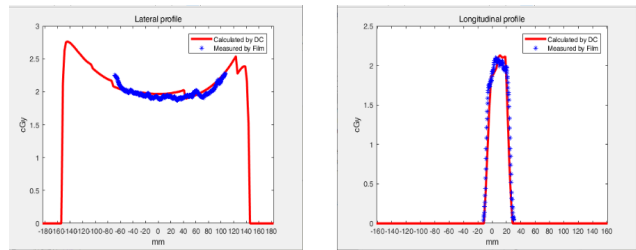


Fig. 5. Output Calibration using Dosimetry Check™(DC)



(a) MVCT Dose Profile Pre-output Calibration (Coarse, Normal, Fine)



(b) Measured MVCT Dose Profile (Fine)

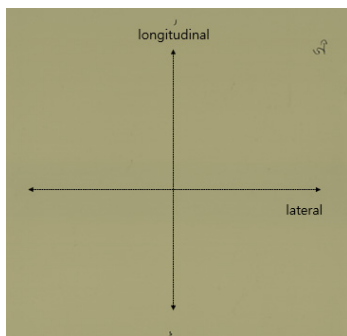
Fig. 6. Output Calibration

다[Fig. 5, 6].

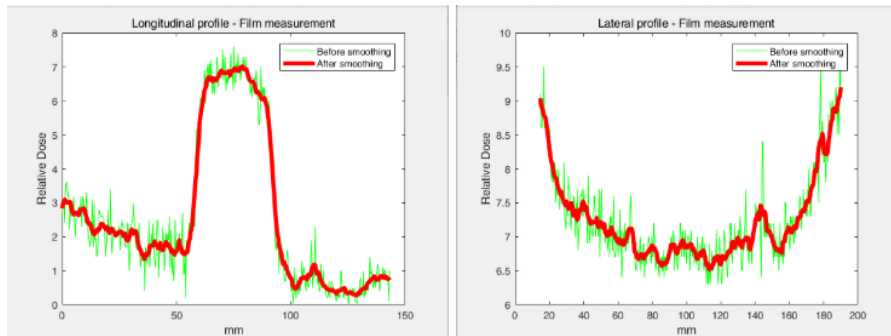
출력 교정 후 제작한 Coarse, Normal 방식의 RC, RP-DICOM 파일을 이용하여 DC로 영상선량을 계산한 결과, Coarse 방식에서 0.621 cGy, Normal 방식에서는 0.957 cGy로 계산되었다.

2) EBT3 필름을 이용한 MVCT 영상선량 측정

EBT3 필름의 특성상 저선량 영역에서의 감도가 비선형적이고 반응도(Response)가 떨어지기 때문에 MVCT 영상선량에 대한 상대선량(Relative Dose)만을 확인하였으며 [Fig. 7], [15], 이온 전리함을 이용하여 측정된 선량을 기준



(a) Measured Film



(b) Longitudinal and Lateral Profile by Measured Film

Fig. 7. Relative Dose from EBT3 Film

으로 정규화(Normalization)하였다.

3) MVCT 선량계산을 위한 DC의 검증

이온 전리함을 이용하여 Coarse 방식의 MVCT 영상선량을 측정된 결과 평균값은 10.73 ± 0.45 pC이며, $N_{D,w}$ (Ion chamber calibration coefficient)를 반영하였을 때 0.649 ± 0.03 cGy로 계산되었다. DC에서 계산된 선량(0.621 cGy)을 기준으로 절대선량의 차이는 약 0.02 cGy이며, 약 4.57%의 차이를 확인하였다.

이온 전리함을 이용하여 Normal 방식의 MVCT 영상선량을 측정된 결과 평균값은 16.57 ± 0.16 pC이며, $N_{D,w}$ (Ion chamber calibration coefficient)를 반영하였을 때 1.002 ± 0.01 cGy로 계산되었다. DC에서 계산된 선량(0.957 cGy)을 기준으로 절대선량 차이는 약 0.04 cGy 약 4.73%의 차이를 확인하였다[Table 3].

4) 팬텀을 이용한 모의실험

(1) 처방선량지수(CI)와 선량균질지수(HI)의 비교

RDD의 처방선량지수와 선량균질지수는 각각 1.034, 1.046으로 확인되었다. ADD(Coarse), ADD(Normal), ADD(Fine)의 처방선량지수는 각각 1.066, 1.082, 1.128로 확인되었으며,

선량균질지수는 각각 1.046, 1.046, 1.047로 확인되었다.

RDD와 비교하였을 때 처방선량지수는 ADD(Fine)이 가장 큰 차이가 있었으며, 약 0.094의 차이가 발생하였다. 마찬가지로, 선량균질지수에서도 ADD(Fine)이 가장 큰 차이가 있었으며, 약 0.001의 차이가 발생하였다[Table 4].

(2) OAR의 선량비교

RDD에서 척수의 D_{mean} 은 2960.7 cGy이며, D_{max} 는 3789.6 cGy로 확인되었다. 최댓값은 ADD(Fine)에서 D_{mean} 은 3077.2 cGy, D_{max} 는 3898.9 cGy로 확인되었으며, RDD와 비교하였을 때 각각 3.93%, 2.88%의 차이가 발생하였다. 또한, 양측 이하선의 D_{mean} 은 2754.1 cGy이며, D_{max} 는 6379.1 cGy로 확인되었다. 최댓값은 ADD(Fine)에서 D_{mean} 은 2866.8 cGy, D_{max} 는 6445.0 cGy로 확인되었으며, RDD와 비교하였을 때 각각 4.09%, 1.03%의 차이가 발생하였다. 양측 렌즈의 D_{mean} 은 799.4 cGy이며, D_{max} 는 1117.2 cGy로 확인되었다. 최댓값은 ADD(Fine)에서 D_{mean} 은 918.1 cGy, D_{max} 는 1241.3 cGy로 확인되었으며, RDD와 비교하였을 때 각각 14.85%, 11.11%의 차이가 발생하였다. 마지막으로, 뇌와 뇌간의 D_{mean} 은 각각 493.2 cGy, 2024.4 cGy이며, D_{max} 는 6021.6 cGy, 4640.0 cGy로 확인되었다. 최댓값은 ADD(Fine)에서 각각 D_{mean} 은 521.4 cGy, 2115.2 cGy, D_{max} 는 6125.8 cGy, 4740.8 cGy로 확인되었으며, RDD와

Table 3. Validation of modified DC program

Mode	Charge [pC]			Calculated Dose [cGy] (Reference)	Measured Dose [cGy]	Difference Dose	
	Measure	Average	SD			cGy	%
Coarse	11.60	10.73	0.45	0.621	0.649 ± 0.03	-0.028	-4.57
	10.30						
	10.49						
	10.57						
	10.71						
Normal	16.54	16.56	0.16	0.957	1.002 ± 0.01	-0.045	-4.72
	16.80						
	16.64						
	16.30						
	16.55						

SD: Standard Deviation

Table 4. Comparison of CI and HI

Target Coverage	RDD	ADD					
		Coarse	Difference from RDD	Normal	Difference from RDD	Fine	Difference from RDD
CI	1.034	1.066	0.032	1.082	0.048	1.128	0.094
HI	1.046	1.046	0	1.046	0	1.047	0.001

비교하였을 때 D_{mean} 은 각각 5.72%, 4.49%의 차이가 발생하였고, D_{max} 는 각각 1.73%, 2.17%의 차이가 발생하였다[Table 5-6]. OAR의 평가를 위해 선량체적용적(DVH)으로 비교하였다[Fig. 8].

IV. 고 찰

본 연구에서는 토모치료를 이용한 방사선치료 전

MVCT 영상 획득 시 발생하는 선량이 합산된 치료 선량분포를 볼 수 있는 방법론적인 접근을 연구하고자 기존 사용하던 치료 선량 검증 프로그램인 Dosimetry Check™ (DC)를 변형하여 MVCT 선량계산 모델을 구축하는 것이 첫 번째 목표였으며, 팬텀 모의실험을 통해 임상적용의 의미를 찾고자 하였다.

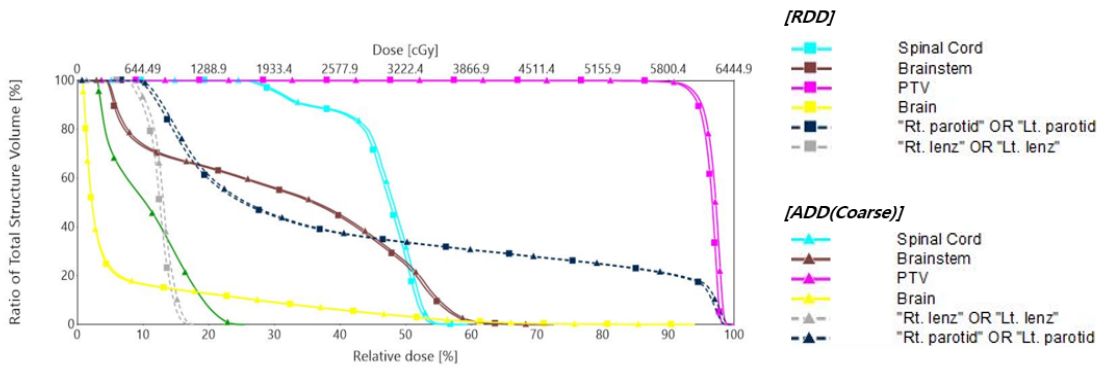
토모치료기의 이진 다엽콜리메이터(Binary MLC)를 이용한 세기조절방사선치료(IMRT) 시 선량전달의 정확성을 향상시키기 위해서는 MVCT를 이용한 영상유도방사선치료

Table 5. Comparison of OAR absolute dose (cGy)

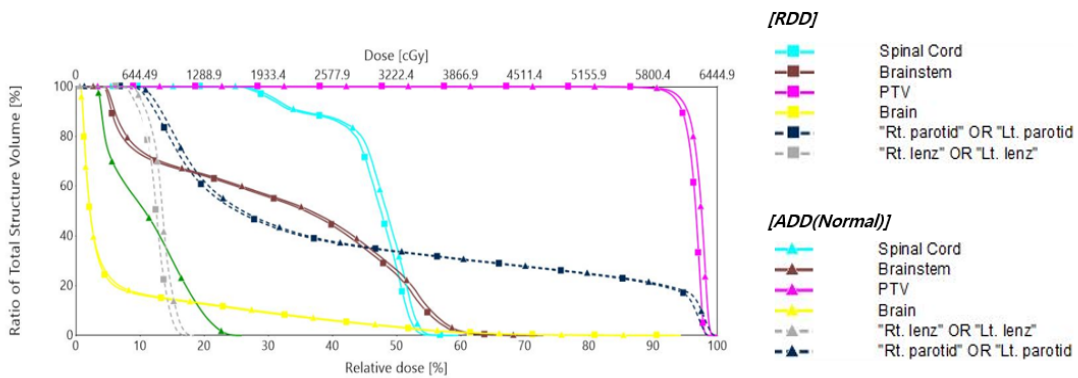
Spinal cord	RDD	ADD(Coarse)	ADD(Normal)	ADD(Fine)
D_{mean}	2960.7	2996.1	3015.9	3077.2
D_{max}	3789.6	3828.0	3841.1	3898.9
Both parotid gland				
D_{mean}	2754.1	2792.9	2813.4	2866.8
D_{max}	6379.1	6416.8	6445.0	6445.0
Both lens				
D_{mean}	799.4	839.2	863.5	918.1
D_{max}	1117.2	1160.2	1183.7	1241.3
Brain				
D_{mean}	493.2	502.4	508.0	521.4
D_{max}	6021.6	6059.8	6078.2	6125.8
Brainstem				
D_{mean}	2024.4	2054.8	2072.7	2115.2
D_{max}	4640.0	4676.8	4697.5	4740.8

Table 6. Comparison of OAR relative dose (cGy)

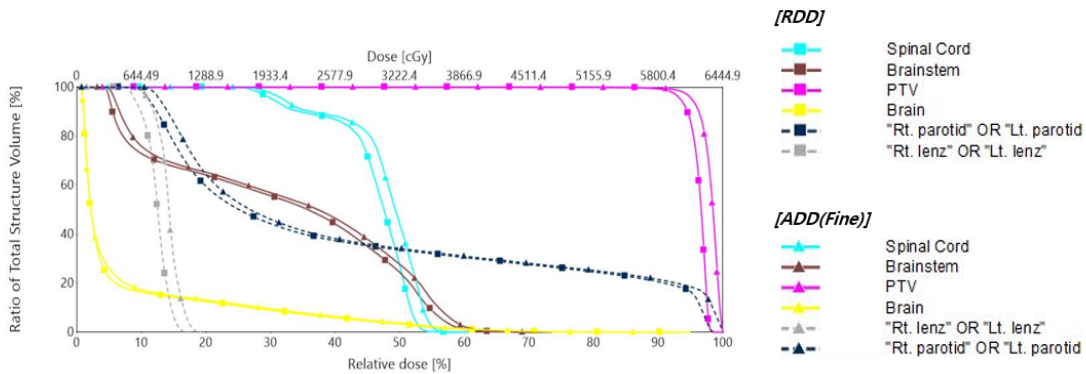
Spinal cord	Difference between RDD and ADD(Coarse)	Difference between RDD and ADD(Normal)	Difference between RDD and ADD(Fine)	Average Difference (%)
D_{mean}	35.4 (1.2%)	55.2 (1.86%)	116.5 (3.93%)	2.33
D_{max}	38.4 (1.01%)	51.5 (1.36%)	109.3 (2.88%)	1.75
Both parotid gland				
D_{mean}	38.8 (1.41%)	59.3 (2.15%)	112.7 (4.09%)	2.55
D_{max}	37.7 (0.59%)	65.9 (1.03%)	65.9 (1.03%)	0.89
Both lens				
D_{mean}	39.8 (4.98%)	64.1 (8.02%)	118.7 (14.85%)	9.28
D_{max}	43.0 (3.85%)	66.5 (5.95%)	124.1 (11.11%)	6.97
Brain				
D_{mean}	9.2 (1.87%)	14.8 (3%)	28.2 (5.72%)	3.53
D_{max}	38.2 (0.63%)	56.6 (0.94%)	104.2 (1.73%)	1.10
Brainstem				
D_{mean}	30.4 (1.5%)	48.3 (2.39%)	90.8 (4.49%)	2.79
D_{max}	36.8 (0.79%)	57.5 (1.24%)	100.8 (2.17%)	1.40



(a) Comparison of DVH between RDD and ADD(Coarse)



(b) Comparison of DVH between RDD and ADD(Normal)



(c) Comparison of DVH between RDD and ADD(Fine)

Fig. 8. Comparison of DVH between RDD and ADD(Coarse, Normal, Fine)

(IGRT)가 필수적이다. MVCT 영상 획득 시 발생하는 선량의 경우 1~3 cGy/fx이라고 알려져 있지만, 분할조사의 방사선치료에서 확률적 영향을 배제할 수 없으며, 렌즈와 같이 견뎌선량이 낮고 저선량 영역과 산란선량 영역에 민감한 장기의 경우 정확한 선량평가가 필요하다. 또한, 재방사선 치료나 근치적인 목적의 방사선치료, 소아환자의 방사선치

료 등에서는 더욱 중요하게 작용할 것이라고 판단하였다.

MVCT 영상획득 과정에서 기인하는 선량이 실제 치료 선량분포에 합산되어 선량평가를 할 수 있도록 구축하였으며, 이는 조금 더 현실적인 선량평가를 위해 임상적으로 기여할 수 있을 것이라고 판단된다.

팬텀을 이용한 모의실험 결과 MVCT 30회의 영상선량은

기존 선량분포에서 평균선량에 영향을 미치지 않기 때문에 처방 선량지수의 변화가 발생하는 것을 확인 할 수 있었다. 하지만, MVCT 영상선량이 95% 선량 영역과 5% 선량 영역에 비슷한 영향을 미쳐 선량균질지수는 비슷한 것을 확인할 수 있었다. 하지만, OAR의 경우에는 모든 정상장기에서 평균 선량과 최대선량에 영향이 있는 것을 알 수 있었다. 특히, RDD와 비교하였을 때 ADD(Fine)에서 렌즈의 경우 평균선량은 118.7 cGy(14.85%)의 차이가 발생하였고, 최대선량은 124.1 cGy(11.11%)의 차이가 발생하였다. 이것은 간격 (Separation)이 작은 두경부에서(특히, 렌즈가 포함된 경우) Fine 방식을 이용한 MVCT 영상 획득을 지양해야 한다는 의미로 해석할 수 있다.

본 연구의 한계점은 MVCT 빔 데이터와 치료용 빔 데이터의 DICOM 헤더파트와 메인파트의 정보 등이 다르고 선량계산 Control points 등이 달라 MATLAB[®]과 같은 제2의 프로그램을 사용하였으며, MVCT 빔 데이터 배치, MVCT용 RC-DICOM 제작, MVCT용 RP-DICOM 제작, 출력 교정 (Output calibration)등의 과정이 다소 생소하고 복잡할 수 있다는 것이다. 하지만, MVCT 선량계산을 위한 기본적인 템플릿(template) 구축을 위해 불가피하였다.

계산된 선량(Calculated Dose)과 측정된 선량(Measured Dose)의 5% 이내의 오차는 MVCT 영상선량 자체가 pC 단위의 저선량 영역이기 때문에 이온 전리함에서 잡음(Background)에 민감하게 반응하여 발생한 문제일 것으로 판단된다.

V. 결 론

토모테라피 치료계획시스템을 이용한 치료계획의 선량평가 시 본 연구에서 구축한 선량계산 모델을 적용한다면 영상선량이 반영된 조금 더 정확한 평가를 할 수 있을 것이며, Fine 방식을 이용한 MVCT 영상획득은 지양해야 할 것이다. 향후 재방사선치료, 저선량 영역에 영향이 있는 방사선치료, 소아 환자의 방사선치료 등과 같은 세분화를 통해 MVCT 영상선량에 영향이 있을 사례(Case)를 선정하여 추가적인 연구가 이루어진다면 토모테라피를 이용한 방사선 치료계획 평가 시 조금 더 정확하고 현실적인 정보를 제공할 수 있을 것이다. Dosimetry Check[™](DC) 프로그램을 이용한 MVCT 선량계산 모델 구축은 토모테라피의 MVCT daily image guidance 시스템에서 영상선량을 반영하는 조금 더 정확한 선량평가 방법이 될 것이라고 사료된다.

REFERENCES

- [1] Report of Korean Statistical Information Service (KOSIS), 2020.
- [2] Michael T, Louis S, Paul O. Normal tissue tolerance dose metrics for radiation therapy of major organs. *Semin Radiat Oncol*. 2007;17(2):131-40.
- [3] Cox JD, Stetz JA, Pajak TF. Toxicity criteria of the Radiation Therapy Oncology Group(RTOG) and the european organization for research and treatment of cancer (EORTC). *Int J Radiation Oncology Biol Phys*. 1995;31(5):1341-6.
- [4] Vanetti E, Clivio A, Nicolini G, Fogliata A, Ghosh-Laskar S, Agarwal JP, et al. Volumetric modulated arc radiotherapy for carcinomas of the oro-pharynx, hypopharynx and larynx: A treatment planning comparison with fixed field IMRT. *Radiotherapy & Oncology*. 2009;92(1):111-7.
- [5] Teoh M, Clark CH, Wood K, Whitaker S, Nisbet A. Volumetric modulated arc therapy: A review of current literature and clinical use in practice. *British Journal of Radiology*. 2011;84(1007):967-96.
- [6] Huang K, Palma DA, Scott D, McGregor D, Gaede S, Yartsev S, et al. Inter- and intrafraction uncertainty in prostate bed image-guided radiotherapy. *International Journal of Radiation Oncology*Biophysics*Physics*. 2012;84(2):402-7.
- [7] Stroom J, Heijmen B. Geometrical uncertainties, radiotherapy planning margins, and the ICRU-62 report. *Radiotherapy and Oncology*. 2002;64(1):75-83.
- [8] Sheng K, Chow J, Hunter G, Lerner J, Read P. Is daily computed tomography image guidance necessary for nasal cavity and nasopharyngeal radiotherapy? An investigation based on helical tomotherapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2008;9(1):36-46.
- [9] Chao E, Lucas D, Ruchala K, Olivera G. Evaluation of a thinner-slice MVCT scan mode across several systems. *AAPM Annual Meeting*. 2010;37(6-9):3152.
- [10] Chen M, Chao E, Lu W. Quantitative characterization of tomotherapy MVCT Dosimetry. *Medical Dosimetry*. 2013;38(3):280-6.
- [11] Shah AP, Langen KM, Ruchala KJ, Cox A, Kupelian

- PA, Meeks SL. Patient dose from megavoltage computed tomography imaging. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2008;70(5):1579–87.
- [12] Kim JH, Bae SH. The effect of patients positioning system on the prescription dose in radiation therapy. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2017;40(4):613–20.
- [13] Chung EA, Kwon DY, Park TY, Chung YS. Clinical implementation of dosimetry Check™ for TomoTherapy® delivery quality assurance. *J Appl Clin Med Phys*. 2018;19(6):193–9.
- [14] Kissick MW, Fenwick J, James JA, Jeraj R, Kapatoes JM, Keller H, et al. The helical tomotherapy thread effect. *Am Assoc Phys Med*. 2005;32(5):1414–23.
- [15] Borca VC, Pasquino M, Russo G, Grosso P, Cante D, Sciacero P, et al. Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification. *J Appl Clin Med Phys*. 2013;14(2):158–71.

구분	성명	소속	직위
제1저자	엄기천	서울아산병원	방사선사 / 사원
공동저자	김창환	서울아산병원	의학물리연수자 / 박사
공동저자	전수동	서울아산병원	방사선사 / 대리
교신저자	백금문	서울아산병원	부장 / 박사