

토모테라피 Hi-Art System의 영상유도 정확성 평가와 환자 피폭에 관한 연구

장재욱*, 임현수**, 한만석***, 김용균****, 전민철*
충남대학교 대학원 의공학과*, 충남대학교 의과대학 의공학교실**, 강원대학교 방사선학과***, 대원대학교 방사선과****

Accuracy and radiation exposure from image-guidance in Tomotherapy Hi-Art System

Jae-Uk Jang*, Hyun-Soo Lim**, Man-Seok Han***,
Yong-Kyun Kim****, Min-Cheol Jeon*

Dept. of Biomedical Engineering, Graduate School, Chungnam National University*

Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Chungnam National University**

Dept. of Radiological Science, Kangwon National University***

Dept. of Radiological Science, Daewon University College****

요약 토모테라피의 영상유도방사선치료는 환자의 자세재현성을 증가시켜 방사선치료의 정확성을 향상 시킬 수 있으나 그 정확성이 검증되어야 하며, MVCT 촬영에 의한 환자피폭이 발생할 수 있다. 본 연구에서 토모테라피의 영상유도 정확성은 1.0mm 이내로 매우 양호하게 측정되었으며, 선량은 각각 Fine(2mm) 3cGy, Normal(4mm) 1.5cGy, Corse(6mm) 1cGy로, 해상력은 Normal에서 비교적 양호하게 나타났다. 따라서 환자 피폭을 줄이기 위해서 Fine 보다 Normal을 선택하고 MVCT 촬영범위를 최소화하여 실시하는 것이 바람직하다.

주제어 : 토모테라피, 영상유도방사선치료, AAPM CT Performance phantom, 메가볼트씨티, 킬로볼트씨티

Abstract IGRT(Image Guided Radiation Therapy) in radiation therapy is a very useful technique in order to increase setup of patient and position reproducibility. Tomotherapy can increase accuracy of setup to take IGRT by MVCT, but it be for verified accuracy of Image guided, and MVCT occurs the exposure of patient. Through this study, IGRT accuracy of Tomotherapy is very accurate within 1.0mm. When MVCT using Tomotherapy phantom for QA, QC be taken, exposure dose is Fine(2mm Slice thickness) 3cGy, Normal(4mm Slice thickness) 1.5cGy, Corse(6mm Slice thickness) 1.0cGy. Measurement value of spatial resolution using AAPM CT performance phantom didn't cause a big difference. As a result, ability of IGRT in Tomotherapy is very accurate. While obtaining image for IGRT, we should minimize expose range because patient's be exposed to radiation. We should make an effort to do accurate radiation therapy to minimize exposure of patient by selecting the appropriate thickness of MVCT depending on patient's body and treat area.

Key Words : Tomotherapy, IGRT(Image Guided Radiation Therapy), AAPM CT performance phantom, MVCT(Mega Voltage Computed Tomography), KVCT(Kilo Voltage Computed Tomography)

Received 15 August 2013, Revised 12 September 2013

Accepted 20 October 2013

Corresponding Author: Hyun-Soo Lim (Dept. Biomedical Engineering, Chungnam national university)

Email : hslim@cnu.ac.kr

ISSN:

© The Society of Digital Policy & Management. All rights reserved. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>), which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

1. 서론

중앙암등록본부에 등록된 2010년 국가암등록 통계에 의하면 진단 기술의 발전과 노년 인구의 증가로 국내 암 환자의 수가 크게 증가하고 있으며, 암의 치료방법중 방사선치료가 담당하는 비중이 점점 증가하고 있다. 전체 암환자의 약 40% 정도가 방사선 치료를 시행하고 있으며 방사선치료기기와 치료기술의 발전으로 지속적으로 증가하고 있다.

방사선치료는 처방 선량이 종양에만 정확하게 전달되고 정상조직에 대한 피폭이 최소화 되어야 치료 효과를 극대화 하고 부작용을 최소화 할 수 있다. 이를 위해 최근 방사선치료는 3차원입체조형방사선치료(3 Dimensional Conformal Radiation Therapy : 3D CRT)가 보편화 되었고, 세기조절방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy : IMRT)와 같은 최신 특수치료기술 까지 도입되어 처방선량이 종양에만 정확하게 전달되도록 하여 치료를 시행하고 있다.[1]

방사선치료계획의 수립은 임상표적체적(Clinical Target Volume : CTV)을 충분히 포함하고 체내 장기들의 움직임과 환자의 재현성을 충분히 고려하여 치료계획용표적체적(Planning Target Volume : PTV)을 수립하도록 권고하고 있으며, [2, 3] 모의치료, 치료계획용 전산화단층촬영, 치료계획 수립 그리고 방사선치료 시작부터 종료 시 까지 환자의 자세가 동일하게 유지되어야 하는 setup의 정확성이 매우 중요하기 때문에 환자 setup의 정확성을 향상시키기 위하여 영상유도방사선치료(IGRT, Image Guided Radiation Therapy)가 등장하게 되었다.[4]

IGRT는 환자자료취합, 치료계획, 모의치료, 환자자세 설정과 치료 전후의 표적 위치 측정 등의 다양한 단계에서 영상유도를 이용하는 방사선치료를 의미하는데 환자의 신체구조와 표적위치에서 분할치료 사이 및 분할치료중 변위에서 발생하는 문제를 식별하고 교정하는데 IGRT 기술이 사용되어지고 있다. [5]

토모테라피 Hi-Art System은 선형가속기와 나선형 CT 스캐너가 결합된 형태로 6MV X-선을 발생하는 소형 선형가속기가 진단용 CT와 유사한 구조로 구성되어 나선형으로 회전하면서 MVCT 이미지를 획득하여 세기조절방사선치료와 영상유도방사선치료를 동시에 실시

할 수 있어 현재 가장 진보된 방사선치료기이다.[5]

영상유도방사선치료는 치료기에서 획득한 영상과 치료계획용 CT이미지를 비교하여 환자의 자세와 PTV의 위치확인을 통한 최적의 방사선치료를 실시할 수 있는 장점이 있다. 그러나 이러한 장점은 영상유도의 정확성이 검증되어야 하며, 영상유도에 필요한 영상획득의 과정에서 환자의 방사선 피폭을 발생시키기도 한다. 따라서 토모테라피를 이용한 영상유도 방사선치료 시 획득된 MVCT를 분석하여 토모테라피의 영상유도정확성을 검증하고, MVCT 촬영 시 영상 두께에 의한 방사선량을 측정하여 두께선택의 중요성을 인식하고 적절한 방법 제시를 통하여 MVCT촬영으로 인한 과도한 피폭을 절감할 수 있도록 하여 토모테라피의 영상유도방사선치료에 도움을 주고자 본 연구를 실시하였다.

2. 연구방법

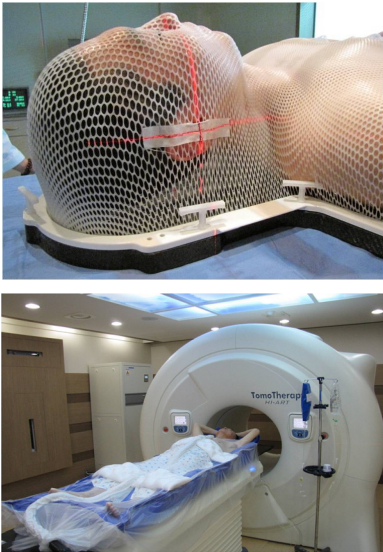
2.1 영상유도방사선치료의 필요성 확인

영상유도방사선치료의 필요성을 확인하기 위하여 대전에 위치한 한 대학병원에서 토모테라피를 이용한 영상유도 방사선치료를 실시한 두부, 두경부, 흉부, 복부, 그리고 골반부의 암환자 각각 10명씩 총 50명의 환자를 대상으로 영상유도를 통한 오차를 확인하였다.[table.1] 두부와 두경부쪽 환자는 두경부를 고정하기위한 Aquaplast [fig. 1]를 사용하였으며 흉부와, 복부, 그리고 골반부 환자는 환자고정용 기구인 Body Fix[fig.1]를 사용하였다.

각 환자는 영상유도방사선치료를 실시하기 위하여 토모테라피에서 기존의 setup방법인 환자 피부에 잉크로 표시한 선을 기준으로 치료실 벽면에 부착된 레이저를 이용하여 1차적으로 setup을 실시한 뒤 토모테라피의 MVCT를 촬영 하여 fig.3과 같이 기존의 치료계획용 KVCT와 일치시키는 방법으로 환자자세를 보정 하였으며 이때 보정된 값이 기존의 setup방법에서 발생하는 오차이며 이 오차가 클수록 부정확한 방사선치료가 시행될 가능성이 증가하며 이를 줄이기 위해서 영상유도방사선치료를 통한 환자 자세재현성을 증가시킬 필요가 있다. 환자별 치료회수는 1일 1회 총 3회를 치료 받았으며 모든 환자는 동일한 방법으로 setup을 실시하였으며, MVCT촬영조건은 모두 동일(Normal)하게 실시하였다.

<Table 1> Patient's configuration conducted image-guided radiation therapy using Tomotherapy

Treatment Site	Number of patient	Immobilization device	Number of treatment
Brain	10	Aquaplast	30
Head & Neck	10	Aquaplast	30
Chest	10	Body Fix	30
Abdomen	10	Body Fix	30
Pelvis	10	Body Fix	30



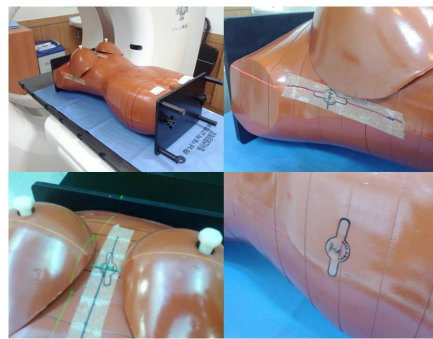
[Fig. 1] Immobilization device : Aquaplast(above), Body Fix(bottom)

2.2 토모테라피를 이용한 영상유도 정확성 검증

토모테라피 Hi-Art System(미국)의 영상유도 정확성을 평가하기 위하여 전산화치료계획용 전산화단층(CT-Simulation)영상을 Siemens SOMATOM Definition AS(독일)에서 획득하였으며, 인체모형 팬텀(RT humanoid phantom for woman)의 양측면과 정면에 2mm의 납구슬 (SPEE-D-MARK, MED-TEC, 미국)을 부착하여 임의의 좌표를 설정 할 수 있도록 하였다.[Fig.2]

납구슬을 이용하여 임의의 좌표를 설정 후 CT-Simulation(CT-Sim)에서 레이저와 납구슬과의 정렬을 통해 Setup을 시행, 2mm 슬라이스 두께로 KVCT 이미지를 획득, 획득된 KVCT 이미지를 토모테라피로

전송하였다. 인체모형팬텀을 토모테라피에서 CT-Sim에서와 동일하게 Setup을 시행한 후 팬텀의 Setup 정확성을 높이기 위해 MVCT를 촬영 하여 CT-Sim에서 촬영되어 전송되어진 KVCT와 토모테라피에서 촬영된 MVCT를 이용하여 팬텀의 정면과 양 측면에 설치된 납구슬을 기준으로 영상유도를 실시, setup을 실시하였다.[fig.3] <fig.3에서 어둡게 나타나는 영상이 MVCT(1, 3사분면), 밝게 나타난 영상이 KVCT(2, 4사분면)영상이며 각 영상의 경계에 작고 희게 표시된 부분이 납구슬이다.>

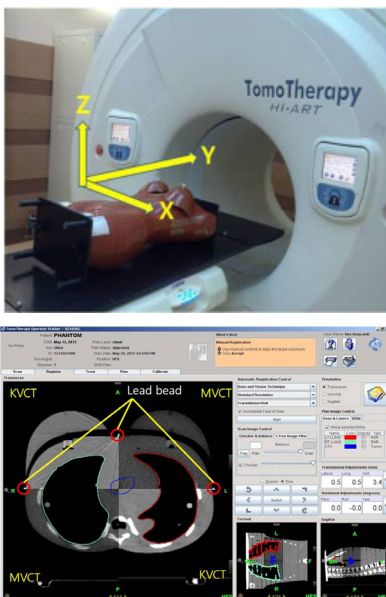


[Fig. 2] Setup of phantom using lead bead at CT-Simulation

KVCT와 MVCT를 정확하게 일치하도록 MVCT를 이동시키면 KVCT와 MVCT간의 setup 오차가 측정되는데 이때 발생된 오차만큼 팬텀을 이동시켜 보정시켜 준다. 그리고 MVCT를 재촬영하여 다시 확인하고 오차가 발생하면 반복 시행한다. 토모테라피의 영상유도 정확성을 평가하기 위하여 위의 과정을 통해 setup된 인체모형 팬텀을 치료테이블을 이용하여 임의로 이동시킨 후 MVCT를 촬영, 영상유도를 시행하였을 때 setup 오차는 임의로 이동시킨 값과 일치하여야 한다. 팬텀을 토모테라피 치료테이블을 이용하여 X축 ±2cm, Y축 ±2cm, 그리고 Z 축으로 ±2cm씩 각각 이동시킨 뒤 MVCT를 이미지 슬라이스 두께를 변화시켜 촬영하였으며 이때 팬텀의 촬영 범위는 납구슬을 이용하여 설정한 임의의 좌표를 기준으로 Superior, Inferior 쪽으로 5cm씩 총 10cm를 3가지 모드로 각각 스캔하고 스캔에 소요된 시간을 기록하였다.(토모테라피의 이미지스캔에는 총 3가지 모드로 2mm slice 두께인 Fine, 4mm Normal, 6mm Corse)

$\pm 2\text{cm}$ 를 선택한 이유는 토모테라피의 치료테이블을 이동시킬 수 있는 범위가 X방향으로 $\pm 2\text{cm}$ 가 한계이며 table. 2의 치료부위별 setup 오차를 확인하면 최대 오차가 2cm를 넘지 않았기 때문에 $\pm 2\text{cm}$ 를 선택하였다.

MVCT 촬영 후 Bone+Tissue, Standard resolution모드에서 영상유도를 실시하여 팬텀에 부착된 납구슬을 기준으로 KVCT와 MVCT간의 오차를 확인하고 기록하고 각각의 방법으로 총 10회씩 측정하였으며 측정된 값을 다음과 같은 식을 이용하여 Vector값으로 오차를 확인하였다.



[Fig. 3] Phantom setup of Tomotherapy(Left) and Image registration of used MVCT with KVCT

2.3 MVCT 촬영에 의한 환자피폭 측정

MVCT촬영 시 환자에 대한 피폭선량을 확인하기 위하여 MVCT촬영 간 방사선 선량을 측정하였다.

토모테라피 QA, QC에 사용하는 치즈모형의 원통형 팬텀[fig.4], Ionchamber (Collecting volume 0.057cm^3 , Model A1SL Slimline, XW092722)와 Electrometer (Standard Imaging, 미국)를 사용하여 팬텀에 Ionchamber를 삽입 후 중앙에서 Superior, Inferior 방향

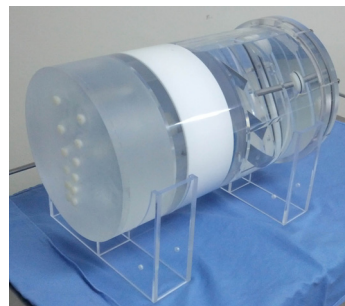
으로 각각 5cm 씩 총 10cm를 Fine(2mm), Normal(4mm), Corse(6mm)로 각각 스캔하면서 선량을 측정하였다.



[Fig. 4] Tomotherapy QA, QC Phantom

2.4 MVCT 영상 두께에 의한 해상력 비교

MVCT 영상의 두께에 의한 해상력을 분석하기 위하여 미국 의학물리학자협회(AAPM)에서 제시한 AAPM CT performance phantom (Fluke Biomedical Radiation Management Service, Fluke corporation, 미국), [fig. 5]을 사용 하였으며, 이 팬텀은 원통형 acrylic resin 재질로 CT number calibration, 고대조도 공간분해능, 저대조도 분해능, 슬라이스 두께 측정, 그리고 피사체 공간분해능과 노이즈 측정이 가능하다. [6]



[Fig. 5] AAPM CT performance phantom

MVCT의 경우 진단용 전산화단층영상과는 달리 그 목적이 진단이 아닌 방사선치료를 위한 위치 잡이용으로 사용되어지는 만큼 다양한 품질관리 점검 항목 중 해상력을 비교하기 위하여 공간분해능만을 확인 하였으며 AAPM CT performance phantom을 전산화 치료계획용 KVCT에서는 2mm slice로, 토모테라피 MVCT에서는 Fine, Normal, Corse로 각각 촬영하여 촬영된 이미지를 비교하여 각 영상의 공간분해능을 비교하였다.

3. 결과

3.1 영상유도방사선치료의 필요성 확인

치료부위별 10명씩 총 50명의 환자를 대상으로 영상유도를 실시하여 Setup 오차를 확인한 결과 최소 1mm에서 최대 14mm까지 오차를 보였으며 Vector값 기준으로 $9.0 \pm 5.28\text{mm}$ (Average \pm SD)로 확인되었다. (이는 기존의 방법인 잉크와 레이저로 실시한 setup 후 영상유도를 통하여 오차를 보정한 것으로 기존의 방사선치료의 setup 오차율과는 거리가 있으므로 단순 참고자료로만 활용해야 한다.) 두부는 $6.23 \pm 1.01\text{mm}$, 두경부 $3.77 \pm 1.72\text{mm}$, 흉부 $10.12 \pm 4.85\text{mm}$, 복부 $12.87 \pm 5.5\text{mm}$, 골반부 $10.55 \pm 2.75\text{mm}$ 로 나타났으며, 특히 Z축 방향으로의 오차가 가장 크게 나타났는데 이는 호흡에 의한 것으로 호흡에 따라 움직임이 큰 복부의 경우 오차가 가장 크게 나타났으며 다른 부위에 비하여 움직임이 적은 두경부와 두부의 오차가 비교적 작게 나타났다. [Table. 2]

3.2 토모테라피를 이용한 영상유도 정확성 검증

토모테라피에서의 MVCT 촬영시간은 일반 진단용 KVCT에 비하여 상당히 긴 촬영시간이 소요 되었으며 10cm 촬영기준으로 최대 2.5배의 촬영시간 차이가 있었으며 촬영범위가 더 길어지면 촬영시간의 차이는 현저하게 증가하였다. 팬텀의 Y축 방향으로 10cm 촬영 시 MVCT 영상두께가 가장 작은 Fine(2mm)에서 가장 긴 261초의 촬영시간이 소요 되었으며, MVCT 촬영 시 가장 많이 사용하는 평균 두께의 영상인 Normal(4mm)로 촬영 시 141초가 소요 되었다. 마지막으로 가장 두꺼운 영상인 Corse(6mm)에서 촬영시간은 가장 짧은 시간인 101초가 소요되었다.

영상유도 정확성을 평가한 결과 X, Y, Z축으로의 오차는 평균 0.5mm 이었으며 표준편차는 $\pm 0.1\text{mm}$ 이하, Vector는 최소 0.5mm에서 최대 1.2mm로 측정되었다. [table. 3] 임의의 좌표를 설정하기 위하여 사용된 납구

<Table 2> Setup error in treatment site

Treatment Site	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Roll (Deg.°)
	Average \pm SD	Average \pm SD	Average \pm SD	Average \pm SD
Brain	0.47 ± 2.02	3.19 ± 0.63	4.93 ± 1.26	0.13 ± 0.86
Head&Neck	0.23 ± 1.80	0.28 ± 1.84	2.73 ± 1.97	0.23 ± 0.45
Chest	0.05 ± 3.35	6.00 ± 5.86	5.58 ± 4.55	0.17 ± 0.23
Abdomen	1.74 ± 4.57	1.59 ± 5.09	9.87 ± 7.33	0.42 ± 0.78
Pelvis	1.05 ± 2.12	1.14 ± 4.54	9.30 ± 3.03	0.08 ± 0.32

<Table 3> Image registration error of KVCT with MVCT (Standard deviation 0.1mm below)

Unit : mm

X. Shift	- 2cm			+2cm		
	Fine	Normal	Corse	Fine	Normal	Corse
X	0.5	0.5	0.6	0.5	0.4	0.6
Y	0.5	1.0	0.9	0.6	0.6	0.9
Z	0.4	0.7	0.7	0.1	0.0	0.5
Vector	0.8	1.3	1.3	0.8	0.7	1.2

Y. Shift	- 2cm			+2cm		
	Fine	Normal	Corse	Fine	Normal	Corse
X	0.4	0.6	0.6	0.4	0.7	0.8
Y	0.7	1.5	1.4	0.7	0.7	0.7
Z	0.1	0.6	0.1	0.0	0.5	0.5
Vector	0.8	1.7	1.5	0.8	1.1	1.2

Z. Shift	- 2cm			+2cm		
	Fine	Normal	Corse	Fine	Normal	Corse
X	0.4	0.4	0.8	0.4	0.5	0.8
Y	0.2	0.2	0.5	0.2	0.2	0.5
Z	0.5	0.2	0.0	0.0	0.7	0.2
Vector	0.7	0.5	0.9	0.4	1.0	1.0

슬의 직경이 2mm인 점을 고려하면 측정된 오차의 범위가 매우 정확한 것으로 나타났다.

3.3 MVCT 촬영에 의한 환자피폭 측정

MVCT영상 슬라이스 두께별 오차 측정결과 Fine에서 오차 범위가 가장 작게 측정되었으며 Corse에서 가장 크게 측정 되었지만 그 차이가 0.5mm 이내인 점을 고려해보면 오차의 범위가 크지 않은 것을 확인 할 수 있었다.

조사선량의 측정은 다음의 식으로 계산하였다.

$$X \text{ (Gy)} = M \times N_{D,W} \times P_{T,P} \times P_{S,T} \times P_{ion}$$

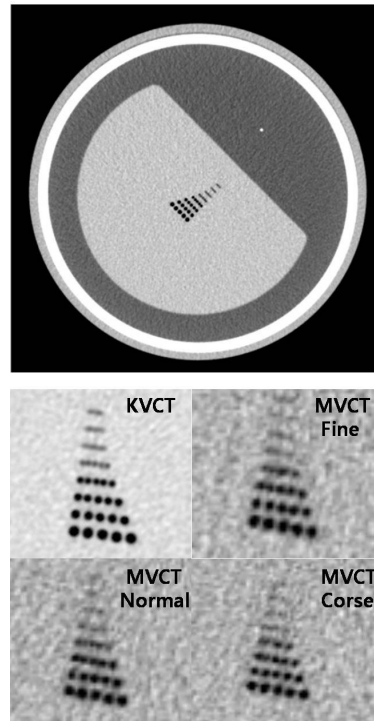
M은 전자평형상태에서 극성효과에 대한 보정이 된 상태로 측정된 값(Coulomb), $N_{D,W}$ 는 주어진 선질에서 이온함의 조사선량교정인수(Gy/Coulomb), $P_{T,P}$ 는 온도와 압력보정, $P_{S,T}$ 는 줄기누설보정, P_{ion} 은 이온재결합보정 계수이다.

MVCT영상 슬라이스 두께별 선량 측정결과는 fine에서는 3cGy, normal 1.5cGy, corse 1.0cGy로 Fine으로 스캔 시 선량이 가장 크게 측정이 되었다.

3.4 MVCT 영상 두께에 의한 해상력 비교

AAPM CT performance phantom을 이용한 공간분해능 성능평가용 블록은 4.3mm의 간격으로 구멍이 5개씩 정렬되어 있으며 각 구멍은 직경이 큰 1.75mm부터 1.50, 1.25, 1.00, 0.75, 0.60, 0.50, 0.40mm의 순으로 총 8단계로 구성 되어 있으며 진단용 전산화단층촬영장치의 합격기준은 한국의료영상품질관리원에서 권고하는 1.0mm 이하가 식별 가능하여야 한다.[7] 본 연구에서 실시한 전산화치료계획용 CT(KVCT)영상은 Siemens SOMATOM Definition AS(독일)에서 획득한 영상을 평가한 결과 한국의료영상품질관리원에서 권고하는 진단용 전산화단층촬영장치 합격기준에 부합하였다.

MVCT 영상두께에 따른 해상력을 확인하기 위하여 실시한 본 실험에서는 Fine, Normal, Corse에서 모두 비슷한 결과가 나타났으나 Normal에서 가장 양호한 성적이 나타났으며 Corse에서 가장 불량하게 측정이 되었다. [fig. 6]



[Fig. 6] Performance evaluation of spatial resolution using AAPM CT performance phantom

4. 고찰

영상유도방사선치료는 환자의 자세제한성을 증가시켜 주기 때문에 환자 setup오차로 인한 부정확한 방사선 치료를 줄일 수 있는 매우 유용한 치료 방법이다.[8,9] 특히 토모테라피는 이러한 영상유도방사선치료와 세기조절방사선치료가 결합된 장비로 암 치료를 위한 최신의 방사선치료장비이다.[10] 영상유도방사선치료를 실시할 경우 모든 암 환자에서 치료효과를 극대화 시킬 수 있지만 특히 호흡에 의해 움직임이 큰 복부나 흉부를 치료받는 환자의 경우 영상유도방사선치료를 통해 오차를 현저하게 줄일 수 있고 치료계획용 표적체적 결정시 도움을 줄 수 있기 때문에 다른 환자에 비해 영상유도방사선치료가 더욱 요구된다고 사료 된다.[11]

토모테라피의 영상유도 정확성은 1.0mm이내의 오차 범위로 매우 정확하게 측정이 되어 신뢰성을 확인 할 수

있었으나 영상 두께별 스캔시간이 Corse를 기준으로 2.5배 선량측정에서 3배까지 측정 되었다. 이는 스캔시간이 길어지면 방사선방출시간이 길어지는 것을 의미하며 그만큼 환자가 받는 피폭시간의 증가를 의미한다. 그리고 CT영상 두께는 pitch(CT의 X-선관이 1회전할 때 이동한 테이블거리와 조사야 두께의 비)와 밀접한 관계를 가지고 있으며 실제 선량이 pitch에 역비례 하여 감소한다는 사실이 보고된 바도 있다.[12, 13] 따라서 MVCT 영상 두께 선택은 환자의 피폭과도 밀접한 관계가 있기 때문에 상당히 주의해야 한다. 영상유도 검증결과 MVCT 영상 두께별 큰 차이가 없었지만 해상력 확인에서 최소 촬영두께인 2mm보다 4mm 촬영에서 약간 우수하게 측정되었다. 그러나 실제 환자의 경우 체형이나 복부의 장내 가스 유무에 따라 영상의 해상력이 현저하게 차이가 발생하는 만큼 본 실험에서 측정된 값이 절대적이지는 않으며 해당기관의 장비에 따라 다르게 나타날 수 있기 때문에 반드시 확인 후 실시하여야 한다. 영상유도 정확성에 큰 영향을 주지 않고 해상력이 비교적 양호하며 환자피폭이 fine에 비하여 크지 않은 normal을 선택하여 영상유도를 실시할 경우 환자의 피폭을 줄일 수 있을 것이다. 또한 corse 촬영 시 해상력 저하가 발생하는 만큼 해상력 저하로 MVCT 재촬영 시 환자는 불필요한 피폭을 받게 된다. 따라서 영상유도방사선치료를 실시하는 각 기관에서는 해당 장비에 대한 충분한 사전 검증을 통하여 각 기관에 적절한 방법을 선택하도록 하여야 할 것이다.

5. 결론

영상유도방사선치료에서 MVCT 촬영은 반드시 필요한 절차 이지만 MVCT 촬영에 따른 환자피폭이 발생하는 만큼 촬영범위를 최소화 하여 촬영시간을 단축하여야 하며, 꾸준한 정도관리를 하여 양호한 영상 획득으로 재촬영을 방지하여야 한다.

본 연구를 통하여 토모테라피를 이용한 영상유도방사선치료의 정확성은 검증되었으며 영상두께 변화에 따라서 환자의 피폭이 변화된다는 것을 알 수 있었다. 영상의 두께 선택 시 환자의 피폭을 저감시키는 것이 중요하지만 화질저하로 인한 재 촬영을 방지하기 위해서 cores촬영은 지양하고, 화질이 상대적으로 양호하고 fine보다 피

폭이 적은 normal을 선택하여 실시한다면 의료피폭의 ALARA (As Low As Reasonably Achievable)에 기여하고 환자의 자세재현성을 극대화시켜 바람직한 토모테라피의 영상유도방사선치료를 실시할 수 있을 것으로 기대된다.

REFERENCES

- [1] Huh Sj, Park CI. "Advances in radiation oncology in new millenium in Korea," J Korean Soc Ther Radiol Oncol. vol. 18, no. 3, pp. 167-176, 2000.
- [2] ICRU. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU Report 50). ICRU Report 62. Bethesda, Maryland. International Commission of Radiation Units and Measurements, 1999.
- [3] Kahn FM, The physics of radiation therapy.4th Lippincott Williams & Wilkins ; Philadelphia, pp. 194-199, 2010.
- [4] Meijer GJ, Rasch C, Remeijer P, et al. "Three-dimensional analysis of delineation errors, setup errors, and organ motion during radiotherapy of bladder cancer" Int J Radiat Oncol Bio Phys, vol. 22, pp. 1277-1287, 2003.
- [5] Kahn FM, The physics of radiation therapy.4th Lippincott Williams & Wilkins ; Philadelphia, pp. 501-512, 2010.
- [6] C.W. Han, G.T. Kim, Y.S. Choi and E.H. Hwang, "Image characteristic of cone beam computed tomograph using a CT performance phantom," Korean Journal of Oral and Maxillofacial Radiology, vol. 37, pp. 157-163, 2007.
- [7] K.J. Jang, D.C. Kweon, "Case Study of Quality Assurance for MDCT Image Quality Evaluation Using AAPM CT Performance Phantom," Journal of the Korea Contents Association, vol. 7, no. 7, pp. 114-123, 2007.
- [8] Mackie TR, Olivera GH, Reckwerdt PJ, et al. "Image guidance for precise conformal radiotherapy." Int J Radiat Oncol Biol, 56, pp. 89-105,

2003.

- [9] Booth JT, Zavgorodni SF, "Set-up error and organ motion uncertainty", A review. Australas Phy Eng Sci Med, 22, pp. 29-47, 1999.
- [10] Keum KC: Helical tomotherapy. " Image-guided intensity modulation therapy", J Korean Med Assoc 51, pp.619-629, 2008.
- [11] Muren LP, Smaaland R, Dahl O, "Organ Motion, set-up variation and treatment margins in radical radiotherapy of urinary bladder cancer", Radiother Oncol, 69, pp. 291-304, 2003.
- [12] Michael F. McNitt-Gray, Christopher H. Cagnon, "Radiation dose in Spiral CT: The relative effects of collimation and pitch," Med. Phys, vol. 26, no. 3, pp. 409-414, 1999
- [13] Kiwon Jang, Choonsik Lee, "Measurement of Patient Dose from Computed Tomography Using Physical Anthropomorphic Phantom" J. Korea Asso. Radiat. Prot. vol. 30, no. 3, pp. 113-119, 2005.

장 재 욱(Jang, Jae Uk)



- 2012년 2월 : 대전보건대학교 방사선학과(방사선학사)
- 2012년 3월 ~ 현재 : 충남대학교 의공학과 석사과정
- 2009년 12월 ~ 현재 : 충남대학교 병원 방사선종양학과 근무
- 관심분야 : 방사선치료학, 방사선물리학

· E-Mail : linac@cnuh.co.kr

임 현 수(Lim, Hyeon Soo)



- 1993년 2월 : 명지대학교 의용전자공학(공학박사)
- 1992년 3월 ~ 1993년 2월 : Rensselaer Polytechnic Institute
- 1995년 3월 ~ 현재 : 충남대학교 의학전문대학원 의공학과 및 의공학협동과정(주임교수)

· 관심분야 : 분자영상, 영상처리, 생체광학, 광역학적 진단 및 치료

· E-Mail : hslim@cnu.ac.kr

한 만 석(Han, Man Seok)



- 2003년 2월 : 고려대학교 의공학과(의공학석사)
- 2012년 2월 : 충남대학교 의공학과(공학박사)
- 1997년 7월 ~ 2012년 2월 : 충남대학교병원 영상의학과 근무
- 2012년 3월 ~ 현재 : 강원대학교 방사선학과(조교수)

· 관심분야 : 자기공명영상학, 방사선영상학, 골밀도

· E-Mail : angio7896@naver.com

김 용 균(Kim, Yong Kyun)



- 2005년 8월 : 을지외과대학교 방사선학과(보건학석사)
- 2011년 2월 : 을지대학교 보건학과 보건학박사 수료
- 1995년 2월 ~ 2009년 2월 : 대한생명 종합건강진단센터 근무
- 2009년 3월 ~ 현재 : 대원대학교 방사선과 (조교수)

· 관심분야 : 초음파영상학, 방사선 영상학, 방사선생물학

· E-Mail : kimyk66@mail.daewon.ac.kr

전 민 철(Jeon, Min Cheol)



- 2012년 8월 : 충남대학교 의공학과(의공학석사)
- 2013년 3월 ~ 현재 : 충남대학교 의공학과 공학박사과정
- 2006년 1월 ~ 현재 : 충남대학교병원 영상의학과 근무
- 관심분야 : 의료영상정보, 방사선 영상

· E-Mail : 99jmc@hanmail.net