

CT and MRI Image Fusion Reproducibility and Dose Assessment on Treatment Planning System

Jae-hyock Choi

Department of Proton Therapy Center, National Cancer Center, Ilsandonggu Koyang, Koyang 410-769, Korea

Cheol-soo Park

Department of Radiological Science, Hallym Polytechnic University, Chuncheon 200-711, Korea

Jeong-Min Seo

*Department of Nuclear Engineering, Hanyang University, Seoul 133-791 Korea
Department of Radiological Science, Daewon University College, Jecheon 390-702, Korea*

Jae-Hwan Cho

Department of International Radiological Science, Hallym University of Graduate Studies, Seoul 135-841 Korea

Cheon-Woong Choi*

Department of Respiratory and Critical Care Medicine, Kyung Hee University Hospital at Gangdong, Seoul 137-727 Korea

(Received 8 December 2014, Received in final form 17 December 2014, Accepted 17 December 2014)

The purpose of this study is to evaluate the reproducibility and usefulness of an image through the fusion of the computed tomography image and the magnetic resonance image by using a self-produced phantom when planning the treatment, and also to compare and analyze the target dose on the acquired image. The size of small hole and the reproducibility of capacity existed in the phantom on the image of the phantom obtained by the computed tomography and the magnetic resonance image of the phantom scanning with different intensity of magnetic field are compared, and the change of dose in the random target is compared and analyzed.

Keywords : computed tomography, magnetic resonance imaging, CT-MRI fusion, reproducibility and dose assessment.

치료계획시스템에서 전산화단층촬영과 자기공명영상의 영상융합 재현성 및 선량평가

최재혁

국립암센터 양성자치료센터, 고양시 일산동구 마두동, 410-769

박철수

한림성심대학교 방사선학과, 강원 춘천시, 200-711

서정민

한양대학교 원자력공학과, 서울시 성동구, 133-791
대원대학교 방사선학과, 충북 제천시, 390-702

조재환

한림국제대학원대학교 국제방사선학과, 서울시 강남구, 135-841

최천웅*

강동경희대학교병원 호흡기내과, 서울시 강동구, 137-727

(2014년 12월 8일 받음, 2014년 12월 17일 최종수정본 받음, 2014년 12월 17일 게재확정)

본 연구의 목적은 치료계획 시 전산화 단층촬영영상과 자기공명영상과의 융합을 통해 영상의 재현성 및 유용성을 평가하고 획득한 영상에서 타겟 선량을 비교, 분석하고자 자체개발한 팬텀을 사용하여 수행하였다. 전산화단층촬영을 한 팬텀의 영상과 각기 다른 자장의 세기로 촬영한 팬텀의 자기공명영상에서 팬텀 내에 존재하는 작은 홀의 크기 및 용적의 재현성을 비교하고, 임의의 타겟에서 선량 변화를 비교, 분석하였다.

주제어 : 전산화단층촬영, 자기공명영상, CT-MRI 퓨전, 재현성 및 선량평가

I. 서 론

방사선치료가 빠른 속도로 발전하면서 정확한 위치 추적과 적절한 치료 마진 설정이 매우 중요한 과제로 등장하였다. 효과적인 암 치료 방법으로 더욱 더 정확한 선량계산에 대한 이해와 구현이 중요하며, 지난 10여 년 간의 선량연구는 주된 관심사였다. 과거 수작업으로 선량을 계산하여 치료에 적용하던 2차원 방사선 치료와 달리 진보된 방사선 치료에서 치료계획 시스템(Treatment Planning System, TPS)의 도입은 필수적이라 할 수 있고, 현재 대다수의 방사선 치료기관에서 TPS를 도입하여 사용하고 있다.

치료계획 및 조사방법 등의 기술이 비약적으로 발전하면서 방사선치료는 더욱 복잡하게 되었으며, 이에 따라 고도의 정확성과 정밀성이 요구되고 있다[1-3]. 방사선의 특성상 주변 정상조직의 손상 없이 종양에만 방사선을 집중 조사하기는 어렵다.

종양에 효과적으로 정확하게 고선량을 조사하여 종양 제어를 향상시키면서 동시에 주변 정상 조직에 발생할 수 있는 부작용을 최소화하기 위한 첨단 방사선 치료법들이 등장하고 있다[4]. 충분한 치료 마진을 둘 때는 종양 억제 확률(Tumor Control Probability: TCP)이 증가 할 수 있으나, 건강조직손상 확률(Normal Tissue Complication Probability: NTCP)의 증가가 예상되게 된다[5]. 충분치 못한 마진을 둘 경우 치료 마진이 작기 때문에 자세 오차나 장기 움직임이 발생하면 위치 재현성의 오차 발생 가능성이 크기 때문에 적절한 치료마진을 설정하는 것이 중요하다⁶⁾ 정상 조직의 부작용을 최소화 하고 종양에만 고선량을 주기 위해 적절한 치료 마진을 설정하게 되는데, 이때 자세 오차나 장기 움직임이 발생하면 장기 위치에 따라 변화가 생길 가능성이 크다[7, 8].

타겟의 부정확한 위치 설정은 정상조직에 고선량이 조사되거나 타겟 내에 불충분한 선량이 조사되는 현상을 야기하기도 한다. 타겟의 부정확한 위치는 환자의 셋업오차에서 발생할 수 있는 분할 조사기간 내의 움직임과 환자의 심박동, 환자의 호흡, 내부 장기의 불규칙한 움직임으로 인한 조사 시 움직임에 의해 발생할 수 있다[9](Fig. 1).

때문에 방사선치료에서 임상적으로 선량 분포를 정확하게 모델링 하는 것은 필수적이다. 이러한 요구는 치료계획 계산(Treatment planning calculation)에서의 불확실성이 최소화 되어야 하며 특히 폐, 뼈와 같은 heterogenous tissue의 경우 더 정확한 치료계획 계산이 필요하게 된다. 또한, 선량계산 알고리즘에 의하여 치료계획에서 선량분포의 차이가 있다. 또한 종양제어확률(TCP)과 정상조직 합병증 발생률(NTCP)에 영향을 미칠 수 있고, 폐에 대한 선량을 평가하는 데 영향을 미칠 수 있다[10, 11]. 불균질한 부분을 포함하는 치료계획 시 build up region의 흡수선량과 조직 불균질에 대한 영향, 그리고 2차선에 대한 정확한 선량계산이 필요하므로 치료계획을 세울 때 선량계산 알고리즘에 따른 치료용적과 선량분포 차이를 고려해야 할 것이다.

최근에는 영상의학과와 핵의학과 검사를 모두 시행할 뿐만 아니라 두 분야의 전문의들이 함께 판독을 하기 때문에, 종합적인 의견을 보다 빠르고 정확하게 제공한다. 또한 PET-CT, PET-MRI와 같이 영상의학과 핵의학이 융합된 검사의 경우, 두 분야의 통합 판독 시스템을 통해 정확성과 안정성을 한층 높이고 있다.

본 연구에서는 종양 위치 추적과 주변장기를 묘사할 수 있도록 자체 제작한 팬텀을 이용하였고, 치료계획 방법 중 하나인 영상이미지 퓨전을 통해 영상의 정확도 및 유용성과 선량을 평가하였다(Fig. 2).

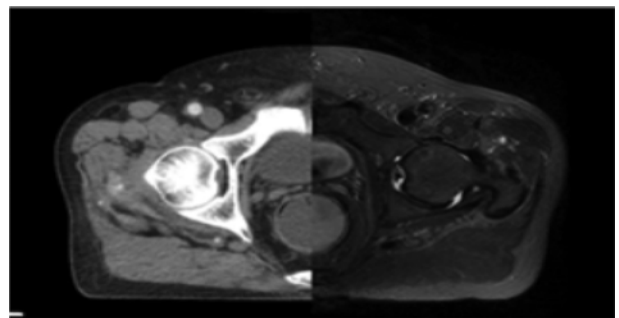


Fig. 1. Split view showing the registration of the CT and MRI.

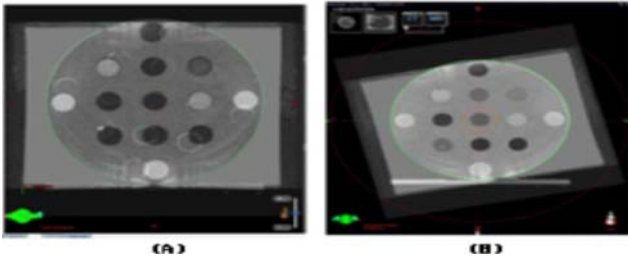


Fig. 2. (Color online) Computed Tomography Magnetic Resonance Imaging (CT MRI) fusion (A) before, (B) after.

II. 대상 및 방법

본 연구에서 사용하는 팬텀은 CNC 밀링머신을 이용하여 지름 279 mm, 깊이 50 mm의 원통형 아크릴 팬텀으로 자체 제작하였다(Fig. 3).

큰 원통형 아크릴 안에는 직경 28.5 mm 원형 기둥이 13개가 들어갈 수 있도록 제작하였다. 13개의 작은 원형은 직경 29 mm, 작은 원의 간격은 각각 26 mm로 위치의 재현성 및 정확성을 알기위해 제작하였다. 뒷면의 중심부에는 임의의 타겟을 설정하기 위해 직경 50 mm, 깊이 10 mm의 원형 구멍을 만들었다. CT 촬영으로 영상 획득 시 검약 차를 위해 고



Fig. 3. (Color online) Cincinnati(U.K.)社의 V-CNC 500.

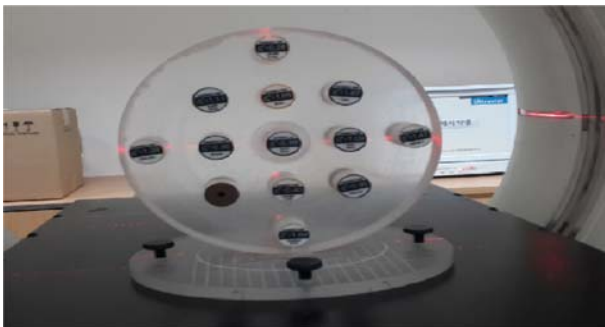


Fig. 4. (Color online) For the registration study manufactured phantom by CNC (large hole Diameter: 279 mm, small hole diameter: 29 mm, small hole interval: 26 mm).

유의 CT number 값이 다른 조직등가물질인 직경 28.5 mm의 작은 원형기둥을 삽입하였다(Fig. 4).

만들어진 팬텀을 LightSpeed 4.0 RT CT(General Electric Corp., USA)를 이용하여 120 kVp, 200 mA, Slice thickness 1.25 mm로 촬영하였고, MRI영상은 SIGNA 1.5 Tesla MRI (General Electric Corp., USA)와 Archieva Qusar Dual 3.0 Tesla MRI(Philips Medical System., Netherland)의 body coil을 사용하였다. 1.5 Tesla MRI T2 강조영상의 영상변수는 TR: 4000, TE: 85, Matrix: 384 × 270, Slice thickness: 2 mm, GAP: 1 mm, FOV: 36, Scan time: 4분 30초였다. 3.0 Tesla MRI T2강조영상의 영상변수는 TR: 5705, TE: 90, Matrix: 532 × 270, Slice thickness: 2 mm, GAP: 1 mm, FOV: 36, Scan time: 5분 20초였다.

1. CT number 재현성 평가

CT에 의한 영상의 재구성 알고리즘은 CT값이라는 것을 산출하는데 이는 X-선 감약계수와 관련이 있으며, Hounsfield값(HU)으로 나타 낼 수 있다.

Table I. Electron density relative to water and mass density of the phantom insert materials.

Material	Mass density (g/cc)	Electron density (× 23 electrons/cc)	Electron density (relative to $_2O$)
Brain	1.05	3.393	1.037
Liver	1.07	3.516	1.052
Bone	1.11	3.73	1.117
Adipose	0.90	3.15	0.911
Inner bone	1.09	3.652	1.092
CB 2~30 %	1.28	4.132	1.252
Solid Water	0.99	3.346	1.002
Cortical bone	1.69	5.052	1.612
Breast	0.96	3.261	0.956
Lung	0.40	1.632	0.395
CB 2~5 0%	1.47	4.815	1.458

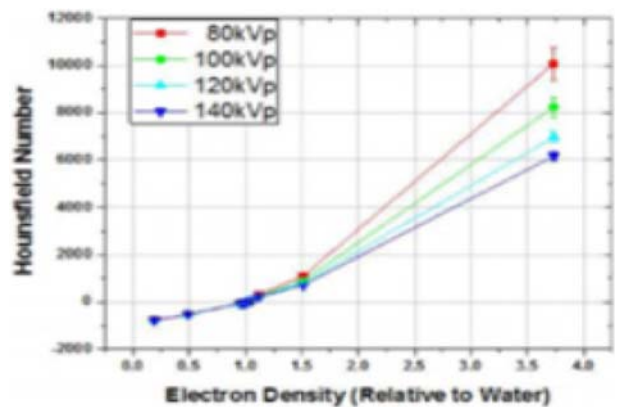


Fig. 5. (Color online) Relationship between the relative electron and H.U (Hounsfield Number).

$$CT\ Number = 1000 \times \frac{(\mu - \mu_w)}{\mu_w}$$

(μ_w : 물의 선 감약계수, μ : 해당 물질의 선 감약계수)

공기를 -1000, 물을 0으로 설정하여 CT Number를 나타낸다. 선 감약계수는 단위 부피당 전자 수를 나타내는 전자 밀도와 물질의 원자 번호 그리고 x 선의 에너지에 의존한다. 이렇게 획득한 전자 밀도와 H.U의 관계는 다음과 같은 상관관계가 있다(Table I)(Fig. 5).

2. 체적(Volume)의 재현성 평가

정량적인 분석을 위해 인피니트 헬스케어의 PACS(M/view 5.4)에서 관심영역(ROI)의 Window Level의 평균값을 측정하고, Auto Contouring을 이용하여 임의의 CT Number 영역을 설정하면 ROI 내에서 같은 CT Number 데이터를 가지고 자동으로 영역을 구분하도록 하는 Eclipse를 이용하여 직경 및 체적을 측정하였다(Fig. 6).

자체 제작한 팬텀 내의 직경 29 mm, 깊이 50 mm 원형기 등의 컴퓨터 단층 촬영(CT), 자기공명영상(MRI) 재구성 영상을 이용해 원의 직경 및 체적을 PACS와 external beam planning system인 Eclipse를 이용하여 측정하였다(Table II).

3. 선량평가

타겟의 중심선량을 알아보기 위하여 자체 제작한 팬텀 뒷부분의 직경 50 mm의 원형을 이용하여 가상의 공간을 만들었다. 컴퓨터 단층 촬영 영상과 자장의 세기가 다른 1.5 T/

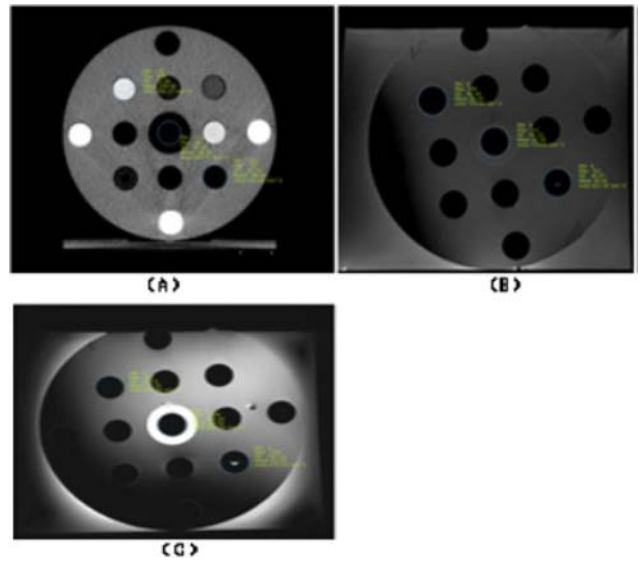


Fig. 6. (Color online) A comparison of axial co-registered views of phantom with (A) CT, (B) 1.5 T MRI, (C) 3.0 T MRI.

3.0 T 자기공명영상의 영상융합을 하였다. CTV(Clinical Target Volume)는 GTV(Gross Tumor Volume)에서 5 mm margin을 주었다. 처방선량은 일일선량 2 Gy씩 15회에 걸쳐 총 30 Gy가 CTV(Clinical Target Volume)에 95%가 들어가도록 하였다. 치료계획은 Eclipse를 이용하였고, weight는 각각 0.5씩 4문 조사(AP/PA/RT/LT)로 치료 계획한 다음 50 mm 지점에서의 각 치료 계획 장비의 계산된 선량을 비교 분석하였다(Fig. 7).

직경 및 체적 변화를 분석하여 재현성 및 유용성을 평가하

Table II. Structure Diameters and volumes measured on CT and on 1.5 T/3.0 T MRI as reported by PACS and Eclipse system.

Hole No.		CT		1.5 T MRI		3.0 T MRI	
		PACS	Eclipse	PACS	Eclipse	PACS	Eclipse
1	Diameter [cm]	29.06	28.04	28.86	29.86	29.4	30.2
	Volume [cm ³]	600.87	68.02	621.4	647.68	686	646.25
2	Diameter [cm]	29.7	29.8	24.41	24.3	28.71	27.92
	Volume [cm ³]	668.02	700.24	606.04	589.26	646.64	599.91
3	Diameter [cm]	29.04	29.02	28.34	26.58	29.71	28.92
	Volume [cm ³]	668.02	668.02	606.03	621.4	646.64	690.14
4	Diameter [cm]	29.51	29.4	31.65	30.64	29.37	29.74
	Volume [cm ³]	700.24	630.17	728.6	688.63	686	646.25
5	Diameter [cm]	28.79	28.9	28.96	29.02	29.58	29.2
	Volume [cm ³]	630.17	630.17	606.03	589.26	686	645.25
6	Diameter [cm]	29.2	28.9	27.65	28.44	29.6	30.1
	Volume [cm ³]	593.87	705.27	600.03	589.26	666.25	666
7	Diameter [cm]	30	31	30.7	31.04	29.44	29.88
	Volume [cm ³]	700.24	630.17	639.2	647.6	619.91	646.25
8	Diameter [cm]	30.75	29.12	30.94	31.44	30.04	29.54
	Volume [cm ³]	700.24	701.24	606.03	688.63	666.25	626.64
9	Diameter [cm]	29.27	27.54	27.81	27.78	29.17	28.79
	Volume [cm ³]	668.02	630.17	567.79	566.03	710.14	690.4

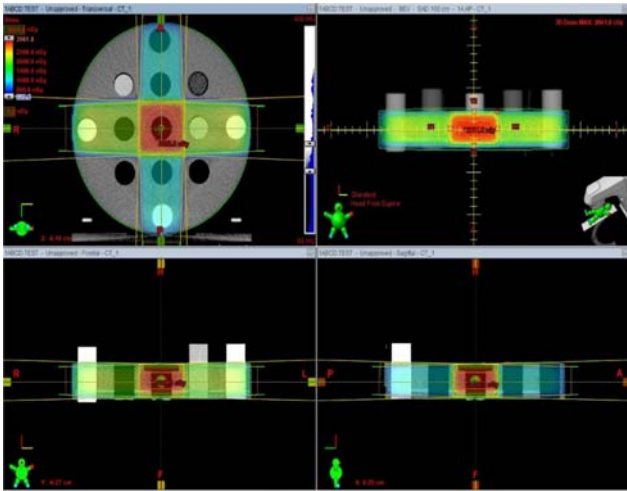


Fig. 7. (Color online) Relationship between the relative electron and H.U (Hounsfield Number).

고 더욱 정확한 영상융합 방법을 제시하여 치료의 정확도를 향상하고자 하였다.

III. 결 과

실제 제작한 팬텀의 작은 홀의 크기 직경 29mm은 전산화 단층촬영영상에서 PACS 1.7%, eclipse에서 0.3%로 거의 일치하는 것을 알 수 있었다. 1.5 T 자기공명영상에서는 홀의 직경이 PACS에서 0.6%, eclipse에서 0.7%의 근소한 차이를 보였고, 3.0 T 자기공명영상에서는 홀의 크기 PACS 1.5%, eclipse에서 1.3%의 차이를 보였다. 볼륨측정은 전산화 단층촬영영상에서 실제 값 660.18 mm²과 비교하여 PACS에서 0.2%, eclipse에서 0.4%로 거의 일치하는 것을 알 수 있었다. 1.5 T 자기공명영상에서 볼륨은 PACS에서 6.4%, eclipse에서 5.5%의 차이를 보였고, 3.0 T 자기공명영상에서 볼륨은 PACS 1.2%, eclipse에서 1.4%의 차이를 보였다. 영상의 재현성 및 정확성에서는 전산화 단층촬영과 3.0 T 자기공명영상에서 실제 값과 근소한 차이를 보였고, 1.5 T 자기공명영상과의 비교에서 직경은 실제 값과 거의 유사했으나, 체적에서

Table III. Comparison between CT and 1.5 T, 3.0 T MR diameter.

		Diameter (mm)			True (29 mm)
		Min.	Max.	Avg.	Diff (%)
CT	PACS	28.79	30.75	29.48	1.7
	Eclipse	27.54	31	29.08	0.3
1.5 T MRI	PACS	24.41	31.65	28.81	0.6
	Eclipse	24.3	31.44	28.79	0.7
3.0 T MRI	PACS	28.71	30.04	29.45	1.5
	Eclipse	27.92	30.2	29.37	1.3

Table IV. Comparison of small hole volume contoured on CT and 1.5 T, 3.0 T MRI with axial views.

		Volume (mm ²)			True (660.19 mm ²)
		Min.	Max.	Avg.	Diff (%)
CT	PACS	593.87	700.24	658.85	0.2
	Eclipse	630.17	705.27	662.61	0.4
1.5 T MRI	PACS	567.79	728.6	620.13	6.4
	Eclipse	566.03	688.63	625.31	5.5
3.0 T MRI	PACS	619.91	710.14	668.20	1.2
	Eclipse	599.91	690.4	650.9	1.4

Table V. Minimum, maximum and mean doses normalized to the isocenter delivered to the CTV delineated in CT and CT_MR fusions.

Plan	CT	CT-1.5 T MRI fusion	CT-3.0 T MRI fusion
Volume [cm ³]	40	40	40
Min dose [%]	95.9	93.1	96
Max dose [%]	102.1	101.4	102
Mean dose [%]	99.7	98.9	99.6

는 7% 이내에서 차이를 보였다(Table III)(Table IV). 1.5 T에서 볼륨의 차이가 나는 이유는 팬텀 중심부에서는 실제 값과 유사한 값을 보였으나, 중심부에서 벗어나면서 전산화 단층촬영이나 3.0 T 자기공명영상보다 영상 왜곡으로 인한 차이가 있었던 것으로 판단된다.

임의의 타겟 볼륨 40 cc에서 isodose curve 95%를 만족하는 치료계획을 토대로 한 전산화단층촬영영상에서는 최소 95.9%, 최대 102.1%, 평균 99.7%의 차이를 보였고, 1.5 T 자기공명영상에서 최소 93.1%, 최대 101.4%, 평균 98.9%의 차이를 보였고, 3.0 T 자기공명영상에서 최소 96%, 최대 102%, 평균 99.6%의 차이를 보였다(Table V).

IV. 고찰 및 결론

방사선 치료의 경우 영상의학의 발전으로 인해 새로운 기술과 접목하여 점점 발전되어 가고 있다. CT, MRI를 이용한 3차원 치료계획의 도입으로 인해 보다 주변 정상장기를 고려함은 물론이거니와 종양의 모양에 맞게 선량 분포를 주기 위한 노력이 진행되고 있다[12]. CT의 경우 기하학적인 정확도를 가진 이미지를 제공하지만 대조도와 해상도, 연부조직 분석이 뛰어나 타겟 볼륨(target volume)을 정의하는데 있어서는 MR영상이 더 우위에 있다고 할 수 있다[13]. 팬텀의 모양만을 비교한 결과 값에서 두 가지 촬영방법에 따른 측정값은 실제 제작한 것과 큰 차이를 나타내지는 못하였다. 이는 연

구에 사용된 아크릴 팬텀을 가지고 CT와 MRI영상을 획득하는 과정에서 각각의 영상획득 알고리즘이 다르기 때문에 실제적으로 연부조직이나 뼈 등을 표현해 내지 못했기 때문에 발생된 연구오차로 볼 수 있다.

방사선치료의 목표를 달성하기 위해 PTV(Planning Target Volume)를 줄이는 것은 무엇보다 중요하다고 할 수 있다. 이를 위해 3차원입체조형방사선치료(3-Dimensional Conformal Radiation Therapy, 3D-CRT), 세기조절방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT), 영상유도방사선치료(Image Guided Radiation Therapy, IGRT), 호흡동조방사선치료(Respiration Gated Radiation Therapy, RGRT) 등 치료 기술의 혁신적인 발전이 이루어지고 있고 앞으로도 더욱 발전이 이루어질 것이라 생각된다[14, 15].

방사선치료는 자기공명영상(MRI), 양전자방출단층영상(PET/CT), 컴퓨터단층영상(CT) 등 다양한 영상 매체를 이용하여 치료해 왔다. 특히, CT는 방사선 치료를 계획하는데 있어서 가장 널리 알려진 영상매체로써 해부학적인 정보를 제공하여 표적체적을 정확히 묘사하는데 도움을 주고 있다. 하지만 MRI, CT의 해부학적 영상에서는 종양의 경계를 구분하기가 어려운 당 대사(glucose metabolism) 기능의 차이가 명확한 PET/CT를 이용하여 표적용적을 묘사하기도 한다[16]. 기능적, 생화학적, 해부학적인 정보를 제공하게 해주어 방사선 치료영역에서의 표적 용적을 묘사하고 치료계획을 세우는 데 도움을 주는 영상학적 검사로 인하여 종양제어 확률은 높이고 정상조직 합병증 발생률은 낮추는데 상당한 영향을 미치고 있다. 실제 환자의 데이터를 기반으로 분석할 때, 각 환자에 따라 주변 장기의 구성과 종양의 위치에 따라 선량계산에 다른 영향을 미칠 것으로 생각한다. 추후 더욱 많은 데이터를 이용한 분석이 필요할 것으로 생각하며, 조직간 밀도에 따른 연부조직, 폐, 뼈 등의 기타 장기들에 대한 방사선 감압 등의 변수를 고려해주어야 할 것이다[17, 18].

본 연구에서는 기존의 표적용적을 표현할 때 이용하는 CT와 MR의 영상 융합의 정확성과 재현성에 초점을 맞추었으나, 추후 핵의학적인 검사인 PET/CT를 이용하여 환자를 대상으로 연구를 진행한다면 방사선치료 영역에서 정확한 표적용적의 묘사와 치료성적을 위하여 의미 있는 결과를 얻어 낼 수 있을 거라 사료된다. 또한 치료 계획용 표적체적에 대해 보다 정확히 치료하기 위한 영상융합 방법을 알아보기 위해 타겟체적을 기준으로 하는 영상융합 방법과 전체적인 볼륨을 기준으로 하는 영상융합 방법을 비교하여 재현성 및 정확성에

대한 연구를 지속적으로 해야 할 것이다.

감사의 글

본 연구는 2006년도 경희대학교 연구비지원에 의한 결과임 (KHU-20060498).

References

- [1] V. S. Khoo, E. J. Adams, F. Saran, J. L. Bedford, J. R. Perks, and A. P. Warrington, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **46**, 1309 (2000).
- [2] J. N. Song, Y. J. Kim, and S. I. Hong, *J. Kor. Soc. Radiol.* **6**, 365 (2012).
- [3] M. Van Herk and H. Kooy, *Med. Phys.* **21**, 1163 (1994).
- [4] M. Roach 3rd, P. Faillace-Akazawa, C. Malfatti, J. Holland, and H. Hricak, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **35**, 1011 (1996).
- [5] Jochem W. H. Wolthaus and Jan-Jakob Sonke, *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.* **70**, 1229 (2007).
- [6] Yang Wensha, *Radiat. Oncol.* **9**, 11 (2014).
- [7] T. D. Cox, K. S. White, and E. L. Effmann, *Pedia. Radiol.* **25**, 347 (1995).
- [8] S. A. Leibel, G. J. Kutcher, R. Mohan, L. B. Harrison, J. G. Armstrong, and M. J. Zelefsky, *Radiat. Oncol.* **2**, 274 (1999).
- [9] Wang Ge, *IEEE Transactions on Medical Imaging.* **15**, 657 (1996).
- [10] Tsukihara M and Yoshiyuki N, *Phys. Med. Biol.* **58**, 135 (2013).
- [11] S. Y. Park, H. J. Park, and H. Kim, *J. Kor. Radiol. Soc.* **44**, 201 (2001).
- [12] M. Van Herk and H. Kooy, *Med. Phys.* **21**, 1163 (1994).
- [13] A. Matsuoka, M. Minato, and M. Harada, *Radiat. Med.* **26**, 15 (2008).
- [14] A. C. Koong, E. Christofferson, Q. T. Le, K. A. Goodman, A. Ho, T. Kuo, J. M. Ford, G. A. Fisher, R. Greco, J. Norton, and G. P. Yang, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **63**, 320 (2005).
- [15] N. Lee, P. Xia, J. M. Quivey, K. Sultanem, I. Poon, C. Akazawa, P. Akazawa, V. Weinberg, and Fu K Karen, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **53**, 12 (2002).
- [16] K. Higashi, Y. Ueda, and H. Seki, *J. Nucl. Med.* **39**, 1016 (1998).
- [17] L. B. Marks, D. P. Spencer, and G. W. Sherouse, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **33**, 65 (1995).
- [18] J. M. Seo, M. H. Park, and J. G. Sim, *J. Kor. Soc. Radiol.* **5**, 179 (2011).