

방사선치료계획의 임상적용을 위한 3차원 볼륨렌더링영상 체적변화의 모형연구

A Phantom study of Displacement of Three Dimensional Volume Rendering for Clinical Application in Radiation Treatment Planning

구은희*, 이재승*, 임청환**
순천향대학교 물리학과*, 한서대학교 방사선학과**

Eun-Hoe Goo(yakisasimi@lycos.co.kr)*, Jae-Seung Lee(jslee0313@hanmail.net)*,
Cheong-Hwan Lim(lch1116@hanseo.ac.kr)**

요약

본 연구는 3차원 볼륨렌더링 영상의 체적변화를 위한 정밀한 모형을 고안, 제작하고 방사선치료계획 시스템의 재구성 과정에서 모형의 길이, 면적, 부피에 대한 변화를 평가하고자 하였다. 모형을 이용한 표준화된 전산화치료조준계획을 절편두께 1.25, 2.5, 5, 10mm로 시행한 후 3차원 재구성 영상을 절편두께와 모형의 형태에 따라 스캔방향(X), 두께(Y), 테이블 이동거리(Z), 면적(A), 부피(V)에 대한 변화와 분석시간 측정편차 및 최소값과 최대값을 측정하였다. 모형의 횡단면을 재구성한 3차원 볼륨렌더링 영상에서 절편두께가 1.25mm와 2.5mm에서 모형의 형태에 따라 X, Y, Z축 방향으로 최대 0.13cm($p<0.05$)의 감소를 보였고 길이, 면적, 부피에 대하여 0.1cm, 0.8cm², 3.99cm³($p<0.05$) 정도의 감소를 보여 모형과 매우 근접한 영상을 획득하였다. 그러나 절편두께 5mm, 10mm에서 절편두께와 스캔 단면적이 증가하고 원형의 모형일수록 X, Y, Z축 방향으로 최대 0.58cm($p<0.05$)의 감소를 보였고 길이, 면적, 부피에 대하여 최대 0.45cm, 8.21cm², 11.03cm³($p<0.05$)의 감소를 보였다. 모형을 이용한 방사선치료계획의 3차원 볼륨렌더링 영상의 절편두께와 모형의 형태에 따라 체적의 변화가 다양하게 발생하였으며 전산화치료조준계획을 시행할 경우 절편두께가 3mm 이하일 때 임상적으로 적절한 3차원 볼륨렌더링 영상을 얻을 수 있을 것으로 사료된다.

■ 중심어 : | 방사선치료계획 | 전산화치료조준계획 | 디지털화재구성영상 | 3차원 볼륨렌더링 영상 |

Abstract

This study is to design and produce a detailed model for volume variety of three dimensional reconstruction images and to evaluate the changes of volume, area and the length of the model in the process of the reconstruction of RTP system. CT simulation was operated at the thickness of 1.25, 2.5, 5, 10mm and average, standard deviation of scan direction(X), thickness(Y), table movement direction(Z), area(A), and volume(V) of the three dimensional volume rendering, were measured according to the shape and thickness of the phantoms. As a result, at the thickness of 1.25, 2.5mm, the phantom's shape decreased maximum 0.13cm($p<0.05$) to the direction of X, Y, Z and length, area, volume decreased 0.1cm, 0.8cm², 3.99cm³ which led to an approximate image of the phantoms. However, at the thickness of 5, 10mm, the phantom of the original form decreased maximum 0.58cm($p<0.05$) and volume, area, length decreased maximum 0.45cm, 8.21cm², 11.03cm³. Volume varieties according to the thickness and shape of the phantoms have occurred diversely, when CT simulation was operated, and it is considered that a clinically appropriate volume rendering can be obtained only when the thickness is below 3mm.

■ keyword : | Radiation Treatment Planning(RTP) | CT-Simulator | Digitally Reconstructed Radiography(DRR) |
Three Dimensional Volume Randerling |

I. 서론

최근 방사선치료의 경향은 종양조직의 국소 제어 효과를 극대화시키는 동시에 주변 결정장기(critical organ) 및 정상조직에 대한 부작용을 최소화하기 위하여 3차원 입체조형방사선치료(three dimensional conformal radiotherapy, 3D-CRT) 및 세기변조방사선치료(intensity modulated radiotherapy, IMRT), 영상유도방사선치료(image guided radiation therapy, IGRT) 등의 첨단 치료기술이 시도되고 있으며, 이를 위하여 종양의 크기와 체적, 위치 및 종양과 근접해 있는 정상조직의 해부학적 3차원 정보를 제공하는 전산화치료조준계획(CT-simulation)은 방사선치료계획(radiation treatment planning, RTP)을 수립하는데 결정적 역할을 담당하고 있다[1-3]. 컴퓨터단층촬영(이하 CT)에서 얻은 체적정보를 임의의 한 점에서 투사하여 치료선속의 확산 정도를 재구성하여 모의치료조준(simulation) 투시영상과 동일하게 재현하는 디지털화재구성영상(digitally reconstructed radiograph, DRR)[4][5]은 표적용적(target volume) 및 결정장기 등의 외곽선을 보여줌으로서 정확한 조사면의 설정에 도움을 주고 있으며[6][7], 이러한 디지털화재구성영상을 이용한 방사선치료계획에 의한 방사선치료 효율성의 증가에 대하여 경험적인 모델을 통하여 종양제어율(tumor control probability, TCP)이 증가하고, 5년 이상의 생존율이 증가되고 있음을 보고하고 있다[8-10].

그러나 방사선치료계획 시스템에서 재현되는 디지털화재구성영상은 광선추적(ray tracing), 보간삽입(interpolation), 선형적분(line integration), 회색조 제작(gray scale mapping)의 4단계를 거쳐 재구성된 영상이므로 영상의 질은 체적소(voxel size), 간격효과(spacing effect), 보간삽입(interpolation) 등의 체적 데이터(volume data) 인자에 의해 영향을 받게 되고[4-5][11], 그 밖에 CT 조사 과정에서 선속경화효과(beam hardening effect), 산란방사선(scattered radiation), 영상획득과 재구성 방법, 부분용적효과(partial volume effect), 양자잡음(quantum noise), 피사체의 위치 등의 영향으로 균일한 밀도를 갖는 물체라

할지라도 다르게 표현되는 다양성을 갖는다[12][13].

방사선치료계획 시스템에서 제공되는 디지털화재구성영상의 재현성 평가를 위하여 많은 연구가 선행되었으나 이는 임상적으로 허용된 오차범위에서 기하학적인 성능평가에 국한되어 있을 뿐 방사선치료계획 시스템 내에서 재현되는 3차원 볼륨렌더링 영상(three dimensional volume rendering)에 대한 체적의 변화에 대한 연구는 없었다[14-19]. 따라서 방사선치료계획 시스템을 임상에 적용하기 위하여 기하학적인 성능평가뿐만 아니라 방사선치료계획의 재구성 과정에서 모형의 체적 변화에 대한 평가가 선행되어야 할 것이다. 이러한 이유로 정밀한 모형(Phantom)을 제작하고 방사선종양 그룹에서 시행하고 있는 표준 절차에 따른 CT-simulation을 시행하여 방사선치료계획 시스템에서 3차원 볼륨렌더링 영상 변환과정에서 모형의 체적변화를 평가해보자 하였으며 이는 기하학적 일치성을 평가하는 품질보증 목적을 넘어 임상적인 관점에서 중요한 의미를 가질 것이다.

II. 연구대상 및 방법

1. 모형의 제작

방사선치료계획 시스템에서 재구성되는 3차원 영상의 체적변화를 위한 모형은 연구방법에 따라 독립적으로 변형이 가능한 부속물 모형과 3차원 볼륨렌더링 영상에서 부속물 모형의 위치를 재현하기 위한 정육면체 모형으로 구성되어 있다. 정육면체 모형은 선형가속기(linear accelerator, LINAC)에서 재현할 수 있는 최대 조사면 40×40cm과 동중심점(isocenter point)으로부터 20cm 깊이에서 최대 선속 확산을 고려하여 40×40×50cm인 정육면체 모형으로 제작하였다. 모형의 외면은 레이저 정렬 시스템이 한 점에서 교차할 수 있도록 중심선을 표시하였고 모형의 내면은 5개의 아크릴 판을 삽입할 수 있도록 동중심선으로부터 10cm 간격마다 홈을 내었으며 하단에 수평조절장치를 부착하여 모형이 중심선속에 수직되게 하였다[Fig. 1a]. 삽입형 아크릴 판은 40×0.5×50cm크기의 직사각형이며 아크

릴 판의 변형을 방지하기 위한 조치를 취하였다. 판 윗면에 5×5cm 간격으로 격자 모양의 0.93mm 홈을 내고 영상결손이 최소화되면서 CT 영상에서 잘 구별할 수 있는 0.89mm 방사선 비투과성 줄(Radifocus guide wire M(0.035''), Terumo, Japan)을 X자 모양으로 삽입하여 연구방법에 따른 부속물의 정확한 위치를 재현할 수 있도록 고안 제작하였다. 부속물 모형은 길이, 면적, 부피 측정을 목적으로 제작되었으며 길이 모형은 내경 1mmφ, 길이 50mm의 관으로 제작하였으며[item 1], 면적 모형은 원의 지름이 30mmφ, 두께 1mm의 원형[item 2]과 면적 50×30mm, 두께 1mm의 직사각형[item 3]으로 제작하였다.

부피 모형은 30×30×30mm의 정육면체[item 4], 30×30×50mm의 직육면체[item 5,7], 원의 지름이 29mmφ, 높이를 50mm의 원기둥[item 6,8] 모양으로 제작하였다[Fig. 1b] 내부에 부속물의 경계부위가 명확하도록 감쇄계수 350±20HU(Hounsfield Unit) 정도가 되도록 조영제와 생리식염수 비율을 1:20으로 희석된 비이온성 조영제(Optiray350, Tyco, Canada)를 주입하였으며 부속물 고정 틀을 고안하여 실험방법에 따른 부속물 모형의 설치과정에서 오차를 최소화 할 수 있도록 하였다. 제작된 모형은 방사선종양부분에서 고정용구를 제작하는 업체(Chun Sung corp. Korea)에 의뢰하여 정밀하게 설계 제작하였다.

2. 전산화치료조준계획 및 방사선치료계획

본 연구는 방사선종양 그룹에서 사용되어진 표준 절차에 따라 CT-Simulation을 시행하고 방사선치료계획 시스템에서 재구성된 3차원 영상의 길이, 면적, 부피에 대한 측정값과 부속물 모형을 비교하여 평가하였다. 실험에 사용되어진 전산화치료조준장치는 평탄형 치료대(Lightspeed MT-IL3311, GE, USA)가 장착된 CT scanner(LightSpeed, GE, USA)와 레이저 정렬 시스템(AS-KR, LAP, Germany)으로 구성되어 있다.

전산화단층촬영장치는 절편두께(slice thickness)는 0.625mm~10mm, 테이블 이동거리를 절편두께로 나눈 값인 피치(Pitch)는 0.625mm~10mm가 가능한 성능을 가지고 있다.

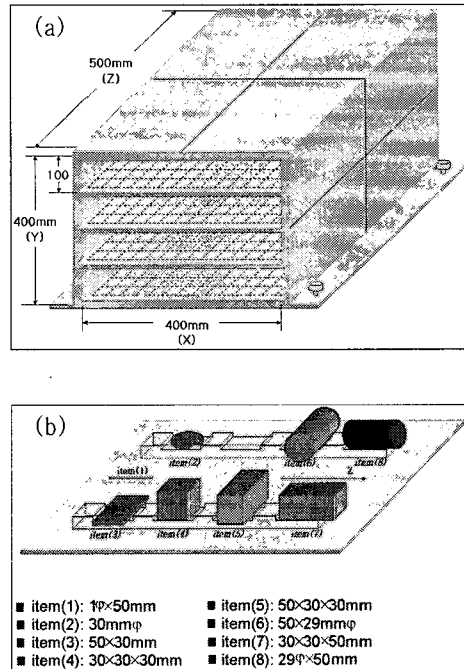


그림 1. This shows the production process of the phantom which is to measure the three dimensional volume rendering cubic changes. (a) The external appearance of the phantom is a cube of 40×40×50cm and a center line is marked for the laser alignment and 0.5cm acrylic plates can be inserted inside at intervals of 10cm. (b) This shows adjunct phantoms (item1-8) and fixed frames according to the experiment methods. The RTP was operated at intervals of 1.25mm, 2.5mm, 5mm, and 10mm according to the CT slice thickness.

이론적으로 3차원 재구성 변화인자는 촬영조건, 문턱값(threshold value), 변환 알고리즘의 영향을 받으며 재구성 간격이나 절편두께가 얇을수록 질적 향상을 보인다[20][21]. 따라서 본 연구에서는 절편두께와 모형의 형태에 따른 재구성 단면적의 변화가 전산화치료계획 시스템에서 재구성되는 3차원 영상의 체적변화에 미치는 영향을 평가하고자 하였다. 촬영조건은 관전압 120KV, 관전류 225mA에서 절편두께를 1.25mm, 2.5mm, 5mm, 10mm로 하여 4회 촬영하여 241장, 121장, 61장, 31장의 횡단면 영상을 획득하였다. 부속물 모형의 설치는 삽입형 아크릴판의 중심점에서 5cm 간격으로 2개의 부속물 고정틀을 올려놓고 고정된 후,

[item1]을 중심선상에 배열하고, 원 모형의 [item2], [item6], [item8]과 사각 모형의 [item3], [item4], [item5], [item7]을 부속물 고정틀에 분리하여 순차적으로 배열하였다[그림 1b].

전산화치료조준계획에서 얻어진 횡단면 영상을 DICOM 기반의 PACS을 통하여 전산화치료계획 시스템(OncentraMasterPlan, Nucletron, Nederland)으로 옮겨서 3차원 영상을 재구성하였다. 사용되어진 전산화치료계획 시스템은 종양 또는 장기 및 체표면 윤곽선을 표시하거나(image registration, IR) 3차원 재구성 요소를 재현할 수 있으며(volume rendering, VR), 종양의 형태, 위치에 따른 조사방향 및 차폐물을 결정하여 디지털화재구성영상을 만드는 가상치료조준계획(beam modeling, BM)과 공간적 선량분포 계획(calculation mode, CM) 및 선량평가(plan evaluation, PE) 등이 모두 가능한 장비이다.

3. X, Y, Z, 면적, 부피의 측정

3차원 재구성 영상을 전산화치료계획 컴퓨터의 VR mode(volume rendering)에서 영상조절기능(cut plane function)을 이용하여 관상면(coronal plane), 시상면(sagittal plane), 횡단면(axial plane)으로 변화시켜 가면서 측정 자(measurement caliper)를 이용하여 측정하였다[그림 2]. 측정방법은 전산화단층촬영 장치의 겐트리 회전 방향을 X축, 모형의 두께를 Y축, 테이블 이동 거리를 Z축으로 정하여 각각 측정하고 길이는 Z방향, X축과 Z축을 곱하여 모형의 면적을 산출하였고 X, Y, Z축을 곱하여 모형의 부피를 산출하였다. 측정에 참여한 분석자는 방사선종양학과 전문의, 의학물리사, 방사선치료 전문방사선사 각 1인이 3회씩 측정하여 평균값과 표준편차, 최소값과 최대값을 구하고 평균치를 평균 ±표준편차 형태로 기술하였다. 또한 분석자간 주관적 편차를 최소화하고 왜곡을 방지하기 위하여 측정과정에서 재구성 영상의 매트릭스 수는 1024×1024, 윈도우 폭(window width)을 400, 윈도우 중심(window center)을 30, 확대율은 500%로 고정하고 통계작업은 SPSS 소프트웨어(SPSS version 12.0, Chicago, IL, U.S.A.)를 이용하였다.

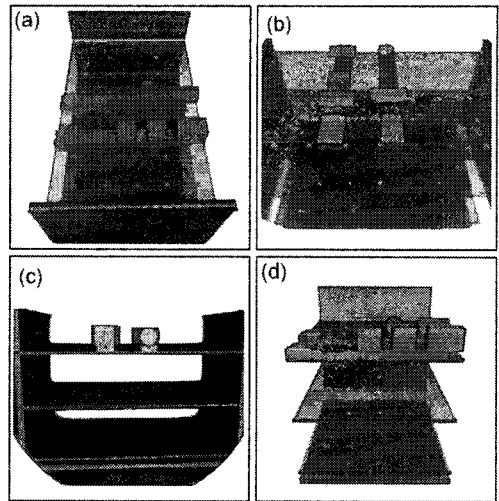


그림 2. This shows diverse functions for the three dimensional volume rendering to be measured at VR mode of RTP system. (a) shows the image viewer which makes the images' rotation and enlargement, scale mapping possible at VR mode. (b~d) shows the cut plans function of coronal plane(b), axial plane(c) sagittal plane(d) of three dimensional volume rendering.

III. 결 과

1. X 방향에 대한 3차원 볼륨렌더링 영상의 변화

전산화단층촬영 장치의 겐트리 회전방향(X)에 대한 3차원 재구성 영상의 체적변화는 부속물 모형과 비교할 때 절편두께와 모형의 형태에 따라서 평균적으로 0.8mm~1.3mm($p < 0.001$) 이내의 영상감소를 보였으며 시각적 관점에서 분석자간 측정 오차는 0.2mm~0.6mm 이내의 표준편차를 나타냈다. 이는 X 방향에 대한 3차원 재구성 영상의 재현성이 부속물 모형에 매우 근접함을 의미한다. 그러나 item 2의 경우, 절편두께가 10mm 일 때 $3.1 \pm 0.3\text{mm}$ ($p = 0.017$)의 영상의 감소가 보이며 최소값과 최대값의 경계가 4.9mm로 측정되어 절편두께가 증가할수록 평균구조를 가진 원모형의 경계가 명확하지 않아 분석자간 측정 오차 범위가 증가하였음을 알 수 있다[표 1a][그림 3a].

2. Y 방향에 대한 3차원 볼륨렌더링 영상의 변화

모형의 두께를 의미하는 Y 방향에 대한 3차원 재구성 영상의 체적변화는 두께를 가진 모형 [item 4]부터 [item 8]에서 측정하였다.

절편두께가 1.25mm와 2.5mm에서는 모형의 형태에 따라서 평균적으로 0.6mm~1.1mm($p < 0.05$)이내의 영상 감소를 보였으며 분석자간 0.3mm~0.4mm의 측정 편차를 보였다. 절편두께가 5mm와 10mm에서는 모형의 형태에 따라서 사각형 모형(item4,5,7)에서는 1.5mm ($p > 0.05$) 이내에서 영상의 감소를 보이지만 원형모형

(item 6, 8)에서는 최대 2.6mm($p < 0.05$)의 감소를 보였고 분석자간 측정 편차는 최대 0.9mm, 최소값과 최대값의 폭이 최대 3.2mm로 Y축 방향에서도 절편두께에 따라 원형이고 스캔 단면적이 증가할수록 3차원 재구성 영상의 체적 변화가 심하게 나타났다[표 1b][그림 3b].

3. Z 방향에 대한 3차원 볼륨렌더링 영상의 변화

테이블 이동방향(Z)으로 측정한 3차원 재구성 영상에서 체적의 변화는 평균과 분석자간 표준편차 및 최소값과 최대값의 변동률이 절편두께와 모형의 형태에 따라서 다양하게 나타났다. 절편두께가 1.25mm와 2.5mm에서 모형의 형태에 따라서 0.5mm~1.3mm($p < 0.001$)이내에서 영상의 감소를 보였고 분석자간 표준편차는 최대 0.6mm로 Z 방향에 대한 3차원 재구성 영상의 재현성이 부족할 모형과 매우 근접함을 알 수 있었다. 그러나 절편두께 5mm에서는 1.7mm~4.1mm($p < 0.001$)의 영상의 감소를 보이며 분석자간 표준편차는 최대 2.0mm, 최소값과 최대값의 변동 폭은 최대 6.5mm로 측정되었다(item 6). 또한 절편두께 10mm에서는 3.4mm~5.8mm($p < 0.001$)의 영상의 감소를 보이며 분석자간 표준편차는 최대 2.6mm, 최소값과 최대값의 변동 폭은 최대 4.2mm(item 6)로 나타났다.

표 1. Three dimensional volume rendering on X, Y, Z direction measurement value

(a) X direction measurement value unit:cm

Item No.	Slice Thickness			
	1.25mm	2.50mm	5.00mm	10.0mm
2	2.92±0.03	2.89±0.04	2.87±0.06	2.69±0.03
3	4.91±0.03	4.90±0.03	4.88±0.04	4.89±0.03
4	2.91±0.02	2.90±0.04	2.88±0.05	2.88±0.03
5	4.91±0.02	4.90±0.02	4.87±0.04	4.88±0.05
6	4.90±0.04	4.88±0.03	4.84±0.06	4.88±0.05
7	2.89±0.03	2.89±0.03	2.87±0.06	2.89±0.04
8	2.82±0.04	2.83±0.03	2.77±0.04	2.72±0.05
p^* value	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001

(b) Y direction measurement value unit:cm

Item No.	Slice Thickness			
	1.25mm	2.50mm	5.00mm	10.0mm
4	2.91±0.03	2.89±0.03	2.87±0.04	2.90±0.04
5	2.90±0.03	2.91±0.02	2.91±0.05	2.88±0.05
6	2.83±0.04	2.80±0.04	2.72±0.08	2.64±0.09
7	2.91±0.04	2.91±0.04	2.85±0.07	2.92±0.03
8	2.84±0.03	2.83±0.04	2.76±0.05	2.76±0.03
p^* value	0.006	0.014	0.014	0.014

(c) Z direction measurement value unit:cm

Item No.	Slice Thickness			
	1.25mm	2.50mm	5.00mm	10.0mm
1	4.92±0.03	4.90±0.03	4.83±0.03	4.55±0.17
2	2.95±0.02	2.89±0.03	2.71±0.15	2.42±0.20
3	2.94±0.03	2.90±0.03	2.65±0.12	2.46±0.24
4	2.90±0.03	2.87±0.02	2.68±0.10	2.66±0.12
5	2.90±0.03	2.88±0.03	2.70±0.12	2.65±0.11
6	2.83±0.03	2.80±0.02	2.57±0.20	2.41±0.26
7	4.90±0.02	4.89±0.03	4.70±0.11	4.55±0.13
8	4.91±0.06	4.89±0.03	4.59±0.11	4.55±0.15
p^* value	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001

,Shows the changes of X, Y, Z direction according to the shape of phantom (item1~8) and the CT slice thickness of 1.25mm, 2.5mm, 5mm, 10mm at the form of average standard variation.

*.p values are based on ANOVA(Analysis of Variance) test

표 2. Three dimensional volume rendering on length, area and volume measurement value unit:cm

Item No.	Slice Thickness			
	1.25mm	2.50mm	5.00mm	10.0mm
1	4.92±0.03	4.90±0.03	4.83±0.03	4.55±0.17
p^* value	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
2	8.59±0.08	8.35±0.10	7.78±0.45	6.52±0.62
3	14.43±0.20	14.20±0.10	12.95±0.64	12.03±1.18
p^* value	<0.01	<0.01	0.024	0.029
4	24.58±0.53	24.07±0.20	22.18±0.98	22.24±1.04
5	41.33±0.64	41.01±0.58	38.17±1.55	37.16±1.41
6	39.19±0.98	38.36±0.57	33.84±2.89	31.02±3.95
7	41.22±0.97	41.13±1.02	38.45±1.02	38.44±1.29
8	39.21±0.80	39.26±0.84	35.13±1.25	34.24±1.48
p^* value	<0.001	0.008	0.017	0.025

,Shows the volume changes of length, area, volume according to the CT slice thickness of 1.25mm, 2.5mm, 5mm, 10mm at the form of average standard variation.

*.p values are based on ANOVA(Analysis of Variance) test

이는 절편두께와 스캔 단면적이 증가할수록 재구성 단면적이 증가되고 보간삽입(interpolation)에 의한 회색조(gray scale)의 영역이 증가되어 분석시간 측정 오차가 커짐을 알 수 있었다[표 1c][그림 3c].

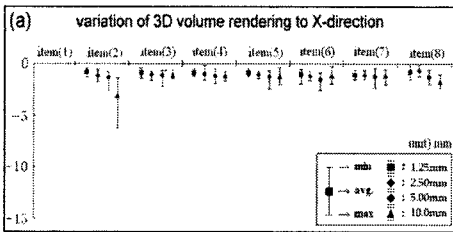
4. 3차원 볼륨렌더링 영상의 체적변화

길이에 대한 3차원 재구성 영상의 변화는 1mmφ × 50mm인 관에서 절편두께가 1.25mm, 2.5mm, 5mm, 10mm 일 때 각각 0.8±0.3mm, 1.0±0.3mm, 1.7±0.3mm, 4.5±1.7mm(p<0.001)의 길이의 감소를 보였다. 또한 X축과 Z축을 포함한 면적에 대하여 절편두께가 1.25mm, 2.5mm에서 최대 0.8cm², 5mm에서 최대 2.05cm², 10mm에서 2.97cm²(p<0.05)의 면적의 감소를 보였다. X축과 Y축, Z축을 포함한 부피에 대한 3차원 재구성 영상의 변화는 1.25mm, 2.5mm에서 최대 3.99cm³(p<0.05),

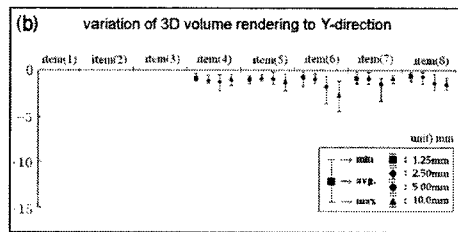
5mm와 10mm에서는 원통형 모형(item6)에서 최대 8.21cm³, 11.03cm³(p<0.05) 11.03cm³부피의 감소를 보였다. 측정결과는 절편두께와 모형에 따른 스캔 단면적이 상대적으로 큰 모형의 재구성 과정에서 영상의 경계가 불확실하여 발생하는 Z 방향의 오차에 기인됨을 알 수 있었다[표 2][그림 3d].

IV. 고 찰

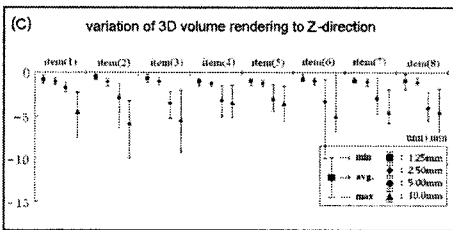
최근 종양의 정확한 체적 및 위치 뿐 만 아니라 조사 시간의 호흡동조를 유도하거나 환자 내부 표적물의 영상유도를 이용한 방사선치료가 보급되어 기술적 진보를 이루어 왔으며 이를 뒷받침하기 위한 전산화치료조준계획(CT simulation) 및 방사선치료계획시스템은 방사선종양 그룹에서의 의존성은 매우 크다 할 수 있다



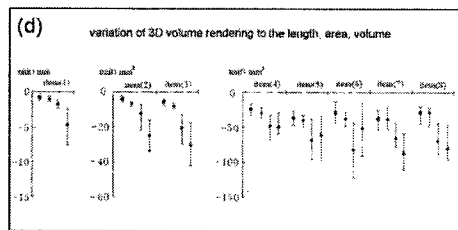
(a) Cylinder phantom(item2) of slice thickness 10mm shows the greatest standard and minimum and maximum value between observers.



(b) When the slice thickness and scan cross section increases, and the shape is a circle (item6), standard and minimum and maximum value between observers increases.



(c) As the volume space of the gray scale mapping and interpolation at the slice thickness of 5, 10mm increases, standard and minimum and maximum value between observers increases as well. Thus, the slice thickness should be below 2.5mm when RTP is operated.



(d) When the slice thickness is 5, 10mm, the standard and minimum and maximum value increase into the Z direction and this is due to the volume changes of the phantom.

그림 3. This shows the volume changes of three dimensional volume rendering to the X, Y, Z, and volume according to the slice thickness and shape. A dot was marked which indicates the standard value of measurement value subtracted from the actual size of the phantom and the dotted line at the upper and bottom of the chart shows the minimum and maximum value.

[4][5]. 또한 대부분의 임상에서 디지털화재구성영상의 치료용적(treatment volume) 및 종양의 형태에 따른 조사방향이나 조사면 차폐물의 재현성을 평가하기 위하여 디지털화재구성영상을 치료조건 투시영상(simulation fluoroscopy image)과 비교하거나 전자포털영상장치(electronic portal image device, EPID)등을 이용하여 비교하고 있다[22-25]. 그러나 전산화치료조준계획 및 방사선치료계획에서 사용되어지는 영상은 알고리즘에 의한 재구성된 영상이며 재구성 변화인자에 의한 영향을 받게 되고 그로 인한 많은 연구가 선행되어져 왔다. 따라서 방사선종양 부분에서도 전산화치료계획 시스템에서의 3차원적 체적 분포에 대한 정확도 평가가 선행되어야 할 것이다. 본 연구는 다양한 조건에 따른 모형(phantom)을 제작하여 표준화된 방법으로 전산화치료조준계획을 시행하고 DICOM 기반의 영상을 방사선치료계획 시스템에서 디지털화재구성영상을 재현하기 전 단계인 3차원 재구성 영상의 체적 변화에 대한 정확도 평가를 수행하였다. 이 결과 절편두께 1.25mm와 2.5mm에서 3차원 재구성 영상(volume rendering)의 변화는 X, Y, Z축 방향으로 최대 1.3mm($p<0.05$)의 영상 감소를 보였고, 분석시간 측정 편차도 최대 0.6mm 이내로 측정되었으며, 길이, 면적, 부피에 대하여 1mm, 0.8cm², 3.99cm³($p<0.05$)로 측정되어 실제 모형에 대한 3차원 재구성된 영상의 재현성은 매우 높은 것으로 사료된다. 그러나 절편두께가 5mm, 10mm로 증가될수록 테이블 이동방향에서 최대 4.5mm, 5.8mm ($p<0.001$)의 영상 감소를 보였고, 분석 시간 측정 편차 역시 최대 2.0mm, 2.6mm로 측정되었으며 길이, 면적, 부피에 대하여 [item 6]에서 최대 4.5mm ($p=0.021$), 8.21cm³($p=0.042$), 11.03cm³($p=0.037$)의 감소를 보여 방사선종양 그룹에서 사용하기 부적절하다 판단되었다. 결과를 분석해보면 최대 오차는 절편두께 10mm에서 [item 6]에서 발생하는데 이는 절편두께가 증가할수록 모형의 형태가 원형에 가깝고, 스캔 단면적의 증가에 따른 재구성 단면적의 증가할수록 간격효과(spacing effect)에 따른 보간삽입 재구성과정에서 gray scale mapping의 전체 회색조 영역이 증가했기 때문으로 사료된다. 선학들의 디지털화재구성영상의 성능평

가를 위한 모형연구에서 McGee[14-19] 등은 절편두께를 2mm로 스캔 한 경우 ray tracing 요소의 오차로 인한 조사면의 오차를 최대 2.2±0.4mm, 동중심점의 오차를 최대 2.2mm, 회전엔 의한 오차를 최대 1.8°를 보고하고 있다. 본 연구와 McGee 등의 연구결과를 비교하였을 때 최대 2.2mm의 오차범위에서 본 연구의 2.5mm 절편두께에서 1.3mm의 오차가 기본적인 3차원 영상의 재구성 과정에서 발생하였다면 1mm 이내에서 모형의 설치 및 장비의 기계적 오차가 발생했을 것으로 사료되며 본 연구 결과를 토대로 디지털화재구성영상의 오차에 대한 원인분석 및 평가가 가능할 것이며 좀 더 정밀한 전산화치료계획을 수립할 수 있을 것이다.

V. 결 론

우리는 흔히 치료조준계획(simulation)을 시행하면서 디지털화재구성영상과 치료조건 투시영상과 부분적으로 일치여부가 모호했던 경험이 있을 것이다. 본 연구를 통하여 최근 방사선치료 동향에 따른 매우 정밀한 치료를 요하는 방사선종양학과 그룹에서의 전산화치료조준계획은 절편두께를 3mm 이내에서 시행하는 것이 옳다고 사료되며 비록 기계적으로 측정된 정량적인 결과는 아니지만 시각적 오차범위가 분석시간 매우 컸음을 알 수 있었다. 향후 본 연구를 근거하여 디지털화재구성영상에서 임의의 좌표점 및 공간적 모형의 분포, 표적용적(traget volume)에 대한 차폐물의 조형의 일치성 여부를 치료조건 투시영상과 비교하여야 할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] J. L. Garcia-Ramirez, S. Mutic, and J. F. Dempsey, et al, "Performance evaluation of an 85 cm bore computed tomography scanner designed for radiation oncology and compared with current diagnostic CT scanners," *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Vol.52, No.4, pp.1123-31, 2002.

- [2] D. Driver and H. J. Dobbs, "Improvements in radiotherapy practice: the impact of new imaging technologies," *Cancer Imaging*. Vol.4, No.2, pp.142-50, 2004.
- [3] G. R. Baker, "Localization: conventional and CT simulation," *Br J Radiol*. Vol.79, No.3, pp.36-49, 2006.
- [4] E. G. Aird and J. Conway, "CT simulation for radiotherapy treatment planning," *Br J Radiol*. Vol.75, No.1, pp.937-49, 2002.
- [5] J. Conway and M. H. Robinson, "CT virtual simulation," *Br J Radio*, Vol.70, No.1, pp.106-18, 1997.
- [6] X. Li, J. Yang, and Y. Zhu, "Digitally reconstructed radiograph generation by an adaptive Monte carlo method," *Phys Med Biol*. Vol.51, No.11, pp.2745-2752, 2006.
- [7] J. H. Killoran, E. H. Baldini, and C. J. Beard, et al, "A technique for optimization of digitally reconstructed radiographs of the chest in virtual simulation," *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Vol.49, No.1, pp.231-239, 2007.
- [8] M. Goitein, "The Utility of computed tomography in radiation therapy: An estimate of outcome," *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Vol.5, No.10, pp.1799-807, 2007.
- [9] M. Van Herk, P. Remeijer, and J. V. Lebesque, "Inclusion of geometric uncertainties in treatment plan evaluation," *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Vol.52, No.5, pp.1407-1422, 2002.
- [10] S. F. O'Rourke, H. McAnaney, and T. Hillen, "Linear quadratic and tumor control probability modeling in external beam radiotherapy," *J Math Biol*, Vol.58, pp.799-817, 2009.
- [11] R. L. Siddon, "Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array," *Med Phys*, Vol.12, No.2, pp.252-255, 1985.
- [12] C. Levi, J. E. Gray, and E. C. McCullough, et al, "The unreliability of CT numbers as absolute values," *AJR Am J Roentgenol*, Vol.139, No.3, pp.443-447, 1982.
- [13] E. A. Zerhounti, J. F. Spivey, and R. H. Morgan, et al, "Factors influencing quantitative CT measurements of solitary pulmonary nodules," *J Comput Assist Tomogr*, Vol.6, No.6, pp.1075-87, 1982.
- [14] T. B. Craig, D. Brochu, and J. Van Dyk, "A quality assurance phantom for three dimensional radiation treatment planning," *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Vol.44, No.4, pp.955-966, 1999.
- [15] K. P. McGee, I. J. Das, and C. Sims, "Evaluation of digitally reconstructed radiographs (DRRs) used for clinical radiotherapy : A phantom study," *Med Phys*, Vol.22, No.11, pp.1815-1827, 1995.
- [16] B. G. Fallone, C. Evans, and B.G. Clark, et al, "Verification of the correspondence between CT-simulated and treatment beams," *Med Phys*, Vol.25, pp.750-1, 1998.
- [17] A. Budrukkar, D. Dutta, and D. Sharma, et al, "Comparison of geometric uncertainties using electronic portal imaging device in focal three-dimensional conformal radiation therapy using different head supports," *J Cancer Res Ther*. Vol.4, No.2, pp.70-76, 2008.
- [18] R. Tanaka, M. Matsushima, and Y. Kikuchi, et al, "Development of computerized patient setup verification and correction system in radiotherapy," *Nippon Hoshasen Gijyutsu Gakkai Zasshi*, Vol.61, No.12, pp.1689-1699, 2005.
- [19] M. Matsushima, T. Adachi, and R. Tanaka, et al, "Study of optimal imaging parameters for digitally reconstructed radiographs (DRR) in

radiotherapy treatment planning using single-slice helical CT," Nippon Hoshasen Gijyutsu Gakkai Zasshi, Vol.60, No.4, pp.528-36, 2004.

[20] J. A. Brink, J. P. Heiken, and G. Wang, et al, "Helical CT: principles and technical considerations," Radiographics, Vol.14, No.4, pp.887-893, 1994.

[21] K. D. Hopper, D. Pierantozzi, and P. S. Potok, et al, "The quality of 3D reconstructions from 1.0 and 1.5 pitch helical and convention CT," J Comput Assist Tomogr, Vol.20, pp.841-847, 1996.

[22] S. Hashimoto, H. Shirato, and T. Nishioka, et al, "Remote verification in radiotherapy using digitally reconstructed radiography(DRR) and portal images: a pilot study," Int J Radiat Oncol Biol Phys, Vol.50, No.2, pp.579-85, 2001.

[23] K. E. Hatherly, J.C. Smylie, and A. Rodger, et al, "A double exposed portal image comparison between electronic portal imaging hard copies and port films in radiation therapy treatment setup confirmation to determine its clinical application in radiotherapy center," Int J Radiat Oncol Biol Phys, Vol.49, No.1, pp.191-198, 2001.

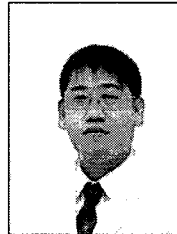
[24] M. G. Herman, R. A. Abrams, and R. R. Mayer, "Clinical use of on-line portal imaging for daily patient treatment verification," Int J Radiat Oncol Biol Phys, Vol.28, No.4, pp.1017-1023, 1994.

[25] A. See, T. Kron, and J. Johansen, et al, "Decision-marking models in the analysis of portal film: a clinical pilot study," Australas Radiol, Vol.44, No.1, pp.72-83, 2000.

저자 소개

구 은 회(Eun-Kook Goo)

정회원

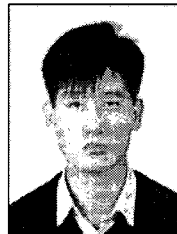


- 2009년 8월 : 한서대학교 방사선학과(이학석사)
- 2009년 9월 ~ 현재 : 순천향대학교 물리학과(박사과정)
- 1993년 3월 ~ 현재 : 서울대학교병원 영상의학과

<관심분야> : 자기공명영상학, 방사선물리학

이 재 승(Jae-Seung Lee)

정회원



- 2009년 8월 : 한서대학교 방사선학과(이학석사)
- 2009년 9월 ~ 현재 : 순천향대학교 물리학과(박사과정)
- 2008년 3월 ~ 현재 : 한동대학교 선린병원 방사선종양학과

<관심분야> : 방사선치료학, 방사선생물학

임 청 환(Cheong-Hwan Lim)

정회원



- 1997년 8월 : 단국대학교 보건행정학과(행정학석사)
- 2005년 2월 : 경원대학교 보건정보학과(보건학박사)
- 2001년 ~ 현재 : 한서대학교 방사선학과 교수

<관심분야> : 보건의료, 방사선