
진단용 CT-모의치료기 테이블의 효율적인 교정 방법

An Efficient Correction Process of CT-Simulator Couch with Current Diagnostic CT Scanners

구은희*, 이재승*, 조정근**, 문성권***
순천향대학교 물리학과*, 전주대학교 방사선학과**, 순천향대학교 부천병원 방사선종양학과***

Eun-Hoe Goo(yakiasimi@lycos.co.kr)*, Jae-Seung Lee(jslee0313@hanmail.net)*,
Jung-Keun Cho(cjk0129@jj.ac.kr)**, Seong-Kwon Moon(drmoonrt@naver.com)***

요약

본 연구는 진단용 CT 장치를 이용한 CT-모의치료기의 테이블 및 레이저 정렬 시스템과 횡단면 영상의 중심간 정렬을 개선하기 위한 효율적인 방법을 제안하고자 하였다. 본원에서 제작한 팬텀을 이용하여 AAPM TG66에서 제시하는 일일 정도관리를 시행하고 기하학적 삼각함수를 이용하여 레이저 정렬 시스템을 교정하였으며 교정 전, 후를 비교함으로써 교정방법에 대한 효율성을 검토하였다. 교정 전 영상의 중심간 오차는 3.82mm, 테이블 중축은 0.436°틀어져 진행하였다. 기하학적 삼각함수를 이용한 레이저 정렬 시스템의 교정 후 0.7mm의 중심간 오차가 발생하여 ±2mm의 허용오차 범위를 만족하였다. 설치 가동 중인 진단용 CT 장치를 방사선치료 전용 CT-모의치료기로 활용하는 경우 기하학적 정확도를 만족시키기 위한 테이블 교정은 기술적인 한계 뿐 만 아니라 시간 및 경제적 손실에 비하여 매우 비효율적이다. 그러나 레이저 정렬 시스템을 이용한 교정 방법은 경제적이고 비교적 간단하면서도 만족스러운 기하학적 정확도를 얻을 수 있어 임상에서 적용할 수 있는 효율적인 방법이라 사료된다.

■ 중심어 : | 컴퓨터단층촬영 | 전산화치료조준계획 | AAPM TG66 | 정도관리 | 레이저 정렬 시스템 |

Abstract

This study suggested that the table of CT-simulator and the laser alignment system using diagnostic CT scanner have an efficient method for improvement in alignment between the planned target center of traverse image with CT scanner. It was conducted on the daily QA when presented in the AAPM TG66 with correcting the laser alignment system using geometric trigonometric functions and investigated the effectiveness of correction methods as compared with those before and after correction. Before correction error was 3.82mm between the planned target center of image, the table longitudinal axis was twisted with 0.436°. The laser alignment system using geometric trigonometric functions in after correction was satisfied with tolerance limits of ±2mm when occurred about 0.7mm in errors between the planned target center. The table correction to satisfy the geometric accuracy is very inefficient over against the time and economic loss as well as technical limits in the case of application as only radiation therapy associated with CT-simulator with diagnostic CT scanner in use. But, the method which corrects the laser alignment system is economic and relatively simple with possibility of getting well geometric accuracy and we suppose that it is efficient method for applying in the clinic.

■ keyword : | Computed Tomography(CT) | CT-Simulator | AAPM TG66 | Quality Assurance | Laser Alignment System |

I. 서론

전산화단층촬영(computed tomography, CT)은 종양의 크기, 체적, 형태 및 종양과 인접해 있는 정상조직의 해부학적 3차원 정보를 제공하고 조직의 전자밀도를 이용한 방사선량의 계산이 가능하기 때문에 방사선치료계획(radiation treatment planning, RTP)에서 보편적으로 이용되고 있다[1][2]. 방사선치료계획을 목적으로 표준화된 진단용 CT 장치, 레이저 정렬 시스템, 선형가속기(linear accelerator)의 치료대와 동일한 평탄형 테이블, 가상치료조건계획(virtual simulation)을 시행할 수 있는 소프트웨어를 가진 워크스테이션 등으로 구성된 것을 CT-모의치료기(CT-simulator)라 한다[3-6].

최근 다차원적인 첨단 방사선치료 기술이 도입되면서 CT-모의치료기에 대하여 진단영역의 정도관리 뿐만 아니라 환자의 재현성 및 선형가속기 또는 모의치료기(simulator)와 기하학적 일치여부를 점검할 수 있는 정도관리의 필요성이 대두되고 있다[7][8]. 방사선치료 영역에서도 최초 장비의 설치 및 인수검사(acceptance testing)부터 영상의 질 뿐만 아니라 기하학적 일치성을 만족하는 방사선치료 전용 CT-모의치료기가 임상에 보급되고 있다. 그러나 가격이 고가이고 장비의 설치를 위한 별도의 공간과 차폐 시설 등 막대한 경비가 소요되기 때문에 새롭게 개원 또는 증축하는 방사선종양학과를 제외하고 기존에 사용하고 있는 진단용 전산화단층촬영장치에 평탄형 테이블과 환자의 재현성 확인을 위한 레이저 정렬 시스템을 장착하여 사용하고 있다[9].

이러한 경우 초기 설치 및 인수검사에서 진단영역에서 필요한 정도관리 항목을 위주로 구성되어 있기 때문에 방사선치료계획을 목적으로 사용하기 위한 기하학적 정도관리는 매우 미흡하다 할 수 있다. 실제 임상에서 진단용 CT 장치를 CT-모의치료기로 활용하는 경우 벽면에 설치된 레이저 정렬 시스템을 이용하여 환자의 자세를 모의치료와 동일하게 재현한 후 진단용 CT 장치의 중심 레이저(inner laser)까지 통상 600~800mm를 이동시켜 원하는 스캔 범위의 영상을 획득하게 된다 [9]. 이 과정에서 레이저 정렬 시스템과 진단용 CT 장

치의 중심 레이저의 정확한 정렬이 되었다 할지라도 테이블 중축이 틀어져 진행되는 경우 방사선치료에서 등중심점(isocenter)과 횡단면 영상의 중심간 정렬이 허용 오차를 벗어나기 때문에 방사선치료 영역에서 재현성의 오류와 디지털화재구성영상(digitally reconstructed radiography, DRR)의 기하학적 오차 요인으로 작용한다[10]. 그러나 기하학적 정도관리에 만족스럽게 교정하기 위하여 이미 설치 가동 중인 진단용 CT 장치의 테이블의 교정 작업은 많은 시간과 인력 및 소요되는 재정적 경비에 비하여 효율성이 매우 떨어지기 때문에 쉽지 않다.

따라서 AAPM TG 66[7][11]에서 제시하는 기하학적 정도관리 항목을 실시하고 허용오차 $\pm 2\text{mm}$ 를 벗어나는 경우 진단용 CT-모의치료기의 레이저 정렬 시스템, 테이블, 진단용 CT 장치 횡단면 영상의 중심간 정렬에 대한 효율적인 교정 방법을 제안하고자 한다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

1.1 일일 정도관리 평가용 팬텀의 제작

CT-모의치료기의 일일 정도관리에서 사용되어지는 팬텀(phantom)은 형태, 기능적으로 다양한 모델이 출시되어 사용되고 있으나 가격이 고가이고, 일일 정도관리를 시행하기 위하여 설치 및 조작이 번거롭다 [7][11-14]. 또한 기하학적 일치여부를 판단하기 위한 비교적 간단한 팬텀을 요구하기 때문에 제작이 쉽고 저가이면서 매일 정도관리를 위한 설치 및 조작이 용이한 팬텀을 자체적으로 고안, 제작하였으며 제작된 팬텀을 이용하여 모의치료기 및 선형가속기의 기계적 일일 정도관리가 가능하다.

팬텀은 5mm 두께의 아크릴판을 40×50cm 크기로 제작하였다. 팬텀의 윗면은 5cm 간격의 격자 형태와 격자

1) AAPM Task Group No.66은 전산화치료조건장치 및 전산화치료 조건계획 절차의 품질보증을 위하여 미국의학물리학회(AAPM) 산하 방사선요법위원회의 작업 그룹(No.66)에 의해 제안되었고 방사선치료위원회와 과학위원회의 승인을 받은 미국의학물리학회 보고서임.

교차점에 1cm 크기의 X자 모양으로 직경이 0.93mm인 홈을 내고 영상결손이 최소화되면서 CT 횡단면 영상에서 잘 구별할 수 있는 직경 0.89mm인 방사선 비투과성 선(Radifocus guide wire M. Terumo, Japan)을 X자 모양으로 삽입하였다. 제작된 팬텀은 최대 500mm 범위에서 테이블, 레이저 정렬 시스템, 진단용 CT의 중심 레이저 및 횡단면 영상의 중심간 기하학적 일치여부 및 교정 전,후 영상의 변형여부를 확인할 수 있도록 제작하였다. 모형의 제작은 고정용구 제작업체(Chun Sung corp. Korea)에 의뢰하여 설계 제작하였다[그림 1].

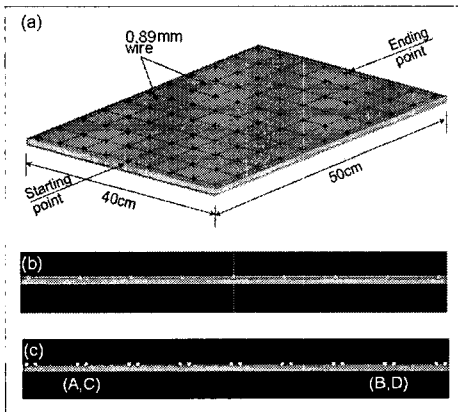


그림 1. 팬텀의 제작 및 횡단면 영상. (a) 팬텀의 제작 단면도, (b) 방사선치료계획 시스템에서 제로점(0,0,0), (c) ±253.125mm 횡단면 영상의 측정점



그림 2. 일일 정도관리 CT-모의치료계획

1.2 CT-모의치료기

실험에 사용되어진 진단용 CT-모의치료기는 평탄형

치료대(MT-IL3311, GE, USA)가 장착된 PET-CT (Discovery LS, GE, USA)와 레이저 정렬 시스템 (AS-KR, LAP, Germany), 가상치료조준계획을 시행할 수 있는 워크스테이션(OncentraMasterPlan, Nucletron, Nedeland)으로 구성되어 있다[그림 2].

진단용 CT 장치는 24cm와 48cm의 FOV(field of view)가 가능하며 절편두께(slice thickness) 0.625mm~10mm, 테이블 이동거리를 절편두께로 나눈 값인 피치(pitch) 0.625mm~10mm가 가능한 성능을 가지고 0.5초에서 0.8초 사이에 갠트리가 1회전 할 수 있다. 좌, 우 벽면과 천장에 설치된 레이저 정렬 시스템은 진단용 CT 장치의 중심 레이저와 정렬되었으며 거리는 600mm로 고정되어 있다. 통상의 CT-모의치료 절차는 레이저 정렬 시스템에서 환자의 방사선치료 자세를 재현한다. 이후 진단용 CT 장치의 중심까지 600mm를 이동하여 제로점을 설정하고 제로점에서 위, 아래의 스캔 범위를 설정하여 영상을 획득한 후 가상치료조준계획을 수립하게 된다. 가상치료조준계획을 위한 워크스테이션은 CT 횡단면 영상을 DICOM 기반의 PACS 시스템을 통하여 전송 받아 방사선치료계획의 좌표화, 종양의 contouring, OARs의 contouring, 영상의 디지털재구성화, 가상치료조준계획 등을 수행할 수 있다.

2. 연구 방법

본 연구는 AAPM TG 66에서 제시하는 표준 절차에 따라 레이저 정렬 시스템, CT-모의치료기 테이블, 진단용 CT 장치의 횡단면 영상의 중심간 기하학적 일치 여부를 평가하고 허용오차를 벗어나는 경우 기하학적 삼각함수를 이용하여 레이저 정렬 시스템을 교정함으로써 교정 전, 후를 비교하였다.

2.1 CT-모의치료기의 정도관리

제작된 모형을 CT-모의치료기의 평탄형 테이블 위에 위치시킨 후 레이저 정렬 시스템과 팬텀의 중심을 정확하게 일치시켰다. 스캔 좌표의 제로점을 설정하기 위하여 정렬된 팬텀을 진단용 CT 장치의 중심 레이저까지 600mm 이동시킨 후 제로점에서 위, 아래 ±300mm의 스캔 범위에서 전면 scout 영상을 획득하였

다[그림 2]. scout 영상에서 모형의 스캔 시작점(starting point)을 -250mm로 이동하고, 이를 중심으로 위, 아래 6.25mm를 스캔하였다. 이때의 절편두께와 절편간격은 각각 0.625mm로 하여 총 11장의 횡단면 영상을 획득하였다. 또한 모형의 스캔 끝점(ending point)을 +250mm로 이동하여 시작점과 동일한 방법으로 영상을 획득하였다.

횡단면 영상은 네트워크를 통해 가상치료조준계획이 가능한 워크스테이션으로 옮겨서 AAPM TG 66에서 제시하는 표준절차에 따라 CT-모의치료기의 정도관리를 다음과 같이 시행하였다[7]. 스캔 범위 내에서 레이저 정렬 시스템, CT-모의치료기 테이블, 진단용 CT 장치의 횡단면 영상의 중심간 기하학적 일치여부를 평가하기 위하여 DICOM 파일의 CT 좌표(x, y, z)를 이용하여 -250mm(시작점) 횡단면 영상에서 모형의 중심점(0.89mm 방사선 비투과성 점)의 좌표를 기록한 후 500mm 이동한 +250mm(끝점) 횡단면 영상에서 팬텀의 중심점의 좌표를 기록하고 두 점의 좌표를 상호 비교함으로써 허용오차 ±2mm의 만족여부를 판단하였다[그림 1b].

또한 교정 전, 후 횡단면 영상의 변형여부를 확인하기 위하여 -253.125mm 횡단면 영상에서 좌측으로 -150mm(A), 우측으로 +150mm(C) 지점에서 0.89mm 비투과성 두 점간 거리를 측정하고, 동일한 방법으로 +253.125mm 횡단면 영상에서 C, D점을 측정하였다[그림 1c].

2.2 레이저 정렬 시스템의 교정

CT-모의치료기의 기하학적 특징은 테이블 종축을 기준으로 레이저 정렬 시스템의 시상면과 진단용 CT 장치의 스캔 방향이 직각을 이루고 있다[7]. 따라서 스캔 시작점과 끝점의 오차와 테이블의 이동거리를 이용하여 기하학적 삼각함수를 구하면 CT-모의치료기 테이블 종축의 틀어진 각(ϕ)을 구할 수 있다. 역으로 기하학적 상호관계를 이용하여 테이블에서 레이저 정렬 시스템의 교차점과 좌, 우측 레이저가 설치된 벽면까지의 거리와 테이블 종축이 틀어진 각(ϕ)을 이용한 삼각함수를 고려하면 좌, 우측 벽면에 설치된 레이저가 이동해

야 할 거리를 구할 수 있다. 또한 천정 벽면에 설치된 레이저를 테이블 종축이 틀어진 각(ϕ)과 동일한 방향으로 교정하면 된다[그림 3]. 본 연구방법은 [그림 3]에서 도식한 바와 같이 진단용 CT-모의치료기 테이블의 틀어진 각(ϕ)을 기계적으로 교정하는 것이 아닌 기하학적 삼각함수를 이용하는 방법으로 레이저 정렬 시스템을 교정하였다.

교정 후, AAPM TG 66에서 제시하는 표준 절차에 따라 교정 전과 동일한 방법으로 정도관리를 시행하여 레이저 정렬 시스템의 교정 전, 후 오차를 비교하여 레이저 정렬 시스템 교정방법에 대한 타당성을 검토하였다.

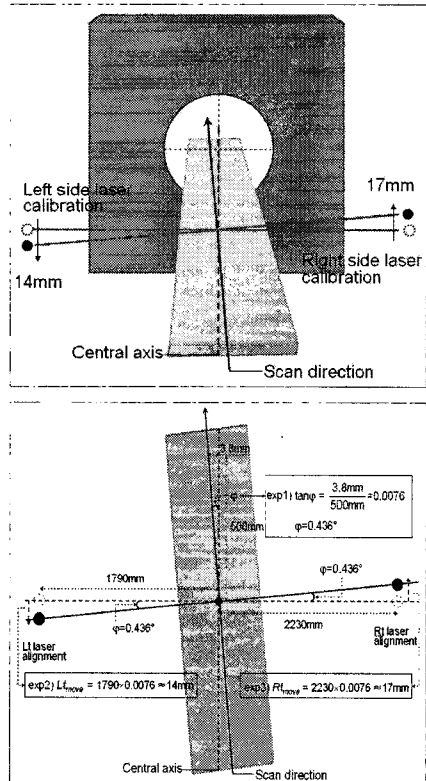


그림 3. 기하학적 삼각함수를 이용한 레이저 정렬 시스템의 교정 방법 도식도.

III. 연구결과

1. 교정 전 CT-모의치료기의 정도관리

레이저 정렬 시스템, 테이블, 진단용 CT 장치의 횡단면 영상의 중심간 정렬에 대한 정도관리를 시행하였다. 스캔 시작점과 500mm를 이동한 스캔 끝점의 차이는 좌측방향으로 -3.82mm의 오차를 보였고 이를 기하학적 삼각함수를 이용하여 테이블 종축이 틀어진 각(ϕ)을 구하면 0.436°테이블이 틀어져 진행되는 것을 알 수 있었다. 이는 AAPM TG 66에서 제시하는 레이저 정렬 시스템, 테이블, 진단용 CT 장치의 횡단면 영상의 중심간 정렬에 대한 일일 정도관리에서 허용오차 $\pm 2\text{mm}$ 보다 크기 때문에 교정이 요구되었다[표 1][그림 4]. 또한 교정 전, 후 테이블의 틀어진 각에 기인한 횡단면 영상의 변형여부를 확인하기 위하여 $\pm 253.125\text{mm}$ 횡단면 영상의 좌, 우측으로 $\pm 150\text{mm}$ 지점(A, B, C, D)에서 0.89mm 비투과성 두 점간 거리를 측정된 결과 팬텀의 두 점간 실측거리인 6.25mm와 비교하여 0.03~0.11mm의 오차를 보였다. 이는 $\pm 1\text{mm}$ 미만의 오차로서 테이블의 틀어진 각에 의한 횡단면 영상의 재구성과정에서 특이한 변형은 보이지 않았다[표 1].

2. 교정 후 CT-모의치료기의 정도관리

정도관리에서 얻어진 측정 결과를 토대로 기계적인 테이블 교정이 아닌 기하학적 상호관계를 이용하여 레이저 정렬 시스템을 교정하였다. 레이저 정렬 시스템의 교정은 기하학적 삼각함수를 이용하여 직각삼각형의 높이를 a, 밑변을 b, 대변을 c라 할 때, 레이저 정렬 시스템의 교정을 의미하는 a는,

$$\tan\phi = \frac{a}{b}, a = \tan\phi \times b \tag{1}$$

진단용 CT 장치를 바라보았을 때 레이저 정렬 시스템의 교차점에서 레이저가 설치된 벽면까지의 거리는 좌측은 1790mm, 우측은 2230mm, 테이블 종축이 틀어진 각(ϕ)은 0.436°이고 $\tan 0.436^\circ$ 은 0.0076이므로,

$$Lt_{move} = 1790 \times 0.0076 \approx 14\text{mm} \tag{2}$$

$$Rt_{move} = 2230 \times 0.0076 \approx 17\text{mm} \tag{3}$$

따라서 좌측 벽면 레이저를 현 위치에서 발쪽(caudal direction)으로 14mm, 우측 벽면 레이저를 현 위치에서 머리쪽(cranial direction)으로 17mm 이동시켜 교정 설치하였다. 또한 천정 벽면에 설치된 전면 레이저는 테이블 종축의 틀어진 각(ϕ)과 동일하게 좌측으로 0.4° 돌려 테이블 종축의 중심과 일치시켜 레이저 정렬을 하였다[그림 3].

레이저 정렬 시스템을 교정 한 후 교정 전과 동일한 방법으로 정도관리를 시행한 결과 스캔 시작점과 500mm를 이동한 스캔 끝점의 차이는 좌측 방향으로 -0.7mm의 오차를 보였고 이를 기하학적 삼각함수를 이용하여 테이블 종축이 틀어진 각(ϕ)을 구하면 0.01° 테이블이 틀어져 진행되는 것을 알 수 있었다. 또한 교정 전, 후 테이블의 틀어진 각에 기인한 횡단면 영상의 변형여부를 확인하기 위하여 $\pm 253.125\text{mm}$ 횡단면 영상

표 1. 레이저 정렬 시스템, 테이블, 진단용 CT 장치의 횡단면 영상의 중심간 정렬 측정 결과^a

평가 항목	평가 방법	허용오차	팬텀	측정점	교정 전		교정 후	
					측정오차	결과	측정오차	결과
■ 벽면 레이저 시스템, 테이블 종축과 진단용 CT 장치의 횡단면 영상의 중심간 정렬	500mm 스캔범위의 시작점(-250mm)과 끝점(+250mm)에서 횡단면 영상의 중심간 오차를 측정	$\leq \pm 2\text{mm}$	0mm		-3.82mm	교정	-0.7mm	OK
■ 천정 레이저와 테이블 종축의 중심간 정렬	기하학적 삼각함수를 이용한 테이블 종축의 뒤틀림 정도를 계산	$\leq 0.1^\circ$	0°		0.436°	교정	0.01°	OK
■ 횡단면 영상의 변형 정도	$\pm 253.125\text{mm}$ 횡단면 영상에서 좌, 우측으로 $\pm 150\text{mm}$ 지점(A, B, C, D)에서 두 점간 거리를 측정	$\leq \pm 1\text{mm}$	6.25mm	A	0.06mm	OK	0.03mm	OK
				B	0.11mm		0.13mm	
				C	0.03mm		0.07mm	
				D	0.08mm		0.09mm	

^a평가방법 및 허용오차는 특정 CT-모의치료기의 목적이나 임상적 경험에 따라 의학 물리학자에 의하여 변경될 수 있다.

의 좌, 우측으로 $\pm 150\text{mm}$ 지점(A, B, C, D)에서 0.89mm 비투과성 두 점간 거리를 측정한 결과 모형의 두 점간 실측거리인 6.25mm와 비교하여 0.03~0.13mm의 오차를 보였다. 이는 $\pm 1\text{mm}$ 미만의 오차로서 테이블의 틀어진 각이나 레이저 정렬 시스템의 교정에 의한 횡단면 영상의 재구성과정에서 특이한 변형은 보이지 않았다[표 1].

IV. 고찰

방사선치료 전용 CT-모의치료기가 보급되면서 과거 진단영역의 정도관리 뿐만 아니라 환자의 자세 재현성 및 기하학적 일치여부 등에 대한 정도관리의 필요성이 대두되고 있다[7][8]. 그러나 일부 임상에서 기존의 표준화된 진단용 CT 장치에 환자의 재현성 확인을 위한 레이저 정렬 시스템과 평탄형 치료대를 장착하여 사용하고 있다. 그러나 진단을 목적으로 가동하기 때문에 진단영역에 필요한 정도관리 항목을 위주로 구성되어 있다. 따라서 이를 방사선치료 목적으로 사용하기 위하여 선형가속기 또는 모의치료기 등과 동일한 기하학적 일치여부에 대한 정도관리가 필요하다[15][16]. 방사선치료 목적으로 사용되어지는 CT-모의치료기의 인수검사 뿐만 아니라 주기적 정도관리에 대하여 AAPM TG 66은 세부적인 표준절차를 권고하고 있다[7]. 따라서 본원에서는 AAPM TG 66에서 제시하는 CT-모의치료기의 기하학적 정도관리를 통하여 레이저 정렬 시스템, 테이블, 진단용 CT 장치의 횡단면 영상의 중심간 정렬을 개선할 수 있는 효율적인 방법을 제안하고 방법의 타당성을 검토하고자 하였다. CT-모의치료기의 기하학적 정도관리 목적으로 간단한 팬텀을 제작하였고 팬텀을 이용하여 정도관리를 시행하였다. 이 결과 레이저 정렬 시스템과 테이블, 진단용 CT 장치의 횡단면 영상의 중심간 정렬은 500mm 스캔 범위에서 테이블의 종축이 0.436°틀어져 캔트리 안을 통과하였고 스캔 시작점과 끝점의 차이는 -3.82mm의 오차를 보여 AAPM TG 66에서 제시하는 $\pm 2\text{mm}$ 허용오차 범위를 초과하는 부적합한 결과로서 반드시 교정이 필요하였다.

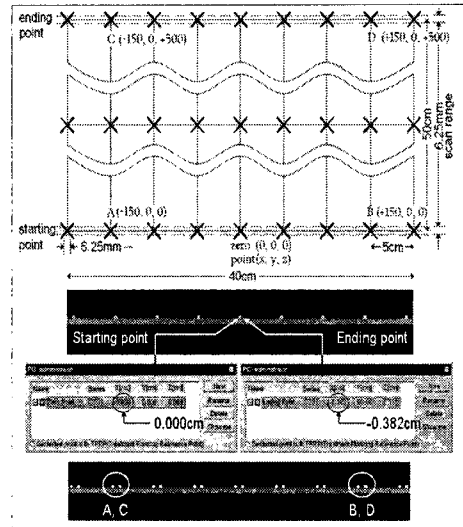


그림 4. 교정 전 방사선치료계획 시스템에서 스캔 시작점에 대한 끝점의 오차와 측정점(A,B,C,D)

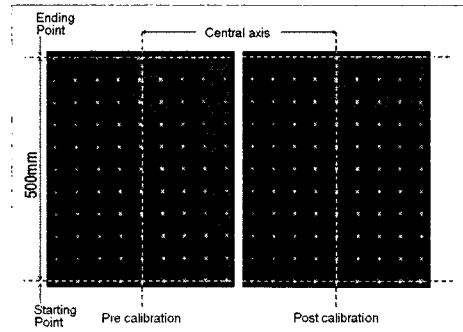


그림 5. 교정 전, 후 모형의 중심축 디지털화재구성영상(DRR)의 오차

그러나 이미 설치 가동 중인 진단용 CT 장치의 테이블 교정 작업은 많은 시간과 인력 및 소요되는 재정적 비용에 비하여 효율성, 정확성이 매우 떨어지기 때문에 쉽지 않았다. 따라서 본원에서는 장비의 기하학적 상호관계에 따른 삼각함수를 이용하여 기계적인 테이블 교정이 아닌 레이저 정렬 시스템을 교정하는 효율적인 방법을 제안하게 되었다. 교정 전 정도관리에서 얻은 측정 결과를 토대로 좌측 벽면 레이저를 현 위치에서 발쪽으로 14mm, 우측 벽면에 설치된 레이저를 현 위치에서 머리쪽으로 17mm 수평 이동하고, 전면 레이저를 0.4°좌측으로 교정하여 테이블 종축과 일치시키고 동중

심선이 한 점에서 교차할 수 있도록 레이저를 정렬하였다. 교정 후 정도관리를 시행한 결과 레이저 정렬 시스템과 테이블, 진단용 CT 장치의 횡단면 영상의 중심간 정렬은 500mm 스캔 범위에서 -0.7mm 의 오차를 보여 AAPM TG 66에서 제시하는 $\pm 2\text{mm}$ 허용오차 범위 내에서 적합하였다. 또한 교정 전, 후 테이블의 틀어진 각에 기인한 횡단면 영상의 변형여부를 확인하기 위한 측정점(A, B, C, D)의 결과는 교정 전, 후 최대 0.13mm 의 오차를 보여 교정으로 인한 횡단면 영상의 재구성과정에서 특이한 변형은 보이지 않은 것으로 사료된다.

AAPM에서 권고하는 보고서에 의하면 진단용 CT 장치의 중심과 횡단면 영상의 중심은 레이저 정렬 시스템과 기하학적으로 수평, 수직관계에 있어야 한다. 그러나 교정 전 레이저 정렬 시스템과 진단용 CT 장치의 중심 레이저(inner laser)와 정렬되었으나 테이블의 종축이 틀어진 원인으로 진단용 CT 장치의 횡단면 영상의 중심간 정렬이 되지 않는 경우 방사선치료 시스템에서 디지털화 재구성영상 등의 기하학적 오류를 범할 수 있다.

따라서 본원에서 제시하는 교정방법은 테이블의 in-out 방향의 움직임이 정확한 선형적인 움직임은 아니지만 선형적인 움직임으로 간주할 수 있도록 교정을 하였으며 교정된 레이저 정렬 시스템은 방사선치료에서 오류를 최소화 할 수 있도록 횡단면 영상에 중점을 두었다. 대부분의 임상에서 진단용 CT 장치를 이용하는 경우 테이블 종축과 레이저 정렬 시스템, 진단용 CT 장치의 횡단면 영상의 중심간 정렬에 대한 어려움을 겪고 있으며 이를 해결하지 못하고 있었으나 본 연구 결과를 토대로 각 임상 조건에 맞게 적용한다면 기하학적 중심간 정렬에 대한 매우 효율적인 교정방법이 될 것이며 보다 정밀한 방사선치료계획을 수립할 수 있을 것으로 사료된다.

참고 문헌

- [1] E. G. Aird and J. Conway, "CT simulation for radiotherapy treatment planning," *Br J Radio*, Vol.75, pp.937-949, 2002.
- [2] J. Conway and M. H. Robinson, "CT virtual simulation," *Br J Radio*, Vol.70, Spec No:S106-S118, 1997.
- [3] G. W. Sherouse, J. D. Bourland, and K. Reynolds, "Virtual simulation in the clinical setting: some practical considerations," *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Vol.19, No.4, pp.1059-1065, 1990.
- [4] T. Nishidai, Y. Nagata, and M. Takahashi, et al, "CT simulator: a new 3-D planning and simulating system for radiotherapy: Part 1. Description of system," *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Vol.18, No.3, pp.499-504, 1990.
- [5] Y. Nagata, T. Nishidai, and M. Abe, et al, "CT simulator: a new 3-D planning and simulating system for radiotherapy: Part 2. Clinical application," *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Vol.18, No.3, pp.505-513, 1990.
- [6] 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.1123-1131, 2002.
- [7] S. Mutic, J. R Palta, and E. K. Butker, et al, "AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.66, Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66," *Med Phys*, Vol.30, No.10, pp.2762-2792, 2003.
- [8] G. J. Kutcher, L. Coia, and M. Gillin, et al, "Comprehensive QA for radation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40," Vol.21, No.4, pp.581-618, 1994.
- [9] J Wang, Z. Wu, and C. Zhang, et al, "Enhanced

digitally reconstructed radio- graphs generated by ray tracing," Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi, Vol.22, No.1, pp.125-128, 2005.

- [11] K.P. McGee, J. 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.
- [12] 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, No.12, pp.750-751, 1998.
- [13] T. B. Craig, J. Brochu, and J. VanDyk, "A quality assurance phantom for three-dimensional radiation treatment planning," Int J Radiat Oncol Biol Phys, Vol.44, No.2, pp.955-966, 1999.
- [14] R. R. Liu, K. L. Prado, and M. T. Gillin, "Simplified "on-couch" daily quality assurance procedure for CT simulators," J Appl Clin Med Phys, Vol.10, No.3, pp.2844, 2009.
- [15] D. Driver and H. J. Dobbs, "Improvements in radiotherapy practice: the impact of new imaging technologies," Cancer Imaging, Vol.21, No.4, pp.142-150, 2004.
- [16] G. R. Baker, "Localization: conventional and CT simulation," Br J Radio, Vol.79, Spec No:S36-49, 2006.

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

조 정 근(Jung-Keun Cho)

종신회원



- 2004년 2월 : 한서대학교 방사선학과(이학석사)
- 2006년 3월 ~ 2007년 12월 : 원광대학교 화학과(박사수료)
- 2007년 3월 ~ 현재 : 전주대학교 방사선학과 교수

<관심분야> : 보건의료, 방사선

문 성 권(Seong-Kwon Moon)

정회원



- 2006년 2월 : 가톨릭대학교 의과대학원(의학석사)
- 2007년 3월 ~ 현재 : 가톨릭대학교 의과대학원(박사과정)
- 2008년 3월 ~ 현재 : 순천향대학교 부천병원 방사선종양학과

전문의

<관심분야> : 방사선종양학, 방사선생물학

저 자 소 개

구 은 회(Eun-Kook Goo)

정회원



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

<관심분야> : 자기공명영상학, 방사선물리학