

영상 유도 방사선치료 시 Fiducial Marker의 Artifact에 관한 연구

서울아산병원 방사선종양학과

김종민 · 김대섭 · 백금문 · 강태영 · 홍동기 · 윤화룡 · 권경태

목 적: Fiducial marker를 이용하여 움직이는 장기인 간암의 영상유도 방사선 치료 시 fiducial marker에서 발생하는 artifact의 영향에 대하여 알아보고자 한다.

대상 및 방법: 영상 유도 시스템과 CT simulator를 사용하여 고정된 fiducial marker의 artifact 크기 측정, 움직이는 fiducial marker 궤적의 길이 측정과 2차원 정합과 3차원 정합을 각각 시행하였으며, 이때 couch의 좌표 이동 값을 분석하였다.

결 과: 고정된 3.00 mm 크기의 fiducial marker artifact 크기 측정 결과 기준 CT 슬라이스 두께 1.25, 2.50, 5.00, 10.00 mm에서 CT 4.90, 8.10, 12.90, 19.70 mm, 온 보드 영상장치 5.60, 10.60, 14.70, 29.40 mm로 측정되었고, 40.00 mm로 움직이는 fiducial marker 궤적의 길이를 측정한 결과 CT 42.00, 43.10, 46.50 mm, 온 보드 영상장치 43.40, 46.0, 49.30 mm로 측정되었다. 2차원 정합과 3차원 정합 사이에 1.00, 2.00, 8.00 mm의 좌표 이동이 발생하였다.

결 론: Fiducial marker를 이용하여 영상 유도 방사선 치료를 시행 할 때 fiducial marker에서 발생하는 artifact를 고려하여 slice thickness를 2.50 mm 이하로 설정하는 것이 치료 오차를 최소화 할 수 있는 방법이라 생각한다.

핵심용어: 영상유도 방사선 치료, 금속 표지자, 간, 인공물, 영상 정합

서 론

2차원 방사선 치료(Two-dimensional Radiation Therapy)에서 시작한 방사선 치료는 전산화 단층촬영(Computed Tomography, CT)의 등장으로 인하여 3차원 입체조형 방사선치료(Three-dimensional Conformal Radiation Therapy), 세기조절 방사선 치료(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT), 체부 정위적 방사선 치료(Stereotactic Body Radiation Therapy, SBRT) 등으로 많은 발전을 해왔다. 또한 세기를 조절하여 원하는 부분에 더욱 높은 선량을 전달하는 동시 차등조사(Simultaneous Integrated Boost, SIB)기법의 발달로 인해 선량을 전달하는 기술은 눈부신 성장을 해왔다. 이처럼 보다 정밀해진 치료기법을 이용하여 정상조직에 들어가는 선량을 최소화 하면서 종양에 보다 많은 선량을 부여할 수 있게 되어, 처방선량을 높이는 데 관심이 높아지게 되었고, 동시에 환자 셋업(set-up)의 정확성을 높여 선량을 정확하게 전달하는 것이 중요한 관심사로 부각되었다.

전통적으로 환자의 셋업은 환자의 피부표면에 잉크로 그려놓은 선에 레이저를 맞추는 방법이 이용되어 왔으나, 영상

유도 방사선 치료(Image Guided Radiation Therapy, IGRT)의 적용으로 치료부위 셋업의 정확성을 향상 시킬 수 있게 되었다. 환자의 계획용 표적 체적(Planning Target Volume, PTV)을 직접적으로 확인하기가 어려운 경우가 많기 때문에 뼈의 구조를 기준으로 환자 셋업 확인과 보정이 이루어져 왔으며, 움직임이 있는 장기의 경우 뼈를 기준으로 하여 장기의 움직임이 PTV안에 모두 포함될 수 있도록 임상 표적 체적(Clinical Target Volume, CTV)으로부터 충분한 여지(Margin)를 두고 치료를 시행해 왔다.^{1,2)} 최근 정상조직의 장해를 증가시키는 여지를 줄이려는 노력은 계속되어 왔으며 PTV 설정 시 Inter-fraction margin과 Intra-fraction margin을 최소화함으로써, 국소적인 부분에 많은 선량을 전달할 수 있는 SBRT를 좀 더 넓은 범위에 적용할 수 있게 되었다. 간(Liver)에 SBRT를 시행할 때 종양조직과 정상조직의 경계가 불분명하고, 움직임이 있어 종양 부위를 직접 확인하여 치료하기에는 어려움이 있기 때문에 종양의 근접한 부위에 3개의 fiducial marker (gold seed, 길이 3.0 mm, 지름 1.0 mm)를 삽입 후 fiducial marker를 기준으로 하여 영상 유도를 시행하고 셋업에 의한 오차를 보정하여 치료를 시행한다.^{3,4)} 종양 움직임을 정확하게 획득하기 위하여 전산화 단층촬영 모의 치료(CT simulation)시 환자를 4차원 전산화 단층 촬영 모의 치료(Four-Dimensional CT simulation)하여 환자의 호흡을 분

이 논문은 2009년 9월 16일 접수하여 2009년 12월 20일 채택되었음.
책임저자 : 김종민, 서울아산병원 방사선종양학과
Tel: 02)3010-2783, Fax: 02)3010-6950
E-mail: never-2-2@hanmail.net

석하고 호흡에 의한 종양의 움직임이 큰 환자의 경우는 호흡 연동 방사선 치료(Respiratory Gating Radiation Therapy, RGRT)를 시행한다.⁵⁻⁷⁾ Fiducial marker를 이용한 영상 유도 방법으로는 온 보드 영상 장치(On Board Imager system, OBI)를 이용한 2차원 정합(2D-2D matching) (Fig. 1)과 3차원 정합(3D-3D matching) (Fig. 2)이 있다.⁸⁻¹²⁾ 본원에서는 간암에 SBRT를 시행할 때 2차원 정합을 시행 하고 3차원 정합

을 시행하는 방법으로 2차원 정합과 3차원 정합의 재현성을 확인한 후 치료를 시행하고 있다. 2차원 정합과 3차원 정합 사이에 어떠한 변수가 존재 하지 않는다면 2차원 정합과 3차원 정합 사이에는 오차가 발생하지 않을 것으로 생각되지만, 2차원 정합과 3차원 정합 사이에서는 오차가 발생한다. 오차의 원인으로는 2차원 정합 후 3차원 정합을 하는 과정에서의 환자 호흡이 변하여 호기의 정도가 달라져 호흡에 따른 위상

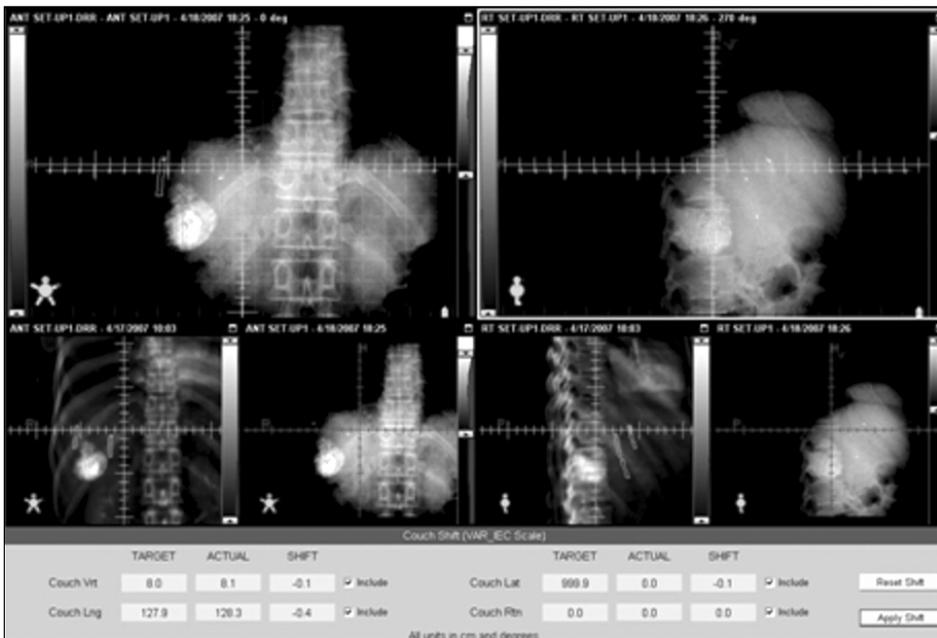


Fig. 1. Method of 2D-2D matching which applies the On-Board Imager system.

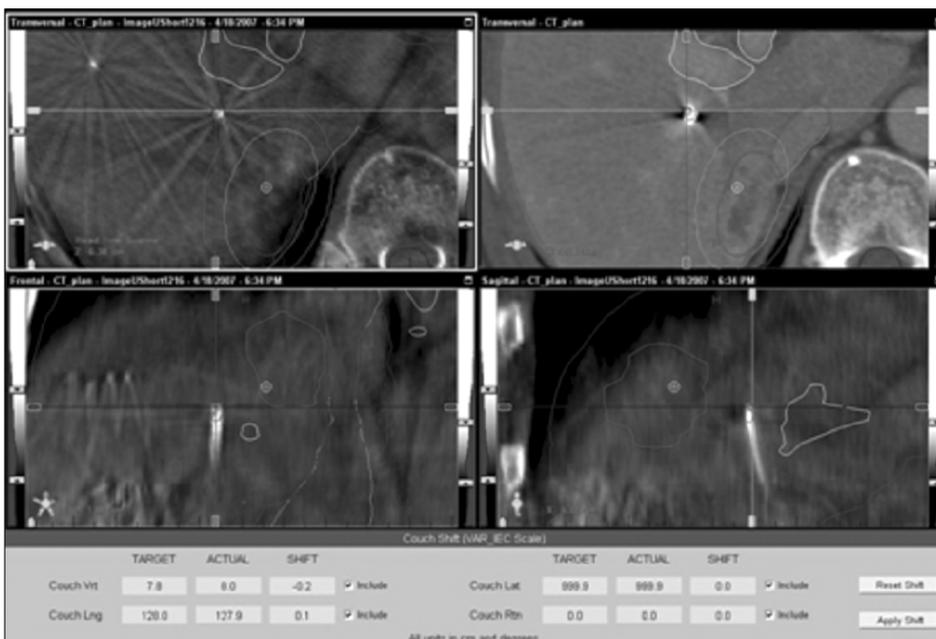


Fig. 2. Method of 3D-3D matching which applies the On-Board Imager system.

의 50% 위상지점 즉, fiducial marker의 가장 높은 지점의 위치가 변한 경우와 금속물질인 fiducial marker에서 발생하는 인공물(artifact)에 의한 영향을 생각할 수 있다. 하지만 2차원 정합과 3차원 정합 사이에서 발생하는 오차가 불규칙한 호흡에 의한 변화 때문인지 fiducial marker에서 발생하는 인공물에 의한 영향 때문인지를 확실히 구분하기에는 어려움이 있어 본 논문에서는 상 하위 방향(superior-inferior)으로 규칙적으로 움직이는 팬텀을 자체 제작하여 불규칙한 호흡으로 인한 fiducial marker의 정합 지점의 변화요인을 제거하고 fiducial marker에서 발생하는 artifact에 의한 영향만을 평가 하였다. 또한 fiducial marker에서 발생하는 artifact가 슬라이스 두께(slice thickness)의 변화에 따라 2차원 정합과 3차원 정합 사이에 미치는 영향을 평가하고 그 오차의 정도를 최소화 할 수 있는 방안을 제시 하고자 한다.¹³⁻¹⁵⁾

대상 및 방법

영상 유도 시스템(On-Board Imager system, OBI, VARIAN, USA, Version 1.3)이 장착된 의료용 선형 가속기(CLINAC iX, VARIAN, USA) (Fig. 3)와 전산화 단층 촬영 모의 치료기(LightSpeed RT¹⁶ CT scanner, General Electric, USA) (Fig. 4)를 사용하였다. 불규칙한 호흡에 의한 50% 위상지점의 변화에 의한 오차의 영향을 제거하기 위하여 자체 제작한 움직이는 팬텀(390 RPM, 길이 40 mm) (Fig. 4)을 사용 하였다. 또한 조직 등가물질(bolus) 속에 2개의 fiducial marker를 삽입한 팬텀(Fig. 4)을 제작하고, 움직이는 팬텀 위에 올려놓아 호흡에 따라 움직이는 간(Liver)에 삽입된 fiducial marker의 움직임을 재현 하였다. Fiducial marker의 움직임을 반영하기



Fig. 3. Linear Accelerator (CLINAC iX, VARIAN, USA) outfitted with On-Board Imager system.



Fig. 4. Phantom which inserted the fiducial marker into the moving phantom and bolus which were produced independently.

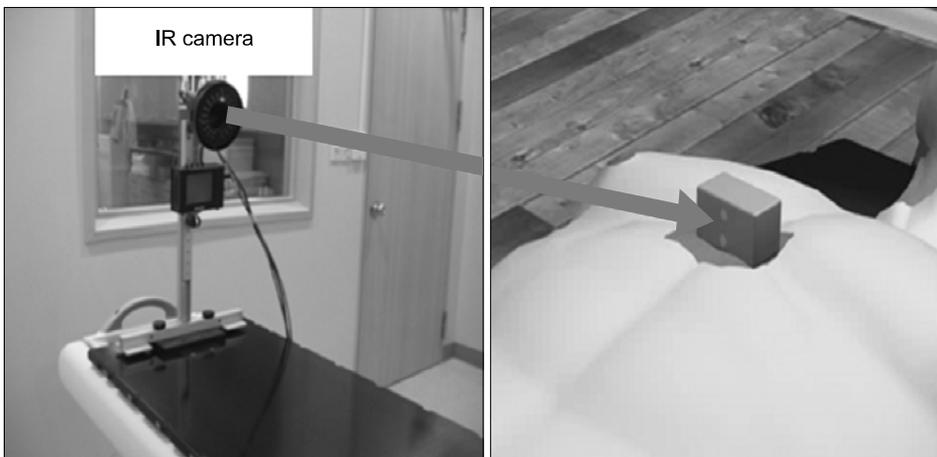


Fig. 5. Real-time position management system (Varian, USA).

위하여 호흡 연동 시스템(Real-time Position Management system, RPM, Varian, USA) (Fig. 5)을 이용하여 움직이는

fiducial marker의 영상을 4D CT에서 획득 하였다. Fiducial marker의 크기측정은 CT simulator로 획득한 영상은 Eclipse

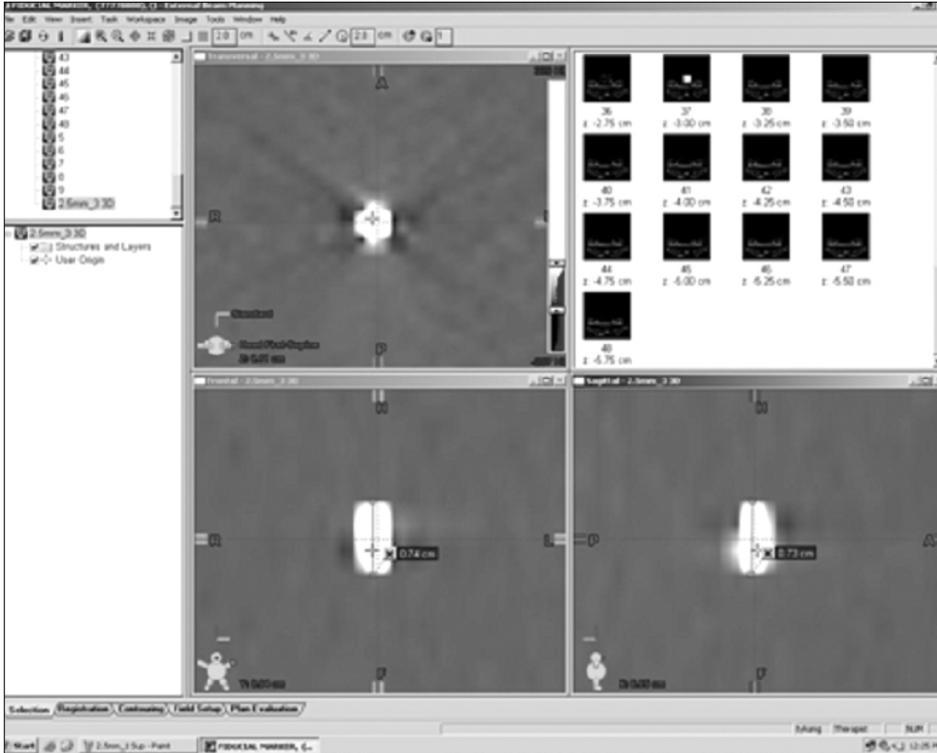


Fig. 6. Measurement of fixed fiducial marker size, using Eclipse.

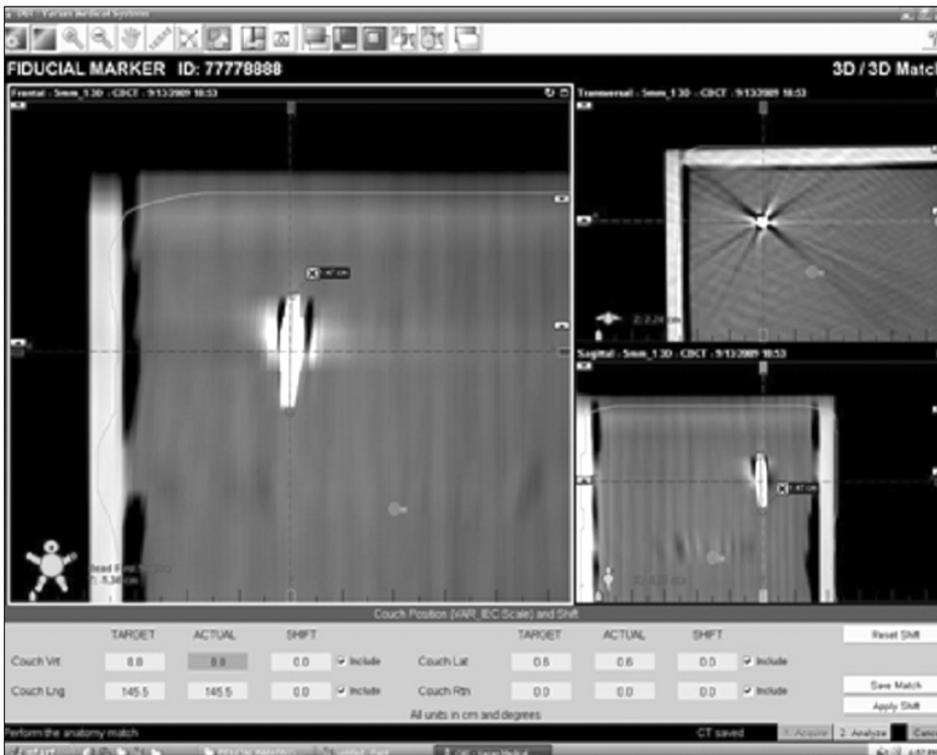


Fig. 7. Measurement of fixed fiducial marker size, using OBI workstation.

planning system (Varian, USA, version 8.0)을 이용하여 각 슬라이스별로 횡단면(transverse plane)에서 윤곽을 그렸으며 그려진 윤곽을 시상면(sagittal plane)에서 전자 거리계(digital measure distance)를 이용하여 측정하였으며 OBI의 CBCT로 획득한 fiducial marker의 영상은 OBI workstation에서 전자 거리계를 이용하여 측정하였다. CT scan의 조건은 120 kVp, 80 mA, scan type은 axial mode, reconstruction algorithm은 standard mode를 선택하여 실험하였다. OBI의 CBCT scan조건은 125 kVp, 80 mA, 13 ms로 하였으며, CBCT mode는 pelvis mode를 선택 하였고 diameter는 PA-axis 45 cm, LR-axis 45 cm, reconstruction volume 512×512, acquisition mode는 half fan mode로 설정하였고, half fan bow tie filter를 적용하였다. 실험은 고정된 fiducial marker의 artifact 크기 측정, 움직이는 fiducial marker의 움직인 궤적의 길이 측정과 2차원 정합과 3차원 정합 사이의 오차 측정 세 가지 방법으로 하였다.

첫째, 고정된 fiducial marker를 CT simulator의 slice thickness를 1.25 mm, 2.50 mm, 5.00 mm, 10.0 mm로 변화시키며 주사(Scan)하였고, 전자 거리계를 이용하여 fiducial marker의 크기를 측정(Fig. 6)하였다. 또한 OBI의 CBCT 기능을 이용하여 fiducial marker를 scan 하였으며 슬라이스 거리(slice distance)를 1.00 mm, 2.50 mm, 5.00 mm, 10.00 mm로

변화시켜가며 고정된 fiducial marker에서 발생하는 artifact의 크기를 전자 거리계를 이용하여 측정(Fig. 7)하였다.

둘째, Fiducial marker의 움직임을 모두 반영하기 위하여 세로방향(longitudinal)으로 40.0 mm의 거리로 왕복하여 움직이는 팬텀 위에 fiducial marker를 위치하고 CT simulator의 slice thickness를 1.25 mm, 2.50 mm, 5.00 mm로 변화시켜가며 4D CT로 영상을 획득 하고, Eclipse planning system의 전자 거리계를 이용하여 Maximum Intensity Projection (MIP) Image의 총 궤적의 길이를 측정(Fig. 8)하였다. 또한 OBI system의 CBCT 기능을 이용하여 움직이는 fiducial marker를 slice distance를 1.00 mm, 2.50 mm, 5.00 mm로 변화시켜 가며 scan하고 OBI workstation의 전자 거리계를 이용하여 측정(Fig. 9)하였다.

셋째, 간암에 대한 SBRT 치료 시 영상 유도가 이루어지는 지점인 50% 위상지점에서 2차원 정합을 시행한 후 3차원 정합을 시행하고 2차원 정합과 3차원 정합 사이에서 발생하는 couch의 이동 값을 측정하였다. 2차원 정합방법은 CT simulation시 획득한 디지털 재구성 방사선영상(Digitally Reconstructed Radiography, DRR)을 참조 영상으로 하고 치료 전 OBI를 이용하여 획득한 앞뒤(anterior-posterior)방향과 좌우(Rt. Lt lateral)방향의 직교 영상들을 이용하여 영상을 정합하고 오차를 보정하는 방법이다. 환자의 호흡은 흡기(inha-

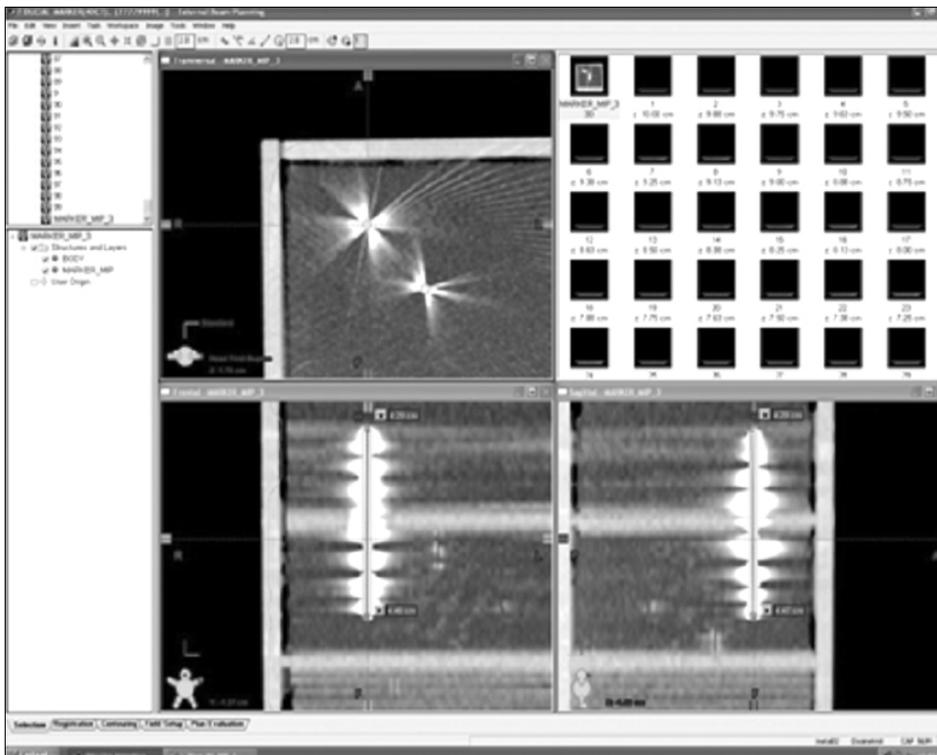


Fig. 8. Measurement of mobile fiducial marker locus length, using Eclipse.

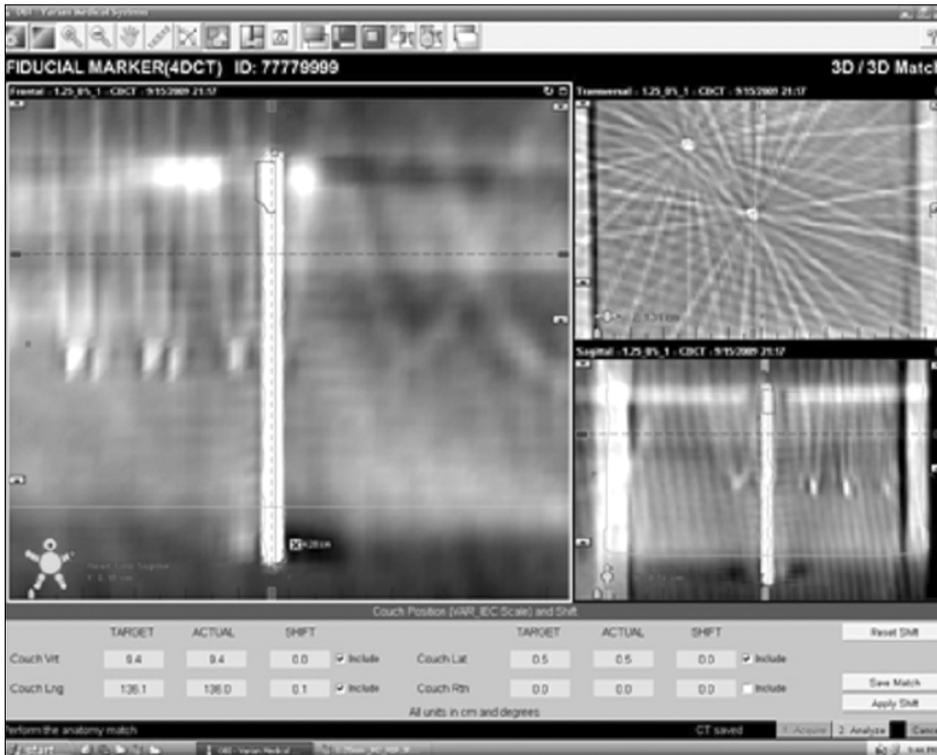


Fig. 9. Measurement of mobile fiducial marker locus length, OBI workstation.

Table 1. Measurement of fixed fiducial marker artifact size (reference CT) unit: (mm)

Scan slice thickness	1.0		2.5		5.0		10.0	
Marker number	m1	m2	m1	m2	m1	m2	m1	m2
Scan number (mm)	4.9	4.9	7.3	9.4	14.4	14.6	19.7	19.7
	4.9	4.9	9.7	7.3	14.6	14.6	19.7	19.7
	4.9	4.9	7.4	9.6	9.7	9.8	19.7	19.7

lation) 때보다 호기(exhalation) 때가 더욱 일정하고 안정적이기 때문에 영상 유도는 숨을 가장 내쉬었을 때의 지점인 4D CT 위상(phase)의 50% 위상지점이 되며 호흡의 호기 시에는 횡경막(diaphragm)이 상위 방향(superior)으로 올라가기 때문에 영상 정합지점은 fiducial marker가 머리 방향으로 가장 높이 올라가는 지점이 된다. 또한 OBI의 형광투시(fluoroscopy) 기능을 이용하여 환자의 호흡을 관찰하며 호흡을 가장 내쉬었을 때의 fiducial marker의 영상을 얻어 DRR 영상의 50% 위상의 fiducial marker 윤곽(contour)과 정합한다. 3차원 정합 방법은 CT simulation시 획득한 CT 영상의 fiducial marker 영상과 치료 전 OBI를 이용하여 획득한 콘빔 전산화 단층촬영 영상(Cone Beam CT, CBCT)을 정합하는 방법이다. CT simulation시 4D CT를 이용하여 환자의 호흡을 반영 하였고 치료 전 획득한 CBCT 영상도 촬영하는 시간동

안 환자는 호흡을 하고 있으므로 호흡이 모두 반영된 영상이다. 정합 지점은 2차원 정합과 마찬가지로 숨을 가장 내쉬었을 때인 fiducial marker 궤적의 가장 높은 부분이 된다. 팬텀은 일정한 이동거리를 가지고 움직이기 때문에 영상 정합 지점의 불규칙한 변화를 제거한 fiducial marker에서 생기는 artifact가 slice thickness의 변화에 따라 영상 정합에 미치는 영향을 평가 하였다.^{16,17)}

결 과

첫째, 고정된 fiducial marker의 artifact 크기 측정 결과 CT simulator의 slice thickness를 각각 1.25, 2.50, 5.00, 100 mm로 변화 시켰을 때 3.00 mm 크기의 fiducial marker는 4.90, 8.10, 12.90, 19.70 mm (Table 1)로 silce thickness를 증가함에

따라 artifact의 크기도 증가 되었다. OBI의 CBCT는 slice distance를 1.00, 2.50, 5.00, 100 mm로 변화시켰을 때 3.00 mm의 fiducial marker는 5.60, 10.60, 14.70, 29.40 mm (Table 2)로 slice distance의 증가에 따라 artifact가 증가 되었다.

고정된 fiducial marker의 경우 CT simulation시와 CBCT 모두 slice thickness를 증가시킴에 따라 fiducial marker의 크기는 실제크기 보다 매우 큰 폭으로 증가 되었으며, CT simulation시 보다 CBCT 에서의 증가율이 더욱 높게 나타났다.

둘째, 팬텀에 의하여 움직이는 fiducial marker 궤적의 길이 측정 결과 CT simulator의 slice thickness를 각각 1.25, 2.50, 5.00 mm로 변화시켰을 때 40.00 mm의 거리로 움직인 fiducial marker의 총 궤적의 길이는 42.00, 43.10, 46.50 mm (Table 3)로 측정 되었으며 CBCT slice distance를 1.00, 2.50,

5.00 mm로 변화 시켜 가며 측정한 길이는 43.40, 46.00, 49.30 mm (Table 4)로 측정되었다.

셋째, 팬텀에 의하여 움직이는 fiducial marker를 OBI를 사용하여 50% 위상지점에서 각각 2차원 정합과 3차원 정합의 방법으로 영상 유도를 시행한 결과 2차원 정합과 3차원 정합 사이의 couch의 좌표이동 값은 OBI의 slice distance를 각각 1.00, 2.50, 5.00 mm로 변화 하였을 때 1.00, 2.00, 8.00 mm (Table 5)로 좌표 이동이 발생 하였다.

고안 및 결론

첫 번째 실험인 고정된 fiducial marker의 크기를 측정한 결과 금속 물질로 이루어진 fiducial marker는 slice thickness

Table 2. Measurement of fixed fiducial marker artifact size (OBI CBCT) unit: (mm)

Scan slice distance	1.0		2.5		5.0		10.0	
Marker number	m1	m2	m1	m2	m1	m2	m1	m2
Scan number	5.9	5.9	9.8	9.8	14.7	14.7	29.4	29.4
	5.0	5.0	9.8	9.8	14.7	14.7	29.5	29.4
	5.9	5.9	12.1	9.8	14.7	14.7	29.4	29.4

Table 3. Measurement of mobile fiducial marker locus length (reference CT) unit: (mm)

Scan slice thickness	1.0		2.5		5.0	
Marker number	m1	m2	m1	m2	m1	m2
Scan number	42.8	42.8	43.0	43.3	46.4	42.2
	41.5	42.7	43.3	43.1	46.6	42.0
	41.7	42.9	43.1	43.1	46.4	41.7

Table 4. Measurement of mobile fiducial marker locus length (OBI CBCT) unit: (mm)

Scan slice distance	1.0		2.5		5.0	
Marker number	m1	m2	m1	m2	m1	m2
Scan number	42.8	42.7	45.3	46.6	49.3	49.3
	43.6	43.7	46.5	45.7	49.3	49.2
	43.7	43.7	46.1	46.0	49.3	49.2

Table 5. Analysis on the coordinates transition value of 2D-2D match and 3D-3D match

Scan slice distance	1.0		2.5		5.0	
Marker number	m1	m2	m1	m2	m1	m2
Scan number	0	1.0	2.0	0	3.0	8.0
	1.0	0	2.0	2.0	2.0	3.0
	0	1.0	1.0	1.0	2.0	6.0

가 증가함에 따라 artifact의 증가로 3.00 mm 크기가 실제 크기보다 크게 측정 되었다. 설정한 slice thickness의 보간법(interpolation)에 의한 영상 재구성(reconstruction)과정에서 나타나는 현상으로 artifact는 slice thickness가 증가 하면서 함께 증가 하였다.

두 번째 실험인 Fiducial marker의 움직임 궤적의 길이를 측정한 결과, slice thickness의 증가에 따라 궤적의 길이는 움직인 거리보다 증가 하였다. CT simulation과 CBCT에서 측정된 fiducial marker의 궤적의 길이는 치료 시 표적의 움직임을 표현 할 수 있기 때문에 가장 이상적인 결과는 CT simulation과 CBCT에서 획득한 fiducial marker의 궤적의 길이가 동일해야 한다. 하지만 실험을 통하여 CT simulation과 CBCT 사이에는 artifact가 발생하여 인하여 측정값의 차이가 발생 하였으며, 궤적 길이의 차이만큼 영상 유도 방사선 치료 시 2차원 정합과 3차원 정합 사이의 오차가 발생하였다. Fiducial marker를 사용하여 영상 유도 방사선 치료를 시행할 때 artifact의 영향으로 발생하는 CT simulation과 CBCT의 궤적의 길이 차이는 치료 오차로 나타날 수 있기 때문에 이 차이를 줄이는 것이 영상 유도 방사선 치료의 정확도를 높이는 결과라 할 수 있다.

세 번째 실험은 두 번째 실험인 fiducial marker의 측정된 궤적의 길이 차이가 영상 유도를 실행 할 때 오차를 발생 시킬 수 있기 때문에 움직이는 팬텀을 이용하여 호흡에 의하여 움직이는 장기인 간을 재현 하였고, 치료 입상에 적용하는 방법과 동일한 조건으로 2차원 정합과 3차원 정합을 실행하였다. Fiducial marker에서 발생하는 artifact의 영향으로 궤적의 길이가 fiducial marker의 이동 거리 보다 증가되어 나타나기 때문에 영상 유도 시행 할 때 couch의 좌표이동 값이 발생하였으며, 치료 시 오차가 발생 할 수 있었다. 간에 SBRT를 적용하는 경우 치료 분할 횟수를 줄이고 한번 치료 시 고 선량을 조사하기 때문에 치료 시 발생하는 오차는 환자에게 매우 큰 영향을 줄 수 있다. CT simulation 시 slice thickness를 5.00 mm로 설정하고 전산화 치료 계획을 세운 후 치료를 할 경우 영상유도 방사선 치료 시 8.00 mm라는 큰 치료 오차를 발생 시킬 수도 있었다. 영상유도 방사선 치료의 경우 Inter-fraction margin과 Intra-fraction margin을 최소화 하여 치료하기 때문에 영상 유도 시 발생하는 오차로 인하여 PTV가 치료범위 밖으로 벗어나는 심각한 오류를 범할 수도 있다. 본 실험을 통하여 이러한 오차는 slice thickness를 2.50 mm로 설정하여 2.00 mm이내로 줄일 수 있으며 1.00 mm로 설정 하였을 경우는 1.00 mm이내로 줄일 수 있었다.

Fiducial marker는 영상유도 방사선 치료 시 중요한 기준점

역할을 하지만 그 자체에서 발생하는 artifact로 인해 치료 시 오차를 발생시킬 수 있으며, 이 오차는 slice thickness를 조정하여 허용할 수 있는 범위 이내로 줄일 수 있다. Slice thickness를 작게 설정 하는 것은 CT simulation 시 소요 시간 증가와 OBI의 재구성 소요 시간 증가 그리고 의사가 각 장기의 윤곽을 설정하는데 소요되는 시간이 증가하는 등의 단점이 있다. 본 실험을 통해 확인한 결과 fiducial marker를 이용한 영상유도 방사선 치료 시 fiducial marker에서 발생하는 artifact의 영향으로 인하여 치료오차가 발생 할 수 있음을 확인 하였으며, 이 오차는 slice thickness를 작게 설정하는 방법으로 최소화 할 수 있었다. Fiducial marker를 이용하여 움직이는 장기에 영상 유도 방사선 치료를 시행 할 경우 fiducial marker에서 발생하는 artifact를 고려하여 slice thickness를 2.50 mm 이하로 설정하는 것이 치료 오차를 최소화 할 수 있는 방법이며, artifact의 영향에 대하여 반드시 고려해야 할 것으로 사료된다.

참고문헌

1. The International Commission on Radiation Unit and measurement report 50, 1993: prescribing, recording, and reporting photon beam therapy
2. The International Commission on Radiation Unit and measurement report 62, 1993: prescribing, recording, and reporting photon beam therapy
3. Kitamura K, Shirato H, Shimizu S, et al.: Registration accuracy and possible migration of internal fiducial gold marker implanted in prostate and liver treated with real-time tumor-tracking radiation therapy (RTRT). *Radiother Oncol* 2002;62:275-281
4. Douglas J. Moseley: Comparison of localization performance with implanted fiducial markers and cone-beam computed tomography for on-line image-guided radiotherapy of the prostate. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 2007;67:942-953
5. Shirato H, Shimizu S, Shimizu T, Nishioka T, Miyasaka K: Real-time tumour-tracking radiotherapy. *Lancet* 1999;353:1331-1332
6. Wurm RE, Gum F, Erbel S, et al.: Image guided respiratory gated hypofractionated Stereotactic Body Radiation Therapy (H-SBRT) for liver and lung tumors: Initial experience. *Acta Oncol* 2006;45:881-889
7. Shirato H, Shimizu S, Kitamura K, Onimaru R: Organ motion in image-guided radiotherapy: lessons from real-time tumor-tracking radiotherapy. *Int J Clin Oncol* 2007;12:8-16
8. Mackie TR, Kapatoes J, Ruchala K, et al.: Image guidance for precise conformal radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;56:89-105
9. Dawson LA, Sharpe MB: Image-guided radiotherapy: ratio-

- nale, benefits, and limitations. *Lancet Oncol* 2006;7:848-858
10. Mosleh-Shirazi MA, Evans PM, Swindell W, Webb S, Partridge M: A cone-beam megavoltage CT scanner for treatment verification in conformal radiotherapy. *Radiother Oncol* 1998;48:319-328
 11. Jaffray D: Volumetric image-guidance for therapy: performance, Quality and opportunity. *Med Phys* 2005;32:2067
 12. Lei Xing: overview of image-guide radiation therapy. *Medical Dosimetry* 2006;31:91-112
 13. 김대섭: CBCT에서 영상 재구성 인자를 이용한 금속 아티팩트의 감소 연구. 2009
 14. Yongbin Zhang: Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by preprocessing projection data. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;67:924-932
 15. Glover GH, Pelc NJ: An algorithm for the reduction of metal clip artifacts in CT reconstruction. *Med Phys* 1981;8:799-807
 16. Cheng B: Performance characteristics and quality assurance aspects of kilovoltage cone-beam CT on medical linear accelerator. *Med Dosim* 2007;32:80-85
 17. Sherouse GW, Novins K, Chaney EL: Computation of digitally reconstructed radiographs for use in radiation treatment design. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990;18:651-658

Abstract

Consideration of the Effect of Artifact during the Image Guided Radiation Therapy Using the Fiducial Marker

Jong Min Kim, Dae Sup Kim, Geum Mun Back, Tae Yeong Kang, Dong Ki Hong,
Hwa Yong Yun, Kyeong Tae Kwon

Department of Radiation Oncology, Asan Medical Center, Seoul, Korea

Purpose: The effect of artifact was analyzed, which occurs from fiducial marker during the liver Image Guided Radiation Therapy (IGRT) using the fiducial marker.

Materials and Methods: The size of artifact of fixed fiducial marker and length of mobile fiducial marker locus were measured using the On-Board Imager system (OBI) and CT simulator, and 2D-2D matching and 3D-3D matching were carried out, respectively, and at this time, the coordinates transition value of couch was analyzed.

Results: The measurement of fixed fiducial marker artifact size indicated CT 4.90, 8.10, 12.90, 19.70 mm and OBI 5.60, 10.60, 14.70, 29.40 mm based on the reference CT slice thickness of 1.25, 2.50, 5.00, and 10.00 mm. Meanwhile, the measurement of mobile fiducial marker locus length indicated CT 42.00, 43.10, 46.50 mm, and OBI 43.40, 46.00, 49.30 mm. The coordinates transition of 1.00, 2.00, and 8.00 mm occurred between 2D-2D matching and 3D-3D matching.

Conclusion: It was confirmed that the therapy error increased during IGRT due to the influence of artifact when CT slice thickness increased. Thus, it may be desirable to acquire the image less than 2.50 mm in slice thickness when IGRT is implemented using the fiducial marker.

Key words: image guided radiation therapy, fiducial marker, liver, artifact, matching