대한방사선종양학회지 2000;18(4):337 344

CT 시뮬레이터의 기하학적 성능평가용 팬톰

울산대학교 의과대학 서울중앙병원 방사선종양학과*, 경기대학교 의학물리학과†

민철기*† ·이병용* ·안승도* ·최은경* ·장혜숙*

목 적: 가상 시뮬레이션 기능을 갖는 CT 시뮬레이터의 기하학적인 성능평가를 위한 팬톰을 고안하여 제작하고, 그 팬톰의 성능을 보고하고자 한다.

대상 및 방법: 팬톰은 PMMA 재질로 직경 20 cm, 길이 24 cm인 원통과 25×25×31 cm^3인 직육면체가 합쳐진 모양으로 고안하였다. 원통의 겉표면에는 영상결손이 극소화되면서 CT 상에서 잘 구별이 되는 직경이 0.8 mm인 선을 4개의 나선모양으로 부착하였다. 직육면체는 4개의 24×24×0.5 cm^3인 정사각형의 판으로 구성되어 있으며, 각 판 위에는 24×24 cm^2, 12×12 cm^2, 6×6 cm^2의 사각형 모양을 갖도록 선을 붙였다. 각각의 정사각형은 원통방향에 대해 0°, 15°, 30°가 되도록 배치하였다. 직육면체의 부분에서는 조사면 및 치료 테이블의 각도, 콜리메이터 각도, 동중심점의 이동, SSD를 측정을 할 수 있으며, 원통형 부분에서는 갠트리 각도의 정확성을 평가하도록 고안하였다. 가상 시뮬레이션 소프트웨어를 통해 다양한 조건의 가상적인 시뮬레이션을 수행하였으며 가상 시뮬레이션의 결과를 이용하여 CT 시뮬레이터의 기하학적인 QC/QA를 수행하였다.

결 과: 팬톰의 한 부분인 직육면체 스캔을 통해 얻은 DRR에서 구현된 각 24 cm 조사면의 크기에서 1 mm 이내의 차이, 동중심점 이동에서는 0.5 1 mm 차이가 있었음을 알 수 있었다. 콜리메이터 회전과 치료대 회전에서는 각각 0.5 1°의 차이가 있었고, 갠트리 회전에 있어서는 0.5 1° 오차가 있었다. 슬라이스 간격이 10 mm 조건이 2 5 mm 조건보다 영상구분의 어려운 점은 있었으나 결과는 유의할만한 차이가 없었다.

결 론: 자체 제작한 팬톰을 가지고 가상적인 모의 시뮬레이션을 했을 때 최대 2 mm와 1° 이내의 오차가 있었고 또한 스캔의 조건에 따라 오차가 변할 수 있다는 것을 알 수 있었다. 시뮬레이터에서 DRR을 구현했을 때 각각의 치료 조건들에 대해 오차가 임상적용 범위 안에 있어서 이 팬톰을 이용하여 주기적인 QC/QA에 사용할 수 있음을 보였다.

핵심용어: 정도관리, 성능평가, 가상 시뮬레이션, CT 시뮬레이터, Digital Reconstructed Radiograph (DRR)

서 론

CT 시뮬레이터 이전부터 CT는 이미 방사선종양분야에서 많이 사용되고 있다. CT를 이용해서 치료계획에 필요한 정확한 병소의 위치와 전자밀도 등 다양한 정보를 얻어왔다. 또한 CT 영상은 종양의 크기와 체적뿐만 아니라 종양과 근접해 있는 정상 조직까지 정확한 3차원적인 정보를 제공해 방사선치료계획에 결정적인 도움을 주고 있다.[1, 2] 최근 소개된 CT 시뮬레이터는 표준화된 진단용 CT 스캐너, 레이저 정렬시스템, 시뮬레이션 소프트웨어를 가진 워크스테이션 등으로 구성되어 있다.[3 8] 이러한 CT 스캐너를 통해 여러 단면의 영상을 얻어 시뮬레이션 영상과 같은 투시영상을 재구성하게 되는 데 이렇게 재구성한 영상을 digital reconstructed radiograph (DRR) 이라고 한다.[9, 10] 통상의 모의치료촬영과는 달리 CT를 이용한 모의치료촬영은 DRR 영상을 통해 표적과 주요장기의 외곽선을 함께 볼 수 있어 정확한 치료 부위 설정에 결정적인 도움을 받을 수 있다. 또한 컴퓨터 및 의용공학, 의학물리학의 발달로 인해 개발된 최근 치료기법의 임상응용은 CT 시뮬레이터에 대한 의존성을 더욱 가중시키고 있다.[11, 12] CT를 이용한 방사선치료에 있어 치료 효율성 증가에 대해 Goitein 등[13]은 경험적인 모델을 통해 tumor control probability (TCP)가 증가하고, 5년 이상의 생존율이 증가되었음을 보여준 바 있다. 이렇듯 임상적으로 사용이 늘어나고 있는 가상 모의치료, 즉 CT 시뮬레이터에 대한 성능평가는 매우 중요한 과제로 대두되고 있다.[14 16]

DRR이 정확히 재현이 되는지 알아보기 위해 Kiaran 등[17]은 자체적으로 팬톰을 제작하여 DRR의 대조도, modulation transfer function (MTF), ray line divergence (RLD), 공간적 선형성의 성능을 평가하였다. 그 결과 DRR 알고리듬인 ray

이 논문은 2000년 10월 10일 접수하여 2000년 11월 23일 채택되었음.

책임 저자 : 이병용, 울산의대 서울중앙병원 방사선종양학과
Tel : 02)2224-4433, Fax : 02)486-7258
E-mail : yiby@www.amc.seoul.kr

tracing 요소의 오차를 발견하였으며, 동중심점 이동에서 최대 2.2 mm의 차이가 발생함을 보여주었다. 1998년 Fallone 등[18]에 의해 CT 시뮬레이터와 치료빔 사이의 콜리메이터 각도, 갠트리 각도 그리고 조사면 크기 일치성에 대해서 평가를 하였다. 이 기술은 매우 간단하고 CT 시뮬레이션과 치료빔 사이를 평가하기에 실용적이며 치료계획을 위한 DRR과 환자에게 전달되는 실질적인 빔 사이의 일치성에 대한 기록을 제공할 수 있었다. 그러나 팬톰을 움직여가면서 여러 번의 스캔을 반복해야 한다는 단점이 있다. Craig 등[19]은 팬톰을 고안하여 3D RTP와 CT 시뮬레이션의 성능을 평가하였다. 그러나 이 팬톰은 제작하기 복잡한 점이 있으며 CT 시뮬레이션보다는 3D RTP 소프트웨어를 성능평가 하는 용도에 적합하였다.

임상에서 쉽게 사용할 수 있고 인수검사 뿐 아니라 주기적으로 사용할 수 있는 QA 팬톰의 필요성은 제기되고 있으나 앞선 연구들은 그런 요구를 만족시키지 못하고 있다. 이러한 이유로 각 병원에서 쉽게 제작할 수 있고, 사용이 용이한 팬톰을 고안 제작하여 그 성능을 조사함으로써 이의 사용 가능성을 평가해보고자 하였다.

대상 및 방법

1. 실험 장치

1) CT 및 CT 시뮬레이터

CT 시뮬레이터는 CT 스캐너(I.Q Xtra, Marconi, 미국)와 가상적인 시뮬레이션을 수행하는 AcQSim™ (Marconi, 미국), 레이저 시스템으로 구성이 되어있다(Fig. 1). CT 스캔은 24 cm와 48 cm의 두 field of view (FOV)가 가능하며, 슬라이스 두께는 2 10 mm, 슬라이스 간격은 2 10 mm가 가능한 성능을 갖고 있다. 본 실험에서는 48 cm의 full field에서 두 가지 조건으로 스캔을 하였다. 첫 번째 조건으로 주요점 부근에서는 2 mm 슬라이스 두께와 2 mm의 슬라이스 간격을 사용을 하였고, 이 외의 다른 부분에서는 5 mm 슬라이스 두께와 5 mm 슬라이스 간격을 사용을 하여 총 124 슬라이스 스캔을 하였다. 두 번째 조건으로 2 mm 슬라이스 두께와 10 mm 간격의 조건을 사용하여 총 52장의 단면영상을 수집하였다. CT 영상 데이터는 네트워크를 통해 가상 시뮬레이션 워크스테이션(AcQSim™)으로 옮겨서 가상 시뮬레이션을 수행하였다. AcQSim™ 시스템은 좌표화, DRR 그리고 가상 시뮬레이션 등 크게 3가지 기능으로 구성되어 있다.

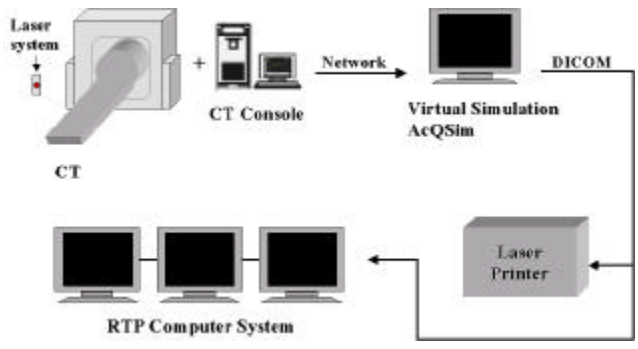


Fig. 1. The schematic diagram of virtual simulation system.

2) CT simulator의 기하학적인 성능 평가용 팬톰

CT 시뮬레이터의 기하학적 성능 평가용 팬톰은 직경 20 cm, 길이 24 cm인 원통과 25 ×25×31 cm^3인 직육면체가 합쳐진 모양으로 구성이 되어있다(Fig. 2). 직육면체는 24×24×30 cm^3의 크기로, 24×24×0.5 cm^3 PMMA 판 네 장을 10 cm 간격으로 포개어 놓았다. 영상결손이 극소화되면서 CT 상에서 잘 구별할 수 있는 0.8 mm 방사선 비투과선(Road Runner, Cook, 미국) 선을 부착하였다. 각각의 레이저가 비쳐지는 세 면의 중심에 납볼을 놓아 setup 시 팬톰이 정확하게 놓일 수 있도록 하였다. 각각 4개의 판 위에 동일한 위치에 동일한 크기의 정사각형 모양으로 붙였다. 각 판마다 3개의 정사각형이 24×24 cm^2, 12×12 cm^2, 6×6 cm^2의 크기가 되도록 하였으며 콜리메이터, 치료대 회전축 점검 등의 목적에 사용할 수 있도록 3개의 사각형은 축 방향에 대해 0°, 15°, 30° 각도를 이루도록 설계, 제작하였다.

원통형 부분은 직경 20 cm, 길이 24 cm 크기로 되어 있으며, 원통 내부에 방사선 비투과 선 4개를 나선모양으로 감았다. 나선 모양은 한 피치(Pitch)가 36 cm가 되도록 오른 나사 방향으로 감았다.

가상 시뮬레이션을 통하여 여러 조건에 따르는 DRR을 조

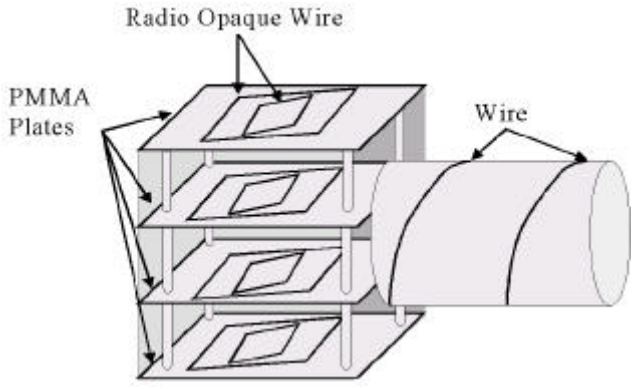


Fig. 2. The schematic diagram of Geometric QC/QA phantom for CT simulator.

사함으로써 원통 부분에서는 갠트리 각도, 동중심점 이동의 병진운동 등을 알아볼 수 있으며, 직육면체 부분에서는 조사면 크기, 동중심점의 이동, 콜리메이터, 치료대 등의 회전 각도를 알아 볼 수 있도록 고안, 제작하였다.

2. 실험 항목 및 방법

가상 시뮬레이션의 기하학적인 평가 항목으로서는 갠트리 회전, 콜리메이터 회전, 치료대의 회전, 조사면 크기, 동중심점의 이동(xyz 방향)에 따르는 DRR 영상 변화의 정확성 등으로 나눌 수 있다.

1) 조사면 크기

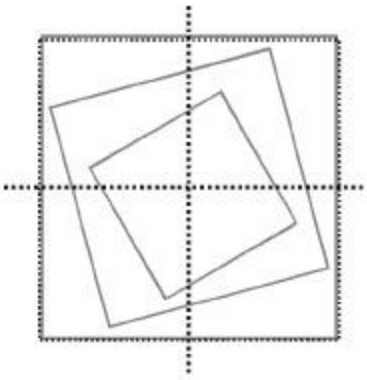
조사면 크기는 팬톰의 직육면체에서 평가하였다. 팬톰의 맨 윗면 중심을 기준으로 조사면 크기는 24×24 cm^2, 12×12 cm^2, 6×6 cm^2, 콜리메이터 각도는 0°로 만들어준 후 DRR 이미지에서 팬톰의 조사면 크기와 시뮬레이터에서의 조사면 크기를 서로 비교하였다(Fig. 3).

2) 콜리메이터 및 치료대 회전

콜리메이터 회전은 조사면 크기 평가와 동일한 방법으로 시행하였다. 콜리메이터를 회전하면서 DRR 영상과의 일치 여부를 관찰함으로써 시행하였다(Fig. 4A).

갠트리 0°의 조건에서 콜리메이터 각도는 24×24 cm^2에서 0°, 90°, 270°를 평가하였고, 12×12 cm^2에서 15°, 75°, 105°, 6×6 cm^2에서 30°, 120°, 210°각도를 각각 평가하였다.

치료대 회전은 콜리메이터 회전평가 방법과 동일하나 콜리메이터 및 갠트리의 각도를 0°로 하고 치료대를 회전시키면서 조사면 크기를 나타내는 선과 DRR 영상이 일치하는 정도를 비교하여 평가하였다(Fig. 4B).



----- : Virtual simulation square field
_____ : DRR image

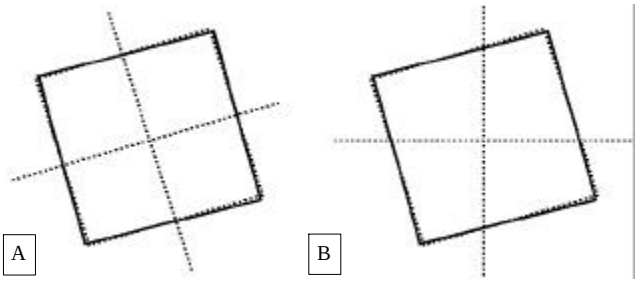
Fig. 3. Field size definition from the virtual simulator and from the DRR.

4) 동중심점의 이동

동중심점의 이동은 팬톰 직육면체 부분의 DRR 영상으로 평가하였다. 팬톰의 맨 윗면을 기준으로 24×24 cm^2 크기의 조사면을 이용하였다. 이 조사면을 중심으로 사각형의 위쪽, 아래쪽, 좌우 방향으로 12 cm씩 옮겨가면서 비교하였고, 선원-표면간의 거리 source surface distance (SSD)를 10 cm 간격으로 SSD 70, 80, 90, 100 cm의 조건에서 Z축 방향으로 비교, 평가하였다.

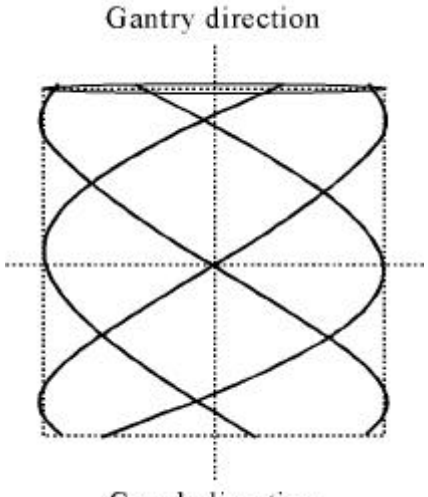
4) 갠트리의 회전

갠트리의 회전은 팬톰의 원통 부분의 DRR 영상으로써 평가하였다(Fig. 5). 원통 표면에 0.8 mm Road Runner 선을 네



----- : Virtual simulation square field
_____ : DRR image

Fig. 4. Test and Comparison of the field shape between the virtual simulation and the DRR. **A)** Collimator rotation test, **B)** Treatment couch rotation.



----- : Virtual simulation field
_____ : DRR image

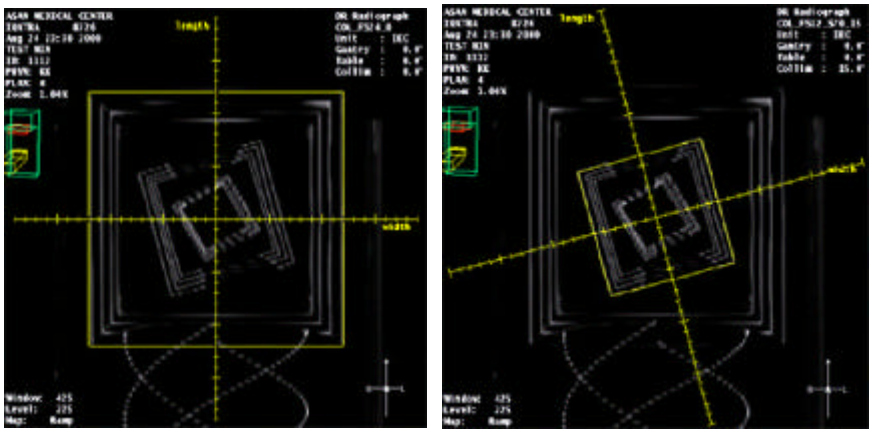
Fig. 5. Schematic principle of determining the gantry angle from the DRR image. Field center position should move longitudinal direction when gantry rotate.

개의 36 cm/pitch 조건으로 부착하였다. 가상 시뮬레이터에서 콜리메이터를 60.2°를 회전하였을 때 DRR에 나타나는 카테터 선의 기울기가 일치하는지 미리 확인하였다. 원통의 직경과 일치하는 20×24 cm^2의 조사면을 만들었을 때 갠트리 각도가 1°씩 움직일 때마다 중심점과 나선의 교점이 1 mm씩 치료대의 앞쪽으로 움직이게되므로 갠트리의 움직임마다 동중심이 동축선상으로 갠트리 1°당 1 mm씩 이동해야 하는 길이를 평가함으로써 갠트리 각도의 정확성을 확인하였다. 0 315°범위 안에서 총 13개 갠트리 각도를 비교, 평가하였다.

결 과

24×24 cm^2 조사면, 콜리메이터 0°, 치료대 0° 조건과 팬톰의 사각형과 DRR에서 구현된 사각형은 왼쪽이 최대 0.5 mm 이내의 차이를 보이며, 12×12 cm^2 조사면, 콜리메이터 15°, 치료대 0°의 조건에서는 최대 0.3 mm 이내, 6×6 cm^2 조사면, 콜리메이터 30° 치료대 0°의 조건으로 비교해본 결과 최대 0.5 mm 이내의 차이가 있음을 알 수 있었다(Fig. 6A). 콜리메이터의 회전에 있어 세 개의 조사면에서 각각의 대응되는 조건으로 성능 평가를 하였다. 24×24 cm^2 조사면에서 콜리메이터 각도 0°, 90°, 270°를 평가한 결과 모두 1°이내의 차이를 보였으며, 12×12 cm^2 조사면에서 콜리메이터 각도 15°, 105°는 0.5°이내의 차이가 있었으며, 6×6 cm^2 조사면에서는 30°, 120°, 210°조건에서 최대 1.0°이내의 차이가 나타났다(Fig. 6B). 치료대 회전에 있어 콜리메이터와 마찬가지로 3개의 조사면에서 각각 대응되는 조건의 성능평가를 하였다. 24×24 cm^2 조사면에서 치료대 각도 0°, 90°, 270°(-90°)를 평가한 결과 1°이내의 차이를 발견하였으며, 12×12 cm^2 조사면에서 치료대 각도 75°, 345°(-15°)를 평가한 결과 0.5°이내의 차이를 발견하였으며, 6×6 cm^2 조사면에서는 330°(-30°), 60°를 평가한 결과 1°이내의 차이를 보였다(Fig. 7). 동중심점의 이동에서는 가상적인 시뮬레이터의 조사면 24×24 cm^2, SSD 70 cm의 조건에서 왼쪽, 오른쪽, 위쪽, 아래쪽으로 각각 12 cm 움직임을 비교 해본 결과 최대 0.8 mm 이내의 차이를 발견할 수 있었고(Fig. 8), 동중심점의 Z 방향 이동은 팬톰의 바닥을 기준으로 SSD를 10 cm 씩 변화시키며 SSD 100, 90, 80, 70의 네 조건을 평가해본 결과 차이가 최대 1 mm 이내임을 알 수

Fig. 7. The DRR and the virtual simulation images for the couch rotation test. 6×6 cm^2 field size and 60°Couch angle.



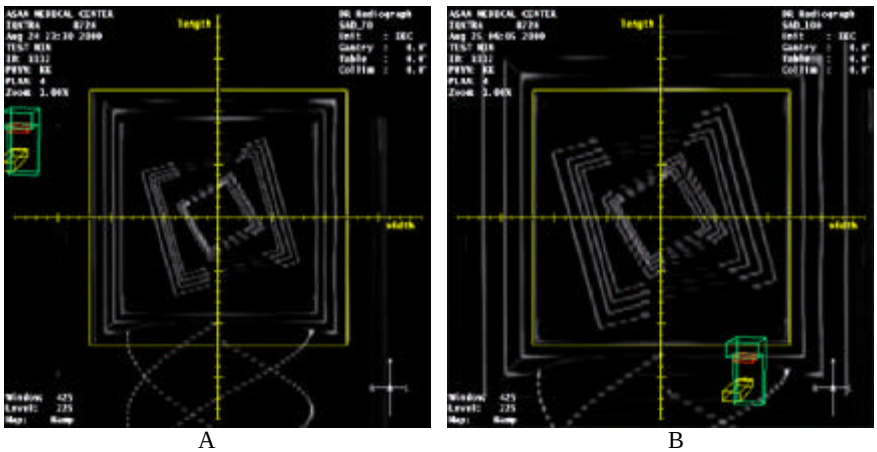
A B

Fig. 6. The DRR and the virtual simulation images for the collimator rotation test. **A)** 24×24 cm^2 field size and 0°collimator angle, B) 12×12 cm^2 field size and 15° collimator angle.

Fig. 8. The DRR and the virtual simulation images for the isocenter shift test. Couch (isocenter) was shifted 12 cm inferior. DRR images of four 24×24 cm^2 squares are perfectly aligned in a line.

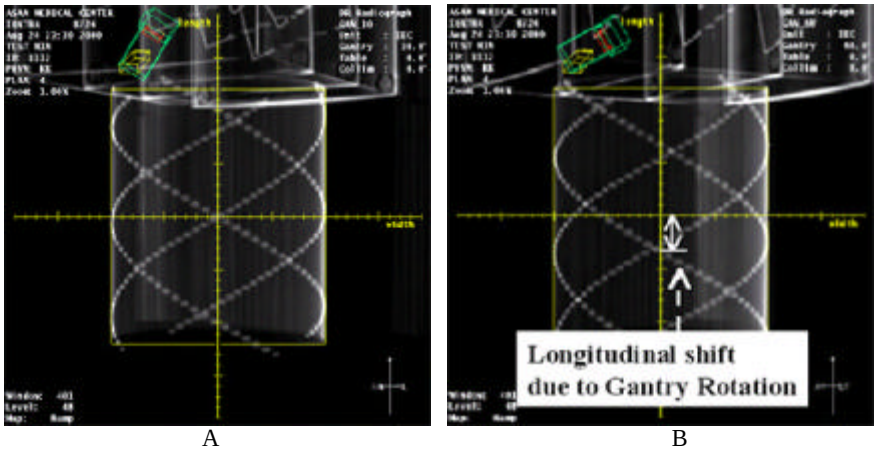
있었다(Fig. 9). 갠트리 0 315° 각도에서 0.5 1° 의 차이를 보였다(Fig. 10). 2 mm 두께와 10 mm 간격의 스캔 조건과 주요점 부근에서는 2 mm 두께, 2 mm 간격, 다른 부근에서는 5 mm 두께와 5 mm 간격의 스캔조건을 비교를 해보았을 때 전자의 스캔 조건이 후자의 스캔의 조건보다 DRR을 만들었을 때 영상의 질이 떨어져서 사용상의 어려움이 있었으나 평가하고자 하는 대상에 대해 유의할만한 오차변화는 없었다(Fig. 11).

기하학적인 여러 항목들에 대해 조사면, SSD, 동중심점 이동 있어 최대 1 mm 이내의 차이를 발견할 수 있었으며, 콜리메이터, 치료대, 갠트리 회전에 있어서는 1° 이내의 차이가 있음을 알 수 있었다(Table 1).



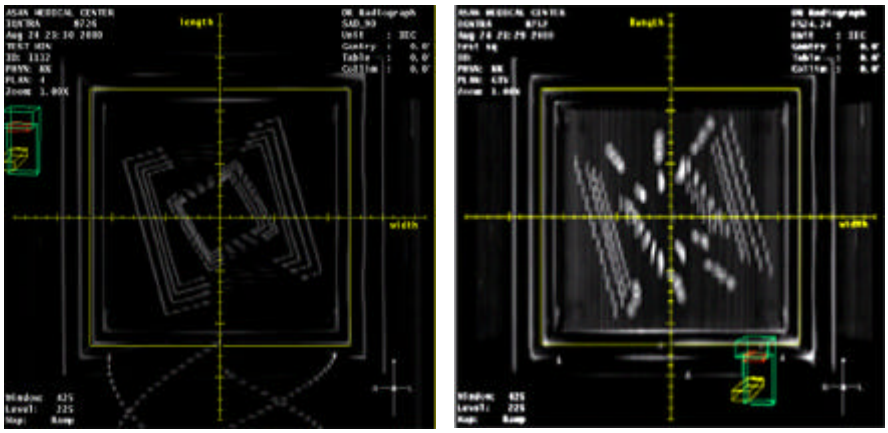
A B

Fig. 9. The DRR and the virtual simulation images for the isocenter shift test (z- direction). **A)** SSD 70 cm and 24×24 cm^2 field size, **B)** SSD 100 cm and 24×24 cm^2 field size



A B

Fig. 10. The DRR and the virtual simulation images for the gantry rotation. **A)** 30° gantry angle, B) 60° gantry angle.



A B

Fig. 11. The DRR and the virtual simulation images for the different scan condition. Scan image shows **A)** 2 mm slice thickness and 10 mm index, **B)** 5 mm slice thickness and 5 mm index at important point and the other 2 mm slice thickness and 10 index.

Table 1. Differences of Geometrical Factors between the Virtual Simulations and The DRR Images

	Differences
Field size	0.3 0.5 mm
Collimator	0.5 1°
Couch	0.5 1°
Isocenter	0.5 1 mm
Gantry	0.5 1°

고안 및 결론

CT를 이용하여 단층영상을 얻어 시뮬레이션과 치료계획에 있어 이용하는 것이 요즘의 경향이며 또한 증가추세이다. 이러한 방법의 시뮬레이션이 임상적으로 계속 늘어날 것으로 예상하고 있다. 이러한 추세에 발맞춰 CT 영상을 이용해 DRR을 만들어 시뮬레이션을 했을 때의 기하학적인 성능평가를 하고자 하였다. CT 시뮬레이터의 기하학적인 성능평가용 팬톰을 자체 제작하였고, 이 CT 영상을 이용하여 가상적인 시뮬레이션을 수행하였다. 위와 같이 가상 모의시뮬레이터(AcQSim™)를 이용하여 자체 제작한 팬톰의 DRR영상을 만들어 기하학적인 성능평가를 하였다. 이 결과 조사면에서는 최대 ±0.5 mm이내의 차이가 있음을 알 수 있었으며, 콜리메이터 회전과 치료대 회전에 있어 최대 1° 이내의 차이가 있었고, 동중심점의 이동은 네 방향으로 움직인 결과 최대 0.8 mm 이내의 차이가 있었으며, 축 방향으로는 1 mm 이내의 차이가 있었다. 원통의 DRR은 갠트리의 회전에 있어 1° 이내의 차이를 발견할 수 있었다. CT 스캔을 주요점 부근에서 2 mm 슬라이스 두께와 5 mm 슬라이스 간격으로 했을 때와 2 mm 슬라이스 두께와 10 mm 슬라이스 간격으로 했을 때 후자의 조건으로 얻은 DRR 영상을 만들었을 때 영상의 질이 떨어지는 관계로 정확한 평가를 하기에 약간의 어려움이 있음을 알 수 있었다. Kiaran 등[17]은 자신의 팬톰으로 분석한 결과 조사면의 오차는 2.2±0.4 0.33±0.3 mm, 콜리메이터 회전의 오차는 0 0.5°, 치료대 회전의 오차는 0 1.0°, 갠트리 회전의 오차는 0.9 1.8°, 동중심점의 이동은 0.33 2.20 mm의 오차가 발생하였다고 보고하였다. 특히 갠트리 회전과 동중심점 이동의 오차가 다른 항목에 비해 많이 발생됨을 알 수 있었고, full field, 2 mm 슬라이스 두께, 2 mm 슬라이스 간격조건으로 했을 때 오차가 감소한다는 것을 보여주었다. Craig 등[19]의 연구에서 자신이 제작한 팬톰을 이용하여 분석한 결과, DRR의 10×10 cm^2 조사면에서 평균 오차는 1.06 mm, 갠트리 회전의 평균오차는 0.28°, 치료대 회전은 -0.1°의 오차가 발생하였다고 보고하였다. 본 연구와 Kiaran 등[17], Craig 등[19]의 연구와 비교해보았을 때 기하학적인 여러 항목에 대해 유사한 결과가 나옴을 알 수 있었다. 본 연구에서 제작한 팬톰을 이용하여 0.5° 이내의 정밀도를 갖고 setup 하는 것은 매우 어려운 일이기 때문에 여러 인자의 오차는 setup 상의 오차가 포함이 되어 있다. 따라서 setup을 좀 더 정밀하게 할 수 있으면 각 인자에 대한 오차의 범위는 더욱 줄어들 수 있을 것으로 기대한다. 그러나 본 연구에서 제작한 팬톰의 DRR과 기하학적인 여러 인자들과의 차이가 밀리미터 이내 오차와, 1° 이내의 회전 오차가 발생한 걸로 보아 임상허용오차의 범위 내에 들어옴으로[20, 21] 이 팬톰을 이용하여 CT 시뮬레이터의 주기적인 기하학적 성능평가가 가능함을 알 수 있었다.

참 고 문 헌

1. **Goitein M, Abrams M, Rowell D, Pollari H, Wiles J.** Multi-dimensional treatment planning : II. Beam's eye view, backprojection, and projection through CT sections. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1983;9:789-797
2. **Goitein M, Miller T.** Planning proton therapy of the eye. Med Phys 1983;10:275-283
3. **Coia LW, Schultheiss TE, Hanks GE, eds.** A Practical Guide to CT simulation. Madison, WI; Advanced Medical Publishing, 1995
4. **Jani SK, eds.** CT-Simulation for Radiotherapy. Madison, WI: Advanced Medical Publishing, 1993
5. **Nishidai T, Nagata Y, Akisada M, et al.** A new 3-D planning and simulating system for radiotherapy : Part 2. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1990;18:499-504
6. **Nagata Y, Nishidai T, Abe M, et al.** A new 3-D planning and simulating system for radiotherapy : Part 2. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1990;18:505-513
7. **Sherous GW, Chaney EL.** Portable virtual simulator. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1991;21:475-482
8. **Smith RM, Sanfillipo LJ, Steidley KD, Kohut HT.** Clinical patterns of use of a CT-based simulator. Med Dosim 1987; 12:17-22
9. **Rosenman J, Sailer SL, Sherouse GW, Chaney EL, Tepper JE.** Virtual simulation : initial clinical results. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1991;20:843-851
10. **Sherous GW, Novins KL, Chaney EL.** Computation of digitally reconstructed radiographs for use in radiotherapy treatment design. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1990;18:651-658
11. **BY Yi.** The Broad-beam CT Image Reconstruction from Simulator Image. J Korean Soc Ther Radiol Oncol 1998;16: 81-86
12. **Leavitt DD, Starkschall G, eds.** Proceedings of the XII International Conference on the use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Medical Physics Publishing, 1997
13. **Goitein M.** The Utility of computed tomography in radiation therapy : An estimate of outcome. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1979; 5:1799-1807
14. **Nagata Y, Nishidai T, Abe M, et al.** CT simulator : A new treatment planning system for radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1987;13:176
15. **Heidtman CM.** Clinical applications of a CT-simulator : Precision treatment planning and portal marking in breast cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1990;15:113-117
16. **Ragan DP, He T, Mesina CF, Rantanathrathorn V.** CT-based simulation with laser patient marking. Med Phys 1993; 15:379-380
17. **Kiaran P, McGee KP, Das IJ.** Evaluation of digitally reconstructed radiographs (DRRs) used for clinical radiotherapy : A phantom study. Med Phys 1995;22:1815-1827
18. **Fallone BG, Evans C, Clark BG, Podgorsak EB.** Verification of the correspondence between CT-simulated and treatment beams. Med Phys 1998;25:750-751
19. **Craig TB, Brochu J, Van Dyk J.** A quality assurance phantom for three-dimensional radiation treatment planning. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1999;44:955-966
20. **Van Dyk J, Mah K.** Simulation and Imaging for Radiation Therapy Planning. In : Williams JR, Thwaites DI, eds. In Radiotherapy Physics in Practice. Oxford, England : Oxford University Press. 1993:113-134
21. **McGee KP, Das IJ.** Commissioning, Acceptance Testing, & Quality Assurancem of a CT Simulator. In : Coia LR, Schultheiss TE, Hanks GE, eds. A Practical Guide to CT simulation. Madison, WI : Advanced Medical Publishing. 1995:5-23

Abstract

A CT Simulator Phantom for Geometrical Test

Chul Kee Min[*,†], Byong Yong Yi, Ph.D.[*], Seung Do Ahn, M.D.[*], Eun Kyung Choi, M.D.[*], and Hyesook Chang, M.D.[*]

[*]Department of Radiation Oncology, College of Medicine, University of Ulsan, Asan Medical Center
[†]Department of Medical Physics, Kyonggi University

Purpose : To design and test the CT simulator phantom for geometrical test.
Material and Methods : The PMMA phantom was designed as a cylinder which is 20 cm in diameter and 24 cm in length, along with a 25×25×31 cm^3 rectangular parallelepiped. Radio-opaque wires of which diameter is 0.8 mm are attached on the other surface of the phantom as a spiral. The rectangular phantom was made of four 24×24×0.5 cm^3 square plates and each plate had a 24×24 cm^2, 12×12 cm^2, 6×6 cm^2 square line. The squares were placed to face the cylinder at angles 0°, 15°, 30°, respectively. The rectangular phantom made it possible to measure the field size, couch angle, the collimator angle, the isocenter shift and the SSD, the measurements of the gantry angle from the cylindrical part. A virtual simulation software, AcQSim™, offered various conditions to perform virtual simulations and these results were used to perform the geometrical quality assurance of CT simulator.
Results : A 0.3 0.5 mm difference was found on the 24 cm field size which was created with the DRR measurements obtained by scanning of the rectangular phantom. The isocenter shift, the collimator rotation, the couch rotation, and the gantry rotation test showed 0.5 1 mm, 0.5 1°0.5 1°, and 0.5 1° differences, respectively. We could not find any significant differences between the results from the two scanning methods.
Conclusion : The geometrical test phantom developed in the study showed less than 1 mm (or 1°) differences. The phantom could be used as a routine geometrical QC/QA tools, since the differences are within clinically acceptable ranges.

Key Words : QC, QA, Virtual simulation, CT simulator, Digital reconstructed radiography (DRR)