

## Simulator의 성능관리

강위생

서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실

### 초 록

방사선치료의 최적화를 위하여 위치결정장비로 이용되고 있는 simulator에는 gantry와 couch, 콜리메이터와 같은 기계적으로 운동하는 장치와 엑스선 발생장치, 투시용 영상증강관, 기계적 운동 장치의 위치를 알기 위한 지나 거리표시기, 각도 표시기가 포함되어 있다. 충돌에 의한 위험을 막기 위한 충돌 방지장치도 포함되어 있다. 여기에서는 정확한 시뮬레이션을 수행하기 위해 필요한 검사항목과 성과 유지, 안전성 확보에 필요한 사항을 논의한다. 대부분의 검사항목에 대해서 검사기준을 제시하며 항목에 따라서는 검사방법을 예시한다. 이와 같이 다양하고 정밀한 장치의 성능관리업무는 전문가인 의학물리학자의 책임하여 수행되어야 한다.

### 1. 서 론

방사선에 의해 정상조직도 손상되기 때문에 최적의 방사선치료는 정상조직을 최대한 보호하면서 종양조직을 사멸시키는 것이다.<sup>1,7)</sup>

방사선치료과에서는 최적의 방사선치료를 위하여 위치결정장비의 이용이 보편화되어 있다.<sup>8)</sup> 위치결정장비로 이용되고 있는 simulator는 gantry, couch, 콜리메이터, 거리표시기 등이 방사선치료기와 유사하게 공간배열이 가능하게 설계되어 있다. 그러나 시뮬레이터에 투시기능이 있다는 점이 방사선치료기와 다르다.

병소나 치료대상, 위험장기의 정확한 위치를 알아야 필요성은 오래전부터 인식되었다. 위치결정장비로서 시뮬레이터는 두 가지의 별개이면서 밀접한 기능을 발휘할 수 있게 설계되어 있다. 즉 기능이란 (1) 병소나 치료대상, 위험장기의 위치를 정확히 결정하고 치료계획에 필요한 환자의 윤곽과 병소, 위험장기 등을 포함하는 도면을 작성하는데 필요한 자료의 취득과 (2) 제기된 치료계획의 적합성을 시험하고 시소한 수정을 할 수 있게 하는 것이다.<sup>8)</sup>

### 2. 방 법

위에 제시된 기능이 원활하게 이루어질 수 있게 simulator에 이동이 가능한 gantry 및 couch, 콜리메이터의 위치를 알 수 있게 되어 있고, 거리(SSD)표시기능, 조명등, 십자선, 레이저 등이 있다. SAD나 SSD와 같이 규격이 다양한 방사선치료기와 조건을 시뮬레이션할 수 있는 기능도 시뮬레이터에 있다. 또한 엑스선발생장치와 관련된 관전압, 관전류, 촬영시간 선택 및 표시 기능과 과부하 방지기능, 영상강화장치의 변위 기능도 있다.

이와 같이 시뮬레이터에 다양한 기능이 갖추어지기 때문에 고도로 정확하게 방사선

치료환자를 시뮬레이션하기 위해선 양질의 X선 촬영 및 투시기능과 더불어 안전성 있고 정확한 기계장치를 갖춘 장치를 선정하게 될 것이다. 시뮬레이션의 정확성을 유지하기 위해서는 시뮬레이터의 모든 기능이 적정 수준으로 유지되어야 할 것이다. 시뮬레이터의 기능을 점검하기 위해서는 그 시뮬레이션에 적합한 성능관리 프로그램을 마련해야 한다.<sup>8,13)</sup> 여기서 시뮬레이터의 검사해야 할 기능과 기준에 대해서 논의하고자 한다.

### 3. 고찰

#### (1) Isocenter

isocenter는 콜리메이터 회전축과 갠트리회전축, 카우치 회전반의 회전축의 교점이다. 이 세축은 반경 2mm의 구내를 통과해야 한다. 콜리메이터 회전축이 isocenter를 벗어나는 이유로는 엑스선관의 초점이 콜리메이터 회전축에서 벗어나 있거나 한 쪽으로 치우쳐 있거나 두 가지가 혼재해 있다는 점이다. 콜리메이터 회전축 위치가 부정확한 원인을 밝혀내 교정하기 위해서는 한 가지씩 분리하여 검사해야 한다. 갠트리 회전축이 부정확한 이유로는 기계적인 불안정성이다. 카우치 회전반의 회전축이 isocenter를 벗어나는 이유로 주로 스탠드와 회전반의 상호위치와 관계가 있다. 시뮬레이터를 설치할 때 스탠드와 카우치 회전반의 상대적인 위치 결정이 매우 중요하다.

#### (2) 기계적 위치 표시계

시뮬레이션할 때 정확히 설정해야 할 기계적 위치는 SAD와 갠트리 각, 콜리메이터 각이며, 카우치의 위치는 참고로 이용할 수 있다. 기준이 되는 각도인  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $270^\circ$ 는  $\pm 0.5^\circ$ 이내로 정확해야 하며, SAD 표시계와 카우치의 종 또는 횡방향, 상하방향의 이동거리 표시계는  $\pm 2$  mm이내로 정확해야 한다. 또한 카우치면의 상하위치는 isocenter에 대하여  $\pm 2$ mm이내로 정확해야 한다.

#### (3) 조사면 경계선

시뮬레이터에는 조사면 경계 표시용으로 콜리메이터 대신 금속선이 채택되어 있다. 조사면 경계선이 마주 보고 움직이는 쌍은 서로 평행해야 하고, 교차하는 것 끼리는 직교하여야 한다. 조사면 경계선 상호간의 각은 규정각에서  $\pm 0.5^\circ$ 이내에 있어야 한다.

#### (4) 십자선

십자선은 선축과 조사면축을 가시화하고 SSD를 읽기 위한 기준선으로 이용된다. 십자선은 일반적으로 조사면 경계 표시선과 평행한 선 두 개가 교차되어 있다. 십자선은 교점이 선축과 일치하고 조사면 경계선과 평행 또는 직교하도록 설치되어야 한다. 위치에 대한 허용오차는  $\pm 2$ mm이고 각에 대한 것은  $\pm 0.5^\circ$ 이다.

십자선을 쉽게 분리할 수 있게 된 시뮬레이터도 있다. 분리 가능한 십자선이 채택된 시뮬레이터는 십자선이 움직일 가능성이 높다.

#### (5) X선 조사면과 빛조사면

엑스선 조사면의 크기와 위치가 빛조사면의 크기와 위치가 일치하지 않을 수 있다. 이

문제는 주로 조사면 조명등과 거울의 위치나 방향의 착오로 말미암아 생긴다. 엑스선 조사면과 빛조사면의 위치의 일치성은 각 조사면의 중심의 일치성으로 평가한다. 엑스선 조사면과 빛조사면의 중횡 각 방향의 크기에 대하여 1m SSD에서 크기가 20cm×20cm 이하인 조사면에 대해서는 ±2mm 이내, 20cm×20cm 보다 큰 조사면에 대해서는 ±1% 이내로 일치하여야 한다. 초점에서 1m 위치에 카셀에 내장된 진단용 필름을 두고 조사면 경계표시선 그림자에 납줄 등을 두고 방사선촬영하여 검사할 수 있다.

#### (6) SSD 표시계

SSD는 환자의 피부에 내비치는 SSD 표시계 의한 눈금과 십자선 교점의 그림자를 이용하여 읽을 수 있게 되어 있다. SSD는 거리에 관계없이 ±2mm 이내로 정확히야 하며, isocenter까지 SSD는 SAD와 ±2mm 이내로 일치해야 한다. SSD가 잘못 읽혀질 수 원인은 표시계의 위치나 방향이 바뀌거나 십자선의 교점의 그림자가 바뀌는 것이다. SSD표시계의 위치가 바뀌면 isocenter까지의 SSD가 SAD와 일치하게 않게 된다.

#### (7) 조사면 크기 표시계

시물레이터에는 조사면크기를 표시하기 위해 망선판(reticle)이나 디지털식 중 적어도 하나가 채택되어 왔다. 망선판은 몇 가지 특정 SSD에 따라 조사면크기를 육안으로 쉽게 확인할 수 있게 되어 있고 교체가 가능하다. 디지털식은 SAD에 따라 조사면크기를 수치로 표시한다. 조사면 경계선이 개별적으로 이동이 가능하게 설계된 시물레이터는 비대칭 조사면인 경우 조사면 중심에 대한 각 조사면 경계선까지의 거리와 상대적인 위치도 표시된다.

조사면크기는 중횡 각 방향의 크기에 대하여 크기가 20cm×20cm이하인 조사면에 대해서는 ±2mm이내, 20cm×20cm 보다 큰 조사면에 대해서는 ±1%이내로 일치하여야 한다. 비대칭 조사면이 가능한 장치에서 조사면이 대칭일 때 대칭조사면 중심에 대한 각 경계선까지의 거리가 조사면 크기와 마찬가지로 정확해야 한다. 경계선이 조사면 중심을 지나 반대쪽에 있을 경우 확인이 가능해야 한다.

망선판이 이용되는 경우 설치위치가 제자리가 아니거나 조사면조명등의 위치가 바뀐 경우 조사면크기에 오류가 있을 수 있다. 시물레이션을 시행할 때 SSD와 망선판이 짝이 맞지 않은 경우 조사면크기를 잘못 결정할 수 있으므로 SSD와 짝이 맞는 망선판인지 확인하는 것이 필수적이다. 망선판이 판면에서 이동이 있는 경우에는 조사면이 대칭이 아닌 것처럼 보일 수 있다. 디지털식 조사면표시계는 전기회로나 프로그램에 이상이 있는 경우 조사면크기에 오류가 있을 수 있다.

#### (8) 역조사면의 일치

시물레이션의 엑스선관의 초점이 캔트리의 정위치에 있으면 정반대 방향의 두 조사면의 선축은 일치하게 된다. 초점이 정위치에서 측방으로 이동되어 있으면 정반대 방향의 조사면의 선축 사이에 간격이 있게 된다.

조사면의 선축은 isocenter에 있어야 하고 역방향 선축간의 간격은 2mm를 넘지 않아야 한다.

역조사면의 일치성에 대한 검사 방법이 한예를 들면 굵기가 2mm의 못을 선축방향으로 두고 수직과 수평의 두 방향에서 투시술로 isocenter에 못이 오도록 한 다음에 반대 방향에서

## Simulator의 성능관리

투시하면서 못이 조사면의 중심에 오게 카우치를 이동시키고 이동거리를 측정한다. 이 이동거리가 정반대 방향조사면 선축 사이의 간격이다.

### (9) 레이저

레이저를 설치할 때는 다음 조건을 만족시켜야 한다. 첫째, 모든 레이저는 isocenter를 통과하게 한다. 둘째, 측면 레이저는 정반대방향으로 진행하게 하고, 수평 레이저는 수평이 되게 하고, 수직 레이저는 캔트리 회전축과 직각이 되게 한다. 셋째, 종방향 레이저는 수직이면서 캔트리 회전축과 일치하게 한다.

각 레이저선은 isocenter를 중심으로 직경 2mm이내에 있어야 한다. 수평 레이저는 수평선이어야 하고, 수직 레이저는 수직이어야 한다. 허용오차는  $\pm 0.5^\circ$ 이다.

측면 레이저는 반대쪽에 레이저를 이용하여 쉽게 감사할 수 있고, 종방향 레이저는 못을 이용하여 캔트리 축을 가시화한 다음 가능하다. 그러나 노화로 인해 캔트리가 기울어져서 isocenter의 위치가 아래로 처질 수 있다. 이 경우도 캔트리 축을 가시화하여 확인 할 수 있다.

### (10) 카우치

카우치의 이동거리를 확인하기 위한 자는  $\pm 2\text{mm}$ 이내에 정확해야 한다. 카우치의 종방향으로 이동시키켜 스탠드 쪽 끝이 isocenter에 오게하여 30kg의 물체를 얹어 두었을 때에 비하여 그 끝이 스탠드에 가장 가까울 때 135kg의 물체를 고르게 얹어 두었을 때 isocenter 근처에서 카우치가 5mm 이상 처지지 말아야 한다. 카우치를 횡방향으로 양쪽으로 완전히 이동시켰을 때 기울어지는 각이  $0.5^\circ$ 를 초과하지 않아야 한다. 투시중에 카우치를 어느 방향으로든지 이동 가능해야 한다.

### (11) 영상증강관의 위치

시뮬레이터의 방사선사진용 필름은 영상증강관(image intensifier) 위에 있으며 영상증강관의 함께 이동하게 되어 있다. 방사선사진의 확대율을 알기 위해 필요한 초점 필름간 거리를 잴 수 있게 되어 있다. 초점 필름간거리는  $\pm 3\text{mm}$ 이내로 정확해야 한다. 투시중에 영상증강관을 반경방향, 종횡방향의 이동이 가능해야 한다.

### (12) 영상증강관의 충돌 방지

카우치와 영상증강관은 투시중에 원격조정에 의해 이동이 가능하기 때문에 충돌 가능성이 높다. 충돌에 의한 손상을 피하기 위해 영상증강관을 싸고 있는 부분에 환자나 카우치와 충돌하는 것을 막기 위한 스위치가 제위치가 있고 정상적으로 작동되어야 한다.

### (13) 엑스선관의 관전압

엑스선 발생장치의 관전압 특히 봉우리 전위(peak potential)는 엑스선다발의 투과력과 환자의 방사선 피폭, 필름의 농도 및 대조도에 영향을 미치기 때문에 검사해야 할 중요한 항목이다. 관전압이 2~3kVp정도로 조금 바뀌어도 필름의 농도가 상당히 변할 수 있다. 관전압이 잘못 교정되어 있으면 환자의 방사선 피폭이 필요 이상 많아질 수 있다.

kVp 측정은 카셀을 이용하거나 직접 읽을 수 있는 장비를 이용하여 할 수 있다. 침습적 방법에 의한 관전압 측정치는 비침습적 방법에 의한 것보다 약간 높게 (2~5kVp) 나타나지만 정상적인 값이다.

관전압 허용치는 백분율 평균오차가 지시치에 대해서  $\pm 7\%$  이내여야 한다.

#### (14) 엑스선관의 관전류

시뮬레이터의 엑스선 장치는 박사선활용에도 이용되고 투시에도 이용되므로 관전류이 오차는 투시에 대해서는  $\pm 0.1\text{mA}$  이내, 촬영에 대해서는 백분율평균오차가  $\pm 10\%$  이내여야 한다.

#### (15) 밀리암페어초(mAs)제어기

시뮬레이터에 따라서는 관전류와 타이머를 쓰는 대신 밀리암페어초 제어기가 채택된 것이 있다.

변압기식 엑스선 장치의 mAs 제어기의 허용차는 방사선 발생시간이 0.1초 이상의 범위에 대해서는  $\pm 10\%$ , 0.1초 미만에 대해서는  $\pm 20\%$  이내여야 한다.

그러나 mAs를 어떻게 측정할 것인가가 문제이다. 이것은 다음에 기술될 단위 mAs당 조사량(mR/mAs)의 검사에 의하여 가능하다.

#### (16) 단위 mAs당 조사량(mR/mAs, $\mu\text{C}/\text{kg}/\text{mAs}$ )

엑스선관의 관전류를 비침습적으로 정확히 측정하는 것은 어렵다. 관전압과 관전류가 정상적일지라도 방사선의 방출량에 영향을 미칠 수 있는 요인(애노드각, 초점-테이블 거리, 조사면 크기 등)이 있다.

한 장치를 다른 시기에 검사할 경우 mAs 당 조사량은  $\pm 10\%$  이내에 일치하여야 한다.

mR/mAs를 측정하기 위해서는 관전압(kVp)과 mAs를 정해 두고 일정한 기하조건(초점-테이블 거리, 초점-측정기 거리, 조사면 크기)에서 이온함을 이용하는 선량계로 측정한다.

## 4. 결 론

다양한 기능을 가지고 있고 고도의 정확성이 유지되어야 할 시뮬레이터의 성능관리를 누가 하느냐 하는 점이 매우 중요하다. 전문가라야만 각 검사항목에 대한 그 기관에 적합한 검사방법과 평가방법, 검사주기 등 성능관리 프로그램을 만들 수 있을 것이다. 그 적격자는 방사선치료물리학을 담당하고 있는 의학물리학자이며 의학물리학자의 감독하에 성능검사가 이루어져야 한다.

## 참고문헌

1. Perez, C. A. : The critical need for accurate treatment planning and quality control in radation therapy. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 2 : 815~818, 1977
2. Kutcher, G. J., Purdy, J. A. : Comprehensive quality assurance. in *Advances in Radiation*

- Oncology Physics : Dosimetry, Treatment Planning, Brachytherapy*. 1990 Summer School. American Association of Physicists in Medicine. 1990
3. Svensson, G. K. : Physical Aspects of Quality Assurance for the Committee on Quality Assurance in radiation Oncology, American College of Radiology. 1990
  4. WHO : *Quality Assurance in Radiotherapy*. World Health Organization. 1988
  5. Khan, F. M. : *The Physics of Radiation Therapy*. 2nd ed. Williams & Wilkins, Baltimore, U. S. A. (1994), pp. 502~542
  6. Kutcher, G. J., Coia, L., Gillin, M., ed. al : Comprehensive QA for radiation oncology : Report of AAPM radiation Therapy Committee Task Group 40 : Med. Phys. 21, 581~1994
  7. Stmick, E. S. : A quality management model for radiation oncology physics. AMPI Med. Phys. Bull. 16 : 108~125, 1991.
  8. Suntharalingam, N. : Quality assurance in radiotherapy localizer/simulator. in *Quality Assurance in Radiotherapy Physics*. ed. by Starkchall, G., Horton, J. L. Medical Physics Publishing, Madison, U.S.A., (1991), pp. 61~72
  9. McCullough, E. C. : Radiotherapy treatment simulator. in *Advances in Radiation Oncology Physics : Dosimetry, Treatment Planning, Brachytherapy*. 1990 Summer School. American Association of Physicists in Medicine. 1990
  10. de Almeida, C. E., Cecatti, E. R. : Teletherapy equipment and simulators. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 10, Sup 1 : 99~103, 1984
  11. Doppke, K. P : X-Ray Simulator Developments and Evaluation for Radiation Therapy. in *Radiation Oncology Physics-1986*, ed. by J.G. Kereiakes, H.R. Elson, C.G. Born, AAPM Monograph No. 15 (American Association of physicist in Medicine), 1987, 447~461
  12. Suntharalingam, N. : Teletherapy equipment and simulators. Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 10, Sup 1 : 137~138, 1984
  13. NCRP Report No. 99 : Quality Assurance for Diagnostic Imaging Equipment : NCRP. Bethesda, MD, U.S.A.(1988)