

선형가속기 방사선 중심점의 크기 측정 방법 개발과 Clinac 21EX 선형가속기의 방사선 중심점 크기 분석

*양산부산대학교병원 방사선종양학과, †부산대학교병원 방사선종양학과,
‡부산대학교병원 의학연구소, §부산대학교 의학전문대학원 방사선종양학교실

전호상* · 남지호* · 박 달^{†‡} · 김용호[†] · 김원택[§] · 김동원[§] · 기용간[†] · 김동현[†]

Star-shot 영상을 이용한 선형가속기의 방사선중심점(radiation isocenter)에 대한 정도관리를 정량적으로 할 수 있는 방법을 개발하고 이를 컴퓨터 프로그램으로 구현하였다. 구현한 프로그램의 정확도를 검증하고 프로그램을 사용하여 2008년 6월부터 2010년 12월 사이에 수행한 선형가속기 Clinac 21EX (Varian, USA)의 방사선중심점의 정도관리 정보로부터 방사선중심점의 크기를 측정하여 어떤 변화가 있는지 분석하였다. 개발한 방법은 먼저 star-shot 영상의 빔(ray)들 각각의 중심선 위에 있는 두 개의 점들을 찾아서 모든 중심선들의 방정식을 구하고 구한 방정식을 이용하여 중심선들을 모두 가로지르는 원의 최소의 직경을 찾아 방사선중심점의 크기를 구하는 것이다. 프로그램은 중심선의 x-절편과 y-절편을 0.084 mm 이하의 정확도로 찾아냈고 방사선중심점의 크기는 0.053 mm의 정확도로 구하여 검증에 사용한 영상의 해상도 0.085 mm보다 작았다. Clinac 21EX의 radiation isocenter의 크기는 콜리메이터, 갠트리, 테이블 각각 0.33±0.27 mm, 0.71±0.36 mm, 0.50±0.16 mm였고 측정 기간 동안 2.0 mm보다 작게 나와 모두 허용한도를 만족하였다. 개발한 프로그램은 충분한 정확도로 방사선중심점의 크기를 계산해주어 정기적인 정도관리에 많은 도움이 될 것으로 생각된다.

중심단어: 방사선중심점, 정도관리, 선형가속기

서 론

현재 방사선치료에 많이 쓰이고 있는 선형가속기는 갠트리(gantry)와 콜리메이터(collimator) 그리고 테이블(couch)이 회전하여 다양한 각도에서 방사선을 조사할 수 있도록 되어 있다. 갠트리, 콜리메이터와 테이블이 각각 회전하는 축들은 한 지점에서 만나게 되어 있는데 그 지점을 중심점(isocenter)이라고 부른다.¹⁾ 정밀한 방사선 치료를 하기 위해서는 종양의 위치에 대한 정확한 정보를 알고 있어야 한다. 선형가속기를 이용한 방사선 치료에서는 일반적으로 종양의 위치에 대한 정보를 중심점을 기준으로 기술하기 때문에 중심점의 정확도는 매우 중요하다. 특히 정밀한 치료를

요구하는 정위방사선수술이나 정위방사선치료의 경우에는 치료 전 중심점의 정확도에 대한 정도관리를 수행하도록 되어 있고 이에 대한 많은 방법들이 제시되어 있다.²⁻⁹⁾ 정위방사선이 아닌 방사선 치료의 경우에도 중심점의 정확도는 중요한데 이를 위해 주기적인 정도관리를 하도록 권고되고 있다.^{10,11)} 중심점에 대한 정도관리에는 여러 가지 방법이 있는데, 그 중 광학적중심점(optical isocenter)에 대한 정도관리,^{12,13)} 기계적중심점(mechanical isocenter)에 대한 정도관리,¹³⁻¹⁷⁾ 그리고 방사선중심점(radiation isocenter)에 대한 정도관리^{1,17-21)} 방법들이 제시되었다.

방사선중심점의 정도관리는 일반적으로 star-shot 영상 분석 방법이 많이 쓰이고 있다.¹⁾ 이 방법은 보통 갠트리, 콜리메이터, 테이블 각각에 대하여 독립적으로 수행하게 되는데 콜리메이터의 경우 필름을 테이블 위에 놓고 x방향의 조사야의 크기를 최소로 하여 가는 광자선을 조사할 수 있도록 한 후 콜리메이터의 여러 각도에서 광자선을 조사한다. 이 필름을 현상하면 Fig. 1과 같이 여러 개의 빔(ray)들이 교차하는 별모양(star-pattern)의 형태가 나타나게 되는데, 이 때 각 빔의 중심을 지나는 선을 그린 후 이 선들이 모두

이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(원자력기반확충사업, No. 2011-0018904).

이 논문은 2011년 7월 13일 접수, 2011년 9월 15일 수정, 2011년 9월 19일 채택되었음.

책임저자 : 박 달, (602-739) 부산시 서구 아미동 1가 10번지

부산대학교병원 방사선종양학과

Tel: 051)240-7924, Fax: 051)248-5747

E-mail: dpark411@gmail.com

허용한도인 지름 2 mm 이내의 원에 접하거나 원 내부에 들어오는지 확인하게 된다. 갠트리나 테이블의 경우도 비슷한 방법으로 별모양의 형태를 만들어서 빔의 중심선이 지름 2 mm 이내의 원에 접하거나 원 내부에 들어오는지 확인한다.¹⁾

이 방법은 몇 가지 단점을 가지고 있다. 빔의 중심을 지나는 선을 그리는 것이 정도관리를 수행하는 사람의 눈으로 판단하여 그리게 되어 수행하는 사람의 숙련도에 따라 결과가 달라질 수 있다. 지름 2 mm 이내의 허용한도에 드는지 판단하는 것도 일반적으로 육안 판단에 의존하기 때문에 중심점에 대한 정량적인 정보는 얻을 수 없고 허용한

도 이내인지의 여부만 판단할 수 있다. 이와 같은 단점을 극복하기 위해서 필름을 스캔하여 디지털화한 후 정량적으로 방사선중심점의 크기를 구하는 방법이 제시되었다.¹⁹⁾

방사선중심점의 정확도를 측정하는 정도관리는 미국에서는 1년에 한번 수행하도록 권고되고 유럽에서는 6개월에 한번 수행하도록 권고되고 있다.²²⁾ 본원에서는 2002년에 설치된 선형가속기 Clinac 21EX (Varian, USA)를 보유하고 있으며 방사선중심점의 정확도에 관한 정도관리는 한 달에 한번 시행하고 있다.²³⁾

본 논문에서는 먼저 González 등이 제시한 방법¹⁹⁾에 디지털 영상처리 기법을 접목하여 방사선중심점의 정량적 크기를 자동 측정하는 프로그램을 개발하고 그 정확성을 검증하였다. 그리고 2008년 6월부터 2010년 12월 사이에 월별 정도관리의 일부로 수행한 선형가속기 Clinac 21EX의 star-shot 영상들을 이용하여 방사선중심점 크기를 측정하고 시간에 따른 변화 정도를 분석하였다.

재료 및 방법

1. 2차원 star-shot 분석 알고리즘

필름의 star-shot 영상을 디지털화하여 얻은 2차원 star-shot 영상을 컴퓨터로 분석하여 방사선중심점의 최소 직경을 구하는 과정은 크게 두 가지로 나눌 수 있다. 첫째는 star-shot 영상 내에서 빔들의 중심을 지나는 선들의 방정식을 구하는 과정이며 둘째는 그 방정식을 이용하여 방사선 중심점의 최소 직경의 크기를 산출하는 것이다. 본 논문에서는 González 등¹⁹⁾이 제안한 방법에 디지털 영상처리 기법을 접목하여 영상 인식 성능을 개선한 알고리즘을 개발하

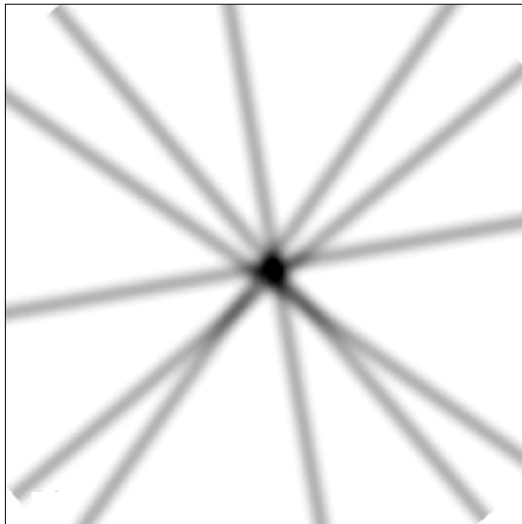


Fig. 1. Sample collimator star-shot image used to verify the accuracy of the Star-shot Analyzer program.

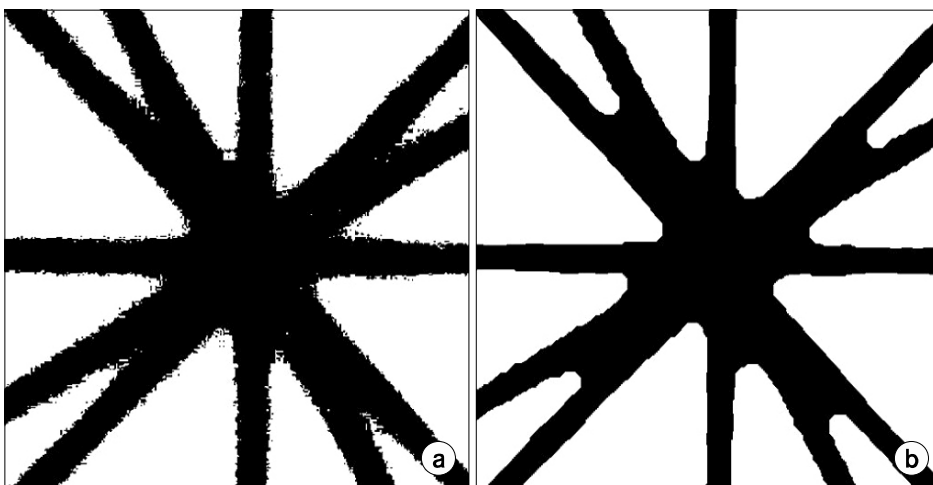


Fig. 2. A binary image of star-pattern (a) without and (b) with image dilation and erosion.

였으며, 영상 처리의 각 단계는 다음과 같다.

첫 번째 단계는 star-shot 영상의 중심으로부터 미리 정해진 반경(ρ) 내의 화소값(pixel value)들의 평균값을 기준으로 star-shot 영상을 0과 1의 값만을 가지는 이진 영상(Binary Image)으로 변환하는 것이다. 그러나 실제 필름 영상으로부터 얻어진 이진 영상은 pepper-and-salt noise와 같은 고주파 잡음(High frequency noise)을 포함하고 있는 경우가 많다. 이진 연구에서는 잡음 제거를 위해 주로 가우시안 필터(Gaussian filter) 등을 이용하여 만든 저역통과필터(LPF, Low pass filter)를 사용하였으나,¹⁹⁾ LPF는 그 원리상 별 모양 형상 내외에 분포하는 다양한 패턴의 잡음들을 완벽하게 제거하기 어렵고 필름 영상의 화질에 따라 반음영(Penumbra) 영역에서 빔의 경계선을 명확하게 구분하지 못할 가능성도 존재한다. Star-shot 영상은 매우 정밀한 분석 과정을 거쳐야 하므로 이와 같은 LPF의 한계는 방사선중심점의 크기 측정에 큰 오차를 유발할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 두 번째 단계로 LPF 대신 형태학적 영상처리 분야에서 잡음 제거에 탁월한 효과를 보이는 영상 팽창 및 침식(Image dilation and erosion)²⁴⁾을 이용하여 star-shot 형상의 경계선을 인식한 후 형상 내부의 모든 값은 1을 할당하고 형상 외부의 값은 모두 0을 할당하여 형상 내외의 잡음들을 원천적으로 제거하였으며, 형상의 경계선을 부드럽게 하는 효과를 통해 빔의 중심선 인식 과정에서 반음영(penumbra)에 의한 오차를 최소화하였다. Fig. 2에서 영상 팽창 및 침식 적용 후에 잡음이 제거된 star-shot 영상을 확인할 수 있다.

세 번째 단계는 잡음 제거된 이진 영상의 중심으로부터 반경 ρ 만큼 떨어진 위치에서 각도 $\Delta\phi$ 의 간격으로 원을 그리며 화소값들을 스캔한다. $\Delta\phi$ 의 간격으로 반경 ρ 의 위치에서 스캔할 경우 $\rho \Delta\phi$ 의 거리만큼 이동하므로 이 거리가 이미지의 한 화소의 크기보다 같거나 작아야 충분히 조밀하게 스캔한다고 볼 수 있다. DPI가 영상의 dots per inch (dpi) 값을 나타낸다고 하고 ρ 의 단위를 밀리미터(mm)라고 한다면

$$\rho \Delta\phi \leq \frac{25.4}{DPI}$$

이고 $\Delta\phi$ 가 만족해야할 조건은 다음과 같다.

$$\Delta\phi \leq \frac{1}{\rho} \frac{25.4}{DPI}$$

위의 조건을 만족하는 각도 $\Delta\phi$ 의 간격으로 화소값들을 스캔하여 필름에 인화된 빔들의 경계 지점들을 구한 후 서로 짝을 이루는 경계 지점들의 평균 좌표값들을 구하면 각

빔 마다 2개의 점 좌표들이 얻어지므로, 결과적으로 모든 빔들의 중심선을 나타내는 일차함수들의 방정식을 얻을 수 있다.

마지막으로 네 번째 단계는 중심선의 일차함수들로부터 모든 중심선들이 가로지르는 최소원(minimum circle)의 직경을 산출하는 것이다. 임의의 어떤 점으로부터 각 중심선까지의 거리들 중 최대값이 그 점에서의 모든 중심선들이 가로지르는 원의 반경이므로, 일정한 범위를 정한 후 범위 내의 모든 점들에 대해 중심선들이 가로지르는 원의 반경들을 계산한다. 그러면 그 중에 가장 작은 값의 2배가 해당 star-shot 영상에서의 최소원의 직경이 되고 이 값이 방사선 중심점의 크기가 된다.

2. 자동화 프로그램 개발 및 알고리즘의 신뢰성 검증

본 연구에서는 MATLAB™ R2009B (Mathworks, USA)를 이용하여 star-shot 영상의 최소원 측정 과정을 자동으로 수행하는 프로그램을 개발하였다. 개발한 알고리즘과 프로그램을 검증하기 위하여 인위적으로 star-shot 영상들을 만들었다. 이 star-shot 영상은 모든 빔들의 중심선들이 정해진 크기의 최소원과 접하도록 되어있는데 중심선은 Fig. 3에서 처럼 θ 와 r 을 이용하여 생성하였다. 여기서 θ 는 중심선과 최소원의 접점 벡터가 x축과 이루는 각도이며, r 은 최소원의 반경이다. 치료용 선형가속기의 star-shot들은 일반적으로 콜리메이터, 테이블 그리고 갠트리에 대한 것이다. 콜

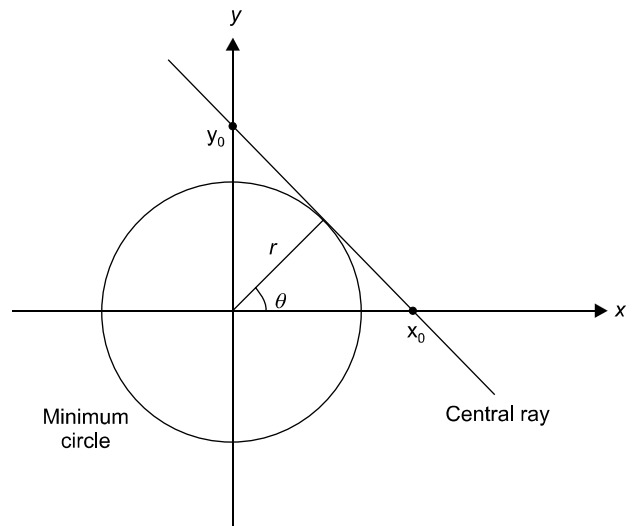


Fig. 3. Central ray was determined by the radius of the circle r and the angle θ between the x-axis and the line normal to central ray. x_0 and y_0 are x-intercept and y-intercept respectively.

리메이터의 star-shot 영상 모사로 5개의 star-shot 영상을 만들었다. 이 영상들은 5개의 최소원 직경($2r=0.5$ mm, 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm, 2.5 mm)에 해당하는 것으로 각각의 영상은 6개의 빔들이 있고 빔들의 중심선 각도 θ 는 10° , 40° , 100° , 145° , 235° , 310° 이다. 테이블의 경우에는 콜리메이터와 같이 5개의 최소원의 직경에 해당하는 5개의 영상을 만들고 각각의 영상은 4개의 빔들이 있는데 빔들의 중심선 각도 θ 는 10° , 55° , 145° , 280° 이다. 갠트리 star-shot의 경우에는 촬영 특성상 필름 내에서 빔의 확산(divergence) 및 감쇄(attenuation) 현상이 있으나 필름의 크기를 고려했을 때 무시할 수 있으므로, 콜리메이터의 그것과 같을 것으로 본다. 영상의 해상도는 300 dpi로 하였다. 300 dpi의 화소 크기는 0.085 mm이기 때문에 직경 2.0 mm 이내인지 판단하는 정도관리에서는 충분하다고 생각된다. 영상 전체의 크기는 $1,001 \times 1,001$ pixels²인데 이것은 8.48×8.48 cm²에 해당된다. Star-shot 영상을 구성하는 모든 빔들은 중심선을 기준으로 가우시안 형태의 프로파일을 갖는 것으로 가정하였으며, 방사선중심점정도 관리를 수행할 때 x축 조사야의 크기를 최소 크기인 2 mm로 한다고 가정하여 가우시안의 반치전폭(full width at half maximum, FWHM)이 2 mm가 되게 하였다. 본 연구에서 개발한 프로그램의 신뢰성을 검증하기 위해 사용한 star-shot 영상의 예는 Fig. 1과 같다.

Star-shot 영상 분석 알고리즘의 신뢰성 확인을 위해 위에서 만든 star-shot 영상을 이용하였다. 첫째로 본 연구에서 개발한 알고리즘이 star-shot 영상을 구성하는 빔들의 중심선을 정확히 찾아내는지 확인하였다. 중심선은 Fig. 3과 같이 일치함수로 가정할 수 있으므로 x-절편(x_0)과 y-절편(y_0)의 참값과 측정값을 서로 비교하였으며, 사용한 영상은 중심선 개수가 상대적으로 많은 콜리메이터의 star-shot 영상 5개이다.

둘째로 star-shot 분석 알고리즘을 이용하여 수행한 각 영상의 최소원의 직경($2r$) 측정의 정확도를 분석하였다. 이때 사용한 영상들은 앞서 모사한 대로 서로 다른 r 값을 갖는 콜리메이터 star-shot 영상 5개와 테이블 star-shot 영상 5개이다. 컴퓨터 프로그램에 기반한 알고리즘을 이용한 측정이지만 영상의 중심을 어디로 설정하느냐에 따라 영상의 이진화 결과가 근소하게 달라질 수 있고 이는 최종 결과에 영향을 줄 수 있으므로 통계적 신뢰도를 높이기 위해 각 영상마다 10회에 걸쳐 반복 측정하였다.

3. 선형가속기의 방사선중심점 크기 분석

2008년 6월부터 2010년 12월까지 선형가속기 Clinac 21EX

의 월간 mechanical QA를 수행하였다. 방사선중심점에 대한 정도관리는 월간 정도관리의 일부로 수행되었다. 이 기간 중 2008년 6월부터 2009년 8월까지는 X-OMATTM V (Kodak, USA) 필름을 사용하여 측정하였다. 2009년 9월에 현상기를 폐기하여 2009년 9월부터 2009년 12월 까지 방사선중심점에 대한 정도관리는 수행하지 못하였다. 2010년 1월부터 2010년 12월까지의 현상기가 필요 없는 GAFCHROMIC[®] RTQA (International Specialty Products, USA) 필름을 사용하여 정도관리를 수행하였고 2010년 6월에는 장비 고장으로 정도관리를 수행하지 못하였다. 방사선중심점의 정도관리는 콜리메이터, 갠트리, 테이블에 대하여 각각 수행하였는데 각각 총 26개의 필름 정보를 얻었다. 방사선중심점에 대한 정도관리 수행 시 조사야의 크기는 0.2×20 cm²이고 6 MV의 광자선을 사용하였다. 갠트리의 경우 5 cm의 고체팬텀 SP34 (IBA dosimetry, Germany)를 필름 양쪽에 놓고 밀착하여 갠트리와 콜리메이터의 각도가 0° 일 때 필름의 면이 콜리메이터의 회전축을 포함하도록 하고 필름이 조사야의 x축과 평행하도록 설치하였다. 갠트리 각도를 0° , 30° , 90° , 135° , 225° , 300° 로 변화시켜가며 X-OMATTM V 필름을 사용할 때는 100 MU를 GAFCHROMIC[®] RTQA 필름은 250 MU를 각도마다 조사하여 star-shot 이미지를 만들었다. 콜리메이터에 대한 정도관리는 5 cm의 고체팬텀을 테이블 위에 놓고 그 위에 필름과 1.5 cm의 고체 팬텀을 차례로 놓았다. 필름의 위치는 선원표면간거리(Source-surface distance)가 100 cm이 되도록 하였다. 갠트리의 각도는 0° 로 하고 콜리메이터 각도는 갠트리의 경우와 같은 각도로 변화시켜가며 X-OMATTM V 필름의 경우에는 100 MU를 GAFCHROMIC[®] RTQA 필름은 150 MU를 각도마다 조사하였다. 테이블의 경우에는 콜리메이터의 경우와 같은 방법으로 필름을 놓고 갠트리와 콜리메이터의 각도를 0° 로 한 후 테이블의 각도를 0° , 45° , 90° , 315° 로 변화시켜가며 콜리메이터의 경우와 같은 MU를 조사하여 star-shot 이미지를 만들었다. 이렇게 만든 필름 이미지를 X-OMATTM V 필름의 경우에는 DosimetryPro Advantage (VIDAR Systems Corporation, USA)를 사용하여 스캔하여 디지털 이미지를 얻었고 GAFCHROMIC[®] RTQA 필름의 경우에는 SCX-1220 (Samsung, Korea)을 사용하여 스캔하였다. 스캔할 때 영상의 해상도는 개발한 알고리즘을 검증하기 위해 사용한 영상의 해상도와 같은 300 dpi를 사용하였다. 이렇게 얻은 영상들을 이용하여 개발한 Star-shot Analyzer 프로그램으로 방사선중심점의 크기를 얻었다.

결 과

1. 2차원 Star-shot 자동분석 프로그램 Star-shot Analyzer

본 연구에서 개발한 2차원 star-shot 영상 자동분석 프로그램인 Star-shot Analyzer의 Graphic-User Interface는 Fig. 4와 같다. star-shot 영상의 분석 과정은 크게 세 단계로 나눌 수 있다. 첫째로, 'Load' 버튼을 이용하여 원하는 star-shot 영상 파일을 지정하고, 해당 파일의 dots per inch (dpi)를 입력한다. Star-shot 영상을 만들 때 사용하는 조사야의 크기에 특별한 제한은 없다. 둘째로, 'Center' 버튼을 누르고

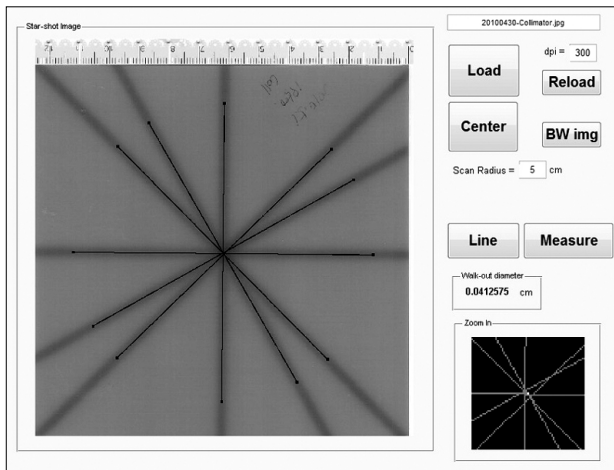


Fig. 4. The graphic-user interface (GUI) of our in-house program Star-shot Analyzer for radiation isocenter measurements.

star-shot 영상에서 중심부위를 마우스로 클릭하여 CP를 지정하면 그 점을 중심으로 미리 정해진 반경 ρ 를 가지는 원형 궤적과 각 빔의 중심선들의 교점의 좌표들이 자동으로 계산되며, 이는 영상에 점들로 표시되어 육안으로 확인할 수 있다. 이 때 'Line' 버튼을 이용하여 Fig. 4와 같이 영상에 나타난 중심선들을 확인할 수 있다. 마지막으로 'Measure' 버튼을 누르면 영상의 중심으로부터 가로, 세로 각각 500화소의 범위 내에서 최소원의 중심점과 직경을 찾게 되는데, 300 dpi의 경우에는 길이 42.3 mm의 정사각형 내부에서 찾는 것이다. 이때는 앞서 언급한 것과 같이 범위 내의 x축과 y축 방향으로 각각 픽셀크기의 1/10의 간격씩 떨어져있는 모든 점에 대하여 그 점을 중심으로 하고 모든 빔들을 가로지르는 원의 직경들을 구한 뒤 그 중 가장 작은 값을 선택하는 방식을 사용하였다.

2. 2차원 Star-shot 분석 알고리즘의 신뢰성 검증

알고리즘의 신뢰성 검증을 위해 방사선중심점의 크기가 서로 다른 5개의 콜리메이터 star-shot 영상들의 중심선들의 x-절편과 y-절편의 측정값의 오차가 Table 1에 자세히 나타났다. x-절편의 오차는 $-0.084 \sim 0.084$ mm의 분포를 보였으며, y-절편의 오차는 $-0.035 \sim 0.072$ mm의 분포를 보였다. 각 영상에서 6개의 중심선들에 대한 오차의 표준편차는 모든 영상에서 x-절편은 0.038 mm 이하였고 y-절편은 0.033 mm 이하였다. 오차의 크기가 star-shot 영상의 화소 하나의 크기인 0.085 mm보다 모두 작기 때문에 개발한 알고리즘의 정확도는 영상의 해상도보다 작은 오차라고 생각할 수 있다.

5개의 콜리메이터 star-shot 영상들과 5개의 테이블 star-

Table 1. The differences between the true values and measured values of the x-intercepts (x_0) and y-intercepts (y_0) of the central rays. Average values and standard deviations (StD) of the differences are in the table. The measurements were made by the program Star-shot Analyzer. (unit: mm)

Angle (θ)	Diameter (2r)									
	0.5 mm		1.0 mm		1.5 mm		2.0 mm		2.5 mm	
	x_0	y_0	x_0	y_0	x_0	y_0	x_0	y_0	x_0	y_0
10°	-0.003	-0.016	0.001	0.006	0.010	0.072	-0.008	-0.019	0.001	-0.012
40°	0.003	-0.015	0.002	0.047	-0.023	-0.001	-0.003	-0.014	0.007	-0.019
100°	0.045	-0.008	0.007	-0.004	0.033	-0.005	-0.014	0.002	0.074	-0.012
145°	0.043	0.000	0.001	0.000	0.052	-0.016	0.035	-0.011	-0.008	-0.016
235°	0.052	0.020	0.005	0.003	0.084	0.040	0.007	0.004	-0.008	-0.020
310°	-0.041	0.017	-0.084	0.039	0.007	0.013	0.033	-0.035	-0.034	0.000
Average	0.017	0.000	-0.012	0.015	0.027	0.017	0.008	-0.012	0.005	-0.013
StD	0.036	0.016	0.036	0.022	0.038	0.033	0.021	0.015	0.037	0.007

Table 2. Radiation isocenter size of the collimator and couch star-shot images. The measurements were made ten times by Star-shot Analyzer program for each diameter. The averages and standard deviations (StD) of the measured values are given in the table. (unit: mm)

Diameter (2r)	Collimator Star-shot			Couch Star-shot		
	Average	StD	Error	Average	StD	Error
0.5	0.553	0.013	0.053	0.515	0.011	0.015
1.0	1.012	0.010	0.012	1.000	0.024	0.000
1.5	1.532	0.021	0.032	1.495	0.017	-0.005
2.0	2.001	0.016	0.001	2.011	0.023	0.011
2.5	2.513	0.015	0.013	2.534	0.020	0.034

shot 영상들에 대한 방사선중심점의 크기 측정 결과는 Table 2와 같다. 최소원 직경 측정값의 오차는 6개의 빔들이 있는 콜리메이터는 $-0.001 \sim 0.053$ mm의 분포를 가지며 4개의 빔들이 있는 테이블은 $-0.007 \sim 0.034$ mm의 분포를 가져 콜리메이터 star-shot의 측정오차가 테이블 star-shot의 그것보다 전반적으로 약간 큰 경향을 보였다. 10회 반복 측정의 표준편차는 모든 영상에서 0.024 mm 이하인 것으로 나타 CP 선택에 따른 변화는 크지 않는 것으로 나타났다. 최대 표준편차는 직경 1.0 mm의 최소원을 가지는 테이블 star-shot 영상에서 관찰되었다. 오차가 star-shot 영상 자체의 화소 크기인 0.085 mm보다 작으므로 개발한 Star-shot Analyzer 프로그램이 star-shot 영상으로부터 방사선중심점의 크기를 충분히 정확하게 계산하고 정확도는 영상의 해상도보다 정확하다고 볼 수 있다.

3. 선형가속기 Clinac 21EX의 방사선중심점 크기

2002년 8월에 인수검사를 실시한 선형가속기 Clinac 21EX에 대하여 2008년 6월부터 2010년 12월 사이에 방사선중심점의 크기를 측정된 결과가 Fig. 5에 나타나 있다. 모든 측정 결과는 2.0 mm보다 작은 값이어서 허용한도 이내로 나타났다. 콜리메이터의 경우는 방사선중심점의 크기인 최소원의 직경이 0.07~1.15 mm의 분포를 가졌고 갠트리는 0.07~1.78 mm, 테이블은 0.12~0.91 mm로 나타났다. 평균값으로 볼 때 갠트리가 0.71 mm로 가장 큰 방사선중심점의 크기를 가지는 것으로 나타났고 그 다음은 테이블로 0.50 mm였고 콜리메이터가 0.33 mm로 가장 작은 크기를 가지는 것으로 나타났다. Fig. 5의 그래프를 보더라도 전체적으로 갠트리의 값이 가장 위에 있고 그 다음 테이블과 콜리메이터의 순으로 되어있는 것을 알 수 있다. 표준편차의 경우 갠트리, 콜리메이터 테이블 순으로 0.36 mm, 0.27

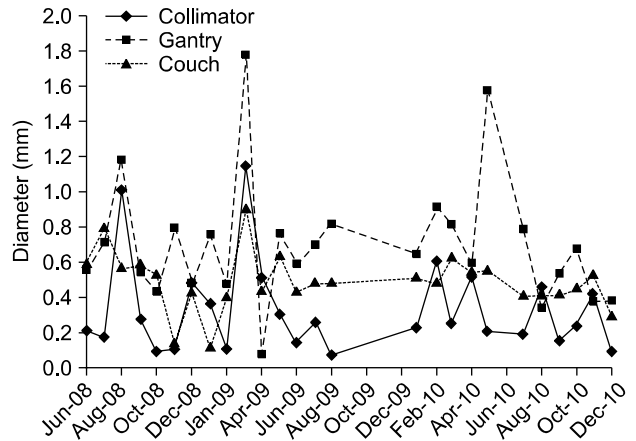


Fig. 5. Radiation isocenter size of the Clinac 21EX. The measurements was made by films and Star-shot Analyzer from June 2008 to December 2010 except from September 2009 to December 2009 and June 2010.

mm, 0.16 mm으로 나타나 갠트리의 방사선중심점 크기의 측정값이 제일 변화가 컸고 테이블이 제일 작았다.

방사선중심점의 크기가 1 mm를 벗어나는 경우는 콜리메이터의 경우는 전체 26개월의 정보 중에 2008년 8월과 2009년 3월 두 번 있었고 갠트리의 경우에는 총 세 번 있었는데 콜리메이터와 같은 달 두 번과 2010년 5월에 있었다. 테이블의 경우에는 직경 1 mm 이상 되는 지점이 한 번도 없었다. 2009년 3월에는 콜리메이터, 갠트리, 테이블이 동시에 방사선중심점의 크기가 최대값을 나타냈다. 모두 같은 날 최대값을 나타낸 것으로 보아 정도관리 할 당시 설치에 오류가 조금 있었을 것으로 추정된다.

Fig. 5의 그래프를 살펴보면 전체적으로 볼 때 측정된 기간 동안 방사선중심점의 크기가 시간에 따른 어떤 경향성을 보이고 있지 않은 것으로 생각된다.

고찰 및 결론

2009년 3월 Clinac 21EX의 측정값을 보면 방사선중심점의 크기가 콜리메이터, 갠트리, 테이블 각각 1.15 mm, 1.78 mm, 0.91 mm로 모두 측정기간 중 최대값을 나타냈다. 특별히 이날 공통적으로 방사선중심점의 크기가 크게 측정된 것은 정도관리 수행시 설치의 오류일 수 있다. 그런 오류 중의 하나는 조사야가 대칭적으로 열리지 않은 경우이다. Star-shot 영상의 방법으로 방사선중심점에 관한 정도관리를 하는 것은 방사선중심점이 빔의 중심선 위에 있다는 전제가 있어야 한다. 조사야가 대칭적으로 열리지 않는다면

이 전제가 성립하지 않기 때문에 방사선중심점의 크기 측정에 오류가 생기게 된다. Fig. 6a와 같이 x방향의 조사야 중 x_1 의 크기가 x_2 보다 2δ 만큼 크게 열린 경우에 실제 방사선중심점의 크기가 0이라고 가정한다면 방사선중심점의 위치는 Fig. 6a에서 흰색 실선 위에 있게 되어 빔의 중심선인 검정색과 δ 만큼 떨어져 있게 된다. 이런 상태에서 star-shot 영상을 촬영한다면 Fig. 6b와 같은 영상이 만들어진다. 모든 중심선을 가로지르는 최소원은 그림에서처럼 흰색 실선과 검정색 실선 사이의 거리인 δ 가 된다. 이 영상에서 방사선중심점의 크기는 2δ 가 되어 실제 보다 2δ 만큼 크게 측정된다. x_1 과 x_2 의 크기는 가속기 콘솔에 표시되는 디지털 값을 보고 알게 되는데 최소단위는 1 mm이다. 최악의 경우 2 mm의 조사야의 크기에서 x_1 이 1.4 mm, x_2 가 0.6 mm가 열리는 경우 디지털 값은 x_1 과 x_2 모두 1 mm로 표시될 수 있다. 이 경우에 실제로는 x_1 이 x_2 보다 0.8 mm가 더 열린 것이고 이 상태로 star-shot 영상 정도관리를 수행하면 방사선중심점은 실제 보다 0.8 mm 가량 더 크게 측정이 될 것이다. 이런 현상은 콜리메이터, 갠트리, 테이블

의 경우 모두에 다 나타날 수 있다.

선형가속기 Clinac 21EX의 측정결과를 보면 갠트리의 방사선중심점의 크기가 평균 0.71 mm로 가장 크게 나왔다. 콜리메이터나 테이블보다 갠트리의 무게가 더 크고 회전하는 면이 지면에 대하여 수직으로 되어 있어서 정확한 회전을 유지하기가 더 어렵다. 갠트리 머리 부분에 질량이 큰 대부분의 부품들이 들어 있어서 회전의 정확도를 위해 반대편에 같은 질량의 물질을 장착하여 균형을 맞추지만 이것으로도 갠트리가 0°에 있을 때 앞으로 기울어지는 현상을 막기는 어렵다. 이와 같은 여러 가지 이유로 시간이 지날수록 콜리메이터나 테이블에 비해 갠트리의 isocenter의 정확도가 더 나빠질 가능성이 크다고 하겠다.

앞서 기술한 대로 2008년 6월부터 2009년 8월까지 15번의 측정은 현상기를 사용하여 X-OMAT™ V 필름을 사용하였고 2010년 1월부터 2010년 12월까지 6월을 제외한 11번의 측정은 현상기가 필요 없는 GAFCHROMIC® RTQA 필름을 사용하였다. 동시에 두 가지 필름을 사용하여 측정하지는 않았기 때문에 직접적인 비교는 할 수 없지만 현 측정 결과를 가지고 필름에 따른 측정 결과를 비교해 보았다.

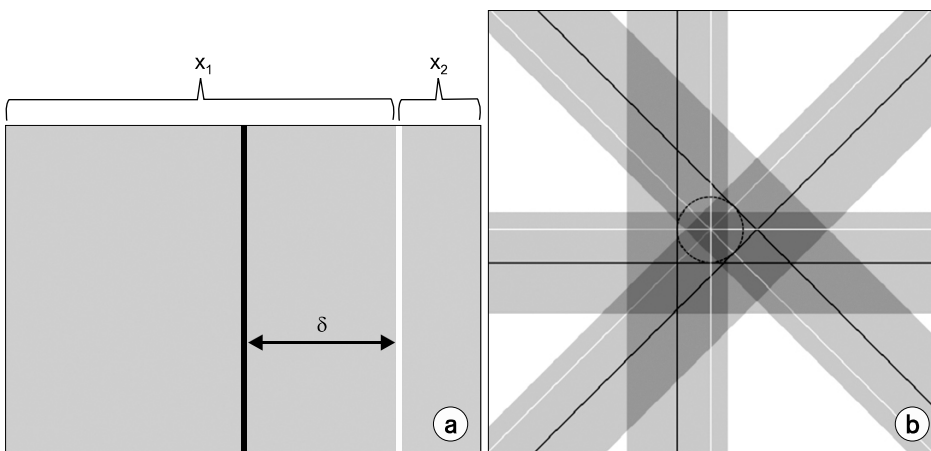


Fig. 6. (a) Schematic diagram of asymmetric jaw-opening. x_1 and x_2 indicate jaw size in x-direction. Radiation isocenter is on the white line. Black line is along the center of x-jaw-opening. δ is the distance between black and white lines. (b) Schematic diagram of the star-shot image when jaw-opening is asymmetric. Radiation isocenter is on the white line. Black lines indicates central rays. The radiation isocenter seems to have a finite size (dotted circle), although the actual size is zero.

Table 3. Radiation isocenter size of Clinac 21EX. The measurements were made using X-OMAT™ V films from June 2008 to August 2009 and GAFCHROMIC® RTQA films from January 2010 to December 2010 except June 2010. The minimum, maximum, averages and standard deviations (StD) of the measured values are given in the table. (unit: mm)

		Minimum	Maximum	Average	StD
Collimator	X-OMAT	0.074	1.146	0.350	0.325
	GAFCHROMIC	0.091	0.605	0.307	0.168
Gantry	X-OMAT	0.071	1.783	0.712	0.385
	GAFCHROMIC	0.337	1.587	0.698	0.351
Couch	X-OMAT	0.123	0.914	0.507	0.206
	GAFCHROMIC	0.301	0.636	0.482	0.091

필름의 종류에 따른 측정값에 대한 정보가 Table 3에 나타나 있다. 평균값을 비교해 보면 X-OMAT™ V 필름의 경우에 콜리메이터, 갠트리, 테이블은 각각 0.35 mm, 0.71 mm, 0.51 mm였고, GAFCHROMIC® RTQA 필름의 경우에는 0.31 mm, 0.70 mm, 0.48 mm로 두 필름사이의 차이는 모두 0.04 mm 이하로 나타났다. 이 값은 star-shot 영상의 해상도인 0.084 mm보다 작기 때문에 의미 있는 차이로 볼 수 없다. 따라서 필름의 차이로 생기는 측정의 변화는 없다고 볼 수 있다. 표준편차의 경우에는 두 필름의 차이가 콜리메이터, 갠트리, 테이블 각각 0.16 mm, 0.04 mm, 0.12 mm로 X-OMAT™ V 필름이 더 컸다. 갠트리의 경우에는 표준편차의 차이가 영상의 해상도 보다 작았지만 콜리메이터와 테이블의 경우에는 더 커서 의미가 있다고 볼 수 있다. 현상을 하는 X-OMAT™ V 필름보다 현상을 하지 않는 GAFCHROMIC® RTQA 필름이 측정값의 변화가 더 작다고 볼 수 있다. 만일 측정기간 동안 시간에 따른 방사선중심점의 변화가 필름의 해상도보다 작다고 가정한다면 측정 결과는 두 필름간의 차이가 무시할 만하다고 볼 수 있고 측정의 안정도는 GAFCHROMIC® RTQA 필름이 더 좋다고 볼 수 있다.

본 연구에서 개발한 star-shot 영상의 분석 프로그램은 방사선중심점의 크기를 정량적으로 측정해주어서 보다 정확한 정도관리가 가능하다. 프로그램의 정확도는 0.053 mm로 사용한 영상의 해상도인 0.085 mm보다 작아서 실제 정도관리에 사용하기에 충분하다. 이 프로그램으로 선형가속기 Clinac 21EX의 방사선중심점의 정도관리를 수행한 결과 콜리메이터, 갠트리, 테이블 각각 허용한도인 2.0 mm 이내였고 총 측정 기간인 2008년 6월부터 2010년 12월 동안 시간에 따라 증가하거나 혹은 감소하는 특별한 경향성은 관찰되지 않았다.

참 고 문 헌

- Nath R, Biggs PJ, Bova FJ, et al: AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45. Med Phys 21:1093-1121 (1994)
- Lutz W, Winston KR, Maleki N: A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. Int J Radiat Oncol Biol Phys 14:373-381 (1988)
- Dong L, Shiu A, Tung S, Boyer A: Verification of radiotherapy target point alignment with an electronic portal imaging device (EPID). Med Phys 24:263-267 (1997)
- Galvin JM, G. Bednarz: Quality assurance procedures for stereotactic body radiation therapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 71:S122-S125 (2008)
- Low DA, Li Z, Drzymala RE: Minimization of target positioning error in accelerator-based radiosurgery. Med Phys 22:443-448 (1995)
- Serago FC, Lewin AA, Houdek PV, et al: Radiosurgery target point alignment errors detected with portal film verification. Int J Radiat Oncol Biol Phys 24:777-780 (1992)
- Tsai JS: Analyzes of multi-irradiation film for system alignments in stereotactic radiotherapy (SRT) and radiosurgery (SRS). Phys Med Biol 41:1597-1620 (1996)
- Winey B, Sharp G, Bussière M: A fast double template convolution isocenter evaluation algorithm with subpixel accuracy. Med Phys 38:223-227 (2011)
- Rowshanfarzad P, Sabet M, O' Connor DJ, Greer PB: Verification of the linac isocenter for stereotactic radiosurgery using cine-EPID imaging and arc delivery. Med Phys 38:3963-3970 (2011)
- Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, et al: Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. Med Phys 21:581-618 (1994)
- Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al: Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. Med Phys 36:4197-4212 (2009)
- Hudson FR: A simple isocenter checking procedure for radiotherapy treatment machines using the optical pointer. Med Phys 15:72-73 (1988)
- Woo MK: A personal-computer-based method to obtain "star-shots" of mechanical and optical isocenters for gantry rotation of linear accelerators. Med Phys 29:2753-2755 (2002)
- Gibbs FA, Buechler D, Leavitt DD, Moeller JH: Measurement of mechanical accuracy of isocenter in conventional linear-accelerator-based radiosurgery. Int J Radiat Oncol Biol Phys 25:117-122 (1992)
- Tsai JS, Curran BH, Sternick ES, Engler MJ: The measurement of linear accelerator isocenter motion using a three-micrometer device and an adjustable pointer. Int J Radiat Oncol Biol Phys 34:189-195 (1996)
- Riis HL, Zimmermann SJ, Riis P: Isocentric rotational performance of the Elekta Precise Table studied using a USB-microscope. Phys Med Biol 55:7597-7614 (2010)
- Skworcow P, Mills JA, Haas OCL, Burnham KJ: A new approach to quantify the mechanical and radiation isocentres of radiotherapy treatment machine gantries. Phys Med Biol 52:7109-7124 (2007)
- Arjomandy B, Altschuler MD: A quality assurance device for the accuracy of the isocentres of teletherapy and simulation machines. Phys Med Biol 45:2207-2217 (2000)
- González A, Castro I, Martínez JA: A procedure to determine the radiation isocenter size in a linear accelerator. Med Phys 31:1489-1493 (2004)
- Rosca F, Lorenz F, Hacker FL, Chin LM, Ramakrishna N, Zygmanski P: An MLC-based linac QA procedure for the characterization of radiation isocenter and room lasers' position. Med Phys 33:1780-1787 (2006)
- Du W, Yang JA: A Robust Hough transform algorithm for determining the radiation centers of circular and rectangular fields

- with subpixel accuracy. *Phys Med Biol* 54:555-567 (2009)
22. 이레나, 이수진, 최진호: 유럽, 미국, 일본의 선형가속기 정도관리 비교. *의학물리* 14:20-27 (2003)
23. **Private Communication:** 국내에서는 아직 radiation isocenter에 대한 정도관리 지침이 있지는 않지만 많은 기관들이 radiation isocenter에 대한 정도관리를 한 달에 한번 수행하고 있다.
24. **Gonzalez RC, Woods RE, Eddins SL:** *Ch.9 Morphological Image Processing. Digital Image Processing using MATLAB.* Prentice-Hall, Upper Saddle River, NJ (2003), pp. 364-408

Development of a Method to Measure the Radiation Isocenter Size of Linear Accelerators and Quantitative Analysis of the Radiation Isocenter Size for Clinac 21EX Linear Accelerator

Hosang Jeon*, Jiho Nam*, Dahl Park^{†‡}, Yong Ho Kim[†],
Wontaek Kim[§], Dongwon Kim[§], Yongkan Ki[†], Donghyun Kim[†]

*Department of Radiation Oncology, Pusan National University Yangsan Hospital, Yangsan, [†]Department of Radiation Oncology, [‡]Medical Research Institute, Pusan National University Hospital, [§]Department of Radiation Oncology, Pusan National University School of Medicine, Busan, Korea

A method to get a size of the radiation isocenter of linear accelerators using star-shot images was presented and a computer program was developed to automate the method. Accuracy of the method was verified. The developed program was used to measure sizes of the radiation isocenters for a Clinac 21EX (Varian, USA) using data of quality assurance (QA) performed from June 2008 to December 2010. To calculate the size of radiation isocenter, positions of two points on each central ray of the star-shot image were found and the equation of the central ray was determined using the positions of two points. Using the equations of central rays the radius of the minimum circle intersecting all the central rays, which is one half of the size of radiation isocenter, was calculated. The program measured x-intercepts and y-intercepts of the central rays within errors of 0.084 mm and sizes of radiation isocenters within 0.053 mm. All the errors were less than the spatial resolution of star-shot images 0.085 mm. The radiation isocenter sizes of Clinac 21EX were 0.33 ± 0.27 mm, 0.71 ± 0.36 mm, 0.50 ± 0.16 mm for collimator, gantry and couch respectively. During the measurement period all the measured sizes were less than 2.0 mm and within tolerance. The developed program could calculate the size of radiation isocenters and it would be helpful to routine QA.

Key Words: Radiation isocenter, Quality assurance, Linear accelerator