

광자선 소조사면의 선량 측정에 관한 연구*

강위생, 하성환, 박찬일
서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실
서울 종로구 연건동, 110-744.

초 록

선형가속기에 의한 뇌정위적 방사선수술에 적용되는 원형 소조사면의 선량분포를 측정하기 위해 측정기 선정 이유와 선축 결정, 자체 제작한 소형 물 팬텀에 의한 선량분포 측정시 고려해야 할 점에 대해 논의하고, 치료계획에 필요한 자료인 Clinac-18의 10MV X-선의 TMR, OAR, 조사면 계수와 같은 선량분포 측정결과를 보고하고자 한다.

뇌정위적 방사선수술에 권고되고 있는 조사면 크기가 3cm 이하의 작은 조사면에 대한 선량 분포를 측정하기 위해서는 크기나 감도에 있어서 적합한 p-형 실리콘(Si) 검출기가 선량에 대한 선형성과 선량을 독립성이 적합한지 측정에 의해 판단하였다. 크기와 형태가 같은 아크릴 통을 두 개 제작하여 호스로 연결하여 하나는 물 팬텀으로 이용하고 다른 하나는 높이를 조절하여 측정기의 깊이를 조절하였다. 측정할 위치에서 직각 방향의 측방선량분포를 측정하여 선축의 위치를 찾았다. SAD 100cm 위치에서 조사면 크기 10, 20, 30, 40mm 네 개 콘에 대하여 TMR을 측정하였으며, 일정한 선원-측정기간 거리(SCD)에서 최대선량점깊이(d_{max}) 및 6, 10, 15cm 깊이에서 OAR을 측정하여 비교하였다. 조사면 계수는 MU당 SAD, d_{max} 에서 콘에 대한 선량으로 실리콘 검출기로 측정하였다.

실리콘 검출기는 선량에 대한 선형성이 거의 완벽하였으며 감도는 선량을 증가함에 따라 감소하였다. 낮은 선량을 때문에 조사면 밖의 선량을 약간 과대평가할 수 있을지라도 100MU/min 이상의 선량율에 대해서는 일정하였다. 직각 방향의 측방선량분포 측정에 의하여 선축을 찾는 방식은 간편하였다. 1cm 두께의 아크릴 판을 보조 물통 아래에 삽입·제거하는 방식으로 측정기의 깊이 조절도 간편하면서 정확하였다. 측정에 의한 TMR, OAR, 조사면 계수는 충분히 정확하여 뇌정위적 방사선수술의 치료계획에 이용할 수 있었으며, OAR은 조사면 범위 내에서는 깊이에 거의 무관하였다.

실리콘 검출기는 소조사면 선량분포 측정에 적합하였으며 직각 방향의 측방선량분포의 측정으로 0.05mm까지 정확히 선축을 찾을 수 있었고, 보조 물통과 아크릴 판을 이용하여 측정기의 깊이를 조절하는 것이 용이하였다. TMR, OAR, 조사면계수의 측정치는 뇌정위적 방사선수술의 치료 계획에 이용할 수 있을 정도로 정확하였으며, OAR은 하나의 깊이에서 측정해도 충분할 것이라고 사료된다.

주요단어 : 소조사면, 실리콘 검출기, 물 팬텀, 선량분포

서 론

뇌정위적 방사선수술은 고도의 정확성이 요구되는 방사선치료의 한 가지 방법으로서 감마

* 이 연구는 '89년도 서울대학교병원 지정진료 연구비(02-89-151) 지원에 의한 결과임.

나이프(Gamma Knife)의 출현과 더불어 시작되었지만¹⁾ 선형가속기의 기계적 정확성과 안정성이 확보됨에 따라 선형가속기에 의한 뇌정위적 방사선수술이 가능하게 되었다.^{2,7)} 감마 나이프에 비해 선형가속기는 방사선치료 장비로서 약간만 보완하면 일상적인 방사선치료 일정에 지장이 없고, 방사선원 교체의 부담이나, 방사선수술 환자가 없을지라도 수지와 관련된 부담이 없이 뇌정위적방사선수술에 이용될 수 있기 때문에 선형가속기에 의한 뇌정위적 방사선수술의 선호도가 계속 증가되고 있다. 서울대학교병원 치료방사선과에서도 선형가속기에 의한 뇌정위적방사선수술용 보조장치를 개발하였다.

뇌정위적 방사선수술의 대상으로 권고되고 있는 병변의 최대 크기는 직경 3cm 이기¹⁾ 때문에 직경이 3cm 이하의 조사면에 대한 선량측정이 요구된다. 이와 같이 좁은 조사면에 대해서는 조사면 경계에서 선량 변화가 급격하고, 심지어는 조사면 내에서조차 균일한 선량분포를 갖는 영역이 없을 수도 있다. 이와 같은 이유 때문에 소조사면에 대한 선량분포 측정에는 측정기의 선정, 위치 결정이 아주 중요하다.

소조사면의 급격한 선량변화를 정확히 측정하기 위해서는 공간분해능이 우수한 측정기가 소조사면 선량분포 측정에 이용되어야 한다.^{8,11)} 이온함은 방사선치료에 적용되는 대조사면의 선량분포의 측정에 흔히 이용되고 있지만 감지부의 길이가 길어 소조사면에는 부적합하다. 크기가 문제되지 않는 것으로 고체 검출기나 필름, 열형광선량계를 들 수 있을 것이다. 이 연구에서는 선량측정용 감지기로 고체 검출기인 p-형 실리콘 검출기를 이용하였다.

실리콘 검출기를 이용하여 선량분포를 측정하기 위해서는 먼저 실리콘 검출기의 선량에 대한 선형성이 입증되어야 하고, 선량율에 대한 의존성이 무시될 수 있어야 한다.

소조사면의 측방선량분포는 균일한 영역이 협소할 것이기 때문에 선축을 정확히 찾지 않고 선량분포를 구하면 심각한 오차가 유발될 수 있을 것이다. 따라서 소조사면에 선량분포 측정시에 선축을 찾는 것이 필수적이다. 그러나 측정 깊이를 변경할 때 측정기가 항상 선축에 있을 것이라고 보장하기 어렵기 때문에 선축을 찾는 것이 번거로울 수도 있다. 선축을 정확히 찾는 방법을 기술할 것이다.

물 팬텀에서는 선축을 찾는 과정이나 측방선량분포 측정과정에 측정기의 이동이 용이하고, 측정기의 이동시 선량분포에 영향을 미칠 수 있는 공동이 형성되지 않는 이점이 있기 때문에 선량분포 측정용으로 물 팬텀을 이용하였다. TMR을 측정할 때는 측정기의 위치가 고정되어 있어야 한다. 그렇지만 펌프를 갖추지 않은 대형 물 팬텀을 이용하여 깊이를 변경시킬 때 측정기와 팬텀 둘 다 움직이든지 물을 추가 또는 감소시켜야 한다. 이 경우 여러 가지 문제가 수반될 수 있다. 이 문제를 해결하기 위하여 소형 물 팬텀을 제작하였다.

이 논문에서는 먼저 p-형 실리콘 검출기의 선형성과 선량을 의존도가 소조사면 선량분포 측정에 적합한가를 측정에 근거하여 논하고, 둘째, 소조사면의 선축을 찾는 방법을 기술하고, 셋째, Clinac-18의 10MV X-선의 소조사면의 TMR, OAR, 조사면 계수의 측정과 그 결과에 관하여 논의할 것이다. 특히 OAR을 여러 깊이에서 측정해야 하는지 판단하기 위해서 최대선량점깊이와 6cm, 10cm, 15cm에서 몇 가지 조사면 크기에 대하여 OAR을 측정하여 비교하였다.

재료 및 방법

선형가속기로 뇌정위적 방사선수술을 시행하기 위해서는 방사선치료기의 기계적 구조나 치료실 공간에 의한 운동의 제한요인이 없어야 하고, gantry 및 collimator, couch의 회전축이 서로

교차하고 안정되어 있어야 한다. 서울대학교병원에서 기계적·공간적으로 뇌정위적 방사선수술이 가능한 방사선치료기는 Clinac-18(Varian, USA) 뿐이었기 때문에 방사선 발생장치로 Clinac-18을 선정하였으며, 방출되는 유일한 광자선인 10MV X-선에 대하여 선량분포를 측정하였다.

뇌정위적 방사선수술의 대상이 되는 병소의 크기는 직경 3cm 이내로 작기 때문에 더 작은 조사면에 대해서는 조사범위 내 전 공간에서 측정전자평형이 형성되어 있지 않을 가능성이 있다. 이와 같은 경우엔 조사면 내에서는 측방선량분포의 균일한 범위가 없을 수도 있다. 이런 상황에선 체적이 작아서 공간분해능이 좋은 방사선 검출기로 선량분포를 측정하는 것이 선량분포의 정확성을 높일 수 있을 것이다. 검출부의 크기가 작고 감도가 높은 측정기가 적합할 것이라는 생각에서 p-형 실리콘(Si) 검출기(Therados, Sweden)를 방사선측정기로 이용하였다. 실리콘 검출기의 크기는 $2.5\text{mm } \phi \times 0.05\text{mm}$ 이다. 선량계로는 Keithley(USA) 35616을 이용하였으며, 전압은 걸어주지 않았다.

기준 조건(SSD 100cm, $10 \times 10\text{cm}$, d_{max})에서 20~500cGy의 선량에 대하여 실리콘 검출기에 의한 측정치가 선형성이 있는가를 보았다. 또한 같은 조건에서 100~500 MU/min의 선량율로 방사선을 조사할 때 100MU에 대해 실리콘 검출기에 의한 측정치가 일정한지 시험하였다.

물 팬텀에서는 선축을 찾는 과정이나 측방선량분포 측정과정에 측정기의 이동이 용이하고, 측정기의 이동시 선량분포에 영향을 미칠 수 있는 공동이 형성되지 않는 이점이 있기는 하지만, 물 팬텀의 크기를 고려하지 않을 수 없었다. 대형 물 팬텀의 경우는 TMR 측정시에는 측정기의 깊이를 조절하기 위해 물을 공급하거나 줄여야 하는 불편이 있고 깊이를 정확히 맞추기도 어렵다. 1cm 두께의 아크릴 판으로 용적이 $30 \times 30 \times 30\text{cm}^3$ 인 통을 두 개 만들어 각각의 하단 측면에 직경 2cm 정도의 호스로 연결하여 물의 이동을 가능하게 하였다. 측정기가 설치된 통은 TMR 측정 전 과정에서 고정시켜 두고, 깊이 조절용 보조 물통 아래에 물통 단면과 같은 크기의 아크릴 판을 삽입하여 측정기 깊이를 조절하는 방식을 적용하였다. 이 때 측정기의 깊이는 추가로 삽입한 아크릴 판 두께의 반만큼 더 깊어진다.

자체 제작한 소형 물 팬텀은 scan 기구가 갖추어진 것은 아니다. 수평 방향 1차원 물 팬텀 LSC-2 (Therados, Sweden)의 스캔 기구를 한 방향의 측방선량분포 측정용으로 이용하였으며, 측정기의 위치는 컨트롤 장치에 표시되었다. 수평에서 직각방향의 수준은 상기 회사 제품의 자를 이용하였다. 스캔 기구와 자의 정밀도는 각각 0.1mm, 0.05mm이었다. 선량계에 연결된 p-형 실리콘 검출기는 방향 의존성을 최소화하기 위해 축이 선축과 평행하게 설치하였다.

뇌정위적 방사선수술에 적용되는 원형 소조사면의 조사면 크기가 작을수록 선축에서 약간만 벗어나도 선량이 급격히 감소하기 때문에 선축을 정확히 찾지 않고 측정한 자료를 이용한다면 기준선량 자체의 불확실성이 클 수 있어서 선량분포 자료가 심한 불확실성을 가지게 될 것이다. 원형 소조사면의 선축을 정확히 찾는 것은 선량분포의 불확실성을 감소시키기 위해서 매우 중요하다. 그러나 광조사면이 X선 조사면과 일치하지 않을 수도 있고, 두 종류의 조사면이 일치할지라도 육안으로 조사면의 선축을 찾는 것도, 측정기의 측정 중심점을 육안으로 확인하는 것도, 또 측정 중심점을 선축에 일치시키는 것도 어렵다. 따라서 측방선량분포를 측정하여야 선축을 찾을 수 있을 것이다.

실리콘 검출기의 대칭축을 광조사면의 선축과 대체로 일치시킨다. 조사면 경계 밖 약 5mm 범위까지 포함하여 1mm 간격으로 이동하여 동일 MU에 대한 측정치를 구한다. 선축 근처의 측정치의 50% 정도 되는 측정치를 이용하여 대칭축의 위치를 정하였다. 정해진 대칭축에 측정기를 두고 직각방향에 대해서도 같은 방법으로 대칭축을 구하여 선축을 찾았다.

팬텀용 물 탱크는 12cm 두께의 아크릴 판 위에 두고 보조 물통은 단순히 couch위에 두고 물 팬텀의 깊이가 10cm 되도록 물을 채웠다(Fig. 1.). 이때 보조 물통의 깊이는 22cm 가량 되었다. 물 팬텀 측면에 자를 부착하고 측면 벽에 있는 레이저를 이용하여 실리콘 검출기는 최대선량 점깊이에 두고, SCD가 SAD와 같게 하였다. 이때 cone의 하단에서 검출기까지 거리는 30cm이다. X-선 용 콜리메이터를 7×7cm²로 한 뒤에 선축을 찾아 100MU에 대하여 최대선량점의 측정치를 구하였다. 증가시킬 측정기의 깊이 두 배 두께의 아크릴 판을 보조 물통 아래에 추가하고 최대선량점 측정기와 같은 MU를 조사하여 측정하였으며 최대 측정깊이는 15cm였다. SAD에서 조사면의 크기가 10, 20, 30, 40mm인 cone에 대하여 TMR을 측정하였다.

이 논문에서는 조사면 계수(FSF, field size factor)와 MU간의 관계를 직접 구하기 위하여 조사면 계수를 아래와 같이 정의하였다.

$$FSF = \frac{SCD = SAD \text{인 점에서 } D_{max}}{MU}$$

선축을 정한 다음 10, 14, 20, 30, 40mm 각 cone에 대하여 X-선 치료용 콜리메이터를 cone의 적경보다 일정하게 3cm 만큼 더 열거나 cone에 관계없이 7×7cm²로 열고 동일한 MU에 대하여 측정치를 구하여, 기준 조건의 측정치에 대하여 cone의 측정치의 비로 조사면 계수를 결정하였다.

OAR을 측정하기 위한 물 팬텀의 설치도 TMR을 측정할 때와 마찬가지로 하였다. 그렇게 하는 편이 d_{max} 에 최대 15cm까지 깊이를 변경시킬 때 물 팬텀의 위치를 유지시킬 수 있어서 편리하였다. 검출기를 SAD에 맞추고, X-선 용 콜리메이터를 7×7cm²로 하고, d_{max} 에서 선축을 찾고, 선축을 중심으로 양방향 각각 50mm까지 동일한 MU에 대하여 측정치를 구하였다. 깊이에 따른 OAR의 변화를 알기 위해 하나의 cone에 대하여 최대선량점 깊이 외에도 6, 10, 15cm의 깊이에서도 OAR을 측정하였다. Clinac-18의 10MV X-선에 대하여 10, 20, 30, 40mm cone의 OAR을 측정하였다.

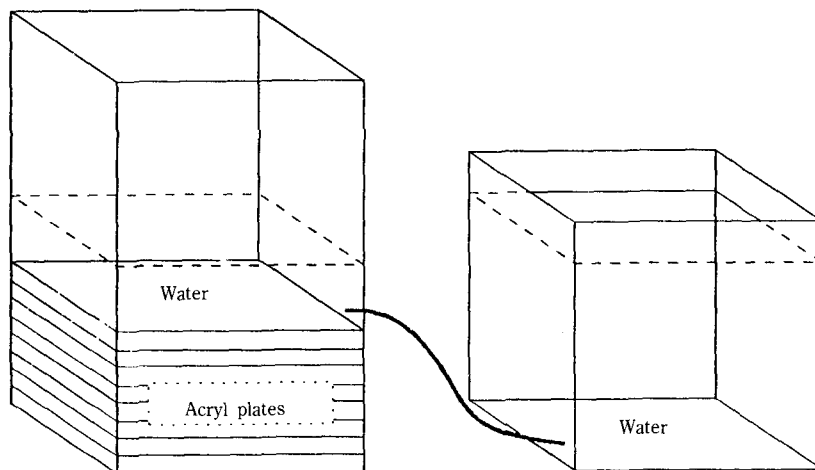


Fig. 1 Schematic diagram of water phantom consisting of 2 water tanks of same size. Depth of detector in water was adjusted by insertion or removal of some acryl plates under the auxiliary tank.

결 과

20cGy에서 500cGy까지의 선량에 대한 선형성을 Fig. 2에서 볼 수 있다. 통계처리 결과 10MV X-선에 대한 선량 D와 p-형 실리콘 검출기(Therados)에 의한 측정치의 상관계수는 0.999997이고 회기식은

$$0.232113 \cdot D + 0.108214$$

이었다. 참고로 Clinac-6/100의 6MV X-선에 대한 선량과 측정치의 상관계수는 0.999985이고 회기식은

$$0.233066 \cdot D - 0.259289$$

이었다. 이와 같이 p-형 실리콘 검출기에 의한 측정치의 선형성은 완벽하였다.

10MV X-선을 100MU/min에서 500MU/min까지 선량율이 증가함에 따라 측정치가 약간 감소하고 있음을 Fig. 3에서 볼 수 있다. 곡선은 측정치를 power regression으로 fitting한 것이다. fitting한 결과에 의하면 측정기의 감도는 선량율 100MU/min에 비해 20MU/min에 대해서는 4.0% 높고, 500MU/min에 대해서는 3.8% 낮았다.

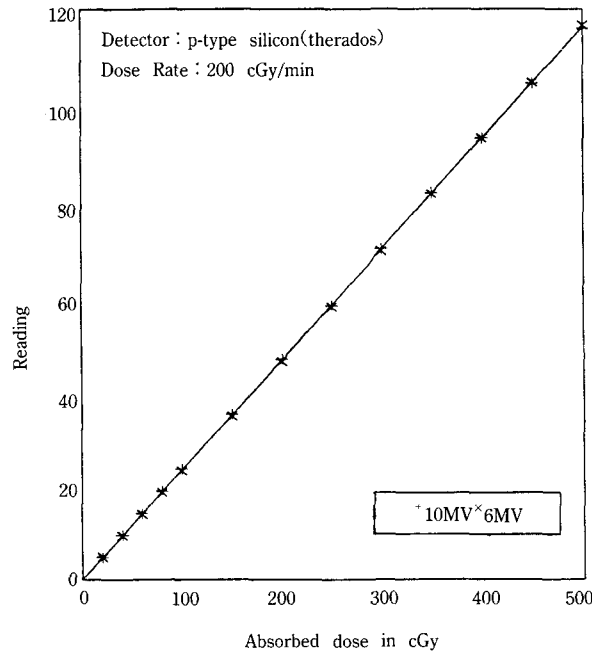


Fig. 2 Dose-response relation of p-type Si detector. The applied voltage was 0V. Correlation coefficient is 0.999997 for 10MV X-ray and 0.999985 for 6MV X-ray of Clinac-6/100. Linear regression formula is $0.232113D + 0.108214$ for 10MV X-ray and $0.233066D - 0.259289$ for 6MV X-ray.

비교되어 있다. 10mm cone의 경우는 조사면 내에 균일한 선량분포의 없으나 cone의 크기가 증가하면서 균일한 부위가 점점 넓어지는 것을 볼 수 있다. penumbra 영역의 OAR의 형태는 조사면의 크기가 거의 무관한 양상으로 보인다. penumbra 폭은 2.6~3.7mm로 조사면 크기에 따라 증가하였다.

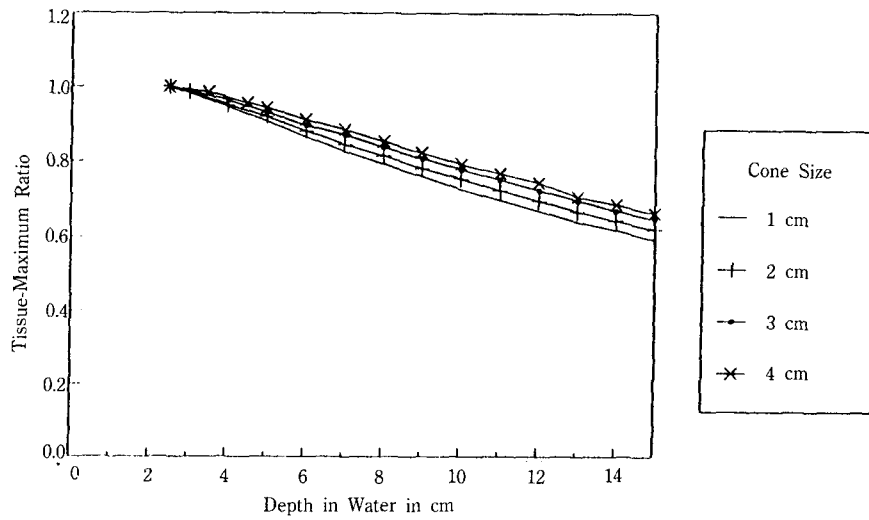


Fig. 4 TMR for small circular fields of 10MV X-ray of Clinac-18. The distance form lower tip of a cone to detector was 30cm.

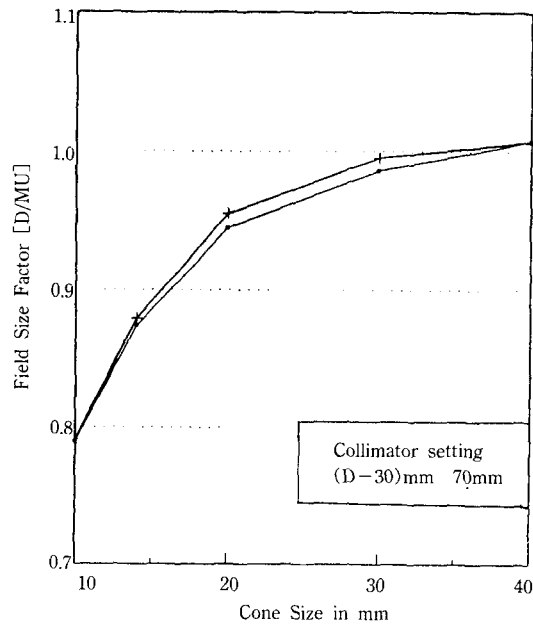


Fig. 5 Field size factor for small circular fields of 10MV X-ray of Clinac-18. D+30 means variable opening of X-ray jaws and 70mm means fixed jaw setting

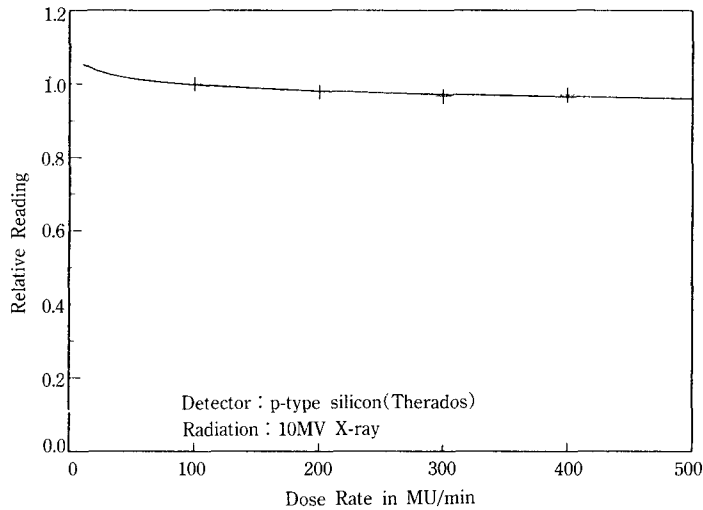


Fig. 3 Dose-rate dependency of Si detector. Solid curve is a line fitted from measured values. MU was defined by the 1 cGy at d_{max} for 100cm SSD and $10 \times 10 \text{cm}^2$ field. The Si detector could be useful for dosimetry of small fields for stereotactic radiosurgery.

물 팬텀에 연결된 보조 물통과 그 아래에 아크릴 판을 삽입하여 측정기의 깊이를 조정하는 방식은 원하는 깊이를 쉽게 얻을 수 있는 방법이었다. 깊이를 조정하기 위해 물의 양을 조절할 일이 거의 없었다.

물 팬텀에서 두 직각 방향의 측정선량분포를 측정하여 각 방향의 중심점의 위치를 결정하여 선축을 찾는 방식은 간편하였으며 0.05mm까지 정확하게 선축을 정할 수 있다.

Clinac-18의 10MV X-선의 원형 소조사면에 대한 p-형 Si 검출기로 측정된 TMR을 Fig. 4에서 볼 수 있다. 최대선량점깊이(d_{max})에서 15cm 깊이까지 조사면 크기 10, 20, 30, 40mm에 대한 측정치로서 d_{max} 에서 3cm까지를 제외하고는 1cm 간격으로 얻어진 것이다. TMR은 조사면 크기에 따라 증가하는 것을 볼 수 있으며, TMR 곡선은 매끈하여 측정치의 오차가 크지 않았음을 알 수 있다.

뇌정위적 방사선수술용 cone을 부착한 상태에서 Clinac-18의 10MV X-선의 원형 소조사면의 조사면 계수를 Fig. 5에서 볼 수 있다. X-선 치료용 콜리메이터를 cone의 직경보다 일정하게 3cm 만큼 더 열어준 경우와 cone에 관계없이 $7 \times 7 \text{cm}^2$ 로 일정하게 열어준 경우의 조사면 계수이다. 조사면 계수는 콜리메이터에는 무관하게 조사면 크기가 증가함에 따라 증가하였다. 콜리메이터를 cone의 직경보다 일정하게 더 열어준 경우 조사면 계수는 10 mm에 대하여 0.789, 40mm에 대하여 1.007이었으며, 콜리메이터를 일정하게 열어준 경우 10 mm, 40 mm 각각에 대하여 0.791, 1.007이었다. 조사면 계수가 1보다 큰 이유는 MU를 결정할 때와 소조사면의 조사면 계수를 측정할 때 SSD가 같지 않은 데 있다.

OAR을 측정할 네 개의 cone 중 최소인 10mm와 최대인 40mm의 OAR을 Fig. 6에서 볼 수 있다. 각 cone에 대한 OAR은 네 가지의 다른 깊이 d_{max} , 6, 10, 15cm에서 측정된 것으로서 조사면 경계 내에서는 깊이와 거의 무관하다는 것을 알 수 있다. 경계 밖에서는 깊이가 깊어질수록 OAR이 증가하는 양상을 볼 수 있다. Fig. 7에는 10cm 깊이에서 네 가지 다른 크기의 cone에 대한 OAR이

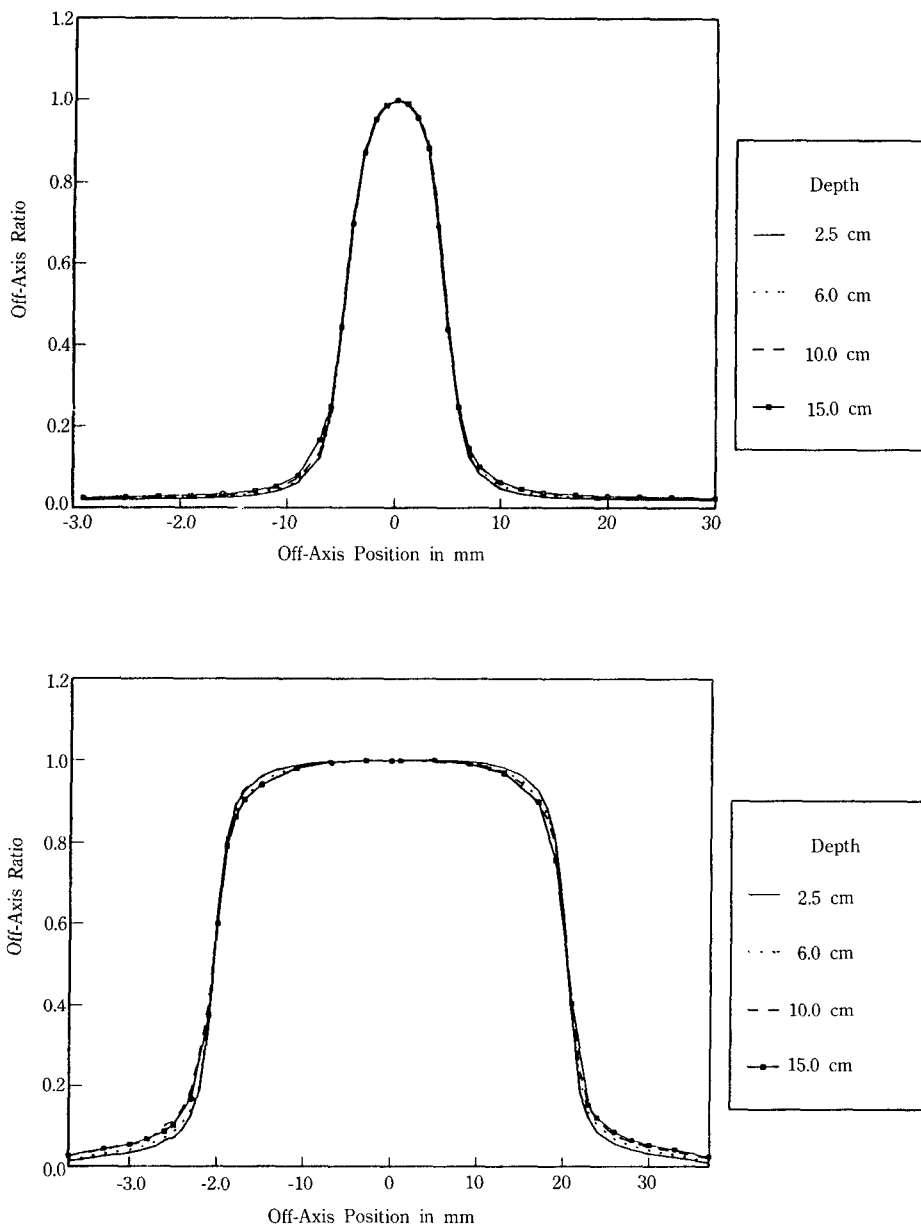


Fig. 6. Two examples of OARs at 4 different depths. a. 10mm cone. b. Two examples of OARs at 4 different depths. 40mm cone. The OAR is independent of depth except for out of field.

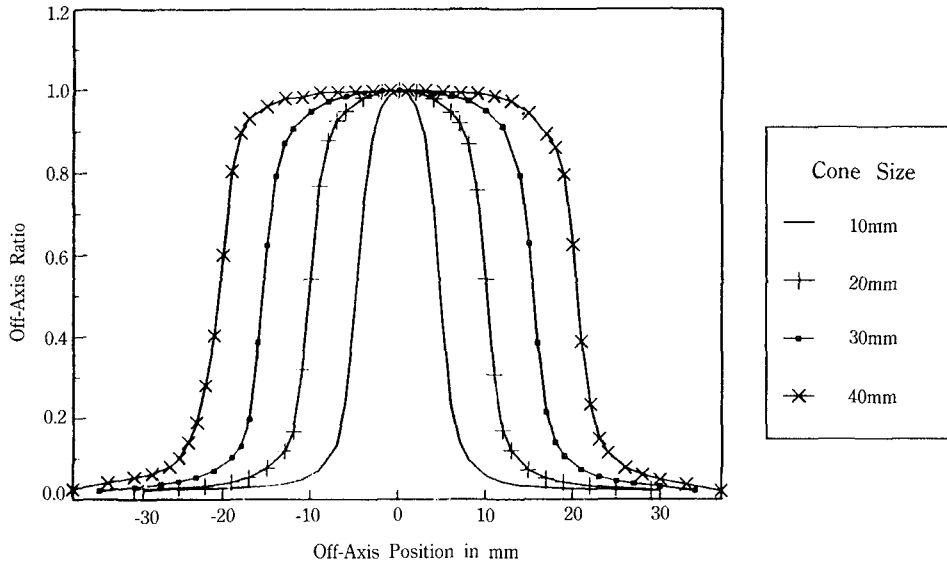


Fig. 7. Comparison of OAR for 4 different cone sizes.

고찰

크기가 작다는 점이 소조사면 선량분포 측정에 고려되었던 Therados의 p-형 실리콘 검출기의 선량에 대한 선형성은 문제될 것이 없었다. 선량율이 증가함에 따라 실리콘 검출기의 감도가 낮아지는 것으로 나타났지만 100MU/min 이상의 선량율에 대해서는 그 변화가 크지 않았으며, 특히 조사면 범위나 TMR의 측정범위 내에서 최대에 대한 최소 선량이 50% 이상인 데 선량율이 50% 낮거나 100% 높은 경우 검출기의 감도변화는 1% 이내로 일정하다. 따라서 조사면내의 OAR이나 TMR의 측정치는 검출기의 감도에 관련된 오차는 없다고 볼 수 있을 것이다. 100 MU/min 이하의 낮은 선량율에 대한 감도는 1보다 크지만 조사면 밖에서 측정할 때 영향을 받게 될 것이므로 조사면 밖의 선량을 과대 평가할 수는 있을 것이다. 그러나 선량율에 대한 Si 검출기의 감도의 차가 크지 않으므로 문제되지는 않을 것이다.

직각인 두 방향의 측방선량분포를 이용하여 선축을 결정하는 방식은 간단하였으며 정확성도 좋았다. 그러나 전기에 의해 조절되는 scanning 장치는 완벽하게 반복되지 않는 경우도 있었다. 이 점은 전기회로의 불안정과 관련이 있을 것 같다.

물 팬텀에 연결된 보조물통과 아크릴 판을 이용하여 측정기의 깊이를 조절하는 방법은 단순하였다. 아크릴 판의 두께가 고르지 않거나 무게로 인해 받침대의 높이가 영향을 받거나 자의 이동이 수평이 아닌 경우 측정기 깊이에 오차가 있을 수 있기 때문에 자주 점검해야 할 것이다. 물 팬텀의 측면에 부착한 자가 깊이 확인에 도움이 되었다.

만약 OAR이 깊이에 영향을 받고 그 차이를 무시할 수 없다면 뇌정위적 방사선수술 계획을 위해서는 SAD에서 여러 깊이에서 측정해야 되는 것은 물론이고 SCD가 SAD와 다른 곳에서도 여러 깊이에서 측정해야 할 것이다. 네 개의 cone에 대해 측정한 결과로는 조사범위 내의 OAR은 깊이와 무관하다고 할 수 있었다. 이 같은 결과는 여타 다른 cone에 대해서도 적용될

수 있을 것이기 때문에 뇌정위적 방사선수술을 위해 필요한 방사선 선량분포의 측정작업이 현저하게 줄어들 것이라 예상된다.

결 론

소조사면 선량분포 측정에 p-형 실리콘 검출기가 적용될 수 있을 것인지 또 직각 두 방향의 측방선량분포에 의하여 선축을 정확히 찾을 수 있을 것인지, 물 팬텀에 보조물통을 연결하고 물통 아래에 아크릴 판을 삽입하여 측정기의 깊이를 조절하는 방식이 합당한지 검토하였다. 실리콘 검출기로 TMR, FSF, OAR을 측정하였으며, 다른 깊이의 OAR을 비교하여 아래와 같은 결론을 얻었다.

1. 실리콘 검출기의 선형성은 완전하였으며, 선량율에 대한 의존성이 있었으나 의미 있는 선량에 대해서는 무시될 수 있을 정도였다.
2. 직각 두 방향의 측방선량분포에 의하여 선축을 찾는 방법은 단순하였으며, 충분히 정확하였다.
3. 물 팬텀에 보조물통을 연결하고 물통 아래에 아크릴 판을 삽입하여 측정기의 깊이를 조절하는 방식도 간편하고 정확하였다.
4. 실리콘 검출기로 측정한 TMR, FSF, OAR의 자료는 뇌정위적 방사선수술계획에 적용될 수 있었다.
5. OAR은 측정기의 깊이에 무관하였다.

참 고 문 헌

1. P. M. Mauch and J. S. Loeffler : *Radiation Oncology : Technology and Biology* : W. B. Saunders Co., Philadelphia, U.S.A. (1994), pp. 198-215.
2. F. Colombo, A. Benedetti, F. Pozza, et. al. : External stereotactic irradiation by linear accelerator : *Neurosurg.* 16, 154-160 (1985)
3. G. H. Hartmann, W. Schlegel, V. Sturm, et. al. : Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at a linear accelerator facility : *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.* 11, 1185-1192 (1985)
4. W. Lutz, K. R. Winston, N. Maleki : A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator : *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.* 14, 373-381 (1988)
5. E. B. Podgorsak, A. Olivier, M. Pla, et. al. : Dynamic stereotactic radiosurgery : *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.* 14, 115-126 (1988)
6. K. R. Winston, W. Lutz : Linear accelerator as a neurosurgical tool for stereotactic radiosurgery : *Neurosurg.* 22, 454-464 (1988)
7. J. S. Loeffler, E. Alexander III, R. L. Siddon, et. al. : Stereotactic radiosurgery for intracranial arteriovenous malformations using a standard linear accelerator : *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.* 17, 673-677 (1989)
8. P. V. Houdek, J. M. van Buren, J. V. Fayos : Dosimetry of small radiation fields for 10 MV X-rays. *Med. Phys.* 10, 333-336 (1983)
9. G. Arcovito, A. Piermattei, G. D'Abramo, et. al. : Dose measurements and calculations of small radiation fields for 9MV X-rays : *Med. Phys.* 12, 779-784 (1985)
10. R. K. Rice, J. L. Hansen, G. K. Svensson, et. al. : Measurements of dose distributions in small beams of 6 MV X-rays : *Phys. Med. Biol.* 32, 1087-1099 (1987)

11. G. B. Pike, F. B. Podgorsak, T. M. Peters, et. al. : Dose distributions in radiosurgery : Med. Phys. 17, 296–304 (1990)
12. C. F. Serago, P. V. Houdek, G. H. Hartmann, et. al. : Doses on the central axis of narrow 6-MV X-ray beams : Med. Phys. 17, 794–799 (1990)
13. C. F. Serago, P. V. Houdek, G. H. Hartmann, et. al. : Tissue maximum ratios (and other parameters) of small circular 4, 6, 10, 15 and 24 MV X-ray beams for radiosurgery : Phys. Med. Biol. 37, 1943–1956 (1992)
14. S. S. Kubsad, T. R. Mackie, M. A. Gehring, et. al. : Monte Carlo and convolution dosimetry for stereotactic radiosurgery : Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 19, 1027–1035 (1990)
15. M. H. Phillips : *Physical Aspects of Stereotactic Radiosurgery* : Plenum Medical Book Co., New York, U.S.A. (1993), pp. 129–187

A Study on Dosimetry for Small Fields of Photon Beam

Wee-Saing Kang, Ph. D., Sung Hwan Ha, M.D., Charn Il Park, M.D.
 Dept. of Therapeutic Radiology, college of Medicine
 Seoul National University, Seoul 110-744, KOREA

Abstract

Purpose : The purposes are to discuss the reason to measure dose distributions of circular small fields for stereotactic radiosurgery based on medical linear accelerator, finding of beam axis, and considering points on dosimetry using home-made small water phantom, and to report dosimetric results of 10MV X-ray of Clinac-18, like as TMR, OAR and field size factor required for treatment planning.

Method and material : Dose-response linearity and dose-rate dependence of a p-type silicon (Si) diode, of which size and sensitivity are proper for small field dosimetry, are determined by means of measurement. Two water tanks being same in shape and size, with internal dimension, $30 \times 30 \times 30 \text{cm}^3$ were home-made with acrylic plates and connected by a hose. One of them a used as a water phantom and the other as a device to control depth of the Si detector in the phantom. Two orthogonal dose profiles at a specified depth were used to determine beam axis. TMR's of 4 circular cones, 10, 20, 30 and 40mm at 100cm SAD were measured, and OAR's of them were measured at 4 depths, d_{max} , 6, 10, 15cm at 100cm SCD. Field size factor (FSF) defined by the ratio of D_{max} of a given cone at SAD to MU were also measured.

Result : The dose-response linearity of the Si detector was almost perfect. Its sensitivity decreased with increasing dose rate but stable for high dose rate like as 100MU/min and higher even though dose out of field could be a little bit overestimated because of low dose rate. Method determining beam axis by two orthogonal profiles was simple and gave 0.05mm accuracy. Adjustment of depth of the detector in a water phantom by insertion and remove of some acryl pates under an auxiliary water tank was also simple and accurate. TMR, OAR and FSF measured by Si detector were sufficiently accurate for application to treatment planning of linac-based stereotactic radiosurgery. OAR in field was nearly independent of depth.

Conclusion : The Si detector was appropriate for dosimetry of small circular fields for linac-based stereotactic radiosurgery. The beam axis could be determined by two orthogonal dose profiles. The adjustment of depth of the detector in water was possible by addition or removal of some acryl plates under the auxiliary water tank and simple. TMR, OAR and FSF were accurate enough to apply to stereotactic radiosurgery planning. OAR data at one depth are sufficient for radiosurgery planning.