

양성자치료용 보상체의 영상기반 정도 관리 기반 프로그램 개발

국립암센터 양성자치료센터

김진성 · 윤명근 · 김동욱 · 임영경 ·곽정원 · 박소아 · 신동호 · 신정욱 · 이세병 · 박성용 · 조관호

양성자치료는 양성자의 물리적 특성으로 인해 인체 내의 특정범위에 모든 에너지를 전달하고 감쇠되어 타겟조직 뒤에 존재하는 정상조직에는 방사선이 조사되지 않는 큰 장점을 가진 치료법이다. 이 방법은 인체 내의 암 조직을 타겟으로 했을 때, 빔 방향에서의 타겟의 2차원적인 모양은 황동으로 제작된 블럭을 통해 정상조직에 들어가는 방사선을 차폐하고 마진을 주어서 GTV (Gross Tumor Volume)에 90% 이상의 선량이 전달되도록 조절한다. 그리고, 양성자 빔의 날출방향 (longitudinal)에서의 타겟의 3차원적인 모양을 고려하여 PMMA로 이루어진 보상체(compensator)를 밀링머신으로 조각하여 타겟에 방사선이 정확하게 분포되도록 한다. 이러한 보상체의 정확한 정도 관리를 위해 현재 사용되는 수동적인 방법을 보완하여 X선 영상으로 해당하는 보상체의 영상을 획득하여 이 영상을 기반으로 정도관리를 할 수 있는 방법을 제안하였고, 제안한 방법으로 보상체의 각각의 깎여진 평면의 모양과 두께를 정성적으로 비교 및 평가할 수 있었으며 두 영상의 차이가 80% 이상 맞는 것으로 확인되었다. 이를 바탕으로 영상을 이용한 정도관리 프로그램을 보완하여 추후 실제 양성자치료 정도관리에 사용될 예정이다.

중심단어: 양성자치료, 보상체, 정도관리, 영상처리

서 론

양성자빔 치료는 인체 내에서 방사선의 흡수선량 분포가 브래그 피크이후에는 현격히 떨어짐으로써 정상세포 또는 정상장기의 손상을 초래하지 않으면서 종양을 효과적으로 치료할 수 있다는 장점이 있다. 이는 기존의 X선, 전자선과 다른 특성으로 같은 생물학적 효과를 낼 수 있는 방사선이 정상조직에 미치는 영향을 전혀 주지 않으면서 치료할 수 있게 되며 특히 방사선에 예민한 조직 주위에 생긴 암을 치료할 수 있는 새로운 치료 방법이다.^{1,4)} 이러한 장점 때문에 방사선에 민감한 정상조직과 치료부위가 가깝게 인접해 기존의 방사선 치료가 용이하지 않은 부위의 치료, 즉 안구종양등과 같은 곳의 치료에서 그 탁월성이 인정되고 있으며 현재 안구 종양은 안구의 적출 없이 모든 치료가 양성자로 이루어지고 있고 환자의 생존율도 높은 것으로

보고되고 있다.^{1,5,6)} 하지만 이러한 양성자치료의 특징은 위에서 언급한 장점과 더불어 환자의 치료 setup위치 변화에 매우 민감하다는 단점이 있게 되는데 다시 말하면 매우 급격한 흡수선량분포 곡선을 이용하기 때문에 조금이라도 환자의 위치나 방사선의 분포가 틀리게 되면 원하는 암조직에 원하는 선량을 줄 수 없게 되며 오히려 정상조직에 필요 이상의 선량을 전달할 수 있게 된다.

사이클로트론 가속기에서 양성자를 생성해서 환자에게 빔을 전달하는 방법으로는 이중 산란법, 단일 산란방법, 균일산란법, 펜슬빔의 4가지 방법이 존재한다.^{4,7)} 현재 국립암센터에서 주로 사용하고 있는 방법은 이중산란법으로 2개의 산란체와 range modulator를 사용해서 양성자빔의 SOBP (Spread-out bragg peak)와 일정한 면적의 균일한 양성자빔을 환자에게 조사한다(Fig. 1). 이러한 작업은 각 치료실의 노즐에서 이루어지며 치료부위의 조건에 따라서 여러가지 조합으로 구성되어 양성자선의 길이와 SOBP의 넓이를 형성한다. 2개의 산란체(scatterer)는 좁은 빔을 산란시켜서 균일한 분포의 양성자 빔을 만드는 역할을 하며 range modulator는 필요한 SOBP 두께를 생성하기 위해 양성자 빔의 1차 브래그 피크(single bragg peak)을 여러 개 만들어서 SOBP를 만들게 된다.

이러한 이중 산란(double scattering) 과정을 통해 생성된

본 연구는 2008년도 국립암센터 기관고유연구사업(NCC-0810210)으로 이루어진 것임.

이 논문은 2007년 11월 30일 접수하여 2008년 2월 28일 채택되었음.

책임저자 : 박성용, (410-769) 경기도 고양시 일산동구 마두1동 809
국립암센터 양성자치료센터
Tel: 031)920-1728, Fax: 031)920-0149
E-mail: cool_park@ncc.re.kr

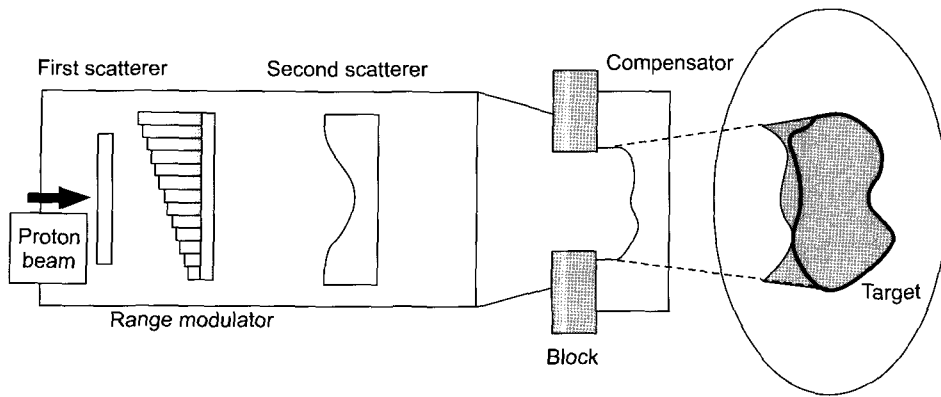


Fig. 1. Schematic diagram of double scattering method for proton beam therapy. Proton beam has the uniform spread-out Bragg-peak (SOBP) depth covering target depth after two scatterers and range modulator. The compensator constructs the three-dimensional dose distribution according to tumor shape.

양성자 빔을 환자에게 조사할 때 양성자 빔의 측면 방향으로는 황동으로 된 블럭을 사용해서 마진을 설정하여 암조 직 주변의 정상조직의 불필요한 조사를 막고 암조 직에 90%이상의 충분한 선량이 들어가도록 조절한다. 한편 이중산란법으로 형성된 양성자빔은 블럭을 지나서 빔의 진행방향에 수직인 면에 대해서 균일한 분포를 가지게 된다.⁸⁻¹⁰⁾ 한편 빔의 진행방향으로의 암 조직의 3차원적인 모양에 따른 양성자빔의 분포를 조절하기 위해서는 PMMA로 이루어진 보상체를 제작하여 암조 직의 모양에 해당하는 3차원적인 흡수선량의 분포를 형성한다. 앞서 설명한 것처럼 양성자는 빔의 SOBP (Spread out Bragg Peak)가 끝나는 지점부터 급속한 떨어지는 선량분포를 보이기 때문에 빔의 진행방향으로의 3차원적인 선량분포를 조절하는 보상체 제작의 정밀도와 정확성이 요구된다. 예를 들어 보상체가 치료계획보다 두껍게 제작되어 있다면 암조 직에 충분한 선량을 전달하지 않게 되며 얇게 제작되어 있다면 충분한 선량을 주지만 정상조직내에 필요 이상의 선량을 전달하게 되며 암조 직 주변부에 중요기관이 존재한다면 치명적인 영향을 미칠 수 있게 된다. 한편 빔의 진행방향과 수직인 면에 대해서 틀린 모양으로 보상체가 제작되어 있다면 치료 계획된 선량분포가 암조 직에 제대로 전달되지 않을 수 있으며 다른 조직에 좋지 않은 영향을 줄 수 있다. 또한 같은 환자라고 하더라도 치료하는 빔의 방향에 따라 보상체의 크기와 모양이 다르게 제작이 되기 때문에 치료 시에 보상체가 바뀌어서 치료하게 된다면 방사선치료의 사고를 유발할 수 있다. 따라서 개별화되어 제작된 보상체의 정확하고 정밀한 정도 관리가 필요하며 관리 역시 철저히 이루어져야 한다.

현재 보상체는 방사선 치료계획장치(RTP System)에서 환자마다 다른 선량 분포를 형성하기 위해 치료계획시에 모

든 환자마다 다르게 제작되며 치료계획장치에서 한 환자의 치료계획이 수립이 확인되면 보상체의 정보를 네트워크를 통해 양성자치료시설 내에 밀링머신으로 전송한다. 밀링머신은 방사선 치료계획장치에서 준 파일을 기반으로 x, y, z 축으로 움직이는 직경 5 mm의 드릴을 사용하여 계획된 보상체를 제작하며 시간은 6~12시간이 걸린다. 보상체가 제작이 되면 정도 관리를 위해 버니어캘리버스를 변형하여 제작된 QA 장비를 사용해서 몇 지점에 대해서 보상체의 깊이를 측정한다. 측정하는 지점은 방사선 치료계획장치에서 미리 지정하여 깊이를 마우스로 클릭하여 기록하고 이에 해당하는 지점을 측정장치로 실제 측정하여 측정된 깊이와 일치하는지의 여부를 조사하여 일치되는 정도를 통해 제작의 성공여부를 판단한다. 이와 같은 현재의 정도 관리 방법(Fig. 2)은 랜덤으로 선택된 몇 지점을 통해 이루어지고 있으며 몇 개의 깊이 정보를 제외한 보상체의 각 깊이에서의 2차원적인 모양은 제대로 검증할 수 없다는 단점이 존재한다.

이러한 단점을 보완하기 위해서 본 연구에서는 보상체의 영상을 통한 정도 관리를 제안하였다. 먼저는 2차원적인 분포를 우선적으로 평가할 수 있도록 하였으며 보상체의 깊이 정보 역시 평가할 수 있는 방법을 모색하였다. 기본적으로 두 영상을 비교하였는데 첫 번째 영상은 치료계획에서 주는 ASCII 파일을 바탕으로 비교의 원본대상이 되는 Plan Compensator Image (PCI)이며 두 번째 영상은 제작된 보상체를 X선으로 촬영함으로써 획득한 X선 Compensator Image (XCI)이다. 여러 가지 영상처리 방법을 사용한 결과 보상체의 2차원 분포와 깊이를 평가할 수 있는 정도 관리 방법을 개발하였다.

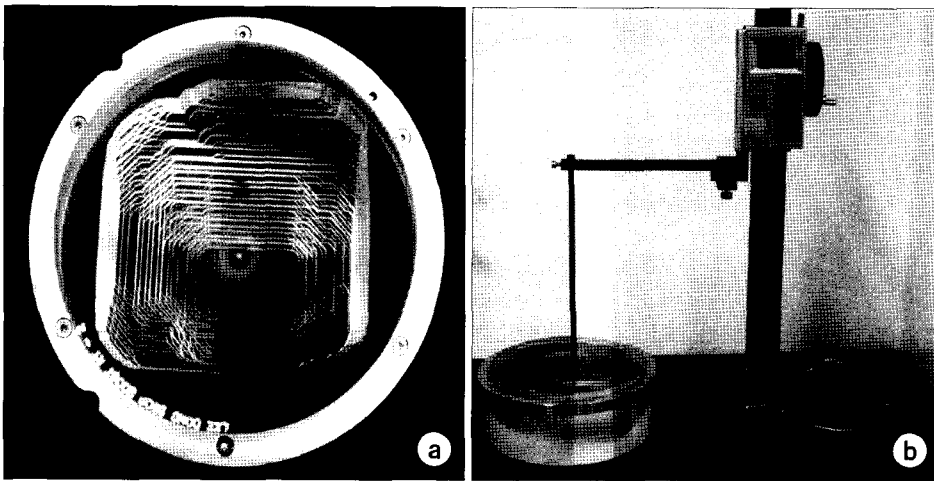


Fig. 2. (a) Compensator for proton therapy is consists of PMMA material to generate 3 dimensional tumor shape by milling machine. (b) Current QA system using modified digital calipers, needle were used. The QA method is depth measurement at several positions of a compensator with depth information of radiation therapy plan system (Eclipse 8.1).

재료 및 방법

1. 보상체의 파일의 영상화

본 연구에서는 양성자치료기의 밀링머신을 통해 치료계획시스템(Eclipse 8.1, Varian Palo Alto, USA)에서 치료 계획된 환자의 보상체 파일을 전송을 받아서 5 mm의 직경을 가진 드릴로 보상체를 제작했다. 11명의 환자에 대한 보상체의 두께와 2차원 좌표를 가진 ASCII 파일을 전송하여 영상처리를 통해 실제 제작된 보상체와의 비교할 영상으로 재구성하였다. 이 때 ASCII 파일에는 5 mm의 직경을 가진 드릴이 고려되어있지 않아서 5 mm 크기의 원형 filter를 사용하여 영상처리를 통해 인위적으로 5 mm의 드릴 크기가 고려된 새로운 보상체의 모양을 구성하였다. 보상체의 기본정보인 ASCII 텍스트 파일은 보상체에 대한 헤더정보(환자이름, 필드이름, 픽셀 spacing, 등)와 각 좌표에 해당하는 두께정보를 포함하고 있으며 이 파일을 MATLAB 7.1 (Mathworks, Natick, USA)을 사용하여 읽어들이었으며 2차원 영상, PCI (Plan Compensator Image) 으로 구성하였다. 한편 보상체를 찍은 영상과 비교를 하기 위해서 헤더에 들어있는 각 좌표의 실제 크기를 고려하여 PCI의 영상의 크기를 1 mm 간격으로 재조정하였다. 한편 사용되는 밀링머신은 이 좌표와 깊이정보를 기준으로 3 mm 경사를 가지고 있는 5 mm 직경의 드릴로 PMMA를 깎아내기 때문에 본 영상에 x-y 평면에 각 좌우, 위아래로 2.5 mm의 범위가 넓혀지게 된다. 이러한 특징이 고려된 파일은 존재하지 않으므로 드릴사이즈를 고려하여 영상처리 과정을 수행하였다. 따라서 제작된 보상체의 평가 기준이 되는 영상은 치료계획시스템의 파일에 영상처리가 수행된 영상이다.

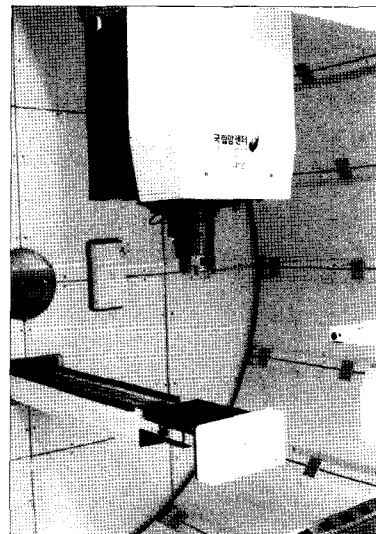


Fig. 3. Digital imaging patient setup (DIPS) system is consists of kilo voltage X-ray system (Varian A277 X-ray Tube) inside the proton beam gantry and flat panel detector system (Varian PAXSCAN 4030R). The compensator is inserted in a frame of the snout with block and x-ray compensator image (XCI) was represented on the flat panel detector system.

2. 제작된 보상체의 영상화

실제로 밀링머신은 통해 제작된 보상체를 가지고 X선 영상을 촬영하였는데, 이것은 양성자치료시에 사용되는 DIPS (Digital Image Patient Setup) 시스템을 사용하였다. 사용된 X선 튜브는 Varian A277 (Focal spot sizes: 0.6~1 mm, Target angle: 7 mm, 100 kV, 120 mAs)이며 사용된 2차원 영상검출기는 Varian flat panels PAXSCAN 4030R이다. 또

한 Varian VIVA 소프트웨어를 사용하여 16비트 영상을 획득하였다. 이 때 Fig. 3에서 보여지는 것과 동일하게 보상체의 위치는 치료 시에 사용되는 위치대로 양성자치료기 노즐에 장착이 되어있는 상태에서 촬영하였다.

3. 두 영상의 비교를 통한 정도관리

MATLAB 소프트웨어를 이용하여 프로그램을 구성하여 보상체의 두 영상을 비교 분석을 하였다. 먼저 RTP 시스템에서 주는 보상체의 파일을 열어서 앞서 설명한 방법으로 영상화하여 디스플레이한다. 한편 VIVA 소프트웨어를 통해 획득된 영상은 자체적으로 교정이 되어있지 않은 영상이기 때문에 백그라운드를 제거하는 작업을 거쳐서 원하는 보상체의 부분만 수동적으로 선택하여서 영상을 획득한다. 이 과정은 Fig. 4에 나타나 있으며 보상체의 X선 영상을 획득할 시에 X선이 조사되지 않는 영역을 선택하고 평균을 내어 백그라운드로 지정한 뒤에 원래 영상에서 감하는 과정을 거쳐 교정을 수행한다. 수동으로 영역이 선택된 보상체의 X선 영상(XCI, X-ray Compensator Image)은 앞서 생성된 PCI와 함께 보여지게 된다.

한편 두 영상을 하나의 윈도우에 오버레이시킨 뒤에 XCI를 고정시키고, PCI의 배율과 좌표를 이동할 수 있도록 프

로그램을 제작함으로써 두 영상의 외곽정보가 일치하는 위치를 찾을 수 있도록 하였다. 이 때 움직이는 PCI는 가장 외곽 경계면만을 디스플레이하여서 두 영상의 매칭과정이 쉽게 이루어질 수 있도록 한다. 이 과정을 통하여 가장 매치가 잘 된 PCI의 배율과 좌표의 이동을 설정하고, 이를 바탕으로 최종적으로 비교할 두 영상을 저장하게 되고 두 영상을 함께 오버레이시킨 영상을 통해 정성적인 확인하도록 한다.

한편 두 영상이 일치하는 것을 정량적으로 분석하기 위해서 기존의 세기조절방사선치료에서의 방사선량 정도관리에서 사용되는 방법을 참고하였다.¹¹⁾ 이 과정에서 XCI는 16비트 영상에서 8비트로 전환이 되며 히스토그램 분석을 통해서 가장 두꺼운 부분과 얇은 부분의 값을 8비트 영상의 히스토그램의 양 끝으로 조절하였다. 마찬가지로 PCI 또한 8비트 영상의 히스토그램 분석을 통해서 가장 두꺼운 부분과 얇은 부분의 값을 최대, 최소로 하도록 영상처리과정을 수행하였다. 영상처리를 수행한 두 영상은 그 차이를 구하게 되는데 각각의 영상을 두 영상의 차이가 전체 두께의 2.5% 이내로 일치되는 픽셀의 개수를 측정하여 전체 픽셀에 대하여 몇 %가 일치되는지를 확인하도록 한다. 한편 PCI는 경계면과 경계면 사이의 값이 정확하게 나누어

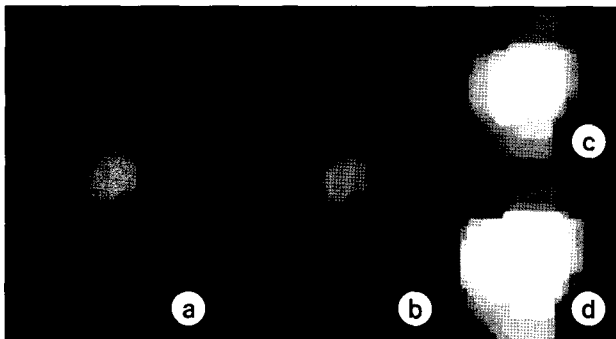


Fig. 4. Image processing procedure of x-ray compensator image (XCI) and comparison with plan compensator image (PCI). (a) Acquired 16Bit X-ray image from Varian VIVA software. There are random noise and line pattern noise due to array pattern of detector which is a unit for the signal acquisition process. (b) Background signal was calculated and the average of background noise was subtracted from the image in A. (c) Final X-ray compensator image was cropped in B by manual selection. The boundary between each area step was blurred due to X-ray scattering effect. (d) Plan compensator image (PCI) was generated from ASCII file transferred from Eclipse machine. The pixel value of all region had discrete depth information of compensator file and the boundary of each area was more clear than XCI of (c).

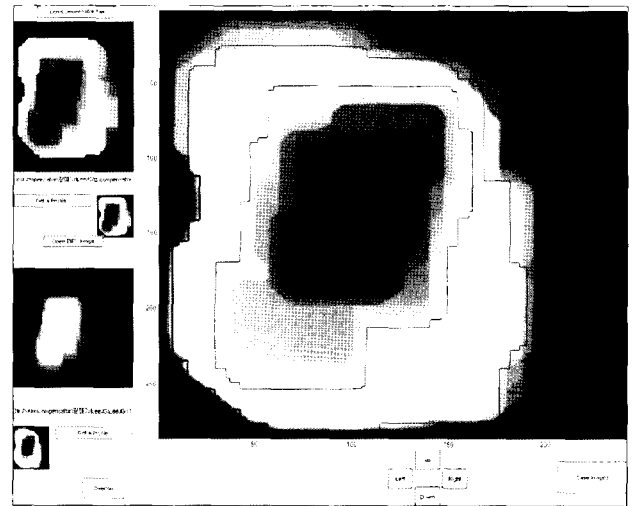


Fig. 5. Graphic user interface (GUI) of proposed QA method. The PCI was shown in the left top axis and the XCI was displayed in the left bottom axis. In the largest main axis, PCI and XCI were compared with image processing tools such as rescaling and x, y movement. The XCI was used as the basis of evaluation and the program modified the size and position of PCI based on the edge information.

저있는 특성이 존재하지만 XCI는 X선을 촬영하여서 영상이 블러링이 되어 경계면이 확실하지 않은 부분들이 존재한다. 따라서 몇가지 영상필터를 사용하여 PCI의 최적화과정을 수행한 뒤에 두 영상의 차이를 비교 분석하였다(Fig. 5).

결 과

본 연구에서는 총 11개의 보상체에 대해서 새로 제안된

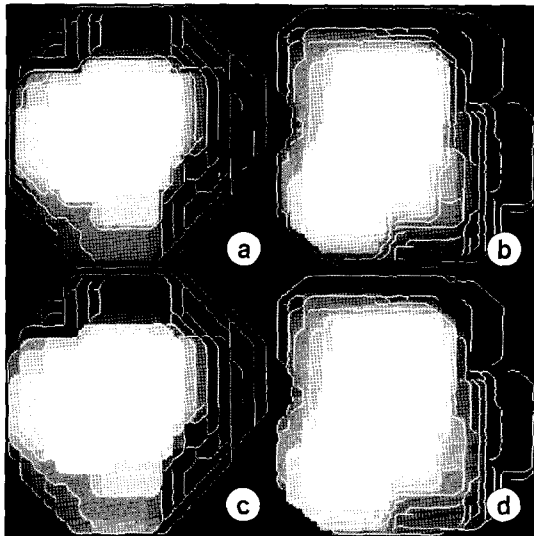


Fig. 6. Matching Results of PCI and XCI. (a) and (b) Matched image before optimization of two compensators. (c) and (d) Final result of optimization. The yellow line is boundary of XCI and each background image is PCI.

정도관리 평가를 수행하였다. 우선 치료계획에 대해서 5 mm 크기의 드릴 효과를 반영하여 영상화한 PCI에 대해서는 드릴 효과를 적용하지 않을 때와 다른 영상이 나오는 것을 확인할 수 있었으며, 이를 정도관리 프로그램에 사용하였을 때도 일치하지 않은 것을 확인할 수 있었다. 한편 2차원적으로 두 영상이 일치하는 지에 대한 여부를 정성적으로 확인할 수 있는 결과를 Fig. 6에 나타내었다. 그림에서 볼 때 기본적으로 보이는 영상은 치료계획을 기반으로 영상화한 PCI이며 노란색으로 바깥 경계면만 표시된 것이 X선으로 촬영된 XCI의 영상이다. 이는 대체적으로 볼 때 2차원적인 분포가 일치하는 것을 확인할 수 있으며 두께 차이가 많이 나지 않는 부분은 X선에 뚜렷하게 영상화되지 않아서 영상에 표시되지 않는 현상을 볼 수 있다. 한편 각 모서리 부분에 일치하지 않는 부분들을 찾아볼 수 있는데 이것은 X선 영상화가 이루어질 때 산란되는 효과에 의해서 일어나는 영상의 블러링 때문으로 예상된다. 이러한 영상의 비교를 바탕으로 보상체의 각 두께에서의 2차원적인 모양들이 치료 계획된 대로 제작이 되었는지의 여부를 확인할 수 있다.

한편 정량적인 분석을 위해 영상의 크기와 좌표를 변화시킨 뒤에 픽셀값을 조절하여 그 차이를 비교한 결과는 다음과 같다. 평균 83.4%의 데이터가 일치하는 것을 확인할 수 있으며 최고 94.4%의 일치는 보상체도 있었으며 가장 일치하지 않는 경우에는 79.43%의 일치도를 보였다. 또한 각 영상을 비교하여 크기를 조절하는 경우에 대부분 PCI의 크기를 평균 1.02배로 조절하였으며 x, y축으로는 4 case를 제외하고는 움직이지 않아도 되는 좋은 결과를 획득하였다(Table 1).

Table 1. The statistical data between plan compensator image (PCI) and x-ray compensator image (XCI) of 11 cases after optimization using image processing.

	Optimization			Matched points	Total points	Results (%)
	Scaling	X shift	Y shift			
1	1.01	0	0	43,981	53,886	81.62
2	1.01	0	0	54,772	67,837	80.74
3	1.02	0	0	40,130	48,225	83.21
4	1.05	4	1	36,579	46,054	79.43
5	1	5	0	62,927	66,914	94.04
6	1	-1	0	61,391	70,096	87.58
7	1.02	2	0	25,362	31,315	80.99
8	1.02	0	0	25,528	31,155	81.94
9	1.06	0	0	32,176	38,670	83.21
10	1.01	0	0	33,743	40,925	82.45
11	1.01	0	0	41,597	50,604	82.20

고찰 및 결론

본 연구에서는 양성자치료기의 개별화되어 제작된 보상체의 3차원적인 두께 및 모양이 정확한지 확인하는 정도 관리 방법을 영상을 기반으로 제안하였다. 기존의 방법으로는 보상체의 2차원적인 정보를 제대로 규명해낼 수 없는 단점이 있으며 모든 픽셀에 대해서 측정을 해야 하는 번거로움이 존재한다. 이러한 과정을 보완할 수 있도록 간단한 X선 영상의 획득으로 인해 치료계획시의 보상체의 정보와 실제로 제작된 보상체의 정보의 2차원 평면들의 비교가 가능하게 되었다.

양성자치료 시에 사용된 보상체의 정보는 밀링머신의 실제 제작 시 사용되는 5 mm의 드릴정보를 포함하지 않은 단순한 좌표값만 표시하게 된다. 이 좌표를 바탕으로 드릴이 움직이게 되어서 제작된 보상체의 완전한 모델을 ASCII 파일로 획득할 수 없는 어려움이 존재하였다. 이를 실제 드릴의 움직임을 고려하여 5 mm의 필터를 사용해서 영상을 조금 팽창시키는 과정을 거쳐서 치료계획에서의 보상체의 영상을 획득해 낼 수 있었다. 하지만 실제적으로 밀링머신을 고려해야 할 때 고려되어야 하는 것은 드릴이 가지는 경사이다. 현재 3도의 기울기를 가진 드릴을 사용함으로 인해 보상체 파일에 있는 좌표에서의 깊이와 밀링머신을 통해 제작된 보상체의 CT촬영을 통해 구성된 영상의 같은 좌표에서의 깊이가 다르게 나타난다. 이것은 드릴의 모양으로 인해서 깎여진 보상체의 깊이가 깊어질수록 차이가 나게 된다. 그러나 이것을 보정하거나 드릴의 경사정도가 고려된 영상이나 파일을 획득할 수가 없어서 정확한 정도 관리의 어려움이 존재한다.

한편 본 연구에서는 DIPS로 촬영한 보상체의 X선 영상에 대해서 확산을 고려하지 않았는데, X선이 평행하게 들어오는 것이 아니라 콘 모양을 가진 형태로 나오기 때문에 보상체의 단면에서 해당하는 깊이가 실제로 영상화되었을 때 다르게 나타날 수 있는 요소가 존재하는 것이다. 언급한 두가지 문제로 인해서 정확한 2차원적 모양의 일치성을 정량적으로 측정해낼 수 있는 DTA (distance to agreement) 방법이나 감마인덱스가 사용되지 못하였다.

본 연구에서는 XCI에서 해당하는 픽셀 값에 대응되는 실제 보상체의 두께의 값을 정확히 구하는 과정이 생략되어 있다. 이 과정을 단순하게 영상화된 보상체의 가장 두꺼운 부분의 픽셀값과 가장 얇은 부분의 픽셀의 값이 선형적인 관계일 것으로 가정을 하고 연구를 진행하였다. 따라서

정확한 두께정보의 일치를 위해서는 해당하는 보상체의 두께에 따른 X선 영상을 획득하여 calibration curve를 얻고 이를 바탕으로 영상의 픽셀값과 실제 두께의 정보를 수정해야 할 것이다. 또한 X선 단층촬영장치(Computed Tomography)를 사용하여 보상체를 영상화한다면 정확한 두께의 정보도 획득할 수 있으므로 보다 정밀한 정도관리의 기준이 될 수 있을 것으로 예상된다. 또 X선 영상에서의 보상체 두께의 변화가 선형적인 것이 아니라 X선 감쇠계수처럼 지수감쇠인 관계일 것으로 고려한다면 더 좋은 결과를 보일 수 있을 것으로 예상하며 연구를 진행 중이다.

앞으로 양성자치료기의 보상체의 제작이 현재의 계단모양처럼 제작되지 않고 경계면이 부드러운 원형의 3차원적인 모양을 가지도록 제작이 되면 드릴이나 확산영향을 사라질 것으로 생각이 되며 그럴 경우에는 본 연구에서 제안한 영상을 기반으로 한 정도관리방법이 현재 몇 지점의 깊이만을 측정하는 방법보다 더 현실적이고 유용한 정도관리가 될 것이다.

양성자치료과정에 있어서 보상체 제작과정은 정밀한 3차원 방사선분포를 위해 환자의 모든 치료 포트마다 제작되어 사용되는 중요한 과정이다. 그러나 이 보상체의 정도관리를 위해 지금 사용되고 있는 방법은 몇 개의 지점의 두께를 버니어캘리퍼스로 짚어보는 상황으로 보완이 필요한 상황이다. 본 연구는 이전의 방법으로는 불가능했던 보상체의 2차원적인 형태의 정도 관리를 X선 영상 촬영과 영상처리를 통해 간단하고 정밀하게 검증할 수 있는 방법을 제안하였고 수정 및 보완을 통해 더 정확하고 정량적인 분석이 가능할 것으로 예상된다.

참 고 문 헌

1. Olsen DR, Bruland OS, Frykholm G, Norderhaug IN: Proton therapy - a systematic review of clinical effectiveness. *Radiother Oncol* 83:123-132 (2007)
2. Smith AR: Proton therapy. *Phys Med Biol* 51:R491-504 (2006)
3. MacDonald SM, DeLaney TF, Loeffler JS: Proton beam radiation therapy. *Cancer Invest* 24:199-208 (2006)
4. Miller DW: A review of proton beam radiation therapy. *Med Phys* 22:1943-1954 (1995)
5. Rundle P, Singh AD, Rennie I. Proton beam therapy for iris melanoma: a review of 15 cases. *Eye* 21:79-82 (2007)
6. Nishimura H, Ogino T, Kawashima M, et al: Proton-beam therapy for olfactory neuroblastoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 68:758-762 (2007)
7. Fontenot JD, Newhauser WD, Titt U: Design tools for proton therapy nozzles based on the double-scattering foil

- technique. Radiat Prot Dosimetry 116:211-215 (2005)
8. **Petti PL**. New compensator design options for charged-particle radiotherapy. Phys Med Biol 42:1289-1300 (1997)
 9. **Urie M, Goitein M, Wagner M**: Compensating for heterogeneities in proton radiation therapy. Phys Med Biol 29:553-566 (1984)
 10. **Wagner MS**: Automated range compensation for proton therapy. Med Phys 9:749-752 (1982)
 11. **Park DH, Shin D, Park SY, et al**: Optimized matching of film dosimetry with calculated doses for IMRT quality assurance. Phys Med 23:49-57 (2007)

Image Based Quality Assurance of Range Compensator for Proton Beam Therapy

Jin-Sung Kim, Myonggeun Yoon, Dongwook Kim, Young Kyung Lim, Jungwon Kwak, Soah Park,
Dong Ho Shin, Jungwook Shin, Se Byeong Lee, Sung Yong Park, Kwan Ho Cho

Proton Therapy Center, National Cancer Center

The main benefit of proton therapy over photon beam radiotherapy is the absence of exit dose, which offers the opportunity for highly conformal dose distributions to target volume while simultaneously irradiating less normal tissue. For proton beam therapy two patient specific beam modifying devices are used. The aperture is used to shape the transverse extension of the proton beam to the shape of the tumor target and a patient-specific compensator attached to the block aperture when required and used to modify the beam range as required by the treatment plan for the patient. A block of range shifting material, shaped on one face in such a way that the distal end of the proton field in the patient takes the shape of the distal end of the target volume. The mechanical quality assurance of range compensator is an essential procedure to confirm the 3 dimensional patient-specific dose distributions. We proposed a new quality assurance method for range compensator based on image processing using X-ray tube of proton therapy treatment room. The depth information, boundaries of each depth of plan compensatorfile and x-ray image of compensator were analyzed and presented over 80% matching results with proposed QA program.

Key Words: Proton therapy, Range compensator, Quality assurance, Image processing