

방사선치료시 최적의 빔 위치와 크기 결정

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실

박정훈, 서태석, 최보영, 이형구, 신경섭

방사선 치료에 따른 방사선량 최적화 문제를 풀기 위한 새로운 방법이 제시되었다. 기존의 2차원 치료계획과는 달리 3차원 문제에서는 모든 조건이 훨씬 복잡하고 관련된 변수도 많아지기 때문에 문제를 해결하기가 쉽지 않다. 본 연구에서는 3차원 선량최적화 문제를 접근하는데 있어서, 해가 존재할 수 있는 범위를 줄여주고, 중요한 파라미터들을 미리 구해주어서 치료계획에 관련된 변수를 줄이는 방법을 연구하였다.

먼저 선형가속기와 환자좌표계사이의 좌표변환을 이용하여 두부 내의 중요기관을 피하는 빔 위치를 찾았다. 그리고 임의의 빔 위치에 대해 병소를 완전히 감싸는 빔 크기와 콜리메이터 회전각을 구하였다. 그 결과 가능한 빔 위치를 줄여줄 수 있었고, 빔 크기와 회전각에 대한 의존성을 없앨 수 있었다. 따라서 고려해야할 변수의 조합이 크게 줄어들게 되었고, 목적함수를 이용한 선량최적화에 있어서 최소한의 변수로만 계산이 가능하게 되었다.

위의 결과를 이용하여 임상에 널리 쓰이는 2차원 방사선치료계획의 선량최적화 문제를 해결하였다. 선량기울기, 중요기관의 선량, 선량분포 균일도를 조합한 목적함수를 최소화하는 최적해를 step search 방법을 이용하여 구하였다. 그리고 이 최적해를 이용한 선량분포로부터 새로운 방법에 의한 선량최적화의 가능성을 확인할 수 있었고, 후속 연구를 통하여 상용 방사선 치료계획 시스템에 적용함으로써 임상에 쓰일 수 있을 것으로 사료된다.

중심단어 : 3차원 치료계획, 선량 최적화, 좌표변환, Beam's Eye View, 빔 위치와 크기

서 론

방사선 치료의 가장 궁극적 목표는 가능한 최대의 방사선량을 병소에 가하고 주위의 정상조직에는 최소한의 영향을 주는 것이라 할 수 있다. 이를 만족하는 최적의 치료 조건을 찾아내는 것은 주로 컴퓨터 치료계획장치를 이용한 Trial and error 방법에 의존해왔고, 이것이 현재도 가장 보편적으로 쓰이는 방법이다. 그러나 Trial and error 방법은 인간의 판단에 전적으로 의존하는 방법으로 그 신뢰성이나 재연성에 의문을 가지지 않을 수 없다. 그래서 60년대 Hope[1]에 의해 컴퓨터를 이용한 선량최적화 가능성이 제시된 이후, linear programming[2,3], quadratic

programming[4], random search[5], simulated annealing[6,7,8], inverse method[9,10] 등 많은 알고리즘들이 발표되었다.

각 방법들은 대상 부위나 접근방법, 이론적 배경 등이 저마다 다르기 때문에 어느 것이 더 효율적이고 뛰어난지 언급하기가 힘들다. 그리고 이 방법들은 대부분 2차원 치료계획에 적용되는 방법으로 현재 임상에서 쓰이는 3차원 치료계획에 적용하기에는 한계가 있다. 3차원 치료계획은 2차원에 비해 Non-coplanar beam을 고려해야 하므로 변수의 수가 훨씬 늘어나고 선량모델링이나 선량계산 자체가 복잡해지므로 이를 수식적으로 풀다는 것은 거의 불가능하다.

본 연구에서는 좌표변환과 beam's eye view를 이용하여 선량최적화에 관계된 변수의 수나 범위를 줄여줌으로써 좀더 쉽게 최적화문제를 해결하고자 하였다. 중요기관을 지나는 방사선 빔의 범위로부터 빔이 위치할 수 있는 범위를 제한하고, 치료계획에서

본 연구는 보건복지부 선도기술·의료공학 기술개발사업 (HMP-98-G-1-016) 연구비 지원에 의해 수행되었음.

통신저자 : 서 태 석, 서울시 서초구 반포동 505

가톨릭대학교 의공학교실

Tel : 02-590-2414, Fax : 02-532-1779

E.Mail : suhsanta@cmc.cuk.ac.kr

중요한 파라미터인 콜리메이터 크기와 각도를 찾음으로써 선량최적화 문제의 해결을 보다 쉽게 하였다.

최종적으로 종양 주변에서의 선량의 기울기(dose gradient)와 선량분포의 균일성(dose homogeneity), 중요기관에 미치는 선량 등을 고려한 목적함수를 고안하여, 이를 step search 방법을 이용하여 최적해를 구하였다. 그리고 최적해에 의한 선량분포를 살펴봄으로써 새로운 방법의 효율성을 확인하고, 이를 확장하여 3차원 치료계획에서의 선량최적화에 대하여 논하고자 한다.

이론 및 방법

1. 좌표계의 확립과 환자 모델의 설정

연구에 관련된 계산과정을 정확하고 간편하게 하기 위하여 치료기좌표계 $[V]_M$, 환자좌표계 $[V]_P$ 와 프레임좌표계 $[V]_F$, 콜리메이터좌표계 $[V]_C$ 를 Fig 1과 같이 정하였다. 치료기의 테이블, 갠트리, 콜리메이터의 회전방향도 Fig 1과 같이 정하였다[11,12].

실제 뇌종양 환자의 사례를 살펴보면 제각각 머리모양, 장기들의 위치, 병소의 위치/모양 등이 다르기 때문에 어느 한 경우를 연구 대상으로 삼을 수는 없다. 그래서 일반적인 환자의 두부를 잘 반영하면서도 간단한 모양의 모델을 생각하게 되었다. 이 모델은 Fig 2와 같이 구형의 두부속에 그 안에 중요기관으로서 구형의 안구가 있으며 구의 중심에 원통형의 병소가 있다. 내부의 중요기관으로는, 방사선 치료계획 과정에서 중요하게 고려되는 안구를 단순화시켜 모델을 만들었다. (Table 1) 이 모델을 4 mm 간격으로 자른 단면영상을 만들어서 연구에 이용하였다. 3차원 그래픽과 모든 프로그램 작성은 IDL 5.2를 이용하였다.

	X	Y	Z	반지름	길이
머리	0	0	0	90	
왼쪽눈	-40	50	-30	20	
오른쪽눈	40	50	-30	20	
병소	0	0	0	20	48

Table 1. Configuration of patient model

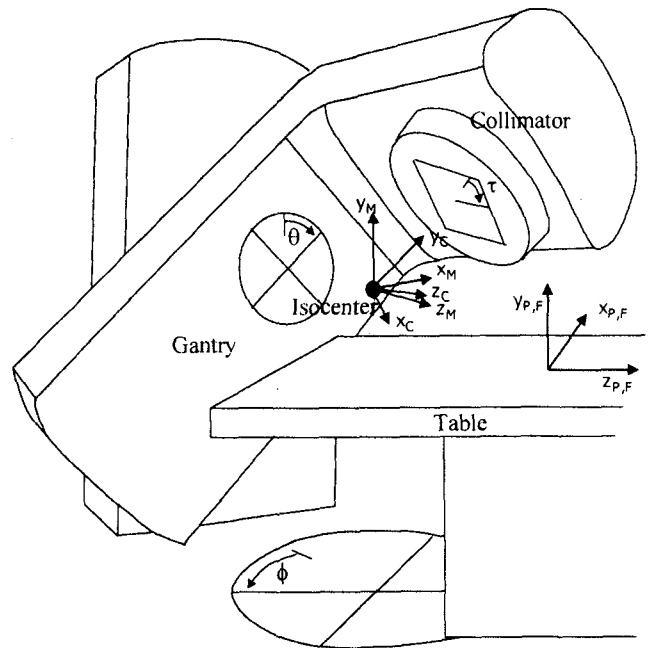


Fig 1. Coordinate systems and rotation angles

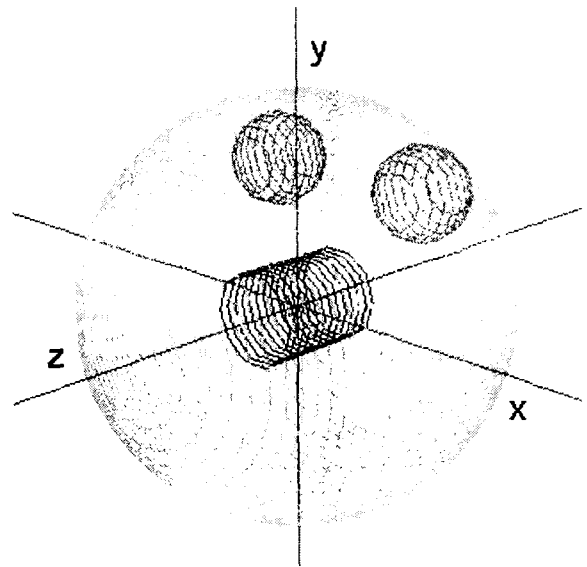


Fig 2. Imaginary patient model with cylindrical tumor and two eyeballs

2. 중요기관을 피하는 빔 위치의 선정

정상조직, 특히 중요기관에 미치는 영향을 최소화하기 위하여 중요기관을 지나는 빔의 위치를 찾아보았다. 두부 속의 중요기관으로는 Eyeball, Brainstem, Optic nerve, Optic chiasma 등이 있는데, 방사선 치

료계획 시에는 진단영상 위에 이들의 외곽선을 그려 넣고 DVH, NTCP 등을 통해 치료계획에 따른 영향을 평가한다. 그러나, 근본적으로 중요기관에 가해지는 방사선량을 줄이려면 일단 빔이 중요기관 주위를 지나지 않는 것이 좋다.

먼저, 임의의 환자좌표계의 점 (x, y, z) 에 대해 이것을 지나는 빔의 위치를 찾아보자. 선형가속기의 움직임과 구형좌표계의 모양이 서로 비슷함을 이용하여, Fig 3에서 보는 것처럼 테이블/갠트리 각도를 구형좌표계의 편각과 방위각으로부터 구할 수 있다. 테이블 각도를 ϕ , 갠트리 각도를 θ 라 하고 Isocenter의 좌표를 (x_I, y_I, z_I) 라 하면 식 (1), (2), (3)에 의해 θ, ϕ 를 구할 수 있다.

$$\theta = \cos^{-1} \frac{y_p}{\sqrt{x_p^2 + y_p^2 + z_p^2}} \quad (1)$$

$$\phi = \begin{cases} \sin^{-1} \frac{z_p}{\sqrt{x_p^2 + z_p^2}} & (x_p > 0) \\ -\sin^{-1} \frac{z_p}{\sqrt{x_p^2 + z_p^2}} & (x_p < 0) \end{cases} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} x_p &= x - x_I \\ y_p &= y - y_I \\ z_p &= z - z_I \end{aligned} \quad (3)$$

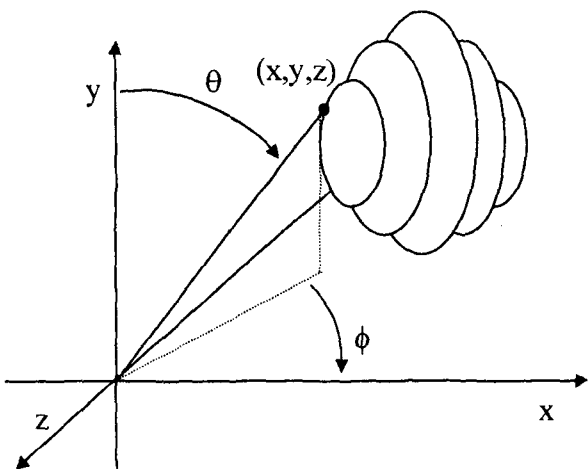


Fig 3. Example of coordinate transformation for one point of critical organ

이것은 테이블을 각 ϕ 만큼 회전하고 갠트리를 θ 만큼 회전하면 방사선이 중요기관을 지나게 된다는 뜻이다.

이 변환을 이용하여 몇 개의 점으로 이루어진 임의의 폐곡선에 대해 좌표변환을 행하면, 그것을 지나는 빔의 범위를 구할 수 있다. 치료계획 시에 진단영상 위에 중요기관의 모양을 각 단면마다 그려넣으므로, 나중에 각 중요기관은 여러 개의 폐곡선으로 표현이 된다. 각 폐곡선들은 몇 개의 Vertex와 이를 연결하는 선으로 이루어져 있으므로 그 Vertex들에 대해 위의 좌표변환을 행하면 전체 폐곡선, 즉 중요기관은 선형가속기 인자로 표현이 된다. 따라서 식 (4), (5)와 같이 변환된 테이블각, 갠트리각의 최대/최소 범위를 구하면 그것이 하나의 중요기관에 대한 "Critical range"가 된다.

$$\theta = \{ \min(\theta), \max(\theta) \} \quad (4)$$

$$\phi = \{ \min(\phi), \max(\phi) \} \quad (5)$$

일단 이 범위를 구하면 치료계획 시에 그곳을 배제하거나 목적함수를 평가할 때 Penalty를 주는 방법 등으로 활용할 수 있다. 중요기관이 여러 개일 때도 같은 연산을 수행하면 되므로 빠르고 정확하다. 또한 치료계획에 사용된 데이터를 그대로 사용하므로 추가작업이 필요가 없다는 장점이 있다.

3. 빔 크기와 콜리메이터 회전각의 결정

Beam's Eye View 기법을 이용하여 사각형의 콜리메이터에 대해 임의의 갠트리 각, 테이블 위치에서 병소를 완전히 감싸는 빔 크기와 콜리메이터 회전각을 구하였다. 병소 주위의 정상조직을 최대한 보호하면서도 치유확률을 높이기 위해서는 방사선 조사 범위를 병소에 한정할 필요가 있으므로, 최적의 콜리메이터 크기를 결정해야 한다. 단순한 크기조절만으로는 불가능할 경우에는 병소의 모양에 따라 콜리메이터를 회전시킨 후 알맞은 크기를 찾는다.

Beam's Eye View (BEV)는 치료와 관련된 해부학적 구조, 선량 분포, 빔 데이터 등을 방사선원의 위치에서 내려다보는 표시방법이다[13,14]. 환자 모델을 BEV로 나타내기 위해서 먼저 환자좌표계를 콜리메이터좌표계로 변환하고(Viewing transformation).

콜리메이터좌표계를 다시 화면좌표계로 변환해야 한다(Perspective transformation).

Viewing transformation은 환자좌표계를 콜리메이터좌표계로 변환한다. 식 (6)와 같이, 전체 좌표를 Isocenter에 대해 이동한 후 테이블 각만큼 y축에 대해 회전하고 다시 갠트리 각만큼 z축에 대해 회전 변환한다. 여기서 콜리메이터 각을 찾아야하므로 콜리메이터에 대한 회전변환은 하지 않는다. 그리고 식 (7)의 Perspective transformation을 취하면 방사선원에서 바라본 환자 모델의 좌표를 얻을 수 있다.

$$[V]_C = R_Z(\theta)R_Y(-\phi)([V]_F - [I]_F) \quad (6)$$

$$R_Z(\theta) = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$R_Y(-\phi) = \begin{pmatrix} \cos \phi & 0 & \sin \phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \phi & 0 & \cos \phi \end{pmatrix}$$

$$\frac{x'_c}{SAD} = \frac{x_c}{SAD - y_c} \quad (7)$$

$$\frac{z'_c}{SAD} = \frac{z_c}{SAD - y_c}$$

그 결과 Fig 4와 같이 임의의 빔 위치에서 종양의 폐곡선을 얻을 수 있다. 먼저 종양의 기울어진 모양으로부터 콜리메이터 회전각을 구한다. 종양을 나타내는 각 폐곡선들의 중심점 (x_i, z_i) 를 구하고, 최소자승법(Least-square minimization)을 이용하여 이 중심점들의 평균기울기 a 를 구하면 식 (8), (9)와 같이 콜리메이터 회전각 τ 를 구할 수 있다.

$$a = \frac{n \sum x_i z_i - \sum x_i \sum z_i}{n \sum z_i^2 - (\sum z_i)^2} \quad (8)$$

$$\tau = \tan^{-1} a \quad (9)$$

구한 각 τ 만큼 BEV상의 좌표를 회전변환하면 종양의 폐곡선은 좌표계와 평행하게 되므로 식 (10)과 같이 x, z 값의 범위로부터 빔 크기를 구할 수 있다. 그리고 penumbra와 scattering을 고려해 종양이 80% 선량분포에 포함되도록 각각 5 mm의 마진을 더해주었다.

$$\begin{aligned} x \text{ size} &= 2 \times \max\{abs(x_c)\} + 5 \quad (\text{mm}) \\ z \text{ size} &= 2 \times \max\{abs(z_c)\} + 5 \quad (\text{mm}) \end{aligned} \quad (10)$$

4. 목적함수와 Step search에 의한 선량최적화

선량 최적화의 핵심은 그 계산 속도에 있는데 이것은 선량 계산 모델의 속도에 좌우된다고 해도 과언이 아니다. 현재의 선량 계산 알고리즘들은 매우 복잡하고 그만큼 느리기 때문에 이 연구에 적용하기엔 문제가 있다. 이 연구는 새로운 방법이 효과가 있는지를 알아보는 것이므로 Suh TS (1990), Suh TS et al (1996)의 실험에 근거한 간단한 근사식을 사용하였다.

치료계획을 평가하기 위해 물리적측면을 고려하여 선량기울기와 중요기관에 미치는 선량, 선량분포의 균일성을 조합하여 목적함수를 만들었다.

먼저 병소 위의 점과 병소에서 5mm 떨어진 곳의 지점 사이의 선량의 차이로서 기울기를 구하였다(식11).

$$f_1(x) = \frac{1}{N_{Beam}} \frac{1}{N_{Point}} \sum_{Beam} \sum_{Point} (D_t(x) - D_n(x))^2 \quad (11)$$

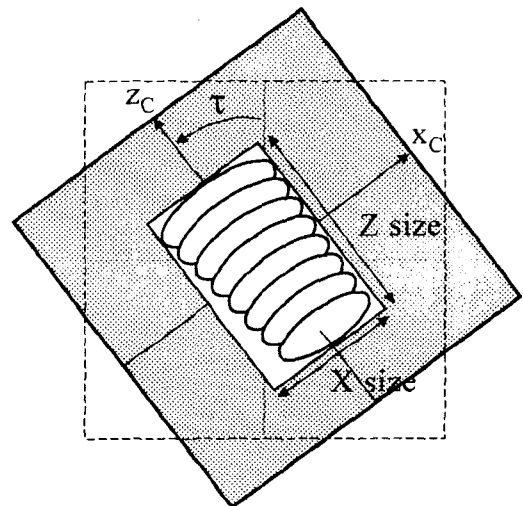


Fig 4. Determination of field sizes and rotation angle

중요기관에 미치는 선량을 고려하기 위해 중요기관 위에 5개의 계산점들을 설정하여 계산점들의 전체 선량을 또 하나의 목적함수로 정하였다. 계산점들의 위치에 따른 중요도를 감안하여 병소와 가까이 있는 한 점에는 weight w 를 1로 주고 나머지는 0.5를 주었다.

$$f_2(x) = \frac{1}{N_{Beam}} \frac{1}{N_{Point}} \sum_{Beam} \sum_{Point} w_i D_i(x) \quad (12)$$

마지막으로 치료 부위 내에 hot spot, cold spot이 생기는 것을 방지하기 위해 병소 내의 선량 분포의 범위가 isocenter 선량의 $\pm 5\%$ 이내가 되도록 penalty 항목을 추가하였다. Interior penalty function (Rao, 1996)을 이용하여 병소 위의 계산점의 선량이 $\pm 5\%$ 를 벗어났을 경우에는 식 (13), (14), (15)과 같은 penalty를 더해주어서 목적함수의 값이 커지게 하였다.

$$f_3(x) = \sum \frac{-1}{g_i(x)} \quad (13)$$

$$g_0(x) = -D(x) + 0.95D_T \leq 0 \quad (14)$$

$$g_1(x) = D(x) - 1.05D_T \leq 0 \quad (15)$$

위의 세 가지 목적함수를 조합하여 식 (16)의 최종적인 목적함수를 만들었다. 이 함수를 최소로 만드는 x 를 찾는 것이 곧 선량최적화 문제를 해결하는 것이 되겠다.

$$f(x) = -f_1(x) + f_2(x) + f_3(x) \quad (16)$$

위의 결과를 이용하여 SAD 100 cm이고 직사각형의 콜리메이터를 사용한 2차원 치료계획에 대하여 선량 최적화 문제를 해결하였다. 임상에서 많이 사용하는 3, 4, 6개 방사선에 대하여 각 빔이 위치할 수 있는 범위를 Fig 8과 같이 일정하게 나누어서 그 범위 내에서 10도 간격으로 빔 위치를 조합하여 목적함수를 계산하였다. 그 중에서 목적함수의 값을 최소로 하는 빔의 조합을 최적화 변수로 도출하였다. 최적화 과정에서 중요기관을 지나는 빔 위치는 제외하였으며, 각 빔 위치에서의 field size와 콜리메이터 각도는 beam shaping을 이용하여 구하였다.

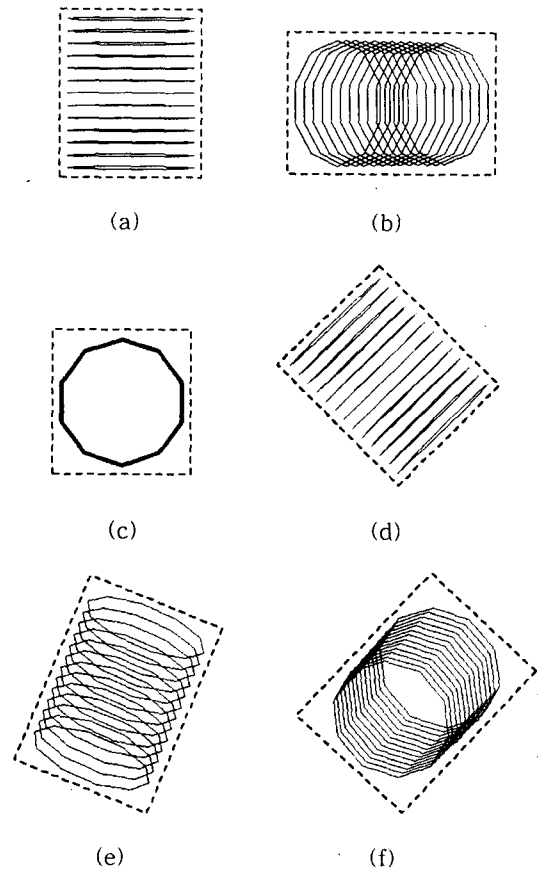


Fig 5. The results of beam shaping

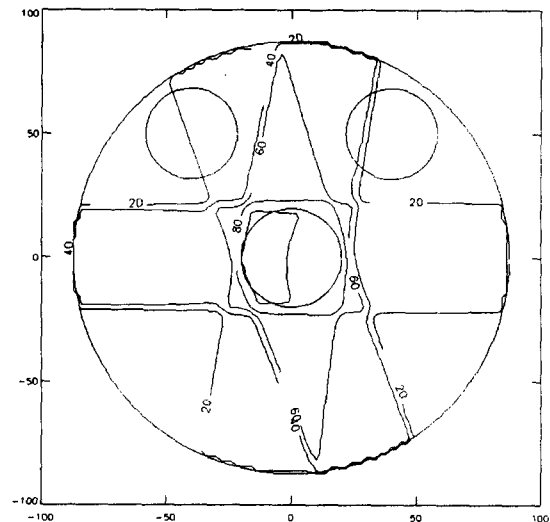


Fig 6. Result of three beam treatment - resultant beam positions were 10, 160, 270 degree

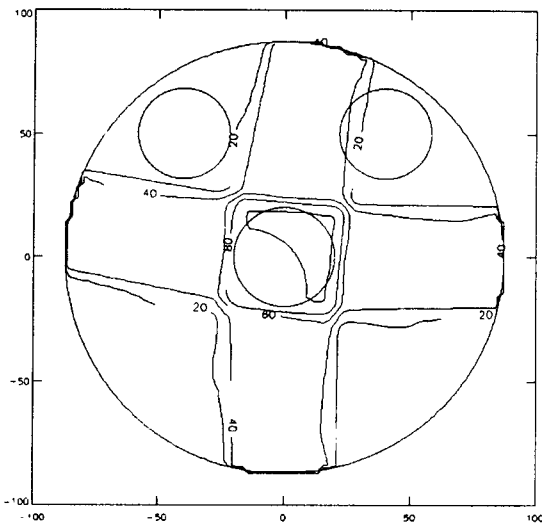


Fig 7. Result of four beam treatment - resultant beam positions were 10, 90, 200, 280 degree

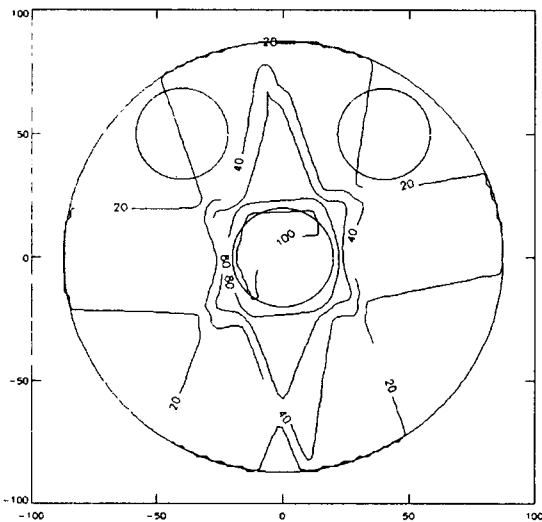


Fig 8. Result of six beam treatment - resultant beam positions were 10, 80, 160, 200, 270, 340 degree

결과 및 고찰

1. 중요기관을 지나는 빔 위치

앞에서 가정한 두부모형에 있어서 각 중요기관들의 critical range를 찾아보았다(Table 2). SAD가 100 cm인 조건에서, isocenter는 종양의 중심인 원점으로 정했다. 빔위치가 아래의 범위에 있을 때 방사

선이 중요기관을 지난다는 뜻이다. 현재는 pencil beam을 가정하고 빔 위치를 구하였는데, 빔 크기를 고려할 경우, 빔이 critical range 내에 있지 않아도 중요기관을 지날 수 있다. 빔 크기는 위치에 따라 변하므로 그 영향을 직접적으로 포함시키기가 어렵다. 그러나 이 연구에서는 목적함수가 중요기관에 미치는 영향에 관한 항목을 갖고 있어서, 그런 경우에는 중요기관의 선량이 불필요하게 증가하므로 목적함수의 값이 커져서 자연스럽게 최적화 과정에서 배제가 된다. 좀 더 나은 결과를 위하여 추후에 빔 크기나 divergence를 고려하여 최종적인 결과를 보정해 주는 방법이 필요할 것 같다.

	갠트리		테이블	
	최소	최대	최소	최대
왼쪽눈	29°	61°	-59°	-14°
오른쪽눈	-61°	-29°	14°	59°

Table 2. Critical beam range for critical organ

2. 최적의 콜리메이터 크기와 회전각의 결정

임의의 테이블 위치와 갠트리 각에 대해 빔 크기와 콜리메이터 회전각을 찾았다. Fig 5와 Table 3에서 보는 것처럼 정상조직을 보호하면서 종양만을 감싸는 빔 크기와 회전각을 구할 수 있었다. 여기서는 직사각형 콜리메이터에 대해 빔 크기를 구하였는데, 원형의 콜리메이터에 대해서도 어렵지 않게 크기를 구할 수가 있다. 또한 Asymmetric jaw를 사용한 치료계획에도 각 jaw들의 크기를 구할 수 있다.

	Gantry	Table	x (mm)	y (mm)	τ
a	0°	0°	45	54	0°
b	45°	90°	46	66	90°
c	90°	-90°	44	46	0°
d	0°	45°	45	54	45°
e	-45°	-30°	45	64	-22°
f	-70°	-70°	46	62	43°

Table 3. Beam sizes and collimator angles

3. 선량최적화

Step search의 결과 3빔의 경우 10, 160, 270° 를 얻었고, 4빔은 10, 90, 200, 280° 를 얻었다. 6빔의 결과는 10, 80, 160, 200, 270, 340° 가 나왔다. 3, 4, 6개의 빔을 사용한 치료계획의 선량분포로부터 80% isodose curve가 균일하게 종양을 감싸고 있음을 확인할 수 있다. 이는 치료가 효과적으로 이루어졌음을 말하는 것으로 알고리즘의 유효성을 확인할 수 있다. (Fig 6, 7, 8)

알고리즘의 성능을 개선하기 위해서는 먼저 좀더 정확한 선량 모델을 사용하고, 치료계획자의 요구를 잘 반영하는 목적함수를 만들고, 그리고 문제의 특성에 맞는 최적화 알고리즘을 적용해야 할 것 같다. 이 연구에서는 임의의 모델을 대상으로 했지만, 추후에 실제 환자데이터에 적용하여 결과를 분석하는 것이 필요할 것으로 사료된다.

결 론

선량최적화의 기초 연구로서 먼저 두부내의 중요기관을 피하기 위한 빔 위치를 좌표변환을 통하여 구하였다. 치료계획자의 판단에 의해 최적 치료변수를 구하는 것보다 본 연구에 의한 방법이 더 빠르고 정확하여, 치료계획 시에 중요기관이 있는 영역에는 빔이 지나가지 않도록 최적 모델이 구축되었다. 또한 방사선 치료에 있어서 선량분포에 큰 영향을 미치는 인자인 빔 크기와 콜리메이터 회전각을 beam's eye view를 이용하여 결정하였다.

이 두 결과를 선량최적화의 제약조건으로 이용하여 2차원 치료계획에 대한 선량최적화를 해결하였다. 빔 크기와 회전각에 대한 가능한 조합이 결정되고, 빔이 위치할 수 없는 범위도 구했으므로, 단지 빔 개수에 따른 각각의 빔 위치만 정해주면 된다. 그 결과 병소가 80% 등선량곡선 내에 포함되어 효과적인 치료가 가능하게 되었고 중요기관에 미치는 선량 또한 낮게 유지되었다. 최적화 결과로 구한 선량분포가 만족스럽지는 못하지만, 이것은 새로운 알고리즘의 적용가능성을 보여준다고 할 수 있겠다.

제약조건들을 추가하여 선량최적화 문제를 좀더 쉽게 만드는 것은 매우 흥미있는 아이디어라고 생각된다. 좀더 정확한 선량모델과 목적함수, 그리고 우수한 최적화 알고리즘을 적용한다면 그 결과는 크게

개선될 것이고, 머지않아 현재 개발중인 방사선 치료 계획시스템에 적용가능할 것이다.

참 고 문 헌

1. Hope C.S., Orr J.S.: Optimization of X-ray treatment planning by computer judgement. *Phys. Med. Biol.*, 12:531-542 (1967)
2. Bahr G.K., Kereakes J.G., Horwitz H., Finney R., Galvin J., Goode, K.: The method of linear programming applied to radiation treatment planning. *Radiology* 91:686-693 (1968)
3. Rosen I.I., Lane R.G., Morill S.M., Belli J.A.: Treatment plan optimization using linear programming. *Med. Phys.* 18:141-152 (1991)
4. McDonald S.C., Rubin P.: Optimization of external beam radiation therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2:307-317 (1977)
5. Niemierko A.: Random search algorithm (RONSC) for optimization of radiation therapy with both physical and biological end points and constraints. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 23:89-98 (1992)
6. Mageras G.S., Mohan R.: Application of fast simulated annealing to optimization of conformal radiation treatment. *Med. Phys.* 20:639-647 (1993)
7. Webb S.: Optimization of conformal radiotherapy dose distributions by simulated annealing. *Phys. Med. Biol.* 34:1349-1370 (1989)
8. Morill S.M., Lane R.G., Jacobson G., Rosen I.I.: Treatment planning optimization using constrained simulated annealing. *Phys. Med. Biol.* 36:1341-1361 (1991)
9. Xing L., Chen T.Y.: Iterative methods for inverse treatment planning. *Phys. Med. Biol.* 41:2107-2123 (1996)
10. Holmes T., Mackie T.R.: A comparison of three inverse treatment planning algorithms. *Phys. Med. Biol.* 39:91-106 (1994)
11. Siddon R.L.: Solution to treatment planning problems using coordinate transformations.

- Med. Phys. 8:766-774 (1981)
12. Sherouse G.W.: Coordinate transformation as a primary representation of radiotherapy beam geometry. Med. Phys. 19:175-179 (1992)
 13. Myriantopoulos L.C., Chen G.T.Y., Vijayakumar S., Halpern H.J., Spelbring D.R., Pelizzari C.A.: Beam's eye view volumetrics: An aid in rapid treatment plan development and evaluation. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 23:367-375 (1992)
 14. Suh T.S., Optimization of dose distribution for the system of linear accelerator-based stereotactic radiosurgery. Ph.D. Dissertation. University of Florida (1990)
 15. Suh T.S., Bova F.J., Yoon S.C., Choe B.Y., Kim M.C., Shinn K.S., Bahk Y.W., Ha S.W., Park C.I.: Computer aided design optimization with the use of a fast dose model for linear accelerator based stereotactic radiosurgery. Phys. Med. Biol. 4:675-696 (1996)

The Determination of Optimum Beam Position and Size in Radiation Treatment

J.H. Park, T.S. Suh, B.Y. Choe, H.K. Lee, K.S. Shinn

*Department of Biomedical Engineering, College of Medicine
The Catholic University of Korea*

New method about the dose optimization problem in radiation treatment was researched. Since all conditions are more complex and there are more relevant variables, the solution of three-dimensional treatment planning is much more complicate than that of current two-dimensional one. Therefore, in this study, as a method to solve three-dimensional dose optimization problem, the considered variables was minized and researched by reducing the domain that solutions can exist and pre-determining the important beam parameters.

First, the dangerous beam range that passes critical organ was found by coordinate transformation between linear accelerator coordinate and patient coordinate. And the beam size and rotation angle for rectangular collimator that conform tumor at arbitrary beam position was also determined. As a result, the available beam position could be reduced and the dependency on beam size and rotation angle, that is very important parameter in treatment planning, totally removed. Therefore, the resultant combinations of relevant variables could be greatly reduced and the dose optimization by objective function can be done with minimum viarables.

From the above results, the dose optimization problem was solved for the two-dimensional radiation treatment planning useful in clinic. The objective function was made by combination of dose gradient, critical organ dose and dose homogeniety. And the optimum variables were determined by applying step search method to objective function. From the dose distributions by optimum variables, the merit of new dose optimization method was verified and it can be implemented on commercial radiation treatment planning system with further research.

Key words : Three-dimensional treatment planning, Dose optimization, Coordinate transformation, Beam's Eye View, Beam position and size