

Gradient based algorithm을 이용한 multiple slice IMRT optimization

울산대학교 의과대학, 서울중앙병원 방사선종양학과

*한림대학교 의과대학, 강동성심병원 치료방사선과

** 경기대학교 의학물리학과

이병용, 조병철*, 이 석**, 정원균, 안승도, 최은경, 김종훈, 장혜숙

세기변조방사선치료(Intensity Modulation Radiation Therapy; IMRT)의 치료계획 목적으로 사용하기 위한 선량최적화 방법을 Gradient based algorithm을 이용하여 개발하였다.

환자의 치료 관심 부위를 포함하는 약 10-30 CT 단면에 대하여 각 단면 별로 선량최적화를 실시하였고, 장기별로 최대 허용선량을 지정하였으며, 표적의 선량은 100 ± 5 %로 제한하였다. beamlet의 크기는 8×8 cm²으로 제한하였고, beam size가 크지 않으므로 beam diverge는 고려하지 않았다. beamlet 하나가 만드는 선량분포를 미리 계산한 후, 선량중첩방식으로 전체 선량분포를 계산하였다. 고정된 동일평면에 대하여 5방향에서 입사하는 빔에 대한 최적화를 실시하였으며, 그 효용성을 비교하기 위해, 1, 3, 5, 7, 9 방향에 입사하는 빔과 최적화지수를 구하였다.

선량최적화에 소요되는 시간은 대체로 slice 수에 비례하였으며, 계산시간과 최적화지수를 비교할 때 빔의 개수가 3-7개 일 때 가장 적합하였다. 다중단면에 대한 선량최적화를 beam divergence를 고려하지 않을 때, 단일 단면에 대한 선량최적화를 반복 시행함으로써 얻을 수 있었다. 선량최적화의 결과가 선량중심의 위치에 따라 민감하게 변하는 경우가 발생하였으며, 이를 개선하기 위해서는 선량중심의 최적화가 개발될 필요성이 있었다.

중심단어 : 세기변조방사선치료, 선량최적화

서 론

세기변조 방사선 치료기술에 대한 개념이 1988년 Brahme¹⁾에 의해 최초로 소개되고, 1990년 Bortfeld²⁾ 등에 의해 inverse plan 최적화 알고리즘이 구현된 이래, 입체조형치료(Conformal radiotherapy)보다 진보된 치료기법으로 치료계획 최적화, 선량 전달 방법, 그리고 전달 선량 확인 등의 분야에 걸쳐 활발한 연구가 진행되고 있다.³⁾ 그러나 선량계산 단계에서 지나치게 이상적인 결과를 추구함으로써 아직까지 실용성을 얻지 못하고 있는 실정이다. 즉, 흡수선량 중 산란선에 의한 기여를 정확히 계산해 내기 위해 매우 복잡한 선량계산 과정을 거치게 되는 것이다. 그러나 방사선 치료 영역에서 실제로 산란선의 기여도는 10%를 넘지 않는 것으로 연구되었다⁴⁾. 본 저자들은 최적화 단계에서 사용되는 선량계산을 단순화시켜 최적화에 걸리는 시간을 줄이고, 최종단계

에서 산란 선에 의한 영향을 보정하여 줌으로써, 결과적으로 정확한 선량분포를 얻을 수 있도록 하였다.

대상 및 방법

약 10~30개의 단면으로 구성된 DICOM 포맷형식의 CT 영상을 네트워크를 통하여 최적화 프로그램이 수행되는 PC (Pentium II 233MHz)에 전송하였다. 또한 CT-Simulator (AcQSim, Picker)를 사용하여 추출한 내부 장기 및 표적에 대한 외각선 정보도 함께 전송하여 최적화에 이용하였다. 표적부위의 선량과 정상조직의 최대 허용선량을 부여하고 각각의 정상조직의 중요도에 따라 차등적인 점수(severity score)를 적용시킨 물리적 목적함수(physical objective function)를 사용하여 선량 최적화를 실시하였다. 이때 표적부위 내에 치료중심의 위치, 조사선의 방향 및 수는 미리 결정하였다. 치료면의 크기

가 8x8 cm²인 입사빔을 1x1 cm²의 beamlet으로 분할하여 각각의 beamlet에 대한 강도를 Gradient based algorithm을 사용하여 최적화 시킬 수 있도록 하였다. (Fig. 1) 위와 같이 치료면의 크기가 크지 않을 경우, beam diverge에 의한 효과는 크지 않을 것으로, 단일 면에 의한 선량계산을 반복 적용함으로써, 다중 면에 대한 전체 선량최적화를 구하였다. 전체 선량분포는 단일 beamlet에 의한 선량분포를 미리 계산한 후, 이를 모든 beamlet에 대한 선량분포를 중첩시켜 구하였다. 고정된 동일평면 5방향에 대해 실시하였으며, 그 효용성을 비교하기 위해 1, 3, 5, 7, 9 방향에 대한 최적화도 함께 실시하여 최적화 지수를 비교하였다.

1. beamlet의 초기 추측 세기

Gradient technique를 이용한 최적화 알고리즘에서는 초기값 설정이 중요한데, 이는 연산을 시작할 때 사용하는 초기 세기 분포 값을 원하는 최종세기 분포값과 유사하게 만들어줌으로써 최적화 지수 S값에로의 수렴속도를 빠르게 하고 연산의 반복횟수를 단축시킬 수 있기 때문이다. 본 연구에서는 해당 beamlet의 전체 투과 두께에 대한 표적부위의 두께 및 처방선량, 정상조직의 두께 및 허용선량을 고려하여 아래 식과 같이 초기 세기 값을 설정하였다. 즉, 표적부위의 두께가 두꺼울수록, 정상조직의 허용선량이 커질수록 세기값이 커지고 정상조직의 허용선량이 작아질수록 세기값이 낮아진다는 가정 하에 고안되었다.

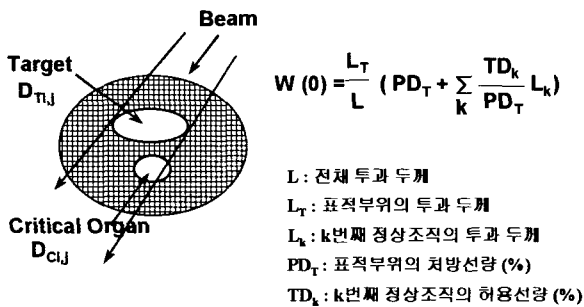


Fig. 1. Schematic diagram of optimization algorithm.

2. 최적화 알고리즘(optimization algorithm)

최적화 알고리즘은 gradient technique을 사용하였고, beamlet의 세기변화는 1단위로 0~100까지의 범위로 제한하였으며, 초기 beamlet의 세기분포는 모두 균일하게 50에서 시작하던지 초기 추측 세기 결정법에 의해 결정된 분포를 이용하였다.

전체선량의 분포 S⁰는,

$$S^0 = \sum_i (D_i^0 - D_{pk})^2,$$

D_i⁰: i번째 격자에 분포된 초기 선량

$$(D_i^0 = D_i(w_1, w_2, w_3, \dots), w : weight)$$

D_{pk}: k번째 부위의 허용선량(%)

로 나타낼 수 있다.

이를 장기크기에 따른 영향을 고려하기 위해 모든 장기의 효과를 표적의 크기에 맞게 규격화시키면 위 S⁰는,

$$S^0 = \sum_k \sum_i A_k (\frac{V_k}{V_T})^2 (D_i^0 - D_{pk})^2$$

V_T: 표적의 체적

V_k: k번째 정상조직의 체적

A_k: k번째 정상조직의 중요도

로 표현된다.

방사선 치료에서 표적부위의 선량은 처방선량의 ± 5%이내이어야 하고, 정상조직이 받을 수 있는 선량은 허용선량 이내이어야 하므로, 표적부위에 대해서는,

$$-0.05 \leq \frac{D_i - D_{pk}}{D_{pk}} < 0.05 \text{ 일 경우, } (D_i - D_{pk})^2 = 0$$

이고 정상조직에 대해서는,

$$D_i - D_{pk} \leq 0 \text{ 일 경우, } (D_i - D_{pk})^2 = 0 \text{ 이 된다.}$$

세기의 변화방법은 전체 N개의 beamlet 중에서 첫 번째 beamlet으로부터 세기를 Δ 만큼 더하거나 뺀 후의 변화된 S⁰값을 S¹, 두 번째 beamlet으로부터 세기를 Δ 만큼 더하거나 뺀 후의 변화된 S⁰값을 각각 S²로 정의하면,

$$S^1 = \sum_i (D_i^1 - D_{pk})^2 (D_i^1 = D_i(w_i + \Delta, w_2, \dots))$$

$$S^2 = \sum_i (D_i^2 - D_{pk})^2 (D_i^2 = D_i(w_i - \Delta, w_2, \dots))$$

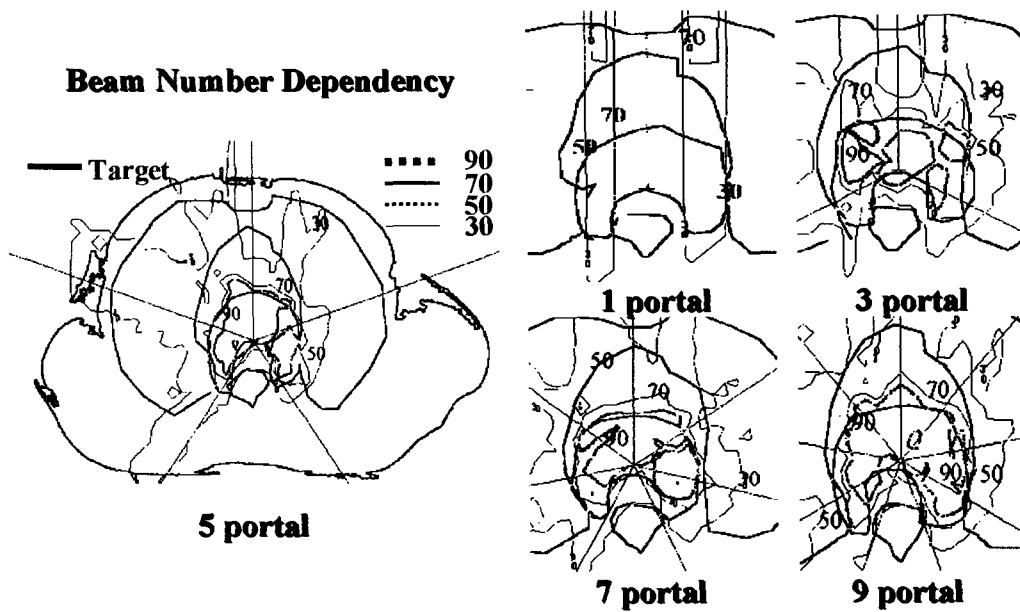


Fig. 2. Results of dose optimization with different number of beams.

로 나타낼 수 있다.

각각의 S^i 에 대하여 최소가 되도록 반복 계산을 시행하여 해당 beamlet의 세기값을 구하고, 이를 이용하여 최종 선량을 계산하였다.

3. 선량 계산(Dose calculation)

각 beamlet의 선량분포는 격자의 깊이와 조사선의 중심선으로부터의 거리에 따라 계산하는데 beamlet 하나가 만드는 선량분포를 미리 계산한 후 선량중첩 방식으로 전체 선량분포를 계산하였다. 최종선량분포 D_T 는,

$$D_T = \sum D_p \cdot w(p), w(p) : p\text{번째 beamlet의 세기로 구할 수 있다.}$$

결 과

초기 추측 세기를 기반으로 하는 실용적인 dose gradient algorithm을 개발하였으며, 단일 단면 세기 변조 선량 최적화 알고리즘을 복수 단면에서 사용하였고 여러 종류의 민감장기에 대해 허용선량 이내로 최적화 하였다. 선량의 최적화에 걸리는 시간은 대체로 slice 수에 비례(~2 min/slice)하여 길어지는 추세를 보였다. beam의 입사방향에 대한 의존성은

그리 크지 않았으며, 계산시간과 최적화지수를 함께 고려할 때, beam의 개수가 3-7개 일 때 가장 효율적인 치료계획 조건을 얻을 수 있었다.

Fig. 2에 빔 개수에 따른 선량분포 비교를 나타내었으며, Fig. 3에서는 빔의 개수에 따른 최적화지수를 비교하였다. 또한 Fig. 4에는 beam의 방향에 따라 최적화 된 선량분포 결과를 나타내었다. 그러나 slice에 따라서 만족할만한 최적화 효과가 나타나지 않는 경우도 있어서, 치료중심의 위치 등을 최적화시키는 알고리즘의 필요성이 있었다. 그리고, Fig. 5에서 물리적 목적함수를 사용한 다중 동일면 선량

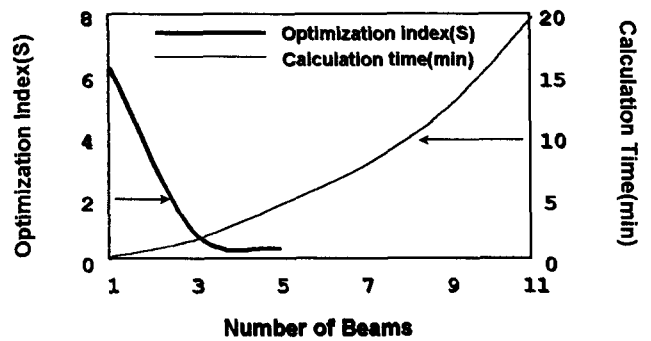


Fig. 3. Optimization index (s: arbitrary unit) and calculation time by increasing the number of beams (1~9 beams)

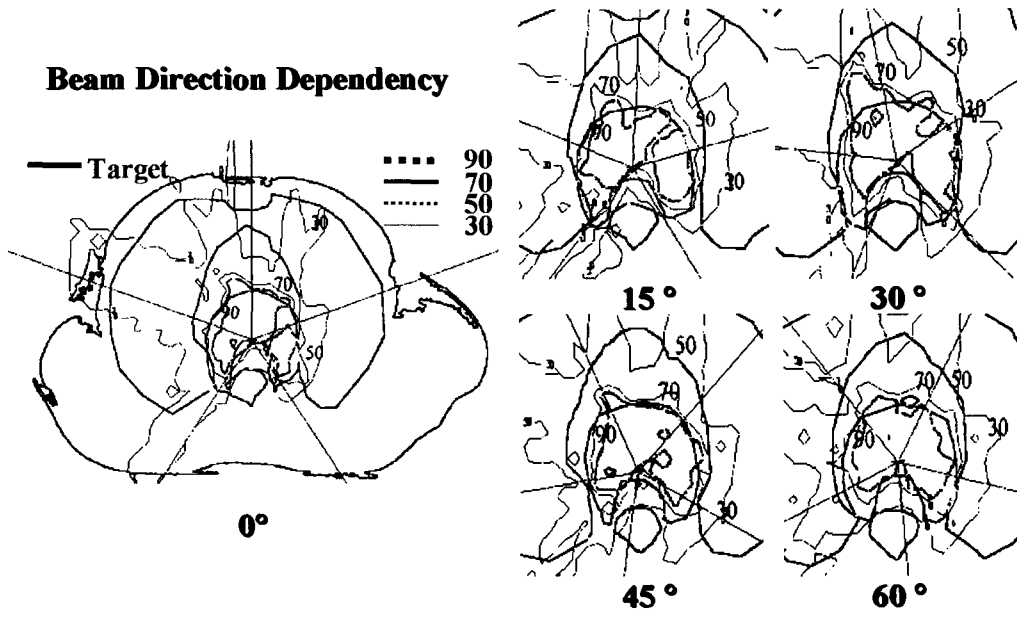


Fig. 4. Comparison between dose optimizations with different beam direction.

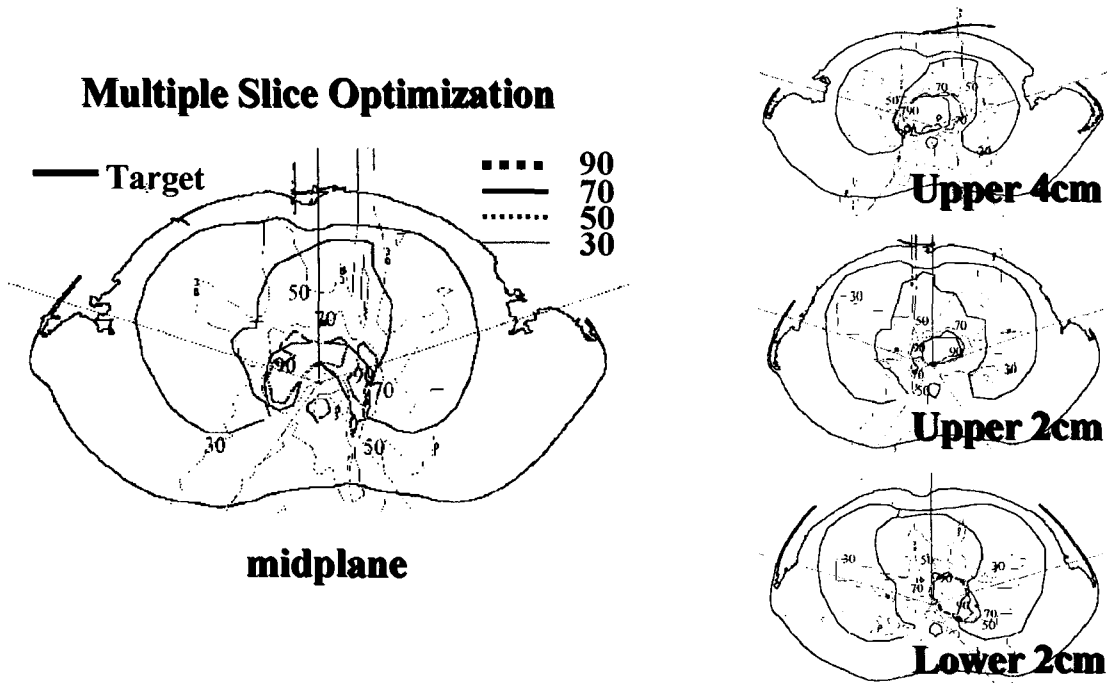


Fig. 5. Results of multiple slice optimization

최적화를 보여준다.

1. 치료방향 개수와 관련된 최적화

말굽모양의 표적에서 시행한 조사선의 수에 따른

변화는 조사선의 수를 1개, 3개, 5개, 7개, 9개로 증가시킬 경우 연산시간은 각각 8초, 1분 26초, 4분 19초, 7분 36초, 12분 15초로 조사선 수에 따라 증가되나, S값은 각각 6.20, 0.87, 0.31, 0.14, 0.10으로 조사선 수가 증가함에 따라 감소되었고, 등선량분포

가 향상됨이 관찰되었다. 조사선 수 5개 이상부터는 조사선 수에 따라 S값의 차이가 크지 않고 등선량분포의 향상도 관찰되지 않았다.

2. 연산시 반복횟수 및 소요시간

연산시 반복횟수가 8회에서 10회까지 전반적으로 10회 정도의 반복으로 beamlet의 세기를 최적화 할 수 있었고, 연산에 소요되는 시간은 3분 8초에서 4분 18초가 소요되었다. 그리고 동일한 조건에서 초기 추측 세기값을 사용한 경우의 4분 18초보다 29초 단축됨을 알 수 있었다.

3. 최종 S값

완벽한 최적화가 되었을 경우 최종 S값은 0가 된다. 같은 조건에서 초기 세기 분포를 초기 추측 세기값과 동일 세기값으로 연산을 시행한 결과 최종 S값이 0.23과 0.35로 초기 추측 세기값을 사용한 경우에 더 좋은 결과를 보였다.

4. 조사선 방향에 따른 최적화 결과

말굽모양의 표적부위에서 5개의 조사선을 이용하여 시계 반대 방향으로 0°, 15°, 30°, 45°, 60°씩 돌려가면서 최적화의 정도를 비교한 결과 연산시간은 각각 4분 19초, 3분 39초, 3분 42초, 3분 18초, 3분 56초, S값은 0.31, 0.33, 0.31, 0.31, 0.23으로 조사선의 방향에 따른 차이는 크지 않았고, 각각의 등선량곡선 분포도 큰 차이를 보이지 않았다.

고안 및 결론

초기 추측 세기를 기반으로 하는 실용적인 선량 계산 알고리즘을 개발하였으며, 다중 단면에 대해서 beam diverge를 고려하지 않을 때는 단일 단면에서 사용

한 최적화 알고리즘을 복수 단면에서 적용할 수 있었고 여러 종류의 민감장기에 대해 허용선량 이내로 최적화 할 수 있었다. 그리고, 전체 계산시간은 단면의 총 개수에 비례하는 양상을 보였고 세기 변조 최적화의 경우 빔 방향에 크게 의존하지 않음을 알 수 있었으며 빔 방향이 시간과 최적화 지수를 고려할 때 3개에서 7개가 합리적임을 알 수 있었다. 그러나 치료 중심의 위치가 어떻게 선정되느냐에 따라 최적화 지수가 달라지므로 치료중심의 위치 선정에 대한 최적화와 아울러서 생물학적 목적함수를 이용한 선량 최적화와 3차원 조직 불균일 계산 알고리즘 등도 함께 고려되어야 할 요소임을 알 수 있었다.

감사의 글

이 연구는 "원자력 연구개발사업" 지원에 의하여 이루어진 것임.

참고 문헌

1. Brahme A.: Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques. *Radiother. Oncol.* 12:129(1988)
2. Bortfeld J., Burkellbach J., Boesecke R., et.al.: Method of image reconstructions from projections applied to conformal therapy. *Phys. Med. Biol.* 35:1423(1990)
3. Mohan R.: Intensity modulation in radiotherapy. In: Palta J., Mackie T.R. (eds.) *Teletherapy: Present and Future*. Advanced Medical Publishing, WI, pp.761(1996)
4. Yi B.Y., Hong S.S., Kim J.S., et.al.: Determination of the phantom scatter (Sp factor) using small block in the phantom. *J. Korean Thera. Radiol.* 10:121(1992)

IMRT optimization on multiple slice using gradient based algorithm

Byong yong Yi, Byung Chul Cho*, Suk Lee**, Won Kyun Chung,
Seung Do Ahn, Eun Kyung Choi, Jong Hoon Kim, Hyesook Chang

*Department of Radiation Oncology, Asan Medical Center,
College of Medicine, University of Ulsan, Seoul, Korea*

**Department of Radiation Oncology, Kangdong Sacred Heart Hospital,
College of Medicine, Hallym University, Chuncheon, Korea*

***Department of Medical Physics, Kyonggi University, Suwon, Korea*

IMRT optimization method on multiple slice has been developed by using gradient based algorithm. On about 10-30 CT slices including treatment region of a patient, dose optimization has been performed slice by slice to meet the condition that each organ should be exposed below maximum tolerable doses and that the tumor dose within the range of 100 ± 5 %. Field size was limited to 8×8 cm² and in this condition, beam divergence was not taken into account to calculate dose distribution. Total dose distribution was calculated by superposing each beamlet whose dose distribution had been precalculated. In order to investigate beam number dependency, dose optimization was performed for one, three, five, seven, and nine coplanar beams and then each optimization index was evaluated. It is found that optimization time was proportional to number of slices to be optimized, and the most efficient plan was obtained from the case of three-to-seven incident beams with respect to calculation time and optimization index. In conclusion, dose optimization of multiple slice was able to be obtained by repeating dose optimization of single slice under condition that the beam size is not too large to ignore beam divergence. And it turns out that result of dose optimization was so sensitive to the position of isocenter that some method to optimize isocenter position is needed to improve it.

Key words : IMRT(Intensity Modulation Radiation Therapy), Dose optimization