

정위적 방사선 수술에서의 이상표적모델과 경험적 지식을 활용한 수술계획 최적화 방법 개발

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실, 전남대학교병원 방사선종양학과*,
가톨릭대학교 강남성모병원 신경외과[†]

오승중 · 서태석 · 송주영* · 최경식 · 김문찬[†] · 이태규[†]

정위적 방사선수술(stereotactic radiosurgery, SRS)은 정위적 기구를 이용해 환자를 고정시킨 후 한번에 고선량의 방사선을 병변에 조사하는 방사선 치료법이다. 일반적인 방사선 치료와 달리 단 한번의 조사로 고선량의 방사선이 환자에게 주어지므로 정확한 수술계획의 수립이 필요하다. 현재, 수술계획은 사람이 직접 시행착오를 거듭하며 수립되고 있다. 이로 인해 계획의 재연성과 신뢰성에 문제가 제기되고 있으며, 이를 해결하고자 컴퓨터를 활용한 수술계획 최적화 방법들이 제안되어 왔다. 그러나 기존의 방법들은 최종적인 수술계획을 얻을 때까지 많은 시간이 필요하고 사용되는 수학적 알고리즘의 한계로 국소적 최적해를 최종해로 산출해 낼 위험성을 가지고 있다. 이를 해결하기 위해 이상표적모델을 활용한 정위적 방사선수술계획 최적화 방법을 연구하였다. 병소의 다양한 모양을 근사시킬 이상표적모델을 구형과 원통형, 원뿔형, 타원체의 4종류 가정하였다. 회전중심점(isocenter)을 여러개 사용하여 이상표적모델을 50% 등선량 내에 포함시키고, 이 조건을 만족하는 경우의 회전중심점의 위치, 콜리메이터 크기를 데이터베이스화 하였다. 병소가 주어질 경우 기하학적 비교를 통해 병소의 모양을 가장 잘 나타낼 수 있는 이상표적모델, 또는 이상표적모델의 조합을 결정한 후 병소를 근사화하는 과정을 개발하였다. 이후 각 이상표적모델에 대해 데이터베이스에 구축되어 있는 최적변수들을 찾아 회전중심점을 배치시키고 실제 병소에 맞게 최종적인 수정을 통해 최적화 과정을 마치도록 하였다. 이 과정을 가상 표적에 대해 수행한 결과 뛰어난 결과를 보이진 않았으나 회전중심점에 대한 간단한 변화만으로 만족할 만한 결과를 나타내었다. 이는 직접적인 수술에 사용될 수는 없을지라도 수술계획을 함에 있어 최적화 과정의 시작점(starting point)으로 받아들여이기에 만족할 만한 결과이다.

중심단어: SRS, 수술계획 최적화, 경험적 최적화 방법, data base, 이상표적모델

서 론

정위적 방사선수술은 정위적 기구를 사용하여 수술 부위를 고정하고 외부에 절대 좌표계를 두어, 이를 기준으로 병소의 정확한 위치를 찾아 고선량의 방사선을 한번에 조사하여 치료하는 방사선 치료법이다. 일반적인 방사선 치료와는 달리 단 1회로 치료가 끝나기 때문에 병소에 충분한 양의 방사선이 조사되도록 하는 것이 중요하다. 이를 위해서 환자의 자기공명영상(magnetic resonance imaging)과 컴

퓨터단층촬영(computed tomography)영상을 이용하여 사전에 수술계획을 수립해, 병소에 처방선량의 방사선이 조사되면서 주위의 정상조직에는 가능한 적은 양의 방사선이 조사되도록 한다. 현재 감마나이프, 선형가속기, 대전입자빔 등이 정위적 방사선수술을 하는데 사용되고 있으며, 본 연구에서는 선형가속기를 사용한 방사선수술의 수술계획에 대해 고려하고자 한다.

선형가속기에 특수 제작한 콜리메이터를 사용하여 하나의 회전중심점(isocenter)에 대해 다중호(multi-arc)를 균등하게 위치시키면 고선량 영역(high dose level)에서의 등선량(isodose) 분포가 회전중심점을 중심으로 구형으로 이루어진다.^{1,2)} 이러한 성질을 이용하여, 선형가속기를 이용한 정위적 방사선수술에서의 수술계획은 표적의 대략적인 3차원적 모양을 바탕으로 하여 회전중심점의 수를 결정한 후 각 회전중심점의 위치와 콜리메이터 크기, 회전중심점에 대한 호(arc)의 위치를 결정한다. 이후 선량계산을 통해, 표

본 연구는 과학기술부 원자력중장기사업(M20334010001-03A0927-00210) 연구비 지원에 의해 수행되었음.
이 논문은 2004년 4월 23일 접수하여 2004년 5월 27일 채택되었음.
책임저자: 서태석, (137-701) 서울특별시 서초구 반포동 505
가톨릭대학교 의과대학 의공학교실
Tel: 02)590-2420, Fax: 02)532-1779
E-mail: suhsanta@catholic.ac.kr

적 영역에 처방선량이 주어지는지 확인한다. 이 과정에서 표적 영역에 만족스럽지 못한 선량이 주어질 경우 위의 과정들을 반복하여 최종적인 수술계획을 수립한다.³⁾

이러한 시행착오를 통한 수술계획의 경우 계획결과는 계획자의 숙련도와 판단에 많이 의존하며 계획 과정에서 많은 시간을 소비한다. 이러한 이유로 컴퓨터 기술의 발달과 더불어 컴퓨터를 사용한 수술계획 방법들이 많이 연구되었다. 이러한 방법들 중 지역 최적해(local optima)가 아닌 전역 최적해(global optima)를 보장하는 방법으로는 시뮬레이티드 어닐링과 유전자 알고리즘을 들 수 있다. 그러나 이 방법들은 기존에 이용된 선형계획법(linear programming)에 비해 한 과정에서의 계산시간이 길고 많은 과정을 수행한 후에야 전역 최적해를 결과로 얻을 수 있기 때문에 현실적으로 이용하기에 많은 문제들을 가지고 있다. 또한 수술계획 최적화의 경우 고려하여야 할 변수들과 탐색영역(search region)이 다른 최적화와 비교하여 월등히 많기 때문에 더욱 많은 시간을 필요로 한다.

이런 문제를 해결하고자 변수들과 탐색영역을 줄여 계산 시간을 단축시키는 방향으로 연구들이 수행되어 왔다. Lu 등은 선형가속기를 이용한 정위적 방사선수술에서 모든 가능한 겐트리(gantry)와 환자 테이블(couch)의 위치 조합을 Beam's Eye View Map으로 만든 후 기하학적, 선량학적인 분석을 통해 이를 줄여나가 가능해 집단을 줄이는 방법을 제안하였다.⁴⁾ 탐색영역을 줄인 후 남아있는 가능해 집단에 대해서는 시뮬레이티드 어닐링을 사용하여 최적의 겐트리와 환자 테이블 각도의 조합을 찾아내었다. Wu와 Bourland는 감마나이프를 사용한 정위적 방사선 수술계획 최적화문제에서 shot의 위치와 크기, 개수만을 고려하여 변수를 줄

인 후 the medial axis transform을 사용해 shot이 위치할 수 있는 영역을 줄이고 이때 사용될 수 있는 콜리메이터 크기를 한정시켰다.⁵⁾ Wagner들은 grassfire algorithm을 사용해 가능해 집단을 줄인 후 downhill search algorithm을 사용하여 회전중심점의 위치와 콜리메이터 크기를 결정하는 최적화 방법을 제안하였다.²⁾ 그러나 이러한 방법들은 병소의 모양이 불규칙하고 수술계획 수립시 매번 달라지므로 유일한 최적화 해를 구하지 못하고 증례에 대해 최적화를 수행하여야 한다는 단점을 가지고 있다.

본 연구에서는 매번 새로이 수행되어야 하는 기존방법들과는 달리 사용자의 경험적 지식을 이용하여 이상표적모델을 바탕으로 한 정위적 방사선수술계획 최적화 방법을 개발하여 해결하였다.

대상 및 방법

1. 이상표적모델

실제 병소는 어느 한 가지 모양으로 특정 지을 수 없기 때문에 지금까지의 컴퓨터를 이용한 수술계획 최적화는 각각의 병소가 주어질 경우 이에 대한 별도의 수술계획을 최적화 시키는데 중점을 두고 연구되어 왔다. 이럴 경우 개별적인 수술계획을 수립하는 데 많은 시간이 필요할 뿐 아니라 계획자에 의한 수술계획과 비교해 볼 때 우위에 있는 결과가 도출되지 못하는 문제들을 가지고 있다. 또한 사람에 의한 수술계획 최적화는 경험이 축적될수록 더 나은 결과와 더 빠른 계획 시간을 가지게 된다. 이는 경험적 지식이 축적되어 과거 자신의 경험에 비추어 비슷하다고 생각되거나 학습되었던 내용을 바탕으로 수술계획을 최적화하

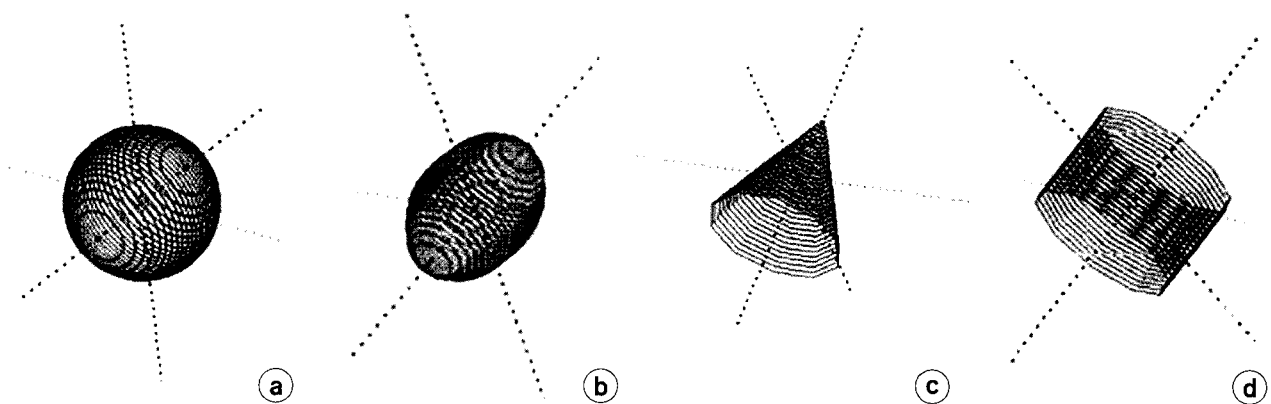


Fig. 1. Ideal target models; (a) Spherical ideal model; (b) ellipsoidal ideal model; (c) Conical ideal models; and (d) Cylindrical ideal model.

기 때문이다. 그러나 수학적 알고리즘과 이론을 바탕으로 한 수술계획 최적화의 경우 처음 걸렸던 시간과 최종적으로 얻을 수 있는 결과가 알고리즘과 이론적 한계 안에서 결정된다. 이런 이유로 사람의 학습패턴을 흉내내어 학습을 통해 배울 수 있는 인공지능에 대한 연구가 이루어지고 있다.

그러나 본 연구에서는 이러한 인공지능을 응용한 최적화 기법이 아닌 이상표적모델을 이용하여 기존에 구축된 데이터를 이용할 수 있는 최적화 기법을 개발하였다. 이상표적 모델들은 모두 원과 직사각형, 삼각형, 타원을 중심축에 대해 회전시켜 얻은 구형과 원통형, 원뿔형, 타원체이다(Fig. 1).

2. 이상표적모델에 대한 최적 변수 결정

이상표적모델을 네 종류만으로 가정하였을 지라도, 이상표적모델이 만들어질 수 있는 모든 크기에 대해서 최적변수를 결정할 경우 많은 사전 연구가 수행되어야 하며 많은 시간과 노력을 필요로 한다. 본 연구에서는 이상표적모델을 활용한 수술계획 최적화 방법의 구현 여부를 알아보기 위한 것이므로 특정 크기의 이상표적에 대한 최적변수 결정이 아닌 이상표적모델의 지름과 높이에 대한 비로 이상표적모델을 한정짓고 이에 대해 최적변수를 결정하였다. 구와 타원체의 경우 선형가속기를 이용해 손쉽게 이들의 모양과 일치하는 선량분포를 만들 수 있기 때문에 별도의 최적변수를 결정하지 않았다.⁶⁾ 원통형 이상모델의 경우 이상모델의 아랫면의 반지름과 높이의 비가 1 : 2, 1 : 3, 1 : 5에 대해서 연구를 수행하여 최적변수를 찾아주었으며, 원뿔형의 경우 아랫면의 반지름과 높이의 비가 1 : 3, 1 : 5에 대해 연구를 수행하여 결과를 획득하였다.

데이터로 획득한 변수들은 회전중심점의 개수와 위치, 콜리메이터 크기였으며 50% 등선량곡선 내에 이상표적모델을 포함하는 경우에 한해 획득하였다. 이를 위해 $4 \times 4 \times 4 \text{ cm}^3$ 의 정육면체 형태의 계산영역을 정의하고 이를 1 mm 간격으로 $40 \times 40 \times 40$ 개의 계산지점으로 나누어주어 각 계산지점에서 선량계산을 수행하였다.

3. 선량계산모델

선형가속기를 이용한 다중호(multi-arc) 방사선 수술에서 선량계산모델은 선량 분포가 구형으로 이루어짐을 이용한 많은 구형선량모델들이 제안되었다.^{3,7-9)} 본 연구에서는 이러한 모델들 가운데 Single isocentric dose model을 5개의 상수를 사용해 곡선 맞추기(curve fitting) 한 구형선량모델을 사용하였다. 이 모델은 다른 모델들과 비교하여 볼 때 빠른 계산시간과 만족할만한 계산 결과를 나타내고 있다.³⁾ 이 모

델은 회전중심점의 중심에서부터 계산하고자 하는 지점의 거리(r)와 이때 사용된 콜리메이터 크기(C)라는 두 가지 변수만을 사용한다. 수식 1은 회전중심점에서의 거리 $r \leq C/2$ 일 경우의 선량모델을 나타내며 수식 2는 $r > C/2$ 일 경우의 선량모델을 나타낸다. 이 선량모델을 사용하여 계산된 선량 값은 최댓값을 100%로 정량화하였다.

$$D_1 = 1 - S_1 \cdot \exp[-S_2(C/2 - r)] - S_3 \times (C/2 - r^2) \quad (1)$$

$$D_2 = S_4 \cdot \exp[-S_5 \times (r - C/2)] \quad (2)$$

4. 비용함수(cost function)의 결정

컴퓨터를 이용한 수술계획 최적화를 위해서는 각 단계에서 생성된 수술계획을 비교해, 각 수술계획의 우위를 비교할 척도가 필요하다. 이러한 역할을 하는 것이 비용함수(cost function) 혹은 목적함수(object function)이다. 비용함수가 수술계획자의 판단 기준을 어떻게 나타냈는가에 따라 계획최적화의 결과가 달라지므로, 컴퓨터를 이용한 수술계획 최적화 연구 못지 않게 비용함수를 결정하는 연구 역시 많이 진행되어 왔다. 비용함수는 크게 두 가지로 나눌 수 있다. 단순히 인체 내에서의 선량분포를 나타내는 물리학적 비용함수와 방사선에 의한 인체내 기관들의 반응을 묘사한 생물학적 비용함수가 그것이다.

초기 60~70년대 수행된 연구에서는 컴퓨터 성능의 제약과 수학적 알고리즘의 사용으로 인해 단순한 1·2차 형식의 물리학적 비용함수가 이용되었다.^{10,11)} 이후 컴퓨터 성능의 발달과 새로운 최적화 알고리즘이 개발됨에 따라 좀 더 복잡한 생물학적 비용함수가 제안되었다. 생물학적 비용함수의 경우 방사선과 인체의 작용을 묘사하는 모델의 사실성에 따라 비용함수의 신뢰성이 결정된다. 그러나 현재 생물학적 모델을 뒷받침하기에 충분할 만한 실험 데이터가 갖추어지지 않고 있다. 실험 데이터의 부족으로 인해 생물학적 비용함수에 대한 신뢰성이 확보되지 못하였고 생물학적 비용함수 자체의 복잡성으로 인해 최적화 과정에서 많은 시간을 소비하기 때문에 물리학적 비용함수에 비해 거의 이용되지 않고 있다.¹²⁾

최근에 회전중심점의 기하학적 배치를 통한 정위적 방사선 수술계획 최적화가 제시되었다.^{2,5)} Wagner 들은 회전중심점의 위치와 콜리메이터 크기를 결정하는데 위에 나타난 기존의 선량분포에 바탕을 둔 비용함수가 아닌, 회전중심점에 의해 포함되어지는 병소와 정상조직의 부피를 이용한 기하학적 비용함수를 제안 사용하였다. 본 연구에서는 위

의 비용함수와 비슷한 개념의 기하학적 비용함수를 가정하여 사용하였다.

$$Cost = -V_C + w_1 \cdot V_N + w_2 \cdot V_U \quad (3)$$

- V_C : 이상표적모델에 포함되는 병소의 부피
- V_N : 이상표적모델에 포함되는 정상조직의 부피
- V_U : 이상표적모델에 포함되지 않는 병소의 부피
- $w_1 \cdot w_2$: 가중치(>0)

위의 비용함수가 최저값을 나타내기 위해서는 이상표적모델이 모든 병소를 포함하고($V_U=0$), 정상조직을 포함하지 않을 경우($V_N=0$)이다. 가중치인 w_1, w_2 를 적절히 조절함으로써 수술계획시의 정책을 반영할 수 있다. 만약 $w_1=0, w_2=1$ 로 한다면 이는 병소의 치료를 중요시 한 비용함수가 할 수 있다. 반대로, $w_1=1, w_2=0$ 이라면 정상조직의 합병증을 줄이는 것을 최대로 하는 수술계획이 될 것이다. 정상조직과 병소에 대한 가중치를 어떻게 정할 것인지에 대한 많은 논란이 있으나, 본 연구에서 수행한 결과 $w_1=0.1, w_2=10$ 일 경우 수술계획자가 원하는 결과를 나타내고 있음을 확인하였다.

5. 최적화 과정

기존의 수술/치료계획 최적화 연구들은 병소가 주어질 경우 이에 대해 회전중심점을 배치시켜 수술계획을 수립하였다. 이는 새로운 병소가 주어질 경우 새로운 수술계획을 수립하여야 함을 의미한다. 본 연구에서는 이상표적모델을 가정하고 이에 대해 회전중심점을 위치시켜 최적의 수술계획을 수립한 후, 이를 데이터베이스화하여 새로운 병소가 주어질 경우 각 병소를 이상종양모델로 재구성하여 과거에 수행되었던 수술계획을 활용할 수 있는 최적화 과정을 개발하였다. 이 과정은 주어진 병소를, 미리 만들어진 이상표적모델을 이용해 기하학적으로 재구성하는 과정과 재구성된 병소를 앞서 얻은 경험적 지식에 바탕을 둔 데이터베이스를 활용하여 회전중심점을 배치시켜 최종적인 수술계획을 완성하는 과정으로 나눌 수 있다(Fig. 2).

1) 병소의 이상표적모델로의 근사화

임의의 병소 모양이 주어지면 이를 하나의 이상표적모델로 완전히 포함할 수 있는지 판단한다. 만약, 하나의 이상표적모델로 병소를 가정할 경우 병소의 부피에 비해 이상표적모델내의 정상조직의 부피가 지나치게 크다면 이는 방사선수술/치료의 공통된 목적인 '주위 정상 조직의 손상은 최소화하면서 병소를 치료한다'라는 원칙에 어긋나게 된다. 이러한 경우에는 병소를 몇 부분으로 나누어 각 부분에 대해서 이상표적모델로 근사화시키는 것이 더욱 현실적이라 할 수 있다. 이렇게 나누어진 병소에 대해 위에서 결정

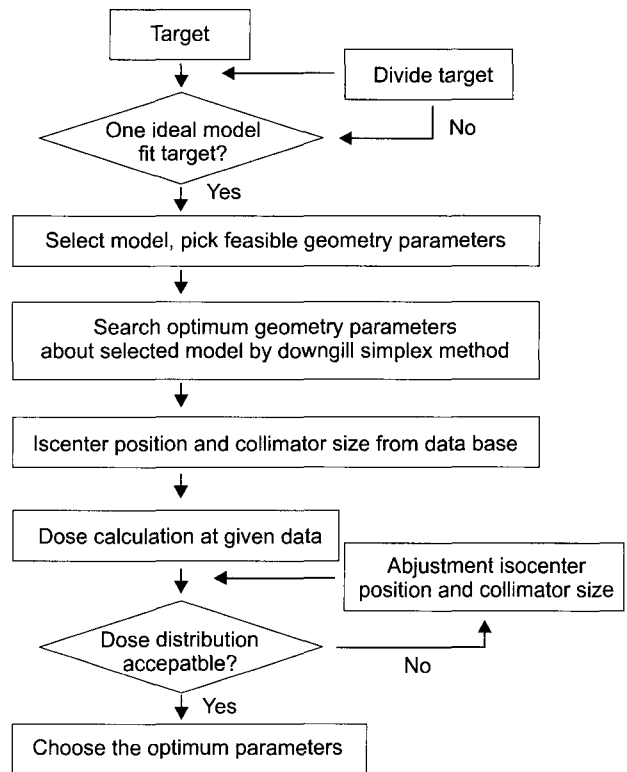


Fig. 2. Optimization procedure.

한 4가지 이상표적모델중 하나를 선택하고 이상표적모델의 기하학적 변수들(geometry parameters)을 대략적으로 선택한 후 Downhill Simplex Method를 이용해 최종적인 이상표적모델의 기하학적 변수들을 결정한다.

2) 회전중심점의 배치

이렇게 결정된 이상표적모델의 지름과 높이에 맞는 회전중심점의 배치를 찾아 입력시키고 나누어진 병소를 모아 최종적인 수술계획을 완성한다. 이처럼 얻어진 수술계획이 만족스럽지 못하다면 회전중심점의 위치나 콜리메이터 크기를 바꿔주어 최종적인 수술계획을 완성한다.

결 과

위에서 개발한 최적화 과정을 IDL (The Interactive Data Language, RSI, USA) 버전 5.5를 이용해 구현하였다. 구현된 프로그램을 사용해 'L'과 'U'형태의 가상표적을 가정하고 최적화를 수행하였다. Fig. 3과 4은 본 연구에서 사용한 'L'과 'U' 형태의 가상표적을 나타낸 것이다.

1. 'L' 형태의 가상표적 최적화

'L'자 형태의 가상표적을 하나의 이상모델에 포함할 경우 중앙에 위치한 표적 이외의 영역이 포함된다. 이런 이유로

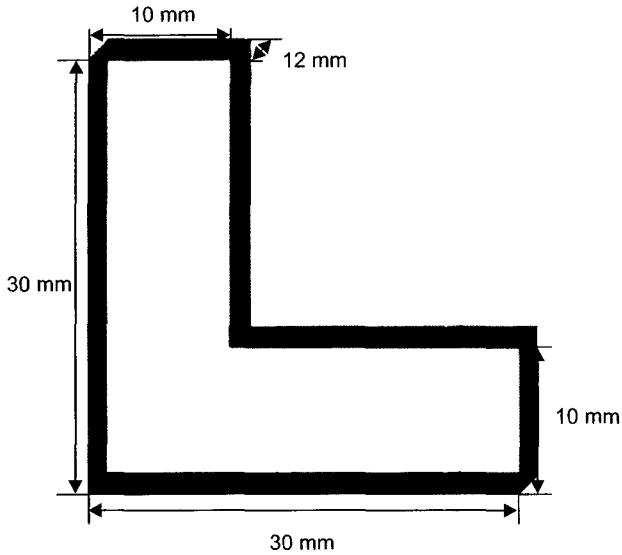


Fig. 3. Geometry of 'L' Shape Target.

가상표적을 두 부분으로 나누었다(Fig. 5a). 나누어진 각 부분을 원통형 이상모델로 근사시켰다(Fig. 5b, d).

Part 1의 경우 원통형모델의 높이 (h), 반지름 (r), x, y, z축으로의 회전이동(Tx, Ty, Tz), x, y, z축에 대한 회전각(Rx, Ry, Rz)에 대한 초기값을 입력한 후 다운힐 단계법에 의해 최적화과정을 수행하여 수십초 내에 아래와 같은 결과를 획득하였다.

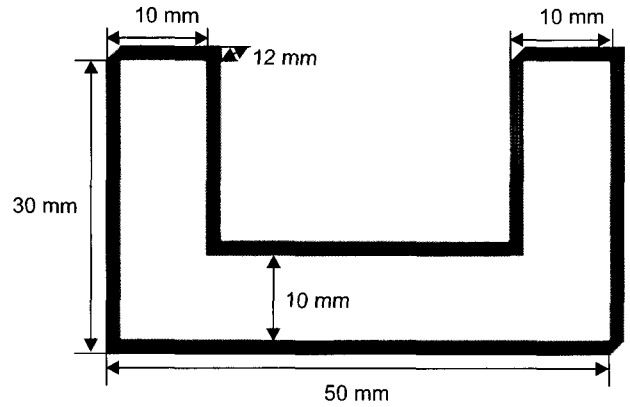


Fig. 4. Geometry of 'U' Shape Target.

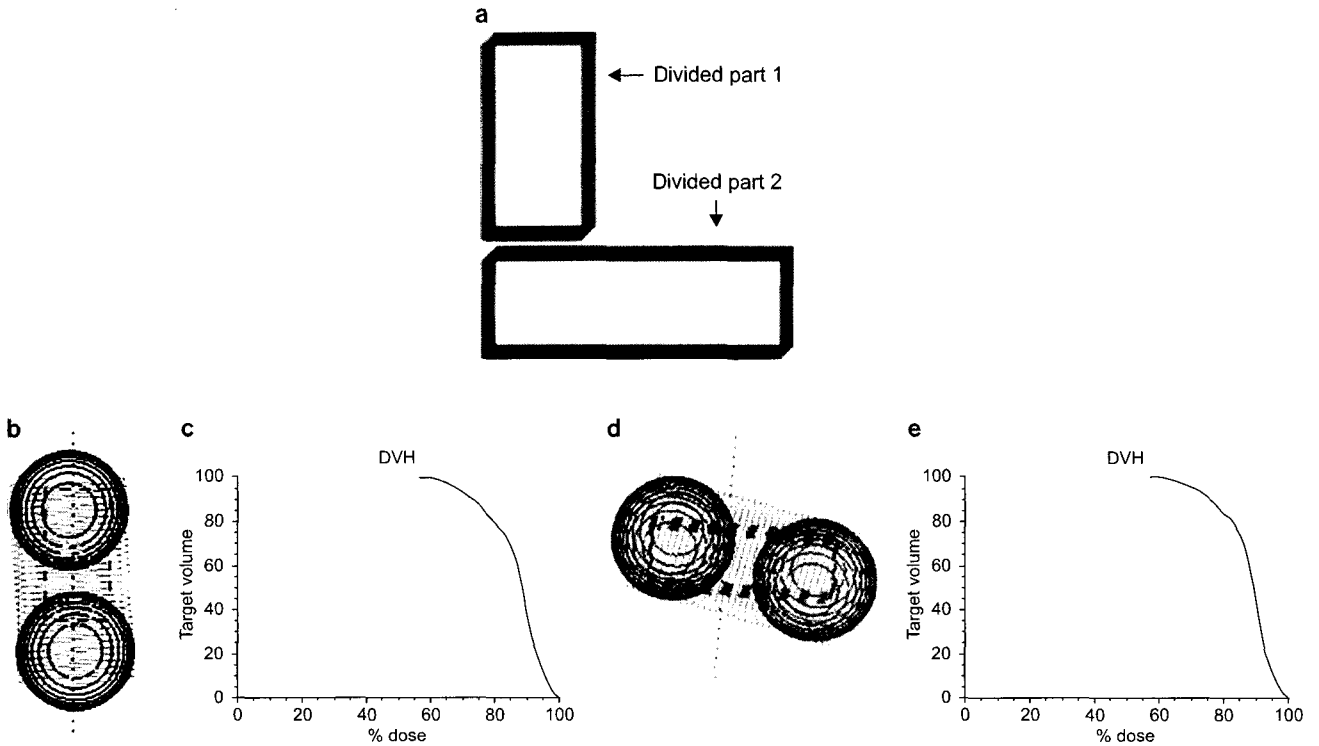


Fig. 5. (a) The method of dividing into 'L' shaped targets. (b) The isocenters arrangement of part 1. (c) Dose volume histogram of part 1. (d) The isocenters arrangement of part 2. (e) Dose volume histogram of part 2.

$$\begin{aligned}
 &(h, r, T_x, T_y, T_z, R_x, R_y, R_z) \\
 &=(30, 33, 9, 33, 94, 66, 2, 66, 2, 66, -0.30, -5.59, -1.04) \\
 &\approx (30, 9, 95, 3, 3, 0, -6, -1) \quad (4)
 \end{aligned}$$

획득된 원통형 이상모델의 경우 높이와 지름의 비가

$$\frac{H}{D} = \frac{30}{18} \approx 1.67 \quad (5)$$

로 사전에 원통형 이상모델에 대해 수행하여 획득한 최적변수들 가운데 H/D=2인 경우의 변수를 사용하였다. 이에 따르면 원통형 이상모델의 경우 원통의 지름과 같은 콜리메이터를 사용하고 회전중심점간의 거리를 원점을 중심으로 하여 원통형 이상모델의 지름에 1.2배 떨어져 위치시켰

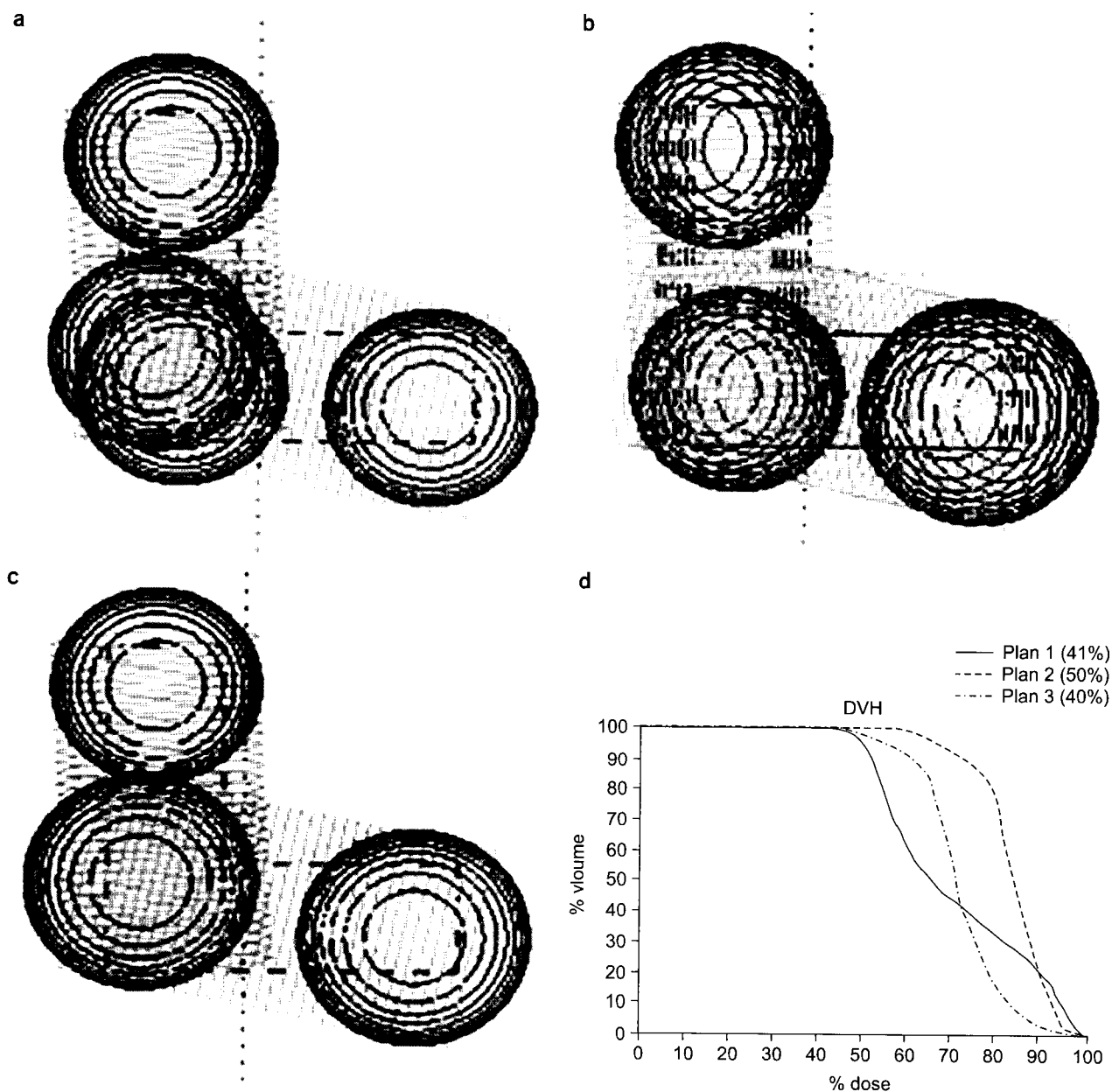


Fig. 6. The result of optimization about an 'L' shape target. (a) Plan 1. The result based on the optimization procedure in this study. (b)(c) Plans 2 and 3. The result of removing one isocenter. (d) Dose volume histogram of Plans 1, 2 and 3.

을 경우 원통형 이상모델이 50% 등선량 내에 포함되었다. Part 2의 경우, Part 1의 경우와 동일한 방법으로 원통형 이상모델에 대해 다음과 같은 결과를 획득하였다.

$$\frac{H}{D} = \frac{34}{20} = 1.7 \quad (6)$$

Part 1의 경우와 마찬가지로 H/D=2인 경우를 따라 콜리메이터 크기가 20인 회전중심점을 배치하였다. 이때 나뉜 각각의 가상표적은 표적의 모든 영역이 각각 56%, 57%의 등선량 내에 포함됨을 확인할 수 있었다(Fig. 5c, e).

나뉜 부분을 다시 합쳐 원래의 가상표적을 만들고 회전중심점을 위치시켰다. 콜리메이터 크기가 18 mm인 회전중심점 2개와 20 mm인 회전중심점 2개, 총 4개의 회전중심점을 사용한 결과 41%의 등선량 내에 가상표적이 포함됨을 확인할 수 있었다. 나뉜 부분에서 겹쳐지는 2개의 회전중심점들 중에 하나씩을 제거하여 Plan 2와 Plan 3를 생성하였다. Plan 2의 경우 콜리메이터 크기가 20 mm인 회전중심점을 하나 제거하였고, Plan 3은 18 mm인 회전중심점을 하나 제거하였다. 각 계획에서 이상표적의 100% 영역에 최소 41%, 50%, 40%의 선량이 주어졌으며, 95% 영역에 최소 51%, 67%, 54%의 선량이 주어졌다(Fig. 6). 또한 표적

으로부터 1 cm 떨어진 영역에서 각각 30%, 20%, 30% 미만의 선량이 주어지는 것을 확인하였다.

2. 'U' 형태의 가상표적 최적화

'U'자 형태의 가상표적 역시 하나의 이상모델에 포함할 경우 중앙에 위치한 표적 이외의 영역이 포함된다. 이런 이유로 가상표적을 세 부분으로 나누었으며, 나누어진 각 부분을 원통형 이상모델로 근사시켰다(Fig. 7a).

Part 1과 Part 3의 경우 동일하므로 Part 1의 경우에 대해서만 원통형모델의 최적화를 수행하여 이 결과를 Part 3에 대해서도 동일하게 사용하였다. Part 1에 대해 원통형모델의 높이(h), 반지름(r), x, y, z축으로의 회전이동(Tx, Ty, Tz), x, y, z축에 대한 회전각(Rx, Ry, Rz)에 대한 초기값을 입력하고 다운힐 단체법에 의해 최적화과정을 수행하여 수십 초 내에 아래와 같은 결과를 획득하였다.

$$(h, r, T_x, T_y, T_z, R_x, R_y, R_z) \\ = (30.00, 9.00, 90.00, 0.00, 0.00, 1.00, -2.00, 0.00) \quad (7) \\ \approx (37, 9, 9, 90, 0, 0, 1, -2, 0)$$

획득된 원통형 이상모델의 경우 높이와 지름의 비가

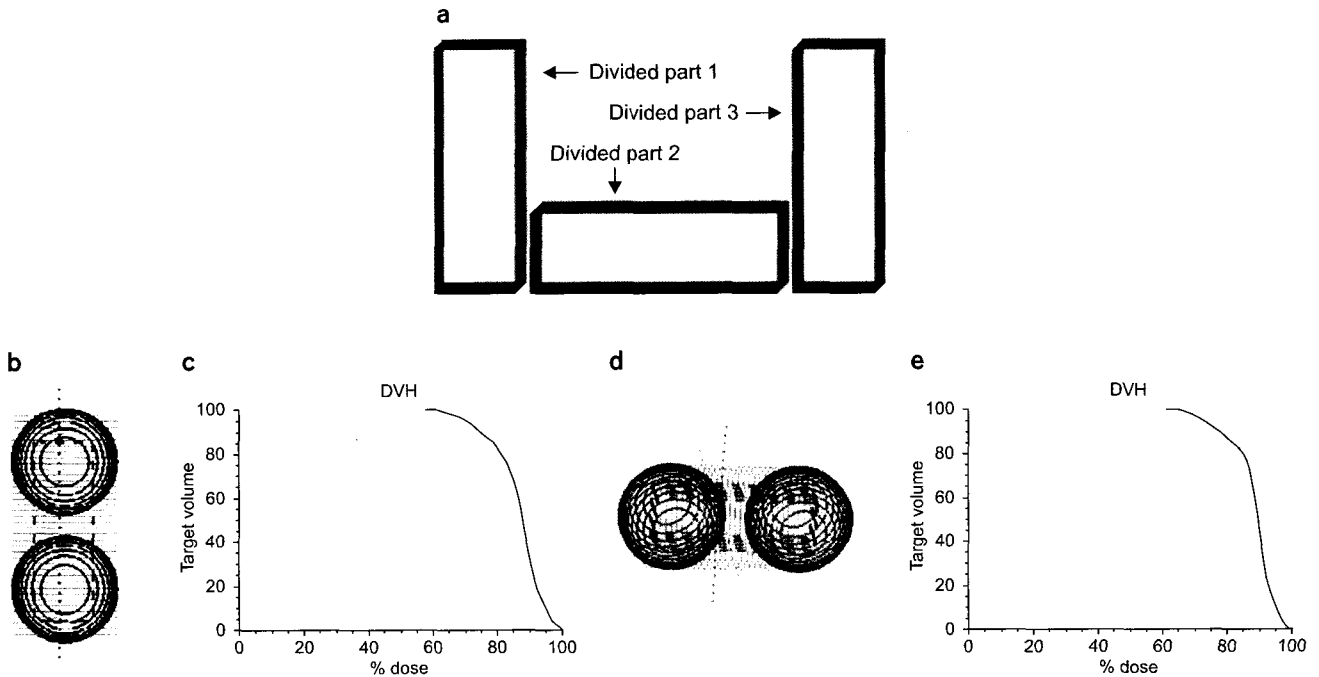


Fig. 7. (a) The method of dividing into a 'U' shape target. (b) The isocenters arrangement of parts 1 and 3. (c) Dose volume histogram of parts 1 and 3 (c) The isocenters arrangement of part 2. (c) Dose volume histogram of part 2.

$$\frac{H}{D} = \frac{37}{18} \approx 2.06 \quad (8)$$

로 사전에 원통형 이상모델에 대해 수행하여 획득한 최적 변수들 가운데 H/D=2인 경우의 변수를 사용하였다. 이에 따르면 원통형 이상모델의 경우 원통의 지름과 같은 콜리메이터를 사용하고 회전중심점간의 거리를 원점을 중심으로 하여 원통형 이상모델의 지름에 1.2배 떨어져 위치시켰을 경우 원통형 이상모델이 50% 등선량 내에 포함되었다. 이에 따라 콜리메이터 크기가 18 mm인 회전중심점의 위치시켰다(Fig. 7b).

Part 2의 경우, Part 1의 경우와 동일한 방법으로 원통형

이상모델에 다음과 같은 결과를 얻었다.

$$\frac{H}{D} = \frac{33}{20} = 1.65 \quad (9)$$

이 경우에도 높리와 지름의 비가 Part 1의 경우와 마찬가지로 H/D=2인 경우를 따라 콜리메이터 크기가 20인 회전중심점을 배치시켰다(Fig. 7d). 이때 나뉜 각각의 가상표적은 표적의 영역이 Part 1과 3의 경우 57%, Part 2의 경우 62%의 등선량곡선 내에 포함됨을 확인할 수 있었다(Fig. 7c, e).

나뉜 부분을 다시 합쳐 원래의 가상표적을 만들고 회

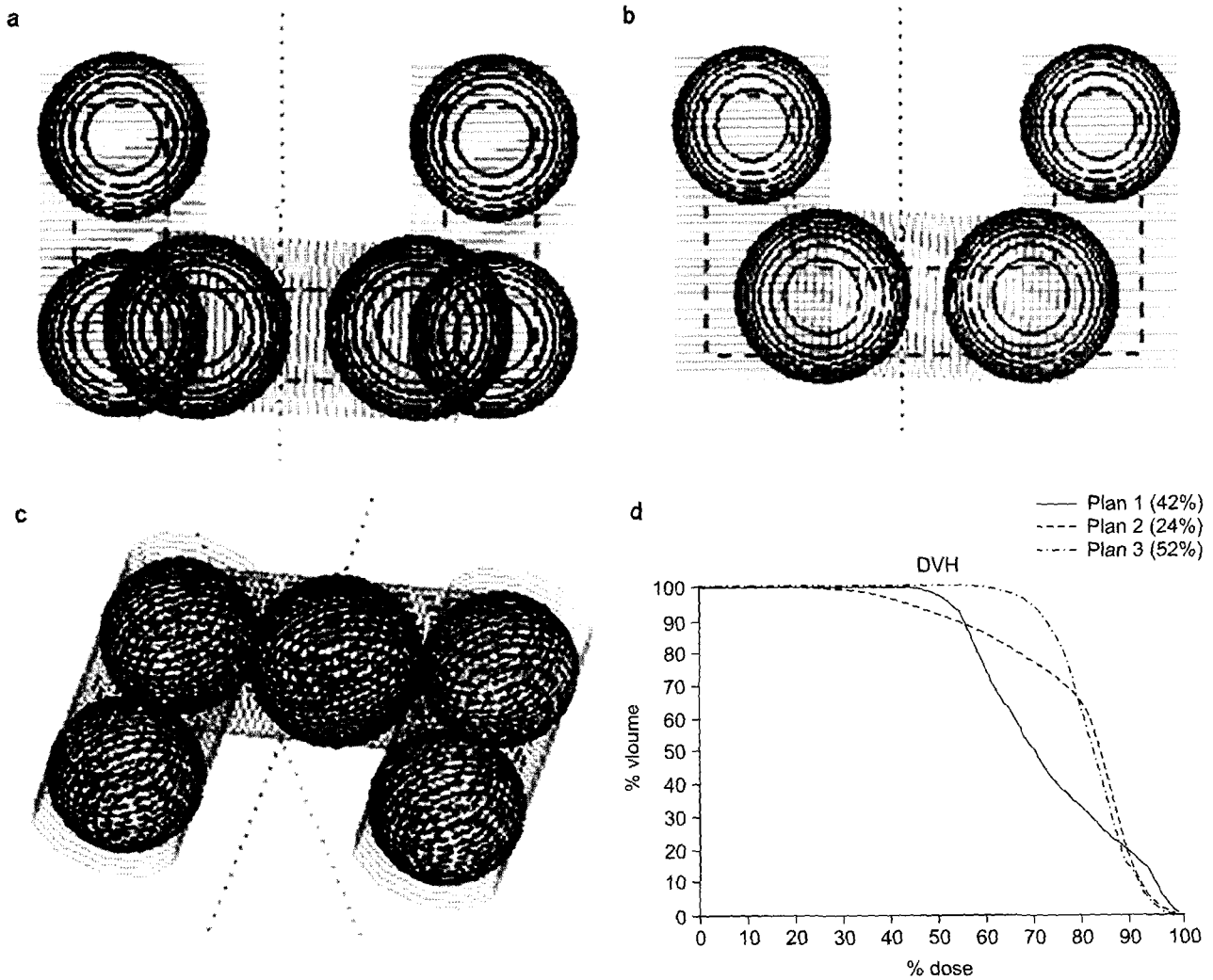


Fig. 8. The result of optimization about a 'U' shaped target. (a) Plan 1. The result based on optimization procedure in this study. (b) Plan 2. This plan has two isocenters removed. (c) Plan 3. One isocenter removed and one isocenter shifted (d). Dose volume histogram of Plans 1, 2 and 3.

전중심점을 위치시켰다. 콜리메이터 크기가 18 mm인 회전 중심점 4개와 20 mm인 회전중심점 2개, 총 6개의 회전 중심점을 사용한 결과 표적의 100% 영역에 최소 42%, 95% 영역에 최소 52%의 선량이 주어지는 것을 확인하였다. 'L' 형태의 가상표적과 마찬가지로 양끝에서 2개의 회전중심점들이 겹치는 것을 확인할 수 있다. 겹치는 부분에서 콜리메이터 크기가 18 mm인 회전중심점들을 제거하여 Plan 2를 생성하였다. 그러나 Plan 2의 경우 가상표적이 24%라는 아주 낮은 등선량 내에 포함되었으며 95% 영역이 45% 등선량영역 내에 포함되었다. 이는 Part 1과 Part 3의 아랫부분에 위치한 회전중심점을 제거하였기 때문이다. 18 mm 크기의 회전중심점들을 제거하는 대신에 20 mm 크기의 회전중심점들 중 하나를 제거하고 남은 하나의 위치를 part 2의 가운데로 이동시켰다. 이 결과 Plan 3이 만들어 졌으며 이때 가상표적은 모든 영역에 52%의 등선량이, 95% 영역에 68% 선량이 주어졌다(Fig. 8). 마찬가지로 표적으로부터 1 cm 떨어진 지점에서의 선량값은 30% 미만인 것으로 확인하였다.

고 찰

방사선 수술과 치료의 공통된 목적은 방사선에 의한 정상조직의 손상을 가능한 적게 하면서 치료하고자 하는 병소에 방사선을 집중 조사해 원하는 결과를 얻는 것이다. 방사선 수술의 경우 이런 목적을 달성하기 위하여 방사선 조사 위치와 콜리메이터 크기, 사용되는 회전중심점의 개수와 위치, 각 회전중심점에 대한 가중치 등 많은 변수들을 고려하여 최적의 수술계획을 작성한다. 현재까지 많은 수술계획 최적화 방법들이 개발되어 왔으나 아직 실질적으로 이용되는 경우는 매우 드물다. 이는 최종적인 수술계획을 얻기까지 많은 시간이 필요할 뿐 아니라 많은 시간을 들여 얻은 계획이라 할지라도 단 한번만 사용할 수 있다는 단점을 가졌기 때문이다.

본 연구에서는 과거에 경험 혹은 학습을 통해 습득한 지식을 활용할 수 있는 최적화 과정을 개발하였다. 기존의 최적화 연구들은 개별적인 병소에 대한 수술계획을 최적화하는 데 중점을 두었다. 그러나 사람의 경우 많은 수술계획을 세울수록 경험에 의한 지식이 습득되어지고 새로운 병소가 주어질 경우에도 과거의 경험에 비추어 비슷한 경우를 찾아 계획을 세우기 때문에 수술을 계획하는 데 걸리는 시간이 단축되고 더 좋은 계획을 세우게 된다. 이런 특성을 컴퓨터를 이용한 수술계획에도 사용하고자 이상표적 모델

을 가정하여 병소를 이상표적모델 혹은 여러 개의 이상표적모델의 조합으로 근사화 시켜 사전에 이상표적모델에 대해 수행된 최적화 결과를 사용할 수 있게 하였다.

'L'과 'U' 형태의 가상표적에 대해 개발된 최적화 과정을 적용하여 보았다. 'L' 형태의 경우 두 부분으로 가상표적을 나누어 각각에 대해 원통형 이상모델로 근사화 시킨 후 이 결과들을 합쳐 보았다. 각각의 가상표적을 이상모델로 근사화 시키는 데는 수십 초의 짧은 시간이 걸렸으며 이를 단순히 합쳐 보았을 때 41%의 등선량 내에 표적이 포함되어졌으며 겹쳐진 등소사선 구를 제거하는 단순한 작업을 통해 50%의 등선량 내에 포함시킬 수 있었다.

'U' 형태의 경우에는 세 부분으로 나누어 주었으며 역시 각각의 가상표적을 원통형 이상모델로 근사화 시켰다. 이를 단순히 합쳤을 경우 42% 등선량 내에 가상표적을 포함시킬 수 있음을 확인하였으며 'L' 형태와 마찬가지로 나누어진 각 부분이 합쳐지는 곳에서 겹치는 회전중심점을 2개 제거하였을 경우에는 24%의 등선량 내에 포함되었다. 그러나 회전중심점을 하나 제거하고 하나의 회전중심점의 위치를 약간 변경시키는 것만으로 52%의 등선량 내에 가상표적이 포함됨을 확인할 수 있었다.

이상의 결과들은 이상표적모델에 대해 사전에 수행된 연구에서 50% 등선량 내에 이상모델을 포함시키는 결과들만을 획득하여 이 지식을 사용한 연구임을 고려해 볼 때 아주 우수한 결과라 할 수 있다. 만약 사전에 수행되었던 연구에서 더 높은 등선량에 대한 결과를 획득하였다면 더욱 우수한 연구 결과를 얻을 수 있을 것이다. 본 연구에서 개발된 수술계획 최적화 과정은 이상표적모델을 좀 더 세분화하여 각 이상표적모델에 대해 사전에 최적화를 수행 이를 데이터베이스로 구축한다면 아주 우수한 최적화 결과를 보장할 수 있을 것이라 생각한다.

REFERENCES

1. Lutz W, Winston KR, Maleki N. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 14:373-381 (1988)
2. Wagner TH, Yi T, Meeks SL, Bova FJ, Brechner BL, Chen Y, Buatti JM, Friedman WA, Foote KD, Bouchet LG: A geometrically based method for automated radiosurgery planning. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 48(5): 1599-1611 (2000)
3. Suh TS, Bova. FJ, Yoon SC, Shinn KS, Bahk YW: Optimization of dose distribution for linear accelerator-based stereotactic radiotherapy. *Med & Biol Eng & Comput* 31: S23-S30 (1993)

4. Lu HM, Kooy HM, Leber ZH, Ledoux RJ: Optimized beam planning for linear accelerator-base stereotactic radiosurgery. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 39(5):1183-1189 (1997)
5. Wu QJ, Bourland JD: Morphology-guide radiosurgery treatment planning and optimization for multiple isocenters. *Med Phys* 10:2151-2160 (1999)
6. Meeks SL, Buatti JM, Bova FJ, Friedman WA, Mendenhall WM: Treatment planning optimization for linear accelerator radiosurgery. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 41: 183-197 (1998)
7. Cho PS, Kuterdem HG, Marks II RJ: A spherical dose model for radiosurgery plan optimization. *Phys Med Biol* 43: 3145-3148 (1998)
8. Rice RK, Hansen JL, Sevansson GK, Siddon RL: Measurement of dose distribution in small beams of 6MV X-rays. *Ibid* 32:1087 (1987)
9. Treuer U, Treuer H, Hoevels M, Muller RP, Strum V: Computerized optimization of multiple isocenters in stereotactic convergent beam irradiation. *Phys Med Biol* 41:675-6969 (1998)
10. Bahr GK, Kereakes JG, Horwitz H, Finney R, Galvin J, Goode K: The method of linear programming applied to radiation treatment planning. *Radiology* 91:686-693 (1968)
11. Redpath AT, Vickery BL, Wright DH: A new technique for radiotherapy planning using quadratic programming. *Phys Med Biol* 21:781-791 (1976)
12. Ebert M: Optimization in radiotherapy I: Defining the Problem. *Australasian Physical Engineering Science in Medicine*. 20:164-175 (1997)

Development of Ideal Model Based Optimization Procedure with Heuristic Knowledge

Seungjong Oh, Tae-Suk Suh, Ju-Young Song*, Kyoung-Sik Choi,
Moon-Chan Kim[†], and Tae Kyu Lee[†]

Department of Biomedical Engineering, The Catholic University of Korea
*Department of Radiation Oncology, Chonnam National University Hospital,
[†]Department of Neurosurgery, Kangnam St. Mary's Hospital

Stereotactic radiosurgery (SRS) is a technique that delivers a high dose to a target region and a low dose to a critical organ through only one or a few irradiations. For this purpose, many mathematical methods for optimization have been proposed. There are some limitations to using these methods: the long calculation time and difficulty in finding a unique solution due to different tumor shapes. In this study, many clinical target shapes were examined to find a typical pattern of tumor shapes from which some possible ideal geometrical shapes, such as spheres, cylinders, cones or a combination, are assumed to approximate real tumor shapes. Using the arrangement of multiple isocenters, optimum variables, such as isocenter positions or collimator size, were determined. A database was formed from these results. The optimization procedure consisted of the following steps: Any shape of tumor was first assumed to an ideal model through a geometry comparison algorithm, then optimum variables for ideal geometry chosen from the predetermined database, followed by a final adjustment of the optimum parameters using the real tumor shape. Although the result of applying the database to other patients was not superior to the result of optimization in each case, it can be acceptable as a plan starting point.

Key Words: SRS, Planning, Optimization, Heuristic, Data base