

방사선치료에 있어서 Multileaf Collimator의 원리와 그 응용

서울보건대학 방사선과
정 갑 수

- Abstract -

Principles and Applications in Multileaf Collimator for Radiation Therapy

Kap Soo Chung

Dept. of Radiotechnology, Seoul Health College

A conventional treatment machine shapes x-ray fields by a set of dense metal collimators(jaws) built into the machine. These collimators are positioned by the therapist using hand controls in the treatment room, and usually remain stationary during treatment. The collimator jaws of treatment machines produce rectangular beams. Conventional beam shaping is accomplished through the use of a combination of these collimator jaws and secondary custom beam blocks attached to the accelerator beyond the collimator jaws. The jaw positions for a particular field can be retrieved from a computer.

One application of this increased capability is replacement of beam blocks for field-shaping with the MLC. There are three basic applications of the MLC. The first application is to replace conventional blocking. A second function of the MLC is related to conformal therapy, adjusting the field shape to match the beam's eye view projection of a planning target volume during treatment. The third application is the use of the MLC to achieve beam intensity modulation.

The aim of this paper is to provide basic principle and to state fundamental concepts needed to implement the use of a multileaf collimator in the conventional clinical setting. The use of MLC field shaping is likely to save time and to incur a lower operating cost when compared to the use of beam blocks.

I. 서 론

방사선 치료에 있어서 주의해야 할 점은 정상조직의 방사선 조사로 인한 바람직하지 못한 강해를 최소화하는 것이다. 일반적으로 방사선 치료용 가속기에는 정상조직이나 장기를 방사선으로 부터 차폐하기 위해 'jaw'라 불리는 밀도가 높은 금속 콜리메터가 부착되어 있다. 치료용 선형가속기에서 나오는 빔은 이러한 콜리메터와 납 또는 cerrobend 합금블록에 의해 다양한 형태의 조사면이 만들어진다. 실제 환자의 치료시 여러 방향의 다양한 조사면을 가지고 있기 때문에 각각의 조사면에 대해 서로 다른 블록을 제작해야 하는 번거로움이 있다.

Multileaf Collimator(MLC)란 다수의 leaf로 이루어진 collimating system으로 각각의 leaf이 컴퓨터에 의해 자동으로 제어되어 차폐블록보다 신속하고 복잡한 형태의 조사면을 만들 수 있는 장치이다. 이러한 MLC는 종양의

local control을 개선하기 보다는 기존의 방사선 치료에서 빔 블록을 대체하여 치료의 효율성을 증대시키는 데 있다. 또한 차폐블록의 제작, 사용, 보관, 폐기 등의 문제가 해결될 뿐만 아니라 무거운 차폐블록을 사용할 경우 생기는 안전사고를 방지할 수 있다. 특히 차폐블록은 낮은 용융점의 합금을 이용하는데 납 26.7%, 주석 13.3%, 비스무스 50%, 카드뮴 10% 등의 유해 중금속으로 이루어져 있어 작업자의 산업 재해 위험과 환경 오염을 유발하기 때문에 MLC의 개발과 이용이 증가하는 추세이다.

1906년 Robinsohn 등이 진단용 방사선 기기에 MLC 개념을 처음으로 적용한 후, 1959년 Gscheldlen 등이 방사선 치료용의 MLC를 개발하였다.^{1, 2)} 1965년에는 Takahashi가 leaf 한 개의 폭이 isocenter에 투영시 4.8cm인 9쌍의 초기 저해상도 MLC를 제작하여 임상에 사용하였다.³⁾ 그러나 초기의 MLC는 투영 해상도가 낮아 방사선 치료에 널리 쓰이지 못하였다.⁴⁾

최근 전산화단층촬영(CT)이나 자기공명영상(MRI) 등의 방사선 진단기술과 컴퓨터의 발전에 따라 영상을 3차원으로 재구성하여 기존의 방사선 치료에 비해 개선된 선량 분포와 주변 정상조직의 방사선 장해를 최소화할 뿐만 아니라 부정형의 종양에 대해서도 균일한 방사선을 조사할 수 있는 3차원 입체조형치료(3D conformal therapy)가 개발되면서 MLC가 임상에 필수적인 장비로 사용되기 시작하였다. 또한 3차원 치료계획의 완벽한 treatment delivery를 위해서 적용범위가 향상된 고해상도의 MLC가 연구, 개발되어 임상에 적용되었다.⁵⁾

본 논문은 MLC의 사용을 위한 기본적인 개념과 구조, MLC에 의한 조사면의 선량분포, 치료기술의 발달에 따른 임상에서의 역할 등을 고찰하였다.

II. MLC의 개념과 특성

1. MLC의 기능

MLC는 다음과 같이 세 가지 중요한 기능을 가지고 있다. 첫 번째는 기존의 블록을 대체하는 것으로 조사면의 형태는 digitizer에 의해 컴퓨터 파일로 저장되어 선형 가속기에 연결된 컴퓨터로 leaf의 위치를 제어한다. 두 번째는 입체조형치료의 기능으로서 치료하고자 하는 병소에 충분한 방사선을 조사하여 치료효과를 높이는 동시에 정상조직을 최대한 보호하기 위하여 여러 방향에서 바라본 병소의 형태를 따라 조사면을 만들고 각 방향에 대해서 방사선을 조사한다. 마지막으로 MLC를 사용하여 beam intensity modulation을 시행할 수 있는데, 이것은 방사선 조사시 leaf를 조정하여 역동적인 보상체와 같은 역할을 수행함으로써 빔의 강도를 조절하여 개선된 선량 분포를 얻는 것이다.

MLC를 사용하면 빔 블록을 제작하는 시간을 절약할 수 있을 뿐만 아니라 빔 블록과 관련된 제작에 필요한 비용을 절감할 수 있다. 또한 치료시 환자의 setup 시간을 절약하고 조사면의 형태를 빠른 시간에 행할 수 있으므로 방사선 치료에 중요한 역할을 하고 있다. 그러나 MLC를 장착한 가속기는 일반 가속기보다 갠트리와 환자 사이의 거리가 짧고 켈터와 보상체를 부착하는 경우에는 동일 평면이 아닌 조사면의 치료에 제약이 있다. 현재 MLC를 장착한 선형 가속기를 제작하는 회사는 Philips, Siemens, Scanditronix, GE, Varian, NOMOS 등이 있다.

2. MLC의 구조

일반적으로 치료용 가속기의 상부구조는 upper jaw와 lower jaw 그리고 MLC로 구성되어 있는데, jaw를 MLC로 대체하는 경우도 있다(그림 1). 치료 부위를 제외한 다른 조직이나 장기를 방사선으로부터 보호하고 부정형의 조사면을 만들기 위해 금속으로 만들어진 일련의 leaf들이 자유롭게 이동할 수 있는데, 보통 20개에서 80개의

leaf이 좌우로 쌍을 이루고 있다. 각각의 leaf는 컴퓨터에 의해 조정되어 다양한 형태로 만들어진다.

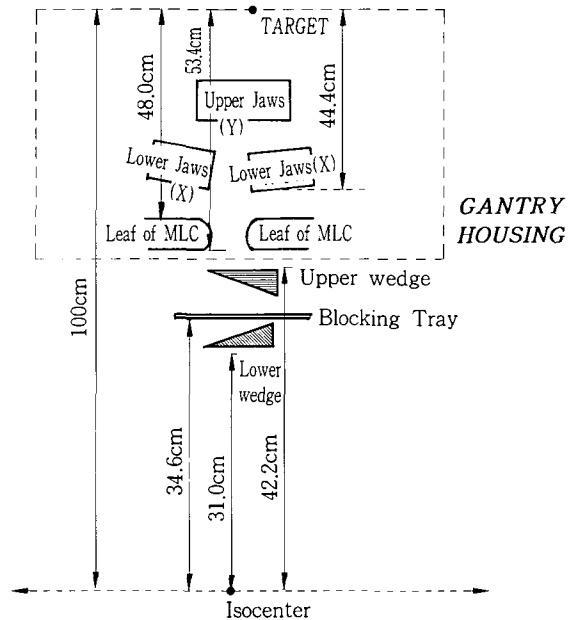


Fig. 1. View of varian MLC tertiary photon collimation and accessory systems.

Upper jaw를 일련의 leaf으로 구성하는 경우 운동방향은 갠트리의 회전축과 같은 방향이고 leaf와 lower jaw 사이에 위치한 back-up 콜리메터가 방사선을 감쇄시킨다. 이와 같이 upper jaw를 MLC로 대체할 때의 장점은 같은 조사면에 대해 leaf의 운동영역이 작아지므로 leaf의 길이를 짧게 함으로써 가속기 상부의 반경을 작게 만들 수 있다는 점이다. 한편 이러한 MLC의 단점은 leaf이 조사면의 isocenter에서 멀리 떨어져 있어 다른 형태의 MLC에 비해 leaf의 크기나 운동에 정밀도가 요구된다.

Lower jaw를 MLC로 만들 수 있는데, Scanditronix와 Siemens의 제품은 leaf의 끝이 직선 형태이고 GE의 경우 leaf의 끝이 곡선 형태로서 모두 beam divergence를 고려하고 있다. Varian MLC는 lower jaw 아래 부분에 제 3의 collimation system을 채용하고 있는데, 어느 한 부분이 고장나는 경우에도 치료를 계속할 수 있는 장점이 있다. 그러나 jaw system 아래 부분에 MLC가 장착되어 있으므로 부피가 큰 단점이 있다.

Leaf의 기하학적 형태, 폭, 갠트리의 수, 운동범위 등은 각 제작 회사마다 약간씩 차이를 보이고 있는데, Varian MLC의 예를 들면 좌우로 26개씩 모두 52개의 leaf이 독립적으로 움직이며 폭은 0.5cm로서 1m 거리의 isocenter에서 1cm 크기로 투사된다. leaf이 이동할 수 있는 최대거리는 중심축에서 20cm 까지로 최대 40cm의 조사면을 만들 수 있다. 따라서 MLC가 구현할 수 있는 조사면의 최대 면적은 40cm x 26cm가 된다(그림 2).

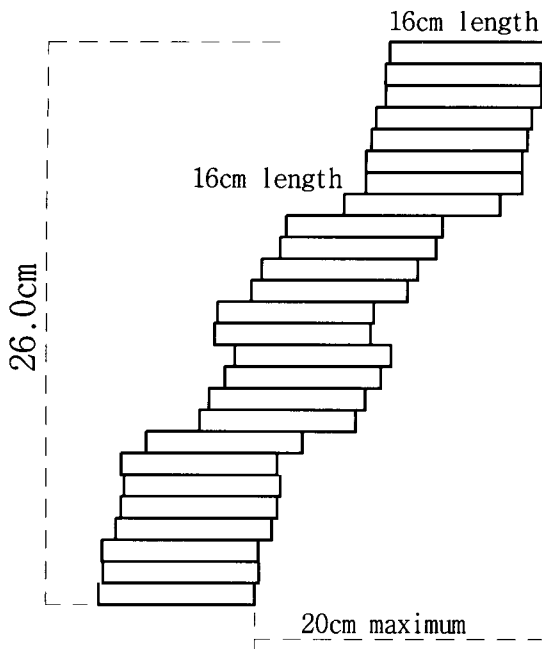


Fig. 2. Diagram of leaf projections at isocenter for a MLC carriage.

3. MLC의 재질

MLC leaf은 방사선을 완전히 차폐하기 위하여 밀도가 높은 물질로 만들어야 하는데, 가장 대표적인 물질로 텅스텐 합금을 들 수 있다. 텅스텐 합금은 단단하면서 제작이 용이하고 비용이 저렴한 장점을 가지고 있다. 또한 팽창율이 작기 때문에 leaf과 leaf 사이의 단면에 의한 방사선 투과를 최소화할 수 있다. 순수한 텅스텐의 밀도는 19.3g/cm^3 로서 깨지기 쉬운 단점이 있는 반면 텅스텐 합금의 밀도는 $17.0\sim 18.5\text{g/cm}^3$ 로서 쉽게 제작하기 위해 니켈, 철, 구리를 혼합시킨다. 표 1은 텅스텐 합금의 특성을 보여준다.

Table 1. Properties of Tungsten Alloys

Density(g/cm^3)	17.0	17.5	18.0	18.5
Tungsten content	90.5%	93%	95.0%	97.0%
Nickel content	6.5%	5.0%	3.4%	1.6%
Iron content	3.0%	2.0%	1.6%	0.8%
Copper content	0.0%	0.0%	0.0%	0.6%
^{60}Co radiation length(mm)	9.7	9.3	8.9	8.5
Thermal expansion coeff.	6.1×10^{-6}	-	5.5×10^{-6}	5.2×10^{-6}

4. 반음영과 투과율

합금블록과 MLC에 대한 반음영의 연구는 여러 논문에서 많이 언급되어 있는데, 일반적으로 MLC leaf이 합금블록보다 반음영이 약간 큰 것으로 나타나 있다.^{6,7)} Klein 등에 의하면 각 매질에 따른 MLC와 합금블록의 반음영은 큰 차이를 보이지 않고 있으며 opposed field에서는 MLC의 구조에 따른 stepping effect에도 불구하고 합금블록보다 완벽한 대칭성을 보여준다(표 2).⁸⁾ 이것은 합금블록에 대한 트레이 위치의 변동, 스티로폼 절단면의 부정확성과 밀접한 관련이 있는 것으로 보인다.

Table 2. Penumbra as measured by film with equal photon fluence and backscatter⁸⁾

Energy	Shaping	Medium	Penumbra (90-10%)	Penumbra (80-20%)
6MV	alloy	Lung	20	10
	MLC	Lung	23	11
	alloy	Solid water	16	5
	MLC	Solid water	17	6
	alloy	Bone	13	4
	MLC	Bone	13	5
18MV	alloy	Lung	36	17
	MLC	Lung	38	19
	alloy	Solid water	16	7
	MLC	Solid water	16	8
	alloy	Bone	12	5
	MLC	Bone	13	6

Varian사의 MLC는 jaw system에 이어 부속물로 되어 있어 가속기의 두 번째 jaw가 조사면의 크기를 결정하기 때문에 MLC leaf이 합금블록과 같은 정도로 빔을 감쇄시켜 주어야 한다. 그러나 leaf 사이의 투과성 때문에 전체적인 투과율에 대한 조건(5% 이내)을 만족시키기 위해서는 텅스텐 합금의 두께가 최소한 5cm 이상으로 제작되어야 한다.

Leaf의 단면 형태는 두 가지 중요한 요소를 고려하여 제작된다. 먼저 leaf의 이동방향과 수직인 면에 대해서 빔의 발산을 고려하고 leaf 사이의 투과율을 최소화하기 위하여 leaf를 서로 중첩시켜야 한다. 첫 번째 조건을 만족시키기 위해서는 leaf의 끝을 둥글게 만들고 leaf의 아랫면이 윗면보다 0.5mm 정도 크게 한다. leaf를 중첩시키는 가장 간단한 방법은 측면의 중간 부분을 계단 모양으로 만드는 것이다.

Leaf 사이의 인접한 면과 끝 부분에서는 leaf 사이의 투과율을 고려해야 한다. Jordan 등은 Philips MLC 장치에 대해 Farmer ionization chamber와 필름으로 leaf의 측면에 대한 플루언스 투과율을 분석하였는데, 그들의 조사에 의하면 6MV와 20MV의 에너지에서 최대 투과율이

각각 4.1%와 4.3%를 보여 주었다.⁹⁾ Galvin과 Klein은 Varian MLC에 대해 radiochromic 필름으로 6MV, 15MV, 18MV의 에너지에서 투과율을 측정하였는데, 각각의 에너지에 대해 1.5~2.0%, 2%, 1.5%~2.5%였으며 leaf 사이의 투과율은 Philips MLC 보다 0.25~0.75%의 증가를 보였다.^{8,10)}

5. Monitor Unit Calculation

콜리메터 jaw와 합금블록에 의해 조사면이 만들어지면 공기 산란인자와 팬텀 산란인자를 계산하기 위해 서로 다른 두 개의 조사면을 사용한다. 콜리메터 jaw에 의한 직사각형의 조사면은 그와 동등한 정사각형의 조사면으로 만들어 콜리메터 산란인자를 계산하고 합금블록에 의한 부정형의 조사면에 대해서는 팬텀 산란인자를 계산한다.

III. MLC의 이용과 임상적용

1. MLC Control System

다양한 형태의 조사면에 대해 MLC를 효과적으로 임상에 적용하기 위해서는 조사면의 윤곽이 MLC leaf의 위치표로 전환되어야 하고 이러한 위치표는 컴퓨터에 전달된다. 현재 치료계획장치와 연관된 MLC를 제어하는 기술은 세 가지로서 첫째, manual digitizer와 light box에 의한 워크스테이션 둘째, 필름 또는 digitally reconstructed radiograph(DRR)에 의한 워크스테이션 셋째, 치료계획장치의 일부분으로 기능하는 beam's eye virtual simulator가 개발되어 있다(그림 3).

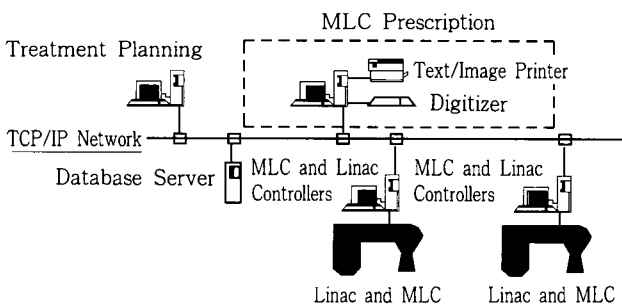


Fig. 3. Schematic of MLC prescription preparation and control system

일반적으로 leaf의 위치는 digitizer를 이용하여 light box위에 필름을 놓고 치료하고자 하는 종양(PTV)의 위치를 그리면 된다. 이러한 위치에 대한 기록과 환자의 인적사항, 치료에 관한 처방 등은 MLC software를 통하여 온라인이나 디스켓으로 선형가속기를 제어하는 컴퓨터에 연결된다.

컴퓨터를 이용하여 leaf를 자동적으로 정렬시키기 위해

서는 leaf의 개수, 폭, 최대 이동거리, 빔원과 MLC 사이의 거리, 운동방향 등과 같은 여러 가지 특성을 입력시킨다. PTV의 윤곽을 따라 leaf를 정렬시키는 방법에는 out-of-field, in-field, cross-boundary의 세 가지가 있다(그림 4).

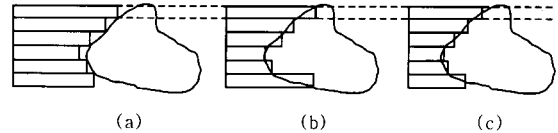


Fig. 4. Illustration of positioning MLC leaves. (a) out-of-field placement, (b) in-field placement, (c) cross-boundary placement.

2. 임상

단순히 빔 블록을 대체하는 MLC가 아닌 그 이상의 역할을 하기 위해서는 치료계획과 연계되어야 한다. 20개에서 80개에 이르는 leaf의 위치를 정의하기 위해서는 시간이 많이 걸리기 때문에 치료계획을 통한 자동적인 방법으로 leaf의 위치를 결정해야 한다. 이러한 MLC leaf의 위치에 대한 최적화는 치료하고자 하는 종양의 체적과 밀접한 연관성이 있다.

ICRU Report 50에서는 치료하고자 하는 종양과 관련된 체적을 다음과 같은 세부분으로 나누어 정의하였다.¹¹⁾ 눈에 보이는 종양조직, 종양이 침투한 조직의 불확실성을 나타내는 영역, 위치의 불확실성과 관련된 영역으로 치료계획에 있어서 각각 gross tumor volume(GTV), clinical tumor volume(CTV), planning target volume(PTV)에 해당된다. 먼저 GTV는 촉진과 영상을 통해 결정된 악성 종양을 말하며, CTV는 GTV와 부수적으로 치료할 악성 종양의 미세조직을 포함한다. PTV는 장기의 영향과 종양 또는 환자의 움직임, 그리고 빔과 환자의 setup을 보상하기 위해 CTV 주변에 일정한 여유를 더한 것이다. 여기서 GTV와 CTV는 치료형태와 치료방법을 선택하기 이전의 해부학적이고 임상적인 개념인 반면에 PTV는 치료계획과 선량결정에 사용되는 기하학적인 개념이라고 할 수 있다.

필름의 윤곽을 따라 합금블록과 같은 정밀한 조사면을 그리는 것도 중요하지만 MLC leaf의 위치가 계단 모양으로 정렬되기 때문에 조사면의 가장자리에는 선량의 변화율에 따른 반응영이 존재한다. Powlis 등은 같은 조사면에 대해 MLC와 합금블록을 사용했을 때의 선량체적곡선(DVH)을 계산하여 비교하였다.¹²⁾ 그들의 결과에 의하면 차이가 극히 미세하였고, 특히 치료 조사면의 수가 증가할수록 MLC에 의한 DVH가 많이 개선되어 합금블록에 비해 종양의 국소제어가 좋아지는 것으로 나타났다.

LoSasso 등은 MLC와 합금블록을 사용했을 때 종양제어확률(TCP)과 정상조직손상확률(NTCP)의 차이를 연구하였는데, 전립선과 상인두의 치료에서 차이가 없는 것

으로 나타났다.¹³⁾ LoSasso와 Kutcher는 MLC와 합금블록에 의한 조사면의 기하학적인 정확성을 비교, 분석하였는데 leaf의 stepping effect에도 불구하고 MLC가 합금블록보다 약간 우수한 것으로 나타났다.¹⁴⁾ 또한 oppsed field의 중첩에 관한 Klein 등의 연구에서도 MLC가 합금블록보다 우수한 것으로 나타났다.

IV. 결 론

종양의 국소제어를 개선하려는 노력은 3차원 치료계획 장치의 개발과 더불어 입체조형치료라는 새로운 치료방법의 발달을 가져왔다. 기존의 합금블록을 대체하는 MLC의 개발은 단순히 치료기술의 효율성을 높이는데 그치는 것이 아니라 입체조형치료에 중요한 역할을 하면서 꾸준히 발전해 왔다.

MLC에 의해 만들어진 방사선 조사면은 합금블록에 비해 계단 모양의 가장자리와 형태의 제한이라는 단점에도 불구하고 빔의 집속에 대한 개념에 많은 변화를 가져왔다. 즉, MLC에 의한 조사면은 치료계획에 의한 조사면의 형태와 일치할 뿐만 아니라 치료하고자 하는 조사면에 대해 leaf의 위치를 최적화시킨다.

현재 입체조형치료를 위한 기술적인 구성요소들은 3차원 영상을 만들기 위한 빠른 속도의 CT scanner, 3차원 치료계획장치, 컴퓨터로 제어되는 선형가속기, 역동적인 MLC, 치료계획의 확인을 위한 portal imaging device, 치료 과정과 치료 후의 QA, 근거리 통신망을 통한 정보의 전달과 처리 장치가 있는데, 실제 임상에서는 MLC가 핵심적인 역할을 수행하고 있다. 또한 최근 intensity modulated RT에서도 MLC를 이용하여 빔의 강도를 조절함으로써 개선된 선량분포를 얻는 연구가 진행되고 있다.¹⁵⁾ 이와 같이 MLC는 방사선 치료 분야에서 필수적인 장비가 되고 있으며 앞으로도 그 비중이 커질 것으로 예상된다.

참 고 문 헌

1. Webb, S.: The physics of three-dimensional radiation therapy, Bristol and Philadelphia, 218-245, 1993.
2. Leven, M. B., Kijewski, P. K., Chin, L. M.: Computer controlled radiation therapy, Radiology, 129, 769-776, 1978.
3. Takahashi, S.: Conformation radiotherapy, rotation techniques as applied to radiography and radiotherapy, Acta Radiol. Suppl., 242, 1965.
4. Ishigaki, T., Sakuma, S., Banno, T.: Computer-assisted conformation radiotherapy system, Europe J.

- Radiol., 3, 367-374, 1983.
5. Galvin, J. M., Smith, A. R., Moeller, R. D.: Evaluation of multileaf collimator design for photon beam, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 23, 789-801, 1992.
6. Boyer, A. L., Ochranc, T. G., Nyerick, C. E., Waldron, T. J.: Clinical dosimetry for implementation of a multileaf collimator, Med. Phys., 19, 1255-1261, 1992.
7. Brahme, A.: Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques, Radiother. Oncol., 12, 129-140, 1988.
8. Klein, E. E., Harms, W. B., Low, D. A., Willcut, V., Purdy, J. A.: Clinical implementation of a commercial multileaf collimator: dosimetry, networking, simulation, and quality assurance, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 33, 1195-1208, 1995.
9. Jordan, T. F., Williams, P. C.: The design and performance characteristics of a multileaf collimator, Phys. Med. Biol., 39, 231-251, 1994.
10. Galvin, J. M., Smith, A. R., Lally, B.: Characterization of a multileaf collimator system, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 25, 181-192, 1993.
11. ICRU Report 50: Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy, Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993.
12. Powlis, W. D., Smith, A. R., Cheng, E., Galvin, J. M., Villari, F., Bloch, P., Kligerman, M. M.: Initiation of multileaf collimator conformal radiation therapy, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 25, 171-179, 1993.
13. LoSasso, T., Chui, C. S., Kutcher, G. J., Leibel, S. A., Fuks, Z., Ling, C. C.: The use of multileaf collimators for conformal radiotherapy of carcinomas of the prostate and nasopharynx, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 25, 161-170, 1993.
14. LoSasso, T., Kutcher, G. J.: Multileaf collimation vs. cerrobend blocks: analysis of geometric accuracy, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 30, 707-714, 1994.
15. Bortfeld, T. R., Boyer, A. L., Schlegel, W., Kahler, D. L., Waldron, T. J.: Realization and verification of three-dimensional conformal radiotherapy with modulated fields, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 30, 899-908, 1994.