# 뇌정위 방사선 수술기법

계명대학교 의과대학 의공학교실

최태진

### Methodologic Aspect of Stereotactic Radiosurgery

Tae Jin Choi, Ph.D.

Depratment of Medical Enginnering and Physics, Keimyung University School of Medicine, Daegu, Korea

#### Abstract

A conversing beam is firstly designed for radiosurgery by a neurosurgeon Leksell in 1949 with orthogonal x-rays tube moving through horizontal moving arc to focusing the beam at target center. After two decades he composits 201 source of the Co-60 for gamma knife which beams focused at locus. Several LINAC-based stereotactic radiosurgery using the circular collimated beam which size range for 0.4~4.0 cm in a diameter by non-coplanar multiarc have been developed over the decades. The irregular lesions can be treated by superimposing with several spherical shots of radiation over the tumor volume. Linac-based techniques include the use of between 4 and 11 non-coplanar arcs and a dynamic rotation technique and use photon beam energies in the range of 6~10 MV. More in recent, static conformal beams defined by custom shaped collimators or a mini- or micro-multileaf collimator (mMLC) have been used in SRS. Finally, in the last few years, intensity-modulated mMLC SRS has also been introduced. Today, many commercial and in-house SRS programs have also introduced non-invasive immobilization systems include the cyberknife and tomotherapy and proton beam. This document will be compared the characteristics of dose distribution of radiosurgery as introduced gamma knife, BrainLab include photon knife in-house SRS program and cyberknife in currently wide used for a cranial SRS.

Key Words : Gamma knife, mMLC, Non-coplanar arc photon knife, SRS

**교신저자**: 최태진, 700-712 대구광역시 중구 달성로 56, 계명대학교 의과대학 의공학교실 Tae Jin Choi, Ph.D., Depratment of Medical Enginnering and Physics, Keimyung University School of Medicine 56 Dalseong-ro, Jung-gu, Daegu 700-712, Korea Tel: +82-53-250-7666 E-mail: tjchoi@dsmc.or.kr

## 서 론

뇌정위 방사선 수술(Stereotactic radiosurgery, SRS)은 작은 조사 면으로 뇌 병변 표적의 중심에 방사선을 집중시켜, 표적에 많은 선량을 주고 병변 주위 정상조직에는 매우 적은 선량이 도달되도록 하여 1회 조사로 수술 효과를 이루는 조사법이다[1-3]. 같은 방법으로 여러 횟수로 분할선량을 조사하는 경우를 입체방사선조사 (Stereotactic radiotherapy, SRT)라고 부른다. 방사선 수술 기술의 발달은 영상기술과 컴퓨터 연산기법의 발달에 힘입어 해부학적 장기를 선량 분포와 함께 입체적으로 스크린에 출력하여 경계선량의 가시화를 이루었으며 치료 예후 판정에 중요한 정보를 주게 되었다.

방사선 수술을 시행한 부위는 시술 부위가 합병증을 일으키기 쉬운 뇌의 깊은 병변부위를 포함해 혈관계의 역형성별세포종(anaplastic astrocytoma), 다형성 아교모세포종(glioblastoma multiforme)들은 수술이나 분할 체외조사로 원발부위의 제어가 어려운 병변으로 알려져 있으며, 병변에 고선량률 근접조사를 시행하거나 방사선 수술을 시행한 연구발표가 있다[4].

최근 선형가속기는 마이크로 다엽콜리메이터를 장착하고 표적과 주요장기의 Beam's-eye view (BEV)를 통해 조사영역 내에 내용선량이 낮은 장기를 피해 표적일체형조사(Conformal irradiation)를 시행하고, 치명 장기를 피할 수 없는 경우 방사선 세기를 조절하여 선택적으로 표적에 원하는 선량을 조사할 수 있게 되었다[4,5]. 방사선 수술이 효과적으로 이루어지려면, 첫째, 영상의 3차원적 해석과 병변 및 치명 주요 장기의 구현이 있어야 하며, 둘째 방사선 조사의 정확한 위치선정, 셋째 환자의 고정 장치 및 콜리메이터 등 하드웨어와 방사선의 정확한 선량분포를 3차원으로 구현하는 소프트웨어가 갖쳐줘야 하고 시술 전 선량 분포확인이 증명되어야 한다[6].

저자는 방사선 수술 장비와 프로그램 개발에 관심을 두고 1989년부터 1993년까지 Photon Knife 시스템을 개발하여 임상에 적용한 바 있어 이를 토대로, 업그레이드된 감마나이프와 mMLC를 이용한 BrainLab, Cyberknife의 뇌정위 방사선 수술에 관한 특성을 비교 검토하고 미래전망으로 중하전입자선의 특성을 이용한 양성자치료기의 방사선 수술을 언급하고자 한다.

#### 1.배경

방사선 수술은 1949년 스웨덴의 신경외과의 Lars Leksell에 의해 처음으로 고안되었다. 그는 Semicircular arc의 중심에 표적을 두는 방법으로 orthovoltage X-rays 장비를 뇌 정위 수술에 사용하였으며[7], 1951년에는 280 kVp X선 튜브에 가변형 콜리메이터를 장착한 장비를 사용하여 방사선 수술을 시행 및 발표한 바 있다. 이 장비는 각도를 조정할 수 있는 반원형 프레임에 X선 튜브의 콜리메이터가 수평과 나란히 횡-아크 궤도상에 움직이도록 하여 방사선이 뇌 병변 중심에 집중 조사하게 된다. Leksell은 1968년 코발트-60 감마선 179개를 철 주조물에 고정하고, 텅스텐 합금체로 된 반구형헬멧에 원형 콜리메이터를 만들어 구의 중심에 방사선이 모이도록 고안하였다[8,9] 뇌기능장애부위와 뇌동정맥 기형(AVMs) 및 작은 뇌종양의 환부 중심을 구의 중심에 맞추어 조사하는 감마나이프를 처음으로 개발한 전용 방사선 수술장치이다(Fig. 1). 국내에는 현대아산병원에서 1990년에 선원 201개가 장착된 감마나이프를 처음 도입 운영되어 왔다. 최근 감마나이프는 3세대와 4세대까지 개량되어 선원이동방식과 3차원영상를 이용하여 복잡한 표적 병변의 수술을 할 수 있게 개선되었으며 AVMs, Acoustic nurinoma, meningioma 와 작은 크기의 뇌종양 등의 방사선 수술에도 많이 이용하고 있다[10].

국내에서 선형가속기와 환부CT의 3차원 선량계획전산프로그램과 콜리메이터와 표적 위치기를 개발한 것은 본원에서 개발한 Photon knife가 처음이다[11].

방사선 수술장비로는 코발트 선원을 사용하는 감마나이프와 선형가속기의 X선을 이용한 방사선 수술기구와 중하전입자를 이용한 방사선 수술로 나뉘어지며, 선형가속기를 이용한 방사선 수술기구로는 X-knife, Photon knife, Dynamic beam, Brain Lab, Tomotherapy, Cyberknife 등이 개발되어 있고 이 가운데 BrainLab과 Cyberknife가 감마나이프와 더불어 세계적으로 널리 사용하고 있다.

#### 2. Gamma Knife

감마나이프에 사용되는 코발트-60 선원은 원주형pellet(직경 1 mm × 높이 1 mm) 모양이며 내부용기 용기에 12~20개를 넣고, 외부에 직경은 8 mm이고 길이 27 mm의 스텐스틸 용기에 이중으로 밀봉되어 있으며, 내부 용기두께는 1 mm, 외부용기는 1.3 mm이고, 용기별 선원강도는 30 Ci로 총 강도는 약 6000 Ci 정도이며 출력선량은 구의 중심에서 약 4 Gy/min 된다. 각 선원용기는 철주조로 된 외반경 420 mm, 내반경 225 mm로 두께 195 mm인 중심체에 장착되어 있고, 중심체는 철주조물인 베이스프레임에 볼트로 고정되어 있다. 중심체를 덮고 있는 반구형차폐체는 일차차폐로 외경 825 mm 이고 두께 400 mm인 철주조체이다.

선원과 구의 중심까지는 400 mm 콜리메이터 크기는 구의 중심에서 조사면적을 의미하고 4 mm, 8 mm, 14 mm와 18 mm(또는 4, 8, 16 mm)를 공급하고 있다. 콜리메이터 헬멧은 교체할 수 있도록 구성되어 있으며, 오차는 0.3 mm 로 우수하다[9,10].

방사선 수술침대를 슬라이딩 시켜 환부를 구의 중심에 맞추며, 텅스텐 콜리메이터 투관(Bushing)이 있는 헬멧의 외반경은 225 mm, 내 반경은 165 mm로



Fig. 1. The cross-sectional view of the gamma knife irradiator. The 201 sources of Co-60 are focused at single locus.

2차 차폐체의 텅스텐 두께는 60 mm이다.

#### 감마나이프의 Target 결정

Leksell 정위프레임(Leksell G frame)은 Angiography, CT, MRI 스캔의 영상을 사용하여 표적 위치를 결정하는 교체 기능이 있으며, 또 헬멧 안에서 환자의 머리를 보호 할 수 있도록 되어 있으며, 고정장치를 통해서 치료되어야 할 표적이 방사선 초점에 정확히 배치 고정되도록 되어 있다.

G 프레임은 국부 마취하에 4개의 핀으로 머리를 고정하는 베이스 프레임이며, 고정핀은 Angiography용 알루미늄과 CT, MRI용으로는 탄소핀을 사용한다. 베이스 링에는 CT 또는 MRI 좌표를 결정하는 데 사용할 표적판(indicator plates)이 지원된다. 감마나이프는 201개의 선원을 삽입한 중심체가 일정 각도의 회전이동에 의해 표적에 적합한 시술 패턴을 제공할 수 있으며[12], 최근 4C 모델은 CT 영상의 재구성 정보를 이용하여 각 콜리메이터별 선원과 피부간 거리와 표적까지 깊이를 자동으로 얻을 수 있으며, MRI, PET 영상의 합성을 지원한다[13].

#### 감마나이프 선량계획

단일 조사로 작고 첨예하게 정해진 표적에 높은 선량을 주고 주위 정상뇌조직에는 최소한의 방사선량이 도달하는 것이 방사선 수술 선량계획의 목표이다. 이 목적을 이루는 데는 표적의 입체적 위치가 정확해야 하고표적 병변의 선량과 주위 정상조직의 선량경사도가 매우 높게 되어야한다. 또 병변을 감싸는 선량분포가 3차원적으로 일치하여야 한다. 대부분의 AVMs과 종양들은 구형이 아니고 울퉁불퉁하며, 일부가 감마 나이프에서 생성하는 선량분포와 유사한 타원형을 볼 수 있다. 그러나 불규칙한 모양의 표적 병변 경계에 선량분포를 맞추기 위한 방법으로는 3 또는 4개의 헬멧에 있는 콜리메이터의 선정과 치명장기의 선량을 차폐하기 위해 텅스텐 플러그를 삽입하여 201개의 선원 중 방사선을 차폐하는 플러그패턴을 교정하거나, 입체적으로 표적수를 많이 선정하는 방법과 선량비중을 조정하거나 18 mm 콜리메이터와 4 mm 콜리메이터을



Fig. 2. Designed the isocenters in target lesion with 16mm and 8mm collimator. The target margin received the 16 Gy and 8 Gy in 50% of target dose in surround normal brain. [from Eleca]

적절히 취하여 불규칙한 표적과 일치시키는 조사면의 비중을 취하는 방법이 있다[14].

감마나이프는 콜리메이터 크기의 제한으로 주로 작은 병변 치료에만 사용되지만, 한 표적에 여러 개의 초점을 설정하여 치료부위를 넓히거나 선량분포의 모양을 병변에 맞출 수 있다. 초점을 여러 개 설정하는 셋업은 감마나이프가 선형가속기의 등중심(isoenter) 를 정하고 확인하는 과정보다 간편하고 실용적이다. Fig. 2는 병변표적에 16 mm와 8 mm 콜리메이터를 조합 하여 선량분포가 종양과 일치되도록 한 선량계획을 보여준다.

#### 3. 선형가속기를 이용한 방사선 수술

선형가속기의 X선은 전자를 3000 MHz의 정주파 전파에 실어 가속관에서 고속으로 가속한 다음 가속관 창을 나와 휨(Bending) 마그네트를 지나는 선택된 전자류가 텅스텐타겟에 충돌함으로써 운동에너지가 저지 X선으로 변환된 것이며, X선의 에너지는 6 MV, 10 MV 또는 15 MV의 높은 에너지를 방출하게 된다.

방사선 수술과정에서 주된 요구는 1)오차 1 mm 이내의 표적볼륨을 결정하기와 2)특정질환의 방사선량에 관한 지식과 3)표적외부 경계의 급격한 선량 감쇄가 있어야 하며, 4)3차원선량계산과 3차원 등선량분포의 지원과 5)CT 영상에 선량분포 합성출력과 6)선량계획과 5% 이내 선량분포가 정확하고 표적중심의 오차는 1 mm를 초과하지 않을 것과 7)치료시간이 적정하여야 한다는 것이다. 선형가속기에 의한 뇌정위방사선 수술은 선량검증이 확실하고 기계적 오차가 1 mm 이내 셋업이 이루어지므로 상기 요구사항을 충족할 수 있다[15,16]. 실제 많은 기관에서 선형가속기를 이용하여 뇌정위방사선 수술을 시행하며 발표된 연구가다양하다[17-19].

Winston 등은[20] 선형가속기의 지지체 회전과 치료대의 회전각을 이용하여 신경외과적 기구로 뇌정 위방사선 수술을 할 수 있다고 발표한 바 있으며, Betty 등[21], Colombo 등과[22] Hartmann 등[23] 및 Houdek 등은[24] 선량-삭감(Dose-fall off)을 높이기 위해 다중 비공면 집속(multi- ple-coplanar conversing) 원호조사를 고안했다. 선형가속기를 이용한 방사선 수술은 선형가속관의 형태 및 메카니즘의 차이가 독특한 점으로 구분하면 LINAC 치료기, TOMO 치료기, Cyberknife 로 나눌 수 있다.

# X-ray knife, Photon knife and dynamic conversing beam

선형가속기에 의한 SRS 기법은 원형콜리메이터 빔을 가속기의 회전중심(Isocenter)에 Multiple noncoplanar arc로 집중시켜 얻는다.

선형가속기는 가속관과 X선 발생 타겟과 1차 선량차폐체와 선량계 및 콜리메이터를 지지하는 지지체(Gantry)가 0도에서 180도까지 CW 또는 CCW로 회전하고, 치료대는 120도 회전할 수 있는 점을 이용하여 선속이 비공면(Non-coplanar plane)을 통과해서 초점에 모이게 하여 표적에 높은 선량을 주고 정상 뇌조직에는 최소한의 선량을 줄 수 있게 된다. 또 선형가속기의 X선은 방사선에너지가 높아 측방산란이 적고 심부에 도달하는 선량률이 높으며, 지지체 회전중심과 침대 회전중심의 오차가 1 mm 이내로 설치되고 성능이 잘 유지 되어 위치 오차의 걸림 없이 안정되므로 방사선 수술에 이용된다.

선형가속기에 의한 방사선 수술방법은 빔의 비공면 조사를 통하여 이루어지며 환자의 고정위치를 회전 좌대에 부착하거나 또는 회전침대에 고정하는 방법 으로 얻어진다.

회전 좌대는 환부를 지지체의 등중심(Isocenter) 에 두고 앉은 자세로 고정하고, 지지체를 임의의 각도에 두고 환자를 360도 회전 후 지지체의 각도를 바꾸는 방법(Fig. 3a)으로 조사하는 방식을 말하고, (Fig. 3b)는 환자의 좌대와 지지체가 동시에 회전하여 조사한 궤적을 보여 주고 있다[25,26]. 회전 침대에 환자의 두개부의 프레임을 고정해 다중원호조사를 시행하는 궤적은 (Fig. 3c)와 같다. 환자의 두개부에 베이스 링을 핀으로 고정하거나(BRW 정위기구 사용 시 침습적 고정이 됨) 또는 수성 플라스틱으로 머리를 감싸 고정하는 보조기구를 침대에 부착해 다중원호조사를 시행한다. (Fig. 3d)는 저자에 의해 고안 개발된 방사선 수술기구인 Photon knife [PKRS]의 비공면원호조사로 다중원호조사(Multiple non-coplanr arcs)와 다중횡원호조사(multiple arc combined trans- multiple arcs)를 결합한 궤적을 보여주고 있다[27].

침대의 회전중심에 회전 좌대의 회전중심을 일치 고정시켜 방사선 수술을 시행하는 경우 좌대의 등중심 오차가 0.2~1.0 mm 이내로 정확히 조사되고 선량분포의 집중화가 감마나이프와 같으면서 선형가속기의 장점인 높은 선량경사도를 가질 수 있으나, 병변 진단 또는 표적의 수술 영상 취득 시의 환자 자세가 다른 점이 있다. 반면, PKRS는 영상취득 시나 시술 시 환자의 자세가 동일하면서 회전원호조사를 종횡으로 선택할 수 있는 이점이 있어 표적 병변과 치명 장기의 위치에 따라 적절히 선택할 수 있다. 물론 다중횡원호조사는 환자를 정확히 90도로 우측와위의 자세를 취하는 회전기구에 환부를 고정하고 지지체는 다중원호사를 함으로써 다중횡원호조사 효과가 있게 된다.

PKRS의 선량분포집속은 다중원호조사의 집중조사에 비해 집중도가 높고 감마나이프의 선량분포 모양을 재현하면서 보다 높은 경사도를 가질 수 있는 이점이 있다.

선형가속기에 의한 선량분포에 영향을 줄 수 있는 변수는 방사선에너지선택, 방위각, 천정각, 아크수, 아크빔의 선량비중, 콜리메이터의 크기 및 조합과 선량비중들이다.



Fig. 3. Showing the pattern of stereotactic moving beams. The dynamic conversing beam (a), dynamic arc conversing beam (b), Non-coplarnar multiarcs (c) [17] and combined trans-multiple arc beams (d).

Features /Unit	Gamma Knife <sup>a)</sup>	BrainLab	CyberKnife <sup>b)</sup>
Photon source	Gamma ray	6,15 MV x-ray	x-band/6 MV
Output (monitor units) /variable	~3.5 Gy/min,at installation	00/yes (100-900 MU/min)	300/no (400 for CK Express)
Penumbra of circular collimators	2.2 to 8 mm -f (helmet size and x, y, z planes)	<3 mm for all cones	<7 mm for all cones
Collimation system	Circular, donut type array	Circular or micro-multileaf	Circular
Flattening filter	NA	Yes/promotes homogeneous	No/inhomogeneous
		dose across beam profile	dose across beam profile
Bunker requirements	Shielding for standard Co-60	Standard LINAC bunker	Requires 4-m ceiling height
Dose delivery	Static point of convergence	Isocentric dynamic or	Isocentric and nonisocentric
		circular arc rotation	circular rotation
		Static segmented fields (IMRS/IMRT)	
Extracranial treatment	No	Yes	Yes
Complex target method	Multiple shots	IMRT/IMRS/dynamic arc	Nonisocentric
	High conformality	High conformality	High conformality
	Low homogeneity	High homogeneity	High homogeneity
	Less efficiency	Highest efficiency	Less efficiency
Fractionation capability	No	Yes	Yes
Dedicated radiosurgery unit	Yes	Yes	Yes
Average treatment time per SRS case	Dependent on cobalt half-life	20-40 min	40-60 min
Software features	Image fusion	Image fusion	Image fusion
	Automated treatment planning	Automated treatment planning	Automated treatment planning
	Automatic positioning system	Arc and intensity modulation	Nonisocentric treatment planning
	Plan comparisons	Forward and reverse planning	Forward and reverse planning
Advantages Ideal for function	onal lesioning Versatility (SRS, IMRS) Versatil	ility (isocentric vs nonisocentric)	
	Minimal preventive maintenance	Efficient, single isocenter solutions	Higher daily patient volumes
	Simple quality assurance	Most dose homogeneity	Infinite source of photons
		Fractionation	Fractionation
		Extracranial targets	Extracranial targets
Misadvantages	Cobalt reload	More preventive maintenance	More preventive maintenance
	Cobalt decay a dose rate variable	More quality assurance	More quality assurance
	Geometric constraints of	High output required	Longer treatment times
	fixed frame application	for IMRS/IMRT	with lower output

 Table 1. Summarized the features of Gamma knife, BrainLab and Cyberknife [17]

a) and b) are quotation from reference [17].

현재 세계적으로 널리 사용되고 있는 방사선 수술장치의 비교는 Table 1과 같다[17].

#### 표적위치결정

침대의 회전중심에 회전 좌대의 회전중심을 일치 고정시켜 방사선 수술을 시행하는 경우 좌대의 등중심 오차가 0.2~1.0 mm 이내로 정확히 조사되고 선량분포의 집중화가 감마나이프와 같으면서 선형가속기의 장점인 높은 선량경사도를 가질 수 있으나, 병변 진단 또는 표적의 수술 영상 취득시의 환자 자세가 다른 점이 있다. 반면, PKRS는 영상취득 시나 시술 시 환자의 자세가 동일하면서 회전원호조사를 종횡으로 선택할 수 있는 이점이 있어 표적 병변과 치명 장기의 위치에 따라 적절히 선택할 수 있다. 물론 다중횡원호조사는 환자를 정확히 90도로 우측와위의 자세를 취하는 회전기구에 환부를 고정하고 지지체는 다중원호사를 함으로써 다중횡원호조사 효과를 갖게 된다.

선형가속기를 이용한 위치결정 좌표계는 환자의 Supine 위치에서 두개부의 표적을 중심으로 좌측 측두엽을 +X, 정수리를 +Y 그리고 안면 측을 +Z 로 정하기도 한다. 이 경우 CT 환자대의 이동방향은 머리방향이 Y축이 되며, TP (Tabel position) 또는 SP (scan position)으로 나타난다. BRW 뇌정위표적기는 상하 알루미늄 링 사이에 9개의 알루미늄막대가 3개씩 역N자 모양으로 고정되어 있어 스캔시 축면에서 수평 3개의 점과 60도 각으로 좌우에 각각 3개씩의 점이 나타난다. 그림과 같이 막대의 폭W이 140 mm, 높이 H가 189 mm이며, 아래 링판에는 베이스링의 소켓에 꼭 끼이는 볼이 부착되어 있다. CT 스캔 영상에 나타나는 3개의 절편 점의위치가 P2 (X,Y 2,Z), P5 (X5,Y 5,Z), P8 (X5,Y 8,Z) 라면 절편의 Yn은

$$\begin{split} X_2 = & W[(g_{12}/G_{13})Cos60 - 1)] Y_2 = & (g_{12}/G_{13})H Z_2 = & (g_{12}/G_{13})WSin60 \\ X_5 = & W\{1 - & (1 - & (g_{68}/G_{46})Cos60) Y_5 = & (g_{68}/G_{46})H Z_5 = & [1 - & (g_{68}/G_{46})]WSin60) \\ X_8 = & W[(1/2) - & (g_{78}/G_{79})] Y_8 = & (g_{78}/G_{79})H Z_8 = - & WCos30 \\ & - & (1) \end{split}$$

로부터 구한다[28,29].

여기서 Xn 과 Zn 은 표적이 있는 단면상에서 나타난 막대의 단면좌표를 직접 읽을 수 있으며, Y<sub>2</sub>은 N<sub>1</sub>과 N<sub>3</sub>의 교점간 거리(G<sub>15</sub>)에 대한 N<sub>1</sub>과 N<sub>2</sub> 교점의 거리의 비이며, 나머지 두 절편 Y<sub>5</sub>, Y<sub>8</sub>도 같은 방법으로 구한다.

표적의 3차원 위치인 XYZ는 세개의 교점이 이루는 평면상에 있으므로, 원점의 베이스 평면상에 투영하여 구한다.

표적 중심의 입체위치가 결정되면 Y는 베이스 프레임의



**Fig. 4.** Schematic drawing of nine rods of BRW CT localizer (a) and determining the y position of target by CT scan (b).

원점에서두정부쪽으로떨어진 절편거리로 나타난다.

표적의 3차원 위치가 결정되면, BRW표적기를 고정했던 환부 베이스 링의 볼소켓에 선형가속기의 위치기구(Positioner)를 장착하여 고정한다. 이 빔 위치기구에는 환부의 양측면과 정면에 각각 환부의 위치를 표시할 수 있으며 BRW의 표적위치와 일치 하는 값을 취한다.

PKRS 에서는 CT 표적기의 스캔시 환부의 수평과 수직 등 직교스캔이 되지 않는 경우 좌표회전변환을 이용해 3차원위치교정을 자동으로 시행되도록 한다[29].

#### 입체선량계산

선형가속기에 의한 입체선량은 표적과 주위 치명 장기에 도달하는 선량 계획을 통해서 이루어진다. 선원 고정이 된 감마나이프에 비해 선형가속기빔의 회전 원호 조사와 치료대의 회전으로 만들어지는 선속 궤적에 따라 집속된 선량분포의 모양이 다르고, 수정체나 시신경, 교차시각, 연수 등의 장기에 도달되는 선량을 알 수 없으므로 전산화된 방사선 수술선량계 획이 뒷받침되지 않고서는 기하학적 입체구조의 선량분포를 파악하기 어렵게 된다.

선형가속기에 근거한 방사선 수술은 앙와위 환자를 고정한 치료대를 회전이동 한 다음, 선형가속기의 지지체를 상 하 로 아 크 조 사 하 는 방법을 반복 하 여 다중원호조사빔(Multi-arc Beam)을 갖는 방법(Fig. 32)과 환자를 우와위로 뉘고 지지체를 상하로 아크 조사함으로써 환부에 다중형원호빔(Trans-Mlti-arc Beam)을 추가하여 환부에 고집적된 선량분포를 얻는다(Fig. 3d).

환부에 도달되는 방사선 선량은 병소를 중심으로 지정된 매트릭스에 도달되는 회전조사에 의한 선량을 이산적으로 누적하여 구한다. 방사선 통로상의 임의의 점에 도달되는 선량은 펜텀을 이용한 필름선량계, Pin-Point전리함(PTW, German)과 다이오드전리함, 열형광선량계를 사용한 실험값을 이용한다. 한편 다엽콜리메이터를 사용하는 경우 조사영역의 크기가 다르고 중심축과 개방면의 가장자리까지 간격이 일정하지 않으므로 커널빔을 컨볼루션해서 매트릭스 배열(matrix array) 점의 흡수 선량을 얻는다. 빔의 입사



**Fig. 5.** Schematic diagram of the coordinates in PKRS.

축과 매트릭스 배열 점 간 거리가 콜리메이 터에 의해 가려져도 체내에서 측방 산란선이 있으므로 선축 이탈(off-axis) 위치에 도달되는 선량을 합성하기 위해 선축 이탈된 거리와 깊이에 따라 컨볼루션 값을 적용하게 된다.

Fig. 5는 환부의 중심을 향해 지지체의 위치와 환자 축의 위치에 따라 입사 점의 거리를 구할 때 필요한 방위 각과 천정 각에 대해 다중 원호조사와 다중횡원호조사의 방위각환산을 보여준다.

다중 원호조사에서 선원이 XY면의 X축에서 이루는 각은 치료대의 회전 각으로 얻게 되며, Z축에서 회전하는 각은 지지체의 천정 각으로 얻는다.

다중횡원호선속에 의한 선량을 평가하는 경우 매트릭스의 회전과 반전을 반복하기보다 θτ,와 φτ에 의해 결정되는 선원위치와 일치하는 다중원호선속의 θω과 φω으로 변환한다.

다중횡원호조사의 위치는 y축을 중심으로 <sup>7</sup> 회전한 것과 동일한 효과를 갖도록 θr, ∳r를 지정하고 θм, ∲м을 구하면 다음과 같이 구할 수 있다[30].

 $\theta_{\rm M} = \cos^{-1}(\sin\theta_{\rm T}\cos\phi_{\rm T}) \tag{2-1}$ 

를 구할 수 있고, x 성분의 좌표로부터

 $\phi^{M} = \cos^{-1} \left( \frac{\sin \theta_{T}}{\sin \theta_{M}} \right)$ 

(2-2)

을 구할 수 있다.

#### 입사선의 깊이 결정

병소에 도달되는 선량에 영향을 주는 변수들로는 방사선에너지, 조사면적, 깊이, 조직밀도, 선량평탄도 등이 있으며, 임상에서 영향이 가장 큰 변수는 깊이이다.

피부 입사면은 전산화 단층 영상의 단면에 나타난 TP (Table Position) 값을 y 축으로 두고, 단면 영상의 좌표계를 X축과 Z축으로 구분한다. 저장된 영상 메모리의 차원은 Image (nn, X, TP, Z)와 같고, nn은 영상 수를 나타낸다.

피부윤곽에서 격자점까지 깊이는 영상환자대의 이동으로 얻어진 스켄영상은 Y축의 값을 가지므로 임의의 두 체 윤곽이 주어지고 각 윤곽의 두 점을 서로 이으면 임의의 체표면을 갖게 되며, 선원과 회전중심 간 피부 면을 지나는 선속 교점은 면 벡터와 선속 벡터와 곱으로 얻는다. 깊이는 회전중심을 원점으로 두고 선원과 회전중심 간 피부 면의 교점을 회전중심 좌표계로 변환한 경우 거리는

$$d = ((x^2) + Y^2 + Z^2)^{1/2} - (3)$$

이 된다.

#### 표적위치기(Target Positioner)

환부의 표적중심을 치료위치에 결정한 다음 방사선 수술이 시행되기 전 셋업의 오류를 피하기 위해 반드시 확인 영상을 얻어 계산된 위치와 치료 위치가 일치하는지를 점검할 필요가 있다.

방사선 선속과 표적 위치기의 좌표축에 부착된 아들자에 표시된 십자선과 측방 레이저 빔을 일치시켜 환부위치를 입체적으로 쉽게 설치할 수 있게 하며, 환부에 여러 개의 표적이 있을 때도 환부고정링(Base Ring)의 중앙을 원점으로써 지정위치만큼 아들자를 이동해서 동일한 방법으로 시행하거나, 표적 위치점을



**Fig. 6.** Target positioner in LINAC based radiosurgery (BrainLab).

프린트한 후 각 입사 면에 해당하는 표지를 부착하여 입사 점에 맞출 수 있다[Fig. 6].

단일병변이라도 조사위치가 여러 개 일때, 다중 조사위치 결정은 표적위치가 다르게 설정되므로 조사 확인도 배로 중가한다. 다중조사위치결정은 CT 영상의 표적윤곽을 작성 후 축면과 관상면 및 시상 면에 윤곽을 투사하여 BEV의 표적을 구현한 후, 한 축면에서 표적의 중심을 잡게 되면, 나머지 다른 축면에서 콜리메이터의 범위가 자동으로 묘사되어 다중초점을 결정하기 쉽게 할 수 있다[11].

#### 콜리메이터 입사점 확인

방사선 수술의 조사면적은 다엽 콜리메이터와 원형조사 면을 이용하는 경우가 있다. 특히 보조 콜리메이터를 사용하는 경우는 대부분 1차 콜리메이터의 조사면이 보조 콜리메이터 차폐면적을 결코 초과해서는 안 되며, 운동조사 시 보조 콜리메이터의 이동 우려가 생기지 않도록 해야 한다. 회전 중 보조콜리메이터의 이동 오차는 선원-필름 간 거리(Source-Film Distance, SFD)는 95cm에 두고, 지지대를 0도, 45도 90도, 135도와 225도, 270도, 315도에 각각 고정시켜 조사하는 경우 콜리메이터 영상의 중심이 41.4 mm씩 이동하게 된다. 필름에 조사한 결과 콜리메이터 영상의 거리는 평균 41.3 ± 0.5 mm를 보여 안정된 고정을 확인할 수 있다(Fig. 7).



#### Verification of Collimator Fixation

**Fig. 7.** Verification on Beam alignment with fixation of collimator holder. The G0 represents 0 degree, G90 for 90 degrees and G270 for indication of right and left lateral indications of the gantry movement angle. The evaluated point (P) distance in mm was obtained from the exposed film.

#### 선량-용적-히스토그램 Dose-Volume Histogram

환부에 조사된 방사선량 분포를 나타내는 등 선량 곡선은 표적 내 균등선량과 과선량점 및 저선량점의 선량분포를 알 수 있으며, 표면 선량 띠는 3차원 해부학적 위치와 선량 분포를 분석하기 위해 사용된다. 특히 조사 면을 조각내어 방사선을 조사하는 세기 조절조사에서는 표적 외에 손상위험장기(Organ at risk, OAR)의 장기를 지정하므로 각 장기의 선량-용적의 정보가 방사선 수술계획 분석에 중요한 역할을 한다.

선량-용적 그램은 Fig. 8과 같이 볼륨의 선량을 D<sub>(i,k</sub>라 하고, 중심선량D<sub>iso</sub>라 하면 선량 백분율(D<sub>p</sub>)은 D<sub>(i,k</sub>x100/ D<sub>iso</sub>이 된다. 지정된 선량D의 볼륨 V<sub>D</sub>는 다음 식4와 같이 얻을 수 있다.

$$V_{\rm D} = \sum_{\rm Do < D(i,j,k)} -(4)$$

선량-용적 히스토그램은 횡축을 선량(Gy), 종축에 볼륨을 나타내며, 각 장기의 용적으로 기준 으로 규격화 하여 Fig. 9a와 같이 나타낸다. DVH는 CTV (Clinical target volume)와 각 OAR마다 히스토그램을 보여 줄 수 있으며, 각 장기마다 허용된 선량에 대해 과다한 선량을 받는 볼륨이 있는지 확인할 수 있게 된다. 한편 미분 선량-용적 히스토그램은 각 위치(p(i,j,k))별 지정선량의 범위(D±ΔD)의 용적이 얼마인가를 식5와 같이 알 수 있다.

$$V_{\rm D} = \frac{\sum V_{\rm D(i,i,k)}}{D_{\rm p}\Delta D_{\rm p} \langle {\rm D}(i,i,k) \leq D_{\rm p} \star D_{\rm p}} -(5)$$

#### Fig. 9b는 (D±△D) 사이에 있는 볼륨셀을 나타낸다.

Fig. 9의 DVH는 표적내 가장 높은 선량이 107%이고, 표적선량(100% =25.00 Gy)이 65%를 차지하며, 표적을 모두 포함하는 선량은 90% 임을 보여준다.

DVH에서 100% 선량보다 큰 선량에서 나타나는 볼륨(%) 만큼 고선량 부위됨을 의미하며, 볼륨 100%가 되는 선량이 처방 선량에 근접할수록 표적 내 균등한 선량이 주어지는 것을 알 수 있다.

DVH의 정보는 선택한 Arc 수, 조사영역크기, 빔하중, 등 Intensity modulated radiosurgery (IMRS) 간 차이를 비교하여 선량별 분포를 비교 검증하게 되어 가장 최선의 치료법을 선택 할 수 있게 해 준다[31].



Fig. 8. Showing the voxels and its absorbed dose  $(D_{ijk})$ .

# 4. 다마이크로 다엽콜리메이터 Multi-leaf collimator: Brain Lab

선형가속기를 이용한 방사선 수술시 표적모양과 일치하는 선량분포는 가속기의 콜리메이터와 별도의 교체 가능한 원주형 보조콜리메이터를 부착하여 표적 병변의 크기에 따라 5 mm~40 mm 사이의 적합한 보조콜리메이터를 조합하여 얻는다.

최근에는 컴퓨터로 제어하는 마이크로 다엽콜리

메이터를 부착하여 임의의 각도에서 BEV 상에 나타난 표적모양과 일치하는 방사선빔으로 집중조사하는 시스템이 개발되었다. 다엽콜리메이터는 재질이 텅스텐이며, MLC의 두께는 6 cm이고 폭은 3.0 mm이다.

다엽콜리메이터는 표적모양에 따른 조사면을 얻어 방사선 수술을 하는 조사법 외에도 표적조사면 내 치명 장기가 포함된 경우, 컴퓨터 제어에 의한 다엽콜리메이터를 이용하여 조사면 내 비균등한 풀루언스(선속류)를 유도한 여러 개의 빔을 표적에 조사하여 표적에 높은 선량을 주고 주위 정상조직에는 지정한 낮은 선량이 도달되게 하는 방사선세기를 변조한 IMRS 방법에 이용된다.

IMRS 선량계획에는 표적과 OAR에 도달되는 선량을 미리 정하고, 여러 방향의 각 조사면 내에서 작은 구간에 입사되는 빔의 플루언스와 선량비중을 결정하여 목표선량에 도달하게 한다. 이 방법에는 분석적 방법과 반복연산법이 있다. 분석적 방법은 수학적 역투영(Backprojection) 기법을 사용하여 원하는 환부의 선량을 만들 수 있는 입사빔의 강도곡선을 생성하기 위해 빔의 기하학적 조사 면에 투영시키는 방법이다. 한편, 반복연산법은 환부의 많은 점선량을 구한 후 목표선량에서 벗어난 크기를 아래와 같이 비용(Cost)함수로 얻으며, 임의로 주어진



Fig. 9. Showing the cumulated DVHs of target and normal OARs (a) and differential DVH of target only (b).

반복회수(n) 만큼 조사 면의 선속살(Beamlet)의 비중을 변화시켜 비용함수 값(Cn)이 최소가 되는 입사강도를 얻는 최적화 방법이다.

$$Cn = \left[ \prod_{i=1}^{1} \sum_{i=1}^{N} W(\vec{r}) \left( D_{o}(\vec{r}) - D_{n}(\vec{r}) \right)^{2} \right]^{0.5}$$
 -(6)

여기서 W(r)은 다른 조직에 매겨진 비용에 기여한 비중계수, D<sub>o</sub>(r)는 환부내 점r에 정한 선량, D<sub>n</sub>(r)는 점 r에 계산된 선량을 의미하고, 이산적분은 N 개의 모든 선량점에 대해 원하는 목표선량에서 이탈된 양을 의미한다.

다엽콜리메이터를 사용해 방사선 수술을 시행한 Schwanoma (acoustic neurinoma) 경우 5개의 mMLC arc 조사를 시행한 선량분포는 Fig. 10과 같다.

#### 5. Cyberknife

Cyberknife는 6축의 자유도를 가진 로봇 팔에 X-ray 띠 영역의 전파로 전자선을 가속하여 6 MeV 에너지를 방출하는 소형 선형가속기를 장착하고 있다.Cyberknife의 가속기는 평탄필터 없이 참빔(True beam)을 사용하므로 빔라인이 간단하고 선량률이 높다.

Cyberknife는 아몰포스 실리콘으로 된 X선 검출기 카메라 두 개가 직각으로 달려 있어 치료 빔이 나가기 전 환자의 위치를 확인하며, 뇌정위방사선 수술중 실시간 환자와 표적 이동을 동시에 추적하는 IGRS (Image guided radiosurgery)를 시행한다. Cyberknife의 특성비교는 Table 1과 같다.



Fig. 10. Collimation for Target Beam's eye view of angle (upper left) and its mMLC fited (upper right), and 5 multiarcs (lower left) and its dose distrbutions in Brain Lab.

#### 6. 양성자선 방사선 수술

양성자가속기에 의한 하전입자는 LET(단위길이당 에너지전달)가 감마선에 비해 높으며, RBE는 1.1로 감마선이나 X선의 0.85±0.05에 비해 높아 저산소 종양치료에 높은 효과가 있고[32], SOBP (Spread-out Bragg Peak)가 종양보다 깊은 정상조직에 도달되는 선량이 거의 없어 단일 빔조사로 종양에 높은 집적선량을 줄 수 있어 뇌정위방사선 수술에 높은 효과를 보일 수 있다.

하전입자의 에너지손실은 흡수체 원자의 전리와 여기로 일어나다. 에너지손실은 입자 전하 제곱에 비례하고, 입자 속도 제곱에 반비례하여 일어난다. 이는 하전입자가 전자와 충돌을 통해 서서히 운동에너지를 잃게 되고 입자속도가 떨어져 비정의 끝에서 에너지 손실률은 최대가 됨을 의미하게 된다.

하전입자는 다중산란에서 측방퍼짐이 아주 적어 결과적으로 빔의 가장자리가 매우 예리한 선량분포를 보이며, 심부선량분포는 비정이 끝나는 투과 깊이까지 흡수 선량이 증가하는 Bragg peak 현상을 갖고 있다. 따라서 하전입자의 물리적 특성은 방사선 수술에 매우 적합하며, 가장 중요한 점이 에너지에 따라 비정이 유한한 점으로 표적을 지나 정상조직에 영향을 주지 않는다는 것이다.

하전입자의 Bragg-peak 는 좁아서 한 번의 조사로는 임상에 쓸 수 없으나, 두께를 달리한 폴리스틸렌 수지 필터를 회전시켜 SOBP (Spread-out Bragg Peak)를 만들어 Fig. 11과 같이 선량분포의 90% 되는 조절 폭(Modulation width)을 얻게 된다[32].

현재 실험연구과정에 있기는 하나 레이저-양성자 가속(Laser-proton acceleration)은 상대적으로 아주 소형화할 수 있어 가속기지지대에 장착할 수 있는 크기가 될 것으로 예상하기도 한다. Chang 등에 의하면, 레이저에 의한 양성자에너지를 최대 58 MeV까지 이르고 있으나, 출력 선량에 대한 보고는 아직 나와 있지 않은 상태이다[33].

Sengbusch 등은 뇌정위방사선 수술의 깊이와 원호조사의 각도에 따라 필요한 양성자에너지를 구한 결과 단일조사일 때 거의 표적을 모두 포함할 수 있는



**Fig. 11.** Spread-out Bragg peak depth dose distribution and the 90% dose values make a modulation width [32].

에너지는 118 MeV로 나타났으며, 회전조사의 각도가 커질수록 높은 에너지가 필요하였다[34].

#### 요 약

수술이 어려운 AVM을 방사선 수술한 결과 감마나이프와 양성자입자치료기 및 선형가속기의 뇌정위 방사선 수술 성적이 모두 유사한 결과를 가져왔다고 발표되고 있으며[4], 혈관계의 역형성별세포종(anaplastic astrocytoma), 다형성 아교모세포종(glioblastoma multiforme)들은 수술이나 분할 체외조사로 원발부위의 제어가 어려운 병변으로 알려져 있으며, 고선량률 근접조사를 시행하거나 선형가속기 방사선 수술을 시행하고 있다.

뇌정위 방사선 수술 기기로는 코발트-60 감마선원을 이용한 Leksell의 감마나이프와 선형가속기의 정밀한 회전중심 원호조사를 이용한 X-knife, Photon-knife, Dynamic Conversion SRS, 마이크로 다엽콜리메이터를 부착한 Brain Lab과 가속기 X선을 사용하면서도 운동조사법이 기존 체외조사법과 달리 로봇의 팔에 소형 선형가속기를 장착한 다축 Cyberknife와 나선형 CT형 Tomotherapy 기기들이 있다.

Sengbusch 등에 의하면 미국은 2,000여

방사선암치료센터 중 9곳에서 양성자입자치료기가 설치되어 있으며[34], 국내에서도 1대가 설치운영 되고, 곧 한두 대가 더 설립될 것으로 알려졌다.

감마나이프는 기계적 정밀도가 높고, 고정된 선원과 반구형 헬멧 초점의 위치가 고정되어 표적 시술이 쉬우며, 비구형표적인 경우 콜리메이터를 선택해 여러 개의 초점에 감마선을 집속하여 표적과 일체가 되는 선량계획을 수행할 수 있다. 감마나이프는 대개 50%의 등선량분포가 표적을 포함하게 한다. 따라서 콜리메이터의 조합과정에 범위가 겹치는 고선량 부위가 기하학적으로 3차원 표적의 외부에 발생하지 않게 또는 표적 내 "Cold dose area"가 발생하지 않게 하는 것이 중요하다. 감마나이프의 한계점은 원형고정 텅스텐 콜리메이터의 크기와 모양이 정해져 있어 부정형 표적에 대해 단일 빔으로 표적과 같은 모양의 조사 면을 만들지 못하는 점이라 할 수 있다.

선형가속기의 지지체 회전과 치료대의 회전 및 환자 좌대 회전에 근거를 둔 방사선 수술은 회전축의 높은 정밀성으로 1 mm 이내로 조사 면의 중심과 표적의 중심을 일치시킬 수 있으며, AAPM report 54 에서는 2 mm까지 허용하는 권고안을 제시하고 있다.

특히 선형가속기의 초점이 불과 2 mm 이내이며, 에너지가 6, 10, 15 MV 광자선은 심부선량률이 감마선에 비해 높고 측방산란이 적은 점이 있으며 조사면의 확인 및 기록보존이 우수하다. Photon knife 방식이나 다이내믹 조사법은 감마나이프와 같은 패턴의 선량분포를 보이며 높은 집중도로 방사선 수술을 시행할 수 있다. 그러나 다이내믹 조사법의 걸림돌은 앙와위 자세에서 취득한 표적위치와 좌대에 앉은 상태의 해부학적 위치의 동등성 확인에 어려움이 있고 1~2 mm의 간격으로 치명장기가 놓여 있을 때 조사영역 내 있는지 확인이 어렵다. 이에 비해 Photon knife는 환자가 눕거나 우와위로 누운 자세에서 CT 영상을 얻어 표적확인이 이루어지며, 치명 장기를 피해 종다중원호조사와 횡다중원호조사를 적정 배분하고 선량비중을 두어 종양에 높은 선량이 가게 하고 치명 장기는 극히 적은 선량이 주어지게 하며, 입체적 장기와 선량분포의 분석으로 방사선 시술 후 예후를 판정할 수 있게 한다.

마이크로 다엽콜리메이터를 사용하는 SRS시스템은 BEV에 따라 조사 면을 정형하여 종양 일치형 뇌정위방사선 수술이 이루어지므로 회전조사뿐만 아니라 고정조사로 IMRS를 할 수 있다.

방사선 수술기법의 다양성은 선량분포보증과 기계적 오차 확인 및 시술부위의 정확성과 선량계획자료의 전송의 정확성을 근거로 발전하여야 한다[35].

#### **Future Prospect**

뇌정위방사선 수술은 선원의 종류와 선원방출기, 조사방법, 연산법에 의존하게 되므로 첨단과학의 발달과 매우 밀접한 관계에 있다.

중하전입자와 양성자의 선량분포특성이 방사선 수술목적에 매우 적합하여 방사선 수술장비로 매김 될 것으로 예상하지만, 양성자가속을 위한 Cyclotron과 부대시설과 치료대 설치의 비용이 고가이므로 설치기관이 많지 않은 형편이다. 이에 비해 레이저·양성자 가속(Laser-proton acceleration)은 상대적으로 소형화할 수 있어 가속관지지대에 장착할 수 있는 크기면 설치비용이 상대적으로 낮을 것으로 예상하고, 현재 58 MeV까지 실험방출이 이루어진 정도이며, 적정치료 깊이와 관련된 에너지 최적화로 비용절감을 통해 실용적인 양성자치료가 시행되리라 기대된다.

현행 선형가속기는 X band를 통한 소형가속기를 이용해 true beam의 이용과 고속스위칭에 의한 선량제어에 의해 방사선세기 조절의 시간을 현재보다 짧게 하는 기술이 발전할 것이며, 점차 프레임 없는 환자추적에 의한 방사선 조사가 발전할 것으로 예상한다.

이러한 방사선 수술의 발전을 뒷받침하는 것은 정확한 선량분포의 연산과 지속적인 확인 프로그램이 필수적이며 많은 개발이 있을 것으로 예상한다.

#### 참고문헌

1. Leksell L. Stereotactic radiosurgery. J Neurol

Neurosurg Psychiatry 1983;46:797-803.

- Steiner L, Leksell L, Greitz T, Forster DM, Backlund EO. Stereotaxic radiosurgery for cerebral arteriovenous malformations. Report of a case. *Acta Chir Scand* 1972;138:459-64.
- Backlund EO, Rahn T, Sarby B. Treatment of pinealomas by stereotaxic radiation surgery. *Acta Radiol Ther Phys Biol* 1974;13:368-76.
- Alexander E3rd, Loeffler JS. Radiosurgery using a modified linear accelerator. *Neurosurg Clin N Am* 1992;3:167-90.
- Betti OO, Galmarini D, Derechinsky V. Radiosurgery with a linear accelerator. Methodological aspects. *Stereotact Funct Neurosurg* 1991;57:87-98.
- Ahn YC, Kim DY, Choi DR, Huh SJ. Three Methods of Beam Shaping in X Knife-3 Stereotactic Radiotherapy. In: Kondziolka D, editor. *Radiosurgery*. Basel: Karger; 2000. p. 100-6.
- Leksell L. stereotactic method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir Scand* 1951;102:316-9.
- Steiner L. Textbook of Cerebrovascular Surgery. New York: Springer Verlag; 1986.p. 1161-1215.
- Berk HW, Agarwal SK. *Radiosurgery: Baseline and Trends*. New York: Raven Press; 1992. p. 49-61.
- Andrews DW, Suarez O, Goldman HW, Downes MB, Bednarz G, Corn BW, *et al.* Stereotactic radiosurgery and fractionated stereotactic radiotherapy for the treatment of acoustic schwannomas: comparative observations of 125 patients treated at one institution. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;**50**:1265-78.
- Choi TJ, Kim OB. Dose Characteristics of Stereotactic Radiosurgery in High Energy Linear Accelerator Photon Beam. J. *Korean Soc Ther Radio* 1992;10:137-45.
- Lunsford LD, Maitz A, Lindner G. First United States 201 source cobalt-60 gamma unit for radiosurgery. *Appl Neurophysiol* 1987;50:253-6.
- 13. Elekta. Leksell Gamma Knife 4C System Description. Elekta Co., Nov. 2004.

- Lindquist C. Gamma Knife Radiosurgery. Semin Radiat Oncol 1995;5:197-202.
- 15. Choi TJ, Kim OB. Evaluation of the Output Dose of a Linear Accelerator Photon Beams by Using the Ionization Chamber TM31010 Series through TG-51 Protocol to Postal Monitoring Output of RPC for 5 Years. *Korean J Med Phys* 2011;**22**:92-8.
- 16. Schell MC, Bova FJ, Larson DA, Leavitt DD, Lutz WR, Podgorsak EB, et al., Stereotactic Radiosurgery. New York: American Institute of Physics; 1995. AAPM Report No. 54. p. 1-42.
- Andrews DW, Bednarz G, Evans JJ, Downes B. A review of 3 current radiosurgery systems. *Surg Neurol* 2006;66:559-64.
- Kooy HM, Nedzi LA, Loeffler JS, Alexander E, 3rd, Cheng CW, Mannarino EG, *et al.* Treatment planning for stereotactic radiosurgery of intra-cranial lesions. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991;21:683-93.
- Solberg TD, Boedeker KL, Fogg R, Selch MT, DeSalles AA. Dynamic arc radiosurgery field shaping: a comparison with static field conformal and noncoplanar circular arcs. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;49:1481-91.
- Winston KR, Lutz W. Linear accelerator as a neurosurgical tool for stereotactic radiosurgery. *Neurosurgery* 1988;22:454-64.
- Betti OO, Derechinsky VE. Hyperselective encephalic irradiation with linear accelerator. *Acta Neurochir Suppl (Wein)* 1984;33:385-90.
- Colombo F, Benedetti A, Pozza F, Avanzo RC, Marchetti C, Chierego G, *et al.* External stereotactic irradiation by linear accelerator. *Neurosurgery* 1985;**16**:154-60.
- Hartmann GH, Schlegel W, Sturm V, Kober B, Pastyr O, Lorenz WJ. Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at a linear accelerator facility. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1985;11:1185-92.
- 24. Houdek PV, Fayos JV, Van Buren JM, Ginsberg MS. Stereotaxic radiotherapy technique for small

intracranial lesions. Med Phys 1985;12:469-72.

- Podgorsak EB, Olivier A, Pla M, Hazel J, de Lotbiniere A, Pike B. Physical aspects of dynamic stereotactic radiosurgery. *Appl Neurophysiol* 1987;50:263-8.
- Podgorsak EB, Olivier A, Pla M, Lefebvre PY, Hazel J. Dynamic stereotactic radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1988;14:115-26.
- Choi TJ, Kim OB, Choi TJ. A New Approach with Combined Stereotactic Trans-multiarc Beams for Radiosurgery Based on the Linear Accelerator: Photon Knife. *J Korean Soc Ther Radiol* 1996;14:149-58.
- Brown RA. A computerized tomography-computer graphics approach to stereotaxic localization. J Neurosurg 1979;50:715-20.
- Choi TJ, Kim OB, Son EI. Determination of Target Position with BRW Stereotactic Frame in Nonorthgonal CT Scans. *Korean J Med Phys* 1992;3:53-62.
- Choi TJ, Jeung YY, Kim JH, Kim OB, Lee SY, Son EI. Determination of Target Coordinates and Dose Parameters of Trans-multi-arc Beam in Photon Knife System. *Keimyung Med J* 2004;23:24-33.
- 31. Schell MC, Smith V, Larson DA, Wu A, Flickinger JC.

Evaluation of radiosurgery techniques with cumulative dose volume histograms in linac-based stereotactic external beam irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991;**20**:1325-30.

- Kahn FM. Proton Beam Therapy. In: Kahn FM. editor *The Physics of Radiation Therapy*. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2009. p. 515-29.
- 33. Ma CM, Maughan RL. Within the next decade conventional cyclotrons for proton radiotherapy will become obsolete and replaced by far less expensive machines using compact laser systems for the acceleration of the protons. *Med Phys* 2006;**33**:571-3.
- Sengbusch ER, Mackie TR. Maximum kinetic energy considerations in proton stereotactic radiosurgery. J Appl Clin Med Phys 2011;12:3533.
- 35. Siochi RA, Balter P, Bloch CD, Santanam L, Blodgett K, Curran BH, *et al.* A rapid communication from the AAPM Task Group 201: recommendations for the QA of external beam radiotherapy data transfer. AAPM TG 201: quality assurance of external beam radiotherapy data transfer. *J Appl Clin Med Phys* 2011;**12**:3479.