

Methodologic Aspect of LINAC-based Stereotactic Radiosurgery

Tae Jin Choi

Department of Medical Engineering and Physics, Keimyung University School of Medicine, Daegu, Korea

A converging beam is firstly designed for radiosurgery by a neurosurgeon Lars Leksell in 1949 with orthogonal x-rays tube moving through horizontal moving arc to focusing the beam at target center. After 2 decades he composites 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 tumour volume. Linac based techniques include the use of between 4 and 11 non-co-planar arcs and a dynamic rotation technique and use photon beam energies in the range of 6~10 MV. Reviews of the characteristics of several treatment techniques can be found in the literature (Podgorsak 1989, Schell 1991). 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, Non-coplanar arc, Photon knife, mMLC, SRS

서 론

뇌정위 방사선수술(Stereotactic radiosurgery, SRS)은 작은 조사면으로 뇌병변 표적의 중심에 방사선을 집중시켜, 표적에 많은 선량을 주고 병변 주위 정상조직에는 매우 적은 선량이 도달되도록 하여 1회 조사로 수술효과를 이루는 조사법이다.¹⁻³⁾ 같은 방법으로 여러 횡수로 분할선량을 조사하는 경우를 입체방사선조사(Stereotactic radiotherapy, SRT)라고 부른다. 방사선수술 기술의 발달은 영상기술과 컴퓨터 연산기법의 발달에 힘입어 해부학적 장기를 선량분포와 함께 입체적으로 스크린에 출력하여 경계선량의 가시화를 이루었으며 치료예후판정에 중요한 정보를 주게 되었다.

방사선수술을 시행한 부위는 시술부위가 합병증을 일으키

기 쉬운 뇌의 깊은 병변부위를 포함해 혈관계의 역형성별 세포종(astrocytoma), 다형성 아교모세포종(glioblastoma multiforme) 들은 수술이나 분할체외조사로 원발부위의 제어가 어려운 병변으로 알려져 있으며, 병변에 고선량을 근접조사를 시행하거나 방사선수술을 시행 발표하였다.⁴⁾

최근 선형가속기는 마이크로 다엽콜리메이터를 장착하고 표적과 주요장기의 Beam's-eye view를 통해 조사영역내에 내용선량이 낮은 장기를 피해 표적일체형조사(Conformal irradiation)를 시행하고, 치명장기를 피할 수 없는 경우 방사선세기를 조절하여 선택적으로 표적에 원하는 선량을 조사할 수 있게 되었다.^{4,5)}

방사선수술이 효과적으로 이루어지려면, 첫째, 영상의 3차원적 해석과 병변 및 치명주요장기의 구현이 있어야 하며, 둘째 방사선조사의 정확한 위치선정, 셋째 환자의 고정장치 및 콜리메이터 등 하드웨어와 마지막으로 방사선의 정확한 선량분포를 3차원으로 구현하는 소프트웨어가 구비되어야 하고 시술전 선량분포확인인 증명되어야 한다.⁶⁾

저자는 방사선 수술 장비 및 프로그램 개발에 관심을 가지고 1989년부터 1993년까지 Photon Knife 시스템을 개발하

이 논문은 2012년 8월 31일 접수하여 2012년 9월 11일 채택되었음.
 책임저자 : 최태진, (700-712) 대구시 중구 달성로 56
 계명대학교 의과대학 의공학교실
 Tel: 053)250-7666, Fax: 053-250-7984
 E-mail: tjchoi@dsmc.or.kr

여 임상에 적용한 바 있어 이를 토대로 뇌정위 방사선 수술에 관한 특성을 언급하고자 한다.

선형가속기를 이용한 방사선수술

1. 배경

방사선수술은 1949년 스웨덴의 신경외과의 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 방사선수술을 시행 및 발표한 바 있다. 이 장비는 각도를 조절할 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 구조물에 고정하고, 텅스텐 합금체로 된 반구형헬멧에 원형 콜리메이터를 만들어 구의 중심에 방사선이 모이도록 고안 하여 뇌기능장애부위와 뇌동정맥기형(AVMs) 및 크기가 3 cm 이하의 작은 뇌종양의 환부 중심을 방사선 초점에 두고 뇌정위방사선수술을 시행하였다.⁷⁻⁹⁾ 국내에서는 서울중앙병원에서 1990년에 선원 201개가 장착된 감마나이프를 처음 도입 운영되어 왔다. 최근 감마나이프는 3세대와 4세대까지 개량되어 선원이동방식과 3차원영상를 이용하여 복잡한 표적병변의 수술을 할 수 있게 개선되었으며 AVMs, Acoustic neurinoma, meningioma와 모양이 불규칙하고 수 cm 크기의 뇌종양 등의 방사선수술에도 많이 이용되고 있다.¹⁰⁾

국내에서 선형가속기와 환부CT의 3차원선량계획전산프

로그램과 콜리메이터와 표적위치기를 개발한 것은 본원에서 개발한 Photon knife가 처음이다.¹¹⁾

방사선수술장비로는 코발트선원을 사용하는 감마나이프와 선형가속기의 X선을 이용한 방사선수술기구와 중하전입자를 이용한 방사선수술로 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 설치 되어있다.

선형가속기의 X선은 전자를 3,000 MHz의 정주파 전파에 실어 가속관에서 고속으로 가속한 다음 가속관 창을 나와 Bending 마그네트를 지나는 선택된 전자류가 텅스텐타겟에 충돌함으로써 운동에너지가 저지X선으로 변환된 것이며, X선의 에너지는 6 MV, 10 MV 또는 15 MV의 높은 에너지를 방출하게 된다.

방사선수술과정에서 주된 요구는 1) 오차 1 mm 이내의 표적볼륨을 결정하기와 2) 특정질환의 방사선량에 관한 지식과 3) 표적외부 경계의 급격한 선량감쇄가 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 뇌정위방사선수술은 선량검증이 확실하고 기계적오차가 1 mm 이내 셋업이 이루어지므로 상기 요구사항을 충족할 수 있다.^{12,13)} 실제 많은 기관에서 선형가속기를 이용하여 뇌정위방사선수술을 시행하며 발표된 연구가 다양하다.¹⁴⁻¹⁶⁾

Winston과 Lutz¹⁷⁾은 선형가속기의 지지체 회전과 치료대

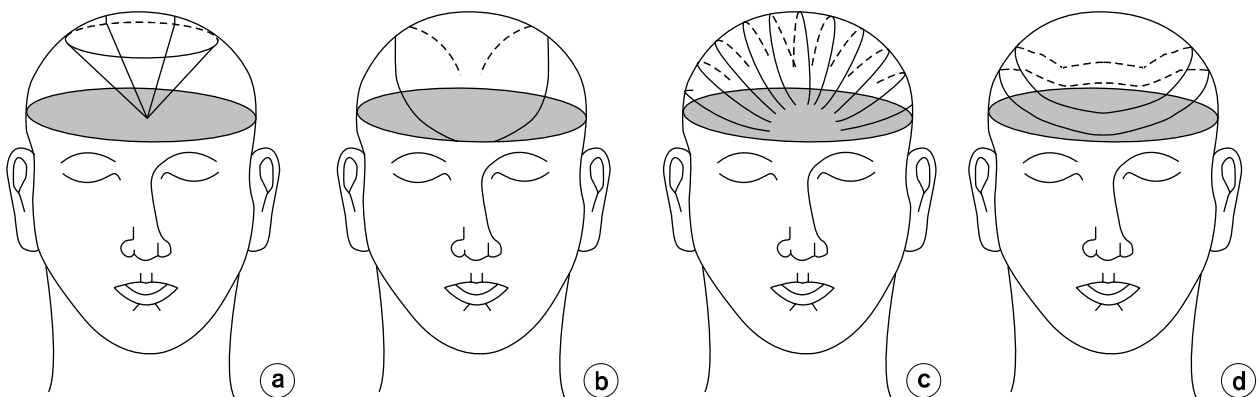


Fig. 1. Showing the pattern of stereotactic moving beams. The dynamic conversing beam (a), dynamic arc conversing beam (b), Non-coplanar multiarcs (c) and combined trans-multiple arc beams (d).

의 회전각을 이용하여 신경외과적 기구로 뇌정위방사선수술을 할 수 있다고 발표한 바 있으며, Betty와 Derechinsky¹⁸⁾와 Colombo 등¹⁹⁾과 Hartmann 등²⁰⁾과 Houdek 등²¹⁾은 선량 Dose-fall off를 개선하기 위해 다중 비공면 집속(multi-plecoplanar conversing) 원호조사를 고안했다.

선형가속기를 이용한 방사선수술은 선형가속관의 형태 및 메카니즘의 차이가 독특한 점으로 구분하면 LINAC 치료기, TOMO 치료기, Cyberknife로 나눌 수 있다.

2. X-ray knife, Photon knife and dynamic conversing beam

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

선형가속기는 가속관과 X선발생 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 정상뇌조직에는 최소한의 선량을 줄 수 있게 된다. 또 선형가속기의 X선은 방사선에너지가 높아 측방산란이 적고 심부에 도달하는 선량률이 높으며, Gantry 회전중심과 Couch 회전중심의 오차가 ±1 mm 이내로 설치되고 성능이 잘 유지 되어 위치오차의 걸림 없이 안정되게 방사선수술에 이용된다.

선형가속기에 의한 방사선수술방법은 크게 두 가지로 나눌 수 있다. 빔의 비공면조사를 얻는 방법으로 환자의 고정 위치를 회전좌대에 부착고정하는 방법과 회전치료대에 부착하는 방법으로 나눌 수 있다.

회전좌대는 환부를 지지체의 회전중심(Isocenter)에 두고 앉은 자세로 고정하고, Gantry를 임의의 각도에 두고 환자를 360도 회전하고 Gantry 각도를 바꾸어 반복하는 방법(Fig. 1a, b)으로 조사하는 방식을 말하고, Fig. 1b는 환자의 좌대와 Gantry가 동시에 회전하여 조사한 궤적을 보여 주고 있다.^{22,23)}

회전치료대에 환자의 두개부의 프레임을 고정해 다중원호조사를 시행하는 궤적은 Fig. 1c와 같다. 환자의 두개부에 링을 핀으로 고정하거나(BRW 정위기구 사용시 침습적 고정) 또는 수성 플라스틱으로 머리를 감싸 고정하는 보조기구를 치료대에 부착해 다중원호조사를 시행한다. Fig. 1d는 저자에 의해 고안 개발된 방사선수술기구인 Photon knife [PKRS]의 비공면원호조사로 다중원호조사

(Multiple non-coplanar arcs)와 다중원호조사(multiple arc combined trans- multiple arcs)를 결합한 궤적을 보여주고 있다.²⁴⁾

치료대의 회전중심에 회전좌대의 회전중심을 일치고정시켜 방사선수술을 시행하는 경우 Isocenter의 오차가 0.2~1.0 mm 이내로 정확히 조사되고 선량분포의 집중화가 감마나이프와 같으면서 선형가속기의 장점인 높은 선량경사도를 가질 수 있으나, 병변 진단 또는 표적의 수술영상 취득시의 환자 자세가 다른 점이 있다. 반면, Photon knife는 영상취득시나 시술시 환자의 자세가 동일하면서 회전원호조사를 종횡으로 선택할 수 있는 잇점이 있어 표적병변과 치명장기의 위치에 따라 적절히 선택할 수 있다. 물론 다중원호조사는 환자를 정확히 90도로 우측와위의 자세를 취하는 회전기구에 환부를 고정하고 Gantry는 다중원호조사를 함으로써 다중원호조사 효과를 갖게된다.

PKRS는 선량분포의 집중은 다중원호조사의 집중조사에 비해 집중도가 높고 감마나이프의 선량분포 모양을 재현하면서 보다 높은 경사도를 가질 수 있는 잇점이 있다.

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

현재 세계적으로 널리 사용되고 있는 방사선수술장치의 비교는 Table 1과 같다.¹⁴⁾

3. 표적위치결정

방사선수술의 표적은 주로 CT영상을 통해 얻어지거나 또는 뇌혈관촬영을 통해 표적을 정할 수 있다. 특히 표적과 주위 치명장기의 구조적 위치와 빔의 방향결정이 선량분포 모양에 영향을 주게 되므로 CT영상은 필수적이다. 이에 표적을 3차원적으로 계산하는 방법으로는 일찍 Brown-Robert-Well이 개발한 CT뇌정위표적기(Sterotactic CT Localizer) 기구에 의한 표적결정을 소개한다.

선형가속기를 이용한 위치결정 좌표계는 환자의 Supine 위치에서 두개부의 표적을 중심으로 좌측 측두엽을 +X, 정수리를 +Y 그리고 안면 측을 +Z로 정하기도 한다. 이 경우 CT환자대의 이동방향은 머리방향이 Y축이 되며, TP (Tabel position) 또는 SP (scan position) 으로 나타난다.

BRW 뇌정위표적기는 상하 알미늄 링 사이에 9개의 알미늄막대가 3개씩 역N자 모양으로 고정되어 있어 스캔시 측면에서 수평 3개의 점과 60도 각으로 좌우에 각각 3개씩의 점이 나타난다.

Fig. 2와 같이 막대의 폭 W이 140 mm, 높이 H가 189 mm

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

Features/unit	Gamma knife ^{a)}	BrainLab ^{b)}	CyberKnife
Photon source	Gamma ray	6,15 MV x-ray	x-band/6 MV
Output (monitor units)/variable	~3.5 Gy/min, at installation	100~900 MU/min, yes	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 dose across beam profile	No/inhomogeneous 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 circular arc rotation Static segmented fields (IMRS/IMRT)	Isocentric and nonisocentric circular rotation
Extracranial treatment	No	Yes	Yes
Complex target method	Multiple shots High conformality Low homogeneity Less efficiency	IMRT/IMRS/dynamic arc High conformality High homogeneity Highest efficiency	Nonisocentric High conformality High homogeneity 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 Automated treatment planning Automatic positioning system Plan comparisons	Image fusion Automated treatment planning Arc and intensity modulation Forward and reverse planning	Image fusion Automated treatment planning Nonisocentric treatment planning Forward and reverse planning
Advantages	Ideal for functional lesioning Minimal preventive maintenance Simple quality assurance	Versatility (SRS, IMRS) Efficient, single isocenter solutions Most dose homogeneity Fractionation Extracranial targets	Versatility (isocentric vs nonisocentric) Higher daily patient volumes Infinite source of photons Fractionation Extracranial targets
Misadvantages	Cobalt reload Cobalt decay a dose rate variable Geometric constraints of fixed frame application	More preventive maintenance More quality assurance High output required for IMRS/IMRT	More preventive maintenance More quality assurance Longer treatment times with lower output

^{a)} and ^{b)} are quotation from reference (14).

이며, 아래 링판에는 베이스링의 소켓에 꼭 끼이는 볼이 부착되어 있다. CT 스캔영상에 나타나는 3개의 절편 점의 위치가 P2 (X2,Y2,Z2), P5 (X5,Y5,Z5), P8 (X8,Y8,Z8)라면 절편의 Yn은

$$\begin{aligned}
 X2 &= W((g2/G_{13})\cos60 - 1) & Y2 &= (g2/G_{13})H & Z2 &= (g2/G_{13})W \cdot \sin60 \\
 X5 &= W\{1 - (1 - (g5/G_{46})\cos60)\} & Y5 &= (g5/G_{46})H & Z5 &= [1 - (g5/G_{46})]W \cdot \sin60 \\
 X8 &= W\{[1/2] - (g8/G_{79})\} & Y8 &= (g8/G_{79})H & Z8 &= -W \cdot \cos30
 \end{aligned}$$

(1)

로부터 구한다.^{25,26)}

여기서 Xn과 Zn은 표적이 있는 단면상에서 나타난 막대의 단면좌표를 직접 읽을 수 있으며, Y1은 N1과 N3의 교점간 거리(G₁₃)에 대한 N1과 N2 교점의 거리의 비(g₂)이며, 나머지 두 절편 Y5, Y8도 같은 방법으로 구한다.

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

표적의 중심의 입체위치가 결정되면 Y는 베이스프레임의 원점에서 두정부쪽으로 떨어진 절편거리로 나타난다.

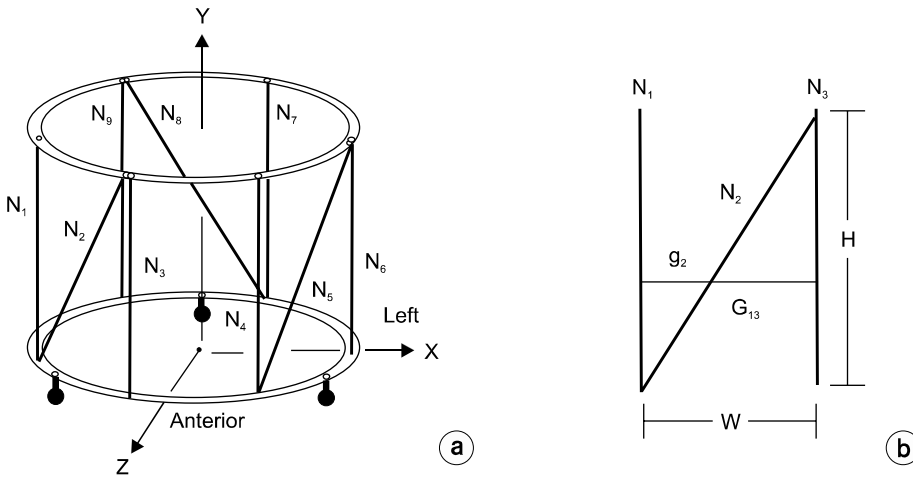


Fig. 2. Schematic drawing of nine rods of BRW CT localizer (a) and determining the y position of target by CT scan (b).

표적의 3차원 위치가 결정되면, BRW표적기를 고정했던 환부 베이스 링의 볼소켓에 선형가속기의 위치기 Positioner를 장착하여 고정한다. 이 빔 위치기구에는 환부의 양측면과 정면에 각각 환부의 위치를 표시할 수 있으며 BRW의 표적위치와 일치하는 값을 취한다.

PKRS에서는 CT 표적기의 스캔 시 환부의 수평과 수직 Orthogonal 스캔이 되지 않는 경우 좌표회전변환을 이용해 3차원 위치교정을 자동으로 시행되도록 한다.²⁶⁾

4. 입체선량계산

선형가속기에 의한 입체선량은 표적과 주위 치명장기에 도달하는 선량계획을 통해서 이루어진다. 선원고정이 된 감마나이프에 비해 선형가속기빔의 회전원호조사와 치료대의 회전에 의해 만들어지는 선속계획에 따라 집중된 선량분포의 모양이 다르고, 수정체나 시신경, 교차시각, 연수 등의 장기에 도달되는 선량을 알 수 없으므로 전산화된 방사선수술선량계획이 뒷받침되지 않고서는 기하학적 입체구조의 선량분포를 파악하기 힘들게 된다.

선형가속기에 근거한 방사선수술은 환자를 고정된 치료대를 회전한 다음, 선형가속기의 지지체를 여러 번 상하로 회전하여 종적으로 다중원호조사빔(Multi-arc Beam)을 갖는 방법과 환자를 우와위로 누고 지지체를 상하로 아크조사함으로써 환부에 횡다중원호빔(Trans-Multi-arc Beam)을 사용하여 환부에 고집적된 선량분포를 얻는다(Fig. 1c, d).

환부에 도달되는 방사선 선량은 병소를 중심으로 지정된 격자(Matrix)에 도달되는 회전조사에 의한 선량을 이산적으로 누적하여 나타낸다.

방사선 통로상의 임의의 점에 도달되는 선량은 펜텀을

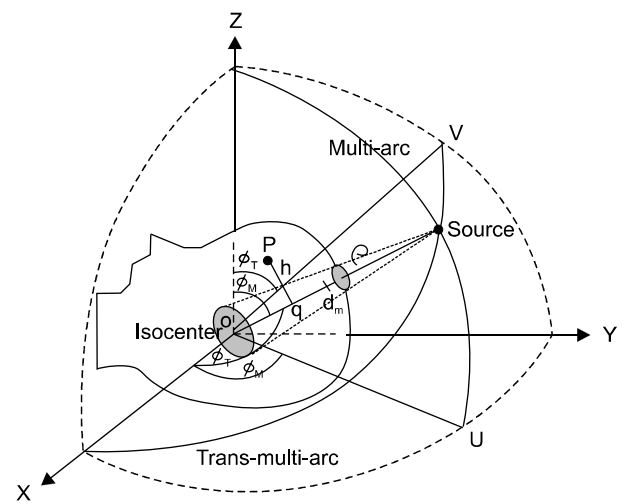


Fig. 3. Schematic diagram of the coordinates in PKRS.

이용한 필름선량계, Pin-Point 전리함과 다이오드전리함, 열형광선량계를 사용한 실험값을 이용한다. 한편 다엽콜리메이터를 사용하는 경우 조사영역의 크기가 다르고 중심축과 개방면의 가장자리까지 간격이 일정하지 않으므로 커널빔을 컨볼루션해서 격자배열(matrix array)점의 흡수선량을 얻는다. 빔의 입사축과 격자배열점간 거리가 콜리메이터에 의해 가려져서도 일정 off-axis의 위치에 도달되는 선량을 합성하게 되므로 off-axis의 거리와 깊이에 따라 컨볼루션 값을 적용하게 된다.

Fig. 3는 환부의 중심을 향해 gantry의 위치와 환자축의 위치에 따라 입사점의 거리를 구할 때 필요한 방위각과 천정각에 대해 다중원호조사와 횡다중원호조사의 방위각환산을 보여준다.

다중원호조사는 선원이 XY면의 X축에서 이루는 각 Φ_M 이 치료대의 회전각으로 얻게 되며, Z축에서 회전하는 각은 Gantry의 천정각으로 얻는다.

횡다중 원호선속에 의한 선량을 평가하는 경우 격자행렬(Matrix)의 회전과 반전을 반복하기보다 θ_T 와 Φ_T 에 의해 결정되는 선원위치와 일치하는 Multi-arc 빔의 θ_M 과 Φ_M 으로 변환한다.

횡다중 원호조사의 위치는 y축을 중심으로 $\frac{\pi}{2}$ 회전한 것과 동일한 효과를 갖도록 θ_T , Φ_T 를 지정하고 θ_M , Φ_M 을 구하면 다음과 같이 구할 수 있다.²⁷⁾

$$\theta_M = \cos^{-1}(\sin\theta_T \cos\Phi_T) \quad (2)$$

를 구할 수 있고, x 성분의 좌표로부터

$$\Phi_M = \cos^{-1}\left(\frac{\sin\theta_T}{\cos\theta_M}\right) \quad (3)$$

을 구할 수 있다.

5. 입사선의 깊이 결정

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

피부입사면은 전산화단층영상의 단면에 나타난 TP (Table Position) 값을 y 축으로 두고, 단면 영상의 좌표계를 X축과 Z축으로 구분한다. 저장되어 있는 영상 메모리의 차원은 Image (nn, X, TP, Z)와 같고, nn은 영상 수를 나타낸다.

피부윤곽에서 격자점까지 깊이는 영상화자대의 이동으로

얻어진 스캔영상은 Y축의 값을 가지므로 임의의 두 체운곽이 주어지고 각 윤곽의 두 점을 서로 이으면 임의의 체표면을 갖게 되며, 선원과 회전중심간 피부면을 지나는 선속교점은 면벡터와 선속 벡터와 곱으로 얻는다. 깊이는 회전중심을 원점으로 두고 선원과 회전중심간 피부면의 교점을 회전중심좌표계로 변환한 경우 거리는

$$d = \sqrt{(x^2 + Y^2 + Z^2)^{1/2}} \quad (4)$$

이 된다.

6. 표적위치기(Target Positioner)

환부의 표적중심을 치료위치에 결정한 다음 방사선수술이 시행되기 전 셋업의 오류를 피하기 위해 반드시 확인영상을 얻어 계산된 위치와 치료위치가 일치하는지를 점검할 필요가 있다.

방사선 선속과 표적 위치기의 좌표축에 부착되어 있는 아들자에 표시된 십자선과 측방 레이저 빔을 일치시켜 환부위치를 입체적으로 쉽게 설치할 수 있게 하며, 환부에 여러 개의 표적이 있을 때도 Base Ring의 중앙을 원점으로 해서 지정위치만큼 아들자를 이동해서 동일한 방법으로 시행하거나, 표적위치점을 프린트한 후 각 입사면에 해당되는 표지를 부착하여 입사점에 맞출 수 있다(Fig. 4).

단일병변의 다중조사위치 결정은 표적위치가 다르게 설정되므로 조사 확인도 배로 증가된다. 다중조사위치결정은 CT 영상의 표적윤곽을 작성후 측면과 관상면 및 시상면에 윤곽을 투사하여 Beam's eye view의 표적을 구현한 후, 한



Fig. 4. Target positioner in LINAC based radiosurgery (Brain-Lab).

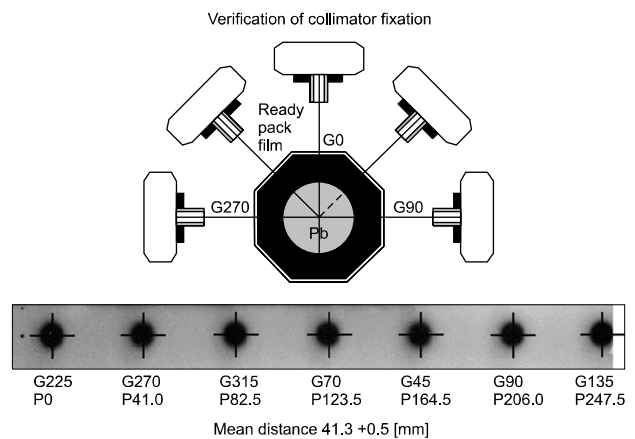


Fig. 5. Verification on Beam alignment with fixation of collimator holder. The G0 represents 0 degree, G90 for 90 degrees and G270 for indication of right and left lateral indications of the gantry movement angle. The evaluated point (P) distance in mm was obtained from the exposed film.

측면에서 표적의 중심을 잡게 되면, 나머지 다른 측면에서 콜리메이터의 범위가 자동으로 묘사되어 다중초점을 결정하기 용이하게 할 수 있다.¹¹⁾

7. 콜리메이터 입사점 확인

방사선수술의 조사면적은 다엽 콜리메이터와 원형조사면을 이용하는 경우가 있다. 특히 보조 콜리메이터를 사용하는 경우는 대부분 1차 콜리메이터의 조사면이 보조 콜리메이터 차폐면적을 결코 초과해서는 안되며, 운동조사 시

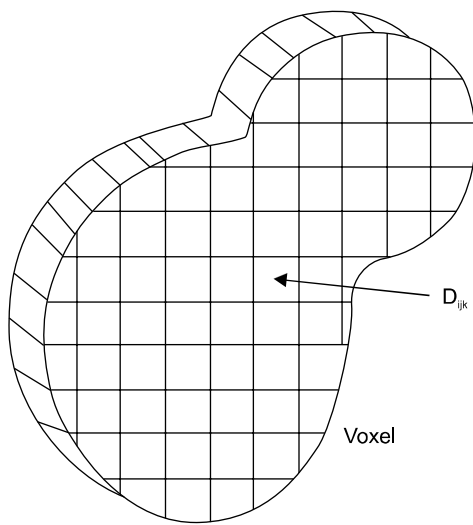


Fig. 6. Showing the voxels and its absorbed dose (D_{ijk}).

보조 콜리메이터의 이동우려가 생기지 않도록 해야 한다. 회전 중 보조콜리메이터의 이동오차는 선원-필름간 거리 (Source-Film Distance, SFD)는 95 cm에 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. 5).

8. 선량-용적-히스토그램 Dose-Volume Histogram

환부에 조사된 방사선량분포를 나타내는 등선량곡선은 표적내 균등선량과 과선량점 및 저선량점의 선량분포를 알 수 있으며, 표면선량때는 3차원 해부학적 위치와 선량분포를 분석하기 위해 사용된다. 특히 조사면을 조각내어 방사선을 조사하는 세기조절조사에서는 표적 외에 OAR의 장기를 지정하므로 각 장기의 선량-용적의 정보가 방사선수술계획 분석에 중요한 역할을 한다.

선량-용적 히스토그램은 Fig. 6과 같이 볼륨셀 V의 선량을 D_(i,j,k)라 하고, 중심선량 D_{iso}라 하면 선량백분률 (D_p)은 D_(i,j,k)×100/D_{iso}이 된다. 지정된 D_p의 볼륨 V_{Dp}는 다음 식 5와 같이 얻을 수 있으며,

$$V_{Dp} = \sum_{D_p \leq D_{i,j,k}} V_{D(i,j,k)} \quad (5)$$

선량-용적 히스토그램은 횡축을 선량(Gy), 종축에 볼륨을

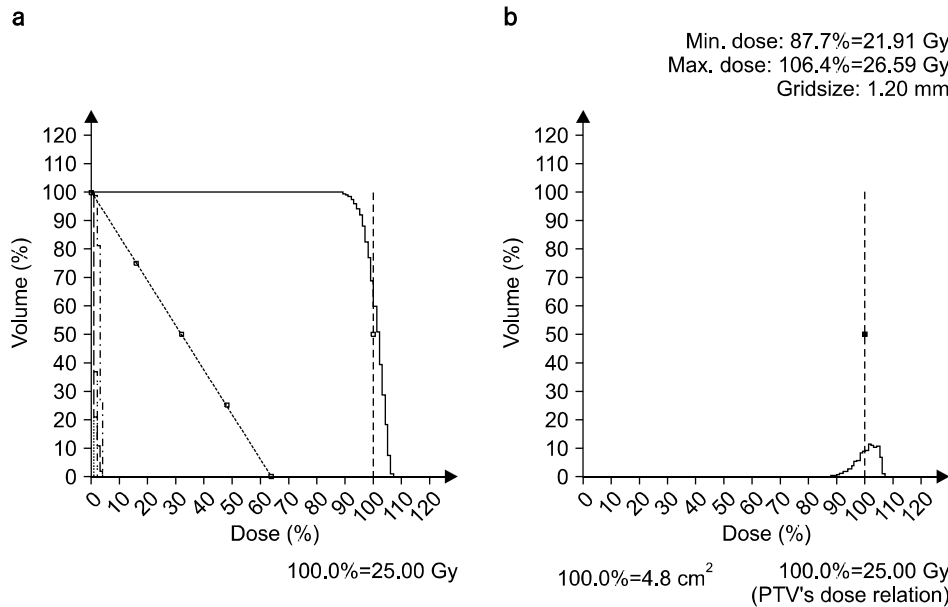


Fig. 7. Showing the cumulated DVHs of target and normal OARs (a) and differential DVH of target only (b).

언어 Fig. 7a와 같이 나타낸다. DVH는 CTV (Clinical target volume)와 각 OAR (Organ at risk)마다 히스토그램을 보여 줄 수 있으며, 각 장기마다 허용된 선량에 대해 과도한 선량을 받는 볼륨이 있는지 확인할 수 있게 된다. 한편 미분 선량-용적 히스토그램은 지정선량의 범위의 용적이 얼마인가를 식 6과 같이 알 수 있다.

$$V_{D_p} = \sum_{D_p - \Delta p < D_{i,j,k} \leq D_p + \Delta p} V_{D(i,j,k)} \quad (6)$$

Fig. 7b는 $D_p \pm \Delta p$ 사이에 있는 볼륨셀을 나타낸다.

Fig. 7의 DVH는 표적내 가장 높은 선량이 107%이고, 표적선량(100%=25.00 Gy)이 65%를 차지하며, 표적을 다 포함하는 선량은 90%임을 보여준다.

DVH에서 100% 선량보다 큰 선량에서 나타나는 볼륨(%)만큼 ‘Hot spot’이 됨을 의미하며, 볼륨 100%가 되는 선량이 처방선량에 근접할수록 표적내 균등한 선량이 주어지는 것을 알 수 있다. DVH의 정보는 선택한 arc 수, 조사영역 크기, 빔하중, IMRS 간 차이를 비교하여 각 선량별 분포를 비교 검증하게 되어 가장 최선의 치료법을 선택할 있게 해

준다.²⁸⁾

9. 마이크로 다엽콜리메이터 Multi-leaf collimator: Brain Lab

선형가속기를 이용한 방사선수술시 표적모양과 일치하는 선량분포는 가속기의 콜리메이터와 별도의 교체가능한 원주형 보조콜리메이터를 부착하여 표적병변의 크기에 따라 5~40 mm 사이의 적합한 보조콜리메이터를 조합하여 얻는다. 최근에는 컴퓨터로 제어하는 마이크로 다엽콜리메이터를 부착하여 임의의 각도에서 BEV상에 나타난 표적모양과 일치하는 방사선빔으로 집중조사하는 시스템이 개발되었으며 다엽콜리메이터는 재질이 텅스텐이며, MLC의 두께는 6 cm이고 폭은 3.0 mm이다. 다엽콜리메이터는 표적모양에 따른 조사면을 얻어 방사선수술을 하는 조사법외에도 표적조사면내 치명장기가 포함되어 있는 경우, 컴퓨터 제어에 의한 다엽콜리메이터를 이용하여 조사면내 비균등한 플루언스(선속류)를 유도한 여러 개의 빔을 표적에 조사하여 표적에 높은 선량을 주고 주위 정상조직에는 지정된 낮은 선량이 도달되게 하는 방사선세기를 변조한 IMRS 방

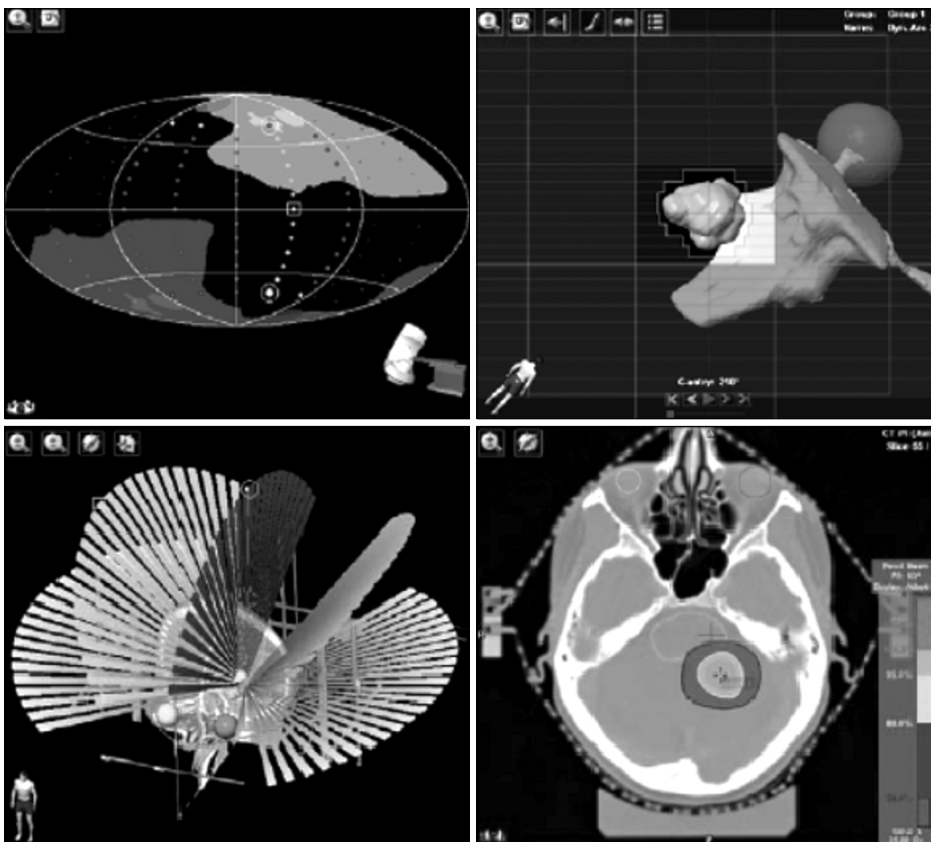


Fig. 8. Collimation for Target Beam's eye view of angle (upper left) and its mMLC fitted (upper right), and 5 multiarcs (lower left) and its dose distributions in Brain Lab.

법으로 조사에 큰주요한 역할을 하고 있다.

IMRS 선량계획에는 표적과 OAR에 도달되는 선량을 미리 정하고, 여러 방향의 각 조사면내에서 작은 구간에 입사되는 빔의 플루언스와 선량비중을 결정하여 목표선량에 도달하게 한다. 이 방법에는 분석적 방법과 반복 연산법이 있다. 분석적 방법은 수학적 Backprojection 기법을 사용하여 원하는 환부의 선량을 만들 수 있는 입사빔의 강도곡선을 생성하기 위해 빔의 기하학적 조사면에 투영시키는 방법이다. 한편, 반복연산법은 환부의 많은 점선량을 구한 후 목표선량에서 벗어난 크기를 아래와 같이 Cost 함수로 얻으며, 임의로 주어진 반복회수(n)만큼 조사면의 선속살(Beamlet)의 비중을 변화시켜 Cost함수 값(Cn)이 최소가 되는 입사강도를 얻는 최적화 방법이다.

$$Cn = \left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N W(\vec{r}) (D_0(\vec{r}) - D_n(\vec{r}))^2 \right]^{0.5} \quad (7)$$

여기서 $W(\vec{r})$ 은 다른 조직에 매겨진 Cost에 기여한 비중계수, $D_0(\vec{r})$ 는 환부내 점 r에 정한 선량, $D_n(\vec{r})$ 는 점 r에 계산된 선량을 의미하고, 이산적분은 N개의 모든 선량점에 대해 원하는 목표선량에서 이탈된 양을 의미한다.

다엽콜리메이터를 사용해 방사선수술을 시행한 Schwannoma (acoustic neurinoma) 경우 5개의 mMLC arc 조사를 시행한 선량분포는 Fig. 8과 같다.

요 약

수술이 어려운 AVM을 방사선수술한 결과 감마나이프와 양성자입자치료기 및 선형가속기의 뇌정위 방사선수술 성적이 모두 유사한 결과를 가져왔다고 발표되고 있으며,⁴⁾ 혈관계의 역형성별세포종(astrocytoma), 다형성 아교모세포종 (glioblastoma multiforme) 들은 수술이나 분할체외조사로 원발부위의 제어가 어려운 병변으로 알려져 있으며, 고선량률 근접조사를 시행하거나 선형가속기 방사선수술을 시행하고 있다.

뇌정위방사선수술기기로는 코발트-60 감마선원을 이용한 Lars Leksell의 감마나이프와 선형가속기의 정밀한 isocenter 원호조사를 X-knife, Photon-knife, Dynamic Conversion SRS, 마이크로 MLC를 부착한 Brain Lab과 가속기 X선을 사용하면서도 운동조사법이 기존 체외조사법과 달리 로봇의 팔에 좁은 조사빔의 선형가속기를 장착하여 다축 Cyberknife와 나선형 CT형 Tomotherapy 기기들이 있다.

Sengbusch와 Meckie 등에 의하면 미국의 경우 2,000여 방사선암치료센터중 9곳에서 양성자입자치료기가 설치되어

있으며,²⁹⁾ 국내에서도 1대가 설치운영 되고, 한 두 대가 더 설립될 것으로 알려져 있다.

감마나이프는 기계적 정밀도가 높고, 고정된 선원과 반구형헬멧의 초점의 위치가 고정되어 표적 시술이 용이하며, 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 “Hot dose area” 부위가 기하학적으로 3차원 표적의 외부에 발생하지 않게 또는 표적내 “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 조사면을 만들지 못하는 점이라 할 수 있다.

선형가속기의 지지체 회전과 치료대의 회전 및 환자좌대 회전에 근거를 둔 방사선수술은 회전축의 높은 정밀성으로 ±1 mm 이내로 조사면의 중심과 표적의 중심을 일치시킬 수 있으며, AAPM report 54에서는 ±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 방사선수술을 시행할 수 있다. 그러나 다이내믹 조사법의 걸림돌은 supine 자세에서 취득한 표적위치와 좌대에 앉은 상태의 해부학적 위치의 동등성 확인에 어려움이 있고 1~2 mm의 간격으로 치명장기가 놓여 있을 때 조사영역내 있는지 확인이 어렵다. 이에 비해 Photon knife는 환자가 눕거나 우와위로 누운 자세에서 CT영상을 얻어 표적확인 이루어지며, 치명장기를 피해 종다중원호조사와 횡다중원호조사를 적정 배분하고 선량비중을 두어 종양에 높은 선량이 가계하고 치명장기는 극히 적은 선량이 주어지게 하며, 입체적 장기와 선량분포의 분석으로 방사선시술 후 예후를 판정할 수 있게 한다.

마이크로 다엽콜리메이터를 사용하는 SRS시스템은 BEV에 따라 조사면을 정형하여 종양일치형 뇌정위방사선수술이 이루어지므로 회전조사뿐만 아니라 고정조사로 IMRS를 할 수 있다.

방사선수술기법의 다양성은 선량분포보증과 기계적 오차확인 및 시술부위의 정확성과 선량계획자료의 전송의 정확성을 근거로 발전하여야 한다.³⁰⁾

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

중하전입자와 양성자의 선량분포특성이 방사선수술목적에 매우 적합하여 방사선수술장비로 매김될 것으로 예상되지만, 양성자가속을 위한 Cyclotron과 부대시설과 치료대설치의 비용이 워낙 고가이므로 설치기관이 많지 않은 형편이다. 이에 비해 레이저-양성자 가속(Laser-proton acceleration)은 상대적으로 아주 소형화할 수 있어 가속관지지대에 장착할 수 있는 크기인 경우 설치비용이 상대적으로 낮을 것으로 예상되며, 현재 58 MeV까지 실험방출이 이루어진 정도이며, 적정치료깊이와 관련된 에너지최적화로 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, 점차적으로 프레임 없는 환자추적에 의한 방사선조사가 발전할 것으로 예상된다.

이러한 방사선수술의 발전을 뒷받침하는 것은 정확한 선량분포의 연산과 지속적인 확인프로그램이 필수적이며 많은 개발이 있을 것으로 예상된다.

참 고 문 헌

1. **Leksell L**: Stereotactic radiosurgery. *J Neurosurg Psychiatr* 46:797-803 (1983)
2. **Steiner L, Leksell L**: Stereotactic radiosurgery for cerebral arteriovenous malformations: Report of a case. *Acta Chir Scand* 138:459 (1972)
3. **Backlund EO, Rahn T, Sarby B**: Treatment of pinealomas by stereotactic radiation surgery. *Acta Radiol Ther Phys Biol (Stockh.)* 13:368-376 (1974)
4. **Alexander III E, Loeffler JS**: Radiosurgery using a modified linear accelerator. *Neurosurg Clin N Am* 3(1):167-190 (1992)
5. **Betti OO, Galmarini D, Derechinsky V**: Radiosurgery with a linear accelerator. Methodological aspects. *Stereotact Funct Neurosurg* 57:87-98 (1991)
6. **Ahn YC, Kim DY, Choi DR, Huh SJ**: Three Methods of Beam Shaping in X Knife-3 Stereotactic Radiotherapy. *Radiosurgery Basel Karger* 3:100-106 (2000)
7. **Leksell L**: *The stereotactic method and radiosurgery of the brain*. *Acta Chir Scand* 102:316-319 (1951)
8. **Steiner L**: *Textbook of Cerebrovascular Surgery*. 4th ed, Springer Verlag, New York (1986) pp. 1161-1215
9. **Berk HW, Agarwal SK**: *Radiosurgery: Baseline and Trends*. Raven Press, Ltd. : Ladislau Steiner, New York (1992) pp. 49-61
10. **Andrews DW, Suarez O, Goldman HW, 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* 50:1265-1278 (2001)
11. **Choi TJ, Kim OB**: Dose characteristics of stereotactic radiosurgery in high energy linear accelerator photon beam. *J Korean Soc Ther Radiol* 10:137-145 (1992)
12. **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. *KJMP* 22(2):92-98 (2011)
13. **AAPM REPORT NO.54**: Stereotactic radiosurgery. *AAPM* 1-42 (1995)
14. **Andrews DW, Bednarz G, Evans JJ, Downes B**: A review of 3 current radiosurgery systems. *Surgical Neurology* 66:559-564 (2006)
15. **Kooy HM, Nedzi LA, Loeffler JS, et al**: Treatment planning for stereotactic radiosurgery of intra-cranial lesions. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 21:683-693 (1991)
16. **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* 49:1481-1491 (2001)
17. **Winston KR, Lutz W**: Linear accelerator as a neurosurgical tool for stereotactic radiosurgery. *Neurosurgery* 22:454-464 (1988)
18. **Betti OO, Derechinsky VE**: Hyperselective encephalic irradiation with linear accelerator. *Acta Neurochir Suppl (Wein)* 33:385-390 (1984)
19. **Colombo F, Benedetti A, Pozza F, et al**: External stereotactic irradiation by linear accelerator. *Neurosurgery* 16:154-160 (1985)
20. **Hartmann GH, Schlegel W, Sturm V, et al**: Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at a linear accelerator facility. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 11:1185-1192 (1985)
21. **Houdek PV, Fayos JVM, Van Buren JM, et al**: Stereotactic radiotherapy technique for small intracranial lesions. *Med Phys* 12:469-472 (1985)
22. **Podgosak EB, Olivier A, Pla M, et al**: Physical aspects of dynamic stereotactic radiosurgery. *Applied Neurophysiology* 50:263-268 (1987)
23. **Podgosak EB, Olivier A, Pla M, et al**: Dynamic Stereotactic radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 14:112-125 (1988)
24. **Choi TJ, Kim JH, Kim OB**: A new approach with combined stereotactic trans-multiarc beams for radiosurgery based on the linear accelerator: photon knife. *J Korean Soc Ther Radiol* 14(2):149-158 (1995)
25. **Brown RA**: A computerized tomography-computer graphics approach to stereotactic localization. *J Neurosurg* 50:715-720 (1979)
26. **Choi TJ, Kim OB, Son EI**: Determination of Target Position with BRW Stereotactic Frame in Non-orthogonal CT Scans. *KJMP* 3(1):53-62 (1992)
27. **Choi TJ, Jeung YY, Kim JH, et al**: Determination of target coordinates and dose parameters of trans-multi-arc beam in photon knife system. *Keimyung Med J* 23(1):24-33 (2004)

28. 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* 20:1325-1330 (1991)
29. Sengbusch ER, Mackie TR: Maximum kinetic energy considerations in proton stereotactic radiosurgery. *J Appl Clin Med Phys* 12:3533 (2011)
30. Siocchi RA, Balter P, Charles DB, et al: A rapid communication from the AAPM TG 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* 12(1):170-181 (2011)

선형가속기 기반 뇌정위 방사선 수술기법

계명대학교 의과대학 의공학교실

최태진

Leksell은 뇌동정맥기형종의 중심에 280 kVp 관전압 방사선빔을 집속하는 방법으로 방사선수술법을 고안 시술한 바 있으며, 이 후 코발트-60 감마 선원 201개의 선속이 헬멧콜리메터를 지나 구의 중심에 초점을 이루게 한 감마나이프를 개발하여 표적병변에 높은 선량을 주어 비침습적으로 수술효과를 얻었다. 선형가속기는 높은 선량률과 1 mm 이내의 갠트리회전중심과 안정된 치료대회전 및 선량성능검증효과와 획기적으로 발전된 3차원선량계획 전산화에 힘입어 정밀하고 높은 정확성에 바탕을 둔 비공면계적으로 방사선을 환부에 집속할 수 있어, 병변 주위의 정상조직에는 낮은 선량이 도달하고 병변에 높은 선량을 줄 수 있는 뇌정위방사선수술에 이용할 수 있게 되었다. 특히 Photon Knife는 환자의 체축을 이용하여 선속이 환부를 중심으로 종횡의 비공면계적을 이루게 하여 치료선량분포에서 90%와 50% 선량폭을 2~3 mm 까지 좁힐 수 있는 기법을 보였다. 최근 선형가속기의 방사선수술은 2.5~3 mm 폭의 초박형 다엽콜리메터를 이용한 세기조절에 의한 시술이 늘어나는 경향이며, 종전의 종양의 크기에 따른 제한을 넘어 3 cm 이상의 종양에도 시행되고 있다. 뇌정위방사선수술은 선량모델을 뒷받침하는 마이크로 선량계측 및 평가와 성능보증이 필수적이며 선량분포의 경사도를 높이는 기법이 지속적으로 연구되어야 한다. 특히 초박형다엽콜리메터를 이용한 방사선수술은 다엽콜리메터 요철(Tongue and groove)에 의해 일어나는 표적내 선량저하 부위를 평가하고 균등한 표적선량이 이루어지도록 하며, 마이크로 분해능을 가진 선량검증 방법이 앞으로 더욱 발전할 것으로 보인다.

중심단어: 감마나이프, 비공면계적, Photon Knife, mMLC, SRS