

Stereotactic Radiosurgery를 위한 소형 조사면의 선량측정

연세대학교 의과대학 치료방사선학교실, 신경외과학교실*

추성실 · 서창욱 · 노준규 · 정상섭*

Treatment Planning and Dosimetry of Small Radiation Fields for Stereotactic Radiosurgery

Sung Sil Chu, Ph.D., Chang Ok Suh, M.D., John J.K. Loh, M.D.
and Sang Sup Chung, M.D.*

Department of Radiation Oncology, Neurosurgery*, Yonsei University College of Medicine,
Yonsei Cancer Center, Seoul, Korea

The treatment planning and dosimetry of small fields for stereotactic radiosurgery with 10 MV x-ray isocentrically mounted linear accelerator is presented. Special consideration in this study was given to the variation of absorbed dose with field size, the central axis percent depth doses and the combined moving beam dose distributon. The collimator scatter correction factors of small fields (1×1~3×3 cm²) were measured with ion chamber at a target chamber distance of 300cm where the projected fields were larger than the polystyrene buildup caps and it was calibrated with the tissue equivalent solid state detectors of small size (TLD, PLD, ESR and semiconductors).

The central axis percent depth doses for 1×1 and 3×3 cm² fields could be derived with the same acuracy by interpolating between measured values for larger fields and calculated zero area data, and it was also calibrated with semiconductor detectors. The agreement between experimental and calculated data was found to be under±2% within the fields. The three dimensional dose planning of stereotactic focusing irradiation on small size tumor regions was performed with dose planning computer system (Therac 2300) and was verified with film dosimetry. The more the number of strips and the wider the angle of arc rotation, the larger were the dose delivered on tumor and the less the dose to surrounding the normal tissues.

The circular cone, we designed, improves the alignment, minimizes the penumbra of the beam and formats ball shape of treatment area without stellate patterns. These dosimetric techniques can provide adequate physics background for stereotactic radiosurgery with small radiation fields and 10 MV x-ray beam.

Key Words: Small field, Circular cone, Stereotactic radiosurgery, Scatter correction factors, Tissue maximum ratio, Percent depth dose

서 론

뇌속에 위치하고 있는 뇌종양에 대하여 방사선을 집중 조사함으로써 실제 수술로서 병소를 절제하는 것과 같은 효과를 얻을 수 있다는 방사선절제술(Radiosurgery)의 개념이 1950년경부터 도입되어 왔다^{1,2,3)}. 이 방사선 수술방법의 큰 장점은 두개골과 주위 뇌조직에 손상을 주지않고 병소에만 다량의 방사선을 조사하여 기존의 방사선치료에서 볼 수 있었던 부작용을 극소

화시키고 일회조사로 모든 치료를 끝낼 수 있다는 것이다. 그러나 두개강내에 위치한 작은 종양을 좁은 조사면으로 다룬 집중조사 하기에는 많은 기술적인 문제점이 야기되었다. 즉 작은 타겟트에 대한 위치조준과 병소의 진단, 방사선 치료절차의 신뢰성 및 작은 조사면에 대한 선량측정의 정확성을 만족시키지 못하여 왔다.

지난 수년간 연세의료원에서는 정위수술 방법의 경험을 토대로 수술대, CT촬영대 및 방사선 치료침대에 적합한 정위수술 고정장치(Stereotactic fixation device)를 제작하여 위치조준에 정확성을 기하였고 고정

능 전산화단층촬영장치가 삼차원 재생영상을 정확히 구성할 수 있어 매우 작은 종양일지라도 위치기준이 1~2mm 오차내의 정확성을 기할 수가 있었다. 또한 3차원 방향의 회전 및 진자조사가 가능한 18 MeV 선형 가속장치를 사용하여 10 MV X-선을 발생시키므로써 심부백분율을 증가시키고 반응율을 줄일수 있어 방사선 집중조사가 가능하였다.

그러나 10 MV X-선의 조사면 4×4 cm이하에서의 출력선량(out put) 측정이 어렵고 평탄도와 심부율등의 변화가 크기때문에 이들의 안정된 측정치가 요구되었다. 저자들은 Stereotactic Radiosurgery의 원활한 수행을 위한 기초자료로서 작은 조사면에 대한 노출선량, 심부율, 조직 최대선량을, 평탄도, 회전조사 분포 및 입체조사에 대한 선량분포도를 측정제시하여 방사선절제술의 성과를 향상시키고자한다.

재료 및 방법

1. 18 MeV 선형가속기

방사선 절제술은 연세암센터에 설치가동중인 18 MeV 선형가속기(NELAC-1018)에서 발생되는 10MV X-선으로서 타겟트와 회전 중심축간의 거리(source axis center distance, SCD)가 100cm이며 조사면이 0×0 cm²에서 35×35 cm²로 작은 조사면을 이용한 회전조사가 가능하다(Fig. 1). 회전조사선량의 안정성(stability)이 ±1% 미만이고 회전중심(isocenter)의

변위오차가 1mm이하이며 회전조사선량율이 0.01~100 c Gy/deg로 조절이 가능하여 주어진 회전각만으로 종양선량을 전부 분배할 수 있다.

치료침대는 조사장치(gantry)의 회전중심에서 좌우로 90°씩 회전할 수 있고 고정오차가 ±1mm 이내이며 안전장치(interlock)를 조정하여 침대를 움직이면서 회전 및 진자조사를할 수 있기때문에 작은 종양에 대한 입체적인 집중조사가 가능하다.

2. 종양의 위치조건

뇌속에 위치한 작은 종양에 다량의 방사선을 일시에 집중조사하기 위해서는 위치조건 오차가 ±1mm이하의 정확성을 가져야 한다.

조준의 정확성을 높이기 위하여 두개강내 병소제거 방법인 정위수술에 사용된 Hitchcock stereotactic frame을 CT와 방사선 치료침대에 고정시킬 수 있도록 부착기구를 제작하고 환자의 두부위치와 방향이 일정하도록 frame으로 고정시킨다.

종양의 크기와 위치는 frame을 장착한 두부에 대하여 3차원 뇌전산화 단층촬영을 시행함으로써 frame에 표시된 척도(scale)에 따라 종양의 중심위치를 3차원적(x, y, z)으로 계산할 수 있다.

CT조준이 끝나면 환자를 동일한 상태로 선형가속기 침대에 고정시키고 3-D laser beam과 조사면 확인광선 (beam light)을 이용하여 뇌종양의 중심위치를 회전조사 중심축에 조준시킨후 3차원 방향에서 LINAC

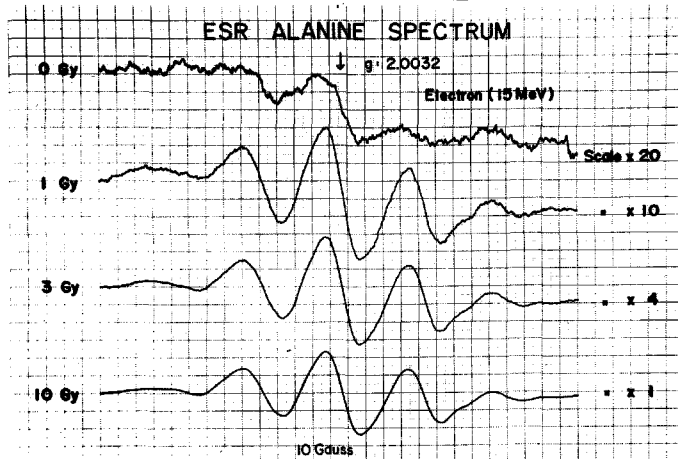


Fig. 1. 18MeV Linear Accelerator attached with small field size circular cone and humanoid head phantom for dosimetry.

Graphy로 확인한다.

3. 작은 조사면의 선량측정

방사선절제수술에 사용될 방사선은 심부율이 높고 조사면이 0~4 cm ϕ 의 좁고 집중된 선속이기 때문에 표준 전리측정기로서 방사선 측정이 거의 불가능하므로 흡수선량의 이론적인 검토와 고행 흡수선량 측정기(TLD, PLD, ESR등), 반도체 측정기(diode, Si(Li)) 및 필름측정에 의한 종합적인 평균치를 유도해야 한다.

정위 방사선 절제술에 정확한 선량과 분포를 작성하는데 필요한 조사면 산란인자(scatter correction factors), 심부선량을 및 평탄도(off center ratio)를 구하여 선량계획 컴퓨터로 하여금 선량계산을 신속정확히 하도록 한다.

1) 조사면 산란인자(Scatter Correction Factor)

선량가속기에서 발생된 10MV X-선의 선량은 가속기 방사구에 설치된 Monitor dosimeter에 의하여 감지할 수 있지만 조사면과 거리에 따른 정확한 측정이 필요하며 통상 조사면이 10 \times 10 cm², 타겟 중심축거리(SCD)가 100 cm이며 조직내 최대선량지점(10MV x-ray, 2.5 cm)인 점에서의 선량을 기준치(reference dose)로 정하고 기준치의 1cGy가 1 MU (monitor unit)가 되도록 항상 교정되어 있다.

조직내 방사선량은 일차방사선과 산란선에 의하여 이루어지며 일차방사선량은 조사면의 크기에 무관하게 일정하나 산란선은 조사면과 phantom 면적에 따라 증가하므로 각 조사면에 따른 선량치를 조사면 10 \times 10 cm의 기준치에 대한 비율로서 정의한다.

조사면 산란인자 St(r)의 측정은 최대 선량깊이에 측정기를 고정시키고 측정기와 타겟 거리를 일정(100 cm²)하게 조절한 후 조사면(r)에 따른 선량을 Rt (r)를 측정하여 구한다.

즉 St (r)=Rt (r)/Rt (10) 여기서 Rt(10)은 조사면 10 \times 10 cm²에서 측정된 기준치의 선량이며 작은 조사면(3 \times 3 cm²이하)에 대한 선량율(Rt (r))측정은 고에너지 방사선을 측정하는 표준 전리측정기(Standard ion chamber)로서는 산란선의 비정과 build up 현상등으로 측정오차가 치료용 오차를 초과한다.

본 실험에서는 3 \times 3 cm²이하의 작은 조사면을 측정하기 위하여 방사선 강내측정용 Probe (0.01 cc, PR-05P)와 열형광 측정기 (TLD-100, 3 \times 3 \times 1 mm, Har-

shaw 3000), Alanine/ESR 측정기 및 반도체 측정기를 사용하여 통계적 기대값을 채택하였다.

이들 고행측정기는 크기가 작고 흡수선량을 직접 측정할 수 있지만 재현성과 균일성의 오차가 1~5%이며 그중에서도 ESR 측정기의 오차가 2%이하로서 바람직하였다. 더욱더 측정의 정확도를 높이기 위하여 측정오차가 거의 없는 표준 이온측정기를 이용하여 3 \times 3 cm² 이하의 작은 조사면을 측정하는 특수방법을 이용하였다. 이 방법은 타겟과 측정기의 거리를 3배(300 cm)로 연장하므로써 1 \times 1 cm²의 표준조사면이 3 \times 3 cm²로 확장되며 이온함 측정이 가능하였으며 이때 거리에 따른 산란선량비는 1%이내로 측정되었다⁵⁻⁷⁾.

2) 심부선량율과 최대 조직선량율

방사선절제술을 위한 3 \times 3 cm² 이하의 작은 조사면의 선량측정은 표준이온 측정기로서 측정이 불가능하므로 TLD, ESR, 반도체 측정기등 고행측정기의 교정을 받으면서 넓은 조사면과 영(zero)조사면 사이를 내삽법(interpolation)으로 결정한다. 즉 10MV X-선에서 1 \times 1 cm²~3 \times 3 cm²인 작은 조사면의 심부율은 선형감약계수(linear attenuation coefficient)만으로 계산된 영조사면(zero area)의 심부율과 이온측정기로 측정된 4 \times 4 cm²이상의 큰 조사면에 대한 심부율 사이를 기하학적으로 보삽하므로 얻을 수 있다^{5,7,8)}.

10MV X-선에서 얻어진 선형감약계수는 0.0385 cm⁻¹이므로 영조사면의 심부백분율은 다음과 같이 주어진다.

$$P(d,f) = 100 \times e^{-\mu(d-f)} \times [(f+t)/(f+d)]^2$$

여기서 P (d,f)는 깊이 d(cm)와 타겟 표면거리 f (100 cm)에의 심부백분율이며 μ 는 선형감약계수(0.0385 cm⁻¹), 그리고 t는 최대 선량지점(2.5 cm)을 표시한다.

최대 조직선량비(Tissue maximum ratio)는 심부백분율을 이용하여 다음과 같이 구할 수 있었다.

$$TMR(d, rd) = \frac{P(d, r, f)}{100} \left(\frac{f+d}{f+t} \right)^2 \frac{St(rt)}{St(rd)}$$

여기서 rd는 깊이 dcm에서의 조사면이며 rt는 최대 선량깊이에서의 조사면을 표시한다.

3) 등선량곡선과 평탄도

조사면이 작으면 조사면내의 선량분포와 평탄도는 매우 나빠지며 조사면 경계선의 구별이 불분명하여 선량계획이 큰 저해요인이 되어 이를 측정하는 방법조차

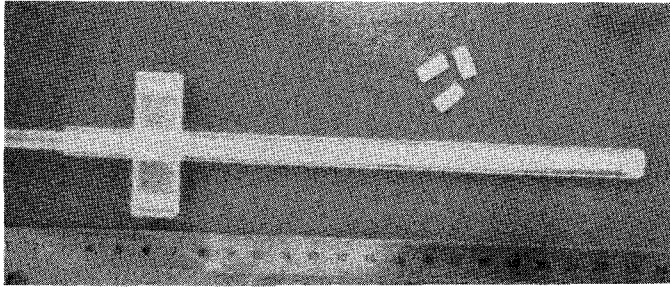


Fig. 2. Small field circular cone. The aperture of the cone can be adjusted from 1 to 4cm ϕ by changing the cerrobend inserts and the center of cone can be adjusted at the isocenter with X-Y micrometer.

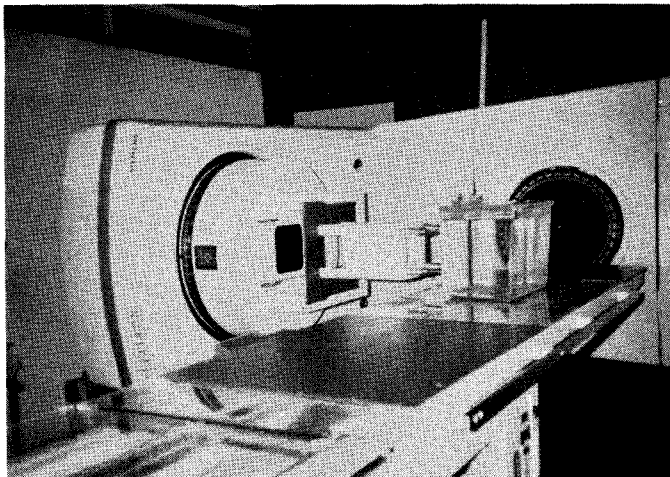


Fig. 3. Scatter correction factors of 10MV x-ray, FS 1x1 - 10x10cm² SSD 100cm.

어렵기 때문에 여러가지 방법으로 측정 교정해야한다.

선량분포도는 주로 필름 dosimetry로 측정되었으며 X-선필름 (Kodak X-OMAT)를 폴리스티렌 팬텀내에 삽입밀착 시키고 2~3 cGy의 방사선을 조사한 후 필름 densitometer (Sakura-PDM5)로 측정하였다.

조사면에 대한 평탄도는 자동 등선량곡선 기록장치 (Fujitec-PFM-0036)를 이용했으며 물팬텀내에 방수된 반도체 측정기를 이용하여 선속에 수직으로 움직이면서 측정하였다.

4) 선량계획

방사선절재술을 위한 선량계획은 일시적으로 대량 선량을 작은 중앙에 집중조사하고 주위조직의 피폭을 격감할 수 있도록 선량계획이 이루어져야 한다.

작은 조사면에 대한 산란 교정인자와 심부백분을 및 평탄도의 자료를 방사선 치료용컴퓨터에(Therac-2300)에 입력시키고 이에 입력된 CT 영상에 적용시키며 최적 조종장치(optimizer)를 이용 조사구획(strip)의 수와 회전각도에 따른 선량분포도 및 선량계획을 결정한다. 이때 눈의 렌즈등 방사선 감수성이 큰부위를 제외시켜야 하고 치료침대의 위치와 조사 cone의 회전 가능범위를 결정해야하며 strip의 폭이 피부표면에서 서로 겹치지 않도록 조사선량을 계획한다.

특히 입체적 회전조사에 의한 유효 치료용적의 모양이 공과 같은 구형에 가깝도록 Fig. 2와 같이 원형조사 cone을 제작 사용하였으며 작은 원형조사면의 정확한 조건을 위해 선속 중심위치를 상하좌우로 조정할 수 있

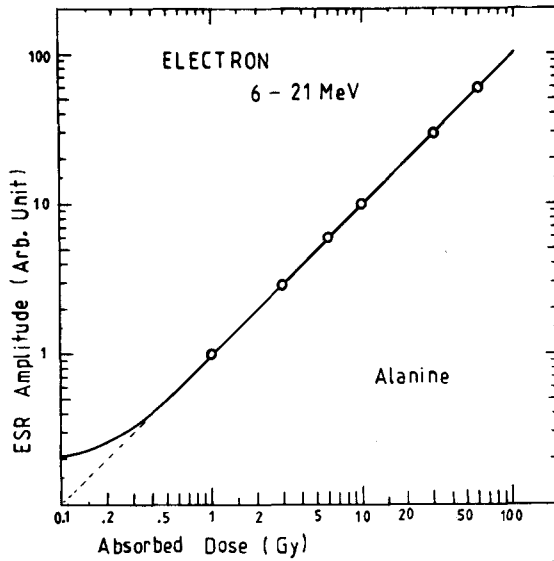


Fig. 4. Measured central axis percent depth dose with 10MV x-ray, FS 0x0 - 10x10cm². SSD 100cm.

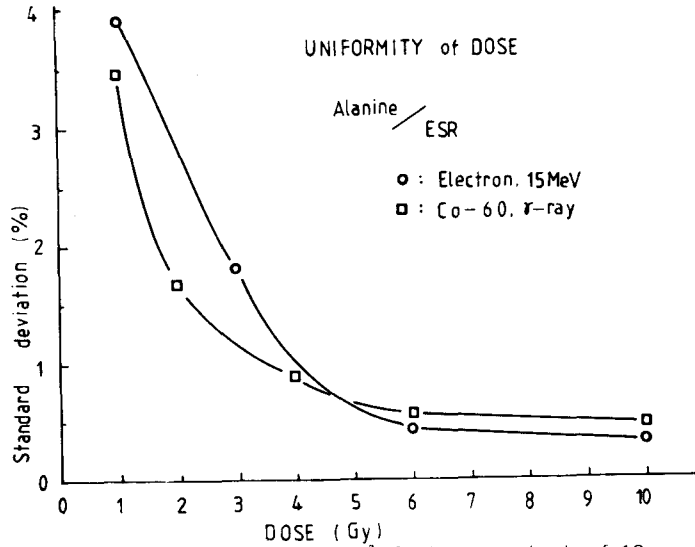


Fig. 5. Beam profile for 3x3cm³ field size at depth of 10cm, 10MV x-ray, SSD 100cm.

는 Micrometer 조준장치를 고안장착하였고 모든 물리적 인자는 정방향 조사면으로 환산 사용할 수 있었다⁹⁾.

병소 계획선량(TD)과 Monitor dose (MD) 및 회전선량비는 다음과 같이 계산되었다.

$$\overline{\text{TMR}} = \frac{\sum_{i=1}^n (\text{TMR})_i}{n}, \quad \text{MD} = \frac{\text{TD}}{\text{TMR} \cdot \text{FS}}$$

여기서 TMR 평균치는 회전각 10°씩 구분하여 계산되었고 FS는 조사면 산란인자이다.

Table 1. TMR of 10MV X-ray for Radiosurgery

FS (cmxcm)	1.0	1.5	2	2.5	3	3.5	4
FS Factor	750	813	854	880	898	913	926
Depth (cm)							
0	500	507	515	520	526	530	535
1	905	906	908	912	914	916	917
2.5	1000	1000	1000	1000	1000	1000	1000
3	991	992	993	994	995	996	997
3.5	978	979	980	981	982	983	984
4	963	965	967	969	970	971	972
4.5	944	946	948	950	952	953	954
5	930	932	934	936	937	939	940
5.5	913	916	919	921	922	924	924
6	892	897	900	903	905	908	910
6.5	880	882	885	887	889	892	894
7	863	865	869	872	874	878	881
7.5	845	848	853	855	858	862	865
8	830	833	837	840	843	847	850
8.5	815	818	823	828	832	837	841
9	800	804	808	812	816	820	824
9.5	786	789	795	801	804	808	812
10	769	775	780	785	789	794	798
11	737	744	750	755	760	766	771
12	708	714	720	726	732	738	743
13	680	687	693	699	705	711	717
14	653	660	666	673	680	686	692
15	628	636	643	649	655	662	668

결 과

1. 조사면 산란인자

18 MeV 선형가속기에서 발생된 10MV X-선이 타겟트와 조직내 최대 선량지점간의 거리가 100 cm이고 조사면이 0×0 cm²에서 10×10 cm²일 때 조사면 산란인자는 Fig. 3과 같다.

작은 조사면에 대한 산란측정은 타겟트와 측정지점간의 거리를 300 cm로 연장하여 표준 전리함으로 측정된 값을 기본으로 하고 TLD와 ESR 및 반도체측정기에 의한 선량값으로 교정 보완하였다.

도면에서 조사면 산란인자는 1×1 cm²에서 0.75로 계산되었으며 3×3 cm²까지는 급격히 상승하였고 6×

6 cm² 이상에서는 완만하게 증가하였다.

2. 심부백분율과 최대조직선량비

작은 조사면에 대한 심부백분율을 측정하기 위하여 우선 4×4 cm² 이상의 조사면에 대한 심부율을 자동 등량곡선 기록장치의 물팬텀 속에서 반도체측정기로 측정하고 영조사면(zero area)의 심부율을 계산하여 그 중간 조사면에 대한 심부율을 도형내삽법(graphical interpolation)과 Sterling's 공식에 의해 Fig. 4와 같이 작도할 수 있었다.

선량계산을 위한 최대 조직선량비율은 공식에 의해 Table 1과 같이 산출되었으며 조사면이 0×0 cm²에서 4×4 cm²까지이고 깊이는 두개골의 최대직경을 생각해서 15 cm까지 측정하였다.

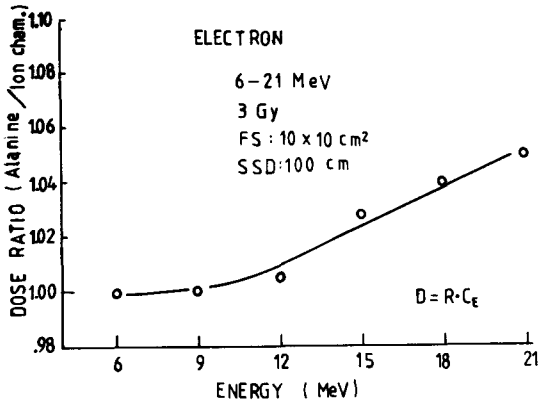


Fig. 6. Dose profiles for three radiation fields, 1×1 , 2×2 and $3 \times 3 \text{ cm}^2$. The solid curves represent in a head phantom in the direction of the incoming beam for the 5 strips \times 160 arc angles. The dashed curves are calculated profiles in the plane of single full rotation.

3. 조사면의 평탄도

작은 조사면에 대한 평탄도는 종양크기에 따른 조사면을 결정하는데 매우 중요한 요인으로서 방사선 절제 부위가 조사면의 평탄도 80%이내에 되도록 선택되어야 한다. 타겟과 피부간거리 100 cm, 조사면 $3 \times 3 \text{ cm}^2$, 깊이 10 cm대 한 평탄도는 Fig. 5와 같으며 80%의 선량면이 $2.6 \times 2.6 \text{ cm}^2$ 이고 50% 선량면이 $3.2 \times 3.2 \text{ cm}^2$ 이다.

4. 회전 입체조사에 의한 선량분포

방사선절제수술이란 병소부위를 외과적으로 제거하는 것과 같은 효과를 얻기 위하여 일시에 다량의 선량을 집중조사해야 하며 이를 위하여 회전 입체조사방법이 사용된다. Fig. 6은 360° 회전조사와 5 strips 800° 회전진자조사와 조사면이 각각 1×1 , 2×2 , $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 일 때 종양중심에서 횡축에 대한 선량분포도(dose profiles)로서 strip의 수가 많고 회전각도가 클수록 주위조직의 선량을 격감시킬 수 있었다.

Fig. 7은 조사면 $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 를 360° (1 strip), 800° (5 strips) 및 1050° (7 strips)로 회전조사 하였을 때의 선량분포도이며 7 strip와 5 strip는 full rotation보다 종양선량이 각각 2.9배, 2.2배였다.

조사면 $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 에서 일문조사시 80% 선량면적은 $0.7 \times 0.7 \text{ cm}^2$ 이었으나 360° 이상 회전조사시에는 80

%의 면적선량이 거의 조사면적에 접근되며 면적 선량 50%의 범위는 조사면적 1.5배 정도로 확대된다(Fig. 8).

Fig. 9는 두개골 중심부에 위치한 $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 크기의 병소를 방사선절제술을 시행하기 위하여 필름 dosimetry와 computer plotting에 의한 선량분포를 표시하고 있으며 이때 치료계획은 조사면 $2 \times 2 \text{ cm}^2$, SSD 100 cm, 전체 회전각 100° 를 7strips로 구획하여 조사한 것으로서 주위 정상조직의 피폭을 줄이면서 종양부위에 다량의 선량이 집중 투여되고 있다.

Fig. 10은 뇌피편 중간에 위치한 3 cm 크기의 종양에 대한 CT 영상에 직접 조사면 $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 로 5 strip를 계획치료 했던 것으로서 뇌조직내에 선량분포를 관찰할 수 있었으므로 최적선량계획이 가능하였다.

고 찰

1951년 Leksellon⁹⁾에 의해 방사선 절제술(Radio surgery)의 개념이 처음으로 도입되었으며 정위수술 방법을 이용하여 두개강내 병소의 위치를 정확히 조준한 후 입체 다문집중조사를 실시함으로써 실제 수술로서 병소를 절제하는 것과 같은 효과를 얻는 치료방법이다.

이 수술방법의 가장 큰 장점은 주변 뇌조직에 부여되는 방사선량을 극소화하고 병소에만 다량의 방사선을 조사하여 기존 방사선 치료에서 볼 수 있는 부작용을 극소화 시키며 하루만에 모든 치료를 끝낼 수 있다는 것이다^{1,2,10)}.

그러나 기존의 Co-60을 이용한 Gamma unit¹¹⁾나 1972년 Kjellberg^{4,11)}에 의해 시작된 Bragg-peak를 이용한 양성자선의 방사선절제술은 엄청난 장비와 비용이 요구되어 실제로 널리 이용되지 못하였으나 최근 의료용 선형가속기의 개발로 이에 상승한 효과를 얻을 수 있다고 보고하였다.

더우기 최근들어 고해상력의 뇌전산화 단층촬영 장치의 등장과 더불어 고정위 수술방법의 발전에 따라 두개강내 병소의 정확한 위치선정이 가능해짐에 따라 방사선절제술은 신경외과의 많은 영역에 걸쳐 시도되기 시작하고 있다^{12,13,14)}. 신경외과 수술수기의 급속한 발전에도 불구하고 일부 심부 뇌종양 및 뇌동정맥 기형 수술시 줄수있는 주위 신경조직의 손상가능성 때문에

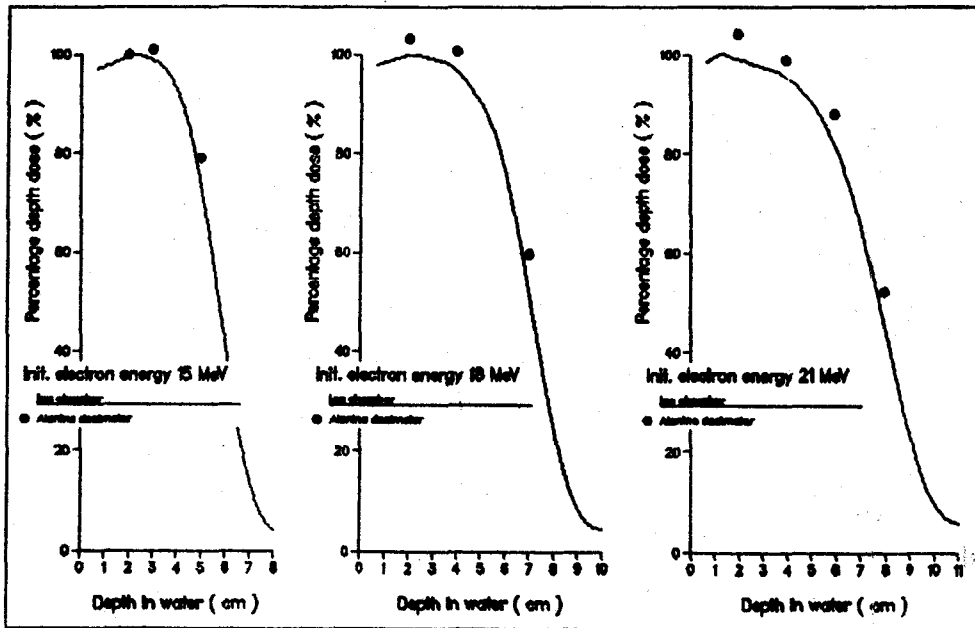
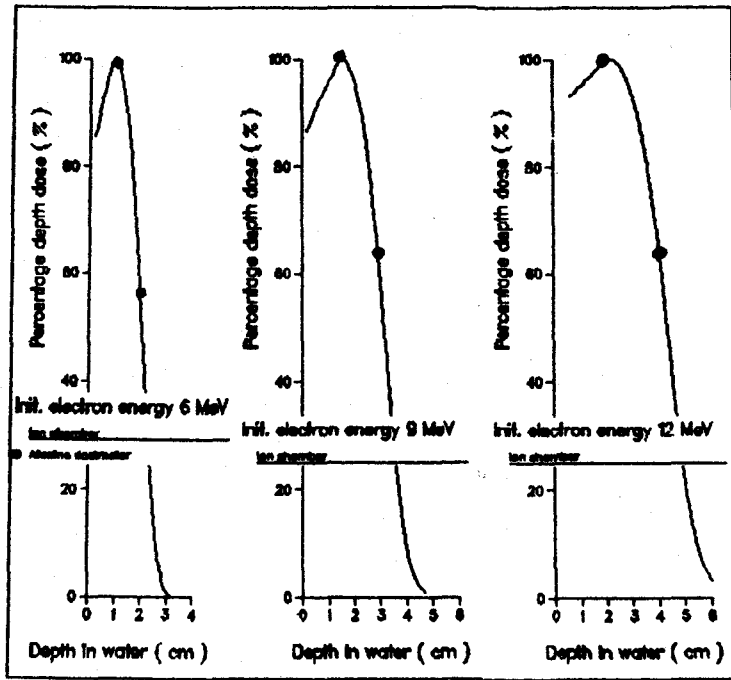


Fig. 7. Dose profiles of 360° 160°x5 strips and 150°x7 strips rotation of 10MV x-ray with dose rate of 100 cGy per 360° full rotation FS 2x2cm² SCD 100cm.

완전절제가 불가능한 경우가 아직도 많은 것을 고려할 때 이 방사선 절제술은 신경방사선과 영역에 있어 하나의 획기적인 전환점이 될 수 있으리라 생각된다.

방사선 절제술로 인해 중앙조직이 괴사되는 기전은 일단 중앙혈관에 손상을 주고 이것에 의해 중심괴사가 일어나며 중앙주변 혈관에서도 심한 내막증식과 유리

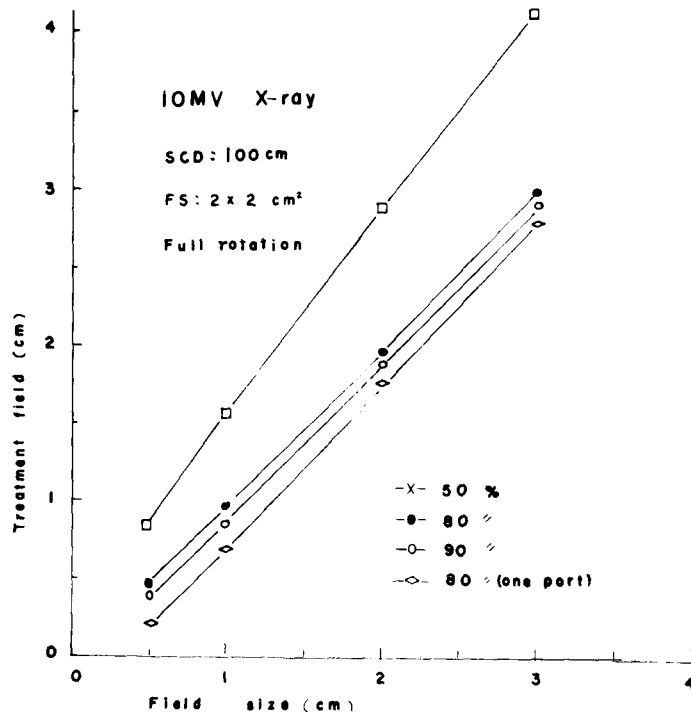


Fig. 8. Treatment fields (80% or 90% isodose) of full rotation by nominal collimeter field sizes.

질 변성을 유발함으로써 허혈성 괴사를 일으키는 것으로 생각된다. 또한 심한 악성종양인 경우에는 일시에 광범위한 종양의 괴사를 유발한다.

뇌등정맥 기형의 경우에는 일차적으로 혈관내막 손상후 혈액응고 기전의 변화를 유발하고 이에따라 혈류량이 점차 감소하면서 완전한 혈관의 폐쇄가 일어나는 것으로 생각된다.

악성 뇌종양일수록 종양내에 hypoxic cell이 많기 때문에 비교적 radiosensitive한 marginal zone과 같은 효과를 얻기 위해서는 margin에 비하여 최소한 60%이상의 방사선량이 필요하다.

정해진 병소내에 얼마만큼의 방사선량을 조사할 것인가 하는 것은 종양의 radiosensitivity의 유부동에 의해 좌우된다.

일반적으로 medulloblastoma, pinealoblastoma, dysgerminoma등에서는 hypoxic core가 없기 때문에 low single dose fraction이 사용되며 악성종양 일수록 그 조사량은 증가한다.

뇌등맥 기형의 경우에는 저자들에 따라 보고가 다르

나 보통 2000~2500cGy 이상시 혈관들의 obliteration을 초래할 수 있다고 보고되고 있다.

그러나 이들 병소가 어디에 위치해 있느냐 하는 것도 조사량 결정에 중요한 역할을 하며 주변의 중요조직에 조사되는 방사선량을 정확히 측정후에 결정하여야 한다.

조사면의 크기는 각 병소의 최대 지름을 측정하여 병소가 모두 포함되게 하였는데 일반적으로 3cm이하의 경우이어야 주변조직과의 현저한 방사선량의 차이를 얻을 수 있다.

조사면의 모양은 처음에는 정사각형(square collimation)을 주로 사용하였는데 이런 경우에 있어서는 병소 주변에 stellate shape의 중북부분이 형성되어 이 부위는 방사선량이 많이 조사가 되기 때문에 최근 Winston등⁹⁾은 여러 크기의 circular collimator를 만들어 linear accelerator에 부착하여 사용하고 있다.

방사선을 어떤 부위를 통해 줄 것인가하는 것이 radiosurgery의 가장 중요한 핵심을 차지한다. 이때의 조사방법으로는 병소를 중심으로 360° 회전시키는 방

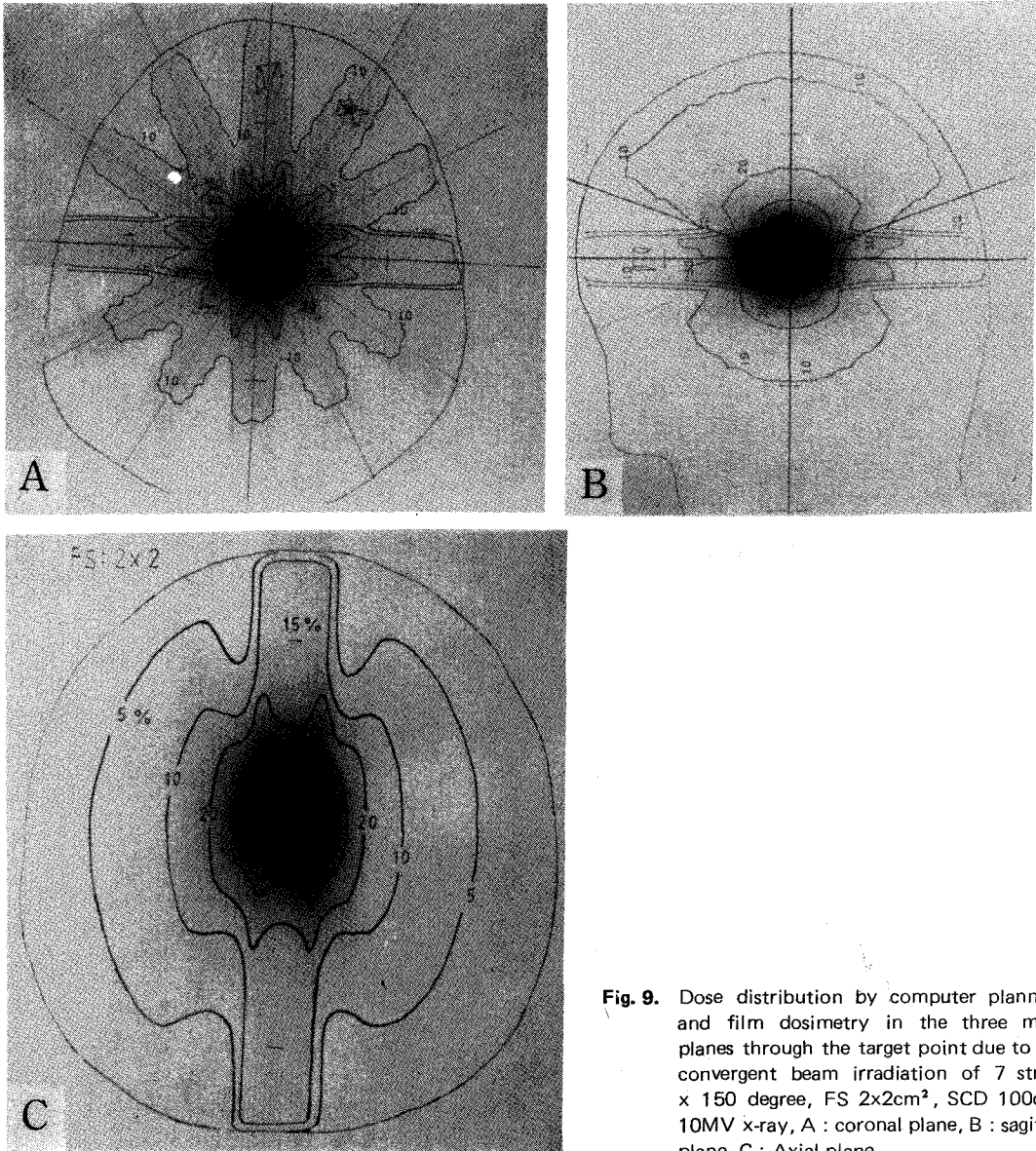


Fig. 9. Dose distribution by computer planning and film dosimetry in the three main planes through the target point due to the convergent beam irradiation of 7 strips x 150 degree, FS 2x2cm², SCD 100cm, 10MV x-ray, A : coronal plane, B : sagittal plane. C : Axial plane.

법과 정해진 각도만큼만 각 strip을 정해 놓고 조사하는 방법이 있다.

Poddgorsak등^{6,8)}은 병소를 중심으로 360° single rotation시키면서 방사선을 조사할때는 반대편 각도에서 서로 중복되는 방사선(parallel opposed beams)으로 인해 주변의 정상조직에도 많은 양의 방사선이 조사되므로 이 방법은 부적합하며 최소한 서로의 중복을 피하면서 여러 strip으로 나누어 조사되어야 한다고 하

였다.

초기에 주로 사용되었던 6MV 선형가 속기는 심부율이 낮고 arc rotation의 범위가 좁으며 경우에 따라서는 Beam stopper에 의해 Single rotation밖에 안되기 때문에 뇌간등 vital area에 위치한 병소에서는 그 사용이 제한되며 최소한 10MV X-선이 요구된다.

일반적으로 10MV X-선의 최대선량 지점은 표면에서 2.5 cm에서 나타나며 심부율이 높아서 깊이 18 cm에

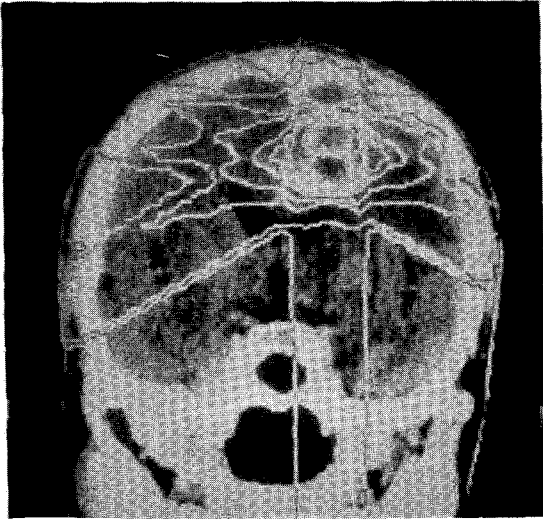


Fig. 10. Isodose distribution for stereotactic radiosurgery with a 10MV x-ray superimposed onto a CT image of patients head, FS $2 \times 2 \text{ cm}^2$ $150^\circ \times 15$ strips.

서 50%의 선량이 주어지고 반음영이 적고 노출량이 분당 $300 \sim 500 \text{ cGy}$ 의 높은 선량율을 가졌기 때문에 전체 조사시간이 3~6분이며 준비시간을 합해 약 30분이 소요된다^{5,16)}. 더욱이 타겟과 병소 중심축과의 거리가 100 cm이며 누출선원 차폐함 (beam stopper)이 없기 때문에 회전 진자조사의 각을 $100 \sim 200$ 도 이상 넓힐 수 있으며 조사구획 (strip)도 $10 \sim 30$ 도 간격으로 5~7회 조사할 수 있으므로 360도 회전조사 보다 중앙의 선량율 2~3배로 증가시킬 수 있다.

방사선 절제술에서 중요한 문제점은 $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 미만의 작은 조사면과 입체 다문 회전조사에 대한 선량계측과 선량계획이며 최근 TLD, ESR, 반도체 등 크기가 작은 고휘측정기의 발달과 3-D Graphic computer와 CT link가 가능한 고성능 치료 계획 장치 (Radiation treatment planning system)의 개발로 한층 더 신속 정확하게 이루어지고 있다.

1985년 Arcovito 등^{5,7)}은 9MV와 10MV X-선에 의한 작은 조사면의 선량계측을 시행하였으며 그는 측정거리 연장법과 영조사면 (zero field)에 의한 내삽법을 이용하여 $0 \times 0 \text{ cm}^2$ 에서 $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 까지의 심부백분율을 구하였다.

본 연구에서는 뇌정위 수술에 사용하는 Hitchcock

Stereotactic frame을 CT와 방사선 치료침대에 동일한 위치가 되도록 부착기구를 제작하여 CT상의 중앙 위치가 선형가속기의 회전중심에 1 mm 오차이내로 조준시킬 수 있었으며 5~7 strips로 600~1000도의 회전 각도를 구사할 수 있었다. 특히 Radiosurgery에 기초가 되는 작은 조사면의 선량계측은 문헌을 통한 측정거리 연장법, 영조사면에 의한 내삽법, 최대 조직선량비율 계산법을 이용하여 계산 도시하였으며 열형광 측정기, 반도체 검출기, 0.01 cc의 강내주입용 전리상을 이용하여 일일이 교정하였다.

선량분포는 최적 조절기능 (optimizer)이 있는 Therac-2300, RTP를 이용하였으며 strip별 monitor dose와 회전조사비율 (rad/degree)의 계산은 Apple II computer에 program하여 사용하였다.

선량분포를 확인하기 위하여 film dosimetry를 시행하였으며 위치확인을 위한 매번 LINAC gram도 실시하였다.

이와같은 연구측정을 기반으로 하여 뇌종양 (meningioma, AVM 등) 진단을 받은 5~6명의 환자를 이미 치료했으며 경과를 관찰하면서 radiosurgery가 요구되는 환자에게 정확하게 방사선을 조사하고자 한다.

결 론

두개강내에 위치하고 있는 작은 병소를 수술과 같은 효과를 얻기 위하여 고에너지 X-선을 입체적 집중조사하여 병소를 완전제거 시키는 방사선 절제술 (radiosurgery)이 개발되고 있다.

본 실험에서는 방사선 절제술을 원활히 수행하기 위해 작은 조사면의 선량분포측정과 입체결합에 의한 선량계획을 제시하고 있다.

1. 작은 조사면에 대한 조사면 산란인자는 조사면이 $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 에서 $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 까지는 0.75에서 0.92로 급격히 증가했으며 $6 \times 6 \text{ cm}^2$ 이상에서는 완만하게 증가하였다.

2. 심부백분율과 최대 조직선량비율 (TMR)은 영조사면 (zero field)을 이용한 내삽법으로 산출되었으며 고휘측정기로 교정함으로써 오차를 2% 이하로 줄일 수 있었다.

3. 표면하 10 cm 깊이에서 $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 조사면의 평탄도는 약 3%였으며 80%의 조사면이 $2.6 \times 2.6 \text{ cm}^2$ 였

다.

4. 원형조사장치(circular cone)를 제작하여 입체조사 함으로서 치료부위의 모양이 뿔이 달린 원통형(stellate shape)에서 구형으로 변화시킬 수 있었다.

5. 전체 회전각이 1050도(7 strips), 800도 (5 strips)일때 병소의 선량은 360도 회전조사 보다 각각 2.9배 및 2.2배씩 증가되었으며 주위 건강조직의 피폭량 차이는 거의 없었다.

6. 회전각이 360° 이상일때 80%의 병소선량면은 조사면의 크기보다 약간 적었으며 50% 병소선량면은 조사면보다 약1.4배가 되었다.

REFERENCES

- Hartmann GH, Schlegel W, Stern V, Kober B, Pastyr O, Lorenz WJ: Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at as linear accelerator facility. *Int J Rdaiation Oncology Biol Phys* 11:1185-1192, 1985
- Heifetz MD, Wexler M, Thompson R: Single-beam radiotherapy knife. *J Neurosurgery* 60:814-818, 1984
- Leksell L: Stereotactic radiosurgery. *J Neurology Neurosurgery Psychiatry* 46:797-803, 1983
- Colombo F, Benedetti A, Pozza ZF, Avanzo RC, Marchetti Chierego G, Zanardo A: Stereotactic radiosurgery utilizing as linear accelerator. *Appl. Neurophysiol* 48:133-145, 1985
- Arcovito G, Piermattei A: Dose measurements and calculations of small radiation fields for 9 MV x-rays. *Med. Phys.* 12:779-784, 1985
- Pike B, Podgorsak EB, et al: Dose distributions in dynamic stereotactic radiosurgery. *Med. Phys.* 14: 780-789. 1987
- VanBuren JM, Fdayos JV: Dosimetry of small radiation fields for 10 MV x-rays. *Med. Phys.* 10:333-336, 1983
- Podgorsak EB, Oliver A, Pla M, Lefebvre PY, Hazel J: Dynamic stereotactic radiosurgery. *I J Radiation Oncology Biology Physics* 14:115-126, 1988
- Winston KR, Lutz W: Linear accelerator as a neurosurgical tool for stereotactic radiosurgery. *Neurosurgery* 22:454-462, 1988
- Colimbo F, Benedetti A, Pozza F, Avanzo RC, Marchetti Chierego G, Zanardo A: External stereotactic irradiation by linear accelerator. *Neurosurgery* 16:154-159, 1985
- Fabrikant JI, Lyman JT, Hosobuchi Y: Stereotactic heavy-ion bragg peak radiosurgery for intracranial vascular disorders: method for treatment of deep arteriovenous malformations. *The British Journal of Radiology* 57:479-490, 1984
- Marks MP, Delapaz RL, Fabrikant JI, Frankel KA, Philips MH, Levy RP, Enzmann DR: Intracranial vascular malformations: Imaging of charged-Particle radiosurgery. *Radiology* 168:447-462, 1988
- Siddon RL, Barth NH: Stereotactic localization of intracranial targets. *Int J Radiation Oncology Biol. Phys.* 13:1241-1246, 1987
- Noren G, Arndt J, Hindmarsh T: Stereotactic radiosurgery in cases of acoustic neurinoma further experience ces. *Neurosurgery* 13:12-22, 1983
- Sturm V, Kober B, Hover KH, Schlegel W, Boesecke R, Pastyr O, Hartmann GH, Schabbert S, Vinkel KZ, Kunze S, Lorenz WJ: Stereotactic percutaneous single dose irradiation of brain metastases with a linear accelerator. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 13:279-282, 1987
- Steiner L: Stereotactic localization of intracranial targets. *Int J Radiation Oncology Biol Phys.* 13: 1241-1246, 1987