

Rat 모델에서 MOSFET 선량계를 이용한 와우내 방사선량 측정

서울의료원 이비인후과¹, 국민건강보험공단 일산병원 이비인후과², 연세대학교 의과대학 이비인후과학교실³ 정준희¹, 한수진², 서진영³, 문인석³

MOSFET Measurement of Cochlear Radiation Dose for Rat Model

¹ Department of Otorhinolaryngology, Seoul Medical Center, Seoul, Korea

² Department of Otorhinolaryngology, National Health Insurance Service Ilsan Hospital, Goyang, Korea

³ Department of Otorhinolaryngology, Yonsei University College of Medicine, Seoul, Korea

Junhui Jeong¹, Su-Jin Han², Jin Young Seo³, In Seok Moon³

교신저자 In Seok Moon, MD, PhD

논문 접수일 : 2016년 4월 10일

논문 완료일 : 2016년 4월 30일

주소 : Department of Otorhinolaryngology,
Yonsei University College of Medicine,
50-1 Yonsei-ro, Seodaemun-gu,
Seoul 03722, Korea

Tel : +82-2-2228-3606

Fax : +82-2-393-0580

E-mail : ismoonmd@yuhs.ac

Objectives : To measure the actual dosages of radiation being delivered to the cochlea is important for hearing preservation in stereotactic radiosurgery for vestibular schwannoma. It is very difficult to quantify because the cochlea is embedded deep within the temporal bone. The objective of this study is to compare cochlear irradiation dosages as measured by small-sized metal-oxide semiconductor-field-effect transistor(MOSFET) probes placed directly on the cochlear promontory through a myringotomy incision to larger standard ion chamber dosimeter (gold standard) probes positioned at the level of the cochlea or on the mastoid surface in an adult rat.

Methods : A Norway Brown adult rat was euthanized and placed in a custom restrainer with rigid head fixation; the vertex was located 8cm from the X-ray irradiation source. One ear was exposed to radiation, while the contralateral ear and remainder of the body were shielded by 6 mm of lead. MOSFET probes were then placed on bilateral cochlear promontories(via myringotomies) and the standard dosimeter probe was placed alongside the mastoid at the level of the cochlea. Various dosages of radiation(160 kV, 25 mA; 0 to 20 Gy) were delivered to the cochlea at 5.35 Gy/minute, and dosages of cochlear radiation were measured by the MOSFET and standard dosimeter probes.

Results : There were linear dose-dependent relationships between the total time of delivered radiation and total Gy measured by the standard ion chamber dosimetry($Gy=6.39 \times Min-0.12$, $R^2=1$) and MOSFET probes placed in the radiated and non-radiated ears($Gy=5.80 \times Min+0.01$,

$R^2=0.9999$; $Gy=0.08 \times Min+0.35$, $R^2=0.06$, respectively). MOSFET probes placed on the cochlear promontory in the radiated ear shielded with lead measured from 0.35 to 0.60 Gy of radiation. Standard ion chamber dosimetry probes overestimate cochlear radiation dosages in rats by 10%, when compared to MOSFET probes placed on the cochlear promontory in radiated ears.

Conclusion : MOSFET with small dosimeter probes that can be placed on the cochlear promontory can more accurately measure the amount of radiation received by the cochlea compared to large standard ion chamber dosimeter probes that are positioned at the approximate height of the cochlea or mastoid surface. When performing stereotactic radiosurgery for vestibular schwannoma, MOSFET may give information of actual radiation dosages received by the cochlea.

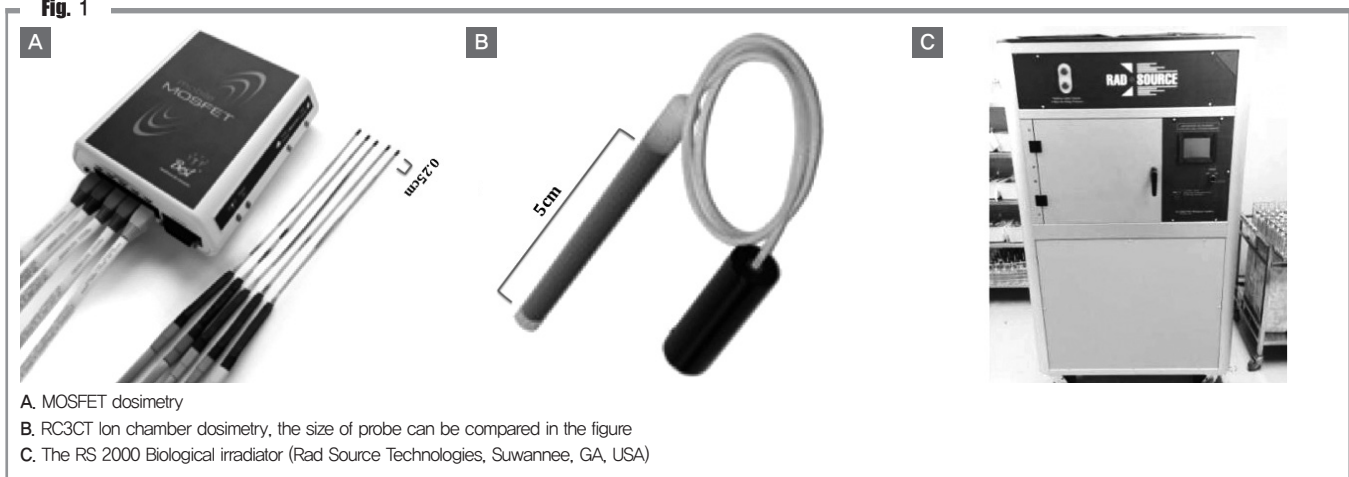
■ 서론

정위적 방사선 치료(stereotactic radiosurgery) 등은 기계적으로 정밀한 방사선 치료가 가능하도록 개발된 기술이다. 이같은 기술로써 정밀한 방사선 치료가 가능하지만 방사선조사영역(radiation field) 내의 치료부위로부터 산란되어 전달되는 산란선 등에 의해 방사선조사영역에 포함되지 않더라도 주변 장기에 대해 과도한 피폭 선량이 조사될 수 있어서 추가적인 차폐가 필요한 경우가 있다.¹⁾

방사선에 의한 감각신경성 난청(sensorineural hearing loss)은 비가역적이고 진행성이며 조사량에 비례하는(dose-dependent) 특성을 가지고 있다.²⁾ 방사선에 의한 난청은 현재까지 치료방법이 밝혀져 있지 않아 특히 전정신경초종의 감마나이프 수

술 후 발생하는 감각신경성 난청이 현재까지도 치료 장벽 중 하나가 되고 있다.³⁻⁴⁾ 만약 감마나이프 수술 시 와우내 조사되는 방사선량을 손쉽게 정확하게 측정 가능하다면 치료시 청력 보존을 도모하면서 계획을 세우는데 도움이 될 것이다. 현재 방사선량 측정에 표준적(gold standard)인 측정 기구로 사용되는 것은 목표 장기 부근의 표면으로부터 방출되는 방사선량을 측정하는 전리함 선량측정계(ion chamber dosimetry)이다. 그러나 전리함 선량측정계는 탐침(probe)의 부피가 너무 커서 외이도나 중이강 내로 탐침이 위치하기 어려워 측두골 깊숙히 위치한 와우내에 조사되는 방사선량 측정에 단점이 있다. 금속 산화막 반도체 전계효과 트랜지스터(Metal-Oxide-Semiconductor-Field-Effect-Transistor, MOSFET)은 반도체의 표면위에 절연층을 얻은 다음 그 위에 금속 게이트 전극을 설치한 것으로 모든 실리콘 집적회로의 기본 요소이

Fig. 1



다. 최근 디지털 기술의 성장으로 MOSFET 기술이 빠르게 발전하게 되었다. MOSFET 선량계는 1974년 처음 방사선의 측정에 사용하였고 그 이후 꾸준히 우주선 측정과 방사선 치료 선량 검증을 위해 다양하게 사용되기 시작했다. MOSET 탐침은 부피가 작고 외에도 종이강에 삽입 가능하여 와우내 방사선량 측정에 유리하다. 또한 교정(calibration) 과정이 간단하며, 선량 판독이 실시간으로 가능하며 간단하고 빠른 장점이 있다.⁵⁻⁶⁾

본 연구에서는 Rat 동물모델을 이용하여 기존의 전리함 선량 측정계와 MOSFET 선량 측정계의 와우내 방사선 조사량 측정값을 비교함으로써 작은 부피의 MOSFET 탐침자의 임상에서의 활용 가능성에 대해서 알아보려고 하였다.

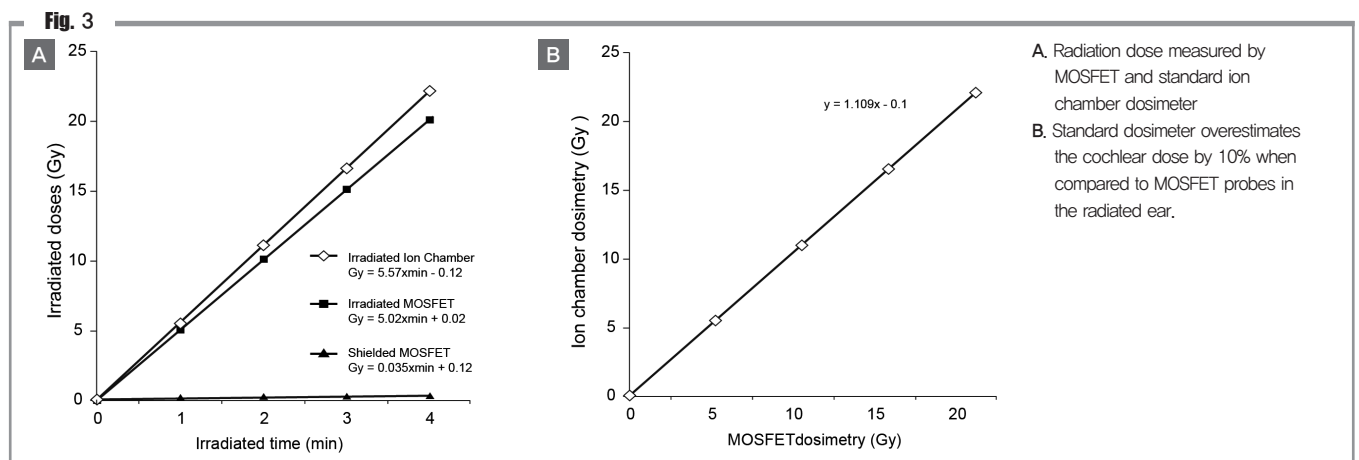
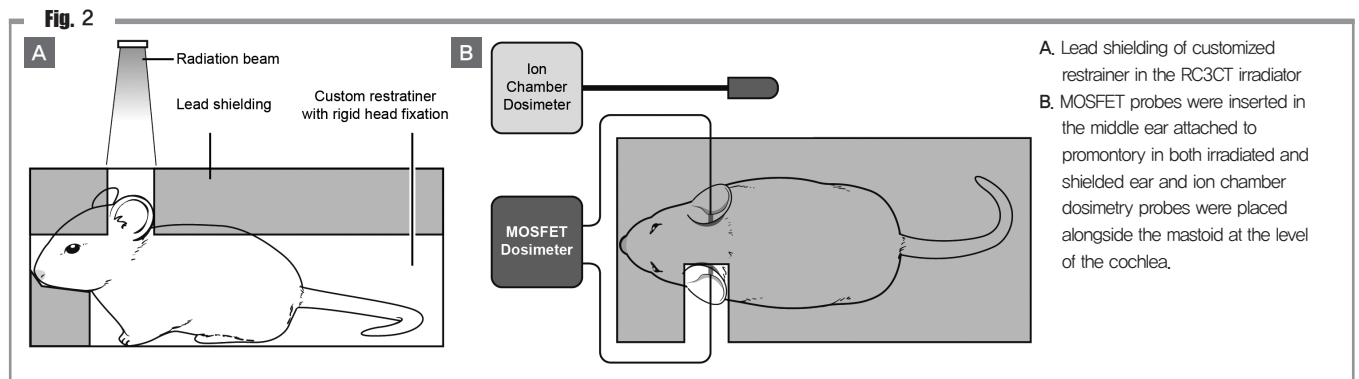
■ 방법

선량 측정은 mobile MOSFET Dose Verification System (Best Medical Canada Ltd., Ottawa, Canada)과 Radical Corp 3cc Ion Chamber (pencil probe) with Phantom adopter (Radical Corporation, Monrovia, CA, USA)를 이용하여 측정하고 비교하

였다 (Fig. 1 A & B). 방사선 발생장치는 동물용 소형 방사선 발생장치인 RS 2000 Biological irradiator (Rad Source Technologies, Suwanee, GA, USA)를 사용하였고(Fig.1 C), 두가지 선량계를 실험전 미리 보정하여 보정계수(calibration coefficient)를 얻었다. 센서에 걸어지는 바이어스(bias)는 높은(high) 상태로 하여 미량의 선량에서도 민감하게 반응하도록 하였다.

실험은 350g~400g 의 Sprague-Dawley rat (male)을 이용하였다(n=5). 마취를 시행한 후 특수 제작한 속박기에 rat를 위치시킨 뒤 방사선 조사원으로부터 8cm 떨어진 곳에 머리를 위치시켰다. 한쪽 귀에는 보호장치를 설치하지 않아 방사선에 노출 되도록 하였고 다른 한쪽 귀와 몸의 다른 부분에는 6mm의 방사선 납 차폐기를 설치하였다(Fig. 2A). MOSFET 선량계의 탐침은 고막을 절개하여 양쪽 와우갑각에 위치시켰고, 전리함 선량 측정계의 탐침은 와우 높이의 유양동을 따라서 위치 시켰다(Fig 2B).

0에서 20Gy까지, 0.01~0.2Gy범위로 방사선 조사량을 증가시키면서 조사하고 (150kV, 25mA, 0~5.35Gy/minute), 와우내 방사선 조사량을 MOSFET 선량 측정계와 전리함 선량 측정계로 각각 측정하였다. MOSFET 장비는 PC 에 블루투스(Bluetooth) 를 이용



해 무선 연결하여 선량 판독이 가능하였다. 선량 판독에는 Mobile MOSFET Dose Verification System에 기본 제공되는 프로그램을 사용하였다. MOSFET 장비와 전리함 장비와 관계는 평균평방근(root mean square) 값을 이용해 선형회귀(linear regression) 하여 교정 값을 구하였다.

■ 결과

3분 40초간의 노출 결과 차폐측 와우의 방사선량 측정 결과는 거의 변화가 없었으나 (0 to 0.28Gy) 차폐를 하지 않은 측 와우의 방사선량은 시간과 조사량에 비례해서 선형적으로 증가하였다. 전리함 선량측정계에서는 20.3 Gy 까지 증가하였고 MOSFET 선량측정계에서는 18.4Gy까지 증가하였다.

MOSFET 탐침의 민감도는 일정하였고 MOSFET 장비와 전리함 장비의 보정 계수는 354에서 388mV/Gy 였다. 방사선 조사 측 와우에서 측정한 전리함 선량계의 선량계수는 $Gy=5.57 \times \text{min} - 0.12$; $R^2=1$ 이었고, MOSFET 선량계의 선량계수는 $Gy=5.02 \times \text{min} + 0.02$; $R^2=0.999$ 였다. 방사선을 조사하지 않은 측 귀의 MOSFET 선량계수는 $Gy=0.035 \times \text{min} + 0.15$; $R^2=0.06$ 였다. 두 장비를 비교할 경우 와우갑각에 탐침을 위치시킨 MOSFET 선량계에 비해 유양동에 탐침을 위치시킨 전리함 선량계가 약 10% 정도 과평가하여 조사량을 측정하는 결과를 보였다 (Fig 3).

■ 고찰

정위 방사선 수술시 청력보존을 위해선 먼저 나이, 와우내에 어느 정도의 방사선 조사량이 침투하는지를 정확히 측정하고 이러한 조사량을 줄이기 위한 다양한 보존적 노력들을 한 후 실제 와우내 조사량이 줄었는지를 다시 정확히 측정 가능해야만 이러한 치료 또는 예방 지침을 개발할 수 있다. 기존의 전리함 탐침의 경우 크고 길어서 (약 5cm) 외이도 밖에서 측정할 수밖에 없는데 이 경우 정확성이 줄어들 수밖에 없다. MOSFET 탐침의 경우 그 크기가 매우 작아 (0.25cm) 고막절개술을 병행할 경우 탐침을 정확히 와우 갑각에 위치 시켜 좀 더 정확한 측정이 가능하다. 본 연구에서는 기존의 전리함 선량계를 이용하여 와우내 방사선 조사량을 측정한 결과 총 조사량보다 오히려 더 높은 방사선량이 와우내 조사된 것으로 분석되었다. MOSFET 탐침을 이용한 경우는 조사량보다 약간 적은 정도로 와우에서 측정되었다. 전리함 선량계가 MOSFET 보다 약 10% 정도 지속적으로 높게 측정되는 상태로 이는 탐침을 중이강내

에 위치시키느냐, 체외에 위치시키느냐에 따른 결과의 차이로 해석할 수 있을 것이다.⁷⁾

본 연구 결과를 토대로 MOSFET 선량계는 작은 탐침, 이동의 편리성, 그리고 장비의 정확성 등으로 기존의 방사선 선량 측정정보 다 더 정확한 측정을 가능하게 하며 이미 시판되는 제품을 이용하여 인체에서도 빠르게 적용이 가능할 것으로 생각된다.

References

1. Giessen PH. Calculation and measurement of the dose at points outside the primary beam for photon energies of 6, 10, and 23 MV. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1994 Dec;30(5):1239-1246.
2. Mujica-Mota M, Weissbluth S, Daniel SJ. Characteristics of radiation induced sensorineural hearing loss in head and neck cancer: A systematic review. *Head Neck* 2013;35:1662-1668.
3. Yan M, Lovelock D, Hunt Met al. Measuring uncertainty in dose delivered to the cochlea due to setup error during external beam treatment of patients with cancer of the head and neck. *Med Phys* 2013; 40:121724.
4. Massager N, Nissim O, Delbrouck Cet al. Irradiation of cochlear structures during vestibular schwannoma radiosurgery and associated hearing outcome. *J Neurosurg* 2007;107:733-739.
5. Ramani R, Russell S, O'Brien P. Clinical dosimetry using MOSFETs. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1997 Mar;37(4):959-964.
6. Bower MW, Hintenlang DE. The characterization of commercial MOSFET dosimeter system for use in diagnostic x-ray. *Health Phys.* 1998;75:197-204
7. Sharma S, Kumar R, Akhilesh P, Pendse A, Deshpande S, Misra B. Dose verification to cochlea during gamma knife radiosurgery of acoustic schwannoma using MOSFET dosimeter. *J Can Res Ther* 2012;528-531.