

방사선치료 시뮬레이터의 비접속형관전압계 제작과 성능분석

*인제대학교 의용공학과, †경상대학교 물리학과, ‡전남대학교 물리학과,
§동아대학교 의과대학 동아대학교병원 진단방사선과

김종언* · 윤천실† · 김성현‡ · 박창희§ · 차병열*

본 연구에서는 방사선치료 시뮬레이터 장치에서 조사되는 X-선 빔의 강도로부터 관전압 측정과 관전압의 파형을 관찰할 수 있는 비접속형 관전압계를 제작하였고, 그 성능을 분석하여 임상에 사용 가능성을 검토하였다. 관전압계의 검출부는 X-선 조사면(field)의 Y축 방향으로 ±1.4 cm 지점에 두 개의 광다이오드를 배치하고 그 위에 두께가 다른 알루미늄 여과체를 각각 놓아 구성하였다. 설정 피크 관전압에 대한 여과체의 두께 비에 비례하는 상대적인 출력 실효 전압비(r_{eff})를 측정하고, NERO 6000M 기준 관전압계로 설정 피크 관전압에 대한 실효 피크 관전압($kV_{p,eff}$)을 측정하여 자연 대수치를 구하였다. 관전압계의 교정을 위해 상대적인 출력 실효 전압 비(r_{eff})와 실효 피크 관전압 대수치($\ln kV_{p,eff}$)를 선형 회귀 분석하였다. 얻어진 선형 상관계수(r)는 0.996 이었다. 따라서 제작된 비접속형 관전압계는 충분한 정확도를 가지고 있어 임상에서의 사용이 가능하다고 생각된다.

중심단어: 비접속형 관전압계, 방사선치료 시뮬레이터, 핀 광다이오드

서 론

최근에 품질보증 프로그램 활성화로 인하여 환자에 최소 피폭선량과 최대의 영상품질을 얻기 위하여 X-선 장치의 성능을 최적화하는 것이 요구된다. 이 목적을 성취하는 데 있어서 X-선 장치의 빔 조사의 제어인자들 중 하나인 X-선 관 피크 전압[피크 관전압(kV_p)]이 중요한 역할을 한다.

관전압을 측정할 수 있는 관전압계(tube voltage meter)는 접속형(invasive type)과 비접속형(non invasive type)이 있다. 접속형은 X-선 장치의 회로에 전압계를 직접 접속시켜 출력되는 관전압 파형으로부터 순시 피크 관전압(instantaneous peak tube voltage, $kV_{p,n}$)이 측정되며 파형에 독립적이다. 이 접속형의 기준 관전압계는 voltage divider이다. 비접속형은 X-선 장치에서 조사되는 빔의 강도로부터 간접적으로 관전압이 측정된다. 이 기준 관전압계인 kV_p test cassette¹⁾는 여과체(filter)를 투과한 빔의 강도에 귀착되는 필름 농도를 정합함으로써 실효 피크 관전압(effective peak tube

voltage, $kV_{p,eff}$)이 측정되며, 조사시간 동안 파형이 적분되기 때문에 파형에 의존하며 RMS 전압에 해당된다. 이 전압으로 X-선 장치를 교정하면 같은 조건하에서 같은 영상의 품질이 생성된다.²⁾ 본 연구에서는 여과체와 X-선 검출기인 핀 실리콘 광다이오드를 검출부로 구성하여 비접속형 관전압계를 제작하고, 접속형과 비접속형 양쪽의 특성들에 속하는 순시 피크 관전압과 실효 피크 관전압의 측정과 관전압 파형을 관찰할 수 있는 비접속형 관전압계의 특성과 성능을 분석하였다.

재료 및 방법

1. 성능분석에 관한 선형회귀분석 이론

X-선 장치로부터 조사되는 X-선 빔에 광다이오드를 배치하여 광다이오드가 흡수한 X-선 빔의 강도에 비례하는 출력전류를 전압으로 변환해서 증폭시켜 측정하면 전압의 반응치가 X-선관에 공급되는 관전압에 해당된다.

Chaney와 Hendee³⁾는 잘 여과된 X-선 빔의 특성들은 kV_p 의 간접적인 결정을 위한 디지털 리드아웃(readout)을 갖는 전자장치를 만드는 것이 가능하다고 제안하였으며, 다음과 같은 두 가지 가정들은 장치의 동작에 기초가 된다고 하였다.

1) 같은 조건들(예: 같은 kV_p 와 파형)하에서 동작하는 다른 진단 X-선 시스템들에 의해 발생된 X-선 빔들은 많은

이 연구는 2003년도 한국학술진흥재단 연구과제 지원으로 수행되었음 (KRF-2003-005-C00014).

이 논문은 2006년 11월 24일 접수하여 2006년 12월 14일 채택되었음.

책임저자: 김종언, (660-702) 경남 진주시 칠암동 90번지

경상대학교병원 방사선종양학과

Tel: 055)750-8219, Fax: 055)750-8217

E-mail: kjepk@yahoo.co.kr

여과 후 근본적으로 같은 빔의 품질(quality)을 나타낸다.

2) 많이 여과된 빔들에 대해서는 kV_p 와 선감쇠계수 사이의 관계는 아래의 식으로 주어진다.

$$\mu = C_1 (kV_p)^{-C_2} \quad (1)$$

여기서 μ 는 여과체 물질에 대한 선감쇠계수이고, kV_p 는 X-선관에 인가되는 피크 킬로볼트(peak kilovoltage)이다. 그리고 C_1 과 C_2 는 여과체 성분, 여과체 두께, 검출 기하학, 검출기 특성들, kV_p , kV_p 파형 등에 의존한다. 장치에서 여과체 성분과 두께, 검출 기하학, 검출기의 특성들은 위 가정의 한도들 내에서 C_1 과 C_2 가 kV_p 와 kV_p 파형에만 의존하도록 고정될 수 있다. 식 (1)에서 $\ln \mu$ 는 $-C_2$ 의 기울기를 가지는 직선에 의해 산출되는 $\ln kV_p$ 의 함수이다. C_1 과 C_2 는 관전압 파형에 의해 결정되는 상수이며, C_2 는 기울기이고, C_1 은 절편이다.

실험 방법은 Fig. 1에서 X-선 빔의 강도를 많이 여과하는 부분의 선감쇠계수⁴⁾에 의한 상대적인 출력 전압비를 측정하는 것이다. 검출부에 두 개의 여과체가 각각 X , $X + \Delta X$ 두께를 가지고 있다. 각 여과체에 빔의 강도 I_0 인 X-선을 조사하면 여과체를 통과하여 A광다이오드에 입사하는 X-선 빔 강도는 I_A , B광다이오드에 입사하는 X-선 빔 강도를

I_B 로 할 때, 두 광다이오드에 입사하는 상대적인 X-선 빔의 강도는 다음과 같다.

$$I_B = I_A e^{-\mu \Delta X} \quad (2)$$

한편 A, B 광다이오드 각각 I_A , I_B 의 전류는 전압으로 변환되어 증폭비에 비례하는 전압으로 출력된다. 단자(Jack, J)에서 출력 전압을 J_A , J_B 라고 하면 이들의 상대적인 출력 전압 비 r 는

$$r = \frac{J_B}{J_A} = C e^{-\mu \Delta X} \quad (3)$$

가 된다. 여기서 C 는 A광다이오드와 B광다이오드 사이에서 상대적인 응답이고 만약 두 광다이오드가 같은 에너지 응답을 하면 상수(1)이다.

실험적으로 측정된 상대적인 출력 전압비 r 와 측정된 kV_p 의 대수치를 선형적으로 정합(fit)하면 식(4)⁵⁾의 선형방정식을 얻을 수 있다.

$$\ln kV_p = ar + b \quad (4)$$

또한 상대적인 출력 전압비 r 는 실효비(effective ratio, r_{eff})와 순시비(instantaneous ratio, r_n) 두 가지로 분류할 수 있다.

r_{eff} 은 J_A 와 J_B 의 적분한 파형의 비이며, 파형에 의존한다. 이는 kV_p test cassette에서 농도비에 해당되며 아래와 같이 정의된다.

$$r_{eff} = \frac{\sum J_B}{\sum J_A} \quad (5)$$

r_n 은 J_A , J_B 전압 파형에서 n 번째 피크의 순시비이고, 파형에 독립적이며, 아래와 같이 정의된다.

$$r_n = \frac{J_{B,n}}{J_{A,n}} \quad (6)$$

이들 출력 비로부터 관전압을 결정하기 위한 식은 아래와 같다.

$$\ln kV_{p,eff} = ar_{eff} + b \quad (7)$$

$$\ln kV_{p,n} = ar_n + b \quad (8)$$

2. 방법

본 실험에서 사용한 방사선치료 시뮬레이터는 Varian사의 XIMATRON CX이며, 파워가 3Φ 이중 6필스이다. 그리고 제작된 비접속형 관전압계의 교정을 위해 사용된 기준

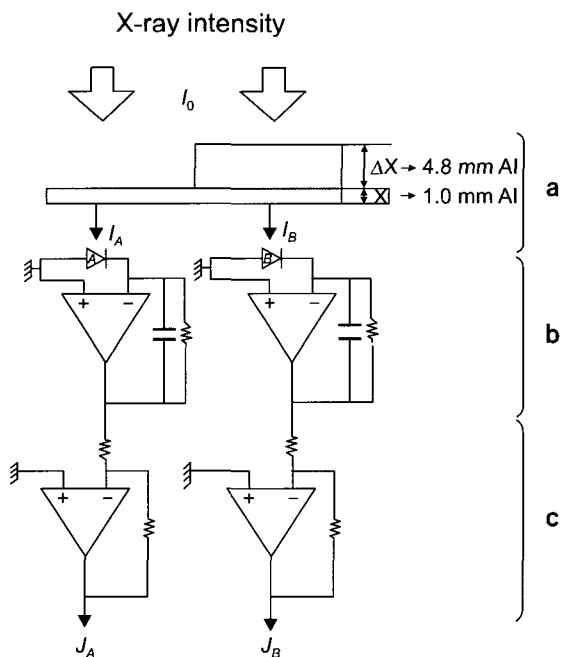


Fig. 1. Configuration of the fabricated noninvasive tube voltage meter. (a) The part of detection. (b) Detection circuit. (c) Amplification circuit.

비접속형 관전압계는 Victoreen사의 NERO 6000M^o이다. 검출부를 구성하기 위해 Hamamatsu사의 X-선 검출기인 PIN Silicon Photodiode (S3590-05)와 한국 알루미늄 공업사의 알루미늄 A1050을 사용하였다. 또한 광다이오드의 원시 신호를 측정하기 위해 Tektronix사의 TDS360 Digital Real Time Oscilloscope를 사용하였다. 그리고 자체 제작된 증폭기와 샘플링 주파수가 30.303 kHz인 12 bit A/D변환기 및 486 컴퓨터를 사용하였다.

1) 비접속형 관전압계 제작

관전압계의 기본 구성은 측정대상 신호를 검출하는 검출부와 검출한 신호를 증폭 처리하는 신호처리부, 그리고 측정결과를 나타내는 표시부로 구성되어 있으며 각각의 특성은 다음과 같다.

(1) 검출부: 검출부 박스(box)의 재질은 광다이오드의 접지와 가공을 쉽게 할 수 있고, 동축케이블 연결 시 흔들림 방지, 광다이오드가 영향을 받을 수 있는 외부 광을 차폐할 수 있도록 알루미늄을 사용했고, 박스의 치수는 10×10×3 cm³이다. 이 검출부 박스 윗면의 평면 좌표계에서 원점으로부터 X축 방향으로 ±1.4 cm 지점에 두개의 광다이오드의 중심이 각각 위치하도록 가공하여 배치한 다음 1 mm Al판을 덮어서 외부 광을 차단함과 동시에 여과체 역할을 하도록 하였고, B광다이오드 위에 4.8 mm Al 여과체를 놓아서 검출부를 구성하였다.

B광다이오드 위의 여과체의 두께는 설정 관전압 79 kV_p의 반가층에 해당되며, 설정 관전압 40~125 kV_p의 범위에서 상대적인 출력 전압비 r가 대략 0.2~0.6 범위에 있도록 선택하였다.

기준 조사면의 크기 결정 시 검출부의 배치는 X-선 빔의 heel effect의 영향을 최소화하기 위해 X-선관의 장축(음극과 양극 방향)과 검출부 박스의 Y축을 일치시켰다. 관전압 측정은 산란선에 영향을 받지 않고 조사면의 크기와 무관하기 때문에, 검출부 박스의 치수와 두 광다이오드의 배치된 상태를 고려하여 기준 조사면의 크기를 4×7 cm²를 채택하였다.

검출부 기준거리는 기준 조사면의 크기를 사용하여 두 광다이오드의 출력 전압이 같은 지점의 거리를 찾는 것과 동시에 광다이오드의 출력 전압은 뒷단의 증폭 문제를 고려해 큰 출력 전압을 얻는 것이 제작하는 데 용이하므로 X-선관 초점으로부터 거리 65~75 cm에서 A, B 광다이오드 출력 전압을 오실로스코프로 측정하였다. 측정 결과 69 cm지점에서 두 광다이오드의 출력 전압이 같았다. 이 거리를 검출부의 기준거리로 채택하였다.

(2) 신호처리부 제작: 검출회로와 증폭회로로 구성된다. 검출회로의 출력 전압은 검출부의 기준거리와 기준 조사면 크기의 조건하에서 조사조건 110 kV_p, 100 mA, 0.1 s (실험에서 관전압 최고 수준)로 X-선 빔을 조사했을 때 0.18 V가 측정되었다. 이 전압을 증폭회로에서 22배 증폭하여 A/D 변환기의 입력 전압(±5 V) 범위를 초과하지 않도록 하였다.

(3) 표시부: 데이터 취득과 분석할 수 있는 프로그램을 자체 제작하였다. 이 과정에서 취득한 데이터에 존재하는 잡음(noise)을 제거하기 위해 signal averaging method를 사용했으며, 사용된 관계식은 아래와 같다.

$$J_A \text{ 파형: } sq1=[sq1(0)+sq1(1)+sq1(2)]/3$$

$$J_B \text{ 파형: } sq2=[sq2(0)+sq2(1)+sq2(2)]/3$$

$$r \text{ 파형: } ratio=[ratio(0)+ratio(1)+ratio(2)]/3$$

2) 측정

(1) 실험 피크 관전압: NERO 6000M 기준 관전압계로 X-선관 실험 피크 관전압 측정시 측정한 방법은 기준거리와 기준 조사면의 크기를 맞춘 다음 관전류와 조사시간을 각각 100 mA, 0.1 s로 고정하고, 설정 피크 관전압은 약 5 kV_p 간격으로 무작위로 선택하여 7일간 측정해서 평균치를 구하였다.

(2) 상대적인 출력 실험 전압비: 제작된 비접속형 관전압계로 상대적인 출력 실험 전압비 측정 시 측정한 방법은 기준거리와 기준 조사면의 크기를 맞춘 다음 관전류와 조사시간은 각각 100 mA, 0.1 s로 고정하고, 설정 피크 관전압을 약 5 kV_p 간격으로 무작위로 선택하여 10일간 측정해서 평균치를 구하였다.

결 과

X-선 장치의 피크 관전압은 X-선관의 양극(anode)과 음극(cathode) 사이에 인가되는 전위차를 말하며, 조사시간은 방사선량률이 촬영에 유효한 값을 초과하고 있는 시간을 말하며 3σ 이중 6펄스의 조사시간은 관전압 파형의 개시부 및 종료부가 소정 관전압에 대하여 각각 75%가 되는 시간에 해당된다. 본 실험에서 제작된 비접속형 관전압계는 실험 피크 관전압과 조사시간만 측정된다.

관전압계의 교정은 실험 피크 관전압으로부터 구한 실험 피크 관전압 대수치(lnkV_{p,eff})와 상대적인 r_{eff}를 선형적으로 정합(fit)한 다음 실험 피크 관전압 대수치에 실험 피크 관전압을 대응시켜 kV_{p,eff}이 출력되도록 하였다. 교정의 결과인 상대적인 출력 실험 전압비와 실험 피크 관전압 대수치

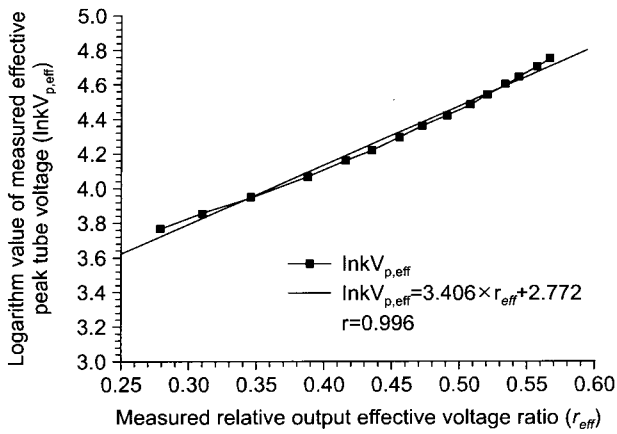


Fig. 2. Result of linear regression analysis for logarithm values of effective peak tube voltage and relative output effective voltage ratios.

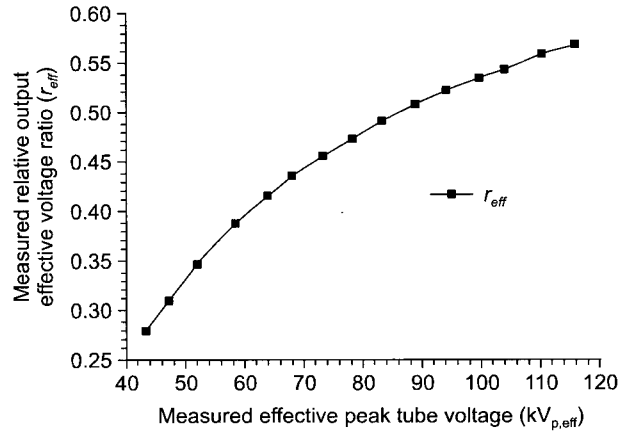


Fig. 5. The ratios of the measured relative output effective voltage vs the measured effective peak tube voltages.

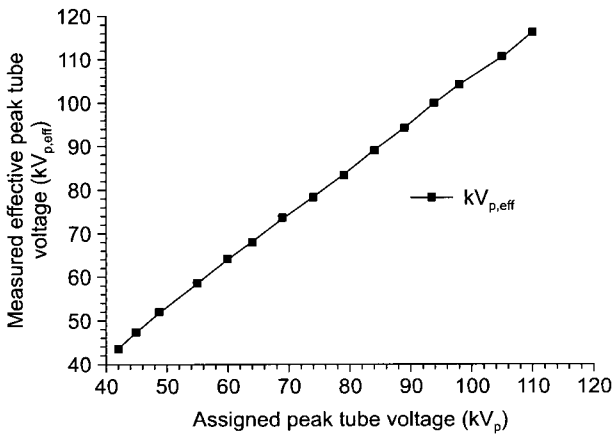


Fig. 3. The values of effective peak tube voltage which is a mean value obtained from 7-day measurement with Victoreen's NERO 6000M.

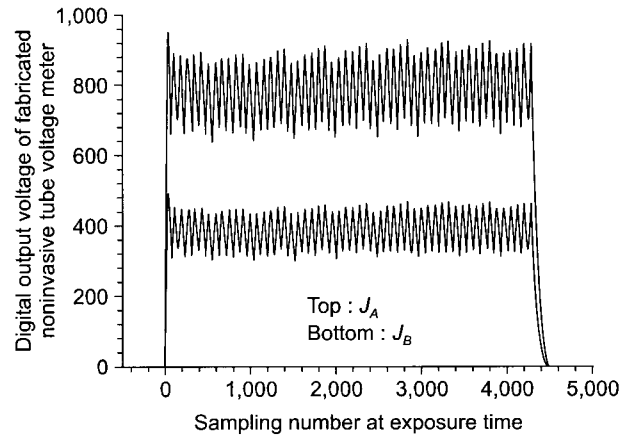


Fig. 6. Output voltage waveforms from J_A (top) and J_B (bottom) under condition of 83.37 $kV_{p,eff}$, 100 mAs and 0.142 s.

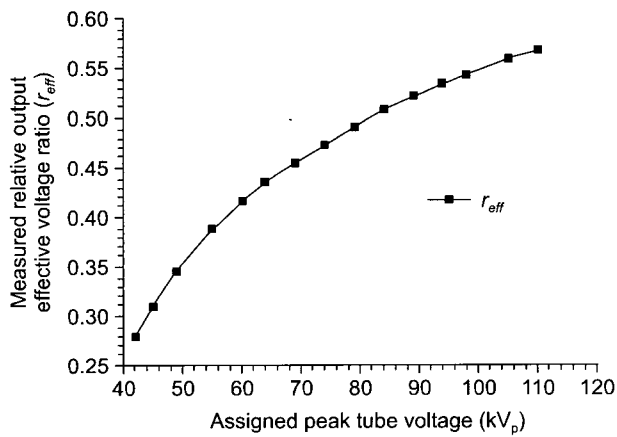


Fig. 4. The ratios of relative output effective voltage which is mean value obtained from 10-day measurement with the fabricated noninvasive tube voltage meter.

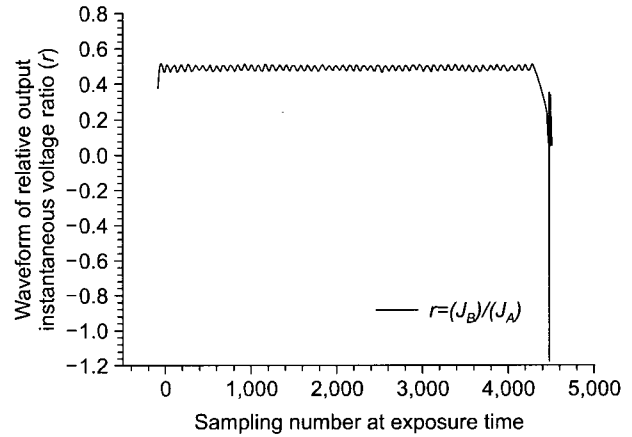


Fig. 7. Waveform of relative output instantaneous voltage ratio formed by J_B per J_A waveforms in Fig. 6.

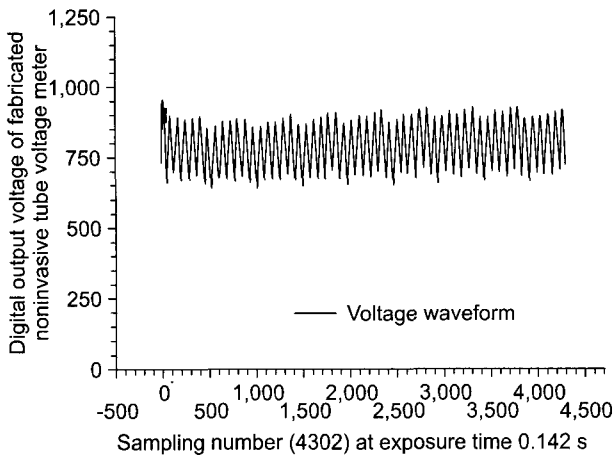


Fig. 8. Defined region of exposure time at the voltage waveform.

에 대한 선형회귀분석에서 상관계수(r)는 0.996을 얻었으며, 이 결과는 Fig. 2에서 보여준다. Fig. 3은 설정된 피크 관전압에 대한 측정된 실효 피크 관전압의 7일간 측정의 평균치들을 보여주고 있으며, Fig. 4는 설정된 피크 관전압에 대한 측정된 상대적인 출력 실효 전압 비의 10일간 측정의 평균치들을 보여주고 있다. 그리고 Fig. 5는 측정된 실효 피크 관전압에 대한 측정된 상대적인 출력 실효 전압 비들은 지수 함수적으로 증가하는 양상을 보여준다.

표시부에서 나타내는 예를 살펴보면, Fig. 6은 데이터를 취득한 J_A , J_B 전압 파형을 보여주는데, 여기서 J_A 전압 파형은 위에 있는 파형이고, J_B 전압 파형은 아래에 있는 파형이다. Fig. 7은 Fig. 6에서 J_A 전압 파형에 대한 J_B 전압 파형의 비로서 형성된 상대적인 출력 순시 전압비(r)의 파형으로서 교정을 행하면 순시 피크 관전압이 출력될 수 있다. Fig. 8은 전압 파형에서 조사시간의 범위에 속하는 파형 영역을 보여주며, 또한 파형의 이상상태를 관찰할 수 있다.

결 론

본 연구에서는 방사선치료 시뮬레이터의 비접속형 관전압계를 제작하였다. 제작된 관전압계의 측정범위는 약 40~120 kV_p이고, 이 범위에서 관전압 파형을 관찰할 수 있었으며, 또한 조사시간과 실효 피크 관전압 등을 측정할 수 있었다.

이 관전압계의 교정은 상대적인 출력 실효 전압비와 실효 피크 관전압 대수치의 선형 정합으로 하였고, 선형 상관계수(r)를 0.996으로 얻었다.

따라서 이 실험의 결과로부터 제작된 비접속형 관전압계가 높은 정확도를 가지므로, 임상에서의 사용이 가능할 것으로 생각한다.

참 고 문 헌

1. Jacobson AF, Gameron JR, Siedband MP, et al: Test cassettes for measuring peak tube potential of diagnostic X-ray machines. *Med Phys* 3:19-25 (1976)
2. Ardran MG, Crooks HE: Checking diagnostic X-ray beam quality. *Br J Radiol* 41:193-198 (1968)
3. Chaney EL, Hendee WR: An instrument with digital readout for indirect determination of kVp. *Med Phys* 5:141-145 (1978)
4. Cooke R, Weaver K, Showalter C: A method for field measurement of diagnostic X-ray tube potential. Draft presented at the 18th Annual Meeting of the Health Physics Society June, 17-21 (1973)
5. Simen WE, Richards D: Application of optical instrumentation in medicine IX. *SPIE* 273:149-152 (1981)
6. Simon WE: Noninvasive evaluation of a diagnostic X-ray machine using the victoreen model 6000a nero. *Br J Radiol Suppl* 18:96-99 (1985)

Fabrication of the Noninvasive Tube Voltage Meter of Radiotherapy Simulator and Its Performance Analysis

Jong-Eon Kim*, Chun-Sil Yoon[†], Sung-Hyun Kim[‡], Chang-Hee Park[§], Byung-Youl Cha*

*Department of Biomedical Engineering, College of Biomedical Sciences and Engineering, Inje University,

[†]Department of Physics, College of Natural Science, Gyeongsang National University,

[‡]Department of Physics, College of Natural Science, Chonnam National University,

[§]Department of Diagnostic Radiology, Dong-A University Hospital, Dong-A University College of Medicine

In this study, we have fabricated the noninvasive tube voltage meter which can observe the waveform of tube voltage and measure the tube voltage by using the intensity of X-ray beam irradiated from radiotherapy simulator and also investigated the feasibility for clinical applications. Two pin photodiodes acting as X-ray detectors were arranged in parallel at the position of ± 1.4 cm in the y-axis of X-ray field and the aluminum filters with different thickness were placed above them. Using this detector, we could get the ratio (r_{eff}) of the relative output voltage which is proportional to the thickness of the filters. And the logarithm of effective peak tube voltage ($\ln kV_{p,eff}$) was obtained by Victoreen's NERO 6000M used as reference tube voltage meter. From the linear regression analysis of r_{eff} and $\ln kV_{p,eff}$ the correlation coefficient (r) of linear equation was obtained to be 0.996 for the calibration of the tube voltage meter. Therefore, we suggest that the noninvasive tube voltage meter fabricated in this study can be used for clinical applications due to its high accuracy.

Key Words: Noninvasive tube voltage meter, Radiotherapy simulator, PIN photodiode