

## 전기수술기 성능시험용 True RMS 측정에 관한 연구

고한우 · 배문섭 · 최덕희

= Abstract =

### A Study on the True RMS Measurement of Electrical Unit for Performance Test

Han Woo Ko, Moon Seob Bae, Duck Hee Choi

This paper describes the results of study on the measurement method of TRMS(true root mean square value) in electrosurgical unit.

We used three type(direct computing type, indirect computing type, thermal converting type) in the measurement of TRMS.

Three types of measurement method were compared with respect to power level, frequency and crest factor in addition to environmental temperature.

In three of them, the thermal converting type was the best for th electrosurgical unit analyzer

### 1. 서 론

전기수술기(electrosurgical unit ; ESU)는 조직을 절개하거나 지혈하기 위해서 수술실에서 널리 사용되고 있다. 전기수술기의 이러한 두가지 효과는 고주파전류에 의해 이루어지며, 절개와 지혈에 영향을 미치는 두가지 주요인은 전달된 전력과 사용

된 파형이다.

따라서 가능한 환자에게 손상을 적게 주면서 효과적이고 안전한 수술을 시술하기 위해서는 전기수술기의 출력과 고주파 누설전류를 측정 및 교정하고 성능을 평가하여야 한다. 즉 출력전력, 파고율과 누설전류를 측정하므로써 조직절개나 지혈에 충분한 에너지를 측정하므로써 조직절개나 지혈에 충분한 에너지를 공급하고 있는지, 대지로 흐르는 RF(radio frequency) 누설전류가 환자의 화상을 피하고, 환자에 부착된 다른 전기전자 의료기기를 교란시킬 위험을 피할 만큼 충분히 작은지 확인할 수 있다.

(접수 : 1991년 11월 15일)

한국표준과학연구원 계측시스템 연구실

Korea Research Institute of Standards and Science,  
Instrumentation and System Lab.

(본 연구는 1991년도 과학기술처의 출연연구비 지원에 의하여 이루어졌음)

그러나 전기수술기의 출력신호는 고주파수(300 KHz-5MHz)이며, 높은 파고율(crest factor, 일반적으로 2-12)과 큰 출력(50-500Watt)을 발생시키므로 일반적으로 사용되는 DVM(digital multimeter)으로는 측정이 불가능하다. 따라서 병원에서 이를 손쉽게 측정하여 전기수술기의 성능을 평가하기 위한 연구가 이루어져 왔다 [1]-[4].

그러나 이들 측정시스템은 서로 각각의 장단점을 가지고 있으나 이에 대한 비교연구가 이루어지지 않고 있으며, 최근에는 열교환방식의 RMS-to-DC변환용 직접소자가 개발되어 이를 응용한 계측기에 대한 연구가 이루어지고 있다.

따라서 본 연구에서는 전기수술기 성능시험용으로 적합한 측정시스템을 개발하기 위해서 일차로 3가지의 TRMS(True Root Mean Square value) 측정시스템을 구성하고 그 특성을 비교측정하여 전기수술기 성능시험에 적합한 TRMS 측정방식을 결정한다.

## 2. 전기수술기

전기수술기는 두개의 전극을 통해서 2-3KV, 50-200mA의 고주파 전류를 인체를 통해서 흘러서 조직을 절개하거나 지혈하며, 이 때 조직에서 발생하는 열은 식 (1)과 같이 된다[9].

$$P = \rho V Id \quad [W] \quad (1)$$

$\rho$  : resistivity of tissue [ohm-meter]

$((1-2) \times 10^3$  [ohm-meter]

$V$  : volume [m<sup>3</sup>]

$Id$  : current density

전기수술기의 출력파형은 3가지 종류의 파형이 사용되며, 각각의 조직의 절개, 지혈, 절개 및 지혈의 3가지 용도에 따라 선택된다.

따라서 ESU의 성능을 평가하기 위해서는 환자 시뮬레이션용 부하를 구동시켜서 출력전압파형을 관찰하고 비교한다. 그러나 RMS 전압의 10% 변화는 20%의 전력이 감소하므로 측정된 침투전압이 비슷할 지라도 전력의 변화는 크게 되며, 입력신호의 파고율 또한 정확도에 큰 영향을 미치게 된다.

## 3. True RMS-DC 변환기

실효치(effective value, 또는 root mean square value)는 순시값이  $i[A]$ 인 주기전류가 저항  $R$ 을 통해서 흐를 때  $T$ 초 동안에 발생하는 열량과 같은 열량을 내는 직류전류  $I[A]$ 를 주기전류  $i$ 의 실효치라고 정의하며, 식 (2)와 같이 나타낸다.

$$I = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T i^2 dt} \quad \dots\dots\dots (2)$$

식 (2)로 표시되는 RMS값을 실제로 측정하기 위해서는 입력신호를 제공하고, 평균을 취하여, 평방근을 구하는 연산을 수행하는 측정 시스템을 구성하여야 한다.

그러나 위의 식(2)에 의해서 RMS값을 측정하는 계측기를 설계할 때에 RMS 측정기의 측정범위의 동특성(dynamic-range characteristics)과 관련된 가장 큰 인자는 파고율이다. 왜냐하면 만약 입력신호의 RMS 값의 동특성 범위가 20:1이고, 파고율이 5라면 이 신호를 측정하기 위한 RMS 측정기의 동특성범위는 100:1이어야 한다.

따라서 RMS값을 측정하고자 할 때는 측정하고자 하는 신호의 특성을 고려하여 최적인 측정회로를 설계하여야 하며, 생명을 다루는 의료기기의 성능을 평가하는 의료용 계측기기인 경우는 더욱 그러하다.

오늘날 전기적인 방법으로 RMS값을 측정하는데는 다음과 같은 3가지 방법이 측정하고자 하는 신호의 특성에 따라서 선택적으로 사용되고 있다.

### 3-1. 직접계산 방식 RMS-DC 변환기

어떤 파형의 RMS값을 측정하기 위해서는 앞의 식(2)에서 알 수 있듯이 제곱과, 평균 및 평방근의 3가지 연산을 필요로 하며 이것은 그림 1과 같이 승산기와 연산증폭기를 이용하여 측정할 수 있으며, 이를 직접 계산방식 RMS-DC 변환방식이라 한다.

그림 1의 직접계산방식은 2개의 승산기와 평방근계산기 및 1개의 연산증폭기를 필요로 하므로 고가이며, 시스템이 복잡하다.

한편 승산기의 순간적인 입력범위가 100:1(0.1V-10V)로 변하면, 승산기 출력은 10,000:1의

동작범위(1mV-100V)로 변하게 되므로 직접계산 방식 RMS-DC변환기의 동작범위는 상대적으로 좁다.

그러나 직접계산방식은 입력 레벨이 10:1정도까지는 상당히 정확한 측정을 할 수 있으며 넓은 대역폭과 빠른 응답특성을 갖는다.

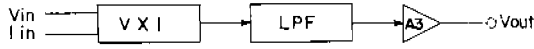


그림 1 직접계산방식  
Fig. 1 Explicit computation method

### 3-2. 간접계산방식 RMS-DC변환기

이 방식은 식(2)의 RMS값 계산을 식(3)과 같이 간접적으로 수행하여 직접계산방식의 문제점을 해결한 가장 좋은 방법이라 할 수 있다.

$$V_{rms}^2 = V_{in}^2 \quad (3)$$

$$V_{rms} = \frac{V_{in}^2}{V_{rms}}, \quad (4)$$

이 방식은 식(4)와 같이 RMS값 측정시 그림2와 같이 출력을 다시 입력측으로 케환시켜 간접적으로 평방근을 구하는 것이다.

이러한 간접적인 RMS계산방식의 장점은 입력신호의 제곱을 출력의 평균으로 나누므로 신호의 평균레벨이 입력신호의 RMS값 변화에 대하여 선형적으로 변하므로 직접계산방식에 비하여 동특성범위가 현저하게 증가하며, 시스템구성이 간단하므로 저가격으로 측정시스템을 구성할 수 있다는 것이며, 단점으로는 열변환방식이나 직접계산방식보다 대역폭이 좁고 열변화 방식에 비하여 입력신호레벨의 범위가 좁다.

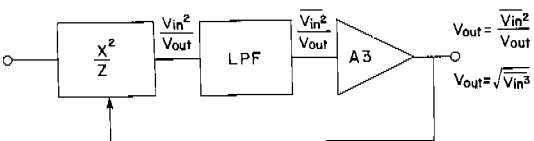


그림 2 간접계산방식  
Fig. 2 Implicit computation method

### 3-3. 열변환 RMS-DC변환기

최근 저가격 고성능의 monolithic thermal RMS-

DC 변환기가 개발되기까지는 열전대(thermo couple)를 사용하였으므로 이 방식은 이론적으로는 가장 간단하지만, 측정시스템을 구현하기는 가장 어렵고 값비싼 방법이었다.

그림 3은 이 방식을 이용한 측정시스템의 블록선도이다.

이 방식은 앞의 실효치에 대한 정의 그대로 연산을 행하는 방식이며, 그림 3에서 입력 교류전압과 출력 직류전압에 의해서 저항 R1과 R2에서 발생하는 전력 즉 열을 두 개의 온도센서 S1, S2로 검출하여, 두 온도센서의 출력의 차가 영이 되도록 제어하는 것이다.

이때 Pac와 Pdc가 같을 때 측정회로는 평형을 이루고, 이때 R1과 R2가 주위에 대하여 동일한 열적전달경로를 갖는다면 R1과 R2에서 소비되는 전력은 같게 된다.

따라서 이 때의 평형 방정식은 식(5)와 같이 되고 출력은 식(6)과 같이 된다.

$$\frac{(KV_{in})^2}{R_1} = \frac{(KE_o)^2}{R_2}, \quad (5)$$

$$E_o = \sqrt{\frac{R_2}{R_1}} (V_{rms}) \quad (6)$$

식(6)에서  $R_1=R_2$ 이면 출력전압은 입력신호의 실효치와 같게된다.

이 방식은 가장 넓은 주파수특성범위(수100 MHz)를 가지며 높은 파고율(≒50)을 갖는 신호도 정확히 측정할 수 있으나 온도변화에 따라 특성이 다소 변하는 단점을 가지고 있다.

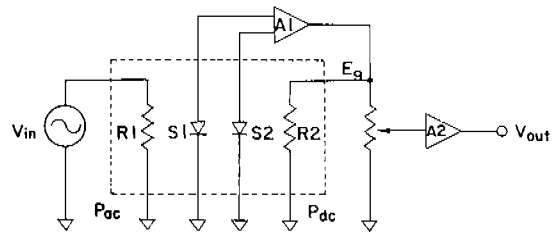


그림 3 열변환식 RMS-to-DC변환기  
Fig. 3 Thermal RMS-to-DC converter

## 4. 실험 및 결과고찰

D. Blomfield<sup>[2]</sup>는 Valleylab사의 Model SSE2k

$W_i$  각각은 모두 같은 분산값  $\sigma(F)^2$ 를 갖고 있고 이를 통해  $M$ 의 직교 성분의 상관성이 제거되었고 같은 크기의 분산을 갖는  $W$ 로 변환되었다. 그림 2.2는 전체 처리 과정을 나타낸다. 그림 2.3은 중폭한 근전도를 시간축에 대해 나타낸 그림이고 그림 2.4는 그림 2.3의 신호를 직교 변환하여 시간축에 대해 나타낸 그림이다.

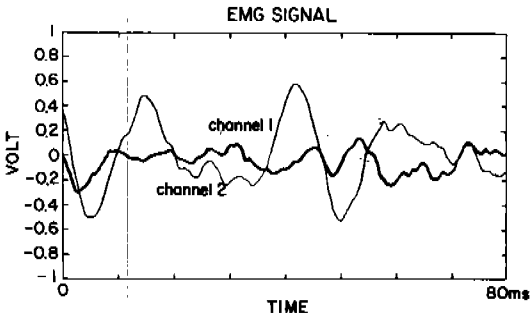


그림 2.4 직교 변환된 근전도 신호(좌향선회 운동)  
Fig. 2.4 Orthogonal transformed signal (left side movement)

### 2.3 확률 모델

운동 종류 및 속도를 규정하는 어떤 임의의 근육 명령 신호  $(m, s)$ 에 대해 측정된 신호에서 어떤 영교차수 및 분산  $(M_z, M_v)$ 을 갖을 확률을  $P\{(M_z, M_v)/(m, s)\}$ 라 하면

$$P\{(M_z, M_v)/(m, s)\} = P\{(M_z = (M_z^1, M_z^2)^T / M_v = (M_v^1, M_v^2)^T) / (m, s)\} \quad (2.11)$$

;이 때 1, 2는 서로 다른 EMG신호 취득 위치가 성립한다. 이때  $M_z$ 는 근사적으로 이항 분포를 갖고  $M_z^1$ 와  $M_z^2$ 는 서로 독립적이라고 가정하면

$$P\{X_z = (M_z^1, M_z^2)^T / M_v = (M_v^1, M_v^2)^T\} = \quad (2.12)$$

$$\left[ \begin{matrix} N \\ M_z^1 \end{matrix} \right] a_1 M_z^1 z (1-a_1)^{N-M_z^1} \left[ \begin{matrix} N \\ M_z^2 \end{matrix} \right] a_2 M_z^2 z (1-a_2)^{N-M_z^2}$$

;  $a_1, a_2$ 는 1, 2 패턴의 영교차가 일어날 확률,  $N$ 는 플레임당 샘플링수 이때  $Na_1[2](1-a_1[2]) \gg 1$ 이던 계산의 단순화를 위해 Demoiivre Laplace Theorem의 도입이 가능하다. 따라서 식 (2.12)은

$$P\{(M_z, M_v) = (M_z^1, M_z^2, M_v^1, M_v^2)/(m, s)\}$$

$$\frac{1}{(2\pi)^{2k}} \frac{1}{a_1 a_2 (1-a_1)(1-a_2)} \exp\left\{-\frac{(M_z^1 - Na_1)^2}{2Na_1(1-a_1)} + \frac{(M_z^2 - Na_2)^2}{2Na_2(1-a_2)}\right\} \quad (2.13)$$

으로 근사화 할 수 있다. 또한 EMG신호가 평균이 0인 가우시안 분포를 갖고 에르고딕(ergodic)하다고 가정하면

$$M_v = \pi/2 \cdot M_a^2 \cdot M_a \text{는 EMG신호의 절대적 분치} \quad (2.14)$$

의 식이 성립하므로 확률 계산시 분산 패러미터가 절대적 분치 패러미터로의 변환이 가능하여

$$P\{(M_z^1, M_z^2)^T / (m, s)\} = \left[ \frac{1}{\pi^2 M_a^1 M_a^2} \right] P\{M_a = (2/\pi) (M_z^1, M_z^2)^T / (m, s)\} \quad (2.15)$$

의 식이 성립한다. 또한 절대적 분치는 기준 명령  $(m, s)$  주위에 가우시안 분포를 갖는 랜덤 변수로 모델링이 가능하다.<sup>[9]</sup>

순차적 입력 신호  $M_1, M_2, \dots, M_k$ 가 서로 독립적이라고 가정하면 그 베이즈 확률(bayes probability)은

$$P(W_i / M_1, M_2, \dots, M_k) = \prod_{j=1}^k P(M_j / W_i) P(W_i) / \sum_{j=1}^k \prod_{j=1}^k P(M_j / W_j) P(W_j) \quad (2.16)$$

식으로 나타낼 수 있다.

### 2.4 동작 판성

팔의 움직임에 따른 동작 판정을 위한 판별 규칙을 정하기 위해 확률 밀도 함수로 부터 우도확률(likelihood probability)을 정의하면,

$$H(W_i, U^k) = \frac{\prod_{j=1}^N P(U_j | W_i) P(W_i)}{\sum_{i=1}^N \prod_{j=1}^N P(U_j | W_i) P(W_i)} \quad (2.17)$$

이 된다. 여기서  $U^k$ 는 실험에 의해 측정된 샘플이며  $W_i$ 는 각 동작에 해당하는 근전도 신호의 패턴 분류로써

$$\sum H(W_i, U^k) = 1 : (m=8)$$

이 된다. 동작 판정을 위한 판별량(decision measure)을  $D(U^k)$ 로 정의하면  $D(U^k)$ 가

$$D(U^k) = \text{MAX}\{H(W_i, U^k)\} \quad (W_i : \text{기준패턴분류범위})$$

로 정의될 때 팔의 움직임에 대한 판별 규칙은 각 동작에 있어

$$H(W_i, U^k) = \text{MAX}\{H(W_i, U^k)\} \quad (2.18)$$

#### 4-2 파고율에 따른 RMS-DC변환기의 특성측정

그림 6은 측정시스템의 블록선도를 나타낸다.

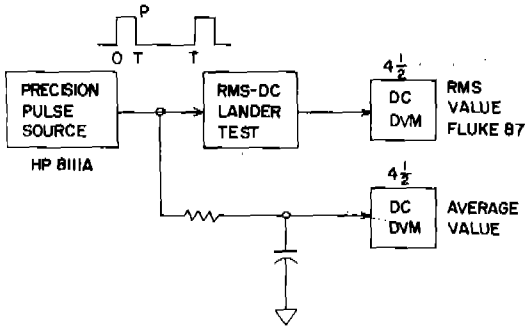


그림 6 파고율에 따른 RMS변환기의 특성측정

Fig. 6 Measurement set-up for the RMS-DC converter as a function of crest factor

그림 6과 같이 측정시스템을 구성하고 일반 함수 발생기로는 정현파의 파고율을 변경시키기 어려우므로, 입력신호의 파고율을 변경시키기 위해서 그림 6과 같이 20KHz 펄스파의 duty cycle을 1%~50%까지 (파고율 10~1.141)변화시키면서 RMS출력전압을 측정하였다.

펄스파인 경우 duty cycle과 파고율 및 RMS값 사이에는 다음과 같은 관계가 있으므로 이를 이용하였다.

$$CF = \frac{P}{V_{rms}} = \sqrt{\frac{T}{\tau}} \quad (7)$$

$$V_{rms} = P \sqrt{\frac{\tau}{T}} = \frac{P}{CF} \quad (8)$$

그림 7은 식(7), (8)에서 구한 값에 대한 측정값의 비를 나타낸다.

그림 7에서 열변환방식 RMS측정법은 파고율의 큰 변화에 불구하고 측정 값의 오차범위는 ±3% 이내로 안정되는데 반해서 간접계산방식을 적용한 RMS측정법은 파고율이 커짐에 따라 오차가 커지게 된다.

따라서 큰 파고율 값과 그 변동범위가 큰 전기수술기용 출력을 측정하기 위한 RMS측정법에는 열변환법이 더 우수함을 알 수 있다.

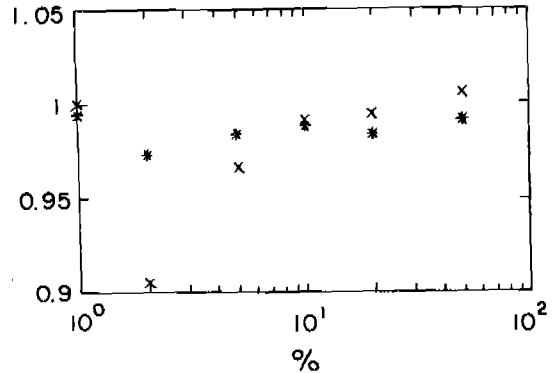


그림 7 파고율에 따른 RMS변환기의 특성

Fig. 7 Characteristics of RMS-to-DC Converter as a function of crest factor

\* : 열교환방식, x : 간접계산방식

#### 4-3. 온도변화에 따른 RMS-DC변환기의 특성측정

측정시스템의 온도변화에 따른 특성변화를 알아보기 위해서 본 연구실에 보유하고 있는 계측기기의 환경시험용 장비(Hohouse사,Germany)를 이용하여 특성을 측정하였다.

표 1은 이 환경시험용 기기의 측정범위를 나타낸다.

표 1

Table 1 Characteristics of environmental chamber

Temp. range	: -40°C - +180°C
Heating rate	: 1.5°C/min
Cooling rate	: 1.5°C/min
Humidity range	: 10-98% RH(+10°C-90°C)
Work space	: 100×1500×1000mm

위의 환경시험조 내에 구성된 측정시스템을 넣고 주위온도를 15°C~35°C까지 5°C간격으로 온도를 변화시키면서 실험을 반복하였으며, 각 온도변환 단계마다 환경시험조의 온도와 측정시스템의 온도가 일치할 때까지 30분간의 안정시간을 주었다.

그림 8은 온도변화에 따른 측정시스템의 특성을 나타낸다.

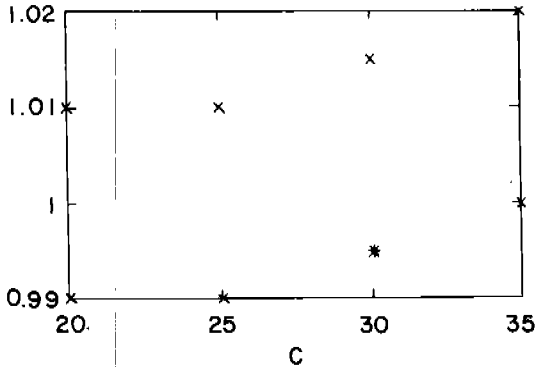


그림 8 온도변화에 따른 RMS변환기의 특성  
 Fig. 8 Characteristics of RMS-to-DC Converter as a function of temperature variation  
 × : 열교환방식, \* : 간접계산방식

그림 8로부터 주위 온도변화에 따른 측정값의 오차는 직접 계산방식이 1.0%, 열교환방식이 1.01%로서 열교환 방식 쪽이 크다. 그러나 열교환방식의 오차는 측정 허용오차 범위내에 들어가므로 전기수술기용 전력측정기로 사용하는데 문제가 되지 않는 것으로 평가된다.

### 5. 결 론

본 연구에서는 전기수술기 성능분석기를 개발하기 위하여 고출력 및 높은 파괴율을 갖는 출력신호의 출력과 파괴율 등을 측정하는데 최적인 True RMS 측정기를 설계하기 위하여 세가지의 RMS 측정법에 대하여 각각 진폭 및 주파수특성, 파괴율에 따른 특성 및 온도특성에 대한 실험을 행하여 그 결과를 분석하였다.

직접 계산방법은 전기수술기 성능분석기로는 부적합하였으며, 간접 계산 방법은 입력신호의 레벨에 따른 선형도의 변화가 심하고, 입력 신호주파수가 500KHz 이상이면 특성이 급격히 나빠져서 측정오차가 증가하였으나 열변환 방법에서는 2MHz까지 가능하였다.

파괴율은 10-1.144까지 변형시켰을 때 직접계산방식의 오차는 -8.5%-0.6%까지 변하고, 열변환 방식에서는 ±3%까지 변하였으며, 환경시험기

를 이용하여 온도시험을 한 결과 직접변환 방식의 오차는 평균 1.0%이며, 열변환방식의 오차는 1.01%이었다.

따라서 ESU 성능분석용 True RMS 측정에는 열변환 방식이 가장 적합하였으며, 이를 이용하여 전기수술기 성능분석기를 개발할 계획이며 그 결과는 추후에 발표할 것이다.

### 6. 참고문헌

- 1) R.L.G. Kirsner, "An inexpensive R.M.S. ammeter for use with electrosurgical units", J. of Med. Eng. & Tech. 10-2, pp. 67-68, 1986.
- 2) D.Blomfield, "An electrosurgery power output meter", Aust. Phys. & Eng. Sci. in Med. 0-4, pp. 163-167, 1986.
- 3) Grimenes, S. "True R.M.S. volt/ammeters for surgical diathermy measurements during an operation", Med. & Biol. Eng. & Computing, 21, pp. 654-656, 1983.
- 4) Taunton J.C. et al., "Portable diathermy powermeter", J. of Med. Eng. and Tech. 3-6, pp. 300-301, 1979.
- 5) K. Takahashi, "A precision thermal wattmeter having a sampling control system and an analog feedback loop", IEEE Trans. IM40-2, 1991.
- 6) G. Schuster, "Thermal measurement of ac power in comparison with the electrodynamic method", IEEE Trans. IM-25, pp. 529-533, 1976.
- 7) J.D.Hunter et al., "An efficient six-port procedure for power meter calibration", IEEE Trans. IM40, pp. 473-475, 1991.
- 8) J.M. William et al., "A 25MHz thermally based RMS-DC converter", 1986 IEEE ISSCC Digest of technical papers.
- 9) A.M. Cook, J.G. Webster: Therapeutic medical devices: Application and Design, pp. 343-376, 1982.