

60 Hz 자기장 하의 생체 유도전류 측정

김응식^{***}, 명성호^{**}, 민석원^{*}

^{***} 호서대학교 환경안전공학부 ^{**} 전기연구원 전기환경송전연구그룹 ^{*} 순천향대학교 정보기술공학부

Measurement of induced current in human body under 60 Hz magnetic field

Eung-Sik Kim, Sung-Ho Myung, Suk-Won Min

Hoseo University, Korea Electrotechnology Research Institute, Soonchunhyang University

Abstract - 60 [Hz] 전자기장의 생체 영향은 오랜 연구가 있었지만 아직도 논란이 많은 분야이다. 본 연구에서는 인체 팬텀 모델을 사용하여 1~3[G]자기인가 시 유도전류를 측정하였다. 또한 2차원 다매질장의 실험모델을 제작하여 유도전류 측정하고 이를 해석해와 비교를 통해 정확도를 검토 하였다. 또한 인체 단면을 2차원 임피던스법을 이용하여 계산한 결과와 이의 팬텀 모델 제작 후 전류를 측정한 값과 비교하였다. 마지막으로 인체를 실물에 가깝게 하기위해 3차원 다매질장의 모델로 모의하여 장기, 폐, 간, 심장, 뇌 등의 구성 요소에 각각의 전도도를 부여한 인체 팬텀 모델을 제작해 유도 전류를 측정하였다.

1. 서 론

요즘 문제가 되고 있는 저주파수 전자계의 인체 영향은 인체표면이 문제가 아니라 인체 내부에 유도되는 전계가 주된 요소로 되고 있다. 왜냐하면 인체의 신경신호는 미소 전기신호로 구성되어 있으며 이것을 인체 내부 유도전계가 교란시킬 수 있다고 생각하고 있다. 물론 아직까지 얼마만한 크기의 전자계가 인체에 어떤 영향을 미치는가에 관해서는 어떤 결론도 내려져 있지 않은 단계이다. 본 논문에서는 인체를 실제 그대로 모의할 수 있는 방법의 개발에 그 목적이 있다.

2. 본 론

2.1 자기장 발생장치의 설계

그림 1과 같이, 4개의 자기장을 발생시키는 코일을 병렬로 연결하여 구성된 자기장 발생장치를 설계 제작한다. 구조는 생체 실험용 다매질 시료를 설치할 수 있도록 900mm × 900mm × 210-320mm의 사각형 공간을 위 아래로 확보하였다.

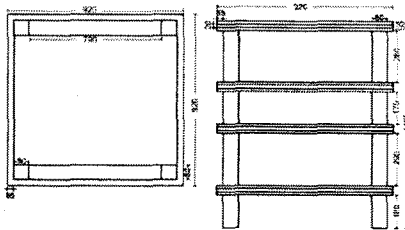


그림 1. 자기장 발생장치 (unit : mm)

2.1.1 제작된 자기장 발생장치의 측정

자기장 발생장치의 전압, 전류 측정은 Clamp On Power Meter CW140을 이용하였다. 자기장의 측정에는 Hand-held AC magnetic field waveform measurement system EMDEX WaveCorder를 이용하였다. 측정은 자기장 발생 장치를 상부, 하부 그리고 중간으로 나누어

각각의 위치에서 자기장의 세기를 측정하여 자기장의 균일도를 측정하였다.

표 1. 자기장에 따르는 입력 전류와 전압

발생 자기장	전압(V)	환산 전류(A)	계기 전류(A)
316mG	1	0.12	0.28
1017mG	6	0.69	0.95
5.1G	40	4.61	4.9

2.2 측정원리

Miniature-Probe법은 근접한 두 점간에 유도전류가 흘러서 유기되는 전압을 측정하여 전류밀도를 계산하는 방법이다. 측정하려고 하는 2점간에 떨어진 거리를 d, 변동 자계에 의해 발생한 기전력 E라고 하면, 이것에 대해 유도전류는 반대의 방향으로 흐른다.

$$V = \phi - \left(\frac{J}{\sigma}\right)d \quad (1)$$

$$E = \frac{J}{\sigma} \quad (2)$$

- V : 2점간의 전위차
- J : 변동 자계에 의한 기전력
- J : 유도전류 밀도
- σ : 도전율
- d : 2점간의 거리
- E : 유도전계

측정 회로에서도 기전력 E가 발생하지만 측정회로의 임피던스는 측정기의 내부 임피던스 R로 결정되기 때문에 측정회로를 흐르는 전류를 I_m, 정전압을 V_m으로 하면 아래식이 성립한다

$$V = \phi - I_m R \quad (3)$$

$$V_m = I_m R \quad (4)$$

식 1), 2)와 3)에 의해,

$$V_m = \phi - V = \left(\frac{J}{\sigma}\right)d \quad (5)$$

이 되고, 구하는 유도전류밀도는 측정전압으로부터, 다음 식에 의하여 계산된다.

$$J = \left(\frac{\sigma V_m}{d}\right) \quad (6)$$

2.3 Miniature-Probe의 설계 및 제작

생체 모델에 유도되는 전류밀도를 측정하기 위하여 본 논문에서는 4종류의 프루브를 제작하였다.

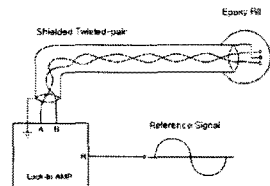


그림 2. Shielded Twisted-pair Wire Electrodes

2.4 전체시스템

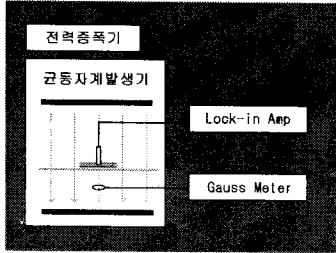


그림 3. 전체구성도

위 그림은 실험의 전체 구성도이다. 앞 절에서 제작한 자계 발생장치 안에 2차원 인체모델링 시료를 위치시키고 프루브를 시료 안의 유도전류를 측정하고자하는 부위에 위치시킨다. 이때 가우스메터로 발생된 신호를 측정하여 로킨 앰프(Lock-In Amp)를 동기 시킨다. 따라서 로킨 앰프는 60Hz 신호만을 받아 들이게 되어 왜란에 의한 영향을 없앤다.

2.5 Impedence Method를 이용한 유도전류 해석

임피던스 법은 맥스웰 방정식 (Maxwell equation)을 간단한 회로 방정식으로 바꾸어 구하는 TLM(Transmission Line Modeling)의 한 방법이라 할 수 있다. 낮은 주파수의 경우에는 파장이, 인체의 크기에 비해 훨씬 크기 때문에, 이 방법은 내부의 전류밀도나 유도 전기장(Induced Electric Field)를 구하는 데 매우 효과적이라고 할 수 있다.

2.6 생체 모델의 유도전류 측정

아래 그림 4는 인체의 복부단면과 그의 간략화된 모델을 나타내고 있다. 표 2는 1mT의 자기장을 인체모델이 노출시켜 유도되는 전류밀도를 측정하였다. 그림 5는 이 모델의 임피던스 해석법에 의한 해석 결과이다

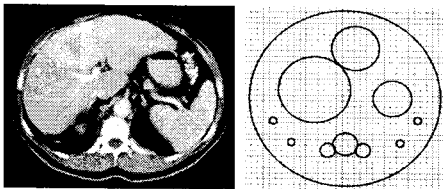


그림 4. 간을 포함한 인체의 복부 단면

표 2. 인체 각 부위의 도전율 (1mT)

Tissue	50/60Hz Conductivity (S/m)
Liver	0.13
Kidney	0.16
Muscle	0.52
Bone	0.04
Fat	0.04
Skin	0.11
Blood	0.6

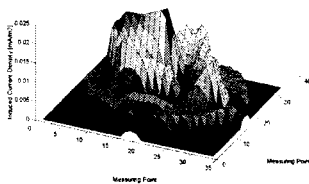


그림 5. 복강모델에 유도되는 전류밀도 (임피던스법)

3. 생체 모델의 유도전류 해석 및 측정 결과 분석

와전류 값은 각 조직, 예를 들어, 혈액(blood) 조직만 을 고려할 경우, 조직의 경계에 와전류 값이 존재하고, 내부에 비해 비교적 큰 값을 갖는다고 할 수 있다. 그러나, 혈액같이 전도도가 큰 조직 위에 그 보다 전도도가 낮은 조직이 주위에 있을 시에는 그림 2.33~2.34에서와 같이, 전도도가 큰 조직에 의한 와전류 성분만 두드러지게 나타난다. 그래서, 전도도가 큰 조직 표면의 값이 비교적 크게 나와 그 근처의 와전류값을 대표하게 된다. 그와 반대로, 전도도가 큰 조직이 작은 조직의 바깥을 둘러싸고 있는 경우에는, 큰 조직의 경계면에서 비교적 큰 값을 갖는다고 할 수 있다. 이러한 전도도의 문제뿐만 아니라 동심원이 아닌 비대칭으로 전도도가 다른 조직이 붙어 있는 경우는 와전류 값이 대칭으로 생기는 것이 아니라 비대칭으로 생기는 것을 알 수 있다. 이런 경우에는, 한쪽으로 몰려있는 부분의 와전류가 두드러지게 나타난다.

본 연구에서 사용한 인체의 상복부중 간을 중심으로 한 단면에서는 중앙쪽에 간(Liver) 조직과 콩팥(Kidney)에서 와전류 값이 크게 나옴을 알 수 있다. 그리고, 전도도가 낮은 바깥부분에서는 작고, 안으로 갈수록 커짐을 알 수 있었다.

본 연구에서 측정된 다매질 모델의 유도전류밀도 또한, 계산치와 유사한 결과를 얻었다. .

[참고 문헌]

- [1] IRPA/INRC, "Interim Guidelines on Limits of Exposure to 50/60Hz Electric and Magnetic Fields", Health Physics, 58, 11, pp. 113-122, 1990.
- [2] DIN/VDE, "Safety at Electromagnetic Fields: Limits of Field Strengths for Protection of Persons in Frequency Range from 0 to 30kHz", DIN/VDE 0848-4/A3, 1995.
- [3] NRPB, "Restrictions on Human Exposure to Static and Time Varying Electromagnetic Fields and Radiation", Documents of the NRPB 4, 5, pp1-69, 1993.
- [4] ACGIH, "Documentation of the Threshold Limit Values for Physical Agents in the Work Environment", Cincinnati, Ohio, 1998.
- [5] CENELEC, "Human Exposure to Electromagnetic Fields (0Hz to 10kHz)", CENELEC Std. ENV 50166-1, 1995.
- [6] K. Yamazaki, T. Kawamoto, H. Fujinami, T. Shigemitsu, "Investigation of ELF Magnetically Induced Current Inside Human Body - Development of Estimation Tools and Effect of Organ Conductivity", T. IEE Japan, Vol. 120-A, No. 1, pp. 81-87, 2000.
- [7] O. Bottauscio, R. Conti, "Magnetically and Electrically Induced Currents in Human body models by ELF Electromagnetic Fields", Proc. of 10th ISH Vol. 5-8, 1997.
- [8] T.W. Dawson, K. Caputa, M.A. Stuchly, "Influence of Human model resolution on Computed Currents Induced in Organs by 60Hz Magnetic Fields", Bioelectromagnetics, Vol. 18, pp. 478-490, 1997.
- [9] O.P. Gandhi, J.Y. Chen, "Numerical Dosimetry at Power Line Frequencies Using Anatomically Based Models", Bioelectromagnetics Supplement 1, pp. 43-60, 1992.
- [10] 민석원, 김용식, 명성호 외, "765kV 교류 2회선 송전선 하의 인체 및 자동차에 유도되는 전압, 전류, 계산", 대한전기학회 논문집, Vol. 45, No. 2, FEB, 1996.