

60Hz ELF 자계에 의한 인체내부 유도 전류밀도 해석

민석원, 송기현
순천향 대학교 정보기술공학부

Analysis on Induced Current Density inside Human Body by 60 Hz ELF Magnetic Fields

Suk-Won Min, Ki-Hyun Song
Soonchunghva University

Abstract - This paper analysed the induced current density characteristics inside human body by extremely low frequency magnetic fields according to varying conductivities of human model. Human model was composed of several organs and other parts of human body, whose shapes were spheroids or cylinders. Organs taken into account were the brain, heart, lungs, liver and intestines. Applying the boundary element method to the human model, effects of the organ conductivity difference to the induced current distribution were estimated.

1. 서 론

현대 생활을 지탱하는 과학 기술은, 한편으로는 인간 생활을 간섭하는 환경 문제를 일으키기도 한다. 이것은 자연에는 존재하지 않는 것을 가짐으로서 발생하는 필연적인 결과이지만, 인간 생활 환경과 조화시킬 수 있는 제품과 설비를 만들고 사용상태를 유지하는 것이 설계자와 제작자 및 사용자의 중요한 의무이기도 하다.

전기 에너지, 즉 전력이 발전소로부터 수용가로의 수송이 시작된 지 약 110년이 되었다. 그 동안 가공 송전선은 고전압화, 대전류화와 함께 대형화, 다회선화 함에 따라 각종의 환경 영향이 문제로 되게 되었다. 교류 송전선의 고전압화, 대형화에 기인한 현상으로는 정전유도, 전선 및 애자의 코로나 방전에 의한 가청소음, 라디오 및 텔레비전 잡음, 전파의 반사와 차폐에 의한 텔레비전 수신 장애, 경관에의 영향 등이 있다[1],[2]. 대전류에 기인한 문제로는 금속 철망에의 전자유도로 인한 감전 외에, 최근에는 송변전 설비에서 발생하는 자계에 의한 인체의 영향이 주목받고 있다. 한편 직류 송전선에서는 정전유도 문제는 없지만 대신에 코로나 방전에서 발생한 이온이 대지의 절연된 물체에 유입되는 것에 의한 이온류 대전이 문제이다[3].

이들 문제에서는, 발생하는 전자계의 크기를 현상으로부터 정확히 파악하는 것이 중요하며 각종 변수의 영향을 명확히 함으로서 설계에 응용할 수 있다. 특히 인체에 유도되는 전계, 자계, 전류 등은 주로 측정 불가능한 것으로 정량적으로 파악할 필요가 있다.

이와 관련하여 본 저자는 이미 표면 전하법을 이용하여 전계에 의한 765 kV 2회선 송전선하의 인체의 표면과 내부의 유도 전압, 전계강도 및 전류밀도를 계산한 결과를 발표한 실적이 있다[4],[5],[6].

한편, 자계와 관련해서는 변동자계에 의해 인체조직 내에 생기는 유도전류의 신경계 자극작용을 근거로, 노출자계 지표로써 인체내부 유도전류밀도가 이용되고 있다. 인체내부 유도전류를 직접 측정하는 것은 어렵기 때문에 많은 경우는 인체모형을 가정하여 계산으로 인체내부 유도전류를 평가하고 있다. IRPA/INIRC (국제방사선 방호학회/국제비전리방사위원회)의 잠정치집[7], DIN/VDE (독일규격협회/독일전기기술자협회) 규격[8], NRPB (영국방사선방호평의회) 지침[9], ACGIH (미국산

업위생감독관회의) 지침[10] 및 CENELEC (유럽전기표준화회의) 규격[11] 등에서는 인체모дел로 구와 타원체 등의 해석해가 존재하는 단순한 형상의 단일매질을 가정하여 유도전류와 외부자계와의 환산이 이루어지고 있다. 그러나 생체내부는 전기적으로 균일한 것이 아니고, 도전율이 다른 조직으로 구성되어 있기 때문에 인체내부 유도전류분포를 정확하게 파악하는 것에 관한 관심이 높아졌고 최근 컴퓨터의 발전으로 여러 장기를 모의할 수 있는 인체모형을 이용한 수치계산이 많이 이루어지고 있다. 이제까지 캐나다 빅토리아 대학에서는 임피던스법과 SPFD법 (스칼라 포텐셜 차분법)을, 미국 유타 대학에서는 FDTD법 (유한 차분시간 영역법)을, 영국 NRPB에서는 SPFD법을, 프랑스 전력공사 (EDF)에서는 TRIFOU 코드 (인체부분은 유한요소법, 공기와의 경계는 경계요소법)을, 이탈리아 전력공사 (ENEL)에서는 경계요소법을 적용하고 있다. 이와 같이 자계의 영향에 관한 해석은 아직까지 인체 표준모형과 해석기법이 정형화되어 있지 못한 실정이다.

따라서 본 논문에서는 세 가지의 대표적인 인체모형을 선정하여 경계요소법으로 60 Hz 극저주파 자계에 의해 인체에 유도되는 전류밀도가 인체 장기의 도전율에 의해 어떤 영향을 받는지를 검토하였다.

2. 유도전류계산법 및 인체모델

2.1 유도전류계산법

자계에 의해 유도되는 전류를 계산하기 위한 기본방정식은 다음과 같다.

$$\nabla \times E = -j\omega B \quad (1)$$

$$\nabla \cdot j = 0 \quad (2)$$

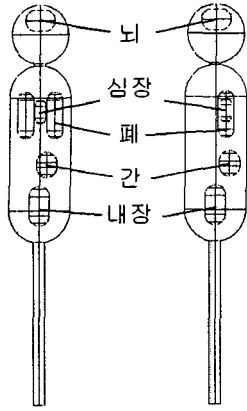
$$j = \sigma E \quad (3)$$

여기서 E : 유도전계강도, B : 자속밀도, ω : 각주파수, σ : 도전율, j : 유도전류밀도 이다.

본 논문에서는 위의 방정식을 풀기위해 캐나다의 IES(Integrated Engineering Software)사의 경계 요소법을 이용한 Faraday 3D 프로그램을 적용하였다.

2.2 인체모델

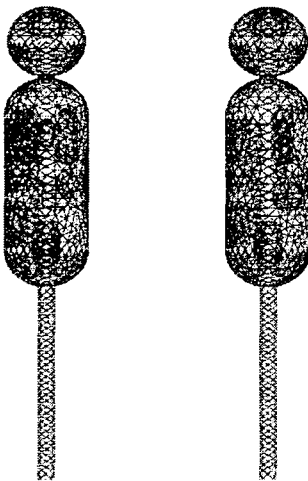
인체내부 유도전류를 파악하기 위해서 각 연구자는 각기 독자의 인체모형을 구축하여 각 장기의 도전율을 할당하여 다양한 수치계산법을 이용하여 계산을 하고 있다. 따라서 본 논문에서는 인체모의의 1단계로 회전대칭형상 요소를 조합한 인체모형을 그림 1과 같이 구축하였으며 각 장기의 형상과 좌표 및 축의 정의는 표 1에 기술하였다. 모의한 장기는 뇌, 심장, 폐, 간, 창자의 다섯 개이며, 각각의 크기와 위치를 고려하여 머리는 구, 몸통은 회전타원체로 모의하였다. 신장은 1.7m로 가정하였으며 양 팔은 생략하였고 다리는 하나의 원통으로 모의하였다. 또 몸통의 외경은 270mm로 하였다. 그림 2에 경계 요소법에 적용한 삼각형 메쉬 형상을 보였으며 이때의 삼각형 요소 수는 3464개로 하였다.



a) 정면도 b) 측면도
그림 1. 검토된 인체모델 형상

표 1. 장기의 형상과 좌표 (단위 : mm)

[구 형상 요소] (중심좌표 : x, y, z, 반경)	
머리 (0, 0, 1575, 125)	
[회전 타원체 형상 요소]	
(중심좌표 : x, y, z, 타원반경 : y, z)	
뇌	(0, 0, 1635, 65, 45)
좌폐	(45, -65, 1235, 35, 100)
우폐	(45, 65, 1235, 35, 100)
심장	(45, 0, 1250, 25, 50)
간	(60, -30, 1025, 45, 50)
창자	(0, 0, 850, 45, 85)
몸통	(0, 0, 1070, 135, 375)
[원통 형상 요소]	
(시점 : x, y, z, 시점 : x, y, z, 반경)	
목	(0, 0, 1420, 0, 0, 1470, 50)
다리	(0, 0, 0, 0, 0, 725, 50)



a) 정면도 b) 측면도
그림 2. 수치계산에 이용된 인체 모델 표면 메쉬

2.3 장기의 도전율

자계에 의한 유도전류 계산에서 결과에 영향을 미치는 요인으로는 각 장기와 조직의 도전율, 생체 각 부위의

형상과 크기, 장기를 둘러싸고 있는 막의 존재 등이 열거되고 있다. 앞에서 기술한 바와 같이, 각 장기의 도전율은 여러 값이 보고되고 있어 유도전류 평가에 큰 영향을 미칠 것으로 생각된다. 따라서 본 논문에서는 표 2와 같이 세 가지 모델을 적용하여 검토하였다. 표 2에서 모델 A는 이탈리아 ENEL의 검토에[12] 이용된 값으로 프랑스 EDF에서 검토한 값과 거의 같다. 문헌 [12]에서는 장기부분 이외의 도전율은 0.1S/m가 가정되고 있지만, 이 값은 폐와 간의 도전율과 같아서 겉보기로는 장기가 없는 것으로 되어서 여기서는 장기부분 이외의 도전율을 0.11S/m로 변경하여 이용하였다. 모델 B는 Dawson, Stuchly가 연구에 이용한 값[13]이다. 모델 C는 유타 대학의 해부 데이터에 기초한 모델로 Gandhi가 이용한 것 [14]이다. 본 검토에서는 모델 B 및 C의 장기 이외의 부위 도전율로 근육 도전율 값을 이용하였다. 표 2에 표시한 것과 같이 약 연구자가 이용하고 있는 도전율 값이 크게 다르며, 특히 모델 A와 다른 두 개 모델과는 차이가 크다. 또한 비교를 위해 인체전체에 같은 도전율 0.2S/m를 갖는 균일 모델에 대해서도 검토를 하였다. 이 값은 자체 방호지침을 제정한 국제기관에서 일반적으로 적용한 값이다.

표 2. 비교계산에 이용된 장기 도전율 (단위 : S/m)

	균일매질	모델 A	모델 B	모델 C
뇌	0.2	0.75	0.06	0.12
심장	0.2	0.70	0.1	0.11
폐	0.2	0.10	0.08	0.04
간	0.2	0.10	0.07	0.13
창자	0.2	0.03	0.5	0.11
기타	0.2	0.11	0.35	0.52

3. 계산결과

외부에서 인가한 자계조건은 그림 1에 보인 직교 3축(x축 : 배-등 방향, y축 : 측면방향, z축 : 직립방향)의 방향으로 균일자계를 별도로 주어지는 것으로 하였다. 모두 자속밀도는 $100 \mu T$ (실효치)이고 주파수는 60Hz로 하였다. 유도전류 밀도의 계산은 자계방향에 직교하는 중심, 심장, 폐, 간 단면에서 하였다.

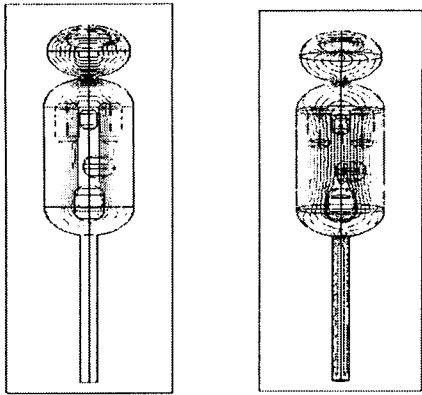
그림 3은 x축 방향의 자계를 인가할 때 직교하는 인체 중심단면에서 인체전체의 유도전류밀도를 등고선으로 나타낸 것으로 4 종류의 모델에 대하여 비교한 것이다. 그림 3에서 알 수 있듯이 모델 A는 뇌의 도전율이 높아 뇌에서 최대 유도전류밀도가 발생하였고 모델 B와 C는 기타 부분이 도전율이 높아 인체 표면에서 최대치가 발생하였다. 그림 4는 y축 방향의 자계를 인가할 때 직교하는 인체 중심단면에서 인체전체의 유도전류밀도를 등고선으로 나타낸 것으로 x축 방향으로 자계를 인가할 때와 유사한 결과를 보이고 있었다.

표 3은 x 방향 자계 인가시, 인체 내부 장기 단면 축 방향 발생 유도전류밀도 최대치를 보인 것으로 각 장기의 도전율에 따라 최대치가 변화함을 알 수 있었다.

4. 결론

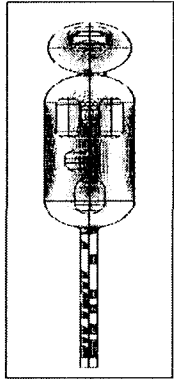
본 논문에서는 대표적인 3가지 인체모델을 설정하여 경계요소법으로 60 Hz 극저주파 자계에 의해 인체에 유도되는 전류밀도가 인체 장기의 도전율에 의해 어떤 영향을 받는지를 검토하였다.

검토결과로 도전율이 유도전류밀도치에 가장 큰 영향을 미침을 알았으며 인체내부의 유도전류밀도를 정확하게 산정하기 위해서는 인체의 각 장기의 도전율을 정확하게 파악할 필요가 있었다. 또한 인체의 각 장기의 형상이 유도전류밀도에 어떤 영향을 미치는지를 알

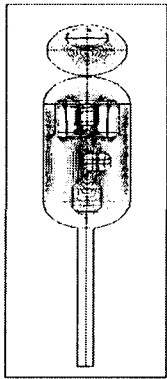


(a) 균일모델

(b) 모델 A

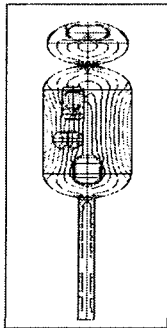


(c) 모델 B

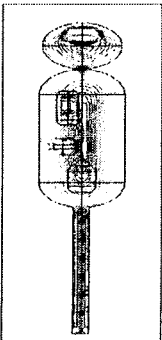


(d) 모델 C

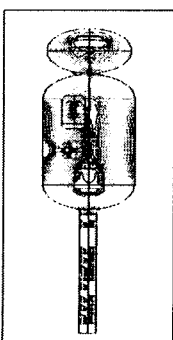
그림 3 x 방향 (베에서 등쪽)의 자계를 인가한 경우의 유도전류밀도 분포



(a) 모델 A



(b) 모델 B



(c) 모델 C

그림 4 y 방향 (측면방향)의 자계를 인가한 경우의 유도 전류밀도 분포

기 위해서 인체에 조금 더 가까운 인체모델을 개발해야 할 것으로 생각된다.

표 4. x 방향 자기인가시 인체 내부 장기 단면 축방향 발생 유도전류밀도 최대치 (단위: A/m^2)

	균일매질	A	B	C
뇌	4.032×10^{-5}	9.455×10^{-5}	3.417×10^{-5}	4.775×10^{-5}
폐	4.738×10^{-5}	2.373×10^{-5}	1.850×10^{-5}	9.240×10^{-6}
심장	1.573×10^{-5}	5.252×10^{-5}	4.113×10^{-6}	3.686×10^{-6}
간	2.206×10^{-5}	1.205×10^{-5}	7.943×10^{-6}	1.456×10^{-5}

[참 고 문 헌]

- [1] S.W. Min, J.B. Kim, D.I. Lee, "A Study on Corona Characteristics of Symmetric and Asymmetric Conductor Bundle for 765kV Double Circuit Transmission Line by the Use of Corona Cge", Proc. of 8th ISH, Vol.3, pp. 457-460, 1993.
- [2] S.W. Min, J.K. Park, J.B. Kim, "Conductor Bundle Geometry Optimization in view of Conductor Surface Gradient", IEE Japan, vol. 111-B, pp. 1065-1072, 1991.
- [3] T. Takuma, T. Kawamoto, "A Very Stable Calculation Method for Ion Flow Field of HVDC Transmission Lines", IEEE Trans. on Power Delivery, Vol. PWRD 2, No.1, pp. 189-198, 1987.
- [4] 민석원, 김용식, 명성호, 이병윤, 박종근, "765kV 교류 2회선 송전선하의 인체 및 자동차에 유도되는 전압, 전류계산", 대한전기학회 논문지, 5호, 제 45권, pp. 301-309, 1996.
- [5] 민석원, "유전율 및 도전율을 고려한 765kV 송전선하의 인체 유도 전계 해석", 대한전기학회 논문지, 6호, 제49권, pp. 341-345, 2000.
- [6] 민석원, 송기현, 명성호, "유전율 및 도전율을 고려한 765kV 송전선하의 전계에 의한 인체내부 유도 전류밀도 해석", 2004년도 대한전기학회 송배전설비연구회 춘계학술대회, pp. 49-52, 2004.
- [7] IRPA/INIRC, "Interim Guidelines on Limits of Exposure to 50/60Hz Electric and Magnetic Fields", Health Physics, 58, 11, pp. 113-122, 1990.
- [8] 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.
- [9] NRPB, "Restrictions on Human Exposure to Static and Time Varying Electromagnetic Fields and Radiation", Documents of the NRPB 4, 5, pp. 1-69, 1993.
- [10] ACGIH, "Documentation of the Threshold Limit Values for Physical Agents in the Work Environment", Cincinnati, Ohio, 1998.
- [11] CENELEC, "Human Exposure to Electromagnetic Fields(0Hz to 10kHz)", CENELEC Std. ENV 50166-1, 1995.
- [12] J.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.
- [13] 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.
- [14] J.P. Gandhi, J.Y. Chen, "Numerical Dosimetry at Power Line Frequencies Using Anatomically Based Models", Bioelectromagnetics Supplement 1, pp. 43-60, 1992.