

송전선로 주변의 3차원 자기장 및 인체 유도 와전류 계산

論文

51C-10-4

ELF 3D Magnetic Field and Eddy Current Calculation of Human Body Around Transmission Lines

明聖鎬* · 李東一** · 申玖溶*** · 韓仁洙§ · 朴鍾根§§

(Sung-Ho Myung · Dong-IL Lee · Koo-Yong Shin · In-Soo Han · Jong Keun Park)

Abstract – Since Wertheimer and Leeper reported possible adverse health effects of magnetic field in 1979, worldwide researches on this issue have been conducted. More recently, the U.S. Congress instructed the NIEHS (National Institute of Environmental Health Sciences), NIH (National Institute of Health) and DOE (Department of Energy) to direct and manage EMF RAPID (Electric and Magnetic Fields Research and Public Information Dissemination) program aimed at providing scientific evidence to clarify the potential for health risks from exposure to extremely low frequency electric and magnetic fields(ELF-EMF). Although they concluded that the scientific evidence suggesting adverse health risks of ELF-EMF is weak, the exposure to ELF-EMF cannot be recognized as entirely safe. Therefore, the purpose of this article is to describe magnetic field 3-D calculation and to evaluate eddy current of human body compare to international guide line recognized one of the basic problems. In open boundary problem, Magnetic field using FEM is not advantageous in the point of the division of area and the proposition of the fictitious boundary. Therefore, we induced the analytic equation of magnetic field calculations so but the finite line segment based on Biot-Savarts law. Also, Eddy currents induced due to ELF-EMF magnetic field are computed. To calculate induced currents, impedance method is used in this paper. An example model of human head with resolution of 1.27cm is used. In this paper, We evaluate the magnetic field and eddy current of human head around 765 kV transmission lines compare to international guide line.

Key Words : ELF(Extremely Low Frequency), EMF(Electric and Magnetic Field), Eddy Current, Biot-Savarts law. Impedance Method, ICNIRP(international Commission on Non-Ionizing Radiation Protection)

1. 서론

최근 전자계에 관해 연구하는 학자들은 전계보다는 주로 자계가 생체 안전에 영향을 미친다는 사실을 밝혀내고 있다. 간단히 이유는 인체와 공기에서의 도전율(σ) 차이는 order가 10^4 정도의 차이가 있지만, 인체는 기본적으로 비자성이므로 투자율(μ)의 차이는 거의 없어 자계는 크기의 변화없이 인체를 그냥 투과하기 때문이다. 그리고 자계는 전계보다 차폐(Shielding)이 어렵기 때문에 이에 대한 영향을 피하기 어렵다.[1-2] 이에 따라 미국 등 선진 각국에서는 'Prudent Avoidance'(현명한 회피) 정책아래 전자계(EMF) 노출량 실태파악, EMF 인체 영향 및 저감기술을 중심으로 집중적인 연구활동을 수행하고 있다.[3-4] 우리나라에서도 극저주파 전자계장해가 사회적인 환경 문제로 대두되어 집단적으로 민원이 발생하고 있으나, 아직까지는 구체적 조사, 연구 자료가 부족하여 국민들의 염려를 해소시켜 주지 못하는 물론 사회적으로도 큰 환경비용 발생이 야기되고 있다. 이에 본 논문에서는 먼저 전력설비 주변의 무한영역자기장

계산에 많이 이용되는 Biot-Savart's law에 의한 3차원 자기장 해석에 대하여 다루고자 한다.[5-6] 물론 전기분야에서 일반적으로 자기장 해석에 FEM을 많이 사용하고 있으나 FEM은 영역을 분할하여 계산하므로 전기기기처럼 유한영역을 갖는 해석에는 탁월하지만 송전선로 주변의 자기장 경우는 평가해석 영역이 매우 넓어 3차원 영역분할에 어려움이 있으므로 유전체가 존재하지 않는 단순한 송전선로 모델에는 해석적인 Biot-Savart's law를 사용하는 것이 계산 시간이나 정밀도에 잇점이 있다. 또한, 최근에는 Finite Difference Time Domain과 Moment Method 등을 이용하여, 인체 와전류 계산을 하고 있으나 이러한 방법들은 많은 계산 시간과 메모리 할당을 필요로 할 뿐만 아니라, 주로 RF나 HF에서의 계산에 이용되고 있다.[7] 따라서 본 논문에서는 인체 조직모델을 전기적 성질을 가지고 있는 정육면체 셀로 가정하여 각 인체조직을 Impedance Network로 모델링하여 Maxwell Equation을 Circuit Equation으로 전환하는 방법을 이용하여 인체 와전류 유도 계산을 하고자 한다 [8-11]. Impedance Method는 낮은 주파수의 경우 파장이 인체의 크기에 비해 훨씬 크기 때문에 내부의 전류 밀도나 유도 전기장을 구하는 데 매우 효과적이라고 할 수 있다. 인체 조직이 시간에 따라 변하는 자기장에 노출될 때, 인체는 본래 비자화성이기 때문에 노출되는 자기장에 의한 변화를 무시할 수 있는 근거가 된다. 이 방법에서 인체 조직에 따른 복소전도도 $\sigma + j\omega \epsilon$ 값으로부터 회로망을 구성하여, 그에 따른 와전류 값을 계산하게 된다. 송전선로 주변의 인체에 유도되는 와전류 영향 적용 예로서는 인체의 두부 모델을 사

* 正 會 員 : 韓國電氣研究院 責任研究員

** 正 會 員 : 韓國電力公社 電力研究院 責任研究員

*** 正 會 員 : 韓國電力公社 電力研究院 前任技術員

§ 正 會 員 : 서울대학교 電氣工學科 博士課程

§§ 正 會 員 : 서울대학교 電氣工學科 教授

接受日字 : 2002年 5月 22日

最終完了 : 2002年 8月 10日

용하여 각 조직의 전도도에 따른 와전류를 계산하고 현재 통용되고 있는 국제적 기준 근거와 비교하여 평가를 하였다.

2. 3차원 자기장 계산

그림 1과 같이 아주 작은 전류소 $i\vec{dl}$ 로부터 r 만큼 떨어진 지점 P 에서의 자기장 $d\vec{B}$ 는 다음 식(1)과 같으며 유한 직선 전선 $i\vec{dl}$ 에 의한 자기장은 식(2)의 적분으로 얻어지고 그 결과는 식(3)과 같다.

$$d\vec{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{i\vec{dl} \times \vec{r}}{r^3} \quad (1)$$

$$d\vec{B} = \frac{\mu_0 i}{4\pi} \frac{\rho dz \vec{u}_\phi}{(\rho^2 + z^2)^{3/2}} \quad (2)$$

$$B = \frac{\mu_0 i u_\phi}{4\pi \rho} (\sin \alpha_1 + \sin \alpha_2) \quad (3)$$

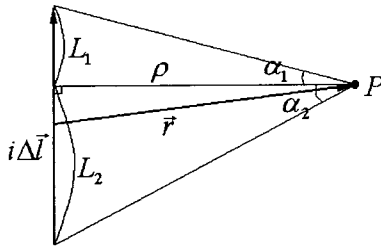


그림 1 $i\vec{dl}$ 에 의해 나타나는 자기장의 계산

Fig. 1 Calculation of the magnetic field by $i\vec{dl}$

한편 공간의 어떤 점에서 3 차원 교류자기 벡터 B 의 일반식은 각 축간의 위상차를 고려하고 단일 주파수를 가정한 경우 다음과 같이 표현된다.

$$B(t) = \sqrt{2} B_x \sin(\omega t) \mathbf{i} + \sqrt{2} B_y \sin(\omega t + \alpha) \mathbf{j} + \sqrt{2} B_z \sin(\omega t + \beta) \mathbf{k} \quad (4)$$

각 축 성분이 0이 아닌 3차원 자기계에서는 $\alpha = \beta = 0$ 일 때 직선자기계로 되고, 다른 조건에서는 타원자기계 또는 원자기계로 된다. 또 각 시각에서의 자기 벡터 B 의 방향벡터 e 는 다음과 같이 주어진다.

$$e(e_x, e_y, e_z) = e \{ B_x \sin(\omega t), B_y \sin(\omega t + \alpha), B_z \sin(\omega t + \beta) \} \quad (5)$$

자기계 B 의 실효치 B_{rms} 는 B 의 내적의 1 주기 $T (=1/f = 2\pi/\omega)$ 에 대한 평균으로 다음과 같다.

$$B_{rms} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} B \cdot B dt} = \sqrt{\frac{\omega}{2} \pi \int_{-\pi/\omega}^{\pi/\omega} B \cdot B dt} \\ = \sqrt{\omega \pi \int_{-\pi/\omega}^{\pi/\omega} \{ B_x^2 \sin^2 \omega t + B_y^2 \sin^2(\omega t + \alpha) + B_z^2 \sin^2(\omega t + \beta) \} dt} \quad (6)$$

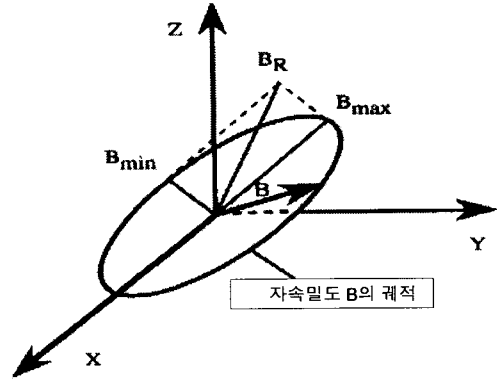


그림 2 공간 임의점에서의 자기벡터의 궤적

Fig. 2 Trace of magnetic field vector at any arbitrary point

식(6)을 풀면 구하는 3차원 자기벡터 B 의 실효치 B_{rms} 는 다음과 같이 주어지게 된다.

$$B_{rms} = \sqrt{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2} \quad (7)$$

IEEE Standard에서는 각 축 자기 성분의 실효치의 2승의 합의 평균근을 Resultant 자기(합성자기) B_R 로서 정의하고 있고, 식(8)로 나타낸 3차원 자기벡터 B 의 실효치의 정의와 같게 된다.

$$B_R = \sqrt{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2} \quad (8)$$

이와 같이 B_R 은 각 축 간의 위상차에 의하지 않고 자기계의 각 축 성분의 실효치에 의해서만 결정된다. 이것은 B_R 의 측정에서는 각 축의 위상차에 관한 정보(또는 회전 자기계를 특징짓는 파라메타)를 얻을 수 없음을 나타낸다. 다음 그림 3은 교류 타원자기계의 파라메타를 나타낸 것이다.

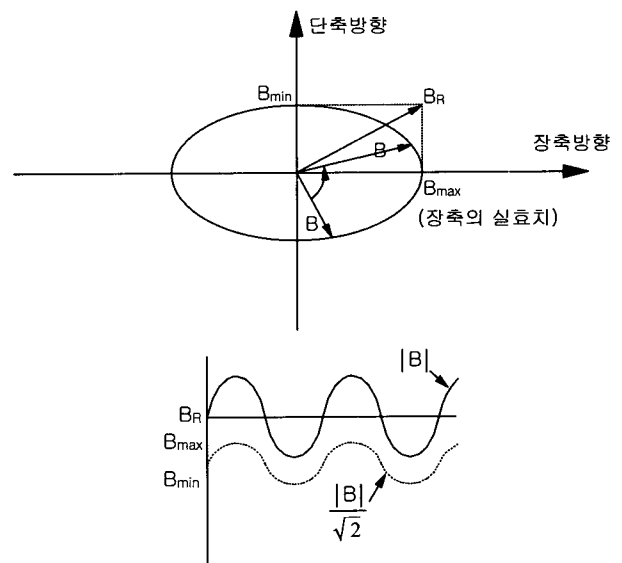


그림 3 교류 타원자기계의 파라메타

Fig. 3 Parameter of AC magnetic field ellipse

3. Impedance Method 알고리즘

Impedance Method는 Maxwell equation을 간단한 Circuit Equation으로 바꾸어 구하는 TLM(Transmission Line Modelling)의 한 방법이라 할 수 있다. Impedance Method를 적용시 각 셀(Cell)의 크기나 모양은 제한이 없으며 정확히 계산할 부분이 있다면, 여러 가지 모양으로 촘촘히 계산할 수 있고, 서로 다른 다양한 조직이 붙어 있는 경우의 경계면에서도 각 셀(Cell)의 크기를 좀 더 작게 한다든지 할 수 있다. 이러한 Impedance Method는 정적 상태(Steady State)에서의 문제를 풀게 되므로 페이저(Phasor)를 이용하게 된다. 각각 Loop상에서, 복소전류를 정의하여 식(9) 및 식(10)과 같은 회로방정식을 쓴다.

$$EMF_{i,j} = Z_x^{i,j}(I_{i,j} - I_{i+1,j}) + Z_y^{i,j+1}(I_{i,j} - I_{i+1,j}) + Z_x^{i+1,j}(I_{i,j} - I_{i-1,j}) + Z_y^{i,j}(I_{i,j} - I_{i,j-1}) \quad (9)$$

$$EMF_{i,j} = -\frac{\partial}{\partial t} \int_A \vec{B}_{i,j} \cdot \vec{n} ds \quad (10)$$

위의 식을 만족하는 각 루프에 대한 회로 방정식이 구해지고, 이로 인해 구해지는 행렬은 거의 대각만 원소가 있는 Diagonally Dominant 행렬이 된다. 이처럼 대각행이 주를 이루는 행렬인 경우에는 SOR(Successive OverRelaxation)을 이용하여 풀면 간편하다. 이 방법은 각각의 루프(Loop)의 전류값의 초기치를 대입한 후, 계속 재귀방정식(Updated Equation)을 풀어 재귀를 해도 거의 같은 값에 도달하면, 그 값이 해가 되는 것이다.

아래의 그림 4은 인체를 나타내는 조직을 2차원 회로망화하여 나타낸 것이다.

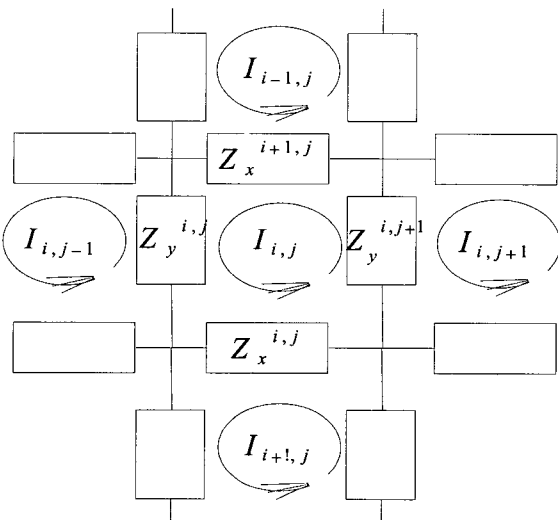


그림 4 인체를 2차원 회로망화하여 나타낸 단면
Fig. 4 Cross section represented by 2-D network

식(9)와 식(10)을 사용하여 표현되는 SOR(Successive OverRelaxation)식은 다음과 같다.

$$I_{i,j}^{n+1} = \alpha K_{i,j} + (1 - \alpha) I_{i,j}^n \quad (11)$$

여기에서

$$K_{i,j} = \frac{Z_x^{i,j} I_{i+1,j} + Z_y^{i,j+1} I_{i+1,j} + Z_x^{i+1,j} I_{i-1,j} + Z_y^{i,j} I_{i,j-1} + EMF_{i,j}}{Z_x^{i,j} + Z_y^{i,j+1} + Z_x^{i+1,j} + Z_y^{i,j}}$$

식(3)에서 n은 재귀횟수(Iteration Number), α 는 Relaxation Factor 이다. 대부분의 Over Relaxation에서는 α 값이 1과 2사이가 된다.

그리고 각 셀(Cell)에 대한 Impedance 값은 아래 식과 같이 구해진다.

$$Z^{i,j} = \left(\frac{1}{\sigma^{i,j} + j\omega\epsilon^{i,j}} \right) \frac{\Delta X_l}{\Delta X_m \Delta X_n} \quad (12)$$

위의 식에서 $Z^{i,j}$ 는 x방향으로 흐르는 전류에 대한 i, j 번째 셀(Cell)의 Impedance를 뜻하며 $\sigma^{i,j}$ 와 $\epsilon^{i,j}$ 은 i, j 번째 셀(Cell)의 도전율과 투자율을 나타낸다. ΔX_l 과 ΔX_m 은 각각 X_l , X_m 방향의 셀(Cell)크기를 나타내며 ΔX_n 은 layer의 깊이(depth)이다.

한편, 계산하고자 하는 주파수 대역이 Power Frequency (50/60 Hz) 범위이므로, $j\omega\epsilon$ 항은 σ 항에 비해서, 현저히 작기 때문에 무시될 수 있으므로 식(12)는 아래와 같이 식(13)으로 바뀌어진다.

$$R^{i,j} = \frac{1}{\sigma^{i,j}} \frac{\Delta X_l}{\Delta X_m \Delta X_n} \quad (13)$$

최종적으로 와전류 밀도를 구하는 절차는 다음과 같다.

1. 각각의 루프 전류를 SOR(Successive Over Relaxation) 방법으로 구한다.
2. 셀(Cell)의 각 모서리에 흐르는 전류를 두 선에 흐르는 전류를 더함으로써, 각각의 선전류를 계산한다.
3. 각 방향의 두 선전류를 더하여 평균값을 구하여 셀(Cell)을 대표하는 선전류 성분을 구한다.
4. 각 선전류 성분을 전류 방향에 수직인 면적으로 나누면, 조직의 와전류 밀도가 구해진다.

4. 극저주파 자기장 기준 및 인체 유도전류 제한치

4.1. 극저주파 자기장 기준치

아직까지 극저주파 자기장에 대한 국가적인 강제 규제는 대부분 없으나 세계 각국에서는 나름대로 기준치나 권고안을 가지고 있다. 특히 '신중한 회피' (Prudent Avoidance) 개념을 갖고 있는 나라는 전력 설비의 건설에 있어서 가능하면 전자계를 최소화하도록 유도하고 있다. 그러나 기준치나 권고안이 사용주파 전계 및 자계의 과학적인 '안전', '불안전'에 대한 경계치가 아니며 아직까지는 상용주파 자계가 건강에 위험을 주는지의 여부는 불확실한 상태이다.

현재 전자기장 기준에 대해 세계적으로 가장 영향력이 큰 기관은 WHO 협력기관인 ICNIRP(international Commission on Non-Ionizing Radiation Protection)을 들 수 있는데 1990년에 일반인에 대한 사용주파 자계 권고치 1,000 mG를 제시하였다. 1997년에 전체 주파수별로 권고치를 새로이 제

정하였으나 이전에 비해 크게 달라진 바는 없으며 상용주파 자계의 권고 수치가 약간 변동하였다. 상용주파 근처의 주파수 대역에 해당하는 권고치를 다음 표 1에 나타내었다. 이에 의하면 우리 나라에서 사용하는 전력 주파수는 60 Hz로서 표 1에 의하면 일반인의 경우 자계 기준치는 833 mG이다.

표 1 ICNIRP의 권고치(1997년)

Table 1 ICNIRP guidelines(1997)

주파수 대역	자계(mG)		비고
	일반인	직업인	
0 ~ 1 Hz	400,000	2,000,000	
1 ~ 8 Hz	400,000/ f^2	2,000,000/ f^2	f in Hz
8 ~ 25 Hz	50,000/ f	250,000/ f	"
25 ~ 820 Hz	50,000/ f	250,000/ f	"

미국의 경우는 연방 정부 차원에서의 표준치는 없으나 자계에 대해서는 표2와 같이 2개 주에서 권고치(guideline) 혹은 표준치(standard)를 제정하였다. 특히 미국은 송전선로 근처 좌우에 지상권(ROW, Right of Way)을 설정하여 나무, 구조물, 화재 위험 등으로부터 발생할 수 있는 사고를 미연에 예방하고 선로 작업자와 일반인의 안전을 도모하고 있다. 따라서 각 주에서는 이러한 ROW를 기준으로 표준치를 마련하고 있다.

표 2 미국 각 주의 자계에 대한 권고치 및 표준치

Table 2 Magnetic field guidelines and standards in U.S.A.

State	자계(mG)		비고
	ROW 구역	ROW 경계	
Florida	-	150	69~230 kV
	-	200	500 kV
New York	-	250	500 kV(특정 ROW)
	-	200	

기타 각국의 자기장 권고치는 다음 표3과 같다.

표 3 각국의 자계에 대한 기준

Table 3 Magnetic field standards

국가별	직업인 (mG)	일반인 (mG)	상태	비고
한전		1,000	설계기준	ICNIRP 준용 (1998)
한국전자과학회	4,166	833	권고안	ICNIRP 준용 (1999)
일본		50,000	권고안	WHO(1987)
영국 (NRPB)	13,300	13,300	권고안	
독일		50,000	표준치	
		1,000 - 2,000	정부규제	평균자계를 100mG 이하로 유지

4.2. 인체 유도전류 제한치

인체조직에 대한 유도전류의 제한치 10 mA/m²는 독일의 Erlangen-Nürnberg대학의 Bernhart교수에 의해 이루어진 연구에서 시작되었으며, 그의 분석을 통해 30 kHz 이하의 주파수 범위에서, 인체의 신경시스템이 강한 교류 자기장에 근접함으로써 자극될 수 있음을 암시하였다. 1979년 논문에서는 처음으로 1~100 Hz 주파수 범위에서 뇌 조직에 대한 유도전류 제한치로 10 mA/m²를 제안하였다. 이 작업은 더욱 확장되어 아래와 같이 1987년 WHO(세계보건기구)의 환경 보건기준 69(EHC 69)에 포함되었는데, 그것은 베른하트 교수가 위원이었던 WHO/IRPA Task Group on Magnetic Fields에 의해 마련되었다.

- 1~10mA/m² : 작은 생물학적 영향이 보고됨.
- 10~100mA/m² : 시각과 신경 시스템 장애를 포함한 잘 정립된 장애가 나타난다.
- 100~1000 mA/m² : 흥분하기 쉬운 조직의 자극이 관찰되고 건강 위험의 가능성이 있음.
- 1000 mA/m² 이상 : 과다 심장수축과 호흡곤란, 즉 심각한 건강장애 가 나타남.

5. 송전선 주변의 3차원 자기장 계산 및 평가

그림 5와 그림6은 방향을 고려하여 송전선로 주변의 자계를 해석하기 위한 765kV 송전선로의 평면배치도와 이도를 고려한 765kV 송전선로의 최저 지상고를 기준으로한 측면 배치도이다. 또한, 그림 7은 첩탑 2에서의 765kV 송전선로의 단면 구조도이다. 본 논문의 사례 해석에서는 송전선로 인접주변에 자기장을 평가해야 하는 영역에 있다고 가정하고 765kV 송전선의 부하전류를 3000A로 설정하였다.

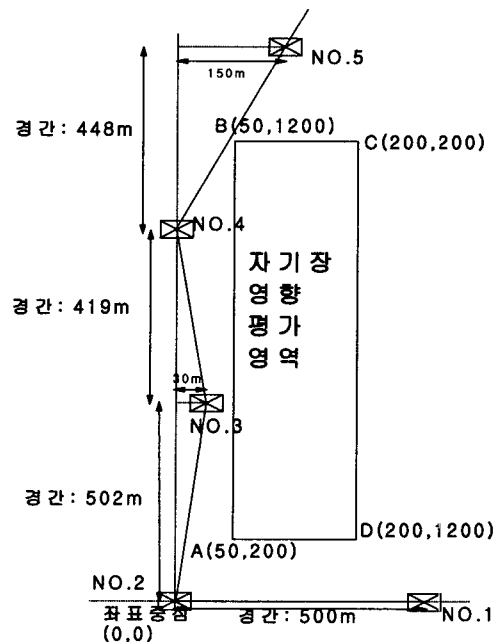


그림 5 765kV 송전선로 평면배치도

Fig. 5 A plane figure of 765kV transmission line

본 연구에서 3차원 자기장 해석시에 송전선로가 이도점을 기준으로 포물선을 그리기 때문에 한 경간의 포물선을 100개의 유한 선로로 선형화하였다.

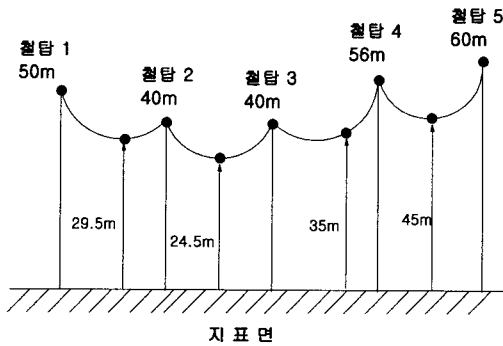


그림 6 765kV 송전선로 지표면위 측면배치도
Fig. 6 A side view of 765kV transmission line

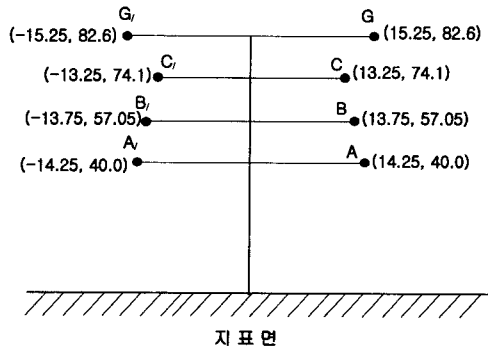


그림 7 철탑 2에서의 송전선로 단면 구조도
Fig. 7 Cross sectional layout of 765kV T/L (Tower No. 2)

그림 8에 송전선로 주변에서 평가 영역의 자기장 분포도를 나타내었다. 지상 1m 자기장 분포 계산결과를 보면 송전선로 최대 자기장값은 162mG로 나타났으며, 평가 영역에서의 최대값은 79mG로써 ICNIRP 권고치 833mG인 10 ~ 20% 정도 수준 있었다. 한편, 그림 5의 점(50,200)에서 3차원 교류자기 벡터 B의 궤적은 그림 9와 같이 회전 자계를 나타냄을 알 수 있었다.

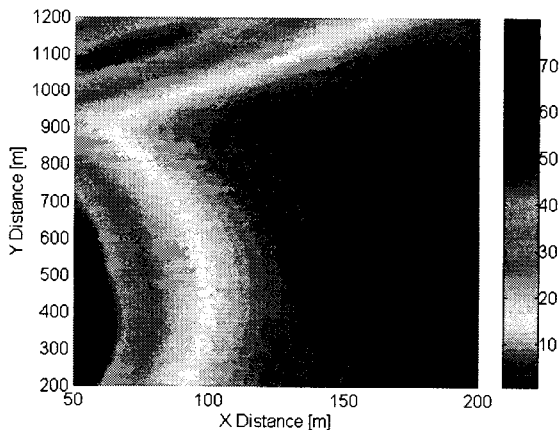


그림 8 평가 영역의 자기장 분포도(79mG)
Fig. 8 Magnetic field profile of the evaluation area(79mG)

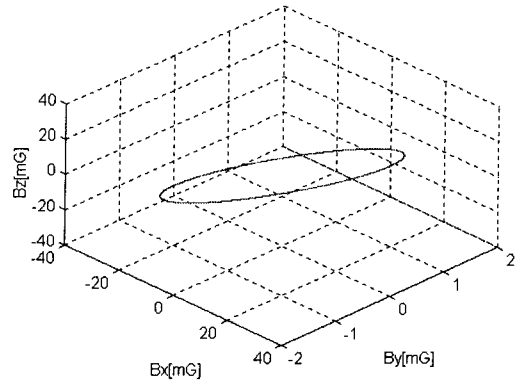


그림 9 A지점에서의 회전자기 벡터 B의 궤적
Fig. 9 Trace of rotating magnetic field vector at point A

6. 인체 두부에서의 와전류 계산 및 평가

자기장의 세기에 따른 인체 영향을 계산하기 위하여 본 논문에서는 앞의 모델에서 지상 1.7m 높이에서 계산한 송전선로의 최대값인 167mG의 자기장과 평가영역의 최대값인 82mG의 자기장에 노출되었을 때를 가정하여 Impedance Method를 사용하여 인체 두부에 유기되는 와전류 밀도를 해석하였다. 해석 대상 모델은 그림 10과 같은 두부 단면을 사용하였으며 이 때 Cell의 단면은 1/2inch 씩 나누었다. 인체 두부에 위치하는 각 장치의 전도도는 표 4의 값을 사용하였다.[1,9]

표 4 60 Hz에서의 인체 두부 조직의 전도도

Table 4 Conductivity of in human brain model at 60 Hz

조직(Tissue)	50/60Hz
	σ (S/m)
1. Brain	0.12
2. Bone	0.04
3. Skin	0.11
4. Eye	1.66
5. Blood	0.6

인체 두부가 167mG의 자기장에 노출되었을 때의 와전류 밀도 분포를 그림 11에 나타내었는데 이때 최대값은 0.1088 [mA/m²]으로써 눈 부분에서 와전류 밀도값이 크다는 것을 알 수 있는데 이는 눈의 전도도가 1.66 [S/m]로써 다른 부분에 비해 크기 때문이다.

평가 영역의 최대치인 82mG의 자기장에 노출되었을 때 와전류 밀도 최대값은 0.054 [mA/m²]로 계산되었다. 베른하트 교수가 뇌 조직에 대하여 제안한 유도전류 제한치 10 [mA/m²]에 ICNIRP에서 채택한 Safety Factor(안전율) 10을 적용하면 실제 유도전류 제한치는 1 [mA/m²] 되므로, 인체 유도전류 제한치 관점에서 본 논문에서 계산된 와전류 값을 평가하면 ICNIRP 근거치의 5 ~ 10% 정도임을 알 수 있었다.

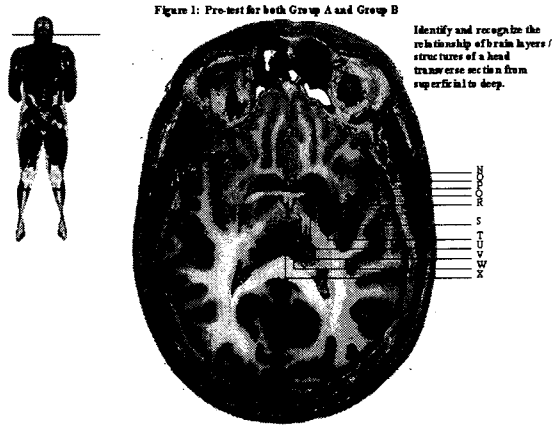


그림 10 인체 두부 단면
Fig. 10 Cross section of human head

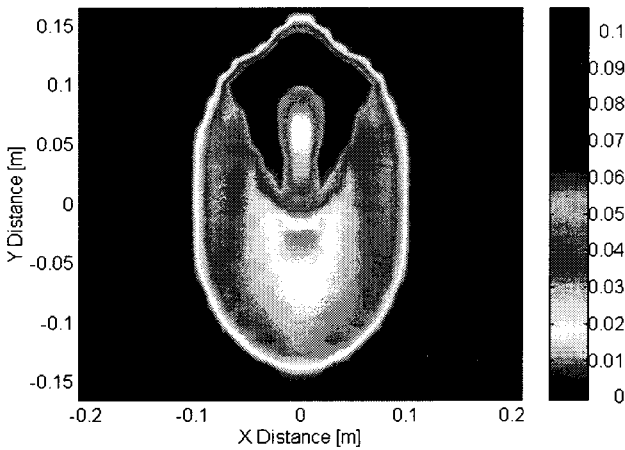


그림 11 인체 다매질 뇌 모델에서의 와전류 분포
Fig. 11 Distribution of eddy current in human brain model

7. 결 론

본 논문에서는 극저주파 전자계 장애의 공학적 평가에 있어 기본이 되는 송전선 주변의 3차원 자기장 계산과 자기장으로 인해 인체에 유도되는 와전류 해석 및 이에 관련한 국제 기준과 비교하여 평가하였다. 송전선 주변의 무한영역 극저주파 자기장 계산을 위해서는 Biot-Savart's law에 의한 3차원 자기장 해석방법을 사용하였으며, 인체에 유도되는 와전류 해석을 위해서는 Impedance 회로법에 의한 수치해석 방법을 사용하였다. 또한, 교류자계 벡터의 중요한 파라미터인 elliptical polarized 특성에 대하여도 고찰하였다.

3차원 자기장 해석 예로써는 방향과 이도를 고려하여 3,000[A]급 765[kV] 송전선로의 주변의 자기장 분포를 계산하였다. 계산결과 본 논문의 모델에서는 송전선하 평가영역에서 최대값이 82mG로써 ICNIRP 권고치 833mG인 10% 정도 수준이었으며 교류자계 벡터의 궤적은 회전 자계를 나타내었다.

그리고 인체에 유도되는 와전류 해석 예로써는 뇌조직을

중심으로하는 인체 두부 모델에서의 유도전류를 계산하였다. 계산 결과 인체 두부가 167mG의 자기장에 노출되었을 때의 최대값은 0.1088 [mA/m²]로 계산되었는데 특히 눈 부분에서 와전류 밀도값이 크다는 것을 알 수 있었다. 이는 눈의 전도도가 1.66 [S/m]로써 다른 부분에 비해 크기 때문이었다. 이를 인체 유도전류 제한치 관점에서 평가하면 ICNIRP 근거치의 10% 정도임을 알 수 있었다. 이는 ICNIRP 자기장 권고치 관점에서 평가한 20%에 비해 다른 수치이다. 이는 ICNIRP 자기장 권고치와 이의 근거가 되는 유도전류 제한치가 상호 적합성을 가지고 있지 않기 때문이며, 또한 본 논문에서 채택한 모델이 ICNIRP에서 채택하고 있는 단매질 모델이 아니라 인체 두부 모델에 근접한 다매질 모델을 채택하였기 때문이다.

현재 고도로 발달한 계산기를 가지고서도 생체와 같이 복잡한 구조, 특성의 계산을 정확히 행하는 것은 불가능하고, 모델화에 한계가 있다. 동물과 인체의 모델에서는, 현재 3차원의 계산에는 이르렀으나, 이것은 각 장기의 특성(전도도)을 일정한 부분으로 분할한 계산에 지나지 않아 향후 인체 modeling이 더욱 발달하여 혈관과 조직의 막까지 고려할 수 있다면 전류 밀도 분포는 크게 바뀔 가능성이 있으므로 향후 이 분야의 정도 높은 연구가 필요하다.

참 고 문 헌

- [1] Charles Polk, Elliot Postow, "Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields", CRC Press
- [2] Linet, M.S., Hatch, E.E., Kleinerman, R.A., Robison, L.L., Kaune, W.T., Friedman, D.R. and Severson, R.K. (1997). Residential exposure to magnetic fields and acute lymphoblastic leukemia in children. New Eng. J. Med. 337:1-7.
- [3] ICNIRP, "Guidelines On limiting Exposure to Non-Ionizing Radiation", Reference Book, (1999).
- [4] NIEHS, "Health effects from exposure to power-line frequency electric and magnetic fields," National Institute of Environmental Health Sciences/Natinal Institutes of Health, report No. 99-4493 (1999).
- [5] T. Takuma, 數値電界 計算法, 1980, Corona.
- [6] Electric Power Research Institute, Transmission Line Reference Book 345 kV and Above," 2nd Ed. chap. 8, (1982).
- [7] R. J. Spiegel, "Numerical determination of induced currents in humans and baboons exposed to 60-Hz electric field," IEEE Trans. on EMC ,Vol 23, pp. 382-390
- [8] Matthew, N. O. Sadiku, "Numerical Techniques in Electromagnetics", CRC Press
- [9] OM. P. GANDHI, JOHN F. DEFORD, HIROSHI KANAI, "Impedance Method for Calculation of Power Deposition Patterns in Magnetically Induced Hyperthermia", IEEE Trans. on BME, Vol 31, No. 10, October 1984, pp. 644-651

- [10] JOHN F. DEFORD, OM P. GANDHI, "An Impedance Method to Calculate Currents Induced in Biological Bodies Exposed to Quasi-Static Electromagnetic Fields", IEEE Trans. on EMC, Vol 27, No 3, August 1985, pp. 168-173
- [11] Sung Ho Myung, "Analysis of magnetic field distribution around electric power facilities", CRIEPI/KEPRI/KERI Joint Workshop on Electric & Magnetic Field Effects, May 26-27 (1999).

저 자 소 개



명 성 호 (明 聖 鎬)

1959년 3월 20일생. 1981년 서울대 공대 전기공학과 졸업. 1983년 동 대학원 전기공학과 졸업(석사). 1996년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학). 한국전기연구원 전기환경송전연구그룹장
Email : shmyung@keri.re.kr



한 인 수 (韓 寅 洙)

1975년 1월 12일생. 1996년 한국과학기술원 전기 및 [7] 전자공학과 졸업. 1998년 서울대 공대 전기공학부 졸업(석사). 현재 동 대학원 박사과정



이 동 일 (李 東 一)

1958년 5월 15일 생. 1996년 한양대 대학원 전기공학과 졸업(공학). 1978년 한국전력공사 입사. 현재 한국전력공사 전력연구원 전력계통연구실 송변전기술그룹 책임연구원. KIEE 종신회원. CIGRE 정회원.
Tel : 042-865-5881
Email : dilee@kepri.re.kr



박 중 근 (朴 鍾 根)

1952년 10월 21일생. 1973년 서울대 공대 전기공학과 졸업. 1979년 일본 동경대 대학원 전기공학과 졸업(석사). 1982년 일본 동 대학원 전기공학과 졸업(공학). 현재 서울대 공대 전기공학부 교수



신 구 용 (申 玖 溶)

1967년 7월 8일 생. 1993년 경남대 대학원 전기공학과 졸업(석사). 1988년 한국전력공사 입사. 현재 한국전력공사 전력연구원 전력계통연구실 송변전기술그룹 선임연구원.
Tel : 042-865-5885
H.P : 017-269-2775
Email : kyshin@kepri.re.kr