

극저주파 전자계 인체 유도전류 수치해석 기술

명 성 호

한국전기연구원

I. 서 론

인체가 전자계에 노출되면 체내에 전류가 유기 된다. 대표적인 예는 시간적으로 변동하는 전계에 의한 정전유도전류와 변동하는 자계에 의한 전자유도 전류이다.

정전유도의 계산에는 구와 회전타원체를 이용한 간이 모델에 의한 해석에 의해 동물과 인체의 표면 또는 내부의 유도전류의 대략치를 파악하는 것이 가능하다. 동물과 인체를 세분화한 모델의 계산에는 주로 표면전하법이나 전하중첩법을 이용한 수치해석이 이용되고 있다. 그러나 내부의 특성 차이까지 고려하려면 차분법과 유한요소법 등이 적당하다.

전자유도의 계산에는 전계에 의한 유도과 동일하게 구와 회전타원체모델에 의한 계산이 행해지고 있다. 이의 수치해석 방법으로는 지금까지 10여년 동안 유한요소법, Impedance 회로법, Spread Sheet법, FDTD법, H- Ω 법(자계-자기 스칼라 포텐셜법, SPED(scalar-potential finite difference)법 등이 이용되고 있다.

본 고에서는 이들 수치해석 방법 중에서 비교적 많이 이용되고 있는 경계분할법에 의한 인체 정전유도전류 수치해석 방법과 Impedance 회로법에 의한 인체 와전류 수치해석 방법에 대하여 기술하고자 한다.

II. 경계분할법을 이용한

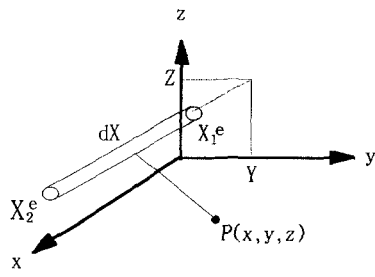
인체 정전유도전류 계산 알고리즘

송전선에서 발생하는 전계에 노출된 지역에 있는 사람의 신체내부에는 상용 주파수 전류가 유도된다. 전력설비 주변에 생체나 물체가 존재하는 경우의 정전유도 전압, 전류의 해석은 1980년대 중반까지는 미국, 일본 등의 선진국의 경우도 컴퓨터를 이용한 모의계산은 거의 하지 못하고 마네킹을 이용한 실험 정도였다. 1980년대 후반에 들어서면서 급격히 진전한 컴퓨터 기술을 바탕으로 이를 계산하고자 하는 시도가 있었으며 Chiba와 Spigel은 이 분야의 연구에 많은 기여를 하였다. 그러나 이들 연구는 전계를 발생하는 전압원과 인체 등의 피유도체를 각각 분리하여 취급하기 때문에 평등 전계분포를 가정해야 하므로 유도전류 해석이 근사적으로만 가능하며 활선 작업시 안전 영역 해석 등 불평등 전계분포하에서의 해석은 어려운 단점을 가지고 있었다.

따라서 본 고에서는 이와 같은 문제를 극복하기 위하여 전극(송전선로)의 효과적인 모델링기법을 사용하여 전극과 피유도체를 분리하지 않고 직접 3차원 정전용량을 구함으로써 불평등 전계하의 임의의 3차원 공간상에서도 인체에 미치는 정전유도 및 전류 해석이 가능한 장점을 갖는 방법에 대하여 기술하고자 한다.

1. 전극(송전선로) 모델링

송전선하에서 3차원 전계를 해석하기 위해서 선로는 불균일 전하 분포를 갖는 유한장 선로로



〈그림 1〉 유한장 선로의 요소

표현되어야 한다. 선로의 불균일 전하 분포를 보다 정확히 표현하기 위해서는 유한 선형함수로 세분한다. 〈그림 1〉에 나타낸 바와 같이 한 축에 평행한 유한 선전하가 도체의 한 요소내에 배치되었다고 가정하면, 이 요소의 전하밀도 분포는 식(1)과 같이 일차함수로 표현될 수 있다.

$$\sigma^2 = aX + b \quad (1)$$

σ_1^e 과 σ_2^e 는 x 좌표가 각각 점 X_1^e 과 X_2^e 에서의 전하밀도라면, 식(1)은 다음과 같이 다시 나타낼 수 있다.

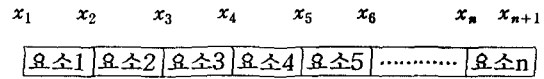
$$\sigma^2(X) = \sum_{i=1}^2 N_i(X) \sigma_2^i \quad (2)$$

여기서,

$$P_{ij} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0(X_2^{j-1} - X_1^{j-1})} \left[-\left\{ \sqrt{b^2 + (X_2^{j-1} - x_i)^2} - \sqrt{b^2 + (X_1^{j-1} - x_i)^2} \right\} \right. \\ \left. - (X_1^{j+1} - x_i) \log_a \left| \frac{\sqrt{b^2 + (X_2^{j-1} - x_i)^2} + X_2^{j-1} - x_i}{\sqrt{b^2 + (X_1^{j-1} - x_i)^2} + X_1^{j-1} - x_i} \right| \right] \\ + \frac{1}{4\pi\epsilon_0(X_2^j - x_i^j)} \left[-\left\{ \sqrt{b^2 + (X_2^j - x_i)^2} - \sqrt{b^2 + (X_1^j - x_i)^2} \right\} \right. \\ \left. + (X_2^j - x_i) \log_e \left| \frac{\sqrt{b^2 + (X_2^j - x_i)^2} + X_2^j - x_i}{\sqrt{b^2 + (X_1^j - x_i)^2} + X_1^j - x_i} \right| \right]$$

$$b = \sqrt{(f - y_i)^2 + (d - z_i)^2}$$

- f : X축 방향으로 평행한 선로 중심의 Y좌표
- d : X축 방향으로 평행한 선로 중심의 Z좌표
- x_i, y_i, z_i : 임의의 계산점 좌표
- X_1^j : j번째 요소의 시작점
- X_2^j : j번째 요소의 종료점
- q_j : j번째 지점의 전하



〈그림 2〉 선로의 분할요소와 변수

$$\text{여기서 } N_1(X) = \frac{X_2^e - X}{X_2^e - X_1^e}, \quad N_2(X) = \frac{X - X_1^e}{X_2^e - X_1^e}$$

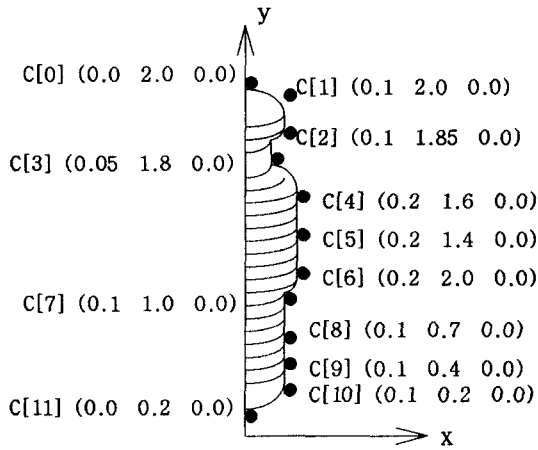
분할요소로 인해 발생하는 점 (x, y, z) 에서의 전위 ϕ_e 는 식(3)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\phi_e = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \int_{X_1^e}^{X_2^e} \frac{\sigma^e(X) dX}{l^e} \quad (3)$$

여기서 l^e 는 분할요소상의 한 점과 임의의 계산점 P 사이의 거리이다.

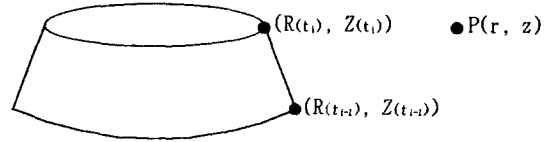
일반적으로 주어진 선로의 경계조건을 만족하기 위해서는 많은 전하가 배치되어야 한다. 이 경우 선전하 밀도 함수에 대한 연속조건을 적용하면 미지수를 상당히 줄일 수 있다. 그러므로 다음 〈그림 2〉와 같이 n 개의 분할요소를 가진 유한선로는 $n+1$ 개의 변수가 필요하고, n 개의 분할요소를 가진 선로 전체로부터 전위를 중첩하여 표현하면 다음 식(4)와 같이 주어진다.

$$\phi_i = \sum_{j=1}^{n+1} P_{ij} q_j, \quad (i=1, 2, \dots, n+1) \quad (4)$$



C[i] : Spline 곡선을 생성하기 위한 제어점
t : spline 곡선의 매개변수

(a) Spline 곡선으로 나타낸 인체 모델



직각좌표계를 실린더 좌표계로 변환식:

$$R(t)\sqrt{X(t)^2+Y(t)^2}, \quad r(t)=\sqrt{x(t)^2+y(t)^2}$$

(b) 띠전하

<그림 3> 띠전하로 나타낸 인체 표면 모델

$$\phi = \frac{1}{\pi\epsilon^0} \int_{t_{i-1}}^{t_i} R(t) \frac{K(k_1) - K(k_2)}{\sqrt{(r+R(t))^2 + (z-Z(t))^2}} \sqrt{R(t)+Z(t)} \cdot dt \quad (5)$$

여기서 $K(k)$: 1차 타원적분

$$k_1 = \sqrt{\frac{4rR(t)}{(r+R(t))^2}}, \quad k_2 = \sqrt{\frac{4rR(t)}{(r+R(t))^2}}$$

2. 인체 모델링

인체내부에 흐르는 전류의 양을 계산하기 위해 인체 모델의 윤곽선은 spline 곡선으로 나타내고, 표면은 SCM(Surface Charge Method)의 띠전하(strip charge)로 모의한다. 인체의 표면전하를 좀 더 정확하게 계산하기 위해서는 내각을 갖는 분할된 요소 띠전하로 모의할 수 있으며 <그림 3>에서 한개의 띠전하에 의한 임의의 점 P에서의 전위 ϕ 는 식(5)와 같이 주어진다.

3. 인체 3차원 정전용량 계산

인체 유도 전압, 전류를 계산하기 위해서는 인체와 대지간 정전용량 계산이 선행되어야 한다. 정전용량 계산에는 경계분할법의 방정식이 전압과 전하의 관계식으로 표현되는 경계분할법이 영

역분할법보다 적합하다. 그러므로 본 연구에서는 경계분할법의 일종인 전하중첩법을 이용하여 정전용량을 계산한다. 전하중첩법의 방정식을 행렬식으로 표현하면 다음 식(6)과 같다.

$$\begin{bmatrix} P_{11} & P_{12} & \cdots & P_{1n} \\ P_{21} & P_{22} & \cdots & P_{2n} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ P_{m1} & P_{m2} & \cdots & P_{mn} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ \vdots \\ q_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} V_1 \\ V_2 \\ \vdots \\ V_n \end{bmatrix} \quad (6)$$

여기서, P_{ij} : 전위 계수, q_i : 전하, V_i : 전위

식(6)에서 도체 1의 전압을 $V_1=1$ 로 하고 다른 모든 도체의 전압을 0으로 하여 방정식을 풀어 가상전하량을 구한다. 각 도체 내의 가상전하의 수를 m_1, m_2, \dots, m_m 이라 하면, 각 도체내의 총 전하량 Q 는 다음 식(7)과 같이 된다.

$$Q_1 = \sum_{j=1}^{m_1} q_j, Q_2 = \sum_{j=m_1+1}^{m_1+m_2} q_j, \dots, \\ Q_m = \sum_{j=n-m_m}^n q_j \quad (7)$$

이로부터 도체 1의 대지간 정전용량 C_{10} 및 각 도체간 상호정전용량 C_{ij} 는 다음 식(8)과 같이 계산된다.

$$C_{10} = \sum_{i=1}^n Q_i, \quad C_{ij} = -Q_i \quad (8)$$

4. 인체 정전 유도전류 계산

인체에서 전압원에 의해 발생하는 인체내의 유도전류 계산은 평등 전계를 만족하면 매우 단순화 될 수 있으나 송전선로에서 가까운 주변의 유도전류를 계산할 때는 불평등 전계를 형성하므로 이러한 근사는 부정확하게 된다. 전하중첩법을 이용한 컴퓨터 모의 방법에서는 다음과 같은 맥스웰 시스템 방정식을 이용하여 선로내의 전하 $[Q]$ 를 구한다.

$$[P][Q] = [\Phi], \\ [Q] = [P]^{-1}[\Phi] = [D][\Phi] \quad (9)$$

여기서 D_{ij} 는 전위계수행렬 $[P]$ 의 역행렬로 구해지며, $[D]$ 를 알면 $Q=CV$ 관계에서 $[D]$ 가 $[C]$ 에 대응하므로 3차원 정전용량은 바로 구해진다. 지면에 대해 전위 v_i (v_i 는 미지)로 절연된 인체를 고려하자. 충전된 전극에 n 개의 모의 전하를 두고, 절연된 인체에 m 개의 모의 전하를 배치하여 시스템 방정식을 풀어 전하량 Q 를 구하기 위해서는 충전된 전극에 경계조건에 해당하는 n 개의 윤곽점과 절연된 인체에 m 개의 윤곽점이 주어져야 한다. 이때 임의의 계산점에서의 전위는 중첩의 원리에 의해 구한 모든 전하의 합으로 얻어진다. 윤곽점 i 에서 충전된 전극의 전위 V_i 와 절연된 인체상의 전위 v_i 는 다음과 같다.

$$v_i = \sum_{j=1}^{n+m} p_{ij}q_j, \quad i=1, 2, 3, \dots, m \quad (10) \\ V_i = \sum_{j=1}^{n+m} p_{ij}q_j, \\ i=m+1, m+2, m+3, \dots, m+n \quad (11)$$

절연된 인체의 전체 전하는 0이므로 다음과 같은 식이 성립된다.

$$\sum_{j=1}^m q_j = 0 \quad (12)$$

여기서 지면에 대한 전극의 전압원(j 번째 전극)을 V_j , 그리고 인체와 j 번째 전극사이의 상호정전용량을 C_{ij} 로 표현하면 인체의 각 띠전하 Q_i 는 다음과 같다.

$$Q_i = C_{i0}v_i + C_{i1}(v_i - V_1) + C_{i2}(v_i - V_2) \dots \\ + C_{im}(v_i - V_m) \quad (13)$$

인체가 접지되면 v_i 는 0이기 때문에 인체의 각 띠전하는 다시 식(14)처럼 주어지며 유도되는 단락전류는 식(15)와 같이 주어진다.

$$Q_i = -C_{i1}V_1 + C_{i2}V_2 + C_{i3}V_3 \dots - C_{im}V_m \quad (14) \\ I_{sc} = j\omega C_i V_i = j\omega Q_i = j(2\pi f) Q_i \quad (15)$$

또한, 인체가 절연된 경우에는 인체 유도전류는 식(16)과 같이 인체와 지면사이의 정전용량 (C_{og})과 인체와 지면사이의 유도 전압으로부터 식(16)과 같이 계산된다.

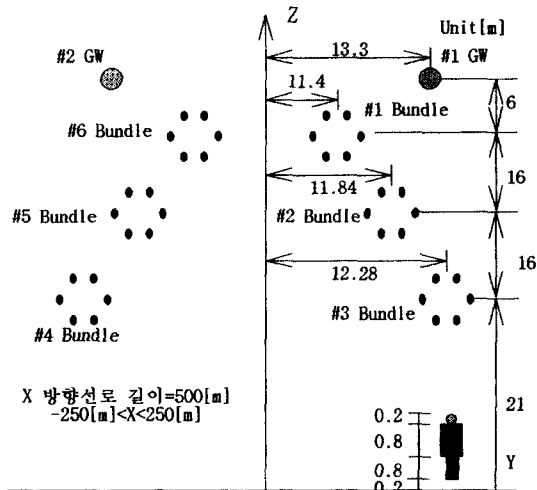
$$I_{og} = j\omega C_{og} V_{og} = j(2\pi f) C_{og} V_{og} \quad (16)$$

III. 경계분할법을 이용한 정전유도전류 계산 예

〈그림 4〉에는 국내 765kV 초고압 송전선의 평면도를 나타내었고, 〈표 1〉에는 번들(bundle)의 위상차를 갖는 송전선의 상대지 전압을 나타

〈표 1〉 위상차를 갖는 765kV 송전선 상대지 전압

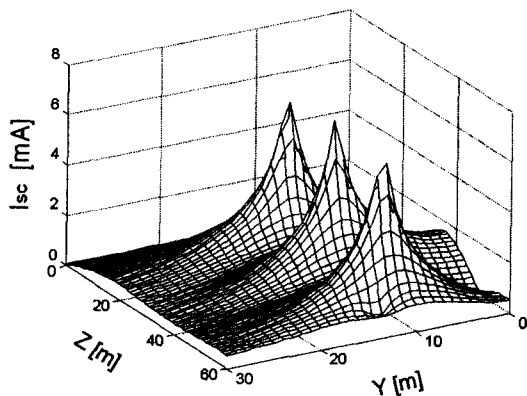
상대지 전압[kV∠deg.]	번들 수
441.67∠0	#1, #4
441.67∠-120	#2, #5
441.67∠120	#3, #6
0.0	#7
0.0	#8



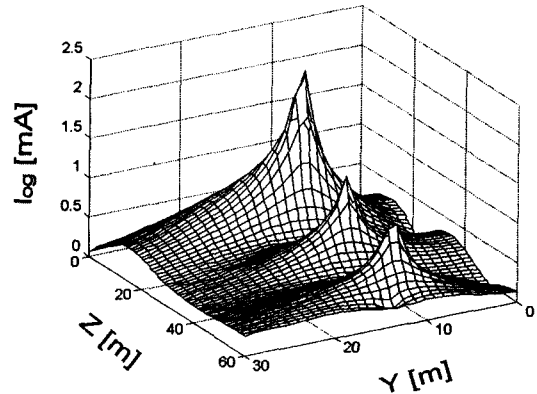
〈그림 4〉 765kV 송전선의 전선배치 구조

냈다. 송전선은 120도의 위상차를 가지고 있으며, 리액턴스가 작도록 역상 배치되어 있다.

765kV 송전선로 부근에서 접지된 경우의 인체에 유도되는 단락전류 (I_{sc})의 계산 결과를 〈그림 5〉에 나타내었다. 단락전류는 인체가 위치하는 곳에 따라 0.3mA에서 6.8mA까지 분포됨을 알 수 있다. 지금까지의 연구에 의하면, 여성의 경우, 인체가 느낄 수 있는 감지전류(perception current)가 0.73mA이다. 반면에 인체에 전기적인 쇼크를 일으킬 수 있는 자극전류(startle current)는 2.2mA로 보고되고 있다. 또한 도체를 잡은 손이 도체를 놓을 수 없는 상태를 나타



〈그림 5〉 인체의 단락 유도전류



〈그림 6〉 절연시 인체 유도 전류

내는 통전전류(let-go current) 레벨은 이동의 경우 4.5mA로 보고되어 있다. ANSI의 통전전류 허용값은 5mA이다.

인체와 지면사이의 간격이 0.2m일 때 지면에 대한 인체의 정전용량(C_{og})은 약 50pF 정도이며 높이가 60m가 되면 지면 위의 인체의 정전용량은 약 10pF 정도가 된다. 절연된 경우에 인체의 유도전류(I_{og})를 〈그림 6〉에 나타내었다. 이때 인체의 유도전류는 인체의 위치에 따라 자극전류의 범위인 0.3mA에서 2.36mA까지 분포되었다.

IV. Impedance Method를 이용한 인체 유도전류 해석 알고리즘

최근 전자계에 관해 연구하는 학자들은 전계보다는 주로 자계가 생체 안전에 영향을 미친다는 사실을 밝혀내고 있다. 간단히 이유를 설명하자면, 인체와 공기에서의 conductivity(σ) 차이는 order가 10^4 정도의 차이가 있지만, 인체는 기본적으로 nonmagnetic이므로 permittivity(μ)의 차이는 거의 없다. 그러므로, 자계는 크기의 변화없이 인체를 그냥 투과한다는 것을 알 수 있다. 또한 자계는 전계보다 차폐(Shielding)이 어렵기 때문에 이에 대한 영향을 피하기 어렵다.

전자파가 생체에 미치는 영향은 크게 열작용,

자극작용, 비열작용으로 구분되는데 열작용과 비열작용은 특히, 초고주파(수 MHz 대역)의 전자파에 의해서 영향을 받고, 자극작용은 극저주파 대역(3~3,000Hz)에 의한 유도 전류 발생으로 근육과 신경조직에 이상을 일으키는 작용을 말한다. 이 분야의 세계적인 권위자인 Om. P. Gandhi는 Radio-Frequency와 PCS(Personal Communication Service)에서의 고주파 대역에서의 인체에의 영향을 FDTD나 Impedance Method를 가지고, 인체 유도전류를 계산하였다. 전력주파수의 전기장(Electric Field)에 의한 인체와 동물에의 유도전류를 구하기 위해서는 모멘트 법이 사용되었다. 최근에는 유한차분시간축법(Finite Difference Time Domain)과 모멘트법(Moment Method) 등을 이용하여, 유도전류 계산을 하고 있으나 이러한 방법들은 많은 계산 시간과 메모리 할당(Allocation)을 필요로 할 뿐만 아니라, RF(Radio Frequency)나 HF(High Frequency)상에서의 계산에 이용되고 있다. 그러므로 본 고에서는 인체 조직모델을 전기적 성질(Electromagnetic Property)를 가지고 있는 정육면체 셀(Cubic Cell)로 가정하여 각 인체조직을 Impedance Network로 Modeling하여 Maxwell Equation을 간단한 Circuit Equation으로 전환하는 방법을 이용함으로써, 유도 전류를 계산하고자 한다.

1. Impedance Method 알고리즘

Impedance Method는 Maxwell equation을 간단한 Circuit Equation으로 바꾸어 구하는 TLM(Transmission Line Modelling)의 한 방법이라 할 수 있다. 낮은 주파수의 경우에는 파장이, 인체의 크기에 비해 훨씬 크기 때문에, 이 방법은 내부의 전류 밀도(Current Density)나 유도 전기장(Induced Electric Field)를 구하는 데 매우 효과적이라고 할 수 있다. 시간에 따라 변하는 자기장(Time Varying Magnetic Field)이 인체 조직에 조사될 때, 우리는 인체는 본래 비자화성(nonmagnetic)이라는 사실을 이

용하게 된다. 이유인 즉, 인체의 μ 값은 공기의 μ 값과 거의 동일하기 때문이다. 이런 비자화성(Nonmagnetic Property)은 조사되는 자기장이 인체에 의해 약간의 변화(Perturbation)을 무시할 수 있는 근거가 된다고 할 수 있다. 이 방법에서 인체 조직에 따른 복소전도도 $\sigma + j\omega\epsilon$ 값으로부터 회로망(Circuit Network)을 구성하여, 그에 따른 유도전류값을 계산하게 된다. 왜냐하면, 인체의 Impedance는 저항(Resistor)성분과 콘덴서(Capacitor)성분으로 구성할 수 있기 때문이다.

Impedance Method를 적용시 각 셀(Cell)의 크기나 모양은 제한이 없으며 정확히 계산할 부분이 있다면, 여러 가지 모양으로 촘촘히 계산할 수도 있고, 서로 다른 다양한 조직이 붙어 있는 경우의 경계면에서도 각 셀(Cell)의 크기를 좀 더 작게 한다든지 할 수 있다.

Impedance Method는 정적 상태(Steady State)에서의 문제를 풀게 되므로, 페이서(Phasor)를 이용하게 된다. 각각 Loop상에서, 복소전류를 정의하여 식(17) 및 식(18)과 같은 회로방정식을 쓴다.

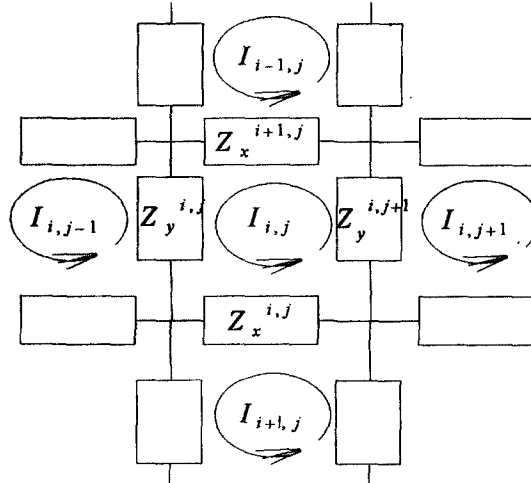
$$EMF_{i,j} = Z_x^{i,j}(I_{i,j} - I_{i+1,j}) + Z_y^{i,j+1}(I_{i,j} - I_{i+1,j}) + Z_x^{i+1,j}(I_{i,j} - I_{i-1,j}) + Z_y^{i,j}(I_{i,j} - I_{i,j-1}) \quad (17)$$

$$EMF_{i,j} = - \frac{\partial}{\partial t} \int_A \vec{B}_{i,j} \cdot \vec{n} ds \quad (18)$$

위의 식을 만족하는 각 루프에 대한 회로 방정식이 구해지고, 이로 인해 구해지는 행렬은 거의 대각행에만 원소가 존재하고, 나머지 부분은 0인(Diagonally Dominant) 행렬이 된다.

이 행렬식을 풀 때는 역행렬을 이용하여 풀 수도 있겠지만, 큰 시스템인 경우에는 그렇게 구하기는 무리이다. 따라서, 이런 대각행이 주를 이루는 행렬인 경우에는 SOR(Successive Over-Relaxation)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.



〈그림 7〉 인체를 2차원 회로망화하여 나타낸 단면

위의 〈그림 7〉은 인체를 나타내는 조직을 2차원 회로망화 하여 나타낸 것이다.

SOR (Successive OverRelaxation)에 관한 식은 다음과 같다.

$$I_{i,j}^{n+1} = \alpha K_{i,j} + (1-\alpha) I_{i,j}^n \quad (19)$$

여기에서

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

식(19)에서 n은 재귀횟수 (Iteration Number),

α 는 Relaxation Factor이다. 대부분의 Over Relaxation에서는 α 값이 1과 2 사이가 된다.

그리고 각 셀 (Cell)에 대해서, $\sigma + j\omega\epsilon$ 값을 얻을 수 있으며 실제 Impedance 값은 아래 식과 같이 구해질 수 있다.

$$Z^{i,j} = \left(\frac{1}{\sigma^{i,j} + j\omega\epsilon^{i,j}} \right) \frac{\Delta X_i}{\Delta X_m \Delta X_n} \quad (20)$$

위의 식에서 $Z^{i,j}$ 는 x방향으로 흐르는 전류에 대한 i, j번째 셀 (Cell)의 Impedance를 뜻하며 $\sigma^{i,j}$ 와 $\epsilon^{i,j}$ 은 i, j번째 셀 (Cell)의 전도도

(Conductivity)와 유전율 (Permittivity)을 나타낸다. ΔX_i 과 ΔX_m 은 각각 X_i , X_m 방향의 셀 (Cell)의 크기를 나타낸다. 그리고 ΔX_n 은 layer의 깊이 (depth)이다.

한편, 계산하고자 하는 주파수 대역이 Power Frequency (50/60Hz) 범위이므로, $j\omega\epsilon$ 항은 σ 항에 비해서, 현저히 작기 때문에 무시될 수 있으므로 식(20)은 아래와 같이 식(21)으로 바뀌어진다.

$$R^{i,j} = \frac{1}{\sigma^{i,j}} \frac{\Delta X_i}{\Delta X_m \Delta X_n} \quad (21)$$

와전류 밀도를 구하는 절차는 다음과 같다.

- Step 1. 각각의 루프 전류를 SOR (Successive Over Relaxation) 방법으로 구한다.
- Step 2. 셀 (Cell)의 각 모서리에 흐르는 전류를 두 선에 흐르는 전류를 더함으로써, 각각의 선전류를 계산한다.
- Step 3. 각 방향의 두 선전류를 더하여 평균값을 구하여 셀 (Cell)을 대표하는 선전류 성분을 구한다.

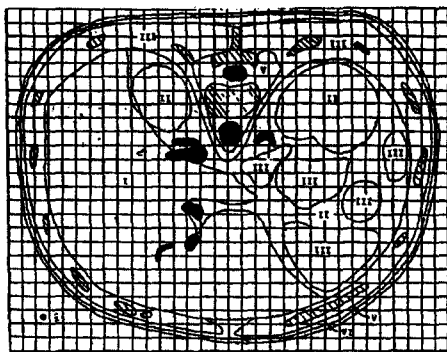
Step 4. 각 선전류 성분을 전류 방향에 수직인 면적으로 나누면, 조직의 와전류 밀도가 구해진다.

V. Impedance Method를 이용한 와전류 계산 예

20 μ T의 수직 평등 자계 분포하에서 인체 유기되는 와전류 밀도를 해석하였다. 해석 대상 모델은 <그림 8>과 같이 간을 중심으로 한 복부 단면을 사용하였으며 이 때 Cell의 단면은 1/2inch 씩 나누었다. 인체 복부에 위치하는 장기의 전도도는 다음 <표 2>를 사용하였다

수치적으로 구한 와전류 밀도 결과를 <그림 9>에 등전류 밀도 분포도로 나타내었다.

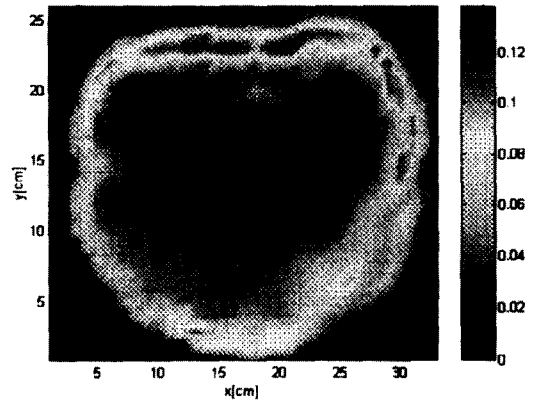
$$J_T = \sqrt{J_x^2 + J_y^2} \text{의 최대값은 } 0.0138 (\text{uA/cm}^2)$$



<그림 8> 간을 중심으로 한 단면

<표 2> 50/60Hz에서의 각 조직의 전도도

조직 (Tissue)	50/60Hz
	σ (S/m)
1. Liver	0.13
2. Kidney	0.16
3. Muscle	0.52
4. Bone(뼈)	0.04
5. Fat	0.04
6. Skin	0.11
7. Blood(혈액)	0.6



<그림 9> 등 와전류 밀도 분포도(단위 mA/m²)

이었다. 와전류의 값은 이론적으로 중심에서 표면으로 갈수록 증가한다. 그러나, <그림 9>의 결과를 보면 대부분의 분포가 내부로 들어갈수록 전류밀도가 증가함을 알 수 있다. 그 이유는 와전류값은 각 조직, 예를 들어, Blood조직만을 생각했을 때, 조직의 경계에 와전류값이 존재하고, 내부에 비해 비교적 큰(Dominant)값을 갖는다고 할 수 있다. 그러나, Blood같이 전도도가 큰 조직 위에 그 보다 전도도가 낮은 조직이 주위에 있을 때에는 전도도가 큰 조직에 의한 와전류 성분만 두드러지게 된다. 즉, 전도도가 큰 조직 표면의 값이 비교적 크게 나오므로 그 근처의 와전류 값을 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 문제 뿐만 아니라 동심원의 모델이 아닌, 비대칭으로 전도도가 다른 조직이 붙어있는 경우에는 와전류 값이 대칭으로 생기는 것이 아니라, 비대칭으로 생기는 것을 알 수 있다. 이런 경우에는, 한 쪽으로 몰려있는 부분의 와전류 값이 두드러지게 된다.

본 고에서 사용한 간을 중심으로 한 단면에서는 중앙 쪽에 Blood조직과 Kidney를 둘러싸고 있는 비교적 Kidney보다 전도도가 높은 Muscle 부분에서 와전류밀도의 값이 크게 나옴을 알 수 있다. 또한, 전도도가 낮은 바깥부분에서는 와전류 값이 작고, 안으로 갈수록 커짐을 알 수 있

다. 1997년 ENEL(이탈리아)의 Bottauscio 등의 논문에서 인체모델의 유도전류를 삼각형분할의 경계요소법(BEM)으로 계산한 결과를 보면 $20\mu\text{T}$ 의 수평동일 자계 내에서 $0.14\sim 0.16\text{mA}/\text{m}^2$ 정도로써 본 고에서 계산된 $0.12\text{mA}/\text{m}^2$ 와 유사함을 알 수 있었다.

VI. 결 론

송전선로 하에서 인체에 미치는 정전 유도전류를 해석하기 위해서 3차원 인체 모델을 표면전하법을 적용하여 80개의 $\pi/2$ 의 내각을 갖는 분할된 요소 띠전하를 사용하여 스플라인 곡선으로 표현하였다. 송전선로 불평등 전계내에서 인체가 접지되거나 혹은 절연되어 있는 상태 및 인체의 위치에 따른 계산 등과 같은 다양한 조건하에서 유도전류를 계산하였다.

또한, Impedance Method를 적용하여 각 조직의 전도도에 따른 조직에 유도되는 전류를 계산하였다. 계산 결과 간을 중심으로 한 모델에서 전도도가 높은 Blood와 Kidney를 둘러싸고 있는 Muscle 부분에서 전류밀도값이 높게 나오고, Fat나 Bone같이 전도도가 낮은 모델에서는 전류밀도값이 낮게 나옴을 알 수 있었으며 조직사이의 기하학적 배치에 따라서 전류밀도가 영향을 받았다.

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 얼마간의 각 장기의 특성(도전율)을 일정한 부분으로 분할한 계산에 지나지 않는다.

최근 이 분야의 연구자들은 인체 modeling이 아직은 무질서한 측면이 많아 계산 결과가 실제의 유도전류분포와는 매우 상이하며 혈관과 조직의 막을 고려한다면 전류분포는 크게 바뀔 가능성이 있으며 지금까지는 필요한 정량화의 제일보

에 지나지 않는다고 역설하고 있다.

참 고 문 헌

- [1] T. Takuma, 數値電界 計算法, 1980, Corona.
- [2] 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
- [3] 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
- [4] 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
- [5] Charles Polk, Elliot Postow, "Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields", CRC Press
- [6] Z. Yan, B. L. Qin, X. Lin, R. Y. Weng, G. Gela "Calculation and measurement of field parameters during live-line maintenance," IEEE Trans. on PWRD, vol. 6, no. 3, pp.1187-1191, July, 1991.
- [7] T. Takuma, C. Honda, T. Akashi, "Electric field calculation of electrode corners using charge simulation method with arc charges," Trans. of the Institute of Electrical Engineers of

- Japan, vol. 113-A, no. 5, pp.382-389, 1993.
- [8] S. H. Myung, B. Y. Lee, J. K. Park, S. W. Min, E. S. Kim, "Three dimensional electric field analysis of substation using nonuniform optimal charge simulation." Ninth International Symposium on High Voltage Engineering, Austria, Europe, pp. 8363-1~8363-4, 1995.
- [9] S. H. Myung, B. Y. Lee, J. K. Park, S. W. Min, E. S. Kim, "Calculation of electric-field induction on people in nonuniform electric field of substation." International WROCLAW Symposium on EMC, Poland, Europe, pp.179~183, 1996.
- [10] B. Y. Lee, J. K. Park, S. H. Myung, S. W. Min, E. S. Kim, "An effective

modelling method to analyze electric field around transmission lines and substation using a generalized finite line charge." IEEE Trans. on PWRD, vol. 12, no. 3, pp.1143-1150, July, 1997.

저자 소개



明聖鎬

1981년 2월 서울대 공대 전기공학과 졸업, 1983년 2월 서울대 공대 대학원 전기공학과 석사, 1996년 2월 서울대 공대 대학원 전기공학과 박사, 1985년~현재 : 한국전기연구원 전력연구단

전기환경송전연구그룹장, 책임연구원, <주관심 분야: ELF 전자계 해석 및 인체 영향 평가, 전기환경 영향 평가 및 대책>