

765 kV 2회선 송전선 활선 작업자 인체내부 유도전류 밀도 해석

論 文
55C-5-2

Analysis on Current Density Induced Inside Body of Hot-Line Worker for 765kV Double Circuit Transmission Line

閔錫源^{*} · 宋棋鉉^{*}
(Suk-Won Min · Ki-Hyun Song)

Abstract - This paper analysed the induced current density inside human body of hot-line worker for 765kV double circuit transmission line according to locations of human body. Human model was composed of several organs and other parts, whose shapes were expressed by spheroids or cylinders. Organs such as the brain, heart, lungs, liver and intestines were taken into account. Applying the 3 dimensional boundary element method, we calculated induced current density in case a worker was located inside and outside a lowest phase of 765 kV transmission line in which a 60% current of maximum load flowed. As results of study, we found a maximum induced current density in all organs was less than 10 mA/m² when a worker was outside. As one in brain and heart was higher than 10 mA/m² when a worker was inside, we propose a method for lowering current density.

Key Words : 유도전류, 전계강도, 전류밀도

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 생활환경과 조화시킬 수 있는 제품과 설비를 만들고 사용상태를 유지하는 것이 설계자와 제작자 및 사용자의 중요한 의무이기도 하다.

우리나라도 1887년 경복궁에 최초로 전기를 사용한 이후 가공 송전선은 고전압화, 대전류화와 함께 대형화, 다회선화함에 따라 각종의 환경 영향이 문제가 되었다. 특히 요즘 관심의 대상이 되고 있는 전자계의 인체영향과 관련하여 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[1],[2],[3].

한편, 자계는 변동자계에 의해 인체조직 내에 생기는 유도전류의 신경계 자극작용을 근거로, 노출자계 지표로서 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 잠정치침[4], DIN /VDE (독일규격협회/독일전기기술자협회) 규격[5], NRPB (영국방사선방호평의회) 지침[6], ACGIH (미국산업위생감독관회의) 지침[7] 및 CENELEC (유럽전기표준화회의) 규격[8] 등에서는 인체모형로 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 임피던스법[9],[10]과 SPFD법(스칼라 포텐셜 차분법)[11],[12]을, 미국 유타 대학에서는 FDTD법(유한 차분시간 영역법)[13]을, 영국 NRPB에서는 SPFD법[14]을, 프랑스 전력공사(EDF)에서는 TRIFOU 코드(인체부분은 유한요소법, 공기와의 경계는 경계요소법)[15],[16]을, 이탈리아 전력공사(ENEL)에서는 경계요소법[17]을 적용하고 있다. 이와 같이 자계의 영향에 관한 해석은 아직까지 인체표준모형과 해석기법이 정형화되어 있지 못한 실정이어서 본 저자는 참고문헌 [18]에서 세 가지의 대표적인 인체모형을 선정하여 경계요소법으로 60[Hz] 극저주파 균등자계에 의해 인체에 유도되는 전류밀도가 인체 장기의 도전율과 장기위치에 의해 어떤 영향을 받는지를 검토한 바가 있다. 균일자계 하에 인체가 있는 경우는 흔히 송전선 아래의 지상에 사람이 있는 상황이다. 즉 송전선이 지상으로부터 멀리 떨어져 있기 때문에 지상에 있는 사람의 머리에서 다리까지의 모든 인체표면에 균등한 자계가 들어가는 것으로 흔히 일반대중이 자계에 노출되는 상황을 검토한 것이다. 따라서 송전선 발생자

[†] 교신저자, 正會員 : 順天鄉大學 情報技術工學部 教授 · 工博
E-mail : swonmin@sch.ac.kr

^{*} 正會員 : 順天鄉大學 情報技術工學部 博士課程
接受日字 : 2005年 9月 30日
最終完了 : 2006年 3月 2日

계와 인체내부 유도 전류밀도 해석을 분리하여 할 수 있어서 참고문헌 [18]에서는 송전선 발생자계에 관한 부분은 해석을 하지 않은 반면에 인체모델이 유도전류 밀도에 큰 영향을 미치기 때문에 이를 중점으로 해석을 하였다.

이에 반해 본 논문은 송전선 활선 작업자가 765 kV 2회선 송전선 주변에서 활선 작업시에 인체내부에 유도되는 전류밀도를 경계요소법의 일반 3차원 자체해석 기법을 이용하여 해석한 것으로 송전선 활선 작업자는 송전선에 근접하여 작업을 하고 있기 때문에 작업자는 지상의 사람과는 달리 불균등 자계에 노출된다. 즉 이 경우는 송전선을 포함한 인체의 경계조건을 모두 고려하여 해석을 하여야 하고 활선 작업자의 경우는 어떤 상황에서 인체유도 전류밀도가 기준치를 초과할 수 있는지를 파악하는 것이 중요한 점이 된다. 따라서 본 논문은 참고문헌 [18]의 균등자계 하의 인체모델 검토결과를 토대로 765 kV 2회선 역상 배열의 한 상에 최대부하 전류의 60[%]인 3,308[A]가 흐를 때 최하상으로부터 1[cm], 5[cm], 30[cm] 떨어진 곳에서 작업하는 경우와 최하상 다중도체의 내부에서 작업하는 두 가지 경우를 검토하였다.

2. 인체 유도전류 해석

2.1 인체 유도전류 계산법

자계에 의해 유도되는 전류를 계산하기 위한 기본방정식은 다음과 같다.

$$\nabla \times E = -j\omega B \tag{1}$$

$$\nabla \cdot j = 0 \quad (\text{전류 연속방정식}) \tag{2}$$

$$j = \sigma E \quad (\text{오옴의 법칙}) \tag{3}$$

여기서 E : 유도전계강도, B : 자속밀도, ω : 각주파수, σ : 도전율, j : 유도전류밀도이고 시간미분은 $j\omega$ 로 치환하였다. 또, 2차 자체효과를 무시하였고 그 근거는 다음과 같다.

균일자계 두의 자체방향에 존재하는 무한장 원통을 대상으로, 엄밀해에 대한 2차 자체를 무시한 해와의 비(상대오차)는 다음의 식 (4)로 표현될 수 있다.

$$\epsilon = \frac{\omega\sigma\mu(2r_0^2 - r^2)}{8} \tag{4}$$

여기서 μ : 투자율, r_0 : 도체반경, r : 중심축으로부터의 거리이다. 이 식을 이용하여 상대오차의 최대치를 평가하면, 도전율 2.0[S/m], 신장 1.8[m] (최대 반경 r_0)를 가정한 경우도, 상대오차는 10^{-4} 오더로 추정되어 2차 자체효과를 무시하는 것이 가능하다. 또한, σ 와 $\omega\epsilon$ 의 비교에서, 생체가 대상으로 하는 상용주파수 정도의 저주파의 경우, $\sigma \gg \omega\epsilon$ 의 관계가 성립하여 변위전류 항은 무시할 수 있다.

이상의 방정식을 풀 수 있는 수치계산법은 크게 영역분할법인 유한요소법과 경계분할법인 경계요소법과 표면자법으로 나눌 수 있다. 그러나 유한요소법은 인체 내 전체요소를 3차원 요소로 분할해야 하기 때문에 입력 데이터의 수가 많고 데이터 작성이 어려운 단점을 갖고 있다. 따라서 본 연구

에서는 이런 문제점을 해결하기 위해 경계분할법을 검토하였다.

우선, 경계요소법의 계산오차 사항을 검증하기 위해, 캐나다의 IES(Integrated Engineering Software)사의 일반 3차원 경계요소법을 이용한 Faraday 3D 프로그램을 해석해가 존재하는 타원모델에 적용하였다. 적용모델은 장반경이 0.1[m], 단반경이 0.05[m], 도전율이 2.0[S/m]의 균일매질의 장축을 회전축으로 하는 회전 타원체로 자체조건은 회전 타원체의 타원단면에 직교하는 1[μT] 60[Hz]의 균일자계로 하였다.

외부 인가 자계에 수직인 타원면의 장축과 단축의 경계 요소법에 의한 계산결과와 해석해를 비교 할 때, 해석해에 대한 계산치의 백분율 오차가 단축의 경우는 최대 0.1%, 장축의 경우는 최대 1.4% 정도로 매우 계산오차가 작음을 알 수 있었다.

표면자법법을 위의 경계요소법을 적용한 동일한 조건의 회전타원체에 적용한 계산오차는 참고문헌 [19]를 참고하면 타원단면 단축상에서는 최대 1.2%, 장축상에서는 최대 6.5%로 경계요소법의 계산오차보다 매우 큼을 알 수 있다. 따라서 본 연구에서는 경계요소법을 이용하여 인체내부 장기에 유도되는 전류밀도를 계산하였다.

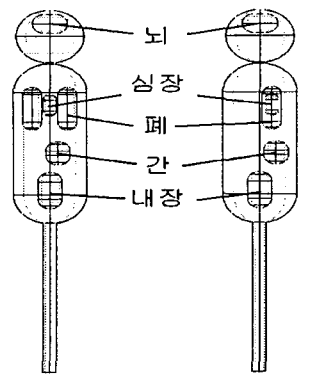
2.2 인체 모델

인체내부 유도전류를 파악하기 위해서 각 연구자는 각기 독자의 인체모델에 각 장기의 도전율을 할당하여 다양한 수치계산법으로 계산을 하고 있다. 따라서 본 논문에서는 인체 모델의 1단계로 회전대칭형상 요소를 조합한 인체모델을 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. 적용한 경계 요소법의 삼각형 메쉬 형상은 그림 2와 같으며 이 때의 삼각형 요소 수는 3464개로 하였다.

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.

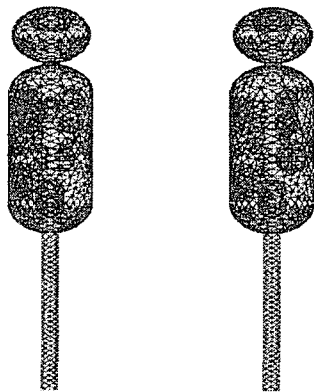
따라서 본 연구에서는 인체 장기 중에서 가장 중요할 것으로 생각되는 뇌와 심장에 가장 높은 도전율을 적용하여 뇌와 심장에서 가장 높은 유도전류밀도를 보인 참고문헌 [18]의 연구결과를 토대로 이탈리아 ENEL과 프랑스 EDF에서 적용한 검토모델을 이용하였다. 이 모델에서 뇌는 0.75[S/m], 심장은 0.70[S/m], 폐와 간은 0.10[S/m], 기타 부분은 0.03[S/m]의 도전율을 적용하였다.



a) 정면도 b) 측면도

그림 1. 검토된 인체모델 형상

Fig. 1. Cross sectional configuration of a human model



a) 정면도 b) 측면도

그림 2. 수치계산에 이용된 인체 모델 표면 분할도

Fig. 2. Surface meshes of a human model used in numerical analysis

표 1. 장기의 형상과 좌표 (단위 : mm)

Table 1. Configuration and coordinate of organs

[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)

3. 계산결과

계산조건은 765kV 2회선 역상 배열의 한 상에 최대부하

전류의 60%인 3,308[A]가 흐를 때 최하상으로부터 1[cm], 10[cm], 30[cm] 떨어진 곳에서 작업하는 경우, 최하상 다중도체의 내부에서 작업하는 두 가지 경우를 검토하였다.

3.1 최하상 다중도체 외부에서 작업하는 경우

그림 3과 같이 최하상 다중도체 외부에서 작업하는 실제상황을 그림 4와 같이 모의하였다.

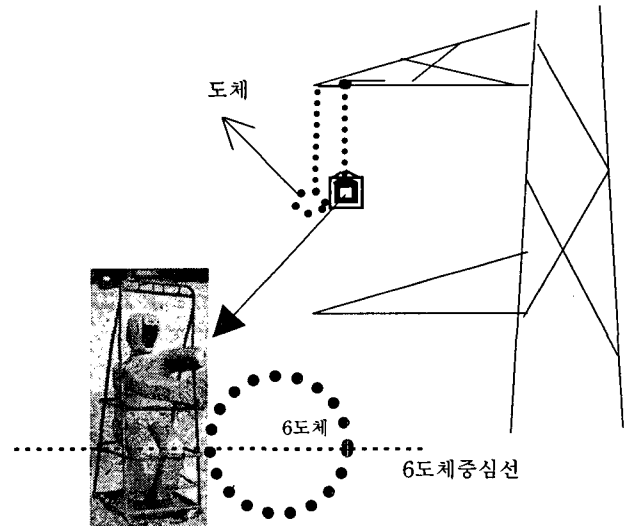


그림 3. 다중도체 외부에서 작업하는 실제상황

Fig. 3. Real situation working outside a multi-conductor bundle

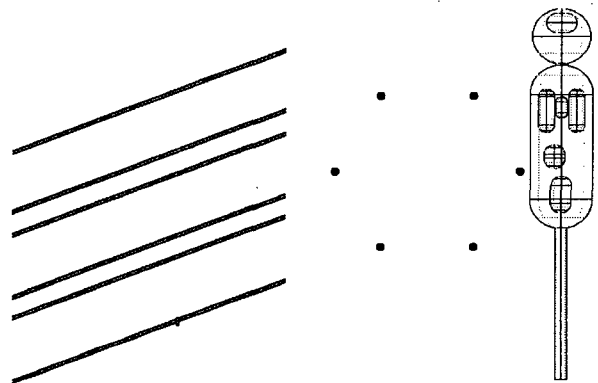


그림 4. 다중도체 외부에서 작업하는 조건의 모델

Fig. 4. Model in case of working outside a multi-conductor bundle

3.1.1 최하상 다중도체로부터 1[cm] 떨어진 지점

그림 4에서 송전선 모의길이는 200[m]로 하였으며 송전선 배열은 역상배열로 각 상의 인가전류는 최대부하 전류의 60[%]인 3,308[A]로 하였다.

그림 5는 최하상 다중도체로부터 1[cm] 떨어진 지점에 작업자가 있는 경우의 인체중심의 자속밀도 분포도로 뇌는 약 0.7[mT] 그 외의 장기의 대부분이 약 0.8[mT] 정도로 비교적 균등한 자계가 형성됨을 알 수 있다.

그림 6은 뇌 중심 단면의 인체 유도 전류밀도 분포로 뇌의 도전율이 0.75[S/m]로 높아 인체 유도전류 밀도가 약 8.6[mA/m²]의 최대치를 보였다. 그림 7은 심장 중심 단면에서의 인체 내부 유도전류 밀도로 심장의 도전율이 0.70[S/m]로 높아 인체 유도전류 밀도가 약 9.7 [mA/m²]의 최대치를 보였다. 그 외의 장기는 도전율이 낮아 약 3[mA/m²] 이하이었다.

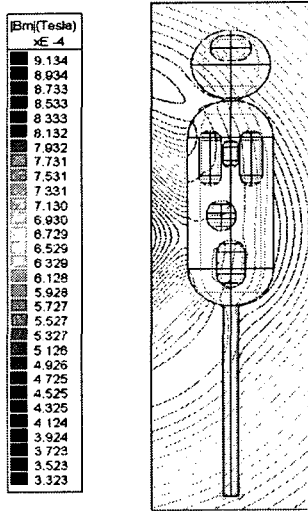


그림 5. 1[cm] 떨어진 지점에 작업자가 있는 경우의 자속밀도 분포도
 Fig. 5. Distribution of magnetic fields density in case a worker is located at 1 cm far from a multi-conductor bundle

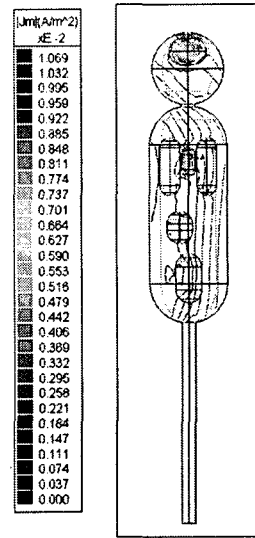


그림 7. 1[cm] 떨어진 지점에 작업자가 있는 경우의 심장 중심 단면의 인체내부 유도전류 밀도 분포도
 Fig. 7. Distribution of induced current density in cross section cut at heart center in case a worker is located at 1 cm far from a multi-conductor bundle

3.1.2 최하상 다중도체로부터 5[cm] 떨어진 지점

그림 8은 최하상 다중도체로부터 5[cm] 떨어진 지점에 작업자가 있는 경우의 자속밀도 분포도로 뇌는 약 0.7[mT], 그 외의 장기의 대부분이 약 0.8[mT] 정도로 다중도체로부터 1[cm] 떨어진 지점과 유사한 비교적 균등한 자계가 형성됨을 알 수 있다.

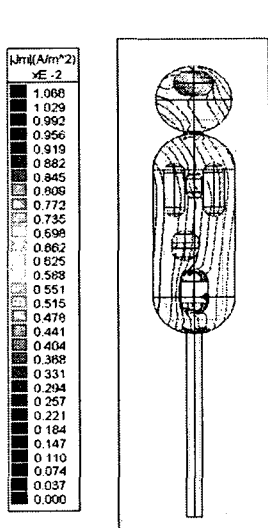


그림 6. 1[cm] 떨어진 지점에 작업자가 있는 경우의 뇌 중심 단면의 인체내부 유도전류 밀도 분포도
 Fig. 6. Distribution of induced current density in cross section cut at brain center in case a worker is located at 1 cm far from a multi-conductor bundle

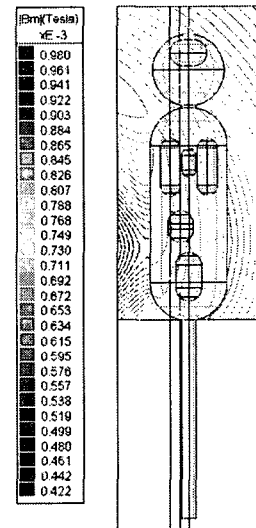


그림 8. 5[cm] 떨어진 지점에 작업자가 있는 경우의 자속밀도 분포도
 Fig. 8. Distribution of magnetic fields density in case a worker is located at 5 cm far from a multi-conductor bundle

따라서, 다중도체로부터 5[cm] 떨어진 지점의 작업자에 유도되는 전류밀도는 1[cm] 떨어진 지점과 유사한 패턴을 보이며 뇌에서는 유도전류 밀도가 약 8.02[mA/m²]의 최대치를, 심장에서는 약 8.53[mA/m²]의 최대치를 보였다. 그 외의 장기는 도전율이 낮아 약 3[mA/m²] 이하이었다.

3.1.3 최하상 다중도체로부터 30[cm] 떨어진 지점

그림 9는 최하상 다중도체로부터 30[cm] 떨어진 지점에 작업자가 있는 경우의 자속밀도 분포도로 뇌는 약 0.6[mT], 그 외의 장기의 대부분이 약 0.7[mT] 정도로 다중도체로부터 1[cm]와 5[cm] 떨어진 지점보다는 훨씬 균등한 자계가 형성됨을 알 수 있다. 따라서, 다중도체로부터 30[cm] 떨어진 지점의 작업자에 유도되는 전류밀도는 1[cm]와 5[cm]보다 떨어진 값으로 뇌에서는 유도전류 밀도가 약 6.08[mA/m²]의 최대치를, 심장에서는 약 7.49 [mA/m²]의 최대치를 보였다. 그 외의 장기는 도전율이 낮아 약 3[mA/m²] 이하이었다.

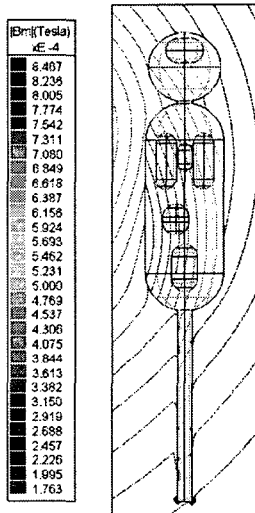


그림 9. 30[cm] 떨어진 지점에 작업자가 있는 경우의 자속 밀도 분포도

Fig. 9. Distribution of magnetic fields density in case a worker is located at 30 cm far from a multi-conductor bundle

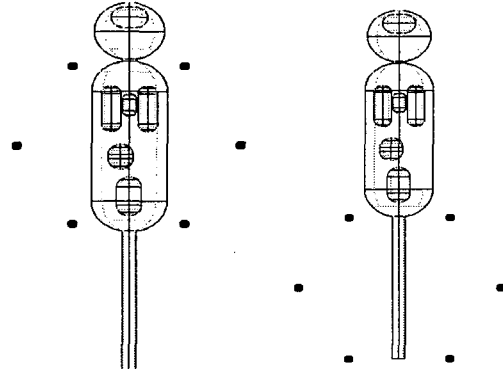


그림 10. 다중도체 내부에서 작업하는 실제상황

Fig. 10. Real situation working inside a multi-conductor bundle

3.2 최하상 다중도체 내부에서 작업하는 경우

그림 10과 같이 최하상 다중도체 내부에서 작업하는 실제 상황을 그림 11의 (a)와 같이 다중도체 중심에 인체중심이 위치한 경우와 (b)와 같이 인체의 다리를 다중도체의 하부 소도체 높이에 위치한 두 가지를 모의하였다.



(a) 다중도체 중심 위치 (b) 하부 소도체 높이에 위치

그림 11. 다중도체 내부에서 작업하는 조건의 모델

Fig. 11. Model in case of working inside a multi-conductor bundle

3.2.1 다중도체 중심에 위치한 경우

그림 12는 최하상 다중도체의 중심에 작업자 인체중심이 위치한 경우의 자속밀도 분포도로 뇌는 약 1.0[mT] 그 외의 장기의 대부분이 약 0.2[mT] 정도로 매우 불균등한 자계가 형성되어 그림 13과 같이 인체 유도전류 밀도가 약 20.4

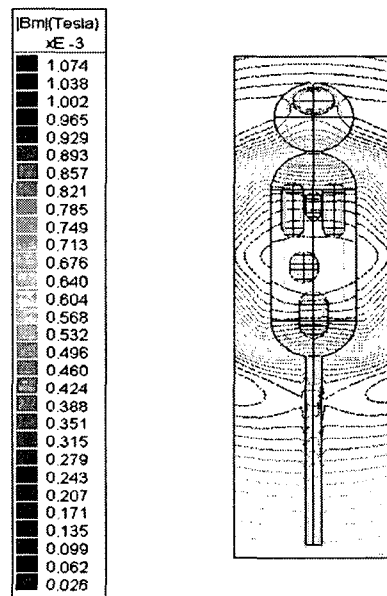


그림 12. 다중도체의 중심에 작업자 인체중심이 위치한 경우의 자속밀도 분포도

Fig. 12. Distribution of magnetic fields density in case a center of worker's body is located at a center of multi-conductor bundle

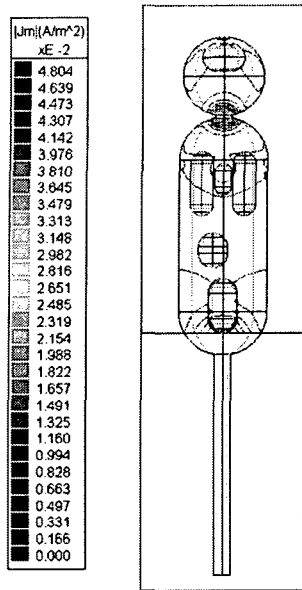


그림 13. 다중도체의 중심에 작업자 인체중심이 위치한 경우의 뇌 중심 단면의 인체 내부 유도전류 밀도 분포도
 Fig. 13. Distribution of induced current density in cross section cut by brain center in case a center of worker's body is located at a center of multi-conductor bundle

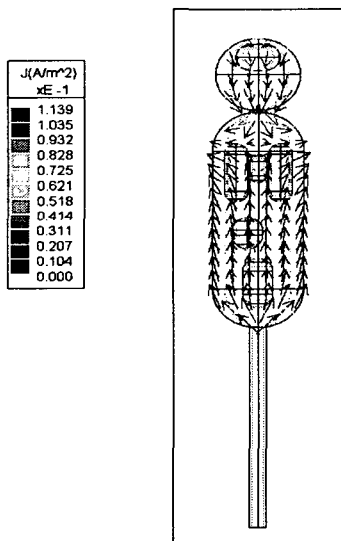


그림 14. 다중도체의 중심에 작업자 인체중심이 위치한 경우의 뇌 중심 단면의 인체 내부 유도전류 밀도 벡터도
 Fig. 14. Vector diagram of induced current density in a cross section cut by brain center in case a center of worker's body is located at a center of multi-conductor bundle

[mA/m²]의 최대치를 보였다. 이 경우에 심장의 경우도 도전율이 0.70[S/m]로 높으나 심장은 뇌 중심 단면보다 앞 쪽으로 위치하고 있어 이 단면에서는 심장의 유도 전류밀도 값을

볼 수 없었다. 여기서 특이한 현상은 목의 도전율이 0.03 [S/m]의 작은 값임에도 불구하고 유도전류밀도가 약 40 [mA/m²]의 최대치를 보였다. 그 이유는 그림 14와 같이 뇌에서 유도된 전류가 단면적이 가장 작은 목을 통과하여 가슴에서 순환하는 구조를 갖고 있기 때문으로 생각된다. 심장 중심 단면에서의 인체 내부 유도전류 밀도는 심장 부근의 자체가 0.2[mT]의 비교적 낮은 값일지라도 주변이 매우 불균등한 자체가 형성되어 인체 유도전류 밀도가 약 10.0[mA/m²]의 최대치를 보였다. 그 외의 장기는 도전율이 낮아 약 3 [mA/m²] 이하이었다.

3.2.2 하부 소도체 높이에 위치한 경우

그림 15는 최하상 다중도체의 하부 소도체 높이에 작업자의 다리가 위치한 경우의 자속밀도 분포도로 뇌는 약 0.6[mT], 심장은 약 0.7[mT] 정도로 비교적 균등한 형성됨을 알 수 있다. 이 경우, 뇌 중심 단면에서의 인체 내부 유도전류 밀도는 뇌에서 약 8.63[mA/m²]의 유도전류 밀도 최대치를 보였다. 심장의 경우도 도전율이 0.70 [S/m]로 높으나 심장은 뇌 중심 단면보다 앞 쪽으로 위치하고 있어 이 단면에서는 심장의 유도전류밀도 값을 볼 수 없었다. 여기서도 인체중심이 다중도체 중심점에 있는 경우와 마찬가지로 목의 도전율이 0.03[S/m]의 작은 값임에도 불구하고 유도전류밀도가 약 40[mA/m²]의 최대치를 보였다. 그 이유는 인체중심이 다중도체 중심점에 있는 경우와 마찬가지로 뇌에서 유도된 전류가 단면적이 가장 작은 목을 통과하여 가슴에서 순환하는 구조를 갖고 있기 때문으로 생각된다.

같은 위치의 작업자의 경우, 심장 중심 단면에서의 인체 내부 유도전류 밀도는 약 7.57[mA/m²]의 최대치를 보였으며 그 외의 장기는 약 1[mA/m²] 이하이었다.

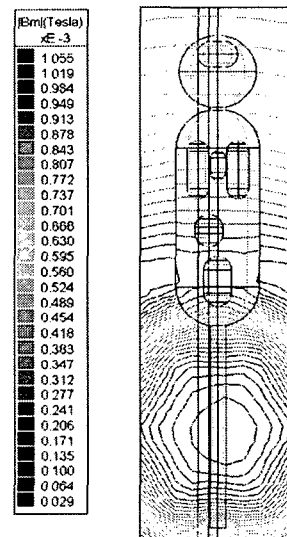


그림 15. 다중도체의 하부소도체 높이에 작업자 다리가 위치한 경우의 자속밀도 분포도
 Fig. 15. Distribution of magnetic fields density in case legs of worker's body is located at lower subconductors of multi-conductor bundle

4. 결 론

본 연구에서는 송전선 활선 작업자가 765kV 2회선 송전선 주변에서 활선 작업시에 인체내부에 유도되는 전류밀도를 경계요소법의 일반 3차원 자체해석 기법을 이용하여 해석하였다. 인체모델은 인체내부 유도현상이 인체내부의 장기의 도전율에 지배받고 있어 이탈리아 ENEL과 프랑스 EDF에서 검토한 모델을 적용하였다. 선정된 인체모델을 토대로 765kV 2회선 역상 배열의 한 상에 최대부하 전류의 60%인 3,308[A]가 흐를 때 최하상으로부터 1[cm], 5[cm], 30[cm] 떨어진 곳에서 작업하는 경우, 최하상 다중도체의 내부에서 작업하는 두 가지 경우를 검토하였다.

표 2. 각 계산 별 인체내부 장기 유도전류 밀도 최대치
Table 2. Maximum current density induced at organs inside human body

단위: mA/m²

계산 case	다중도체 외부			다중도체 내부	
	1cm	5cm	30cm	중심	하부 소도체의 높이
뇌	8.632	8.020	6.081	20.437	8.626
심장	9.722	8.532	7.488	10.031	7.568
폐	2.125	1.958	1.236	2.005	0.9391
간	1.336	1.203	0.9882	2.795	0.88398
장	0.4009	0.3267	0.0622	2.873	0.4586

표 2는 검토 결과로 각 경우 별, 인체내부 장기 유도전류 밀도 최대치로 다음과 같은 결론을 얻었다.

- (1) 다중도체 외부에서 작업할 때는 어떤 경우든 모든 장기에 유도되는 전류밀도가 세계보건기구의 유도전류 밀도 안전 기준치인 10[mA/m²] 보다 작음을 알 수 있었다.
- (2) 다중도체 내부에서 인체중심이 다중도체 중심과 일치하는 위치에서 작업하면 뇌에는 약 20.4[mA/m²], 심장에는 약 10[mA/m²]의 유도전류 밀도가 발생하여 세계보건기구의 유도전류 밀도 안전 기준치인 10[mA/m²] 보다 높아져 문제가 발생함을 알 수 있었다. 이것을 해결하는 방법으로 인체의 다리를 다중도체의 하부 소도체 높이에 두고 작업하는 것을 제시하였으며 이렇게 하면 뇌에는 약 8.6[mA/m²], 심장에는 약 7.6[mA/m²]의 유도전류 밀도가 발생하여 세계보건기구의 유도전류 밀도 안전 기준치인 10[mA/m²] 보다 작음을 알 수 있었다.

참 고 문 헌

- [1] 민석원, 김용식, 명성호, 이병운, 박종근, "765kV 교류 2회선 송전선하의 인체 및 자동차에 유도되는 전압, 전류 계산", 대한전기학회 논문지, 5호, 제 45권, pp. 301-309, 1996.
- [2] 민석원, "유전을 및 도전율을 고려한 765kV 송전선하의 인체 유도 전계해석", 대한전기학회 논문지, 6호, 제49권, pp. 341-345, 2000.
- [3] 민석원, 송기현, 양광호, 주문노, "유전을 및 도전율을 고려한 765kV 송전선하의 전계에 의한 인체내부 유도 전류밀도 해석", 대한전기학회 논문지, 8호, 54A, pp. 461-465, 2004.
- [4] IRPA/INIRC, "Interim Guidelines on Limits of Exposure to 50/60Hz Electric and Magnetic Fields", Health Physics, 58, 11, pp. 113-122, 1990.
- [5] 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.
- [6] NRPB, "Restrictions on Human Exposure to Static and Time Varying Electromagnetic Fields and Radiation", Documents of the NRPB 4, 5, ppl-69, 1993.
- [7] ACGIH, "Documentation of the Threshold Limit Values for Physical Agents in the Work Environment", Cincinnati, Ohio, 1998.
- [8] CENELEC, "Human Exposure to Electromagnetic Fields(0Hz to 10kHz)", CENELEC Std. ENV 50166-1, 1995.
- [9] W. Xi, et al, "High spatial resolution analysis of electric currents induced in man by ELF magnetic fields", Appl. Comp. Electrom. Soc.J., 9, 127-134, 1994.
- [10] W. Xi, et al, "Induced electric currents in models of man and rodents from 60Hz magnetic fields", IEEE Trans. Biom. Eng., 41, 11, 1018-1023, 1994.
- [11] T.W. Dawson, et al, "Influence of human model resolution on computed currents induced in organs by 60-Hz magnetic fields", J.BEMS, 18, 478-490, 1997.
- [12] T.W. Dawson, et al, "A comparison of 60Hz uniform magnetic and electric induction in the human body", Phys. Med. Biol., 42, 2319-2329, 1997.
- [13] O.P. Gandhi, et al, "Numerical dosimetry at power-line frequencies using anatomically based models", J. BEMS Supplement 1, 43-60, 1992.
- [14] P.J. Dimbylow, "Induced current densities from low-frequency magnetic fields in a 2mm resolution, anatomically realistic model of the body", Phys. Med. Biol., 43, 221-230, 1998.
- [15] P. Baraton, et al, "Three dimensional computation of the electric fields induced in a human body by magnetic fields", Proc. of 8th Intern. Symp. on High Volt. Eng., 517-520, 1993.
- [16] P. Baraton, et al, "Magnetically induced currents in

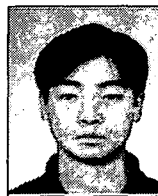
- the human body", IEC Technology Trend Assessment, 1995.
- [17] O. Bottauscio, et al, "Magnetically and electrically induced currents in human body models by ELF electromagnetic fields", Proc. of 10th intern. Symp. on High Volt. Eng., 5-8, 1997.
- [18] 민석원, 송기현, "60Hz ELF 자계에 의한 인체내부 유도 전류밀도 해석", 대한전기학회 논문지 게재예정.
- [19] 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.

저 자 소 개



민 석 원(閔 錫 源)

1958년 1월 3일생. 1981년 서울대 공대 전기공학과 졸업. 1984년 동 대학원 전기공학과 졸업(석사). 1991년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학박사). 1984년 ~ 1991년 한전 기술연구원 계통연구실 근무. 1996년 ~ 1997년 일본 교토대학 방문 교수. 2005년 ~ 2006년 미국 신시내티대학 방문교수. 현재 순천향대학교 정보기술공학부 교수
Tel : 041-530-1338, Fax : 041-530-1548
E-mail:swonmin@sch.ac.kr



송 기 현(宋 棋 鉉)

1974년 5월 27일생. 2000년 순천향대 공대 전기공학과 졸업. 2002년 동 대학원 전기공학과 졸업(석사). 현재 동 대학원 전기공학과 박사과정.
Tel : 041-530-1338, Fax : 041-530-1548
E-mail:songkha@nate.com