

## 765 kV 2회선 송전선의 활선 작업자 인체내부 유도전류 밀도 해석

민석원, 송기현  
순천향대학교 정보기술 공학부

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

Suk-won Min, Ki-hyun Song  
Division of Information Technology Engineering, Soonchunhyang University

**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 was modelled by several organs, which included brain, heart, lungs, liver and intestines. We applied the 3 dimensional boundary element method to calculate induced electric fields.

#### 1. 서 론

요즘은 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 인체 내부 유도전계가 이것을 교란시킬 수 있다고 생각하고 있다. 물론 아직까지 얼마만한 크기의 전자계가 인체에 어떤 영향을 미치는가에 관해서는 어떤 결론도 내려져 있지 않은 초보적인 단계지만 이를 측정할 수 있는 방법이 아직 개발되어 있지 않기 때문에 이를 실제 그대로 모의할 수 있는 방법을 이용하여 해석하고 있다.

따라서 본 연구에서는 송전선 활선 작업자가 765kV 2회선 송전선 주변에서 활선 작업시에 인체내부에 유도되는 전류밀도를 경계요소법의 일반 3차원 자계해석 기법을 이용하여 해석하였다. 이 방법을 선택한 것은 경계요소법이 계산오차가 작고 계산시간이 짧기 때문이다. 또한 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.

#### 2. 인체 유도전류 해석

자계는 변동자계에 의해 인체조직 내에 생기는 유도전류의 신경계 자극작용을 근거로, 노출자계 지표로써 인체내부 유도전류밀도가 이용되고 있다. 인체내부 유도전류를 직접 측정하는 것은 어렵기 때문에 많은 경우는 인체모델을 가정하여 계산으로 인체내부 유도전류를 평가하고 있다. IRPA/INIRC (국제방사선 방호학회/국제비전리방사위원회)의 잠정지침[1], DIN /VDE (독일규격협회/독일전기기술자협회) 규격[2], NRPB (영국방사선방호평의회) 지침[3], ACGIH (미국산업위생감독관회의) 지침[4] 및 CENELEC (유럽전기표준화회의) 규격[5] 등에서는 인체모델로 구와 타원체 등의 해석해가 존재하는 단순한 형상의 단일매질을 가정하여 유도전류와 외부자계의 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 인체모델을 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 표준모델과 해석기법이 정형화되어 있지 못한 실정이다.

본 연구에서는 이탈리아 ENEL과 프랑스 EDF에서 검토한 인체모델을 선정하여 경계요소법으로 60 Hz 극저주파 자계에 의해 인체내부 장기에 유도되는 전류밀도를 검토하였다.

#### 2.1 인체 유도전류 계산법

자계에 의해 유도되는 전류를 계산하기 위한 기본방정식은 다음과 같다.

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

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

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

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

균일자계 두의 자계방향에 존재하는 무한장 원통을 대상으로, 엄밀해에 대한 2차 자계를 무시한 해와의 비(상대오차)는 다음의 (4)식으로 표현될 수 있다.

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

여기서  $\mu$ : 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 경우, 상대오차는  $10^{-4}$  오더로 추정되어 2차 자계효과를 무시하는 것이 가능하다. 또한,  $\sigma$ 와  $\omega\epsilon$ 의 비교에서, 생체가 대상으로 하는 상용주파수 정도의 저주파의 경우,  $\sigma \gg \omega\epsilon$ 의 관계가 성립하여 변위전류항은 무시할 수 있다.

이상의 방정식을 풀 수 있는 수치계산법은 크게 영역분할법인 유한요소법과 경계분할법인 경계요소법과 표면자하법으로 나눌 수 있다. 그러나 유한요소법은 인체 내 전계요소를 3차원 요소로 분할해야 하기 때문에 입력 데이터의 수가 많고 데이터 작성이 어려운 단점을 갖고 있다. 따라서 본 연구에서는 이런 문제점을 해결하기 위해 경계분할법을 검토하였다.

우선, 경계요소법의 계산오차 사항을 검증하기 위해,

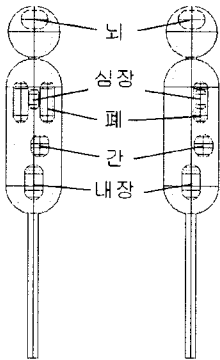
캐나다의 IES(Integrated Engineering Software)사의 일반 3차원 경계요소법을 이용한 Faraday 3D 프로그램을 해석해가 존재하는 타원모델에 적용하였다. 적용모델은 장반경이 0.1 m, 단반경이 0.05 m, 도전율이 2.0 S/m의 균일매질의 장축을 회전축으로 하는 회전 타원체로 자체 조건은 회전 타원체의 타원단면에 직교하는  $1 \mu T$  (60 Hz)의 균일자계로 하였다.

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

표면자하법을 위의 경계요소법을 적용한 동일한 조건인 회전타원체에 적용한 계산오차는 참고문헌 [6]을 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 인체모델

인체내부 유도전류를 파악하기 위해서 여러 연구자는 각기 독자적인 인체모델을 구축하여 각 장기의 도전율을 할당하고 다양한 수치계산법을 이용하여 계산을 하고 있다. 따라서 본 연구에서는 인체모의의 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. 경계 요소법에 적용한 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)

## 2.3 장기의 도전을

자계에 의한 유도전류 계산에서 결과에 영향을 미치는 요인으로는 각 장기와 조직의 도전을, 생체 각 부위의 형상과 크기, 장기를 둘러싸고 있는 막의 존재 등이 열거되고 있다. 앞에서 기술한 바와 같이, 각 장기의 도전은 여러 값이 보고되고 있어 유도전류 평가에 큰 영향을 미칠 것으로 생각된다.

따라서 본 연구에서는 인체 장기 중에서 뇌와 심장이 가장 중요할 것으로 생각되어 뇌와 심장의 도전율이 가장 높은 이탈리아 ENEL과[7] 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.

## 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 2와 같이 최하상 다중도체 외부에서 작업하는 실제상황을 그림 3과 같이 모의하였다.

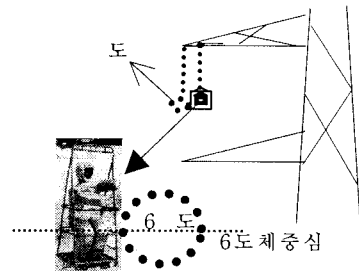


그림 2. 다중도체 외부에서 작업하는 실제상황

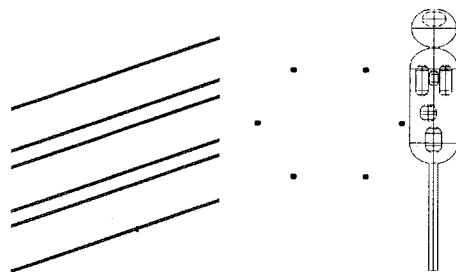


그림 3. 다중도체 외부에서 작업하는 조건의 모델

#### 3.1.1 최하상 다중도체로부터 1[cm] 떨어진 지점

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

그림 4는 최하상 다중도체로부터 1[cm] 떨어진 지점에 작업자가 있는 경우의 인체중심의 자속밀도 분포도로 보는 약 0.7[mT] 그 외의 장기의 대부분이 약 0.8[mT] 정도로 비교적 균등한 자계가 형성됨을 알 수 있다.

그림 5는 뇌 중심 단면의 인체 유도 전류밀도 분포로 뇌의 도전율이 0.75[S/m]로 높아 인체 유도전류 밀도가 약 8.6[mA/m<sup>2</sup>]의 최대치를 보였다. 그림 6은 심장 중심 단면에서의 인체 내부 유도전류 밀도로 심장의 도전율이

0.70[S/m]로 높아 인체 유도전류 밀도가 약 9.7 [mA/m<sup>2</sup>]의 최대치를 보였다. 그 외의 장기는 도전율이 낮아 약 3[mA/m<sup>2</sup>] 이하이었다.

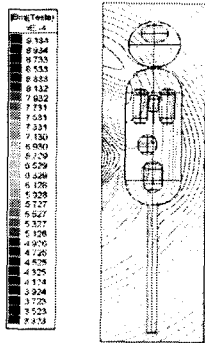


그림 4. 1[cm] 떨어진 지점에 작업자가 있는 경우의 자속밀도 분포도

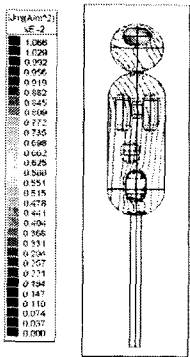


그림 5. 1[cm] 떨어진 지점에 작업자가 있는 경우의 뇌 중심 단면의 인체내부 유도전류 밀도 분포도

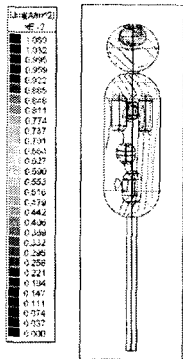


그림 6. 1[cm] 떨어진 지점에 작업자가 있는 경우의 심장 중심 단면의 인체내부 유도전류 밀도 분포도

### 3.1.2 최하상 다중도체로부터 5[cm] 떨어진 지점

그림 7은 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.

따라서, 다중도체로부터 5[cm] 떨어진 지점의 작업자에 유도되는 전류밀도는 1[cm] 떨어진 지점과 유사한 패턴을 보이며 뇌에서는 유도전류 밀도가 약 8.02[mA/m<sup>2</sup>]의 최대치를, 심장에서는 약 8.53[mA/m<sup>2</sup>]의 최대치를

보였다. 그 외의 장기는 도전율이 낮아 약 3[mA/m<sup>2</sup>] 이하이었다.

### 3.1.3 최하상 다중도체로부터 30[cm] 떨어진 지점

그림 8은 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/m<sup>2</sup>]의 최대치를, 심장에서는 약 7.49[mA/m<sup>2</sup>]의 최대치를 보였다. 그 외의 장기는 도전율이 낮아 약 3[mA/m<sup>2</sup>] 이하이었다

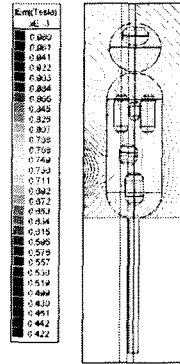


그림 7. 5[cm] 떨어진 지점에 작업자가 있는 경우의 자속밀도 분포도

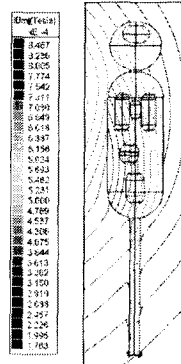


그림 8. 30[cm] 떨어진 지점에 작업자가 있는 경우의 자속밀도 분포도

## 3.2 최하상 다중도체 내부에서 작업하는 경우

그림 9와 같이 최하상 다중도체 내부에서 작업하는 실제상황을 그림 10의 (a)와 같이 다중도체 중심에 인체중심이 위치한 경우와 (b)와 같이 인체의 다리를 다중도체의 하부 소도체 높이 위치한 두 가지를 모의하였다.

### 3.2.1 다중도체 중심에 위치한 경우

그림 11은 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 12와 같이 인체 유도전류 밀도가 약 20.4 [mA/m<sup>2</sup>]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 특히

한 현상은 목의 도전율이 0.03[S/m]의 작은 값임에도 불구하고 유도전류밀도가 약 40[mA/m<sup>2</sup>]의 최대치를 보였다. 그 이유는 그림 13과 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 자계와 균등한 자계가 형성되어 인체 유도전류 밀도가 약 10.0[mA/m<sup>2</sup>]의 최대치를 보였다. 그 외의 장기는 도전율이 낮아 약 3[mA/m<sup>2</sup>] 이하이었다.

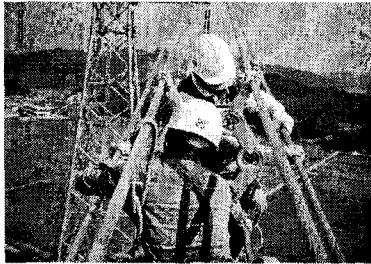
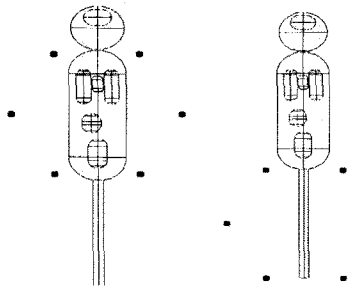


그림 9. 다중도체 내부에서 작업하는 실제상황



(a) 다중도체 중심 위치 (b) 하부 소도체 높이에 위치  
그림 10. 다중도체 내부에서 작업하는 조건의 모델

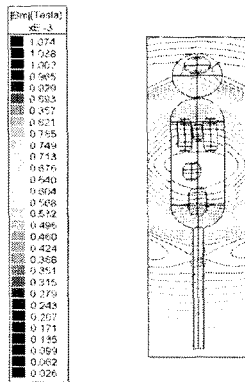


그림 11. 다중도체의 중심에 작업자 인체중심이 위치한 경우의 자속밀도 분포도

### 3.2.2 하부 소도체 높이에 위치한 경우

그림 14는 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.

최하상 다중도체의 하부 소도체 높이에 작업자의 다리가 위치한 경우, 뇌 중심 단면에서의 인체 내부 유도전류 밀도는 뇌에서 약 8.63[mA/m<sup>2</sup>]의 유도전류 밀도 최

대치를 보였다. 이 경우에 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/m<sup>2</sup>]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/m<sup>2</sup>]의 최대치를 보였으며 그 외의 장기는 약 1[mA/m<sup>2</sup>] 이하이었다.

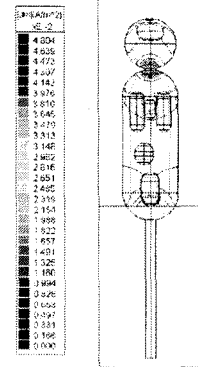


그림 12. 다중도체의 중심에 작업자 인체중심이 위치한 경우의 뇌 중심 단면의 인체 내부 유도전류 밀도 분포도

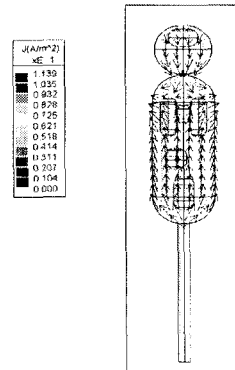


그림 13. 다중도체의 중심에 작업자 인체중심이 위치한 경우의 뇌 중심 단면의 인체 내부 유도전류 밀도 벡터도

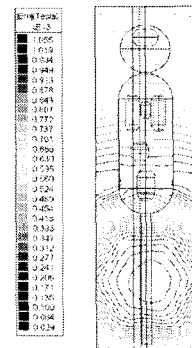


그림 14. 다중도체의 하부소도체 높이에 작업자 다리가 위치한 경우의 자속밀도 분포도

#### 4. 결 론

본 연구에서는 송전선 활선 작업자가 765kV 2회선 송전선 주변에서 활선 작업시에 인체내부에 유도되는 전류 밀도를 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 최하상으로 부터 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  
단위: mA/m<sup>2</sup>

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/m<sup>2</sup>] 보다 작음을 알 수 있었다.

(2) 다중도체 내부에서 인체중심이 다중도체 중심과 일치하는 위치에서 작업하면 뇌에는 약 20.4[mA/m<sup>2</sup>], 심장에는 약 10[mA/m<sup>2</sup>]의 유도전류 밀도가 발생하여 세계보건기구의 유도전류 밀도 안전 기준치인 10[mA/m<sup>2</sup>] 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/m<sup>2</sup>], 심장에는 약 7.6[mA/m<sup>2</sup>]의 유도전류 밀도가 발생하여 세계보건기구의 유도전류 밀도 안전 기준치인 10[mA/m<sup>2</sup>] 보다 작음을 알 수 있었다.

#### 참 고 문 헌

[1]IRPA/INIRC, "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.