

# 마이크로파에 노출된 토끼의 MPE 추정을 위한 EEG 분석

正會員 朴 柱 台\*, 李 茂 永\*\*

## Analysis of Electro Encephalogram(EEG) for estimating Maximum Permissible Exposure(MPE) of rabbit for microwave exposure

Ju-Tae Park\*, Mu-Young Lee\*\* *Regular Members*

### 要 約

전자파에 의한 생체에 미치는 영향은 전자파에 노출된 부위가 머리카나 척추인 경우에는 온도상승뿐만 아니라 심각한 생리적·심리적 장애를 유발할 가능성이 있다. 일반적으로 두부의 기능상태는 뇌파를 관측하면 상당한 수준의 유추가 가능하며, 특히 자각증세나 외형적인 행동의 변화가 없는 미세한 자극에 대한 반응도 알 수 있다. 본 논문에서는 두부에 전자파가 조사된 경우에 대해 두부를 매질이 다른 다층으로 모델링하여 SAR 고관계식을 유도하고, 실지 토끼의 두부를 세개 층의 모델로 근사하여 각부위의 SAR 분포 계산결과를 도시하였다. 또 전자파가 조사된 토끼의 신경계에서 발생하는 전기적신호(Electro Encephalogram)를 측정하여 생체에 대한 전자파의 생리적인 효과를 정량적으로 분석하였다.

### ABSTRACT

The effect of electromagnetic wave on the biobody is to make a possibility not only increasing temperature but also inducing physiological and psychological damage which is head or backbone. Generally a vital function of head can be estimated by the measuring of Electro Encephalogram(EEG), and achieved a response of a fine stimulus which can not be detected a subjective symptom and out of reaction.

In this paper, The head can be modeled according to its medium and derivated the equation of SAR distribution, and the head of rabbit is approximately modeled three layers practically and the result of each SAR distribution is

\*嶺南專門大學 電子科  
Dept. of Electronic Engineering, Yeungnam Junior College

\*\*嶺南大學校 工科學 電子工學科  
Dept. of Electronic Engineering, Yeungnam University  
論文番號:95412-1202  
接受日字:1995年 12月 2日

illustrated. Measured EEG from the nervous system of rabbit on a plane wave irradiated can be used quantitative analysis for the electrophysiological effect of the biobody.

## I. 서 론

최근 고주파기기의 발전으로 전자파의 이용분야는 급격히 확대되고 출력도 한층 증가하고 있는 실정이다. 특히 최근에는 휴대용전화기나 전자레인지 등의 마이크로파기기의 보급이 증가하여 전자기기분야의 전문인뿐만이 아니고 일반인에게도 가정이나 직장에서 강력한 전자파에 노출될 기회가 많아지고 있다.

마이크로파는 1[GHz]이상의 주파수를 갖는 전자파로서 본질적으로는 열선, 광선, X선, T선 등과 동일한 물리, 화학적특성을 갖는다. 따라서 생체가 여기에 노출되는 경우 정도의 차이는 있으나 열선과 같은 발열작용, 자외선과 같은 화학작용, 그리고 X선과 T선과 같은 전리작용을 일으키게 된다. 이러한 작용은 흡수량이 특정한계치를 초과하게 될 때 생체에는 각종의 생리작용을 일으키고 심하면 재생 불가능한 손상을 일으키기도 한다.<sup>[1][2][3]</sup>

따라서 전자계가 인체에 미치는 영향에 대한 관심이 높아지고 많은 연구가 행해지고 있는데 근방전원에 의한 인체의 SAR특성에 관해서 현재까지 몇 가지 연구가 행해지고 있다. 예를 들면, 1980년대에 Iskander 등은 회전축원체와 미소파원의 모델을 이용한 계산을 했고 파원과 산란체(인체)와의 거리에 관한 SAR특성에 관해서 검토를 하고 있다.

Stuchly등은 350MHz의 다이폴 안테나에 의한 인체의 SAR분포계산과 실험을 실시했고, 계산치와 실험치와의 비교를 하고 있다. 이들의 연구에 의하면 대개 100KHz이상의 주파수영역에서의 전자계에 의한 생체로의 영향은 인체에 흡수된 전자계에너거기에 의한 열적영향이 지배적인 것을 알 수 있다.

전자계에 의한 생체로의 열적영향의 지표로써 단위체중당 흡수전력SAR이 이용된다. 특히, SAR의 전신평균치는 전자계에 의한 인체의 전신가열의 지표로써 이용된다.

세계여러나라에서는 전자계에 의한 장애에서 인체를 방호하기 위해 전파조사안전규준(電波照射安全規準)을 정하고 있다. 각국의 안전규준레벨은 여러가지

이고, 예를 들면 미국의 10mW/cm<sup>2</sup>(평면파의 전력밀도)에 대해 구소련에서는 10μW/cm<sup>2</sup>로 되어 있다. 이 값의 차이는 미국은 전자계의 열적효과가 인체에 손상을 준다고 하는데 비해 구소련에서는 비열적인 생물학적효과에 기초를 두고 있기 때문이다. 이들의 연구에 의해서 전자계의 폭로방법이나 주파수, 변조에 관계없이 열적영향이 가장 낮은 임계치가 전신평균 SAR 4-8W/kg인 것이 분명하게 밝혀지고 있다.<sup>[4][5]</sup>

각국의 전자계이용에 관한 가이드라인에는 이 임계치에 안전율을 예측한 수치 전신평균 SAR 0.4W/kg을 임계치의 안전에 관한 근거로 하고 있다.<sup>[5][6][7]</sup> 그러나, SAR을 실제로 측정하는 것은 곤란하고 SAR치에서 환산된 입사전자계강도를 지침치로써 전자계환경을 관리하고 있다.

그러나 이러한 국부 SAR가 실제로 인체에 어떠한 정도의 생리적 효과를 초래하는가에 대해서는 극히 애매한 방법으로 측정한 임계치만 발표<sup>[8][9][10]</sup>되고 있으며, 전자파에 대한 인체의 생리적작용은 체온의 상승만이 원인이 된다고 단정하기는 어려우며 더구나 동물실험에서 얻은 외관상의 행동변환점을 기준으로 하는것은 더욱 무리이다. 더구나 피폭부위가 두부이거나 척추인 경우에는 온도의 상승외에도 심각한 생리적·심리적장애를 유발할 가능성이 있는데 이러한 요소는 거의 고려하지 않고 있다.

아울러 가토(家兎)는 생체의 전기적정수가 대체로 인체의 그것과 근사하다고 했으며 일반적으로 인체 두부의 기능상태는 뇌파를 관측하면 상당수준 유추가 가능하며 특히 뇌파는 자각중세나 외관적인 행동의 변화가 없는 정도의 자극에도 반응하는 까닭에 생체의 전자파피폭실험에 응용하는데 적합하다고 생각된다.

본 연구는 이러한 점에 착안한 것으로서 토끼를 대상으로 하여 그 두부를 복합매질의 다층구조로 근사하여 평면파를 조사한 경우의 국부SAR을 해석적으로 구하고, 실지로 전자파를 조사한 토끼의 뇌파변화를 측정·분석하여 인체의 MPE설정 근거를 제안하였다.

## II. 전파의 인체영향과 안전기준

### 1. 전자파에 의한 생체작용

전자파를 흡수한 인체 내의 전자계성분(電磁界成分)이 야기시키는 생물학적 반응을 biological effects라고 말한다. 전자파에 의한 생체작용은 자극작용, 열작용, 그외의 작용으로 분류할 수 있는데 계성분의 작용은 주파수 스펙트럼에 의해서 크게 다르다.

300GHz 이하의 전자파에는 생체 내에 유기전류가 biological effects의 지배적인 작용인자가 되고 주파수에 대응하는 발열과 자극의 작용으로 나뉘어진다. 일반적으로는 주파수 100 KHz이상 주열(joule)에 의한 발열작용, 그이하의 주파수에서는 전류의 직접적인 자극작용이 우세하게 작용하게 된다.<sup>11)</sup> 전자파의 발열작용은 체온을 상승시키는 것으로 열스트레스에 의한 biological effects를 일으키게 되지만 그 것과 전자파 파라메타와의 관계는 단순하지 않다.

인체는 전기적으로는 복잡한 복합유전체로 되어 있기 때문에 전자파의 강도, 주파수나 편파 등에서 체내의 발열분포가 크게 변해 버리기 때문이며, biological effects를 불러일으키는 발열량의 임계치를 알 수 있다. 이것을 초월하지 않는 전자파의 파라메타는 역으로 결정할 수 있다.<sup>12)</sup>

토끼 등의 소동물을 이용한 전자파의 조사 실험에 의하면 전흡수에너지를 시간율(전흡수 전력)을 전신에 걸쳐서 평균한 값이 체중 1kg당 4-8W라고 하는 좁은 범위에서 가역적인 행동분열이 생긴다고 한다.<sup>13)</sup>

예를 들면 스위치를 누르는 운동으로 먹이를 얻을 수 있는 훈련을 실시한 생쥐에 대한 전자파조사량이 한도를 초과할 때 생쥐는 운동을 그만두고 허리 몸을 계속 활는다(운동분열). 이 동작을 발열의 문제가 중요하다는 것을 생각하게 된다. 더구나 이 값은 전자파의 주파수나 실험 소동물의 종류에 의존하지 않는 것이 확인되어 있다. 미국규격협회(ANSI: American National Standards Institute)나 일본의 전자파안전기준은 발열량의 상술한 임계치가 인체에 대해서도 적용되는 것으로서 구축되어져 있다.

### 2. SAR과 안전기준

질량(체중)1kg당의 전파흡수전력을 비흡수율(SAR: Specific Absorption Rate)이라 한다. 이것의 전신평

균치가 발열작용에 의한 biological effects의 평가측도로써 이용된다.

전파방호지침치는 전자계강도지침, 보조지침, 기초지침으로 구성되는데, 이 가운데 전자계강도지침과 보조지침은 실제의 문제에 구체적으로 적용하기 위한 지침이며 관리지침이라 부른다. 기초지침은 관리지침의 근거이며 전자계의 생체작용에 의한 것이며 관리지침은 생체내의 전자형상의 측정법·추정법에 관한 것이다.

인체에 대한 biological effects임계치로써는 전신평균SAR이 ANSI에서는 4-8W/kg 미국 환경보호청(EPA: United State Environmental Protection Agency)에는 1-2W/kg로 예측되어져 있는데 같은임계치의 10배 또는 2.5배의 안전율을 초과하는 (0.4W/kg)가 세계각국에 있어서 안전기준의 지침치로써 확립되어져 있다. 이 값을 초월하지 않는 전자파의 강도가 안전기준이 되지만 SAR은 전자파원, 주파수나 편파, 인체의 크기 등에 따라서 크게 변한다.

따라서 평면파를 전신에 대해 조사하였을 때 최악의 경우로써 이 경우의 SAR지침치를 초월하지 않는 전자파강도를 기준레벨로 하고 있다. 또, 휴대무선기 등의 저전력전자파방사기에 관해서는 전자파안전기준치를 초월하더라도 전신평균SAR은 상술의 0.4W/kg를 큰 폭으로 밑도는 것을 알 수 있고 그 적용을 특별조치로써 제외하고 있는 경우가 많다.

예를 들면, 일본에서는 주파수 100KHz-3 GHz로써 출력 7W이하의 전자파방사기기등에는 통상 사용상태에서 제레벨이 안전기준치를 초월하더라도 좋다고 되어있다.

1982년 미국 ANSI(American National Standards Institute)는 10mW/cm<sup>2</sup>(10MHz-100GHz)의 안전기준레벨을 1게타 내린 1mW/cm<sup>2</sup>(30-300MHz)의 권고제안서를 행했으며, 그것은 동물행동의 관찰에 기초를 둔다. 단위질량당 흡수되는 전력을 척도로 할 때 이 행동분열(Behavioral disruption)이 생기는 임계치의 전신평균 SAR치는 주파수가 달라도(600-2450MHz), 동물의 종류가 달라도, 조사전파모드가 달라도(공동, 도파관, 평면파), 전력밀도가 넓은 범위(5-50mW/cm<sup>2</sup>)에 이르고, 4-8W/kg이다.

안전율을 10으로 했을 때 0.4W/kg을 인간의 허용전신(전체중)평균SAR이라 한다.<sup>14)</sup> 실제의 ANSI권

고제안서에서는[무선주파방호규준(Radio Frequency Protection Guide)]의 이름으로 표 1에 제공하고 있다.

표 1. ANSI 권고제안서(1982년)의 무선주파방호규준  
Table 1. Radio frequency protection guide on ANSI (1982년)

주파수범위 (MHz)	E <sup>2</sup> (V <sup>2</sup> /m <sup>2</sup> )	H <sup>2</sup> (A <sup>2</sup> /m <sup>2</sup> )	전력밀도 (mW/cm <sup>2</sup> )
0.3-3	400,000	2.5	100
3-30	4,000 (900/f <sup>2</sup> )	0.025 (900/f <sup>2</sup> )	900/f <sup>2</sup>
30-300	4,000	0.025	1.0
300-1,500	4,000 (f/300)	0.025 (f/300)	f/300
1,500-100,000	20,000	0.125	5.0

아울러 ANSI는 무전기에 의해[조사되는 육체조직의 내적이 국한되어 있기 때문에]전신평균 SAR은 충분히 적어지고 안전하다고 간주하고 있지만, 혈액에 의한 냉각효과(온도조절기능)를 고려할 수 있는 경우는 전신평균 SAR이 의미를 갖는 척도가 되겠지만 안구와 같은 국소적혈액공급이 적은 기관에서는 국소적SAR에 주목해야할 것으로 생각한다.

한편, 최근의 ANSI 신규격(IEEE C95.1-1991)에는 관리환경하(직업인을 대상으로 한 경우에 해당한다.)에 있어서 100KHz-450MHz에서 7W이하, 450MHz-1.5GHz에서는 7\*450/f (MHz)이하의 무전기에는 전파안전기준의 적용에서 제외하고, 저전력 전자파방사기에 대한 특별조치가 다시 평가되고 있다.<sup>[11]</sup> 이것은 예를 들어 무전기를 두부나 몸에 가까이 사용하면 전신평균SAR이 여하에 따라 낮아지더라도 국소 SAR이 현저하게 높게 되는 경우가 발생하기 때문이다.

그러나 국소SAR의 한도치와 생체영향과의 관계는 분명하지 않고 생체조직내부의 전계강도 등은 직접 측정하기가 곤란하므로 어떠한 방법으로든지 생체내부의 전자현상을 추정해야 한다.

### III. 전자파의 매질로서의 생체

생체는 그 성분이 골(bone), 근육, 지방, 혈액 등의 여러가지 조직으로 구성되어 있어서 일반적으로 비

균일질(in-homogeneous)매질에 속한다. 따라서 동일한 량의 전자파를 조사하여도 부위별 조직 성분에 따라 흡수전력은 달라진다.

생체를 근육과 피부, 그리고 지방과 골 조직으로 나누어서 전기적특성을 측정된 결과는 표 2와 같다.<sup>[12][13]</sup>

표 2. 주파수별 조직부위의 전기적 특성  
Table 2. Electric characteristic of the tissue at several frequency

f[MHz]	근육, 피부조직		지방, 골조직	
	ε <sub>r</sub>	σ[S/m]	ε <sub>r</sub>	σ[mS/m]
27	113	0.61	20	11~43
41	97	0.69	14.6	13~53
100	72	0.89	7.5	19~76
430	53	1.4	5.6	38~120
750	52	1.5	5.6	50~140
915	51	1.6	5.6	56~150
1500	49	1.8	5.6	70~170
2450	47	2.2	5.5	96~210

그리고 전자파의 생체에 미치는 영향에 관해서는 여러 실험결과가 보고되어 있으며, Rat의 경우는 69.7 [MHz]에서 전계강도 5000[V/m]일 때 5분 이내 100[%] 사망, 토끼의 경우 200[MHz]에서 전력밀도 165[mW/cm<sup>2</sup>]일 때 30분 이내 100[%] 사망하는 것으로 되어 있다.<sup>[14]</sup>

그러나 치사에 이르기 이전까지의 영향에 관해서는 아직까지 상세한 보고가 나와 있지 않으며 그 실험 방법도 명확히 규정되어 있지 않는 실정이다.

### IV. 다충구 각영역의 전자계

전자계조사에 대해 두부를 손실성구체에서 모의해 흡수 전력을 구한다고 하는 수법이 자주 사용되고 있다. Kritikos와 Schwan는 평면파 조사(원방 전자계)에 대한 계산을 했고, Hizal와 Baykal는 구 중심을 향한 미소다이폴에 의한 근방전자계에 대한 계산을 했다.

또, Iskander는 편장회전구체에 붙은 미소다이폴의 경향이 장축 혹은 단축으로 평행인 경우의 근방전자계를 풀었고 인체를 다수의 블락으로 나누어 계산을

하는 (블락모델)방법이 있지만 이것에 의하면 인체의 형상을 꽤 정확하게 모의할 수 있는 반면, 1블락내의 전계는 평균화되기 때문에 전계의 피크치의 정보가 걸썩된다.

극각방향을 향한 파원에 의한 토끼두부의 근방계 폭로분제를 해석하기 위해 두부를 임의의 층수를 갖는 불균질매질의 구로 근사하여 각 영역의 전력흡수 특성을 계산하기 위해 먼저 다층구모델 내외의 전자계 경계치분제를 구모델의 층수에 관한 근사식에 의해 해석한다.

그림 1에 층수를  $l$ 로서 일반화한 다층구모델을 나타낸다. 구내부에는 내측에서 영역을  $1 \sim l$ , 자유공간 영역을  $l+1$ 로 정하고 반경을내측에서  $R_1, R_2, \dots, R_l$ , 각영역의 진달정수도 똑같이  $k_1, k_2, \dots, k_l$ 로 하고 자유공간영역  $l+1$ 번째 영역은  $k_{l+1} = k_0$ 로 한다.

또 생체는 강자성체로 예측할 수 없기 때문에 투자율은 자유공간의 투자율  $\mu_0$ 로 한다.

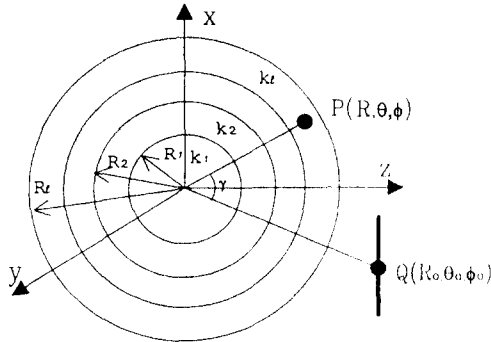


그림 1.  $l$ 층 구모델  
Fig 1.  $l$ -layer sphere model.

진원점  $Q(R_0, \theta_0, \phi_0)$ 과 관찰점  $P(R, \theta, \phi)$ 과의 각도는  $\gamma$ 로 했을 때 다이폴에 의해 생기는 각영역의 진계는 입사전계가

$$E_i^l = -E_0 \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} \left[ [k_{l+1} R_0 h_n^{(1)}(k_{l+1} R_0)] \left( \frac{1}{\sin \theta_0} \frac{\partial}{\partial \phi_0} \right) m_n^{(1)}(k_{l+1} R, \gamma) + [k_{l+1} R_0 h_n^{(1)}(k_{l+1} R_0)] \frac{\partial}{\partial \theta_0} n_n^{(1)}(k_{l+1} R, \gamma) \right] \quad (1)$$

로 조사될 때  $i$ 번째영역의 투과파의 전계  $E_{t_i}^l$ , 구내부 산란파의 전계  $E_{r_i}^l$ , 구외부 산란파의 전계  $E_{r_{l+1}}^l$ 는 각각

$$E_{t_i}^l = -E_0 \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} \left[ a_n^{l, t_i} [k_{l+1} R_0 h_n^{(1)}(k_{l+1} R_0)] \left( \frac{1}{\sin \theta_0} \frac{\partial}{\partial \phi_0} \right) m_n^{(1)}(k_i R, \gamma) + b_n^{l, t_i} [k_{l+1} R_0 h_n^{(1)}(k_{l+1} R_0)] \frac{\partial}{\partial \theta_0} n_n^{(1)}(k_i R, \gamma) \right] \quad (2)$$

$$E_{r_i}^l = -E_0 \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} \left[ a_n^{l, r_i} [k_{l+1} R_0 h_n^{(1)}(k_{l+1} R_0)] \left( \frac{1}{\sin \theta_0} \frac{\partial}{\partial \phi_0} \right) m_n^{(2)}(k_i R, \gamma) + b_n^{l, r_i} [k_{l+1} R_0 h_n^{(1)}(k_{l+1} R_0)] \frac{\partial}{\partial \theta_0} n_n^{(2)}(k_i R, \gamma) \right] \quad (3)$$

$$E_{r_{l+1}}^l = -E_0 \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} \left[ a_n^{l, r_{l+1}} [k_{l+1} R_0 h_n^{(1)}(k_{l+1} R_0)] \left( \frac{1}{\sin \theta_0} \frac{\partial}{\partial \phi_0} \right) m_n^{(3)}(k_{l+1} R, \gamma) + b_n^{l, r_{l+1}} [k_{l+1} R_0 h_n^{(1)}(k_{l+1} R_0)] \frac{\partial}{\partial \theta_0} n_n^{(3)}(k_{l+1} R, \gamma) \right] \quad (4)$$

이 된다. 여기서 비정계수  $a_n^{l, t_i}, a_n^{l, r_i}, b_n^{l, t_i}, b_n^{l, r_i}$ 는  $R = R_1 \sim R_l$ 에서 경계조건을 적용하고 맥스웰방정식에 의해 전계의  $\theta$ 성분은

$$\frac{1}{R \sin \theta} \left\{ \frac{\partial}{\partial R} \left( \sin \theta \frac{\partial \Pi_e^e}{\partial \theta} \right) \right\} + i\omega\mu_0 \frac{1}{R \sin \theta} \frac{\partial}{\partial \phi} \Pi_m^e \quad (5)$$

이며, 자체의  $\phi$ 성분은

$$i\omega\epsilon \frac{1}{R} \frac{\partial}{\partial \theta} \Pi_e^e + \frac{1}{R} \left\{ \frac{\partial}{\partial R} \left( \frac{1}{\sin \theta} \frac{\partial \Pi_m^e}{\partial \phi} \right) \right\} \quad (6)$$

이므로  $R = R_1$ 에서는

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial R} \Pi_{e_1}^e &= \frac{\partial}{\partial R} (\Pi_{e_2}^e = \Pi_{e_1}^e) \\ \Pi_{m_1}^e &= \Pi_{m_2}^e + \Pi_{m_2}^e \\ \epsilon_1 \Pi_{e_1}^e &= \epsilon_2 (\Pi_{e_1}^e + \Pi_{e_2}^e) \\ \frac{\partial}{\partial R} \Pi_{m_1}^e &= \frac{\partial}{\partial R} (\Pi_{m_1}^e = \Pi_{m_2}^e) \end{aligned} \quad (7)$$

$R = R_i$ 에서는

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial R} (\Pi_{e_i}^e + \Pi_{e_i}^e) &= \frac{\partial}{\partial R} (\Pi_{e_{i+1}}^e + \Pi_{e_{i+1}}^e) \\ (\Pi_{m_i}^e + \Pi_{m_i}^e) &= \Pi_{m_{i+1}}^e + \Pi_{m_{i+1}}^e \\ \epsilon_i (\Pi_{e_i}^e + \Pi_{e_i}^e) &= \epsilon_{i+1} (\Pi_{e_{i+1}}^e + \Pi_{e_{i+1}}^e) \end{aligned} \quad (8)$$

$$\frac{\partial}{\partial R} (\Pi_{m_i}^e + \Pi_{m_i}^e) = \frac{\partial}{\partial R} (\Pi_{m_{i+1}}^e + \Pi_{m_{i+1}}^e)$$

$R = R_i$ 에서는

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial R} (\Pi_{e_i}^e + \Pi_{e_i}^e) &= \frac{\partial}{\partial R} (\Pi_{e_{i+1}}^e + \Pi_{e_{i+1}}^e) \\ (\Pi_{m_i}^e + \Pi_{m_i}^e) &= \Pi_{m_{i+1}}^e + \Pi_{m_{i+1}}^e \\ \epsilon_i (\Pi_{e_i}^e + \Pi_{e_i}^e) &= \epsilon_{i+1} (\Pi_{e_{i+1}}^e + \Pi_{e_{i+1}}^e) \end{aligned} \quad (9)$$

$$\frac{\partial}{\partial R} (\Pi_{m_i}^e + \Pi_{m_i}^e) = \frac{\partial}{\partial R} (\Pi_{m_{i+1}}^e + \Pi_{m_{i+1}}^e)$$

이 되는데 이것을 정리하여 연립방정식을 풀면 각각의 미정계수  $a_n^t, a_n^r, b_n^t, b_n^r$ 는 무한급수에서 제15차항까지 더하여 충분히 수렴하는 값을 구할 수 있다. 이상의 근사식을 이용하여 임의의 층수를 갖는 다층모델내의 전자기장을 계산할 수 있고, 극좌표계의 각 성분으로 분해하여 흡수 전력  $P_h$ 는 다음 식으로 구한다.

$$P_h = \frac{1}{2} \sigma_1 |E|^2 \quad (10)$$

$P_h$ 는 인체의 단위 체적당 흡수되는 전력을 나타내는 가열포텐셜이라 부른다. SAR은 인체의 비중을 1로 했을 때의 단위 질량당 흡수되는 전력이고,  $SAR = P_h \times 10^{-3} (W/kg)$ 의 식으로 구할 수 있다.

### V. 토끼두부의 SAR계산 및 검토

#### 1.3층구로 모델화한 토끼두부 SAR계산

그림 2와 같이 토끼의 두부를 뇌(腦), 두개(頭蓋), 피부(皮膚)로 구성된 3층구로 모델화하여 극좌방향 미소다이폴에 의한 SAR분포를 앞절의 계산식을 이용해 구한결과를 그림 3에 나타낸다.

단, 모델의 구조는 반경  $0[cm] \leq R \leq R_1[cm]$ 의 범위를 전파정수  $k_1$ 의 뇌, 반경  $R_1[cm] \leq R \leq R_2[cm]$ 의 범위를 전파정수  $k_2$ 의 두개, 반경  $R_2[cm] \leq R \leq R_3[cm]$ 의 범위를 전파정수  $k_3$ 의 피부, 전파정수  $k_4 = k_0$ 의 무한자유공간내이다. 미소다이폴은 구외부의 z축상의

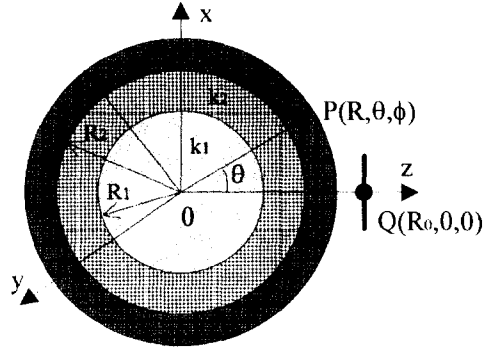


그림 2. 토끼두부의 3층구 모델  
Fig 2. 3-Layer head model of rabbit

점  $Q(R_0, 0, 0)$ 에 있고 x축방향을 향한다. 또 구내의 관찰점  $P(R, \theta, \phi)$ 와 관찰점 Q와의 각도는  $\theta$ 로 한다.

그리고 조직의 두께는 실지 측정된 두개의 두께 5.3 [mm], 피부의 두께 3.9 [mm]이며 모델의 반경은 70 [mm]의 근사구로 하고, 전기정수는 표 2에 주어진 값을 이용했는데 특히 두개(뼈)조직의 정수는 조사된 값이 없으므로 사람의 정수값을 이용하였으며, 밀도는 똑같이  $\rho = 1.0 [g/cm^3]$ 로 하고 파원의 주파수는 100 [MHz], 915 [MHz], 2450 [MHz]의 3가지 경우를 적용하고 모델표면에서 안테나까지의 거리  $S = 5 [cm]$ , 전류 모멘트  $I = 1 [Acm]$ 로 규격화했다.

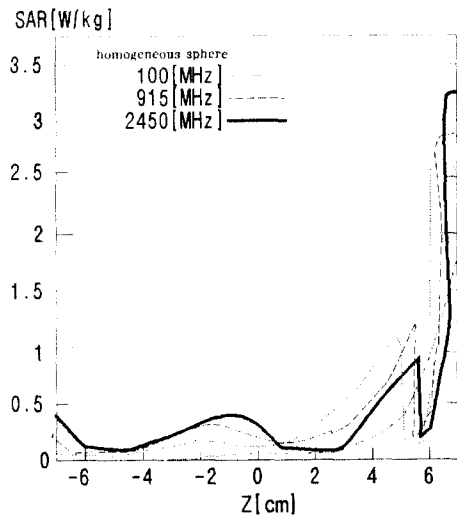


그림 3. 토끼두부모델의 SAR분포  
Fig 3. SAR in rabbit head model

2. 검토

균질구모델과 비교해 3층구모델은 피이크 SAR이 약 2배정도 높게 나타나는데 그이유는 모델의 가장외측 피부부위의 비유전율이 크기 때문에 전계강도가 높아지기 쉽고 수분을 많이 함유한 조직이므로 도전율이 높고 흡수량이 많은 점을 들 수 있다.

또 두개부분이 피부에 비해 비유전율, 도전율이 같이 낮아져 피부가 얇은 조직이기 때문에 반사의 영향이 현저하게 높아져 피부내의 전계강도가 높게 되며 결국 모델의 SAR 최대치가 피부표면이 아닌 피부내부에 나타나게 되어 생체의 뇌파에 직접적인 영향을 준다고 생각된다.

그리고 국소적 SAR값이 주파수에 따라 다르게 나타나는데 그 이유는 주파수가 높아짐에 따라 파장이 짧아지기 때문에 짧은 정재파가 이루어져 공진현상이 일어나고, 주파수가 높은 만큼 안테나의 입력저항이 적어지기[1]때문에 급전하는 전류가 크게되어 SAR이 증대한다고 생각된다.

VI. 실험

1. 실험환경

실험동물에 전자파를 조사시키는 환경은 7[m]×7[m]의 정방형 공간으로 육면이 콘크리트 옹벽으로 차폐되고 출입문은 금속재질로 접지하여 전자파의 외부방출을 최대한 막고 실험자에게도 방사되지 않도록 고려하였다. 전자파 발생장치는 일상에 많이 사용되는 주파수 2450[MHz]의 가정용 전자레인지 를 개조하여 지면 1[m]높이의 전자파반사가 적은 목재실험대 위에 설치하고 토끼의 두부만 노출될 수 있는 목재로된 동물고정대를 전자파발생장치 정면에 설치하였다.

그리고 전극유도선과 실험시스템은 알루미늄박막으로 차폐접지하여 최대한의 고주파간섭을 배제하였다. 노출거리를 설정하기 위해 심전위계와 폐쇄회로를 설치하여 몸무게 1.8~2[kg]의 건강한 토끼(뉴질랜드 화이트종) 10마리를 우선 선정하여 전자파 발생원에서의 거리별로 배치하여 1시간이상 관찰하면서 죽을 때까지 연속적으로 노출시켜 치사점(lethal point)에 이르는 시간을 찾은 뒤 최대 노출시간을 30분기준으로 최소, 중간, 최대 노출시간을 각각 10분, 20분,

30분으로 설정하여 암수구분없이 120마리를 사용하여 실험하였다.

2. 실험 방법

토끼의 뇌전위는 대체로 50[μV]정도이므로 분석을 위해 AD-convert에 입력하기 위해서 pre-amp.를 제작하여 사용하였는데 이 증폭기의 CMRR은 100[dB]이고 입력저항은 10[MΩ]이상으로서 신호대역은 0~30[Hz]로 하여 저역통과필터를 사용하고 잡음방지를 위해서 고역통과필터와 60[Hz] 노치필터를 삽입하였으며 신호처리를 위한 시스템구성은 그림 4와 같다.

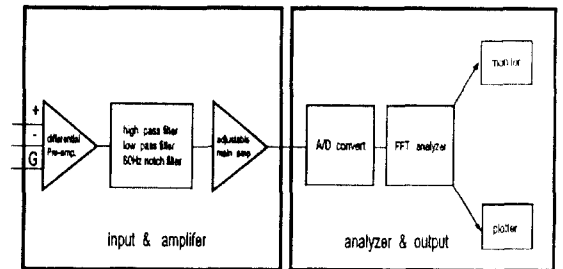


그림 4. 측정 시스템  
Fig 4. measurement system

실험동물의 뇌전위의 유도는 쌍극지리드(bipolar lead)로 하였으며 좌측 전두부에 두피(頭被)를 뚫고 3[mm] 간격으로 2개의 백금(Pt)으로된 직경 0.3[mm]의 바늘형 전극을 삽입하여 봉합하고 2극간의 기준전위를 유도하기 위해 컷볼(car-lobe)에 은염화은(Ag-Agcl)으로된 컵형(cup type)전극을 부착하여 측정하였다.

측정된 뇌전위는 일반적으로 아나로그신호 그대로 galvano-meter를 통해 실시간으로 기록하는데 생체에 대한 전자파의 영향은 조직의 가열에 의해 서서히 일어나므로 이러한 출력방식으로는 관찰시간에 따라 데이터량도 방대해지기 때문에 평가하기가 어렵다.[15]

따라서 본 실험에서는 토끼뇌의 전기적신호출력을 AD-convert를 거쳐 디지털화한 후 연속적으로 퓨리에변환하여 해석에 용이하게 처리하여 3차원(주파수, 시간, 진폭)의 전력스펙트럼으로 나타내었다.

3. 결과 및 분석

전자파의 피폭시간에 따라 측정된 뇌전위의 전력 스펙트럼분포를 그림 5(a)(b)(c)에 나타낸다.

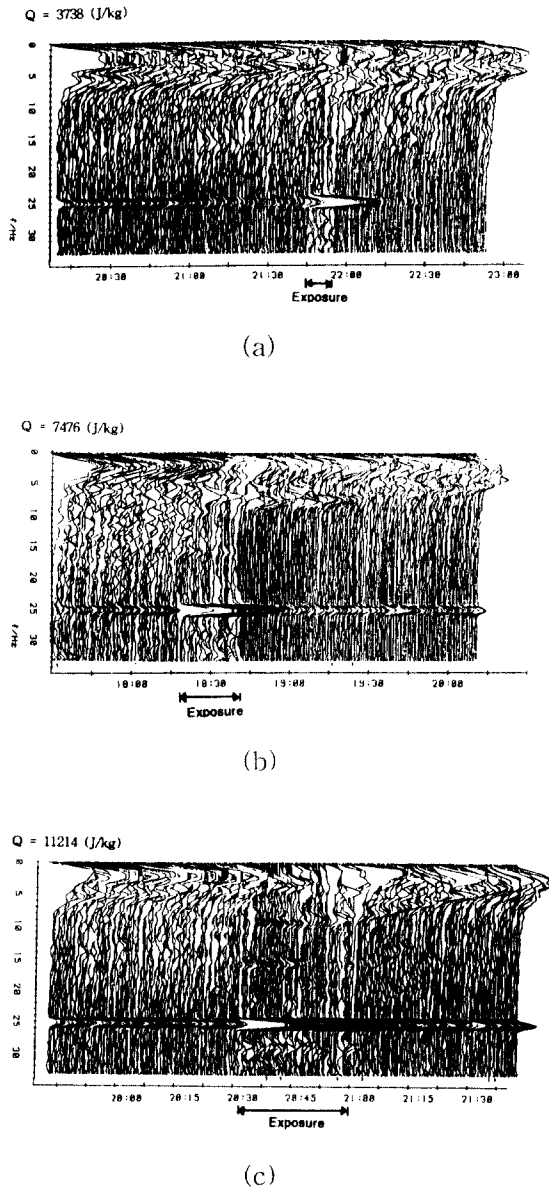


그림 5. 노출시간별 뇌전위 전력스펙트럼분포  
(a) 10분 (b) 20분 (c) 30분  
Fig 5. Encephalogram power spectrum  
(a) 10min (b) 20min (c) 30min

그리고 뇌전위 진폭변화의 분석결과는 그림 6에 나타나고, 주파수분포는 그림 7(a)(b)(c)에 나타낸다.

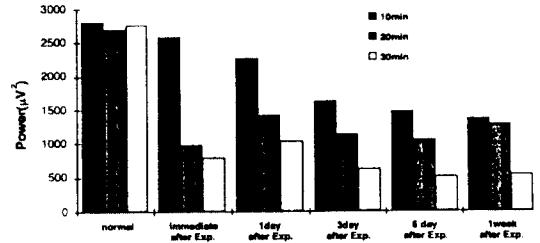


그림 6. 노출시간별 뇌전위파의 진폭변화  
Fig 6. Amplitude variation of encephalogram in time

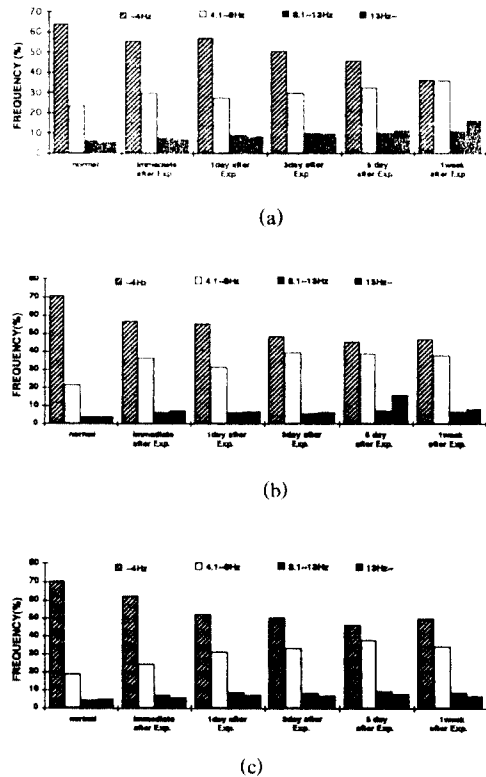


그림 7. 시간별 뇌전위파의 주파수분포  
(a) 10분 (b) 20분 (c) 30분  
Fig 7. Frequency distribution of encephalogram in exposure time  
(a) 10min (b) 20min (c) 30min



토끼에 전자파를 조사한 후 추출된 뇌전위의 주파수와 진폭의 변화는 노출시간에 따라 차이는 있으나 전반적으로 분포되었다. 노출전 정상상태에 비해 노출 후의 활성주파수 대역변화는 주로 10[Hz]이상에서 일었으며, 전자파에 노출되는 시간에 비례하여 진폭이 소실(消失)되는 경우가 심한 것을 확인할 수 있었다.

25[Hz]부근에 나타난 연속적이고 규칙적인 높은 전력분포는 전자파조사에 따른 안면근육의 흥분(스트레스)으로 인한 강한 근전위(筋電位)가 혼입되어 발생한 잡음신호(노출되는시간을 중심으로 세력이 커지거나 작아져 없어지는 경향을 보임)로 생각된다.

노출시간별로 보면 10분 노출된 생체는 주파수나 진폭의 변화를 거의 발견하기 어렵고 20분이나 30분 노출시킨 생체는 비교적 쉽게 변화를 알 수 있었고 노출되는 시간이 길수록 신호의 변화가 노출전후를 명확히 구분할 수 있게 나타났다.

활성전위의 진폭변화는 모두 시간이 경과함에 따라 감소하나 노출시간이 증가할수록 급격히 감소를 알 수 있었는데 이는 전자기파 조사후 뇌활성도의 감소로 인한 것으로 사료된다.

뇌파는 주파수에 따라 4[Hz]이하를 delta, 4~8[Hz]를 theta, 8~13[Hz]를 alpha, 14[Hz]이상을 beta대역으로 나눈다. alpha파는 정상인의 각성, 안정상태에서 잘 나타나며, beta파는 각성시에 나타나며 개안, 동동, 긴장등의 흥분에 의해 alpha파가 억제되어 증가한다. 또 theta파와 delta파를 합한것으로 진폭은 높은 것과 낮은 것이 섞여있는데 신체의 이상시에 나타나는 경향이 많다.<sup>1)3)4)5)</sup>

실험에서 측정분석한 결과 뇌파의 전체전력(total power)는 조사후 점차 감소하는 반면 활성주파수분포는 4.1[Hz]~8[Hz]사이의 theta파의 비율이 시간이 경과함에 따라 커지는 현상이 공통적으로 나타났으며 0[Hz]~4[Hz]사이의 delta파대역은 10[%]정도 감소하는 경향을 보였다. 또 주파수의 비율분포는 노출 후 즉시 보다 시간이 경과할수록 가역적으로 변화하는 현상을 보였다.

아울러 앞절의 수치계산결과와 비교해보면 의학적으로 명확하게 상관지을 수는 없으나 토끼 두부에 전자파를 조사했을 때 SAR값은 두부의 최외각부인 피부조직에서 최대가 되고 두부안으로 갈수록 감소하

지만 파장이 짧은 전자파의 공진현상에 의하여 활성전위의 진폭변화가 시간이 갈수록 감소하고 뇌활성도가 저하되며, 또 전신평균SAR은 혈액에 의한 냉각 효과의 존재를 고찰할 수 있는 경우의 척도로서는 적당하겠지만 안구와 같은 혈액공급이 적은 기관에서는 국소적인 SAR에 더욱 비중을 두고 연구해야할 것으로 사료된다.

## Ⅶ. 결 론

생체가 전자기파에 노출될 때의 뇌의 전기적신호의 변화를 정량적으로 파악하는 방법으로서 특정 전자기파가 뇌파에 미치는 효과를 측정하는 방법을 제시하고 이것을 해석과 실험을 통하여 확인하였다.

먼저 전자기파가 생체내부로 조사될 때의 실험토끼의 두부를 다층구형모델화하여 전자계의 경계치조건에 의한 각영역의 전계분포를 구하는 근사식을 이용하여 전신평균SAR을 해석적으로 고찰하고, 토끼의 두부가 전자기파에 노출됨으로서 나타나는 생리적 변화를 뇌전위 파형을 관측함으로써 정량적으로 파악할 수 있음을 밝혔다.

이상의 결과는 대체로 해석에서 추정된 바와 같이 피폭량, 특히 SAR과 생체의 반응정도와는 밀접한 관계가 있으며 그로부터 피폭전자파의 허용치를 결정하는데 있어서 생체의 생리적반응까지도 파악할 수 있는 뇌전위변화를 이용하는 것이 객관성이 있으리라 보고 사료된다.

## 참 고 문 헌

1. 雨宮, 上林, “半波長 アンテナ 近傍の 人體頭部模擬球體内部의 吸收電力分布”, 信學論(B), J66- B, 9, pp. 1115-1122 (昭 58-09).
2. 達山 央, “微小ダイポール近傍における頭部 多層球モデル의SAR分布に關する研究”, 宇都宮大學 大學院工學研究科修士學位論文 (1995-3).
3. O. Fujiwara and H. Higashihama and T. Azakami and Y. Amemiya, “Calculation of SAR in Human Head due to Microwave Near-field Exposure”, IEICE Trans. Comm., vol. E72, no. 9 pp. 957-959, (1989. 9)

4. American National Standards Institute, "American National Standard of Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 300 kHz to 100 GHz", ANSI C95. 1 July 1982.
5. 郵政省電氣通信技術審議會答申, "諮問第38號[電波利用における人體の防護指針]", (1990)
6. S. Uebayashi and Y. Amemita, "半波長アンテナ近傍電磁界による 人體ブロックモデルの吸 收電力", IECEJ trans., vol. J67-B, no. 8, pp877-883, Aug. 1984.
7. 平泉 眞木, "ビーム波で照射された不均質誘電體丹柱近傍の電磁界分布に關する研究", 宇都宮大學大學院工學研究科修士學位論文 (1990-3).
8. A. Taflove and M. E. Brodwin, "Computation of the Electromagnetic Fields and induced Temperatures within a Model of the Microwave-irradiated Human Eye", IEEE Trans., vol. MTT-23, no. 11, pp. 888-896, Nov. 1975.
9. O. Fujiwara, "電波の人體影響と SAR計算", 信學技報, EMCJ94-85. pp65-70, 1994
10. 上村佳嗣, 多氣 昌生, 雨宮好文, "携帶無線機の人體頭部への入射電磁界の安全レ-ベルについて" 信學技報, EMCJ93-6 (1993-04)
11. O. Fujiwara and M. Nomura, "Correlation between Spatial Distributions of Surface SAR and Magnetic Near-field in Realistic Head Model for Microwave Exposure", IEICEJ trans. Comm., vol. E76-B, no. 7, pp765-767, July 1993.
12. D. H. Durney, RF Radiation Dosimetry Handbook, 2nd Ed., SAM-TR-78-22, 1978
13. A. R. Sheppard and M. Eisenbud, "Biological Effects of Electric and Magnetic Fields of extremely low Frequency", New York Univ. Press, New York, 1977
14. F. S. Tyner and J. R. Knot and W. B. Mayer, "Fundamentals of EEG Technology", Raven Press, New York, pp192-266, 1980
15. 李明鎬, 生體 電氣現象의 計測原理와 應用, 乙支文化社, 1983.
16. O. Fujiwara and A. Kato, "Computation of SAR

inside Eyeball for 1. 5GHz Microwave Exposure using Finite-difference Time Domain Technique", IEICE Trans. Comm., vol. E77-B, no. 6, pp. 732-737, June 1994.



朴 柱 台(Ju-Tae Park) 정희원  
1957年 12月 25日生  
1980年:영남대학교 전자공학과 졸업(공학사).  
1985年:영남대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사).  
1993年:영남대학교 대학원 전자공학과 박사과정수료.

1991年 3月~현재:영남전문대학 전자과 조교수  
※주관심 분야:EMC/EMI, 마이크로파공학

李 茂 永(Mu-Young Lee) 정희원  
현재:영남대학교 전자공학과 교수  
제19권 제3호 참조