

I. 머리말

최근 전자파 응용 기기의 보급이 급격히 늘어나고 있어 이 분야의 종사자들뿐만 아니고 일반인에게도 전자파에 노출되는 기회가 많아지고 있다. 모든 방사선은 생체 조직에 대하여 정도의 차이는 있으나 여러 가지 기능장애를 일으키는 것으로 알려져 있으며 수 GHz이하의 산업용 전자파에도 과도히 노출되는 경우 소위 전자파 증후군이라 불리는 병변을 일으킨다. 그 중에는 전자레인지의 누설 전자파가 백내장이나 유방암을 유발한다는 보고도 있으며 휴대전화기의 송신 전자파가 뇌종양, 백혈병 등의 원인이 될 수 있다는 연구 결과도 나와 있으며 그 밖에도 전자파로 인한 고혈압, 두통, 기억감퇴 등도 다수 보고되고 있다.^{[1]-[3]}

특히 최근에 폭발적으로 증가하는 휴대전화기는 두부에 밀착시켜 사용할 뿐 아니라 사용 시간도 길고 유·노년층과 병약자를 포함하는 광범위한 계층이 사용하므로 안테나의 송신 출력의 영향이 심각한 관심사가 되고 있다.^{[2],[3]} 이러한 전자파의 위해로부터 인체를 보호하기 위하여 선진 각국에서는 인체에 대한 최대허용노출량(Maximum Permissible Exposure)을 규정해 놓고 있다. 그러나 이러한 기준들은 거의가 동물실험의 결과에 적정량의 안전치를 더하여 인체에 적용하는 방법으로 설정되었으므로 다분히 애매한 값이다. 또 규제기준이 되는 MPE값이 너무 높으면 경우에 따라 위해를 입을 수 있고 반대로 너무 낮으면 기기의 성능 저하로 인

해 경제적 부담이 증가하게 된다. 따라서 인체에 대한 정확한 MPE값의 도출은 긴요한 문제이며 극히 어려운 문제이기 때문에 보다 정확하고 안전한 기준치의 도출이 절실히 요구되고 있다.

본 고에서는 동물에 대한 전자파 증후의 정도를 정량적으로 판단하는 기준으로서 뇌파(뇌전위도: EEG)를 이용하는 방법을 제안한다. 뇌파는 대뇌 피질의 추체세포에서 나온 흥분성 후연접부 전위(excitatory postsynaptic potential)와 억제성 후연접부 전위(inhibitory postsynaptic potential)의 총합에 의해 생성되며 피질세포와 피질하 동기조직(phase-maker)과 시상핵에서의 주기적인 방전과의 상호작용에 의하여 일정주기로 동기가 유지되고 있다. 이 뇌파는 인체 실험 결과에 의하면 장기 기능에 이상이 생기거나 동통 또는 기타의 이유로 인하여 흥분, 각성 상태가 되면 속파(fast-wave)화가 되고 반대로 권태, 수면 상태가 되거나 쇠약해지면 서파(slow-wave)화 되는 것으로 알려져 있다. 따라서 동물에 전자파를 조사했을 때 그의 뇌파에 변화가 발생한다는 것은 어떤 형태이든지 전자파가 동물의 장기 기능에 영향을 주고 있는 것을 의미한다. 그러므로 이 현상을 이용하면 동물에게서 나타나는 전자파 증후를 정량화 할 수 있을 것으로 판단하여 예비실험을 통하여 확인한 바가 있다. 이 방법은 각종 전자파에 노출된 토끼의 뇌파를 측정, 기록한 후 해석하여 특성을 나타내는 파라미터를 추출하고 그 값으로 증후의 정도를 정량적으로 파악한다.

II. 전자파의 생체영향과 SAR

2-1 전자파의 생체영향

전자파가 생체에 미치는 영향은 일반 방사선에서 볼 수 있는 것과 같이 세포막에 대한 충격이나 이온화 등의 작용에 기인하는 비열효과와 에너지가 조직에 흡수되었을 때의 발열효과에 기인하는 두 가지 작용으로 구분된다. 이 중에서 비열효과는 특히 수 10 Hz 이하의 저주파에서 현저하게 나타나며 고압선 근방의 주민들이 호소하는 전자파 증후군은 주로 여기에 기인하는 것으로 보여진다.^[4] 이러한 비열효과는 특히 신경계에 있어서 혈액뇌관문의 투과성 변화, 갑상선사 이상 또는 기타 신경 전달 물질에 대한 작용 등이 원인이 된다고 주장되고 있다.^[5] 그러나 이러한 저주파 전자파는 이론상 복사 전자계가 미약하고 그로 인한 생리적 기능장애도 열적 효과에 비하면 적을 뿐 아니라 발생원이 되는 전자기기의 보급도 제한되어 있으므로 사회적으로 그 다지 큰 문제는 되지 않는다.

생체에 미치는 전자파의 영향에 대해서는 두 가지 학설로만 보고되고 있는데 하나는 전자파 파장과 세포 크기가 "match"될 때 공진 현상이 일어나고 이 공진이 전자파 에너지 전달을 최대화시켜 측정 가능한 생체현상을 유발시킨다는 학설인데 이 측정 가능한 생체현상이란 전자파에 의해 세포막을 통과하는 칼슘(Ca)의 이동이 방해되는 현상을 말한다. 또 다른 학설은 세포막 사이의 변화된 칼슘(Ca)의 흐름이 항암 능력을 감소시킨다는 것으로 얇은 세포막의 낮은 전도성으로 말미암아 미세한 유도전류라도 세포막 사이에는 높은 전압이 형성되어 화학적 평형을 방해한다는 것이다.^[4]

조직에 흡수되는 전자파의 전력은 주파수에 비례하여 상승하며 그 대부분이 열에너지로 변화하므로 인체에 대한 영향도 주파수가 높을수록 열적 효과가 현저하게 되며 100 MHz 이상이 되면 전자파 증후군은 거의 열적 효과에만 기인한다고 볼 수가 있

다.^[6] 따라서 최근에는 전자파에 대한 인체의 피폭 한계치를 생체 조직의 흡수전력 크기로 나타내는 것이 일반적이다. 특히 단위 중량의 특정 생체가 단위 강도의 전자파에 노출될 때 흡수되는 전력을 SAR(비흡수율: Specific Absorption Rate)이라고 정의하고 특정 생체에 위해를 주는 전신평균 SAR 값을 그 생체의 MPE로 판정하고 이것으로 안전기준을 설정하고 있다. 이 밖에도 원방계(far field)에 전신이 노출되었을 때 신체 표면의 최대 허용 전력 밀도(W/m²) 또는 전계강도(V/m)로서 MPE를 나타내는 예도 있다.^[7]

한편 IEEE 표준위원회(IEEE Standard Coordinating Committee)에서는 인체 표면에서의 평면파의 최대 허용 전력밀도를 10 mW/cm²(100~3,000 MHz)로 정하고 있다. 그러나 같은 조건하에서도 러시아에서는 10 μW/cm²이하로 규정하고 있으므로 미국과는 1,000 배의 차이가 나고 있다.^[6] 그 원인은 주로 전자계의 열적 효과가 인체에 손상을 유발시킨다고 보는 미국과 비열적인 생물학적 효과까지도 심각하게 고려한 러시아의 견해가 서로 다른 것에도 원인이 있으나 무엇보다도 동물실험에 있어서 동물의 전자파 증후군을 측정하고 판단하는 과정에서 각기 다른 표준을 적용하기 때문인 것으로 사료된다. 이들은 모두 동물실험에서 얻어진 결과에 일정한 안전치를 더한 값을 기초로 한 것인데 동물의 전자파에 대한 반응을 정확히 측정하는 것은 거의 불가능한 실정이다. 예를 들면 동물이 사망하는 경우의 SAR을 측정하여 이것을 MPE로 채택하는 경우가 있는가 하면 동물이 비정상적인 행동을 하기 시작하는 SAR을 MPE로 채택하기도 하므로 이것으로부터 다시 환산되는 사람에 대한 안전율은 또한 각기 판단기준에 따라서 상이하므로 그 결과는 전술한 것과 같이 상당한 차이를 보이고 있다.

2-2 인체의 SAR

인체의 SAR은 전자장의 주파수, 편파, 노출부위 등에 따라 다를 뿐만 아니라 인종, 성별, 연령, 신장, 체중, 건강상태 등에 따라서 큰 차이를 나타내고 그 결과 발생하는 생리적 현상과 병리적 증후도 각 기관의 기능상태, 심리상태 등에 따라서도 크게 영향을 받기 때문이다. 더구나 생체의 전기정수가 부위에 따라 다르기 때문에 SAR도 부위에 따라 많은 차이가 있을 뿐만 아니라 동일한 SAR이라도 그 기관의 기능에 따라 생체에 미치는 위해도는 당연히 차이가 난다. 이러한 이유 때문에 현재 각국에서 채택하고 있는 MPE는 인체의 전신이 전자파에 노출되었을 때 신체기능에 위해가 없다고 믿어지는 전신 평균 SAR, 또는 신체 표면의 전신 평균 전계 강도로서 나타내고 있다.

인체의 전신과 각 부위의 기하학적 형상 및 크기, 내부의 전자기적 구조가 파장에 따라 달라지고 흡수양상도 다양하다. 주파수에 따라 4가지 영역으로 분류하면 준공진영역(10~30 MHz), 공진영역(30~400 MHz), 열점영역(400~2,000 MHz), 표면흡수영역(2,000 MHz 이상)으로 구분된다. 특히 전자파의 주파수가 30 MHz 이하에서는 인체의 신장보다 길기 때문에 인체형상이나 크기에 의한 간섭은 거의 없지만 전자기적 현상에 의해 파장이 짧아져 인체의 치수에 가까워지면 특이한 현상이 일어난다. 예를 들면 30~300 MHz의 공진영역에서는 안테나의 원리에 의해 전신에 전자파의 공진 현상이 일어난다. 또 입사 전장 벡터가 인체의 세로 중심선에 평행하고 발이 접지되지 않을 때는 신장이 약 $\lambda/2$ 되는 주파수로 공진하고 가장 강한 흡수가 유발된다. 그러나 실제에는 파장 단축 효과가 있기 때문에 0.4 λ 정도가 된다. 예를 들면 신장이 175 cm인 사람의 전신 공진 주파수는 약 70 MHz이다.

그리고 부분적인 효과를 생각하면 구 형상을 갖는 부위가 공진을 일으키기 쉽다. 인체의 부위 중 가장 구에 가까운 것은 두부인데 300~400 MHz 근방에서 공진이 일어나며 구 형상의 기관이나 부위의 크기가 적어지면 열점영역에서는 특히 흡수가

중요한 인자가 되며 이 영역에서는 표면보다 내부에 흡수가 강하게 되는 현상이 유발된다. 조건에 따라서 표면에 비해 수 배 이상 커지는 경우도 있다. 생체 내부는 감각신경이 거의 없어서 온열감각을 야기시키기 힘들기 때문에 이와 같은 흡수양상에는 특히 주의를 요한다. 여기에 해당되는 기관으로는 눈, 뇌 등이 있는데 이들의 내부에는 혈관이 적어 혈류에 의한 냉각효과를 그다지 기대할 수 없으므로 열에너지가 축적되어 온도상승 현상이 일어난다. 예를 들면 온도상승이 4~8 °C가 되면 눈에는 백내장이 생기고,^[8] 척추에는 2 °C에서 무정자병이 유발된다.^{[9],[10]}

또 주파수가 더욱 높아지면 흡수는 표면 근방에 한정된다. 즉 주파수 3 GHz에서 고 흡수성 조직의 침투밀도는 약 1.6 cm인데 비해서 10 GHz에서는 3 mm 정도가 된다. 따라서 이 영역에서는 주파수가 높아지면 전자파의 흡수가 있어도 온도상승은 거의 체표에 한정된다.

그리고 생체로의 에너지 흡수량의 평가로서 질량(체중) 1 kg당의 전자파 흡수전력을 SAR이라 하고 이 값의 전신 평균치가 생리적 효과의 평가 척도로써 이용된다. 또 인체를 작은 육면체 셀의 집합체로 보고 각 셀의 SAR 분포를 계산한 연구가 많이 보고되고 있다. 이들 연구에 의하면 목, 무릎관절, 발목 등과 같이 주위의 다른 부위에 비해 크기가 작은 부위에 에너지가 집중되기 쉬운 것을 알 수 있다.

또 SAR은 단위질량에 흡수되는 전력량을 나타내기 때문에 단위 체적당 흡수전력 P 와 생체 조직의 밀도 ρ 를 이용하면

$$SAR = \frac{\omega \epsilon E^2 \tan \delta}{\rho}$$

이 된다. 따라서 $\tan \delta = \sigma / (\omega \epsilon)$ 임을 고려하면,

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{\rho}$$

로 표현된다.

Ⅲ. 과거의 연구현황

인체의 MPE 도출에 있어서 가장 문제가 되는 것은 직접적인 임상 실험이 불가능하다는 점이다. 인체에 위해를 줄 가능성이 있는 전자파를 사람에게 직접 조사(照射)할 수 없고 인체 각 부위의 SAR도 직접 측정하기가 어려울 뿐 아니라 그 결과 나타나는 생리적 변화도 실시간으로 확인하기가 어렵다. 따라서 이 문제는 동물실험을 통하여 유추해야 하므로 실제로 이를 위한 동물 실험 결과가 많이 발표되고 있다.

생체에 미치는 전자파의 영향에 대한 연구는 1976년 Loma Linda가 약한 전자파에 의해서도 닭의 뇌세포에서 칼슘(Ca)이 서서히 빠져나가는 것을 증명하였으며 닭의 태아에 관한 연구에서도 컴퓨터 모니터에서 발생하는 필스형태의 자계에 노출된 경우 기형의 태아가 현저하게 증가하였다고 보고되었다.^[4]

그리고 전자파에 노출된 원숭이의 행동변화를 관측한 실험,^[8] 토끼 조직의 병리학적 변화를 조사한 실험,^[9] 쥐의 행동변화를 관측한 실험^{[10],[11]} 등이 있는데 거의가 동물의 전신에 전자파를 조사한 상태에서 특정한 이상을 발견하는 경우에서 신체 표면의 전계강도(또는 전력밀도)를 측정하는 방법을 채택하고 있다. 그러므로 이러한 실험에서는 병리학적인 검사에서 나타나는 명확한 병변만 파악이 가능할 뿐이고 두통, 권태감, 오심, 심기항진, 기억력 상실, 판단력 저하 등의 인간에게 중요한 요소들의 검출은 전혀 기대할 수가 없다.

일반적으로 전기적 특성이 상이한 복합매질로 형성되어 있는 입체에 전자파가 조사되면 각 요소의 경계면에서의 반사, 회절, 투과, 산란 등의 현상으로 인해 물체의 내외 부에 복잡한 간섭무늬가 형성된다. 따라서 생체도 다양한 전기적 특성을 지닌 기관과 조직들이 복잡하게 위치하고 있는 입체로 볼

수가 있으므로 전자파가 입사되면 조직에 흡수되어 열로 변환되는 전력 이외에도 생체 내에 위에 언급한 전자파의 간섭무늬가 생성되어 국소적으로 위상이 증가되는 지점에는 소위 열점(hot-spot)이 발생하게 된다. 이 때 그 발생위치가 신체기능에 민감한 영향을 미치는 기관의 위치에 일치된다면 비록 전신 평균 SAR이 미약한 값이라도 동물의 기능은 현저하게 저하된다. 구체적으로 동물의 두부에 집중적으로 전자파가 조사되어 뇌 중추에 MPE를 초과하는 열점이 생기면 미약한 조사 전계에서도 동물의 기능에는 치명적인 손상을 초래할 수가 있다. 따라서 이 때는 전신 평균 SAR은 극히 적은 값이라도 MPE는 정상적으로 알려져 있는 값보다도 훨씬 적은 값으로 설정해야만 전자파의 위해로부터 보호가 될 수 있다. 또 인체는 그 크기와 형상, 조직, 구조 등이 실험대상이 되는 동물과는 큰 차이가 있으므로 그 결과 발생하는 간섭무늬도 전혀 다르다.

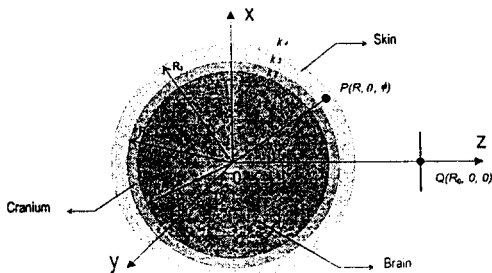
이러한 문제 해결을 위해서 인체 내부에 발생하는 열점 특성을 파악하기 위한 연구도 많이 수행되어 왔다. 그 중에는 인체를 원통으로, 두부를 구형 모델로 근사시켜서 해석적으로 SAR을 구한 연구^{[12],[13]}도 있고, 보다 실체에 가까운 전신 모델을 만들어 유한요소법으로 각 부위의 SAR분포를 시뮬레이션한 연구^{[14],[15]}도 있다. 이러한 해석적인 방법 외에도 인체와 유사한 전기정수를 지닌 물체로서 실물크기의 인형을 제작하여 직접 전자파를 조사하여 감온 센서(thermal sensor)로서 열점의 위치와 분포를 파악한 보고도 있다.^[16]

그러나 이렇게 파악된 열점의 특성과 실제로 생체가 그로 인해 겪게 되는 전자파 증후간의 상관 관계가 아직은 규명되지 않고 있으므로 인체의 MPE의 산출에는 큰 도움을 주지 못하고 있다. 따라서 우선 동물을 대상으로 생체가 전자파에 노출되었을 때 체내에 형성되는 열점의 특성과 함께 그 때 동물에 나타나는 전자파 증후를 정량적으로 정확히 파악할 필요가 있다. 그 다음 인체 모델에 대한 시뮬레이션 또는 인형을 이용한 실험 등에서 얻어진

결과에 적용하면 인체내의 열점의 영향까지 포함된 비교적 정확한 MPE의 산출이 가능할 것이다. 이때 가장 문제가 되는 것은 동물의 MPE 도출의 기준이 될 전자파 증후의 결정이다. 동물 실험시 전자파에 노출된 생체에게서 외관상 뚜렷한 병변이 발견되거나 병리학적 또는 생화학적으로 이상이 발견되는 수준은 지금까지의 많은 보고에서 제시되어 있는 것과 같이 비교적 간단히 식별이 가능하다. 그러나 정확한 MPE의 도출을 위해서는 그 임계치에 이르는 과정의 파악이 필요하며 이것을 위해서는 장기의 기능장애 정도를 정량적으로 나타낼 수 있는 수단이 필요하다. 특히 이러한 증후의 정량화는 동물에게 외관상 또는 병리학적으로 뚜렷한 병변이 생기기 이전의 전자파의 영향을 파악하는데는 반드시 필요한 방법이다. 그 이유는 이 실험결과를 사람의 MPE 설정에 적용할 때는 동통, 흥분, 긴장, 항진, 오심, 기억상실, 사고력 감퇴 등 극히 중요한 전자파 증후군의 발생까지도 파악해야 하기 때문이다. 전자파 증후 측정의 정량화는 인체의 MPE 추정에서 매우 중요한 요소인데도 지금까지의 동물 실험 결과에서는 이 점에 관하여 고려했다는 보고는 없다.

IV. 토끼 두부 모델의 SAR 분포

토끼의 두부는 크게 뇌실질부(腦實質部), 두개층(頭蓋層), 두피층(頭皮層)으로 구분되어 있기 때문



[그림 1] 3-layer spheric model for typical rabbit head.

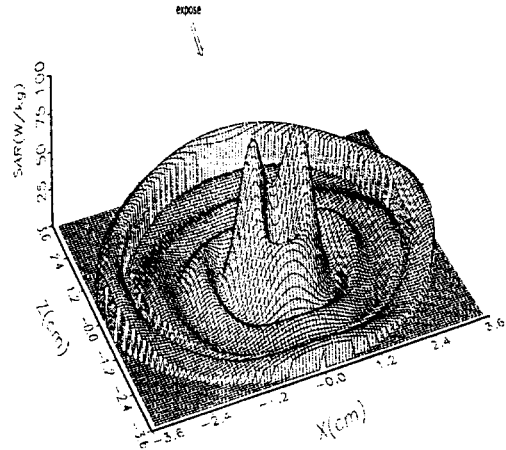
에 [그림 1]과 같은 3층구로 모델화 할 수가 있다. 여기서 모델로 사용한 동심구 각 층의 구조와 정수는 <표 1>과 같이 정의한다.

<표 1> Constants and structures of 3-layer spheric model

영역	조직명	전파정수
$0 \leq R \leq R_1$	뇌실질부	k_1
$R_1 \leq R \leq R_2$	두개층	k_2
$R_2 \leq R \leq R_3$	두피층	k_3
$R_3 < R$	자유공간	$k_4 = k_0$

미소다이폴인 파원은 구외부의 z축상의 점 $Q(R_0, 0, 0)$ 에 있고 x축 방향을 향하고 있으며 관찰점을 $P(R, \theta, \phi)$ 로 하고 파원 Q점과의 각도는 θ 이고 거리는 $S(\text{cm})$ 로 한다.

시뮬레이션에 적용할 모델의 물리적 정수는 <표 2>와 같이 했는데 여기서 *표식 부분은 문헌에 기재되어 있는 값을 인용하였고 나머지는 문헌이 없으므로 실험 대상이 될 토끼 뇌실질부를 해부하여 실측하였으며 특히 **표식 부분은 시료를 채취하여 고주파 임피던스계로서 측정된 값을 사용하였다.



[그림 2] Theoretical SAR distribution in 3-layer spheric model of rabbit head.

〈표 2〉 Constants of 3-layer spheric model for typical head

층 명	두께(mm)	σ (S/m)	ϵ_r	μ	ρ (g/cm ³)	비 고
뇌실질부	$R_1 = 28.8$	$\sigma_1 = 1.5^*$	$\epsilon_1 = 54^*$	μ_0	1	2,450 MHz 기준
두개층	$R_2 - R_1 = 2.3$	$\sigma_2 = 150^*$	$\epsilon_2 = 5.5^*$			
두피층	$R_3 - R_2 = 3.9$	$\sigma_3 = 47^{**}$	$\epsilon_3 = 2.2^{**}$			
$R_1 = 28.8 \quad R_2 = 31.1 \quad R_3 = 35^*$						

또, 안테나의 위치는 $S=30$ cm로 규격화하고 파원의 전류 모멘트는 $I=1$ (A·cm)와 10 (A·cm)의 두 가지로 규격화하여 계산하였다. 주파수는 실험 시설의 실현 가능성을 참작하여 $f=2,450$ MHz를 위주로 계산하였다.

[그림 2]는 전류모멘트를 $I=10$ [Acm]로 규격화하고 주파수 $f=2,450$ MHz일 때의 3층구 모델의 x-z평면상의 SAR분포를 나타낸 것이다.

V. 생체의 기능상태 측정

동물에 대한 전자파 증후의 정도를 정량적으로 판단하는 기준으로서 뇌파(뇌전위도: EEG)를 이용하는 방법을 제안한다. 뇌파는 대뇌피질의 추체세포에서 나온 흥분성 후연접부 전위(excitatory postsynaptic potential)와 억제성 후연접부 전위(inhibitory postsynaptic potential)의 총합에 의해 생성되며 피질세포와 피질하 동기조직(phase-maker)과 시상핵에서의 주기적인 방전파의 상호작용에 의하여 일정주기로 동기가 유지되고 있다. 이 뇌파는 인체 실험 결과에 의하면 장기 기능에 이상이 생기거나 동통 또는 기타의 이유로 인하여 흥분, 각성 상태가 되면 속파(fast-wave)화가 되고 반대로 권태, 수면 상태가 되거나 쇠약해지면 서파(slow-wave)화 되는 것으로 알려져 있다. 따라서 동물에 전자파를 조사했을 때 그의 뇌파에 변화가 발생한다는 것은 어떤 형태이든지 전자파가 동물의 장기 기능에 영향을 주고 있는 것을 의미한다.

일반적인 생체에 있어서는 뇌파는 1~30 Hz의

주파수대역을 지니며 그 전위는 $50 \mu V$ 이하의 범위에 있다. 뇌파의 평균 전력 레벨은 개체에 따라 차이가 있으나 그 변화는 생체의 기능과 밀접한 관련이 있다. 일반적으로 기능이 왕성할 때는 레벨이 높고 기능이 이상이 있거나 쇠약해지면 레벨은 낮아진다.

뇌파의 스펙트럼 변화는 보다 구체적으로 생체의 기능상태의 변화를 표시하는데 스펙트럼 성분이 α 파가 주로 되어 있다면 모든 기능이 정상인 상태로 판단하고 있다.

α 파는 8~13 Hz 전후의 성분으로 율동성(rhythmicity)을 지니고 있으며 정상인의 각성, 안정상태에서 주로 나타난다.

β 파는 14 Hz 이상의 속파로서 개안, 동통, 긴장 등의 흥분상태가 되면 α 파가 억제되고 이 속파의 성분이 증가한다. 또 임상적으로 대사의 항진, 발열, 약에 의한 작용 등에 의해서도 속파화를 볼 수 있다.

θ 파는 4~8 Hz, δ 파는 그 이하인 서파로서 진폭은 높은 것과 낮은 것이 섞여 있으며 기관의 손상 기타 조직에 중대한 이상이 있을 때에 나타나는 경향이 많다.

그러므로 이 현상을 이용하면 동물에게서 나타나는 전자파 증후를 정량화 할 수 있을 것으로 판단하여 예비실험을 통하여 확인한 바가 있다. 이 방법은 각종 전자파에 노출된 토끼의 뇌파를 측정, 기록한 후 해석하여 특성을 나타내는 파라미터를 추출하고 그 값으로 증후의 정도를 정량적으로 파악한다.

또 동물 실험의 대상으로 토끼의 두부를 택하고 먼저 두부에 여러 가지 조건의 전자파가 조사되었

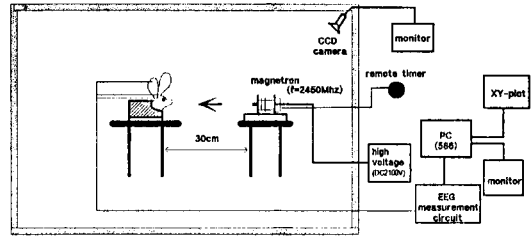
을 경우 발생하는 간섭 무늬와 열점의 특성을 해석적으로 구한다. 그리고 해석 모델과 동일한 형상을 지닌 실제 토끼에 해석시와 동일한 조건의 전자파를 조사하여 그 때 나타나는 뇌 전위도의 변화를 측정하고 이것을 푸리에 변환하여 각 파라미터의 특성을 구함으로써 전자파 증후를 정량화 한다. 그 후 뇌파의 파라미터와 해석적으로 구한 열점의 특성을 비교하여 토끼의 최적 MPE를 추정할 수가 있음을 밝힌다.

동물 실험 대상으로서 토끼의 두부를 택한 것은 토끼 조직의 전기정수가 인체의 그것과 유사하고, [14] 뇌파 측정을 위한 측정용 담침의 설치가 용이할 뿐 아니라 시뮬레이션 모델과의 비교를 위해서도 동일 크기의 표본을 필요로 했기 때문이다. 여기서 특히 두부를 택한 것은 이 결과를 인체의 MPE 산출에 응용하여 현재의 휴대전화기 신드롬을 제거하는데 일조가 될 수 있도록 하기 위한 것이다.

전자파에 노출된 토끼 두부에서 뇌파를 검출하고 그 특성을 조사하기 위한 실험을 다음과 같이 실시하였다.

5-1 측정 방법

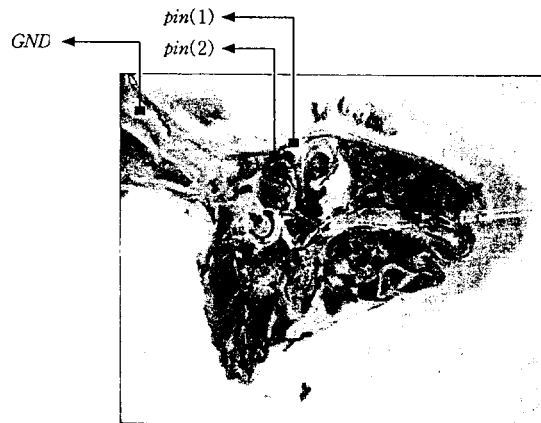
실험 공간은 전자파 차폐 구조로 하여 방출 전자파의 외부방출과 외부 잡음의 혼입을 최대한 차단하고 전자파 발생장치와 측정대는 지면 1 m 높이의 목재 실험대 위에 설치한 [그림 3]과 같은 상태로 하였고 피사체인 토끼는 두부만 노출될 수 있는 목재 고정대속에 넣어 토끼 두부에 정확하게 조사될 수 있도록 전자파의 방향과 강도가 일정하게 하였다. 이 때의 목재 고정대는 전자파 감쇄도료(탄소도료)를 도포하여 두부를 제외한 부분은 전자파에 노출되지 않도록 하여 [그림 4]와 같이 좌측 전두부에 3 mm 간격으로 2개의 백금으로된 직경 0.3 mm의 바늘형 전극을 삽입하였으며 기준전위는 컷볼에 은염화은(Ag-Agcl)으로된 컵형 전극을 부착하여 측정하였다.



[그림 3] System set-up for measuring EEG of rabbit.

전자파원으로는 마그네트론(OM75S(10)-D)에서 발생하는 주파수 2,450 MHz의 마이크로파를 사용하였는데 그 출력과 노출시간은 각각 감쇄기와 원격 조정 타이머로서 조정하도록 하였다. 노출 위치의 주파수 및 전계강도 측정에는 2.5 GHz의 표준 혼 안테나(horn antenna)와 전력스펙트럼 분석기(HP8595), 그리고 GPIB board(GPIB-P-CII / II A)를 사용하였다.

심전도 측정에는 심전위계(Nihonkohden사의 OEC-7102A)를 사용하여 측정하였으며, 얻어진 신호는 A/D 변화기로서 디지털화한 후 푸리에 변



[그림 4] A photo cross sectional view of rabbit's head.

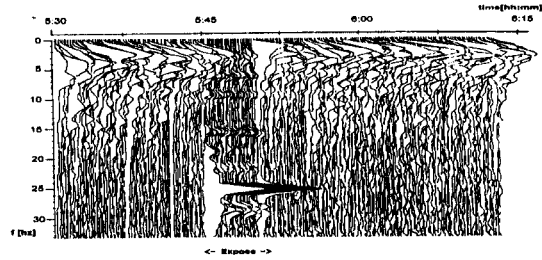
환하여 주파수영역으로 도시하도록 하였다.

실험 대상 동물로서는 몸무게 1.8~2 kg의 건강한 토끼(뉴질랜드 화이트종)를 그룹별로 암수 구분 없이 10마리씩 5그룹 모두 50마리를 선정하여 사용하였다. 또 전자파 조사전 토끼의 상태를 2시간 정도 관찰하여 건강상태가 양호하지 않다고 판단되는 토끼는 실험에서 제외하였다.

실험은 동물고정대에 토끼의 두부만 노출시킨 후, 정해진 조건의 전자파를 최대 5분간 조사하면서 조사 전, 조사 중, 그리고 조사 후의 뇌파를 모두 기록하는 방법으로 진행하였다. 실험 중에는 토끼의 기도가 막히거나 노출위치가 변하지 않도록 고정대의 취급에 최대한 주의하였고 조사시 실험대 및 전자파 발생장치의 발열에 의한 토끼의 체온상승을 방지하기 위해 환기에 주의하여 온도를 상온으로 유지하였다.

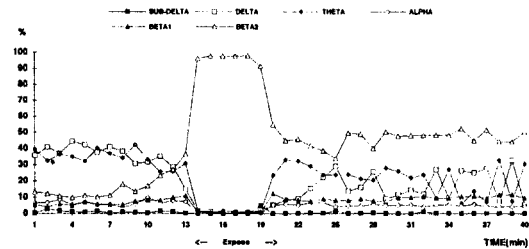
뇌전위는 대체로 수 10 μ V정도로써 아날로그 신호이다. 따라서 일반적으로 아날로그 신호를 그대로 galvanometer를 통해 실시간으로 기록하여 관측하고 있는데 생체에 대한 전자파의 영향은 조직의 가열에 따라 서서히 일어나므로 이러한 방법으로는 데이터량이 방대해지기 때문에 본 실험과 같은 발열효과의 측정에는 적용하기가 어렵다. 따라서 본 실험에서는 전기적 신호출력을 A/D변환기를 거쳐 디지털화한 후 연속적으로 푸리에변환하고 해석에 용이하게 3차원(주파수, 시간, 진폭)으로 처리하여 도시하였다. 이것을 위하여 특별히 저잡음 pre-amplifier를 제작하여 A/D변환기로의 입력을 충분한 레벨로 증폭하였는데 이 증폭기의 CM-RR은 100 dB이고 입력저항은 10 M Ω 이상이며 저역통과필터를 사용하여 신호대역을 0~30 Hz로 제한함으로써 잡음을 방지하였다. 또한 전원잡음제거를 위해 고역통과필터와 60 Hz 노치필터도 함께 사용하였다.

5-2 측정 결과



[그림 5] EEG power spectrum distribution before and after the exposure.

전자파의 출력강도에 따라 측정된 노출전 후의 대표적인 뇌전위 전력 스펙트럼 분포를 [그림 5]에, 그리고 분석을 용이하게 하기 위해 EEG신호를 푸리에변환한 후 각 뇌파의 대역별 발생분포를 백분율로 환산한 결과의 일예를 [그림 6]에 나타낸다.



[그림 6] EEG band distribution before and after the exposure.

VI. 결 론

인체의 MPE를 결정하기 위해서 인체에 직접 전자파를 조사하거나 그 영향을 실시간으로 측정하는 임상적인 방법이 없으므로 정확한 도출은 극히 어렵다. 따라서 이 MPE값은 동물실험을 통한 결과로부터 유추가 가능한데 이 경우에는 동통이나 흥분과 같은 신경성 증후는 확인할 수가 없다.

본 고는 대표적인 토끼의 두부를 3층구로 모델화

하여 이것에 전자파가 조사된 경우의 구 내부의 전자계 분포를 전자계 경계조건을 적용하여 근사적으로 구하고 이것을 이용하여 구 내부의 SAR 분포도를 작성하였다. 그 결과 파원에 근접한 두피 전영역에 상당한 크기의 SAR이 발생하고 구 중심 부근에는 정재파에 의해 최대 피이크점이 발생하여 열점이 생성되었다. 또 SAR 분포 형상과 열점의 크기는 주파수와 두부의 크기에 따라 달라짐을 확인할 수 있었다.

다음에는 토끼의 두부에 특정 주파수의 마이크로파를 조사하여 뇌파 변화를 측정하고 이것을 푸리에 변환하여 각 파라미터의 특성을 검토했는데 50마리의 토끼를 대상으로 실험한 결과 대체로 조사 전자파의 전계강도 20 dBm에서는 α 파가 적어지고 θ 파와 각성상태를 나타내는 β 파가 현저히 증가하는 속파화 경향이 두드러지게 나타났다.

이와 같은 방법으로 산출된 토끼 두부의 MPE값에 적절한 안전치를 더하여 인체에 대한 MPE 추정치의 기초자료로 삼을 수가 있을 것으로 사료된다.

특히 혈액순환이 원활하지 않아 조금의 온도변화에도 민감한 병변을 유발하는 안구와 같은 국소부 위에는 같은 수준의 전계에도 SAR값은 더욱 증가할 수가 있는데도 뇌파에는 별다른 이상이 나타나지 않을 수 있기 때문에 이런 부위에 대한 면밀한 연구가 필요하다.

또한 이 연구를 인체에 적용하는 경우에는 일상 생활에서 인체가 노출될 수 있는 주파수대역은 보다 다양하고 약전계의 전자파에 장시간 노출되는 경우가 많으므로 보다 장시간에 걸친 측정과 분석이 필요할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- [1] Demers, P. A., Thomas, D. B., and Rosenblatt, K. A., "Occupational Exposure to Electromagnetic Fields and Breast Cancer in Men", *Am. J. Epidemiol. Aug.* 15, 134(4): pp. 340-347, 1991
- [2] Goldberg, R. B., Creasey, W. A., "A Review of Comcen Induction by Extremely Low Frequency Electromagnetic Fields. Is There a Plausible Mechanism?", *Med. Hypotheses, July.* 35(3): pp. 265-274, 1991
- [3] Mack, W., Preston-Martin, S., and Peters, J.M., "Astrocytoma Risk related to Job Exposure to Electric and Magnetic Fields", *Bioelectromagnetics*, 12(1): pp. 57-66, 1991
- [4] 김덕원, 류창룡, 윤형로, "각종 전자파에 의한 인체의 노출: 역학조사를 위한 전자파 측정" 의공학회지, 제16권, 제2호, 1995.
- [5] 李明鎬, 生體 電氣現象의 計測原理와 應用, 乙支文化社, 1983.
- [6] 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.
- [7] 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.
- [8] Durney, D. H., *R.F Radiation Dosimetry Handbook*, 2nd Ed., SAM-TR-78-22, 1978
- [9] Sheppard, A. R., and Eisenbud, M., *Biological Effects of Electric and Magnetic Fields of Extremely Low Frequency*, New York Univ. Press, New York, 1977.
- [10] Barndi, S., and Czerski, P., "Biological Effects of Microwaves", Stroudsburg Pa, Dowden, Hutchinson and Ross Inc. 1986.
- [11] Kritikos, H. N., and Schwan, H. P., "The Distribution of Heating Potential Inside Lossy Spheres", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-22,6, pp. 457-463, 1975.

- [12] Iskander, M. F., Barber, P. E., and Durney, C. H., "Irradiation of Prolate Spherical Models of Humans in the Near-field of a short Electric Dipole", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. MTT-28, pp. 801-807, 1980.
- [13] Stuchly, M. A., Spiegel, R. J., Stuchly S. S., and Kraszewski, A. "Exposure of Man in the Near-Field of a Resonant Dipole: Comparison between Theory and Measurements", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. MTT-34, pp. 26-31, 1986.
- [14] Fujiwara, O., Higashihama, H., Azakami, T., and Amemiya, Y., "Calculation of SAR in Human Head due to Microwave Near-field Exposure", *IEICE Trans. Commun.*, vol. E72, no. 9 pp. 957-959, Sep. 1989.
- [15] Fujiwara, O., "電波の人體影響とSAR計算", *信學技報*, EMCJ94 85, pp. 65-70, 1994.
- [16] Hizal, A. H., and Baykal, Y. K., "Heat Potential Distribution in an Inhomogeneous Spherical Model of a Cranial Structure exposed to Microwaves due to Loop or Dipole Antennas", *IEEE Trans. Microwave Theory & Tech.*, MTT-26, pp. 607-612, 1978.

저자소개

1957년 12월 4일 생
 1981년 2월 : 영남대학교 전자공학과 학사
 1985년 8월 : 영남대학교 전자공학과 석사
 1997년 2월 : 영남대학교 전자공학과 박사
 1991년 3월~현재 : 영남전문대학 전자과
 부교수

