

제 출 문

본 보고서를 「전자기장 인체보호기준 유도에 관한 연구」 과제
의 최종 보고서로 제출합니다.

2001년 12월 31일

연구책임자 : 김 남(충북대학교 교수)

연구 원 : 신 호 섭(충북대학교 박사과정)

김 향 래(충북대학교 박사과정)

연구보조원 : 신 국 선(충북대학교 석사과정)

최 윤 희(충북대학교 석사과정)

요 약 문

1. 제 목 : 전자기장 인체보호기준 유도에 관한 연구
2. 연구기간 : 2001년 2월 23일 ~ 2001년 12월 31일 까지
3. 연구책임자 : 김 남(충북대학교 교수)
4. 계획 대 진도

가. 월별 추진내용

세부내용	연구자	월별 추진계획												비고
		2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
국내·외 전자기장 인체보호기준 연구 현황 파악	김 남 외4명											
기본한계에서 기준레벨 유도 자료 수집 및 분석											
외국의 전자기장 인체보호기준 과 국내 연구결과의 비교 분석												
국외 전문자료 번역 및 분석												
중간보고서												
접촉전류에 관한 규정의 근거 고찰												
다중 주파수 전자기장에 대한 동시 노출 근거 고찰												
기본 한계에서 기준 레벨 유도												
전자기장의 인체 노출 제한치 계산방법 제시												
최종보고서												
분기별 수행진도(%)		20%		30%			30%			20%				

나. 세부 과제별 추진사항

- 1) 국내·외 전자기장 인체보호기준 연구 현황 파악 완료
- 2) 기본적인계에서 기준레벨 유도 자료 수집 및 분석 완료
- 3) 외국의 전자기장 인체보호기준과 국내 연구결과의 비교 분석 완료
- 4) 국외 전문자료 번역 및 분석 완료

5. 연구결과

가. 국내·외 전자기장 인체보호기준 연구 현황 파악

나. 기본적인계에서 기준레벨 유도 자료 수집 및 분석

다. 외국의 전자기장 인체보호기준과 국내 연구결과의 비교 분석

라. WHO의 전자파가 생체에 미치는 영향 자료 및 논문자료 번역
및 분석

마. ICNIRP 권고안 분석

바. ICNIRP의 노출 제한의 근거 분석

사. 다중 주파수 전자기장에 대한 동시 노출 근거 고찰

아. 기본 한계에서 기준 레벨 유도

자. 전자기장의 인체 노출 제한치 계산방법 연구

SUMMARY

The studies on both direct and indirect effects of EMF are described. Direct effects result from direct interaction of fields with the body. Indirect effects include interactions with an object at a different electric potential from the body. The result of laboratory and epidemiological studies, basic exposure criteria, and reference level for practical hazard assessment are discussed, and the study presented apply to occupational and public exposure. The high-frequency and 50/60Hz electromagnetic fields were issued by IRPA/INIRC in 1988 and 1990, respectively, but are superseded by the present studies which cover the entire frequency range of time-varying EMF(up to 300GHz). Static magnetic fields. In establishing exposure limits, the Commission recognizes the need to reconcile a number of differing expert opinions. The validity of scientific reports has to be considered, and extrapolations from animal experiments to effect on humans have to be made. The restrictions in these studies were based on scientific data alone; currently available knowledge, however, indicates that these restrictions provide an adequate level of protection from exposure to time-varying EMF. Exposure limits for human protection are determined by converting basic limits for induced current, SAR(Specific Absorption Rate), or power density, which are based upon biological effects, to measurable electric and magnetic field intensities. In this studies, the reference level are obtained from the basic restriction by mathematical modeling at specific frequencies. They are given for the condition of maximum coupling of the field to the exposed individual, there by providing maximum protection.

목 차

제 I 장 서론	1
제 II 장 미약 전기의 생체 신호 작용	3
제 1 절 세포막의 연구	3
제 2 절 세포 신호의 본질	4
제 3 절 세포신호에 대한 실험	6
1. 골(骨) 치료	6
2. 림프구 세포(Lymphocytes)	8
3. 이온 채널(Ion channel)에 대한 영향	10
4. 암 발생 촉진의 징후	11
5. 유방암 세포내의 melatonin 수용기에 대한 영향	12
6. 요약(전자파는 알려진 경로를 통해 작용한다.)	13
제 III 장 Interaction Mechanisms	14
제 1 절 소개	14
제 2 절 세포와 조직의 전기적 특성	15
1. 유전율(Permittivity)	15
2. 비 선형적인 영향(Non-Linear Effects)	17
3. 세포 레벨에서 유도된 필드(Fields)	19
4. 몸의 임피던스	20
제 3 절 강한 필드에서의 직접적인 상호작용	21
1. 피자극성이 있는 조직에서의 상호작용	21
2. 온도 영향	22
제 4 절 직접적인 영향	24

1. 소개	24
2. microelectricphoretic motion	25
3. 이온 공진 조건	26
4. 칼슘 이온 변화	26
제5절 간접상호 작용	29
 제Ⅳ장 기본 한계 및 기준 레벨	34
제1절 안전계수에 대한 견해	34
제2절 기본한계	34
제3절 기준레벨	36
제4절 접촉전류 및 유도전류의 기준레벨	39
제5절 복수 주파수의 전계로의 동시노출	39
.....	42
 제Ⅴ장 전자기장 인체 노출 허용치 해석 방법	43
제1절 개요	43
1. 생물학적 기본 한계 및 기준 레벨	43
제2절 전자기장과 인체 노출	47
1. 전기장	47
2. 자기장	48
제3절 해석적 모델	49
1. 개요	49
2. 전자기 현상에 대한 단순화된 접근법	49
3. ICNIRP 해석적 모델	51
제4절 수치 모델	55
1. 수치 모델에 대한 개요	55
2. 2D 모델 - 개요	57

3. 2D 모델 - 자기장에서의 결과	60
제5절 SAR로부터 기준레벨 유도에 관한 기초연구	68
1. 개요	68
2. 주파수에 따른 조직의 유전율	69
3. 해석	71
제 VI장 결론	74
참 고 문 헌	76

표 목 차

표 3-1. 세포의 얇은 막과 구획에 대한 외부 전계의 결합 특성.	20
표 3-2. 50 Hz~3 MHz 주파수 범위에서 다양한 영향에 따른 임계전류(mA)	33
표 5-1. 0 Hz - 300 GHz에서 전자기장에 대한 기본 한계	44
표 5-2. 전자기장의 기준 레벨(0 Hz ~ 300GHz, 비섭동 rms값)	46
표 5-3. 도전성 디스크에 유도되는 J_{mc} , J_{mi} 유도 전류 밀도 비교	68

그 립 목 차

그림 2-1. 세포막의 구조	4
그림 2-2. 세포막 경계의 수용기와 부가적인 생화학적 반응에 ..	7
그림 3-1. 주파수의 함수로 일반적인 생명체 조직의 유전상수와 도전율.[Schwan(1985)]	16
그림 3-4. 피 자극성이 있는 세포의 임계치 전류 밀도의 효과. .	22
그림 3-5. ELF에서 변조된 RF필드 또는 ELF필드의 상호 메카니 즘.	25
그림 3-6. 다양한 인구 비율에서 지각(Perception)의 임계전류 (EPRI, 1979)	30
그림 3-7. 다른 인구 비율에서 Let-go 전류(EPRI, 1979).	30
그림 3-8. 성인 남자, 성인 여자, 그리고 10살 정도의 어린이의 손 가락 접촉 시 지각(Perception)의 평균 임계전류(Chatterjee et al, 1986).	31
그림 3-9. 손가락 접촉시 Pain의 평균 임계전류(Chatterjee et al, 1986).	31
그림 3-10. 다양한 전달방법(Vehicles)을 갖는 손가락 접촉 중 Grounded 성인 남자(실선)와 10살 정도의 어린이(점선)에 지각 (Perception)	32
그림 3-11. 다양한 전달방법(Vehicles)을 갖는 손가락 접촉 중 Grounded 여성에서 지각(Perception)의 평균 임계 전계 (Chatterjee et al, 1986).	32
그림 5-1. 상수 자기장인 디스크	52
그림 5-2. 디스크 전류 밀도 선과 J의 분포	53

그림 5-3. $J = f[r]$: 디스크 직경에서 계산된 유도 전류 밀도의 spot 분포($H = Cte$), 가장 자리에서 $J_{\max} = 0.781 \cdot 10^{-5} \text{ A/m}^2$	54
그림 5-4. $J_i = f[r]$: 디스크 직경에서 적분된 유도 전류 밀도의 적분 분포	55
그림 5-5. 디스크의 유한 요소 메쉬(2차원 삼각형)	57
그림 5-6. 연구된 시스템	60
그림 5-7. 무한 도선에서 생성되는 자기장의 디스크	61
그림 5-8. 전류 밀도 라인과 디스크의 J 의 분포(1 선, $d = 110\text{mm}$)	61
그림 5-9. 1선, $d = 110\text{mm}$, $J_{\max} = 0.219 \cdot 10^{-5} \text{ A/mV}$ 와	62
그림 5-10. 전류 밀도 라인과 디스크 내에서 J 의 분포 (1선, $d = 200\text{mm}$)	62
그림 5-11. 1선, $d = 200\text{mm}$, $J_i = f[r]$: 디스크 직경에서 계산된 유도 전류 밀도의 적분 분포, $J_{i\max} = 0.511 \cdot 10^{-5} \text{ A/m}^2$	62
그림 5-12. 두 개의 무한 도선에서 생성되는 자기장 디스크	63
그림 5-13. 전류 밀도와 디스크에서의 J 의 분포(2선, $d = 110\text{mm}$)	63
그림 5-14. 2선, $d = 110\text{mm}$, $J_i = f[4]$ 는 디스크 직경에서 계산된 유도전류 밀도의 적분 분포, $J_{i\max} = 0.053 \cdot 10^{-5} \text{ A/m}^2$	64
그림 5-15. 전류밀도 라인 과 디스크 내에서의 J 의 분포(2선, $d = 200\text{mm}$)	64
그림 5-16. 2선, $d = 200\text{mm}$, $J_i = f[4]$ 는 디스크의 직경 상에서 계산된 유도 전류 밀도의 적분 분포, $J_{i\max} = 0.368 \cdot 10^{-5} \text{ A/m}^2$	64
그림 5-17. 코일에서 생성되는 자기장 디스크	65
그림 5-18. 전류 밀도 라인과 디스크 J 분포(1 코일 $Re = 50\text{mm}$, $d = 155\text{mm}$)	65

그림 5-19. $J_i = f[r]$ 디스크 직경에서 계산된 유도 전류 밀도의 적분 분포, $J_{i_{\max}} = 0.052 \cdot 10^{-5} \text{ A/m}^2$	65
그림 5-20. 전류 밀도 라인과 디스크 내에서의 J 의 분포 (1 코일 $R_e = 200\text{mm}$, $d = 305\text{mm}$)	66
그림 5-21. $J_i = f[r]$ 디스크 직경 상에서 적분된 유도 전류 밀도의 적분 분포, $J_{i_{\max}} = 0.073 \cdot 10^{-5} \text{ A/m}^2$	66
그림 5-22. 전류 밀도 라인과 디스크 내에서의 J 의 분포	66
그림 5-23. $J_i = f[r]$ 디스크 직경 상에서 적분된 유도 전류 밀도의 적분 분포, $J_{i_{\max}} = 0.021 \cdot 10^{-5} \text{ A/m}^2$	67
그림 5-24. 주파수에 따른 생체조직의 특성	70

제 I 장 서론

전자, 정보산업기술의 급속한 발전은 꿈속에서 그리던 세상이 점점 더 빠르게 우리의 현실로 다가오게 하고 있다. 이런 문명의 발달은 전자파라는 새로운 환경문제와 우려를 낳았다. 특히 전자기장 복사를 목적으로 하는 무선 주파수를 사용하는 시스템. 즉 방송국 송신소, 이동통신기지국 및 이동통신 단말기(휴대전화) 등에 대한 전자파 위험성에 대한 국민적 관심과 우려는 날로 증가하고 있다. 최근 몇몇 과학자와 걱정이 많은 사람들은 휴대전화 사용 자체가 건강에 유해하다고 하거나 심지어 암과 관련성이 있을 것이라는 가능성에 대해 경고하고 있다.

전자파의 인체영향에 대한 유·무해 논쟁은 1980년대 초반부터 본격화되기 시작하였으며 선진국에서는 많은 연구비를 투입하여 이와 관련된 연구를 지속적으로 수행해 오고 있다. (구)소련과 (구)동구권 및 중국 등을 제외한 미국 및 서구권에서는 지금까지 과학적 근거가 있는 전자기장의 열적 영향과 유도전류에 의한 자극작용에 근거한 인체보호기준을 제정하여 권고안과 강제로 기준을 적용시켜 오고 있다.

전자기장의 장기간 노출에 의한 비열적 영향에 대해서는 아직 많은 논란이 있으며 WHO에서는 1996년 국제 EMF 프로젝트를 시작하여 0~3,000 GHz 대역의 전자기장 노출에 대한 건강 위험성 평가를 위해 필요한 연구주제를 선정하고 국제적인 공조 하에 대규모 연구과제를 수행하도록 조정하고 있다. 또한 연구결과의 객관성 및 과학적 타당성을 확보할 수 있는 연구방법을 채택하고, 권고함으로써 2003년에 전자기장과 ELF 전자기장에 대한 건강 영향평가서(EHC : Environmental Health Criteria)와 2005년엔 RF 전자기장에 대한 건강영향평가서를 발간할 계획을 가지고 있다.

우리나라에서도 최근 송전탑과 이동전화기지국에서 방출되는 전자기장 및 전자파와 관련된 민원이 많이 발생하고 있으며, 전자파에 대한 국민들의 관심 및 막연한 공포심이 증대됨에 따라 인체보호를 위한 대책마련이 시급하게 되었다. 이에 대한 방안으로 1996년 12월부터 정부에서는 전자파 관련 정책을 효율적으로 추진하기 위하여 범정부 차원의 “전자파환경보호위원회”를 구성하여 운영해 왔으며, 정보통신부와 환경부 등에서 전자파의 인체 영향에 대한 연구를 지원해 오고 있다.

한국전자과학회에서도 학회 산하에 의학, 공학 등 관련분야 전문가로 구성된 “전자장과 생체관계 연구회”를 발족시켜 전자파의 인체영향에 대한 연구를 수행해 오고 있으며, 1999년 5월에는 “전자기장 노출에 대한 인체보호 기준” 및 “전자기장 세기 측정방법”을 발표한 바 있다. 그러나 전자파의 인체영향에 대한 국민들의 관심이 증대됨에 따라 국회에서도 전자파에 대한 정책방향 및 법제화 문제를 검토하게 되었다.

그 결과 1999년 5월부터 10월까지 국회 내에 국회, 정부, 학계, 연구소 및 환경과 노동단체 전문가들로 구성된 [전자파유해문제대책위원회]에서 정책토론회를 개최하였으며 전자파 인체보호기준에 대한 법제화의 필요성을 인식하게 되었다. 1999년 12월에는 국회 과학기술정보통신위원회 소속 의원들의 발의로 전파법이 개정되어 인체보호기준 제정을 위한 법적 근거가 마련되었다.

제Ⅱ장 미소 전계의 생체 신호 작용

제1절 세포막의 연구

우리 신체의 세포들을 덮고 있는 막은 외부 전계에 대해 체내를 보호해주는 역할을 한다. 그렇다면 일상 환경에서 발생하는 미소 전계가 어떻게 생물학적 또는 건강상으로 영향을 미칠 수 있는가? 세포는 대개 세포막 및 기초적인 생리적 세포기능에 변화를 일으키는 화학물질로 이루어졌고, 전달물질을 이용하여 상호 작용을 한다. Richard A. Luben 박사는 세포간의 상호 작용을 연구하고 세포의 전달체계로부터 전계가 세포의 기능을 어떻게 변화시키는가에 대한 해답을 얻을 수 있으리라고 생각했다. 전자파가 생체에 어떠한 영향을 미칠 수 있다면 세포막에서 발생하는 생물학적인 연구 과정이 전계의 상호작용을 연구하는 분야와 매우 유사할 것이다. 인체 표피에 필수적인 화학적 전달체계는 다른 세포나 외부의 환경으로부터 물리적 또는 생물학적 신호를 감지하고 세포내의 대사작용, 효소의 활동, 유전자의 표현, 세포 분열과 같은 생리적인 기능을 수행하여 세포들에게 전달한다. 세포들간의 통신체계와 신호의 전달체계는 분자세포생물학의 분야에서 활발히 연구되고 있다. 조절기능에서의 작은 변화는 세포들의 반응에 크게 작용할 수 있으므로 신호의 전달과정은 미소 전자파에 의한 후천적인 영향을 알아보기 위한 좋은 연구과제이다. 전자파의 작용에 대한 선행연구에서 세포의 표피에 중점을 두는 또 다른 이유는 세포막 그 자체는 전계에 대한 기본적으로 체내를 보호해주는 역할을 하며 특히 일상 환경에서 발생하는 파장이나 주파수의 범위에서 그러하다. 그림 2-1에 나타난 막은 지방으로 구성되어 있고, 이온의 흐름에 따른 전류는 지방층을 따라 존재하는 정질의 단백질기공에 의해 제한된다. 생 의학자 Charles Polk는 포유동물의 세포막이 외부의 세포막과 내부의 세포막들 사이에서 전계를 중화시키는 작용이 수천에서 수십만 번 일어난다고 추정하였다.

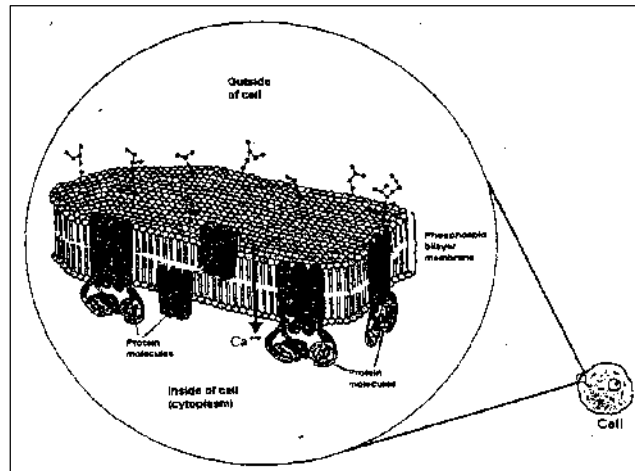


그림 2-1. 세포막의 구조

Polk는 ‘일반적인 가정에서 발생하는 노출수준인 60 [Hz]의 주파수에서 발생하는 전기적인 신호가 치명적으로 인체에 침투하지 않는다.’는 결론을 내렸다. 호르몬 및 신호체계와 관련된 부위로부터 발생하는 막의 치료에 관계되는 신호는 막을 침투하는 신호분자를 필요로 하지 않고 전달된다. 신경의학자 Ross Adey는 ‘낮은 에너지의 전계와 자계로부터 받는 후천적인 영향은 기본적인 외부세포의 신호전달체계에만 영향을 미침으로써 내부의 세포에는 간접적으로 영향을 줄 수 있다.’고 말한다. 즉 실제로 수용기와 관계된 신경전달물질과 같은 용해성분자들은 빛, 압력, 온도, 전자파와 같은 물리적인 원인에 의한 신호전달 메커니즘과 유사한 반응을 일으킨다. 낮은 에너지의 전자파가 물리적으로 막의 표피에 신호 수용기를 변화시킬 수 있다는 것을 설명하는 많은 연구가 Adey와 다른 조사원들에 의하여 보고되었다.

제2절 세포 신호의 본질

생체에는 많은 형태의 신호가 존재하지만 세포의 막을 따라 전달되거나 전이되는 신호의 정보는 비교적 제한된 수의 체계를 이루고 있다. 알려진 신호 전이 체계 발생기와 수용기 간에 상호작용을 하는 신호입자들은 그 모양이 수용기 단백질로 변하고 이것은 다른 입자들과 상호작용 하는 기능을 한다. 제한적으로 세포막을 침투하는 능력을 가진 많은 신호발생원인들(펩타이

드 호르몬, 신경전달물질, 그리고 성장에 작용하는 요소들)은 세포막들을 신축하는 수용기와 상호작용 한다. 이 수용기들은 세포외부의 매개체들에 노출되는 세포의 표피에 여분의 세포들을 지닌다. 신호발생부위와 상호작용은 바로 이 여분의 세포들로 이루어진다. 수용기의 여분 세포들에 닿는 신호입자들은 세포내부와 접촉을 이루면서 수용기 입자들의 한 부분으로 막을 가로질러 전파되며 변화를 일으킨다. 내부세포에 영향을 미치는 입자들과 수용기의 내부세포들의 상호작용은 세포내부에서 효소의 활동에 변화를 일으킨다. 또한 각 상호작용의 단계들은 수천 개의 다른 입자들에 작용할 수 있는 효소들처럼 잠재적으로 확대된다. 수용기 정합에 있어서 신호에 의해 야기되는 변화들이 세포막에 전달되는 것을 이해할 수 있게 하는 세 가지의 좋은 방법이 있다.

- 이온이동 경로의 개폐.
- 세포내부의 단백질에 관계된 수용기(효소와 효소생성부위) 기능의 변화.
- 기본적인 수용기 효소역할의 변화.

막의 단백질은 구조적으로 연구하기 어려우므로 부가적인 연구체계가 있어야 한다.

몇몇 알려진 수용기의 신호전달체계에서 살펴보면 세포를 일반화시키기 위해서는 무수히 많은 변수가 존재한다. 이러한 생물학적 반응의 연구는 정상적인 세포의 생화학적 경로에 의해 보충될 수 있고 비 균일 전계에 대한 반응에 해당한다. 대부분의 경우에서 신호의 전달과 확대는 칼슘, 염분과 같은 내부세포 이온의 농도변화와 DNA복사를 일으키는 효소, 효소발생기, 화학물질들과 같은 내부세포의 단백질과 결합된 인에 의한 신진대사의 변화에 의해 영향을 받는다. 신호에 대한 세포의 반응은 단기적으로는 신호가 사라진 후 거의 지속적인 변화가 일어나지는 않지만 장기적인 변화를 일으키기며, 세포분열 증가와 감소, 유전정보의 변화, 세포의 학습능력 저하와 같은 지속적인 변화가 있다. 단기적인 변화는 내부세포의 유동이나 막에 있는 효소의 활동에 의해 치유가 되지만 장기적인 변화는 DNA복사, 세포분열, 세포순환활동 등에 변화를 일으키기도 하고 심지어는 세포막과 내부세포의 유동에 영향을 준다.

전자에 관련된 전계 또는 세포내의 입자들과 직접적인 영향으로 발생하는 (간접적이거나 더욱더 일반적인) 생화학적 또는 생물학적 영향들의 상호작용이 명확히 규명되어야 한다. 아래에서 논하는 대부분의 연구들은 그 실험들이 가설적인 연구과정이지만 세포나 피부 층의 생물학적 또는 생화학적 측정에 기초를 두고 있다. 그러나 일반적인 실험작업에서는 두 가지 초안에 의해서만 가능하다.

- 막의 외부표피에서 이온이나 대전된 입자(여기에는 세포 근처의 매체로부터의 자계에 의한 것과 서로에게 영향을 주는 형태가 모두 포함된다.)와 상호작용
- 세포내부의 유동, 세포의 신경 물질 내 또는 막에서의 전자, 이온, 입자와 자계가 상호 작용하는 경우

이 두 가지 가능한 상호작용체계는 세포의 기능을 변화시키는 몇 단계의 신호전달체계가 발생한다는 가정을 전제로 한다. 더욱이 연구 방향을 설정하는 두 가지의 가능성 있는 초안이 있다.

- 어떤 연구에서는 전자파 노출의 영향만을 고려하여 관찰결과를 설명하고 있다. 즉 전자파 그 자체에 대한 수용기의 존재를 설명하려 시도하였다.
- 다른 연구에서는 전자파, 호르몬, 신경전달물질과 같은 신호를 둘러싸고 존재하는 신호전달체계 사이에서 가능한 상호작용에 초점을 맞추었다. 즉 신호입자의 영향을 감소 또는 증가시키는 다른 신호들에 대한 수용기의 전자파영향을 관찰한 것이다.

제3절 세포신호에 대한 실험

1. 골(骨) 치료

전자파 영향을 잘 설명하고 있는 것으로서 pulse성 전자파나 전계를 가하여 뼈를 치료하는 경우를 들 수 있다. 많은 연구소에서 pulse성 전자파에 의한 뼈나 뼈에 연결된 피부 층의 세포 영향에 대한 연구하였다. 이 연구는 다

른 치료활동이나 성장에 관련되는 신호의 연구도 함께 이루어졌으며 여기서 중점을 둘 것은 뼈나 뼈에 연결된 피부세포에 대한 대다수의 연구는 일반적이거나 직업적으로 노출되는 전자파의 세기보다 훨씬 강한 전자파에 대해 이루어졌다는 것이다. 뼈에 연결된 피부에 대한 재생될 가능성이 있는 가장 낮은 자계 세기는 1 [G]이고 전자파 영향에 관계되는 대부분의 임상적인 연구들은 5 [G] ~ 20 [G]의 범위에서 이루어진다. 보통의 골체(骨體)에 관한 정형외과에서는 일상적인 골절상에 대하여 석회질의 재료로 뼈를 감싸는 수술이 이루어진다. 이 치료는 기계적인 스트레스에 대한 반응으로 필요한 부위에 새로운 골분(骨分)을 만들어 주는 역할을 한다. 대부분의 골절상은 갑상선을 감싸고 있는 그랜드(grand)에 의해 생성되는 호르몬에 의해 치유된다. 이 호르몬에는 PTH(parathyroid hormone)와 1, 25-dihydroxyvitamin D3 등이 있는데 이 물질들은 간과 신장에서 생성된다. 새로운 뼈를 만드는 주된 역할을 하는 골아 세포는 그 막의 표피에 PTH 수용기를 지니고 있다(그림 2-2). 면역체계 세포에 관계되는 골세포의 한 형태인 골아 세포는 원래의 골 조직을 흡수하는 잘못 형성된 골 조직과 섬유 조직의 양성의 혈관성 종양으로 뼈를 소멸시키고 뼈의 콜라겐(collagen)섬유질이 교차하는 것을 막는다. 골아 세포는 PTH와 1,25-dihydroxyvitamin D3의 상승에 따라 작용한다. 보통의 뼈와 뼈 구조를 치료하는 활동은 두 가지 세포형태의 균형에 의해 이루어진다.

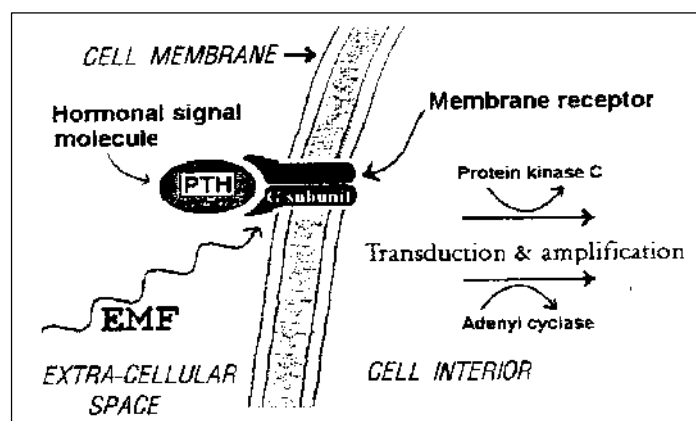


그림 2-2. 세포막 경계의 수용기와 부가적인 생화학적 반응에 의해 전달되거나 증가하는 PTH의 신호

5 ~ 20 [μ A]의 유효전력 범위의 윈도우(window)안에서 직류전류는 양 전하의 영역에서의 흡수와 음 전하 영역에서의 새로운 뼈의 비축에 자극을 줄 수 있다. 5 [μ A] 이하의 전류에서는 아무런 영향이 없고 20 [μ A]이상에서는 세포의 소멸을 증가시킨다. 요즘은 전극의 주입 없이 피부에 전류를 가하는 방법으로 환부의 외부에 Helmholtz의 유도 코일을 사용하는 비침투적인 방법이 개발되었다. 대부분의 임상적인 응용분야에서 pulse성 전자파와 신호가 사용되고 이 신호는 운동기능을 포함하는 보편적인 기계적 압력이 가해질 때 뼈에서 발견되는 전기적 신호의 형태이다. 몇 개의 다른 메커니즘이 대부분 pulse성 전자파의 치료효과에 의존하지만 중추에 작용하여 호르몬 수용기의 연결고리를 변화시킨다. 불과 10분 정도로 pulse성 전자파에 노출된 골아 세포는 중요한 내부세포의 전달물질과 아데닐 순환에 대한 PTH 영향에 지속적으로 무감각해짐을 알 수 있다. 이러한 현상은 세포의 아데닐 순환 효소의 전체양, 호르몬 수용기 부위의 수와 수용기 부위의 친화력 또는 호르몬에 의해서 점유되는 PTH 수용기의 갯수에는 전반적인 영향을 주지 못한다. 수용기의 1 subunit(생체입자를 성립시키는 기본단위)에서의 접합에 입자관을 사용한 연구를 실시한 결과는 pulse성 전자파의 영향이 수용기 입자 자체의 부위 안에서 G 단백질 알파 subunit을 활성화하는 경계 호르몬 수용기의 활동을 감소시킨다는 것을 설명하고 있다. 이러한 PTH 수용기의 무감각해짐에 의한 결과는 골아 세포에 의해 콜라겐 가공률을 증가시키고, 골아 세포에 의한 뼈의 흡수율을 감소시킨다. 이 두 가지 효과는 pulse성 전자파에 노출된 국부에서 뼈 양을 증가시킴을 보인다.

2. 림프구 세포(Lymphocytes)

지금까지는 전자파와 기존에 알려진 신호전달경로 사이에 일어나는 상호 작용의 경우를 살펴보았다. 예를 들면 California Berkely에 있는 Lawrence Berkeley 실험실의 Robert Liburdy group에서는 220-G 60 Hz의 자계에서 림프구 세포들이 이미 세포 분열의 원인이 되는 물질로 알려진 concanavalin A(Con A)라는 화학물질에 의해 자극을 받았다면 칼슘의 유입이 증가한다는 것을 관찰하였다. Con A가 없는 비 활성 세포들은 자계에 반응을 보이지 않았다. 다만, Con A가 있을 때에만 자계에 의해 50 ~ 200% 칼슘 유입이 증

가되었다.

림프구 세포를 이용한 이 실험에서 Liburdy는 이미 뼈의 세포에서 관찰한 효과와 유사한 점을 관찰하였다. : 자계 노출 효과는 주로 저 농도의 신호입자에 관계하는 것 같다(림프구 세포의 경우 Con A, 뼈세포의 경우 PTH). 이러한 결과는 전자파가 저 농도의 신호가 있을 때 신호입자에 대한 수용기의 친화성을 증가시키는 작용만 하고 신호에 대한 세포의 반응을 최대로 발생시키지 않는다는 것을 보여준다. 이 관찰은 두 가지 이유로 매우 중요하다.

- (1) 이 관찰에서 다른 재현 가능한 실험에서의 세포들처럼 정확히 같은 조건에서 이 세포들을 노출시킬 수 없다면 다른 연구원들에 의해 생물학적 영향에 대한 실험이 재현 불가할 것이라는 이유를 지적하고 있다.
- (2) 이 실험에 대상이 되는 세포에서 새로운 반응이 발생하지 않고 기존의 경로와 수용기에 작용하는 전자파가 정상적인 세포에 대해 어떻게 생화학적 반응을 일으키는가를 지시하고 있다.

Liburdy group은 또한 림프구의 세포표피 단백질(항원에서 발견되는 물질)이 60-Hz, 200-G의 전자파에 의해 증가될 수 있다는 사실을 발견하였다. T-림프구 세포가 활동할 때 세포로부터 대개의 경우에 발생하는 중요한 표피의 단백질이 거의 두 배양을 보이고 있다. 다시 말하지만 이것은 새로운 반응이 아니고 신호에 대한 세포의 최대반응에는 변화가 없이 전달된 신호의 빈도수가 증가된 것이다. 이러한 관찰결과는 전체 연결 용량에는 영향을 주지 않는 ligand 연결에 대한 친화성의 경우와 같이 수용기 입자에서의 전계에 의한 전형적인 변화에 의해 가변적으로 설명이 가능한 것들이 대부분이다. 이 가설을 더 깊이 검증하는 실험에서 몇 개의 상이한 입자들은 1~10[G]의 자계에 쥐의 뼈세포가 노출될 때 제한될 수 있다는 것을 알 수 있었다. 이런 결과와 위에서 언급된 항원형성의 결과는 각 수용기에서의 ligand 결합이 다른 세포 체계를 관찰하기에 충분하다는 것을 제안하고 있다. 그러나 다른 연구그룹의 연구와는 독립적으로 이러한 연구가 이루어질 수 없다는 것을 알아야 한다.

3. 이온 채널(ion channel)에 대한 영향

뼈세포와 림프구세포를 대상으로 실시된 실험에서 세포막 수용기의 전자파 영향을 명확히 알 수 있는 반면 이온화 된 세포막을 대상으로 실시된 다른 그룹의 실험에서 전자파가 세포를 통하여 이온 펌프(ion pump)나 포자에 어떻게 작용하는가를 알려주는 흥미로운 관찰을 할 수 있다. California 대학의 Martin Blank 연구그룹은 세포막을 신축하고 세포의 에너지공급에 중요한 효소인 sodium-potassium-ATPase에 대한 극저주파 전계의 영향을 보고하였다. 이 효소는 염화이온을 함유하고 있기 때문에 소위 “이온 펌프”라고도 하며 이 염화이온은 세포의 외부에서 비교적 소량으로 나타나고 외부로 이동하는 칼륨이온과 교류하여 세포내부로 전송된다. 이러한 현상은 내부와 외부의 농도차에 의한 것이고 따라서 에너지를 필요로 한다. 채널의 효소는 세포 입자인 ATP를 연결 또는 파괴하는 과정에서 얻어지는 것이다. Blank의 실험에서 30 ~ 300 [Hz] 주파수의 전계를 이온화된 세포막에 가하였고 전류밀도 0.05 ~ 50 [$\mu\text{A}/\text{cm}^2$](이 값은 0.001 ~ 1[$\mu\text{V}/\text{cm}$]의 전류밀도에 해당한다.)가 인가되는 실험 장비가 사용되었다. 이온 펌프 효소의 반응은 세포의 외부를 둘러싸고 있는 물질의 염화이온과 칼륨이온의 수준에 따라 효소활동이 증가 또는 감소되는 복잡한 형태이다. 전계에 의한 ATPase 활동은 효소가 적절한 농도의 활성 양이온(염화, 칼륨, 마그네슘)을 포함한 촉매 내에 있을 때 중단된다. 그러나 효소의 활동은 효소가 약물성의 ouabain에 의해서 취급되거나 온도를 낮춤으로써 비활성화된 것이 아니라면 전계에 의해 강화될 수 있다. Blank는 세포막을 따라 존재하는 대략 5[$\mu\text{V}/\text{cm}$] 세기의 전계에서의 효과를 임계값으로 추정하였다. 이 값은 전력선 근체에서의 양방향성 전계와 비교하면 낮은 값이지만 일상의 환경에서의 노출수준으로 추정되는 전자파의 노출량보다는 매우 높은 값이다. 이 결과는 전계가 높고 낮은 농도에서 이온 펌프에 염화 또는 칼륨이온의 결합에 변화를 일으킬 수 있다는 것을 설명한다. 그리고 이 효과는 Liburdy와 위에서 설명한 결과들과 유사한 것이다. 본 보고서에서는 아직 Blank의 연구작업을 재현하려는 시도에 대하여 기술하지 않았다.

4. 암발생 촉진의 징후

세포막에 대한 보고서는 또한 암발생 촉진에 대한 내용을 암시하고 있다. 세포내에 있는 한가지 중요한 성장호르몬인 ODC(Ornithine Decarboxylase)의 활동은 세포막 치료에 관한 신호발생의 필요성에 따라 일어난다. ODC의 수준은 세포가 세포분열을 일으키거나 새롭게 성장된 매체로 이동하는 데 쓰이는 화학물질에 의해 작용할 때 증가한다. ODC의 수준은 또한 발암물질이 있는 동안 여러 형태 종양의 성장원인에 의해서도 증가한다. 그리고 ODC는 종양성장과정 전 단계의 징후인 것 같다.

Riverside의 California 대학에 있는 Craig Byus와 동료들은 최근에 세 가지의 상이한 세포 계보로서 10 [mV/cm], 60 [Hz]전계에서 ODC활동이 50 ~ 300 %의 증가를 보인, 인간의 림프종(lymphoma) 세포, 쥐(mouse)의 골수종(myeloma) 세포, 쥐(rat)의 간종양(hepatoma) 세포가 있다고 발표하였다. 간종양 세포에서는 0.1 [V/m]정도의 낮은 전계에서도 ODC의 증가를 보였다. 이러한 사실은 중요한 반면, 여전히 조심스럽게 접근해야 한다. 화학적인 종양 촉진물질, 포오볼 에스테르(phorbol ester)는 1000%까지 ODC 활동을 증가시킨다. 그러나 Byus와 동료들은 세포막에 대한 전계효과를 설명하는 이러한 결과가 ODC의 활동에 신호전이효과를 일으킨다고 해석하였다. 이 발견은 전자파가 화학적인 종양 촉진원인과 같은 촉진원인이 되며 전자파가 없을 때 보다 낮은 수준의 전자파가 존재할 때 세포에 암의 촉진을 일으킨다는 것을 설명하고 있다.

Washington의 Catholic 대학에서 Ted Litovitz와 동료들은 60 Hz의 자계 강도가 10, 100, 1000 [mG]인 전자파를 8시간동안 쥐의 세포에 노출하였을 때 ODC의 활동이 강화되었다고 발표하였다. 조절범위를 벗어난 100%정도의 최대로 강화된 경우는 100[mG]의 전자파를 4시간동안 가하였을 때 일어났다. ODC와 관련한 이 실험은 다소 여러 연구실의 실험에서 차이를 나타내기는 했지만 Byus가 발견한 기존의 것에 부가적으로 적어도 두 곳의 연구실에서 독립적으로 재현된 신호 전달에 관한 연구들 간의 뚜렷한 특징을 나타내고 있다. 이러한 연구에 오늘날 ODC의 활동의 변화에 대하여 작은 연구가 이루어졌지만 이 연구분야에서 앞으로 개발될 부분들이 많다. 화학적인 발암물질의 연구에 근거를 두면 효소의 PKC(Protein Kinase C)가 phorbol ester

를 촉진하는 종양에 대한 수용기로 간주된다. 현재 몇몇의 연구계획에서 PKC에 대해 가능성이 있는 전자파의 영향이 조사되고 있다. 1994년에 본 연구그룹에서 1[G] 60[Hz]의 자계에 대한 노출이 쥐(mouse)의 뼈세포에 있는 PKC의 활동을 변화시킨다는 것을 보고하였다. 이러한 자료는 종양을 촉진하는 물질에 대한 세포의 반응이 비교적 높은 강도의 전자파에 의해 영향을 받는다는 것을 입증하고 있다. 본 대학과 미네소타와의 합동연구실에서 1995년에 PKC 활동은 인체의 백혈병원이 되는 세포가 60[Hz], 1[G]의 자계에 노출될 때 증가한다는 것을 보고하였다. 그리고 PKC의 활동은 백혈병 세포의 클론(clone)을 증식시키는 것으로 알려진 종양증식세포 효소의 활동에 의존한다. 낮은 에너지 전자파의 세포 영향에 관한 대부분의 연구에서와 같이 이 연구도 한 연구실에서 단독적으로 재현되지는 않고 일반 가정환경에서의 전자파 영향보다는 더 긍정적인 결과를 보였다. 그러나 1[G]로 노출된 전자파와 세포의 증식, 분할, 종양원을 발생시키는 것으로 알려진 경로의 사이에 관계가 있을 가능성이 있다. 예를 들면 동물실험에서 전자파와 phorbol ester가 종양의 성장을 촉진하는 물질일 가능성이 있다는 것을 설명하기 위해서는 phorbol ester의 취급에 따른 PKC에 의존하는 신진대사 과정의 감응성이 EMF에 따라 달라질수 있다는 것을 고려하여야 한다.

5. 유방암 세포내의 멜라토닌 수용기에 대한 영향

1993년에 Liburdy와 동료들은 전자파와 암세포 성장사이의 또 다른 잠재적인 관계에 대해 설명하였고 세곳은 독립적인 연구실에서 검증되어 왔다. 이 연구에서 인간의 estrogen에 반응하는 유방암세포(MCF-7 cell line)가 이용되었다. 이 세포들은 여성호르몬이 집중되는 경우에 급속하게 성장하지만 성장율은 멜라토닌(melatonin)이라는 대뇌의 송과선(pineal)에서 분비되는 호르몬에 의해 감소된다. Liburdy의 연구에서 물리적으로 집중된 일반적인 경우에는 MCF-7 세포의 증가율을 감소시킬 수 있다. 그러나 12[mG], 60[Hz]의 정현자계에 노출되면 유방암세포에서 멜라토닌의 성장억제작용을 막는다. 2 [mG] 이하의 전계에서는 주목할 만한 영향이 없었고 이러한 사실은 임계값이 2 [mG] ~ 20 [mG]에서 존재한다는 것을 암시한다. 현재에 세곳의 다른 연구실에서 본 연구와 같은 것을 포함해서 이러한 연구가 재현중이고, 더

큰 규모의 연구가 Battelle Pacific Northwest 연구실에서 진행 중이다. MCF-7의 결과는 일반가정과 같은 환경에서의 자계강도가 피부조직의 세포에는 심각한 영향을 미치지 못한다는 것을 설명한다. Barry Wilson과 동료들에 의해서 이루어진 또 다른 연구에서 동물의 전자파노출에서 멜라토닌 구성물이 변화를 일으켰고, 연구원들과 대부분의 사람들은 일상의 과정에서 꾸준히 변하는 멜라토닌은 사람의 유방암을 일으킬 수 있는 위험 요소라고 말한다. 이런 영향을 볼 때 많은 사람들에게 세포표피의 호르몬 수용기는 전자파에 연구를 위한 기본적인 대상이다.

6. 요약 : 전자파는 알려진 경로를 통해 작용한다

일반적으로 이 조사결과는 1 [G]이상의 자계강도 또는 10 [V/m] 이상의 전계강도인 전자파가 표유동물의 세포에 있는 수많은 신호전달에 관련된 경로에 영향을 주는 것처럼 보인다. 이러한 영향은 임상적으로 이용되어 왔고, 미래에는 질병의 치료를 위한 더 많은 장비가 개발될 수 있을 것이다. 실험적인 결과는 전자파가 세포막 수용기에 작용할 수 있고, 이러한 수용기와 결합하는 일반적인 신호입자들과 상호작용하며, 세포의 수준에 따른 생물학적 영향이 측정 가능하다는 것을 보여주고 있다. 그러나 일반가정환경(1[mG] 또는 0.1[V/m])과 같은 전자파수준에서는 이러한 영향에 대한 징후는 발견되지 않았다. 대개의 경우 세포에 영향을 주는 신호에 의해서 신호전달이 이루어지는 것으로 알려진 경로가 세포외부로부터의 전자파에 대한 수용기를 지니고 있다는 것을 설명하는 내용은 거의 없다. 대부분의 연구가 비록 주의 깊게 실시되고 신빙성이 있어 보이지만 독립적인 재현이 불가능하고 따라서 결론에 도달할 수 없다. 조사결과는 재현과 더 정확한 체계적인 연구를 필요로 하며 일상적인 환경에서의 전자파수준의 존재를 설명하거나 제거할 수 있는 연구도 이루어져야 한다.

제Ⅲ장 Interaction Mechanisms

제1절 소개

300 Hz~300 GHz주파수 범위에서 전자계 필드는 직·간접 메커니즘에 의해서 생명체(인간과 다른 동물들)에 영향을 준다. 직접적인 영향은 전자계 필드 노출로부터 직접적으로 드러난 생명체에 영향을 준다. 또한 간접적인 영향은 전자계 내에 있는 물체를 통해서 전달되고 생명체와 다른 물체사이에서 상호작용(물리적인 접촉)의 결과이다. 잘 이해되는 직접적인 영향은 방사선량계(dosimetry)의 형태로 켈 수 있고 유도전류와 내부 전계의 결과로 생각할 수 있다. 노출된 생물의 몸 안에서 전류와 필드의 거시적인 공간 분포는 중요하고 이론과 실험적인 방사선량계에 의해서 결정된다. 세포 주변과 내부에 있는 전류와 필드의 공간분포는 중요하다. 생명체 안에서의 유도 전류와 필드패턴은 보통 비 균일(non-uniform)이고 낮은 주파수에서의 전계나 자계 필드 타입과 필드 주파수뿐만 아니라 노출된 시스템의 기하학적인 전기적 특성에 의존한다. 전계나 자계 필드의 역할의 크기는 불명확하다. 그러나 다른 전류 분포 때문에 생기는 차이는 그렇다 하더라도 필드 주파수는 잘 이해되는 메커니즘의 형태로 명확하게 입증된다. 대략 100 kHz 아래의 주파수에서 입증된 상호 메커니즘은 유도 전류에 의해서 형성된 조직의 자극이다. 더 높은 주파수에서는 열 적 영향들이 지배적이다. 낮은 주파수에서는 더 적은 양의 전자계 필드가 생명 시스템에 흡수된다. 열 적 영향은 유도 전류 때문에 생기는 영향보다 더 높은 에너지 레벨에서 발생한다. 열 적 영향은 사람들이 노출된 필드 레벨에서는 보통 관심이 적다. 대략 1 kHz 아래의 주파수와 아주 낮은 주파수(1~300 Hz)를 변조한 높은 주파수들의 진폭에서의 영향은 열이나 세포 자극보다 다른 메커니즘을 통해서 발생한다는 증거이다. 이러한 메커니즘들은 이해할 수 없다. 직·간접적인 영향 메커니즘의 관계에서 세포의 전기적 특성은 고려되어야 한다. 세포의 거시적인 전기적 특성들은 유도 전류, 필드 그리고 몸 안에서의 패턴을 정하는데 큰 역할을 한다. 거시적인 전기적 특성들은 전자계 필드에 생명체를 노출시켜서 얻어진 분자와 세포 레벨의 통찰력을 준다. 세포의 전기적 특성에 대한 검증은 직·간접적인 영향 메커니즘에 대한 검토와 함께 이장에서 다루어 질 것

이다.

제2절 세포와 조직의 전기적 특성

1. 유전율(Permittivity)

물질에 대한 전기장의 영향은 복소 유전율(ϵ^*)의 항으로 설명된다.

$$\epsilon^* = \epsilon - j \epsilon'' \quad (3-1)$$

ϵ = 유전상수, ϵ'' = Loss Factor, $j = \sqrt{-1}$

식(3-1)은 유전율의 물리적 특성을 복소 평면에 표시한다. 각각의 표시는 두 개의 다른 특성을 나타낸다. 유전상수(ϵ)는 전기 에너지를 저장할 수 있는 능력의 크기이다. Loss Factor(ϵ'')는 주기마다 물질에서 흩어지는 에너지의 파편(fraction)을 설명한다. 유전율은 전기적 분극(polarization)이 원인인 다양한 분자 현상을 조합한 거시적 결과이다. 유전율은 분자, 세포 그리고 분자 주변의 이온 층의 이완(relaxation) 현상으로부터 기여된 것을 포함한다. 편의상, 유전율은 이온의 도전율(conductivity)로부터 기여된 것을 포함한다. 각각의 현상에 의해서 기여된 것은 주파수에 따라 변한다. 종종 상대 유전율을 사용한다. 즉 자유공간(free space)의 유전율을 정규화한 유전율은 식(3-2)이다.

$$\epsilon_r^* = \epsilon_r - j \epsilon_r'' = \epsilon^* / \epsilon_0 - j \epsilon'' / \epsilon_0 \quad (3-2)$$

여기서 ϵ_0 는 자유공간의 유전율($8.85 \times 10^{-12} \text{F/m}$)이다. Loss Factor(ϵ_r'')은 물질의 전기 도전율(σ)에 관계된다.

$$\epsilon_r'' = \sigma / \omega \epsilon_0 \quad (3-3)$$

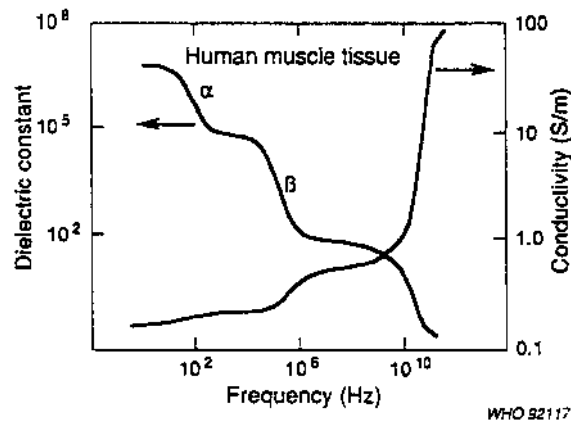


그림 3-1. 주파수의 함수로 일반적인 생명체 조직의 유전상수와 도전율.
[Schwan(1985)]

여기서 $\omega = 2\pi f$, f = 주파수, 전기 도전율의 단위는 S/m이다. 전기 도전율은 이온의 전도 때문에 발생하는 정전기 도전율(static electrical conductivity)과 다양한 극성 때문에 발생하는 전기 도전율(electrical conductivity)로 구성되어 있다. 조직의 전기적 특성은 그림 3-1에서 보여지는 것처럼 일정 범위의 주파수의 진폭에 의해서 변한다. 생명체 조직들은 세 개의 강력한 이완(relaxation) 현상(α , β , 그리고 γ -산란)과 약한 δ 산란(Foster & Schwan, 1986, 1989)이 있다. α -산란(dispersion)의 원인이 되는 분자의 현상에 대해서는 이미 조금 알려져 있다. 변화된 세포 구조에 대한 역 이온 이완(내부세포 구조 예를 들면 근육세포 안에 있는 관 모양의 기관과 얇은 막의 이완작용)은 산란의 각 단계에 모두 기여될 것이다. β 산란은 다른 유전상수와 전기 도전율을 갖는 곳이 서로 분리되어 있는 얇은 막이 원인이고 Haxell-Wagner 타입의 이완의 원인은 두 변 사이에 낀 분극의 결과이다. 유사하게 기여된 것은 단백질 이완의 결과이다. γ 산란은 자유 물 이완 때문이고 δ 산란은 결합된 물 이완, 아미노산 그리고 단백질이 변화된 결과이다. α 산란은 보통 10 kHz이하의 주파수에서 발생한다. 20 kHz-100 MHz에서는 β 산란, 100-1000 MHz에서는 δ 산란, 25 GHz(37°C)에서 γ 산란이 발생한다. 조직의 높은 비균질 구조 때문에 거의 모든 조직에서 산란은 넓은 범위의 주파수 대역에서 발생한다. 그리고 산란에서 기여된 특수한 상호 메커니즘보다 보통 더 발생한다(Foster & Schwan, 1986, 1989 ; Foster

& Schwan, 1990). 세포와 조직의 유전율은 광범위하게 연구해야하고 포괄적인 검증에 기초해야한다(Foster & Schwan, 1986, 1989 ; Foster & Schwan, 1990). 분자와 세포 레벨에 대한 모든 이완 현상에 대한 상세한 설명은 Foster & Schwan(1990)에 의해서 검증되었다. Edward는 1~10 GHz(Edward et al, 1984, 1985)에서 DNA 용액(DNA Solutions)에서의 공명(resonant)하는 유전체 흡수에 대해서 보고한다. 다양한 이론적 가설은 공명(Scott, 1985 ; Van Zandt, 1986)을 설명한다. 그러나 더 신중한 측정은 공명을 찾는 최초의 한 파트의 형태(Rhee et al, 1988) 그리고 세 개의 다른 연구 형태(Foster et al, 1987 ; Gabriel et al, 1987 ; Maleev et al, 1987)로 실행되었다. 어떤 그룹도 물 용액(aqueous solutions)에서 DNA의 공명작용(resonant behaviour)을 찾지는 못했다. 공명작용의 부족은 DNA의 유전체 특성의 초기 실험 자료와 일치한다(Takeshima et al, 1984).

2. 비 선형적인 영향(Non-Linear Effects)

대부분 조직의 유전체 특성은 세포의 수동적 특성(세포의 얇은 막의 용량을 반영한다(Foster et al, 1987). 적용된 필드 때문에 얇은 막의 퍼텐셜(Potential)의 변화에 얇은 막의 생리적인 응답은 비 선형적인 결과이다. 이러한 현상은 게이팅(gating)과 활동 퍼텐셜(action potential)과 연관된 얇은 막의 컨덕턴스(Conductance)의 변화를 포함한다. 대략 10 mV 또는 그 이상으로 얇은 막 전역에 유도된 퍼텐셜은 휴식 신경세포의 점화(firing)를 일으키는 것이 필요하다. 얇은 막의 두께를 예를 들면 50 nm는 전계 세기 200 kV/m에 해당한다. 그러나 대체로 낮은 전계 세기는 페이스메이커(pacemaker) 세포의 점화(firing) 패턴의 변화를 유도할 수 있다(Shppard et al, 1980 ; Wachtel, 1985). 높은 필드세기(얇은 막 전역에서의 전압)에서 기공들(proes)은 얇은 막 안에서 형성된다 그리고 결국 얇은 막은 수백 mV에서 파손된다(Foster & Schwan, 1989). 근육 세포들은 다음의 현상과 일치하는 이방성 자극(Anisotropic Excitation)을 보인다. 둥근 세포의 얇은 막 전역에서 최대 전압은 식(3-4)의 전계세기와 관계가 있다(Foster & Schwan, 1987).

$$V_m = 1.5 rE \quad (3-4)$$

여기서 r 은 세포의 반지름 그리고 E 는 세포 밖의 유동체 안에서의 전기 세기이다(그림 3-2). 타원체 세포에서의 방정식은 Bernhardt & Pauly(1973)에 의해서 유도되었다. 그들의 결과는 세포축의 전기에서 세포의 길이와 세포 밖의 전기 세기와 비례하여 얇은 막 전역에서 전압을 유도하는 것을 보여준다. 따라서 불균형한 근육 세포들은 전기에 노출되었을 때 유도 전류의 크기에 의존한다. 유도된 표면 전하의 정도(gradient)는 용해 상태의 세포와 분자에 영향을 줄 수 있다. 극성 분자들(물과 단백질)은 대략 10^6 V/m의 높은 전기 세기에서 필드와 제휴한다. 또한 구형이 아닌 세포들도 필드와 제휴한다. 그리고 진주 사슬 모양이다. 세포가 더 커질수록 진주 사슬 구조와 방위(orientation)에서 요구하는 필드의 세기는 더 작아진다. 예를 들면 반지름이 $1\ \mu\text{m}$ 세포에서 $10\ \text{kV/m}$ 의 전기를 요구한다(Foster & Schwan, 1989). 역 이온 분극(count-ion polarization)은 큰 세포 조직에서 대략 수백 V/m의 적당한 필드 세기에서 비선형 유전 응답을 나타낸다. 그러나 그 응답의 진전은 느리다. 이완 주파수는 헤르쯔(hertz)의 Fraction이다. 역 이온 이완의 비 선형 응답에 관한 몇 가지 연구는 연관성을 가지고 있다(Foster & Schwan, 1989).

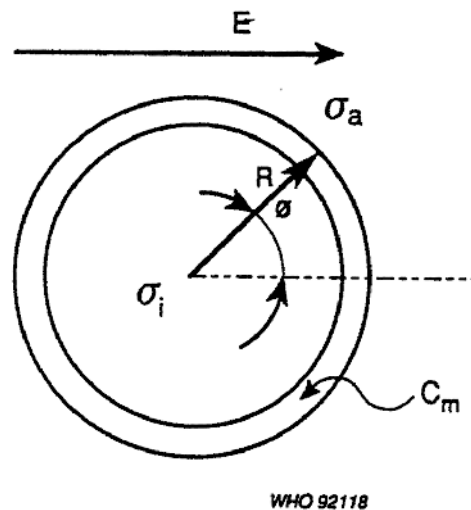


그림 3-2. 전기 내에 있는 구형 세포

3. 세포 레벨에서 유도된 필드(Fields)

조직 안에서 일정한 전계 때문에 세포의 특정 부분의 전계에 대한 정보는 세포에 대한 자극을 예측하는데 중요하다. 충분한 세기의 필드가 세포핵에서 활동할 때 유전학적인 기구를 가지고 상호 영향에 대한 가능성을 평가하는 것은 중요하다. 이러한 필드에 대한 일반적인 분석은 Schwan(1984)와 Foster & Schwan, 1989에 의해서 행해졌다. 분석결과는 주파수의 함수로 원형질의 얇은 막의 퍼텐셜, 세포질의 필드세기 그리고 얇은 막 중심 핵의 퍼텐셜을 보여준다(그림 3-3).

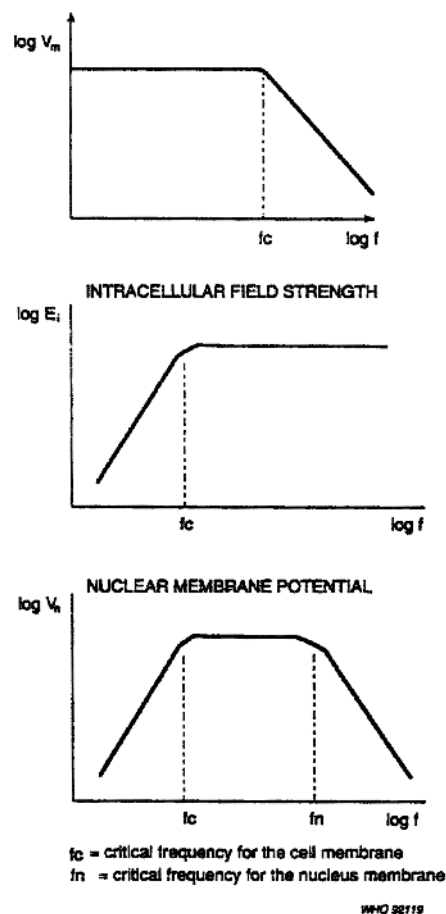


그림 3-3. 다양한 세포 구획에서의 전계와 유도된 막의 퍼텐셜.

그림 3-3에서 보여주는 데이터는 다음과 같이 요약할 수 있다. 세포의 β 산란에서, 원형질의 얇은 막은 세포 내부를 보호한다. β 주파수에서 원형질

의 얇은 막과 핵에서, 얇은 막 전역에서의 유도된 전압은 주파수의 역으로 떨어진다. 가장 큰 퍼텐셜은 핵의 얇은 막과 원형질의 β 산란 주파수 사이에서 핵의 얇은 막 주파수에서 유도된다. 그리고 이런 퍼텐셜은 외부 전계와 핵 반경의 곱과 대략 같다(Foster & Schwan, 1989). 표 3-1은 세포의 다양한 부분에서 유도되는 필드를 요약해 놓았다. 그림 3-3은 다양한 구획(compartments)에서의 전계와 유도된 얇은 막의 퍼텐셜을 보여준다.

표 3-1. 세포의 얇은 막과 구획에 대한 외부 전계의 결합 특성.

	$f < f_r$ (approx 1MHz)	$f_r < f < f_n$	$f > f_n$ (approx 10MHz)
Cell:			
Membranes Interior	Polarized Doubly shielded	Not polarized Shielded	Not polarized Exposed
Organelles:			
Membranes Interior (N u c l e i c a c i d e)	Not polarized Doubly shielded	Partially polarized Shielded	Not polarized Exposed
Connecting organelles:			
Membranes Interior	Polarized Not exposed	Not polarized Exposed	Not polarized Exposed

f_r 은 원형질 세포의 얇은 막에서의 β -산란 주파수이다. 여기서 f_n 은 핵과 다른 소기관의 β 산란 주파수이다. 이완 주파수의 대략적인 값은 브래킷에 주어져있다.

4. 몸의 임피던스

임피던스(impedance)는 전자계에 사람을 접촉시키거나 절연된 물체를 근

접시킬 때 흐르는 전류를 결정한다. 사람 몸의 임피던스는 전류가 흐르는 여러 부분의 임피던스의 조합으로 생각할 수 있다. 예를 들면, 자동차에 손가락을 접촉시킬 때와 그라운드(ground)에 흐르는 전류의 총 임피던스는 접촉 임피던스, 손가락 임피던스, 팔의 임피던스, 몸의 임피던스 그리고 그라운드의 캐패시턴스(capacitance)의 합이다. 이런 모든 임피던스는 주파수와 종속적인 관계이다. 그리고 6 Hz에서 측정된 접촉 전압은 아마 낮은 주파수에 의존할 것이다. 완벽한 몸의 임피던스는 많은 저항성(resistive)과 용량성(capacitive) 소자로 구성된 등가회로로 표현할 수 있다. 몸의 임피던스는 60 Hz(Tenforde & Kaune, 1987)에서 그리고 10 kHz부터 3 MHz(Gandhi et al, 1985a)까지 측정된다.

제3절 강한 필드에서의 직접적인 상호작용

전계와 자계의 직접적인 영향에 대한 확실한 상호작용 메커니즘은 필드 주파수에 종속적인 두 가지 형태로 나눌 수 있다. 대략 수백 kHz 아래의 주파수에서 피 자극성이 있는 조직에서의 상호 작용은 중요한 관심사이다. 약 100 kHz에서 전류 밀도 임계치와 피 자극성이 있는 조직의 상호작용의 다른 영향들은 약 1 W/kg에서 요구하는 에너지 산란 비율보다 더 높다. 조직에서 에너지 산란 비율 측면에서 열 적 상호 작용은 중요하다. 주파수 범위에서 다른 형태의 상호 작용은 유도전류와 필드로 관찰할 수 있다.

1. 피자극성이 있는 조직에서의 상호작용

조직에서 유도된 전계는 세포의 얇은 막 주변에서 증폭된다. 충분히 높은 필드 세기에서는 신경과 근육 세포의 전기적 흥분성에 영향을 준다. 이런 상호작용은 수백 kHz 아래에서 발생한다(Lacourse et al, 1985). 그러나 β 산란은 더 강한 필드가 필요하다. 얇은 막의 퍼텐셜 변화는 이온의 유전율의 변화, 끼워 넣은 단백질의 형태의 변화, 이온 게이트 개방(ion gates open), 그리고 결국 활동 퍼텐셜에서 얇은 막의 감극(depolarization)이 원인이다. 피 자극성이 있는 세포에서 임계 전류 밀도의 미묘한 변화와 그들의 생물학적인 중요성은 잘 이해되지 않는다. 자극, 심장수축기 유도 그리고 심실의 세동은

실제로 많은 양의 조직 데이터이다. Bernhardt(1985, 1986, 1988)에 의해서 정리된 이러한 데이터는 그림 3-4에서 보여준다. 심실 세동 임계치는 자극에 필요하다. 피자극성이 있는 조직의 자극 임계치는 전류 밀도와 주파수에 의존할 뿐만 아니라 파형에도 의존한다. 펄스를 갖는 필드의 경우에는 펄스주기와 다른 파라미터에도 의존한다(Reilly, 1988).

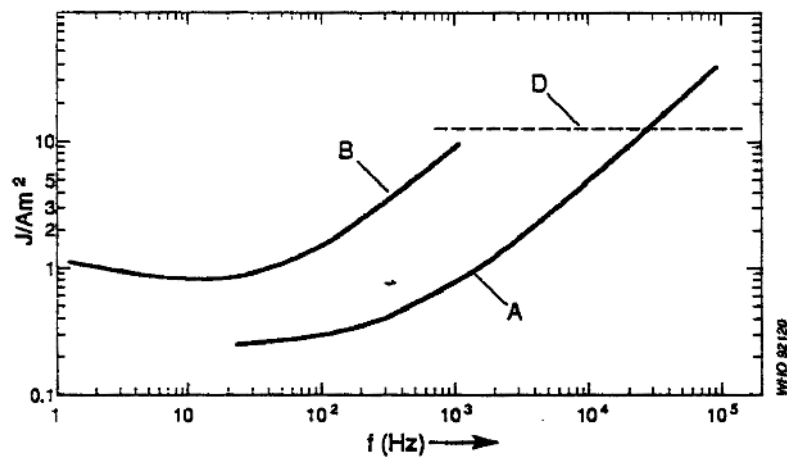


그림 3-4. 피 자극성이 있는 세포의 임계치 전류 밀도의 효과.

곡선 A - 다양한 조건에서 다양한 세포의 자극 임계치의 외피(envelope).

곡선 B - 심장 수축기 유도의 자극 임계치.

곡선 D - 근육조직에서 $SAR = 1 \text{ W/kg}$ 과 대략 일치하는 전류 밀도.

Bernhardt(1985, 1986)에 의해서 수정됨.

2. 온도 영향

전자계 노출은 공간상에서 비균일한 SAR에 대해 설명하였다. 열 손실을 방치했을 때의 초기 온도상승 비율은 SAR에 직접적인 영향을 준다.

$$\frac{dT}{dt} = \frac{SAR}{C} \quad (3-5)$$

T는 온도, t는 시간, C는 특수한 조직의 열 용량

분자레벨에서 열에너지에서 RF에너지로 전환을 포함하는 현상은 처음 설명한 과정을 완화시켰다. 인체 내에서의 RF에너지 산란은 균일한 온도를 일으키는데 반드시 필요한 것은 아니다. 왜냐하면 그것은 체온조절의 반응이 아니기 때문이다. 인간의 체온조절을 위한 여러 가지 물질 모델은 RF에너지 온도상호작용을 평가하는 것에 적합하다. (Emery 등... 1976; Spiegel 등 1980; Way 등 1981; Spiegel 1982). 열 고감도 비율은 비 균일한 공간상의 에너지 모형의 산란과 전자기 에너지에서의 온도 상호작용에 의해 발생된다. 초기 열 비율은 펄스 펄드에서 매우 중요한 부분으로 나타난다. 이 두 가지 요소는 전자기의 온도와 다른 온도의 영향에 의해 생물학적 반응으로 만들어진다. 온도 상호작용은 온몸의 온도 상승과 중요한 다른 부분의 조절이 필요한 것은 아니다. 몇몇 온도 상호작용은 RF heating에서 얻을 수 있는 시간에 따른 온도에 생물학적 반응에 의존한다. 몇몇 다른 생물학적 반응에서는 온도 변화비율이 전체온도가 매우 작은 부분에 의해 상승하는 중요한 파라미터이다. 여기서 RF에너지는 매우 중요한 영향을 미친다. 온도 상승이 매우 적은 부분에서의 열 적 유도 영향은 청각 효과에 가장 중요한 부분이다 (Guy등.. 1975; Lin 1978). 전자기 에너지의 펄스는 한 클럭이 인지되는 결과가 노출로 나타나 재 발생하는 펄스의 Buzzing, Hissing Sound의 결과도 노출로 나타난다. 사람의 문턱 에너지는 매우 낮은(16mJ/kg)이다. 온도 증가결과는 약 $5 \times 10^{-6}^{\circ}\text{C}$ 로 추정된다 (Guy등.. 1975). 간단한 기계장치의 상호작용은 빠른 온도 상승의 결과에 따른 전자기 에너지 흡수와 같다. 다시 말하면 온도에 따른 팽창 압력은 청각 과 발생지인 달팽이관에서 발견되었다(Guy등.. 1975; Lin 1978).

제4절 직접적인 영향

1. 소개

ELF(extremely low frequency)와 ELF에서 변조된 RF 진폭은 조직의 자극 또는 열적 상호작용에 필요한 에너지 레벨에서 생명체와 상호작용을 한다는 연구는 성장하는 몸의 데이터이다. 이러한 상호작용 메커니즘은 잘 이해되지 않는다. 몇몇 메커니즘은 가설이다 그러나 이러한 것들은 미래의 발전과 시험을 위해서 필요하다 그리고 여전히 가능한 다른 고려사항들은 관찰된 상호작용 뒤에 숨어있는 다른 복잡한 메커니즘을 설명하는데 필요하다.

전자계에 의해서 유도된 세포 주변의 전류는 얇은 세포 막 표면에 전기화학적 변화를 일으킨다. 이러한 변화는 얇은 세포 막 주변의 신호가 원인이라는 가설과 세포 내부의 변화의 결과라는 가설이 있다. 약한 필드 상호작용은 생명체에서 유도된 필드 강도는 열 잡음과 관련이 적다는 근거를 때때로 비평하고 간단히 처리하게 했다. Weaver & Astumian(1990)이 주장한 얇은 세포막의 간단한 모델에서 유도된 잡음과 전계에 대한 최근 분석은 대략 0.1~0.01 V/m에서 유도된 전계는 광대역 잡음 레벨에서 이론적으로 찾을 수 있다는 것을 가리킨다. 더 작은 필드 대략 10^{-4} V/m에서는 세포막 또는 신호 평균의 좁은 주파수 밴드 응답을 가정한다면 예측할 수 있다. 좁은 주파수 밴드 응답의 가정은 생명체 응답의 몇 가지 실험 데이터와 일치한다. 신호 평균은 실험에 의한 효소 집축(enzymecatalysed) 반응을 지지한다.

ELF에서 변조된 RF 필드와 1000 Hz아래의 낮은 주파수에서 이용 가능한 ELF 필드의 상호 메커니즘에 대한 몇 가지 가설에 대한 설명은 Tenforde(1987) & WHO(1987)에서 찾을 수 있다. 세포 외부의 물체에서 유도된 전류와 살아있는 세포 내부에서 발생하는 사건 사이에서 결합된 변환에 대한 가설의 개요는 그림 3-5에서 도식적으로 설명하였다. 플라즈마 세포막과 관련된 특별한 분자의 종류에서 자계에 유도된 변화를 포함하는 대안 모델은 Blackman et al(1988)에 의해서 제안되었다. 이 모델에서 부연 단계를 포함해야만 한다. 세포 응답 조건은 세포 외부에 흐르는 약한 전계에 의해서 유도된 것을 포함해야한다. 기본 전제는 얇은 세포막이 약한 자극에 의해서

심하게 불안정하게되는 불평형 상태와 준 안정 원자에서 존재한다. 저장된 에너지는 얇은 세포막 안에서 효소 작용 또는 이온 펌프의 축진을 통해서 변형된 화학 에너지로써 감소된다(Frohlich, 1968, 1977 ; Adey, 1981, 1983). 이러한 일반적인 모델은 41 GHz에서 관찰된 결과에 적용할 수 있다 (Grundler & Keilmann 1983, 1989). 이 경우에 이스트의 성장률은 0.2 W/kg 보다 낮은 SAR에서 영향을 준다.

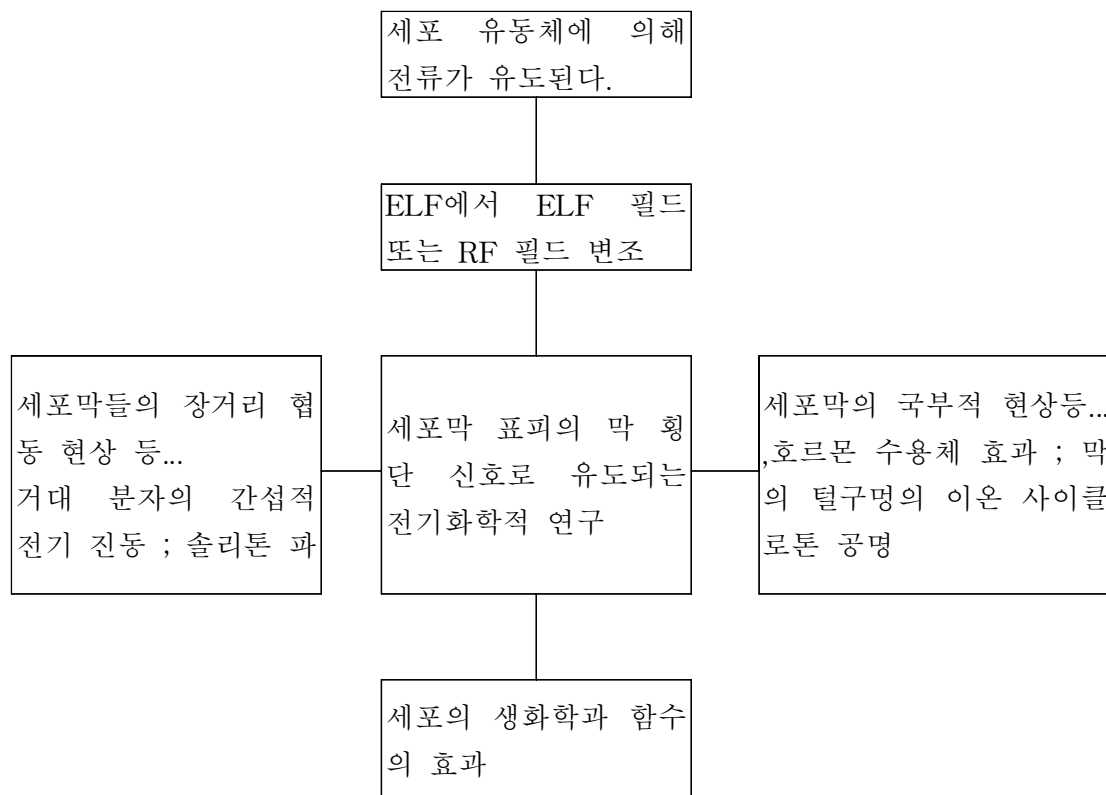


그림 3-5. ELF에서 변조된 RF필드 또는 ELF필드의 상호 메카니즘.

2. microeletiricphoretic motion

실험상의 증거는 살아있는 세포를 포함하고 있는 ELF 필드에서 상호 작용이 세포막에 특정한 곳에서 일어난다는 개념에 뒷받침이 된다. 약한 ELF전계에 의해서 세포막에 야기된 microeletiricphoretic motion이 유도되어 대전된 ligands와 세포표면 리셉터 사이의 평균 거리에서 영향을 미친 얇은

막의 상호작용 모델은 Chiabrera et al,에 의해서 제안되었다(1984). 이 모델에 있어서 부과된 전계의 영향은 얇은 막 표면에 ligand-receptor 합성물들의 평균 수명시간을 줄인다. 저자들은 항원과 여러 가지 lectins에 의해 림프구 세포들의 활성화와 같은 영향이 다양한 생물학적 현상에 사람에게 영향을 미칠 수 있음과 칼슘과 같은 다양한 형태의 얇은 막을 제어한 게이팅 메커니즘을 제안한다.

3. 이온 공진 조건

실험상의 증거는 영향이 지구자계의 비교된 힘을 가진 ELF 필드와 고정된 자기장이 특정한 주파수에서 일어날 것을 제안한다. 이론적으로 포함된 이온에 의해 결정되고, 1 kHz 또는 그 이상까지의 주파수가 이 조건에서 효과적일 수 있다. 상호작용의 주파수가 다음 관계에 따라서 이온 특성과 고정된 자속 밀도에 관련되어 있는 것을 제기한다.

$$f = k \cdot B \cdot q/m \quad (3-6)$$

< f=공진 주파수, k=상수, q=이온 charge, m=이온 질량, B=자속밀도 >

cyclotron 공진(Liboff, 1985; McLeod & Liboff, 1986)과 같은 좀 전에 모델은 심각한 한계가 있다(Halle 1988). 다른 모델은 좀 더 가치가 있다(Lednev, 1990; male & Edwards, 1990). 무엇보다도 세포막을 통한 얇은 막 혹은 효소 표면과 양이온 이동에 의해 굳어진 이온의 q/m 영향을 끼치기 위해 그 실험상의 데이터는 흥미를 자아낸다. 그러나, 분명한 것은 그 현상과 실험적인 결과를 증명하는데 있어서 이론적인 설명중의 하나라는 것이다. 어떤 방법인지 공진 모델(Chiabrera et al., 1984; liboff, 1985; Mcleod & Liboff, 1986; Lednev, 1990; Male & Edmonds, 1990)의 무엇이든 ELF에서 변조된 RF 필드에 적용되었다는 것은 아직 고려나 검사되지 않았다.

4. 칼슘 이온 변화

ELF에서 변조된 147 MHz에 노출된 고양이의 EEG 패턴의 관찰된 변화

는 중요하지 않은 신경 시스템의 존재에서 중요한 신경 시스템의 변화를 이끌어 내는 것이 필요한지를 결정하기 위하여 격리된 닭-두뇌 조직 표본의 조사를 유발시켰다. 통계적으로 라벨이 붙은 칼슘 이온 유출의 증가는 6-20 Hz사이의 주파수에서 진폭 변조된 147 MHz 범위에서 $10\text{--}20\text{ W/m}^2$ 에 노출되고 격리된 조직에서 관찰되었다. 그러나 레벨은 6 Hz 또는 20 Hz보다 더 많은 것 보다 다소 적게 변조 주파수에서 레벨을 제어한 것과 동일한 것으로 남아있다. 칼슘 이온 유출에 대한 영향은 변조되지 않은 RF 영역(Bawin et al., 1975)에서의 노출에서 관찰되지 않았다. SAR은 0.004 W/kg 보다 적었다. 이 유도된 영역의 영향은 가열을 관련시키기위해 너무 낮게 SARs이 일어나고 칼슘 이온이 많은 얇은 막이 중재한 응답의 변화하는 결합에서 두드러진 역할을 다하기 때문에 관심이 많다. 이처럼 *in vitro*의 결과는 질문하는 기능과 RF 영역들의 상호작용의 세포막, 그리고 가능한 미묘한 기술들을 동일시하는 것에서 일어난 과정의 의미를 뜻한다. 50, 147, 450 MHz 이동파를 씌으로써, 이 연구는 되풀이 되었다. 그리고 하나 또는 그 이상의 변조 주파수 혹은 알려진 힘 밀도 영역으로 연장된다.(Blackman et al., 1979, 1980a,b, 1985,1989; Sheppard et al., 1979). $8.3\text{ W/m}^2(0.0014\text{ W/kg})$ 정도의 힘 밀도 필드가 보고되었고 50 MHz에서 16 Hz로 변조해서 기초가 되는 메커니즘의 특색을 밝혀낼지도 모르는 기하학 관계로 인해 분리된 영역 다섯개와 함께 여섯 개의 힘 밀도 영역은 관찰되었다(Blackman et al., 1980a,b, 1985, 1989). Lee et al은 16 Hz에서 변조됐고 147 MHz범위의 두 개의 힘 밀도 영역에서 노출된 닭-두뇌 조직으로부터 단지 특정한 온도 조건이 조직의 준비가 되었을 때 칼슘 이온의 향상된 점을 보고했다. 견본 준비 동안의 그 온도 조건은 유출에 관계 있는 방향에 영향을 미치기 위하여 나타내졌다. 그리고 또한 ELF신호(Blackman et al.,1991)들에 두뇌 조직 샘플들의 감성을 제어하기 위함이다. 쥐 synaptosomal 표본으로부터 칼슘 이온에 관한 발표에서도 450 MHz에서 영향을 받는다고 보고되었다. 진폭은 10 W/m^2 에서 16 Hz로 변조했다(Lin-Liu&Adey, 1982). 15 V/m 와 60 nT 에서의 강도와 315 Hz, 405 Hz에서 노출은 칼슘 유출을 향상하기 위함이다. 또한 강도 사이에서의 가치는 결국 필요가 없다라고 보고되었다(Blackman et al.,1998). 315 Hz에서의 노출은 지구의 수직 선속 밀도와 DC 자기장의 방위에 의존한다(Blackman et al., 1990). 낮은 주파수에서의 추가 연구는 DC 자기장이 주파

수가 효과적인 직접 영향력을 가지고 있을지도 모른다는 것을 제안한다. 소수의 연구자들은 두뇌 조직 표본은 효력이 없다고 보고하였고 Shelton&Merritt(1981)은 1 GHz에서 표시된 **in vitro** 쥐 두뇌 조직 표본으로부터 칼슘 이온의 변화를 관찰하지 않았다고했다. 펄스는 5, 10, 20 또는 150 W/m^2 에서 16~32 Hz에서 변조하였다. 마찬가지로 어떠한 영향도 **in vitro** 라벨이 붙은 쥐 조직에서 관찰되지 않았고 **in vitro**에 표시되지 않았고 1 GHz 혹은 2.06 GHz의 **in vitro** 혹은 **in vitro**에 노출됐고 펄스는 ELF와 힘 밀도 조합으로 변조했다(Merritt et al.,1982). 효력이 없는 영향도 Albert et al에 의해서 16 Hz ~ 147 MHz로 진폭 변조된 약간의 힘 밀도에 노출된 닭 두뇌 조직과 나머지 사용함으로써 보고되었다. 산소 결핍과 완화된 미디어 조건은 조직에 더 많은 산소를 공급하기 위해 디자인되었다. 이 효과 없는 실험들은 저자들이 Bawin 혹은 Blackman에 의해서 특히 중간구성, 힘 밀도, 사인 곡선 조절, 또는 실험에 대한 샘플들의 수로 사용된 노출 조건을 재생할 수 없었다. 칼슘 이온 유출에 증가는 두 개의 다른 생물학 예비조사에 보고 되었다. 격리된 개구리 심장은 진폭이 16 Hz에서 변조했고 (Schwartz et al., 1990) 240 MHz에 노출될 때 0.00015와 0.0003 W/kg의 SARs에서 향상된 칼슘 이온 유출물로 보였다. 147과 915 MHz로 변조된 진폭에서 배양조직에 노출된 인간 신경종 세포들은 0.005 그리고 0.05 W/kg의 SARs에서와 16 ~ 60 Hz의 주위에 변조주파수에서 가장 많은 칼슘 이온 유출을 보였다(Dutta et al.,1984, 1989). 그 후에 실험은 세포-배양 성장 조건과 같은 자연적인 것으로 진행되었고 무산소증이 ELF 주파수에서 변조된 RF영역의 세포들을 파생시켜 만들었던 신경계의 감성에 대하여 독립된 필요조건이 아닐 것을 제안한다. 무엇보다도 조직으로부터 칼슘 이온의 노출이 야기한 것처럼 이를 이끌어내기 위하여 요구된 노출 조건의 특성에 기여하는 것과 행동의 기초가 되는 메커니즘의 발달로 보여져야 한다. 그 유출 시스템은 신체검사와 생물학 노출 조건의 다양한 양상을 정의 내리는데 근본적으로 유용할지는 모르나 불충분한 정보라 해도 약한 필드 상호작용을 정의 내리는데 있어서 사용 가능한 것이다. 또한 그 효과는 건강에 가능한 불리한 영향으로 간주될 수 없고 그 후 다소 또는 전혀 그 영향이 동물들이나 인간들에게 일어날 것을 명시한 자료가 없었다.

제5절 간접상호 작용

약 100 MHz아래의 주파수에서의 전자기장은 전기적 대전을 통한 생물의 신체들로 막간극은 자동차, 트럭, 크레인, 철사, 울타리와 같이 약하게 기초를 둔 금속 대상으로 유도되었다. 상호작용의 2가지 형태는 다음과 같은 경우 일어난다:

- a) 스파크는 사람이 대상을 만지기 전에 방출한다.
- b) 대상물과 접촉으로 온 사람을 통하여 들어오는 전류의 흐름 ; 그리고 이 전류의 크기는 대상물에 전체 charge에 의해 결정된다.

이 charge는 주파수와 전기장 힘, 대상물의 결합구조, 용량 그리고 또한 사람이 접지 시킨 임피던스에 의해 번갈아 결정된다. 어느 특정한 한계에서 접지 시킨 전류는 조금 더 높은 주파수에서의 열과 약 100 kHz의 주파수에 대해 손가락 혹은 대전된 대상을 만져서 손에 뜨끔뜨끔 아픈 감각으로써 감지된다. 심각한 쇼크는 이 한계보다 조금 높은 수준에서 경험될 수 있다. 그 한계 전류는 주파수, 접촉 지역의 표면, 그리고 개인에 결정된다. 효과(인식, 쇼크 등등)를 위한 그 한계들 또한 개인적인 차이들이 있지만 여성들과 아이들보다 남성들에게 일반적으로 조금 더 높다. 대상물에 유도된 charge때문에 모든 효과의 증가하는 가혹함의 이치는 아래와 같이 정의된다.

Perception-사람은 단지 자극을 발견할 수 있으며 그 차이는 접촉하는 것과 잡는 것에 의해 일어날 수 있다. Annoyance- 만약 사람의 감각이 되풀이하여 발생한다면 순한 자극이라고 생각할 것이다. Startle-만약 사람이 어떤 상황에 노출되면 유사한 경험으로 기인된 상황을 피하기 위하여 자극 받는 다라고 생각한다. 그 나머지 반응들은 100 kHz아래의 주파수에서 교류에 접촉하기 위하여 적용된다. Let-go-사람은 제어할 수 없는 근육 수축 때문에 그 자극이 지속하는 동안 쥐어진 도체를 Let-go할 수 없다. 만약 사람이 오래 전류에 노출되면 가슴을 통한 let-go레벨 이상에서 다소 호흡은 어렵게 되고 결국 사람은 지치고 죽을지도 모른다. 호흡을 위한 근육의 강직경련 (Respiratory Tetanus)-사람은 호흡을 위해 당연한 근육의 수축 때문에 그 자극이 있는 동안 숨을 쉴 수 없다. 심장의 세동(Fibrillation)-대등하게 되

않은 때에 맞지 않은 심장수축들은 혈액을 생산하지 못하게 한다. 그 사건에 대한 한계 전류는 낮은 주파수에서 사람의 서로 다른 백분율에 대한 인식과 let-go에 대한 한계전류를 표 3-2와 그림 3-6, 3-7에서 보여준다. 지각과 고통에(let-go의 아래에 공간) 대한 한계는 거의 200명의 남성과 200명의 여성에 대해 평가받고 또한 10살 정도의 아이들에 의해 추정 되었다. 그 한계는 손가락 접촉이 잡는 것보다 더 낮다. 그림 3-8, 3-9는 손가락 접촉에 대해 고통과 지각을 보여준다(Chatterjee et al., 1986).

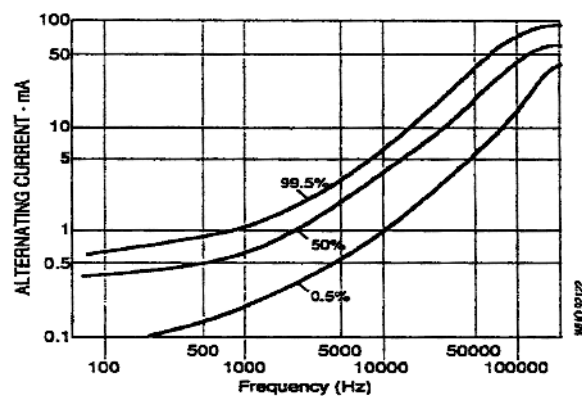


그림 3-6. 다양한 인구 비율에서 지각(Perception)의 임계전류(EPRI, 1979)

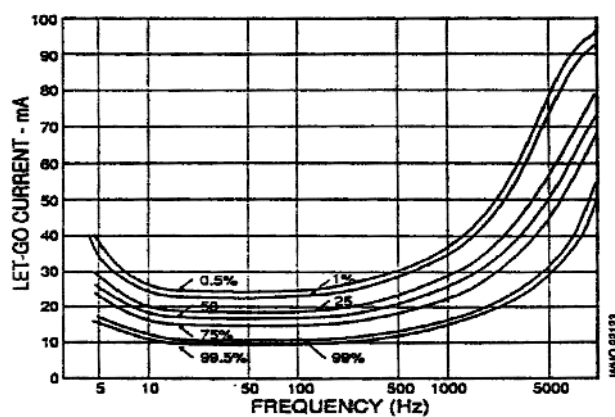


그림 3-7. 다른 인구 비율에서 Let-go 전류(EPRI, 1979).

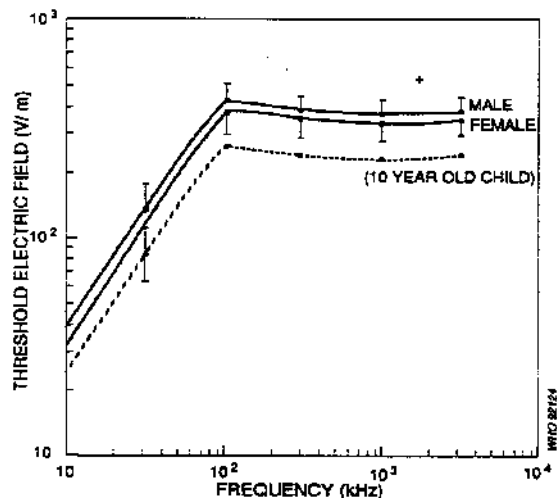


그림 3-8. 성인 남자, 성인 여자, 그리고 10살 정도의 어린이의 손가락 접촉 시 지각(Perception)의 평균 임계전류(Chatterjee et al, 1986).

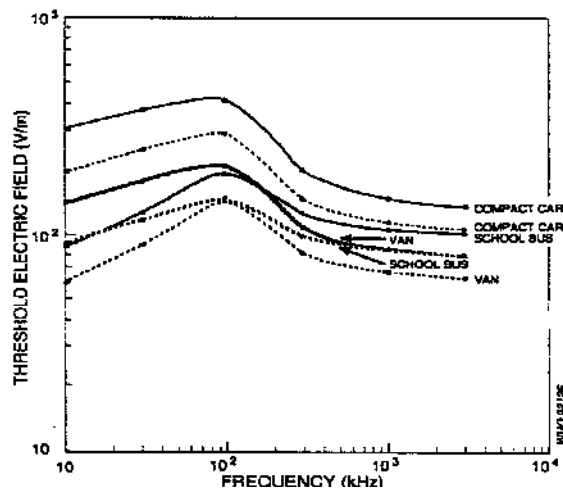


그림 3-9. 손가락 접촉시 Pain의 평균 임계전류(Chatterjee et al, 1986).

전기적 전하는 여러 가지 대상물에 의해 유도되므로 따라서 접촉에 의한 전류에 의해서도 유도되고 알려진 전기장 힘에 의해 계산될 수 있다. 그러한 계산의 결과는 각각 남성, 여성, 그리고 아이들을 위한 손가락 접촉에 대해서는 그림 3-10, 3-11과 같이 나타내진다. RF 화상은 전류가 손가락과 같은 신체의 작은 횡단면을 통하여 들어갈 때 일어날 수 있고 그때 손가락은 전

기적으로 대전된 대상물을 접촉시킨다. 낮은 주파수에서 일어날지도 모르는데 또 다른 상호작용은 순간적인 방전이고 그 방전은 직접 접촉으로 또는 공기 캡을 통하여 사람과 대전한 대상물사이에 나타난다(Tenforde &Kaune, 1987).

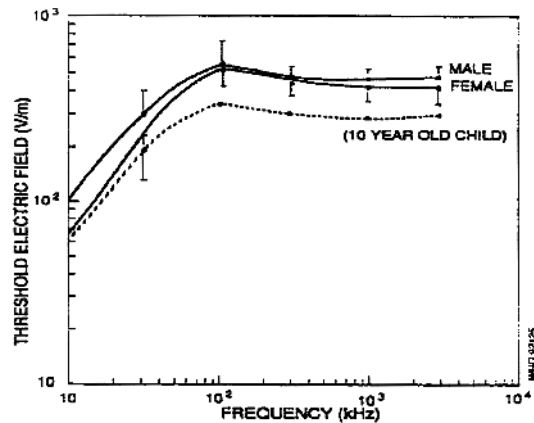


그림 3-10. 다양한 전달방법(Vehicles)을 갖는 손가락 접촉 중 Grounded 성인 남자(실선)와 10살 정도의 어린이(점선)에 지각(Perception)의 평균 임계 전계(Chatterjee et al, 1986).

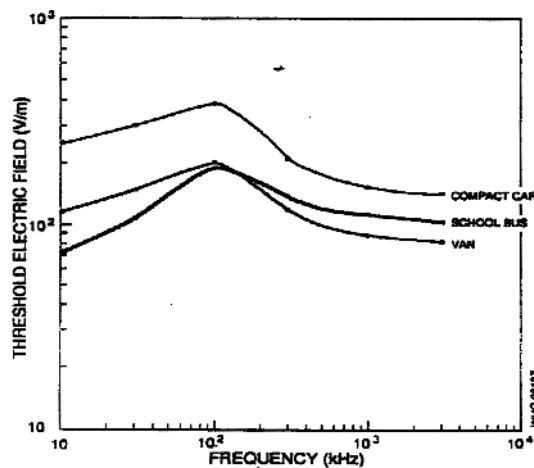


그림 3-11. 다양한 전달방법(Vehicles)을 갖는 손가락 접촉 중 Grounded 여성에서 지각(Perception)의 평균 임계 전계(Chatterjee et al, 1986).

표 3-2. 50 Hz~3 MHz 주파수 범위에서 다양한 영향에 따른 임계전류(mA)

Effect	Subject	Threshold current (mA) at various frequencies								
		50/60 Hz	300 Hz	1000 Hz	10 kHz	30 kHz	100 kHz	300 kHz	1 MHz	3 MHz
Touch perception (finger contact)	men	0.36	(0.47)	(0.79)	4	15	40	40	40	40
	women	0.24	(0.31)	(0.53)	3.2	12	35	35	35	35
	children	0.18	0.24	0.40	2.5	8	25	25	25	25
Grip perception (grasping contact)	men	1.1	1.3	2.2	15	50	300	300	300	300
	women	0.7	0.9	1.5	10	35	200	200	200	200
	children	0.55	0.65	1.1	9	30	150	150	150	150
Shock, not painful (grasping contact)	men	1.8	(2.3)	(3.2)	17(10)	(25)	(250)			
	women	1.2	1.5	2.1	11	16.7	16.7			
	children	0.9	1.1	1.6	8.5	12.5	12.5			
Pain (finger contact)	men	(1.8)	(2.4)	(3.2)	10	30	55	50	50	50
	women	1.2	1.6	2.2	6.5	23	47	45	40	40
	children	0.9	1.2	1.6	6	18	33	30	28	28
Shock, painful; muscle control (let-go threshold for 0.5% of population)	men	9	(11.7)	(16.2)	55	(126)	(126)			
	women	6	7.8	10.8	37	84	84			
	children	4.5	5.9	8.1	27	63	63			
Burn (finger contact)	men								200	200
Painful shock, let-go threshold	men	166	18	24	78(88)	(224)	(224)			
	women	10.5	12	16	50	150	150			
	children	8	9	12	137	112	112			
Severe shock, breathing difficulty	men	23	(30)	(41)	94(126)	(320)	(320)			
	women	15	20	27	63	214	214			
	children	12	15	20.5	47	160	160			

1) From Dalziel 1954a, b ; Deno, 1974; Guy & Chou, 1982 ; Chatterjee et al. 1986. IEC Publication 479에서, 지각 임계값 그리고 Pain과 Let-go 임계값은 주파수 Factors를 사용해서 계산하였다. 이탤릭체 데이터는 남자의 임계값의 2/3을 여자의 임계값으로 그리고 1/2를 어린이의 임계값으로 가정하여 계산하였다.

제Ⅳ장 기본 한계 및 기준 레벨

제1절 안전계수에 대한 견해

인구집단 및 실험동물의 전자계 노출에 따른 생물학적 영향과 건강영향에 관한 정보는 전체적인 주파수범위의 변조에 대한 안전계수를 정하기 위한 엄밀한 한계로서는 불충분하다. 또한 적절한 노출척도에 관한 지식이 부족한 것도 적절한 안전계수를 확실히 정할 수 없는 원인이다(Repacholi 1988). 고주파 전자계에 관한 안전계수의 개발에서는 이하의 일반적인 변동요인이 고려되었다.

- 심각한 환경조건(고온 등)하 또는 고도의 신체 활동시의 전자계 노출의 영향
- 노약자, 고령자, 유아, 병든 사람, 열내성이 저하하는 약을 투약 받은 사람 등에 대해서는 열 감수성이 높은 가능성이 있는 것.

고주파 전자계에 대한 기준레벨에 대해서는 다음의 요인도 고려해야 한다.

- 신체의 크기 및 신체와 전자계의 방향과 상대적 위치관계차이에 의한 에너지 흡수의 차이
- 고주파 에너지의 국한된 흡수를 증가시킬 수 있는 일반적인 필드의 분산, 집중, 반사
- 입사전자자의 반사, 흡수, 산란 이것들은 고주파 에너지의 국소적 흡수 증가 가능성이 있다.

제2절 기본 한계

기본한계에는 주파수 범위에 따라서 상이한 과학적 한계가 사용되었다.

- 주파수 1 Hz ~ 10 Hz 범위에서는, 신경계기능에 영향을 미치는 것을 막기 위해 전류밀도에 대한 기본한계가 만들어 졌다.
- 주파수 100 kHz ~ 10 GHz 범위에서는 신체 전반의 열 스트레스 및 과도한 국소 가열을 막기 위해서 SAR에 대한 기본한계가 만들어졌다. 주파수 100 kHz ~ 10 MHz범위에서는 전류밀도와 SAR의 두 가지에 대한 제한이 만들어 졌다.
- 10~300 GHz 범위의 주파수에서는, 전체표면 또는 신체표면 근처의 가열을 막기 위해서 전력밀도에 대한 기본한계가 만들어 졌다.

수 Hz부터 1 kHz 범위의 주파수에서는 $100 \text{ mA}\cdot\text{m}^{-2}$ 를 초과하는 유도전류밀도 레벨은 중추신경계 흥성의 갑작스런 변화 및 시상유발 전위 반전은 급성 영향 임계치를 넘는 것이다. 안전에 대해 위에서 서술한 고려사항으로부터 4 kHz~1 kHz 범위에서 직업적 노출은 $10 \text{ mA}\cdot\text{m}^{-2}$ 이하 전류밀도를 유도하는 전자계에 제한되는 것과, 안전계수를 10으로 하는 것이 결정되었다. 대중에 대해서는 이것은 5배 되는 안전계수를 적용하고 $2 \text{ mA}\cdot\text{m}^{-2}$ 의 기본한계가 주어졌다. 4 kHz 이하 1 kHz이상에서는 신경자극 임계치가 넘는 것에 대해서 유도전류 밀도에 대한 기본한계가 높아지고 있다. 10 MHz ~ 수 GHz 범위에서 확립된 생물학적 영향 및 건강영향은 1°C 이상의 체온 상승에 대한 반응과 밀접하게 관련되어 있다. 이 레벨의 체온상승은 그 정도나 환경조건 하에서 약 $4 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ 의 전신 SAR에 약 30분간 노출 한 경우에 나타난다. 따라서 직업적 노출에 대한 적절한 보호를 위해서, $0.4 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ 의 전신평균 SAR가 기본한계로 하여 선택되었다. 대중 노출에 대해서는 이것의 5배 안전계수를 수용하여 $0.08 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ 의 전신평균 SAR를 기본한계로 하였다. 대중의 기본한계를 낮추는 것은 대중의 연령구성, 건강상태는 노동자와는 다분히 다르다는 사실을 고려해야 한다. 저주파에서 과도전류의 건강영향에 관한 데이터는 거의 존재하지 않는다. 따라서 ICNIRP는 과도적 또는 아주 짧은 peak를 가진 전자기장에 의해서 유도된 전류밀도에 대한 기본한계는 시평균값이 아니라 순시값이 되어야 한다고 권고하고 있다.

제3절 기준레벨

수학적 모델과 특정주파수에서 실험적 결과의 외삽법에 의해 기본적인계로부터 기준레벨이 얻어진다. 이러한 수치는 노출된 사람과 전자계와 결합이 최대로 되는 조건에 대해 얻어진 것으로서, 최대한의 보호가 된다. 국소 노출에 대한 기본적인계를 만족하는 것이 중요한 전제조건이 된다. 저주파 전자계에 대해서는 기본적인계로부터 전자계의 강도를 도출하기 위한 계산 및 측정방법이 개발되었다. 이제까지 사용되어왔던 계산법은 도전율과 평균 분포와 이방성 계산에 중요한 생체조직의 용인을 고려하지 않았다. 기준레벨은 생물학적 영향에 관계하는 데이터 및 전자계의 결합에서 보여지는 것과 같은 모양의 주파수 존재성을 가진다. 자계에 노출한 모델 계산에서는 인체의 도전율을 균등한 등방성으로 가정하고 단순한 원형도 유도전류 loop model을 적용하여 Faraday유도법칙으로부터 도출한 아래의 방법으로부터 여러 가지 몸의 일부나 머리 등 신체 각 부위 유도전류를 측정한다.

$$J = \pi R f \sigma B \quad (4-1)$$

여기서 B는 자속밀도, R은 유도전류 loop의 서명이다. 비교적 복잡한 모델로서는 타원체 모델을 이용해 몸통 혹은 전체를 나나내고 신체표면의 유도전류밀도를 측정한다. 간단히 하기 위해서 균등한 도전율 0.2 S m^{-1} 을 가정하면, 50 Hz, $100 \mu\text{T}$ 의 자속 밀도는 인체의 미소부분에 $0.2 \sim 2 \text{ mA m}^{-2}$ 의 전류밀도를 발생시킨다(CRP 1997). 그 외의 해석(NAS 1996)에 의하면 60 Hz, $100 \mu\text{T}$ 의 노출 레벨에서 평균전류밀도는 0.28 mA m^{-2} , 최대전류밀도는 약 2 mA m^{-2} 가 된다. 해부학적, 전기적으로 정밀한 모델에 기초한 실질적인 계산 (Xi and Truchly 1994)에서는 60 Hz, $100 \mu\text{T}$ 의 자기장에서 최대전류 밀도가 2 mA m^{-2} 를 초과하였다. 그러나 생물에서는 세포존재가 유도전류 및 전기장의 공간분포에 영향을 주기 때문에, 유도전류의 크기(2배 이상) 및 전류분포는 예측된 해석과는 크게 다르게 된다(Strchly and Xi 1994).

전계 노출 모델 계산에서는 노출조건 및 신체의 크기, 형태, 위치에 따라서 표면 전하밀도가 크게 변화하며 그 결과 체내전류 분포는 변동하기 쉽게 되어 비 균일하게 되는 것을 고려해야 한다. 주파수가 약 100 MHz미만의 정현파 전계의 경우 체내 유도전류 밀도는 주파수와 더불어 증가한다. 유도전류 밀도 분포는 신체 단 면적에 반비례하고 목과 발목에 비교적 높다. 대

중에 대한 노출에 대해서 5 kV m^{-1} 의 노출레벨은 최악의 조건하에서 전계 벡터가 체측과 평행한 경우에 목과 발목의 유도전류 밀도가 약 2 mA/m^{-2} 이라는 것에 상당한다(ILO 1994; CRP 1997). 그러나 실제 최악의 노출조건하에 있어서도 5 kV/m^{-1} 에 의해 유도된 전류밀도는 기본 제한을 만족한다.

기본 제한이 만족되는가에 대해 검증할 때 전계 및 자계에 대한 기준레벨은 별개로 생각하게 되고, 가산적으로 생각해서는 안 된다. 왜냐하면, 보호 목적으로는 전계 및 자계에 의해 유도된 전류는 가산되지 않기 때문이다. 100 kHz까지의 주파수에서 직업적으로 노출 받는 예로 도전된 도체와 접촉에 따른 간접적 유해영향을 배제한 상태에서는 전계의 기준레벨은 2배로 하는 것이 가능하다. 10 MHz이상의 주파수의 전계 및 자계 강도의 기준레벨은 계산 및 실험데이터를 이용하여 전신 SAR의 기본한계로부터 얻어진다. 최악의 경우, 에너지 결합이 최대가 되는 것은 20 MHz에서 수 100 MHz 범위에 걸쳐있다. 이 주파수 범위에서의 참고레벨은 최소값을 갖는다. 자계강도는 원방계에서의 E와 H의 관계($E/H = 377 \text{ ohms}$)를 사용하고 전기장의 강도로부터 산출되었다. 근접계의 경우에 SAR의 주파수 특성곡선은 타당하지 않으며, 전계성분과 자계성분의 기여도가 각각 고려되어야한다. 안전을 고려하여 신중하게 고려한 경우에는 전자계의 노출레벨을 근접계 평가에 이용하는 것이 가능하다. (전계 또는 자계와의 에너지 결합이 SAR의 기본한계를 초과하는 것은 허용되지 않으므로)신중히 평가하지 않는 경우에는 전신평균 및 국소 SAR의 기본한계를 사용한다. 대중노출에 대한 기준레벨은 각각의 주파수 범위에 대해서 안전계수를 이용하고 직업적 노출에 대한 기준레벨로부터 결정된다. 이러한 안전계수는 각각의 주파수 범위에 대한 고유의 적절한 영향을 기초로 하고 있다. 일반적으로 안전계수는 전체 주파수 범위에 걸쳐 기본한계 물리량과 수학적 관계에 해당하는 것이다.

- 1 kHz의 주파수 범위에서 전계에 대한 대중의 노출 기준 레벨은 직업적 노출에 대한 값의 1/2이다. 직업적 노출 기준레벨에서 50 Hz에대한 10 kV/m 및 60 Hz 에 대해 8.3 kV/m의 값이다. 모든 상태에 대한 접촉전류의 자극을 억제하기에 충분히 커다란 안전 margin을 포함한다. 대중노출의 기준레벨은 노출된 사람의 90% 이상에 유해한 간접적 영향을 방지하기 위해 이 값의 1/2이 선택되었다. 50 Hz경우에는 5 kV/m, 60 Hz경우에는 4.2

kV/m이다.

- 100 kHz까지의 주파수 범위에서 자계에 대한 일반대중 노출 기준 레벨은 직업적 노출에 대한 값의 1/5로 설정되었다.
- 100 kHz-10 MHz 주파수 범위에 대해서 자계에 대한 일반대중의 노출기준 레벨은 1988년 IRPA 권고안에 나와있는 한계치에 비해서 높아졌다. 1988년 IRPA 권고안에서는 자계강도 참고레벨은 원방계에서 전계와 자계의 관계식을 사용하여 전계강도 참고레벨로부터 산정하였다. 10 MHz이하의 주파수에서는 감전, 열 손상 또는 체표면 전하의 영향의 위험을 규제하고 전계에 대해 직업적 노출이 제한되었지만 자계는 이들 위험에 거의 포함되지 않았다.
- 10 MHz-10 GHz의 주파수 범위에 대해서는 전계 및 자계에 대한 일반대중 노출에 대한 참고레벨이 직업적 노출에 대한 값의 1/2.2가 된다. 대중 노출의 기본한계는 직업적 노출의 5배나 되는 안전계수를 가지고 있다. 즉, 5평방근인 2.2를 사용했다. 물리량이 전자는 계의 강도 후자는 전력 밀도로써 평방근이 사용되었다.
- 10-300 GHz의 주파수 범위에 대해서 일반대중 노출의 기준 레벨은 기본제한과 같은 모양으로 전력밀도에 따라 정의되고 그 값은 직업적 노출값의 1/5이다.
- 생물학적 영향과 펄스 전자계 피크치와의 관계에 관한 정보는 거의 없지만, 10 MHz를 초과하는 주파수인 경우 펄스 폭의 시간 평균한 S_{eq} 가 기준레벨의 1000배를 초과하지 않는다. 0.3 GHz에서 수 GHz사이의 주파수에서 동부에 노출된 경우 이 제한에 따라서 열팽창에 의한 청각효과를 제한하기 위해서는 펄스의 비흡수량을 제한해야만 한다. 이 주파수범위에서 30 μ s의 펄스폭의 경우 이 영향에 대한 임계치 SA 4-16 mJ/kg은 뇌에서의 SAR피크치 4-16 mJ/kg에 해당한다. 그림 1, 2에서 100 kHz-10 MHz이 주파수 범위의 전계 자계 강도 피크치는 100 kHz에서 1.5배, 10 MHz에서 32배가 되도록 내삽해서 구하였다.
- 직업적으로 노출을 받는 것과 대중노출의 기준 레벨에서는 주파수 범위의 분할점에 차이가 있다. 이것은 직업적 노출과 대중 노출에서의 주파수 존재성을 같이하며, 주파수에 따라서 다른 안전 계수를 이용하여 대중의 노출참고레벨을 얻었다.

제4절 접촉전류 및 유도전류의 기준레벨

FM 무선통신 주파수대를 포함하여 110 MHz미만의 주파수에 대해 접촉전류에 대한 기준레벨에서 이 레벨을 초과하는 경우에는 감전과 열에 의한 화상을 피하기 위한 주의가 제기되어야한다. 접촉에 대한 기준레벨을 표 8에 나타내었다. 접촉전류에 의해 생물학적 반응의 임계치는 아이들과 성인여성의 경우 성인남성의 각각 1/2 및 2/3 이며, 접촉전류에 대한 대중의 노출기준 레벨은 직업적 노출값의 1/2로 설정되었다. 10-110 MHz주파수 범위에 대해서 손과 발의 유도전류에 관한 참고레벨이 설정되었다. 이것들은 국소 SAR의 기본한계 미만이다.

제5절 복수 주파수의 전계로의 동시노출

다른 주파수의 전자계에 동시에 노출을 받은 상태에 대해 이 영향을 생각하기 앞서 각 노출은 가산적이 되는지 여부를 결정하는 것이 중요하다. 가산성은 열 적 영향과 전기적 자극 등 각각에 나누어서 조사되고, 아래의 기본한계를 만족하여야한다. 아래의 식은 실제 노출상태에서 관련한 복수 주파수에 적용 가능하다.

10 MHz까지 주파수가 관련하는 전기자극에 대해 유도전류 밀도는 다음 식과 같이 가산되어진다.

$$\sum_{i=1\text{Hz}}^{10\text{MHz}} \frac{J_i}{J_{L,i}} \leq 1 \quad (4-2)$$

100 kHz를 초과하는 주파수의 열적영향에 대해 SAR 및 전력밀도는 다음 식에 의해 더해진다.

$$\sum_{i=100\text{kHz}}^{10\text{GHz}} \frac{\text{SAR}_i}{\text{SAR}_L} + \sum_{i>10\text{GHz}}^{300\text{GHz}} \frac{S_i}{S_L} \leq 1 \quad (4-3)$$

여기에서,

J_i : 주파수 i 에서 유도된 전류밀도
 $J_{L,i}$: 주파수 i 에서 유도된 전류 밀도 제

한

SAR_i : 주파수 i 에서 노출에 의해 발생된 SAR

SAR_L : SAR 한계

S_L : 전력밀도 한계

S_i : 주파수 i 에서의 전력 밀도

이 기본 제한을 실제로 사용하기 위해 전계와 자계 강도에 대한 참고레벨은, 아래의 판단기준에 적합해야한다. 10 MHz까지 주파수가 관련하는 유도전류 밀도 및 전기자극 영향에 대한 전계, 자계 강도는 다음 2가지 요건에 적합해야 한다.

$$\sum_{i=1\text{Hz}}^{1\text{MHz}} \frac{E_i}{E_{L,i}} + \sum_{i>1\text{MHz}}^{10\text{MHz}} \frac{E_i}{a} \leq 1 \quad (4-4)$$

와

$$\sum_{j=1\text{Hz}}^{65\text{kHz}} \frac{H_j}{H_{L,j}} + \sum_{j>65\text{kHz}}^{10\text{MHz}} \frac{H_j}{b} \leq 1 \quad (4-5)$$

여기서,

E_i : 주파수 i 에서의 전장 세기

$E_{L,i}$: 전장 기준 레벨

H_j : 주파수 j 에서의 자계 세기

$H_{L,j}$: 자계 기준 레벨

a : 점유 노출에 대해서는 610 Vm^{-1} , 일반 공개 노출에 대해서는 87 Vm^{-1} 의 값을 갖는다.

b : 점유 노출에 대해서는 $24.4 \text{ Am}^{-1}(30.7 \mu\text{T})$, 일반 공개 노출에 대해서는 $5 \text{ Am}^{-1}(6.25 \mu\text{T})$ 의 값을 갖는다.

정수 a , b 는 전계에 대해서는 1 MHz이상, 자계에 대해서는 65 kHz이상 일 때 이용된다. 여기에서 더해지는 것은 전류밀도에 기초하여 열적영향을

포함하지 말아야한다. 1 MHz이상에서 $E_{L,i}$ 및 65 kHz이상에서의 $H_{L,i}$ 을 이용하면 열적영향이 혼합되게된다. 100 kHz를 초과하는 주파수가 관련하는 열적영향에 대한 전계와 자계의 강도는 요건에 적합해야한다.

$$\sum_{i=100kHz}^{1MHz} \left(\frac{E_i}{c}\right)^2 + \sum_{i>1MHz}^{300GHz} \left(\frac{E_i}{E_{L,i}}\right)^2 \leq 1 \quad (4-6)$$

와

$$\sum_{j=10kHz}^{1MHz} \left(\frac{H_j}{d}\right)^2 + \sum_{j>1MHz}^{300GHz} \left(\frac{H_j}{H_{L,j}}\right)^2 \leq 1 \quad (4-7)$$

여기서,

E_i : 주파수 i에서의 전장 세기

$E_{L,i}$: 전장 기준레벨

H_j : 주파수 j에서의 자계 세기

$H_{L,j}$: 자계 기준레벨

c : 점유노출에 대해서는 $610/fV\text{m}^{-1}$ (MHz의 f), 일반 공개노출에 대해서는 $87/f^{1/2}V\text{m}^{-1}$ 값을 갖는다.

d : 점유노출에 대해서는 $1.6/f\text{Am}^{-1}$ (MHz의 f), 일반 공개노출에 대해서는 $0.73/f$ 값을 갖는다.

손과 발에 유도되는 전류 및 접촉 전류는 각각 다음의 두 가지 조건이 적용된다.

$$\sum_{k=10MHz}^{110MHz} \frac{I_k}{I_{L,k}} \leq 1 \quad \sum_{n=100MHz}^{110MHz} \frac{I_n}{I_{C,n}} \leq 1 \quad (4-8)$$

여기서,

I_k : 주파수 k에서의 limb전류

$I_{L,k}$: limb 전류의 관련레벨

I_n : 주파수 n에서의 접촉 전류 성분

$I_{C,n}$: 주파수 n 에서의 접촉 전류 기준레벨

위의 가산식은 복수의 발생원으로부터 전자계에 대한 최악의 조건을 가정하고 있다. 그 결과, 대표적인 노출상태에서는 위에서 서술한식에 따라서 노출 레벨보다 엄하지 않지만 실제로 필요할 수도 있다.

제 V 장 전자기장 인체 노출 허용치 해석 방법

제1절 개요

전자기장 인체 노출에 대한 일반인의 관심으로 인해 몇몇 국제 및 국가 기구들은 유해한 영향을 바탕으로 허용치를 제안하게 되었다. 저주파 및 중간 주파수(최고 100 kHz까지)에서는 허용치를 기본 한계라 부르는데 신체에서의 유도 전류로 표시된다. 또한 고주파(100 kHz 이상)에서는 노출 허용치를 일반적으로 전자파흡수율(Specific Absorption Rate : SAR)로 나타내어진다. 이러한 허용치는 안전 계수를 포함하며 생물학적 및 의학적 실험을 바탕으로 한다. 이 유도 전류들은 직접 측정할 수 없고 단순화된 허용치를 제안한다. 이러한 단순 허용치는 전기장과 자기장으로 표시되며 외부 전자기장과 인체간의 결합에 대한 모델을 바탕으로 분석한다. 다만 3D 전자기 컴퓨터 사용 코드를 이용하는 매우 정교한 모델들은 수많은 과학 간행물로 나와있다. 그럼에도 불구하고 이러한 모델들의 복잡함과 생체 조직의 국부적 전기 특성에 관한 정확한 데이터의 부족으로 정교한 모델들에 대해서는 여전히 과학적 조사가 필요하다.

1. 생물학적 기본 한계 및 기준 레벨

가. 기본 한계

전자기장의 기본 한계를 명시하기 위해 주파수에 따라 다음과 같은 물리적 양(조사량 측정/노출 측정량)이 사용된다. 심장 혈관과 중추 신경계에 미치는 영향을 막기 위해 정자기장(0 Hz)에 대해서는 자속 밀도와 최고 1 Hz 까지 시변 전자기장에 대해서는 전류 밀도에 대해 기본 한계가 규정된다. 신경 시스템 기능에 미치는 영향을 막기 위해 1 Hz ~ 10 MHz에서 전류 밀도에 대한 기본 한계가 규정되어있고 전신 열 스트레스와 과도한 국부 조직 가열을 막기 위해 10 kHz ~ 10 GHz에서 SAR의 기본 한계가 규정되어있다. 또한 100 kHz ~ 10 MHz에서는 전류 밀도와 SAR에 대한 두 가지 모두

의 기본한계가 규정되어있다. 표 5-1에 나타낸 기본 한계는 객체의 민감성, 환경 조건, 그리고 일반인의 연령과 건강 상태의 다양성에 근거하여 불확실성을 고려하였다.

표 5-1. 0 Hz - 300 GHz에서 전자기장에 대한 기본 한계

주파수범위	자속 밀도 (mT)	전류 밀도 (mA/m ²) (rms)	전신 평균 SAR (W/kg)	국부 SAR (머리와몸통) (W/kg)	국부 SAR (수족) (W/kg)	전력 밀도 S(W/m ²)
0Hz	40	—	—	—	—	—
0~1Hz	—	8/f	—	—	—	—
1~4Hz	—	8/f	—	—	—	—
4~1000Hz	—	2	—	—	—	—
1000Hz~100kHz	—	f/500	—	—	—	—
100kHz~10MHz	—	f/500	0.08	2	4	—
10MHz~10GHz	—	—	0.08	2	4	—
10~300GHz	—	—	—	—	—	10

1. f는 주파수이다.
2. 전류 밀도의 기본 한계는 심장과 몸통의 중추 신경 시스템에 대한 노출 영향 발생을 막기 위한 것이며 안전 계수를 포함하고 있다.
3. 신체 비균일성 전기로 인해 전류 밀도는 전류 방향과 직각인 횡단면 1 cm² 에서 평균되어야 한다.
4. 100 kHz까지의 주파수에 대해서는 rms 값에 $\sqrt{2}$ 을 곱해서 척두 전류 밀도 값을 얻을 수 있다. 또한 지속 시간 펄스 t_p 에 대해서는 기본 한계를 적용하기 위한 등가 주파수는 f

= $1/(2t_p)$ 로 계산해야 한다.

5. 최고 100 kHz의 주파수와 펄스 자기장에 대해서는 펄스와 관련된 최대 전류 밀도는 상승/하강 시간과 자속 밀도의 최대 변화율로부터 계산할 수 있고 유도 전류 밀도는 해당 기본 한계와 비교될 수 있다.
6. 모든 SAR 값의 평균시간은 6분이다.
7. 국부 SAR 평균 질량은 10g이다.(그렇게 해서 얻어진 최대 SAR은 노출측정을 위해 사용되는 값이다.)
8. 펄스 지속 시간 t_p 의 경우, 기본 한계에서 적용될 해당 주파수는 $f = 1/2 t_p$ 로 계산되어야 한다. 또한, 주파수 범위 0.3 ~ 10 GHz에서의 펄스 노출의 경우와 국부적 두부 노출의 경우, 열팽창이 일으키는 청각 영향을 제한하고 피하기 위하여 추가적인 기본 한계를 두는 것이 바람직하며 이것은 10g SAR의 조직상에서 평균값이 $2\text{mJ} \cdot \text{kg}^{-1}$ 을 초과할 수 없다.

나. 기준 레벨

기준 레벨은 측정량과 비교를 위해 제공된다. 모든 권고된 기준 레벨은 기본 한계를 만족해야한다. 측정값이 기준 레벨보다 크다고 해서 그것이 반드시 기본 한계를 초과했다는 것은 아니며 이런 경우 노출 레벨이 기본 한계 미만인지 여부에 대한 평가가 이루어져야 한다. 노출 제한을 위한 기준 레벨은 노출된 객체와 전자기장의 최대 결합 조건을 위한 기본 한계로부터 획득되며 최대 보호를 제공한다. 표 5-2는 기준 레벨을 요약하고 있다. 기준 레벨은 일반적으로 노출된 객체의 인체를 공간적으로 평균한 값이지만 노출에 대한 국부적 기본 한계는 초과되어서는 안 된다. 휴대용 전화와 인체 두부와 같이 노출이 매우 국부적인 상황에서는 기준 레벨 사용이 부적절하며 그런 경우에는 국부 기본 한계로 직접 평가되어야 한다.

(1) 전자기장 레벨

생물학적 영향과 펄스 전자기장의 침투값 관계에 대한 정보는 없지만, 10 MHz를 초과하는 주파수의 경우, 펄스 폭 상에 평균된 것으로서 S_{eq} 는

기준 레벨을 1000배 이상 초과해서는 안 되고, 전자기장 강도는 그 기준 레벨의 32배를 초과해서는 안 된다는 것이 암시되어 있다. 약 0.3 GHz와 몇 GHz 사이의 주파수에서 두부의 국부 노출의 경우, 열팽창이 일으키는 청각적 영향을 제한하거나 피하기 위하여 펄스의 비흡수율을 제한해야 한다. 이 주파수 범위에서 영향을 나타내는 값인 4 ~ 16 mJ/kg의 임계 SAR는 30 μ s 펄스 동안 뇌에 130 ~ 520 W/kg의 SAR 값에 해당된다. 100 kHz ~ 10 MHz 사이의 전자기장 강도의 침투값은 100 kHz의 침투치의 1.5배에서 10 MHz의 침투치의 32배 사이에서 내삽법으로 얻을 수 있다.

표 5-2. 전자기장의 기준 레벨(0 Hz ~ 300GHz, 비섭동 rms값)

주파수 범위	전기장 강도 (V/m)	자기장 강도 (A/m)	자속 밀도 (μ T)	등가 평면파 전력 밀도 $S_{eq}(W/m^2)$
0~1Hz	—	3.2×10^4	4×10^4	—
1~8Hz	10,000	$3.2 \times 10^4/f^2$	$4 \times 10^4/f^2$	—
8~25Hz	10,000	4,000/f	5,000/f	—
0.025~0.8kHz	250/f	4/f	5/f	—
0.8~3kHz	250/f	5	6.25	—
3~150kHz	87	5	6.25	—
0.15~1MHz	87	0.73/f	0.92/f	—
1~10MHz	$87/f^{1/2}$	0.73/f	0.92/f	—
10~400MHz	28	0.073	0.092	2
400~2000MHz	$1.375f^{1/2}$	$0.0037f^{1/2}$	$0.0046f^{1/2}$	$f/200$
2~300GHz	61	0.16	0.20	10

1. f는 주파수 범위이다.
2. 100 kHz ~ 10GHz 주파수의 경우, S_{eq} , E2, H2, B2의 평균시간은 6 이다.
3. 10 GHz를 넘는 주파수의 경우, S_{eq} , E2, H2, B2는 $68/f^{1.05}$ 분 기간에 걸쳐 평균된다.(f는 GHz)

4. 전기장 값은 주파수 1 Hz 미만에 대해서는 제공되지 않는다. 이것은 실제 정전기장이기 때문이다. 표면 전하의 자극 감지는 대부분의 사람에게 있어 25 kV/m 미만의 전자기장 강도에서는 일어나지 않을 것이다. 스트레스나 짜증을 일으키는 스파크 방전은 피해야 할 것이며 침투값의 경우, 다음 기준 레벨은 전기장 강도(V/m), 자기장 강도(A/m)와 자속밀도(μ T)로 적용된다.
5. 100 kHz까지의 주파수의 경우, 침투 기준 레벨은 해당 rms값에 $\sqrt{2}$ 을 곱하면 얻을 수 있다. 펄스 지속시간 t_p 의 경우, 적용할 등가 주파수는 $f = 1/(2 t_p)$ 로 계산되어야 한다.
6. 100 kHz ~ 10 MHz 주파수의 경우, $\square = (0.665 \log(f/105) + 0.176)$ 이고 f 가 kHz인 경우, rms값에 10^\square 을 곱하여 침투 기준 값을 얻을 수 있다.
7. 10 MHz 내지 300 GHz 주파수의 경우, 침투 기준 값은 해당 rms 값에 32를 곱하여 얻어진다.

제2절 전자기장과 인체 노출

모든 전기 장치의 운용시 방출되는 모든 전자기장은 전기장과 자기장으로 구성된다. 이것은 주파수나 파장으로 특정되어지고, 파장은 $\lambda = c/f$ 이다. 전자기장에 대한 노출은 근거리장 노출로 정의되며, 이 조건에서 전기장과 자기장은 독립적으로 분리되어 연구될 수 있다. 실제로, 이것은 30 MHz 미만의 주파수에서 타당하다.

1. 전기장

전기가 흐르는 도체(즉 전압 하에서)는 교류 전기장을 발생시킨다. 가전 제품이나 기기에 매우 인접한 곳에서의 전기장 강도가 100 V/m 정도로 측정된다. 전선 등의 고전압 기기 인근에서는 더 높은 전기장 강도가 측정된다. 전자기장은 도전성 객체(생체 포함) 내에서 전하의 변이를 일으키게하고 교번하면서 객체 내에 유도 교류 전류를 발생시킨다. 유도 교류 전류는 아래의 경우에서 영향을 받는다.

- 도전성 객체의 형태와 크기
- 접촉되지 않은 인가된 전자기장의 크기(즉, 도전성 객체가 없을 때 측정될 수 있는 전자기장)
- 주파수

2. 자기장

도체를 통해 흐르는 전류는 자기장을 발생시킨다. 대부분 전기 장치에서 발생하는 자기장은 반드시 전기 소비와 직접 연결되는 것은 아니다. 예를 들어 작은 전기 엔진과 변압기가 주요 자기장 소스인 가전 제품에서 교번 자기장은 도체에 전류를 발생시키는 힘을 가지고 있다. 이를 와류 전류라 하고 이 영향은 인체의 전기 도전성과 관련지을 수 있다. 이러한 다양한 주파수를 갖는 자기장은 이러한 영향으로 인해 인체 내에 전류가 유도될 수 있다는 것을 의미한다.

다음 세 가지로 복사 자기장 감소를 구별할 수 있다.

- 한 개의 단일 도체(예를 들면, 철도 고가 전력 공급 장치); 자기장은 $1/d$ 로 감소하고 이때 d 는 전기가 흐르는 도체까지의 거리이다(암페어의 법칙).
- 평형 전류 시스템에 의해 전기가 흐르는 병렬 도체 시스템(예를 들면, 전기 전송망: 자기장은 $1/d^2$ 로 감소한다. 이때 d 는 전기가 흐르는 도체까지의 거리이다.). 이와 같은 법칙은 d 가 서로 다른 도체들 간의 거리에 비해 클 때 유효하다.
- 국부화된 소스(예를 들면, 전기 가전 제품)은 자기 다이폴로 간주될 수 있다(자기장은 $1/d^3$ 으로 감소한다.). 이때 d 는 전기가 흐르는 도체까지의 거리이다. 앞서와 같이 법칙은 d 가 소스 자체의 크기에 비해 클 때에만 적용된다.

제3절 해석적 모델

1. 개요

이 모델들은 수치 계산을 확인하기 위해 사용될 수 있다. 일반적으로 이 모델들을 유도 전류와 외부 전자기장 간의 관계를 해석하는데 사용하는 것은 다음과 같은 몇 가지 이유로 비판을 받고 있다.

- 표면 전류에 의해 인체에 유도되는 전류의 등가 표면 대체물의 개념. (현실의 3차원 현상(3D)이 1차원 관계(1D)에 의해 간략화된다.)
- 유도 전류와 외부 전자기장 간의 관계는 전기 도전율과 평균 반경 값에 직접 좌우된다.
- 소스가 코일과 자기장을 포함하고 있을 때 또는 전류가 도체에서 유도될 때, 자기장의 실제 분포는 간단하게 계산할 수 없다.

예를 들어 유도 가열 시스템에서 자기장은 사실상 전자기장(코일에 의해 생성되는)과 리액티브 전자기장(조각형태의 유도전류에 의해 생성되는)의 중첩이다. 그러나 전자기장의 특성을 고려한 단순 모델은 상수 전자기장(constant fields)을 고려하는 것이 낫다.

2. 전자기 현상에 대한 단순화된 접근법

고전적 법칙은 전자기 현상의 세기를 조절하는 중요한 파라미터를 보여준다. 길이가 dl 이며, 전류 I 가 흐르는 직선형 전선은 공기 중에서 다음과 같이 선속 밀도 B 와 자기장 H 를 생성한다 (Biot- Savart 법칙).

$$B = \frac{\mu_0}{4 \cdot \pi} \cdot \frac{I \cdot dl^r}{r^3} \quad (5-1)$$

$$H = \frac{B}{\mu_0} \quad (5-2)$$

(r = 요소 dl 과 B 의 계산 지점 간의 거리)

이 기본적 법칙은 B와 H 가 공기 중에서 I 에 직접 비례한다는 것을 보여준다. 간단한 코일에 의해 생성되는 전자기장은 분석적으로 계산된다(예: 무한히 긴 전선, 원형 회전, 솔레노이드). 따라서, B와 H 는 유도자 유형에 따라, 거리에 따라 급격히 감소한다($1/r$, $1/r^2$ 또는 $1/r^3$ 보다 일반적으로 암페어의 법칙이 사용된다면 다음이 된다.).

$$\oint_c H \cdot dl = n \cdot I \quad (5-3)$$

B, H 는 유도자와 유도자의 회전수(n), 그리고 이 회전을 횡단하는 전류 I 에 달려 있다.

자속은 유도로부터 다음에 의해 정의된다.

$$\Phi = \int B \cdot ds \quad (5-4)$$

재료에 따라 약간의 도전율은 있으나 그 재료에서 기전력 (e.m.f.) V 는 시간에 따라 변화하는 자속 Φ 에 의해 유도된다(Lenz의 법칙).

$$V = - \frac{d\Phi}{dt} \quad (5-5)$$

코일의 전력 공급이 정현파라면 전자기장의 rms 값은 다음의 형태로 표시할 수 있다.

$$V_{eff} = \omega \cdot \Phi \quad (5-6)$$

여기서 $\omega = 2 \cdot \pi \cdot f$ (주파수)

이 전자기장은 재료에서 와류 전류 I_i 를 유도하는데 그 분포는 전류 밀도 J에 의해 표현된다.

$$I_i = \int J \cdot ds \quad (5-7)$$

유도자 가까이에 놓인 객체의 유도 전류의 세기 I_i 는 이 전자기장에 직접적으로 관련되어지므로 주파수 f, 회전 수 n, 유도자의 전류 I의 강도, 거리 등과 연관이 있다. 또한, 거리에 따른 매우 급격한 자기장의 감소 역시 이 현상에 중요하며 그들이 장치 근처의 인체에 미치는 영향을 확인할 수 있다.

3. ICNIRP 해석적 모델

이 모델들은 외부 전자기장(균일, 단일 주파수)과 인체(균일한 도준율을 갖는 디스크로 모델)간의 결합이라는 가장 단순한 가설을 바탕으로 하고 있다. 이러한 단순한 모델링의 목표는 특정 기준 레벨의 유도 전류와 관련하여 외부 전자기장의 대략적인 값을 산출하는 단순한 방법을 제안한다.

가. 전기장 모델

저주파 및 중간 주파수에서 인체의 유도 전류와 전자기장 간의 관계는 다음과 같다.

$$J = K.f.E \quad (5-8)$$

여기서

- f 는 주파수
- E 는 전자기장의 값
- K 는 계수이다. K 는 기관의 유도전류 밀도에 따라 다르다.

(1) 상수 K 의 값

상수 K 값은 전자기장에 의해 생성되는 유도 전류는 주파수에 따라 달라진다.

*저주파의 경우, 몇 Hz 내지 1 kHz

- 심장 영역에서 안전 계수를 포함한 K 의 값은 5×10^{-9} As/Vm이다.
- 몸통의 경우 다른 안전 마진을 고려하여 $K = 6.7 \times 10^{-9}$ 이다.

*최고 1 kHz까지의 주파수의 경우

- 중간 주파수의 전자기장 분포의 불확실성으로 인해 $K = 10 \times 10^{-9}$

나. 자기장 모델

자기장의 경우, 계산은 노출되는 인체 또는 인체의 국부가 도전을 σ 인 상수 자기장에 수직인 반경 R 을 원형 섹션이라고 가정한다. 반경 r 에서 유도 전류는 다음으로 계산한다.

$$J(r) = \frac{\gamma \cdot \sigma}{2} \cdot \frac{dB}{dt} \quad (5-9)$$

B 는 자속 밀도이다. 단일 주파수 자기장을 고려할 때에는 다음이 된다.

$$J(r) = (\mu_0 \cdot \sigma \cdot \pi \cdot \gamma \cdot f) \cdot H \quad (5-10)$$

그림 5-1과 5-2에 나타낸 바와 같이 유도 전류는 디스크의 중앙 축을 중심으로 한 회전 대칭으로 디스크 내부에 분포된다. 유도 전류의 값은 중앙에서 최소이며(공식적으로는 0), 디스크의 가장 자리에서 최대이다.

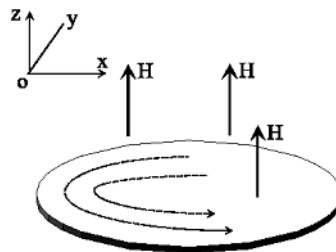


그림 5-1. 상수 자기장인 디스크

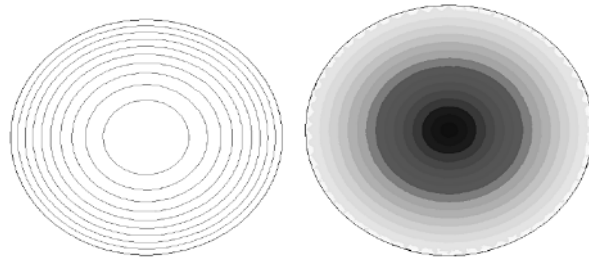


그림 5-2. 디스크 전류 밀도 선과 J의 분포

(2) 수치 적용

아래에는 실제 크기를 산출하기 위해 신체에서의 유도 전류 계산을 위한 전형적인 파라미터의 표준 값을 제안하였다.

- f , 주파수 = 50 Hz
- H , 자기장(균일) = 1 A/m
- R , 디스크의 반경 = 0.1 m
- σ , 도전율(균일) = 0.4 S/m(등가 심장 도전율)

수식 $J(r) = (\mu_0 \cdot \sigma \cdot \pi \cdot \gamma \cdot f) \cdot H$ 의 값을 이용하면 디스크의 가장자리에서는 $J_{\max} = 0.789 \cdot 10^{-5} \text{ A/m}^2$ (해석적 계산)이 된다. 디스크에서의 현상을 설명하기 위해 수치 계산의 결과를 아래 그림에 나타내었다(그림 5-2와 5-4). 이 계산 결과는 디스크의 가장 자리에서 다음의 값을 갖는다.

$$J_{\max} = 0.781 \cdot 10^{-5} \text{ A/m}^2 \text{ (수치 계산)} \quad (5-11)$$

J_{\max} 두 값 (해석적 계산 및 수치 계산)은 수치 모델의 메칭 효과(meshing effect)을 고려할 때 등가라고 간주한다. 따라서 해석적 접근법 및 수치 접근법은 단순한 사례에서 유사한 결과를 낸다. 유도 전류 밀도의 재분할은 디스크의 직경에서 계산된 지점의 1차 함수이다.

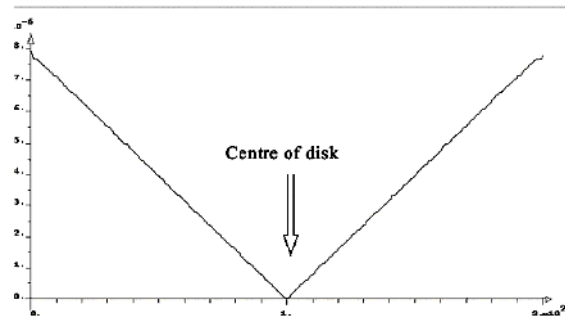


그림 5-3. $J = f[r]$: 디스크 직경에서 계산된 유도 전류 밀도의 spot 분포

($H = \text{Cte}$), 가장 자리에서 $J_{\max} = 0.781 \cdot 10^{-5} \text{ A/m}^2$

수치 메칭으로 인한 편향을 피하기 위해선 계산된 spot 값을 적분해야 한다. 이 수치 적분은 생물학적 요구에 대응되는 것이며 생물학자들은 생체 조직의 전기적 비균일성으로 인해 전류 밀도를 전류 방향에 직각인 1 cm^2 로 평균 하였다.

해석적 공식은 다음 식의 적분이다.

$$J_i(r) = 1 / \int_{r-1/2}^{r+1/2} (\mu_0 \cdot \sigma \cdot \pi \cdot \gamma \cdot f \cdot a) \cdot H \cdot da \quad (5-12)$$

여기서 rm 은 적분 구간으로 1 cm 와 같다.

이전에 정의된 수치값을 이용하여, 위 식의 해석적 해는 다음과 같다

$$J_{i_{\max}} = 0.750 \cdot 10^{-5} \text{ A/m}^2 \quad (5-13)$$

수치 값과 매우 유사하다: $J_{i_{\max}} = 0.750 \cdot 10^{-5} \text{ A/m}^2$ 적분으로 인해 이 값은 spot 값보다 낮다. 또한, 적분된 유도 전류 밀도 분포는 동일한 특성을 가진 디스크의 직경에서 계산된 반경 위치의 1차 함수이다.

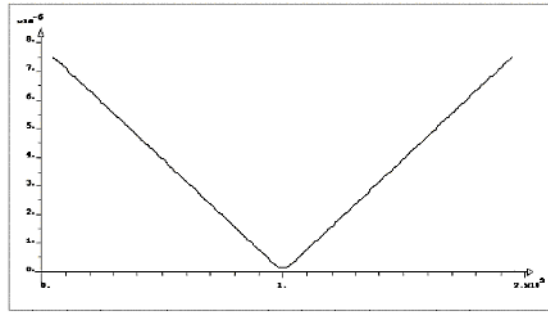


그림 5-4. $J_i = f[r]$: 디스크 직경에서 적분된 유도 전류 밀도의 적분 분포

$$(H = \text{Cte}) \quad J_{i_{\max}} = 0.750 \times 10^{-5} \text{ A/m}^2$$

제4절 수치 모델

1. 수치 모델에 대한 개요

장치와 인체의 전자기장 분포는 공간-시간 미분 방정식 시스템으로 결정된다. 이 거시적 수식들은 물리학의 모든 분야에서 사용되는 수치 방식으로 2D 또는 3D로 정확하게 계산될 수 있다. 주요 방법은 다음과 같다.

- 유한 요소법(FEM)
- 경계 적분 수식법(BIE 또는 BEM), 또는 모멘트법
- 유한차분법(FD)
- 임피던스법(IM)

이 방식들로부터 유도된 방식이 있다. 예를 들면 차분법의 경우 다음과 같이 세가지 방식이 있다.

- 시간 영역 유한 차분법 (FDTD),

- 주파수 의존 시간 영역 유한차분법((FD)²TD)
- 스칼라 전위 유한차분법(SFPD)

이러한 방식들은 전자기장 계산을 위한 산업계 및 대학교에서 확인되었고 이러한 패키지들은 코일의 전원 공급 방식뿐만 아니라 (교류 전류 또는 과도 전류) 재료의 실제 기하학적 구조와 물리적 특성을 고려함으로써 수식들을 정확하게 풀 수 있다. 수치 방법의 선택은 정당한 정확성(계산 효율성)과 많은 파라미터들에 의존하는 메모리 요건 등에 의해 영향을 받는다.

- 시뮬레이션된 전자기장 노출
- 인체 모델의 형태와 크기
- 인체 객체의 표현 레벨(voxel의 크기) 또는 메쉬의 정교함
- Maxwell의 관계식 중 일부를 무시하기 위한 주파수 범위(예를 들면: 저주파를 위한 변위 전류 항)
- 전기 공급 신호(사인 곡선, 정기적, 또는 과도)
- 분해능의 유형(2D 또는 3D)
- 수학적 공식
- 선형 또는 비선형 물리적 파라미터들(도전율)
- 수치적 방법의 성과
- CPU 시간계산(2D 분해능의 경우 몇 초에서부터 3D 분해능의 경우 몇 일 에 이르기까지 워크스테이션에 따라 크게 다르다. 모든 전자기 값들은 수치로 획득되며 서로 다른 형태로도 활용이 가능하다.)
- 자기장 H, 자속 밀도 B, 전기장 E, 전류 밀도 J 의 분포의 칼라 색상 선 및 곡선 표현, 현상을 집중적으로 가시화하는 가능한 hot 포인트를 나타냄
- H, B, E, J의 이산(punctual)값 또는 적분값
- 일반적인 크기값: 유효 전력

3D 전자기 컴퓨터 사용 코드를 이용하는 매우 정교한 모델들은 수많은 과학 간행물의 주제가 되었으나 모델들의 복잡성과 생체 조직의 국부적 전기 특성에 관한 정확한 데이터의 결여로 인해 이러한 정교한 모델들은 여전히

히 과학적 연구가 필요하다.

2. 2D 모델 - 개요

전자기 현상을 이해하고 신체 내 유도 전류에 관한 수치 정보를 신속하게 획득하기 위해 자기장 분포에 있는 단순 인체 객체(디스크)에 대해 2D 시뮬레이션을 수행할 수 있다. Maxwell의 관계식으로부터 시작하여(저주파 근사) 특정한 수학 공식 한 개를 얻을 수 있다.

$$\frac{1}{\sigma} \cdot \nabla^2 H_r - \mu_0 \cdot \frac{\partial H_r}{\partial t} = \mu_0 \cdot \frac{\partial H_{ex}}{\partial t} \quad (5-14)$$

H_r 은 다음으로 계산할 수 있으며 와류 전류로부터 유도된 유도 자기장이자다.

$$\vec{J} = \text{Curl}(\vec{H}_r) \quad (5-15)$$

H_{ex} 는 한 개의 유도자(전선, 코일)에 의해 생성되며 이것을 여기 자기장이라 한다. 첫 번째 식은 유한요소법으로 푸는 2D 이고(그림 5-5는 2차원 삼각형이 있는 디스크의 메쉬) 시뮬레이션을 위해 사용되는 패키지인 Fissure는 CEGELY(Electrical Engineering Department - Ecole Centrale de Lyon - France)가 개발하였으며 전자기 시스템을 디자인 하기 위해 10년전에 확인한 것이다(변압기, 모터, 유도 가열 시스템, 비파괴 시험을 위한 센서). 이것은 CAD의 기준인 Flux2d와 유사한 패키지이다. 패키지 Fissure는 구체적인 형식화로 인해 선호되어 왔다.

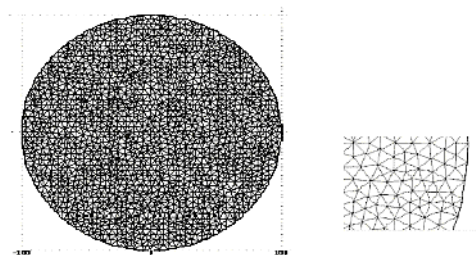


그림 5-5. 디스크의 유한 요소 메쉬(2차원 삼각형)

여기 전자기장 H_{ex} 는 단순 유도자의 분석적 관계식으로부터 계산된다(직접 계산 또는 수치 적분). X, Y, Z좌표들이 사용된다. H_{ex} 가 상수인 특별한 경우를 제외하고는 유도자 코일은 동일 면에 있다. Z축을 따라 있는 H_{ex} 의 한 가지 구성 요소만이 고려된다. 디스크의 유도 전류는 J_x, J_y 로 구성된다.

가. 전형적인 수치 결과

다음 제시한 것은 디스크에서 유도 전류에 대한 다른 수치 결과들이다.

- rms 전류 라인(예 그림 5-8): 이 라인들은 전류 밀도 벡터에 대해 접선이다.
- 유도 전류 분포(색상 표현: 예 그림 5-9)
- 도메인에서의 실제 권고안을 준수한 디스크의 직경에서 계산된 유도 전류의 국부적 및 통합적 분포(예 그림 5-9)

주: 전류 라인과 분포도는 동일하지 않다. 각 그림의 경우, 분포도는 최소 최대값으로부터 계산되어지고, 수치값들은 표 5-1과 비교할 수 있다

나. 단순 유도 시스템이 생성하는 자기장의 분석적 계산(1 선, 2 선, 한 개의 원형 코일)

(전자기장 값은 직각좌표(x, y, z)에서 계산된다)

(1) 한 개의 무한 도선

도선의 특성은 접합 부분이 없고 (0,0,0)에 중심을 두고 z-축 방향으로 지향한다. 한 지점(x,y)에서의 자기장 값(H_x 와 H_y)

$$H_x = \frac{-I}{2 \cdot \pi} \cdot \frac{y}{(x^2 + y^2)} \quad (5-16)$$

$$Hy = \frac{I}{2 \cdot \pi} \cdot \frac{x}{(x^2 + y^2)} \quad (5-17)$$

(2) 역 방향으로 동일한 전류를 가진 두 개의 무한 도선

무한 도선의 특성

- 접합 부분이 없고 (0,0,0)에 중심을 두고 z-축 방향으로 지향함
- 두 선 사이의 거리 = d (z 축 방향에서)

한 지점(x,y)에서의 자기장 값(Hx와 Hy)

$$Hx = \frac{-I}{2 \cdot \pi} \cdot \left[\frac{\frac{d}{2} - y}{\left(x^2 + \left(y - \frac{d}{2} \right)^2 \right)} + \frac{\frac{d}{2} + y}{\left(x^2 + \left(y + \frac{d}{2} \right)^2 \right)} \right] \quad (5-18)$$

$$Hy = \frac{-I}{2 \cdot \pi} \cdot \left[\frac{x}{\left(x^2 + \left(y - \frac{d}{2} \right)^2 \right)} - \frac{x}{\left(x^2 + \left(y + \frac{d}{2} \right)^2 \right)} \right] \quad (5-19)$$

(3) 원형 코일

코일 특성은 반경 a, XY-면에 배치됨, (0,0,0)에 중심을 둠, 내부 전류 I
한 지점(x,y,z)에서의 자기장 값(방사상 Hr과 수직 Hz)

$$k = \sqrt{\frac{4 \cdot a \cdot r}{(a+r)^2 + r^2}} \quad (5-20)$$

$$r = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (5-21)$$

$$K(k) = \int_0^{\pi/2} \frac{1}{\sqrt{(1-k^2 \cdot \sin^2 \theta)}} \cdot d\theta \quad (5-22)$$

$$E(k) = \int_0^{\pi/2} \sqrt{(1-k^2 \cdot \sin^2 \theta)} \cdot d\theta \quad (5-23)$$

일 때

$$Hr = \frac{I \cdot k \cdot z}{4\pi \cdot r \cdot \sqrt{a \cdot r}} \cdot \left(-K(k) + \frac{a^2 + r^2 + z^2}{(a-r)^2 + z^2} \cdot E(k) \right) \quad (5-24)$$

$$Hz = \frac{I \cdot k}{4\pi \cdot \sqrt{a \cdot r}} \cdot \left(-K(k) + \frac{a^2 - r^2 - z^2}{(a-r)^2 + z^2} \cdot E(k) \right) \quad (5-25)$$

여기서 K와 E 는 첫번째 및 두번째 차수의 타원 적분이다.

3. 2D 모델 - 자기장에서의 결과

도전성 디스크에서 교류 자기장 분포에 의한 유도 전류 시뮬레이션과 주파수 f에서의 자기장은 다음과 같은 단순 유도자 시스템에 의해 발생된다(그림 5-6).

- 모든 고찰되는 공간에서 일정하고 단일 지향성인 전자기장(예를 들면, 대형 솔레노이드 내의 전형적인 디스크의 경우)
- 한 개의 무한히 긴 선
- 평행 전류와 나란히 평행인 무한히 긴 선(예: 역 전류를 가진 2개의 도체)
- 한 개의 원형 코일

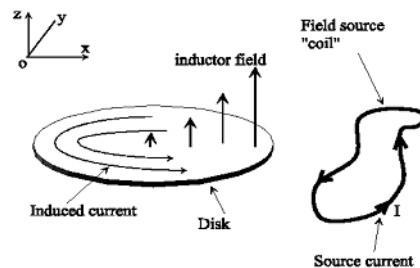


그림 5-6. 연구된 시스템

분석 모델과 비교를 용이하게 하기 위해 모든 수치 값은 동일하다.

- 디스크의 반경: $R = 100 \text{ mm}$, 도전율 $\sigma = 0.4 \text{ S/m}$

- 50 Hz 주파수의 교류 전류원
- 유도 자기장의 rms 값: 1 A/m
- 전자기장이 일정하다면, $H_{ex} = 1 \text{ A/m}$

전자기장의 거리와 함께 감소한다면 최대 자기장의 값은 소스에 보다 가까운 디스크 가장 자리에서 1 A/m로 표준화된다.

가. 무한히 긴 선이 생성하는 전자기장 내부의 디스크

y-축과 평행하게 XY-면에 있는 한 개의 무한히 긴 선은 거리 d 만큼 디스크에 가까이 있다(그림5-7). 50 Hz 주파수의 교류 전류가 전선을 통해 흐른다.

세 가지의 거리가 연구되었다: 110, 200 및 1000 mm

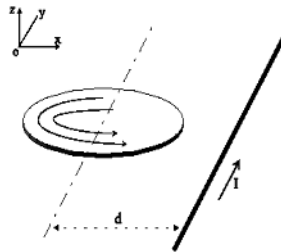


그림 5-7. 무한 도선에서 생성되는 자기장의 디스크

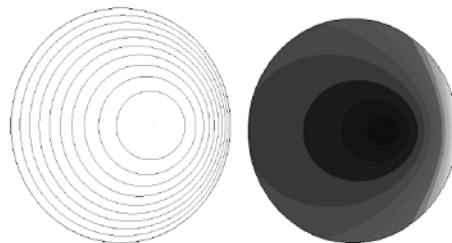


그림 5-8. 전류 밀도 라인과 디스크의 J의 분포(1 선, d =110mm)

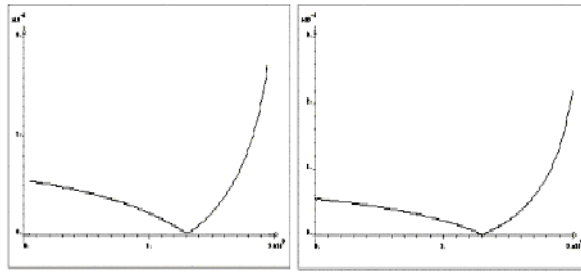


그림 5-9. 1선, $d = 110\text{mm}$, $J_{\max} = 0.219 \times 10^{-5} \text{ A/mV}$ 와

$$J_{i\max} = 0.171 \times 10^{-5} \text{ A/m}^2$$

가장 자리에서 $J_i = f[r]$ 는 디스크 직경에서 계산된 유도 전류 밀도 분포이다.

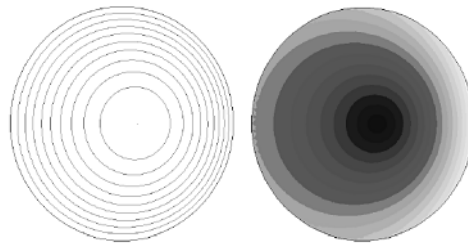


그림 5-10. 전류 밀도 라인과 디스크 내에서 J 의 분포 (1선, $d = 200\text{mm}$)

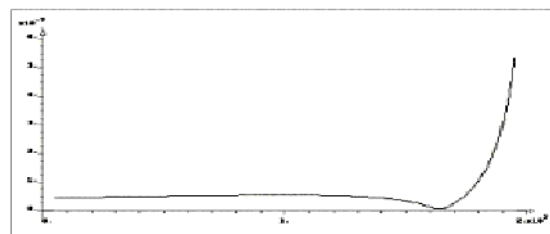


그림 5-11. 1선, $d = 200\text{mm}$, $J_i = f[r]$: 디스크 직경에서 계산된 유도 전류

밀도의 적분 분포, $J_{i_{\max}} = 0.511 \cdot 10^{-5} \text{ A/m}^2$

전류 밀도 라인 J , 디스크 내에서의 J 의 분포, 디스크의 직경에서 계산된 유도 전류 밀도의 분포는 정수 전자기장과 경우가 유사하다. 소스와 디스크 간 거리가 멀어질수록 상수 전자기장은 $J_{i_{\max}} = 0.706 \cdot 10^{-5} \text{ A/m}^2$ 와 유사하게 된다.

나. 평형 전류가 흐르고 두 개의 평행하고 무한 도선에 의해 생성되는 전자기장 내의 디스크

세 가지 거리가 연구되었다.: 110, 200 및 1000 mm

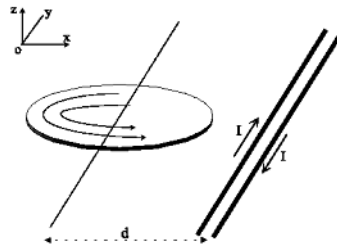


그림 5-12. 두 개의 무한 도선에서 생성되는 자기장 디스크

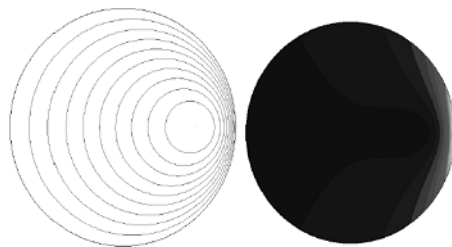


그림 5-13. 전류 밀도와 디스크에서의 J 의 분포(2선, $d = 110\text{mm}$)

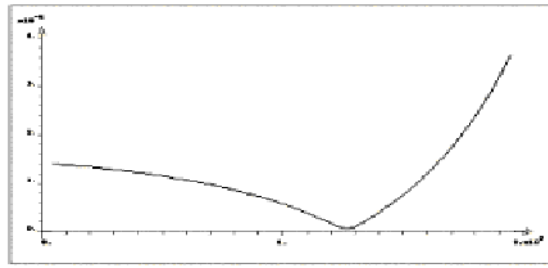


그림 5-14. 2선, $d = 110\text{mm}$, $J_i = f[4]$ 는 디스크 직경에서 계산된 유도전류 밀도의 적분 분포, $J_{i\max} = 0.053 \times 10^{-5} \text{ A/m}^2$

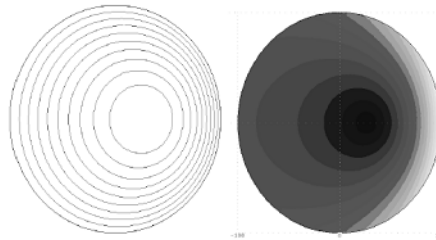


그림 5-15. 전류밀도 라인 과 디스크 내에서의 J의 분포(2선, $d = 200\text{mm}$)

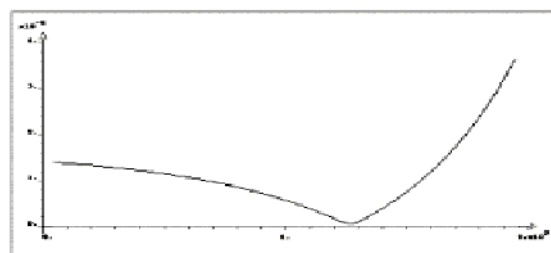


그림 5-16. 2선, $d = 200\text{mm}$, $J_i = f[4]$ 는 디스크의 직경 상에서 계산된 유도 전류 밀도의 적분 분포, $J_{i\max} = 0.368 \times 10^{-5} \text{ A/m}^2$

동일한 거리를 가진 1선과 같이 전류 밀도의 값은 $J_{i\max} = 0.667 \times 10^{-5}$

A/m^2 이다.

다. 원형 코일에서 생성되는 전자기장 디스크

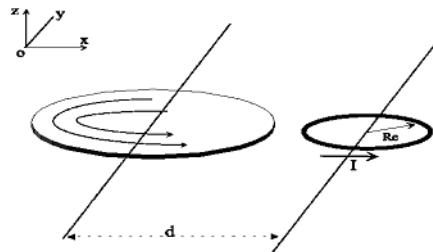


그림 5-17. 코일에서 생성되는 자기장 디스크

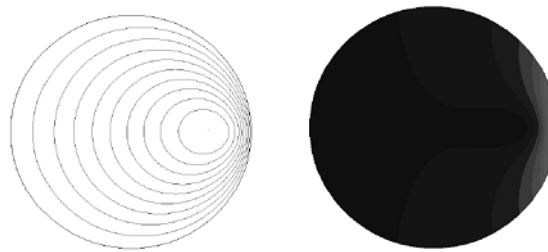


그림 5-18. 전류 밀도 라인과 디스크 J 분포(1 코일 $R_0 = 50\text{mm}$, $d = 155\text{mm}$)

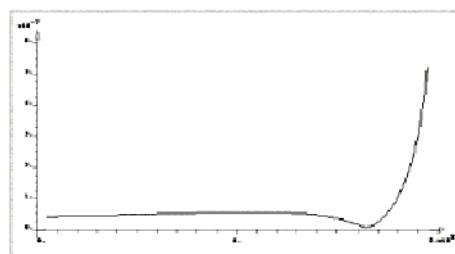


그림 5-19. $J_i = f[r]$ 디스크 직경에서 계산된 유도 전류 밀도의 적분 분포,

$$J_{i\max} = 0.052 \cdot 10^{-5} \text{ A/m}^2$$

거리가 같을 경우에는 1선과 2선의 전류밀도 값이 $J_{i\max} = 0.631 \cdot 10^{-5} \text{ A/m}^2$ 로 동일하다.

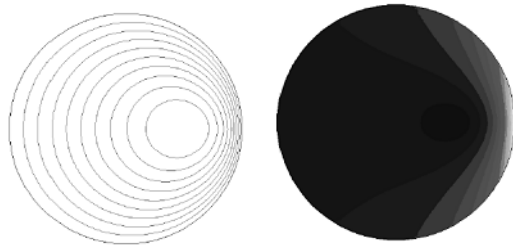


그림 5-20. 전류 밀도 라인과 디스크 내에서의 J의 분포 (1 코일 Re = 200mm, d = 305mm)

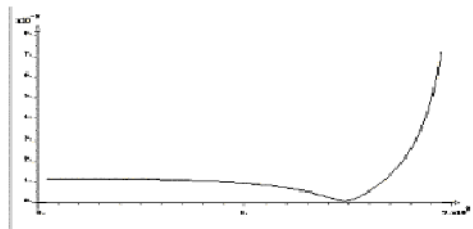


그림 5-21. $J_i = f[r]$ 디스크 직경 상에서 적분된 유도 전류 밀도의 적분 분포, $J_{i\max} = 0.073 \cdot 10^{-5} \text{ A/m}^2$

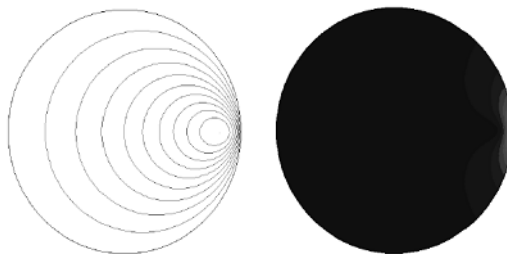


그림 5-22. 전류 밀도 라인과 디스크 내에서의 J의 분포

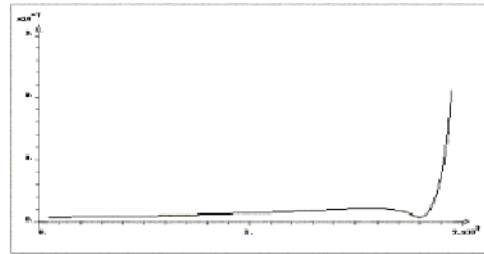


그림 5-23. $J_i = f[r]$ 디스크 직경 상에서 적분된 유도 전류 밀도의 적분 분포, $J_{\text{imax}} = 0.021 \times 10^{-5} \text{ A/m}^2$

다. 서로 다른 유형의 소스에서의 수치 결과의 요약

- 디스크의 반경: $R = 100\text{mm}$
- 디스크 도전율: $\sigma = 0.4 \text{ siemens/m}$ (심장 도전율)
- 소스의 주파수: $f = 50 \text{ Hz}$
- 기준 전자기장: $H = \text{상수} = 1 \text{ A/m}$
- $J_{m0} =$ 분석적 계산에 의한 국부적 최대 밀도
- $J_{i0} =$ 분석적 계산에 의한 적분 최대 밀도

위의 경우에서 다양한 소스와 비교를 위해 국부 최대 자기장 값은 소스에 보다 가까운 디스크 가장 자리에서 정규화 되었다.

표 5-3. 도전성 디스크에 유도되는 J_{mc} , J_{mi} 유도 전류 밀도 비교

전자가장 소스특성	J_{mc} 국부 j_{max} ($\mu A/m^2$)	J_{mc} 적분 j_{max} ($\mu A/m^2$)	J_{m0}/J_{mc}	J_{i0}/J_{mi}
H=cte(분석적 계산)	7.89	7.5	1.0	1.0
H=cte(수치 계산)	7.81	4748	1.0	1.0
1선, d = 110mm	2.19	1.71	3.6	4.4
1선, d = 200mm	5.56	5.11	1.4	1.5
1선, d = 1000mm	7.42	7.06	1.1	1.1
1선, d = 10000mm	7.71	7.43	1.0	1.0
2선, d = 110mm	0.94	0.53	8.4	14.2
2선, d = 200mm	4.05	3.68	1.9	2.0
2선, d = 100mm	7.05	6.67	1.1	1.1
코일 Re=50mm, d=155mm	0.92	0.52	8.6	14.4
코일 Re=50mm, d=1000mm	6.70	6.31	1.2	1.2
코일 Re=200mm, d=305mm	1.12	0.73	7.0	10.9
코일 Re=10mm, d=115mm	0.53	0.21	14.9	35.7

전자기장이 일정하다는 가설은 소스와 "인체 디스크"간의 거리가 "인체 디스크" 크기의 약 10배정도일때 유효하다. 보다 일반적인 노출 거리에서는 (예를 들면, 가전 제품 등) 거리에 따른 자기장 변화를 고려해야 하며 기준 레벨은 신체의 유도 전류 밀도의 기본 한계 기준 레벨을 초과하지 않고 2 ~ 35 사이의 계수에 의해 곱해진다.

제5절 SAR로부터 기준레벨 유도에 관한 기초연구

1. 개요

고주파에 의한 인체 영향을 공학적으로 접근하기 위해서는 흔히 실험적

방법과 수치해석 방법이 사용되고 있다. 이 두 가지의 접근 방법들은 제각기 장단점을 갖고 있다. 실험적 방법은 인체 외형을 본떠 만든 형상을 갖는 유전체 외피 내에 인체 조직과 유사한 전기적 특성을 갖는 유동액을 넣고 그 유동액 내에 전기장 프로브를 삽입하여 전기장을 측정 후 그 전기장 값으로부터 SAR을 추정하는 절차가 대부분 사용되고 있다. 현재 적합성 평가에 실험적 방법이 널리 사용되고 있으나 현재 실험용 인체 팬텀(phantom)과 다조직을 갖는 인체와는 많은 차이가 있어 연구의 여지가 아직 많이 남아 있다. 고주파에 의한 인체 영향에 관련된 수치해석 연구는 다른 보조장비가 전혀 요구되지 않고 개인용 컴퓨터만으로도 충분한 연구가 가능하기 때문에 수많은 대학과 연구소 등으로부터 방대한 연구결과를 접할 수 있다.

2. 주파수에 따른 조직의 유전율

조직을 통과하는 전파 속도는 자유공간의 속도에 비해 감소되고 증가된 정전 용량의 결과로 여겨진다. 자유공간의 임피던스에 비해 조직의 임피던스는 자유공간의 377Ω 보다 낮게 나타난다. 임피던스가 낮아지는 것은 전파가 조직을 만났을 때 세 가지 효과로 나타난다. 첫째, 임피던스의 부정합과 약간의 에너지는 동축선의 임피던스 변화에 의해서 반사된다. 둘째, 조직 안에서 필드 파장은 감소한다. 그리고 셋째, 감쇠 비율은 증가한다. 이러한 변화로 정의된 파라미터들은 상대 유전체 상수 ϵ 의 실수 부분과 허수 부분으로 나뉘어진다. 주파수들의 값은 주로 물의 용량으로 정의된다. 그리고 대부분의 인체 조직은 물로 구성되어 있기 때문에(85%이상) 서로 다른 조직들의 특성도 물 함량으로 설명되어진다. ϵ 값은 혈액, 간, 뇌 그리고 근육에서 가장 높은 값을 갖고 뼈와 피부 그리고 지방에서 낮은 값을 갖음으로서 유전 상수는 많은 차이를 보인다. 약 1GHz에서 각각, 뇌에 회고(신경세포의 축삭), 회색(신경 세포)인 물질은 ϵ 이 약 39와 56로 차이가 나고, 서로 다른 지방 함량은 신경들 위의 myelin sheaths (미엘린 덮개)들을 결합시키는 것을 반영하는데, 약 2100 GHz 아래에서 (순수한 물이나 얼음같이 않은) 생물 조직들에서 발생하는 공명(resonances)들의 증거는 거의 없으나, relaxational (근육, 정신 이완) 효과들이 관찰 될 수 있다. Sluggish nature (느린 생물)

또는 세포들의 구조적 단백질들이 거주하는 물의 점도 때문에 일어나는 퇴화된 공명이 있다. 이것들은 α , β , γ 로 명칭된 세가지 층으로 Schwan 에 의해서 묘사 되어왔다. 그림 5-24은 유전율과 일반적 조직(근육)의 주파수와 의 관계를 보여주고, 퇴화된 공명으로 인해 비선형 스타일에서 어떻게 감소 되는지를 보여준다.

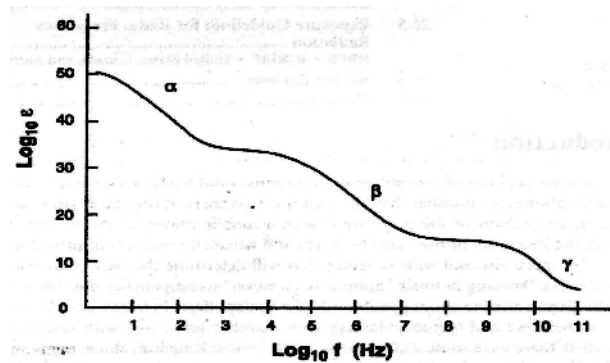


그림 5-24. 주파수에 따른 생체조직의 특성

이러한 관계들을 해석하는데 있어 조직의 물리적인 구조 또는 특성과 연관시키는 것이 가능하고 낮은 진동수들의 일정 범위에서 조직의 생리적인 특성들을 반영한다. 앞에서 언급했듯이, 이 층들은 아래에서 묘사하는 것처럼, 세 개의 지역으로 묘사된다.

- α 영역 - 이것은 counterion 이완과 electrophoretic 이완에 의해 좌우된다. 이 특성은 주로 살아있는 세포를 막고 있는 세포막을 둘러싸고 있는 이온들의 선택적 분비작용으로 생성된 전위를 유지할 수 있다.
- β 영역 - 비균질 조직으로 부터의 결과(맥스웰 효과나 interfacial polarization은 비균질 조직이나 혼합작용 성분과는 다른 주파수-종속적인 유전/도전특성을 보여주고 있다)이다. 이러한 특성은 아직 충분한 자기분해능력이 없는 살아있는 조직이나 죽은 조직에 의하여 결정된다.
- γ 영역 - 이것은 free water 의 움직임에 의해 정의되고, 약 3 MHz ~ 20 GHz 까지를 포함한다. 아미노산들의 회전 운동으로부터 생성되고, 2 GHz 이상에서는 larger 단백질의 존재 효과는 유전상수를 증가시킨다.

1 GHz 주파수로 측정했을때, 조직 유전성 값은 지방에서는 $\epsilon = 5 \sim 15$

이고, 근육에서는 $\epsilon = 49$, 뇌에서는 $\epsilon = 56$ 으로 큰 차이가 있다. 가장 중요한 효과는 두 가지가 있다.

첫째는 $\sqrt{\epsilon}$ 에 의한 조직내의 파장의 축소인데, 예를 들어 근육의 파장이 공진 안테나의 길이가 자유공간 크기의 $n \cdot \sqrt{49}$ 이 되는 것이고, 둘째는 손실은 저주파에서는 도전율 σ 에 의해 결정되고, 고주파에서는 유전체 (dielectric) 이완손실에 의하여 정의된다는 것이다. 도전성은 주파수의 증가에 따라 증가하고, 그 결과 좀더 제한된 투과성을 야기시킨다.

3. 해석

SAR은 질량밀도(ρ)인 미소체적에서 질량 증분에 따른 에너지증분의 시간미분 $SAR = \frac{d}{dt}(\frac{dW}{dm}) = \frac{d}{dt}(\frac{dW}{\rho dV})$ 로 나타낼 수 있으며, 전기장과 SAR과의 관계는 다음 식으로 표현된다.

$$SAR = c \frac{\Delta T}{\Delta t} = \frac{\sigma |E|^2}{\rho} [mW/g] \quad (5-26)$$

단, c 는 열용량[J/g/°C], $|E|^2$ 은 전기장 세기[V²/cm²], σ 는 전기전도도[S/cm], ρ 는 질량밀도[g/cm³] 그리고 ΔT [°C]는 Δt (s) 시간동안 온도 변화이다. 위 식에 의해 인체내의 전계강도 E[V/m]를 측정하여 SAR을 구할 수 있다. 실제로 측정된 SAR 수치가 인체에 유해 여부를 판가름 할 수 있는 절대적인 양은 아니다. 단지, 고주파로부터 방사되는 전자파가 인체에 영향을 줄 수도 있는 가능성 때문에 이러한 기준이 만들어졌다. 그러나 SAR 기준을 규제하는 것은 유해 가능성에 대해 미연에 방지하자는 전자파 인체영향을 고려한 측면에서 활용할 수도 있다. Guy의 연구에 따르면 인체공명 주파수 아래에서 평균 SAR 값 측정의 노출 시스템은 고주파 범위에서 평균 SAR 측정을 위해서 인체가 주파수에 노출되었을 때의 시뮬레이션을 필요로 한다. 고주파(HF) 전자기장에서 인체 노출 실험은 인체 피부 모델들을 사용하기 위해서 53.7MHz 공진-공동(resonant-cavity) 시스템을 사용하였다. 이와 비슷한 실험들이 보고되었지만 새로운 공동(cavity) 모델의 크기와 모양 선택

에서 훨씬 향상되고 정확한 모델을 갖게 되었다. 또한 가장 최근에 측정에서는 동종의 근육 조직들과 3분의2 정도의 도전율을 갖는 근육 조직들을 비교하였다. 모델들의 전도도 조절로 인해 5-10 MHz범위에서 인체 노출 실험은 57.3MHz에서 모델들을 공동(cavity)안의 전기장에 노출 시켰야 했다. 예를 들어 10-MHz노출의 3분에2정도의 근육 혼합에서 도전율은 아래와 같다.

$$\sigma = (57.3 \text{ MHz}/10 \text{ MHz}) \times 2/3 \times 0.625 = 2.38 \text{ S/m} \quad (5-27)$$

현재에는 객관적 평가를 위한 국제적인 표준모델이 규정된 바는 없으나 IEEE나 CENELEC에서는 동일한 팬텀으로 추진 중이며, 그 모델은 미국 군인집단 체위의 상위 90%를 표준모델로 삼고 있어 우리의 성인 남성의 머리 모델과는 다소 차이가 있다. 이것은 어디까지나 적합성 시험을 위해 측정과 해석에서 모두 동일한 결과를 얻도록 하며 최악의 경우를 모의하기 위해 다음 두 식에 의해 300~3,000MHz 대역에서 머리의 평균적인 유전율과 도전율을 채택한 것이므로 다조직을 갖는 실제적인 모델과는 별개의 것으로 생각할 수 있다. 우리의 전자파 흡수율 측정기준에서도 동일한 모델을 채택하고 있다. 아래 두 식은 정보통신부 고시 2000-93호에 나타나있다.

$$\epsilon_r = 46.52 - 0.006(f) + 1.59 \times 10^{-6}(f)^2 - 1.40 \times 10^{-10}(f)^3 \quad (5-28)$$

$$\sigma(\text{S/m}) = 0.8054 + 0.00015(f) + 4.12 \times 10^{-8}(f)^2 + 2.87 \times 10^{-14}(f)^3 \quad (5-29)$$

여기에서 주파수 f의 단위는 MHz이다.

상기의 기술 내용 이외에도 개개인들의 수치 계산 도구가 인체 머리모델 옆에 위치한 휴대전화의 SAR 적합성 평가에 적절한지 알아보는데 목적을 갖는 벤치마크 모델과 오차 마진의 평가, 머리모델과 휴대전화의 재현성 있는 배치방법, 머리와 휴대전화를 포함하는 계산공간에서의 전자기적 분포 계산 후의 후처리 과정, 즉, 시간영역 전기장 값으로부터 적절한 시간 평균 전자파 흡수율로의 변환 및 질량 평균된 전자파 흡수율의 적절한 계산 과정 등이 표준화를 위해 논의되고 있다.

제 VI장 결론

현재 권고되고 있는 국내외의 전자기장 노출에 대한 인체보호기준들은 단기간의 전자기장 조사에 따른 생물학적 연구결과를 바탕으로 하고 있다. 전자기장 노출 제한을 위한 이러한 기준들은 이미 발표된 과학적 문헌들에 대한 철저한 검토과정을 거쳐 준비된 것이며, 장기간 노출로 인한 암의 유발은 확증된 것으로 고려하지 않고 있다는 점에 유의할 필요가 있다. 따라서 이 기준들은 말초 신경과 근육의 자극, 전도성 물체를 통한 화상과 쇼크, EMF 노출시의 에너지 흡수 효과에 의한 생체 조직의 온도상승과 같은 단기간의 즉각적인 건강 영향에 근거를 두고 있다.

인체보호를 위한 전자기장 노출 제한기준은 크게 기본한계(Basic Restriction)와 기준레벨(Reference Level), 두 가지로 나뉠 수 있다. 기본한계는 명확한 건강 영향에 직접적으로 근거하고 있는 시변 전기장, 자기장, 전자기장의 노출 한계를 말하며, 전자기장의 주파수 의존성에 따라서 이 제한치를 규정하는 데 사용하는 물리적 양들은 전류밀도(J), 전자파흡수율(SAR), 전력밀도(S)이며, 이 가운데서 신체 밖의 공기 중에서 정의되는 전력밀도만 노출된 개인에서 쉽게 측정될 수 있다. 그리고 기준레벨은 기본 한계가 초과되는지를 판단하기 위하여 실질적인 노출 산정의 목적으로 제공된다. 이러한 목적에 의해 기본한계로부터 적절히 유도된 기준레벨은 전기장 강도(E), 자기장 강도(H), 자속밀도(B), 전력밀도(S), 그리고 팔다리를 통하여 흐르는 전류(I_L)이다. 측정된 값이나 계산된 값이 기준 레벨을 초과한다고 해서 기본 한계를 반드시 초과하는 것은 아니다. 기준레벨이 초과될 때는 관련 기본 한계를 만족하는지 조사하여야 하며, 부가적인 보호대책을 세워야 한다. 이러한 경우의 예가 되는 노출원이 휴대전화라 할 수 있다. 휴대전화는 우리 머리에 매우 인접하여 사용하며 그 부분에서의 전자기장 세기는 일반대중의 노출 기준레벨을 충분히 넘을 수 있으나 기준레벨을 초과한다고 하여 반드시 기본한계를 넘는다고 볼 수 없기 때문에, 이러한 경우에는 기본 한계인 SAR 값을 직접 측정할 필요가 있다.

SAR은 주로 무선주파수 대역에서 노출원과 피노출체 간의 정량화를 위한 것이다. 대부분 생체 조직의 투자율은 자유공간과 동일하므로 높은 무선

주파수 대역에서 모든 기지의 예측되는 상호작용은 전기장에 관련된 메커니즘을 통해 발생하며, 이 전기장 크기와 인체의 매질 특성에 의존하는 파라미터가 SAR이라 할 수 있다. 이것의 물리적 정의는 주어진 밀도(ρ)인 체적분(dV)내의 질량 증분(dm)내에서 소실된 또는 그 질량 증분(dm)에 의해 흡수된 에너지 증분(dm)의 시간 미분 값이며, 단위는 W/kg으로 표현된다.

본 연구에서 인체보호기준 중 인체 노출에 관련된 저주파 및 중간 주파수(전력 주파수)전자기장과 고주파(무선 주파수)전자기장의 유도 방법을 이론적으로 연구하였다. 저주파와 고주파에서의 허용치는 기본 한계라 부르는데 그 값들은 유도전류와 SAR로 표시된다. 생물학적, 의학적 실험을 바탕으로 한 허용치는 안전계수를 포함한다. 이 값들은 직접 측정할 수 없고 단순화된 허용치를 제안한다. 이러한 단순 허용치는 전기장과 자기장으로 표시되며 단순한 모델을 사용하여 외부 전자기장과 인체모델을 분석한다. 그러나 이러한 모델들은 복잡하고 생체조직의 전기적 특성에 관한 정확한 데이터의 부족으로 인해 정교한 모델들은 여전히 과학적 연구가 필요하다. 그러므로 앞으로 표준화 절차에서는 정교 모델 적용가능성이 고려되지 않아 이를 보다 심도 있게 연구 해야할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] 정보통신부 고시 제2000-91호 “전자파인체보호기준,” 2000.
- [2] 김 남, “전자기장 노출에 대한 외국의 법제화 동향”, 전자공학회지, pp. 172-180, 2001년 2월
- [3] ICNIRP, "Internationnal Commission on Non-Ionizing Radiation Protection guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz)," 1998.
- [4] WHO, "EHC(Environmental Health Criteria) 137 : Electromagnetic Fields(300 Hz to 300 GHz)," pp. 80-103, 1993.
- [5] 백정기, “국내의 전자파 인체보호기준 및 법제화 동향,” 한국전자과학회논문지, vol. 12, no.2, pp. 18-23, 2001년 4월.
- [6] 김 남, “전자기장 인체보호기준에 대한 국제 동향,” 한국무선국관리사업단, pp. 22-25, 2001년 1월.
- [7] 김 남 “전자기장 노출에 대한 법제화 동향 및 업계의 대응방안,” LG생산기술, 제3권, pp. 48-51, 2000년 12월.
- [8] 최형도, 이해경, 조광윤, 김영표, “휴대전화의 전자파 흡수율 측정 기준”, 한국전자과학회논문지, vol. 12, no. 2, pp. 29-39, 2001년 4월.
- [9] CENELEC, DD ENV 50166-2, Human exposure to electromagnetic fields high-frequency (10 kHz ~ 300 GHz), 1995.
- [10] Richard A. Luben, Ph. D, "How weak EMFs can act as biological signals," EMF Health Report, 1997년 1월, 2월.
- [11] 최형도, 이해경, 이형수, “휴대전화와 인체영향”, 한국전자과학회논문지, vol. 12, no.2, pp. 40-46, 2001년 4월.
- [12] H. Garn and C. Gabriel, "Present knowledge about specific absorption rates inside a human body exposed to radio-frequency electromagnetic fields," Health Physics, vol. 68 no. 2, pp. 147-156, Feb. 1995.
- [13] Godara, Handbook of antennas in wireless communications, CRC Press, 2002.
- [14] Andreuccetti, "Induced body current measurement and assessment : state of the art," COST 244-Paris, April 25-26, 1998.
- [15] Baratpn, Hutzler, "Magnetically induced currents in the human body," IEC Technology Trend Assessment, 1995.