

Probe 고정형 SAR 측정 시스템의 구현

Implementation of SAR Measurement System with Stationary Probes

김 정 호 · 김 윤 명*

Jeong-Ho Kim · Youn-Myoung Gimm*

요 약

본 논문에서 제안한 probe 고정형 SAR 측정 시스템은 9개의 프로브를 측정 대상체에 꽂아 획득한 전기장 값들로부터 수초 이내에 1 cm² SAR 값을 계산하고, 그 면적 SAR 값으로부터 1 g SAR 값을 도출하는 기술로서, 이동통신 단말기의 개발 단계 및 생산 라인에 투입하여 신속하게 SAR 값을 측정하게 해준다. 국제 표준 문서에서 제시한 1 g 기준 SAR 값과 측정된 SAR 값을 비교함으로써 제안된 측정 시스템의 타당성을 확인하였다.

Abstract

The SAR evaluation system with 9 stationary probes inserted into the object to be surveyed can calculate area SAR value based on the 9 measured electric field data. The results can be acquired in a few seconds by converting obtained area SAR to the volume SAR. The system can be very useful tool in the stages of handset development for mobile communication as well as in the handset production line because of its rapid SAR measurement ability. The validity of the measurement system is checked by showing that the measured SAR values agree well with reference SAR values suggested in the reference documents.

Key words : Rapid SAR Measurement, Stationary Probes, Jelly Phantom

I. 서 론

최근 휴대용 이동통신 단말기가 생활의 필수품이 되어 이용자가 급증함에 따라 휴대 단말기에서 방출되는 전자파가 신체, 특히 사람의 머리에 미치는 영향에 대한 관심이 고조되고 있다. 이에 따라 복사 전자파가 인체에 미치는 영향에 대한 과학적 실험 결과와 전자기장에 노출된 상태에서 인체의 비(比)흡수율을 정량화한 SAR(Specific Absorption Rate) 측정^[1]을 요구하는 강제적 규제 내용이 세계적으로 적용되고 있다. 각국의 SAR 측정에 관한 규정은 권고안에서 강제 실행으로 강화되는 추세이며 국내에서도 2002년 4월부터 생산되는 휴대폰에 대해서 SAR 측

정을 의무화하였다^[2].

현재 휴대폰의 SAR 측정을 위해 사용되고 있는 인증(certification)용 SAR 측정 시스템은 모의 인체 내부에 인체 조직을 모의하는 용액(simulant tissue liquid)을 넣고 하나의 전기장 감지 프로브로 용액이 담긴 공간을 주사(走査)한 후 SAR 값을 계산하므로 시간이 오래 걸리는 단점이 있다.

본 논문에서는 피 측정 시스템에 9개의 프로브를 꽂아 전기장을 측정하고 SAR 값을 도출하는 프로브 고정형 SAR 측정 방법을 제안하였다. 이 방법은 고정된 다중 프로브에서 수신된 전기장으로부터 면적 SAR 값을 계산하고, 얻어진 면적 SAR 값에 모의 용액의 표피 효과(skin depth) 관련식을 적용하여 체적

서울정수기능대학 전자과(Dept. of Electronics, SEOUL-JEONGSU Polytechnic College)

*단국대학교 전기전자컴퓨터공학부(School of Electrical, Electronics and Computer Engineering, Dankook University)

· 논문 번호 : 20051105-21S

· 수정완료일자 : 2006년 2월 7일

SAR 값으로 환산하는 기술이다. 용액 내에서 전자파 전력 감쇄율은 평면파 입사와 국부 전자파源(source)에 대한 다양한 결과값을 바탕으로 유도된 최근의 연구 결과를 도입하였다^[3].

제안 방법은 3차원적인 주사가 필요 없으므로 측정 시간을 수초 내로 단축시킬 수 있어, 이동통신 단말기의 개발 단계 및 생산 라인에 투입하여 간단하고 신속하게 SAR 값을 측정할 수 있으므로 생산성 및 품질 향상을 가져와 국내외적으로 휴대폰 제조업계의 경쟁력을 높이는데 기여할 것으로 생각된다.

II. SAR(Specific Absorption Rate)

2-1 SAR의 정의

전자파 에너지 比 흡수율(SAR)은 생체 시스템과 에너지의 상호 작용의 정량화(定量化)에 중요한 역할을 하는 양으로, 현재 휴대폰에서 복사되는 전자파에 의한 인체 영향을 규제할 수 있는 측정량으로 널리 사용되고 있다.

SAR는 RF의 노출량 측정, 즉 단위 시간에 단위 질량 당 흡수되는 전력(W/kg)으로 표시되는 양(量)으로서, 유전체의 밀도와 전기 전도도 그리고 기기에서 복사되는 전자기장 등의 물리량에 의해 정의된다^[4].

$$SAR = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{C \Delta T}{\Delta t} = \frac{\sigma |\bar{E}|^2}{\rho} \quad (1)$$

C : 조직의 비열 용량 [J/kg°C],

$\Delta T/\Delta t$: 조직의 온도 상승률,

σ : 조직의 도전율 [S/m],

$|\bar{E}|$: 측정된 체내 전기장 세기 [V/m],

ρ : 조직의 질량 밀도 ≈ 1000 [kg/m³]

2-2 SAR 값의 안전 기준

SAR 기준은 일반적으로 전신 평균값과 국부 최대 평균값으로 구분되며 국부 SAR 값은 노출 부위에 따라 머리 및 몸통 그리고 사지(四肢)의 값으로 구분된다. 휴대폰은 머리에 밀착시켜 사용하기 때문에 머리 이외의 다른 신체 부위에서는 전자파 흡수량이 매우 적다. 따라서 전신(全身)에 대해 평균할 경우 SAR 값이 상당히 낮아진다. 그러나 전신 평균 SAR 값이 낮아도 에너지가 집중되는 부위는 손상을 입을

수 있으므로, 휴대폰의 인체 안전도를 평가할 중요한 지표는 전신 평균값이 아니라 신체 내의 제한된 영역 내에서 단위 질량에 흡수되는 전력을 의미하는 국부 최대 평균값이다. 우리나라를 비롯한 미국, 캐나다, 호주 등에서는 국부 최대 SAR 값으로 휴대전화의 규제를 시행하고 있으며, 조직 1 g에 대하여 평균한 SAR 값이 1.6 W/kg 이하를 권고하고 있다. 국제비전리복사방호위원회(ICNIRP)와 유럽, 일본 등에서는 조직 10 g에 대하여 평균한 SAR 값이 2 W/kg 이하일 것을 권고하고 있다.

III. 공간 주사(走査)형 SAR 측정 시스템

3-1 측정 시스템의 구성

휴대폰과 같이 인체에 가까이 위치하는 무선기기의 SAR를 측정하기 위해 보통 그림 1의 측정 시스템을 사용한다. 일반적인 SAR 측정 시스템은 공간 주사형 측정 시스템으로^[5] 그 구성은 전기장 프로브, 증폭기, 광 케이블(optical cable), 프로브의 위치를 제어하는 다관절 로봇과 자료 전송 시스템, 측정치를 계산 분석하기 위한 프로그램 및 유효성 검증용 프로그램으로 구성된다.

3-1-1 모의 인체(Phantom)

실(實) 인체에 전기장 감지 프로브를 삽입할 수 없기 때문에 인체를 본 떠 만든 모의 인체를 사용하여

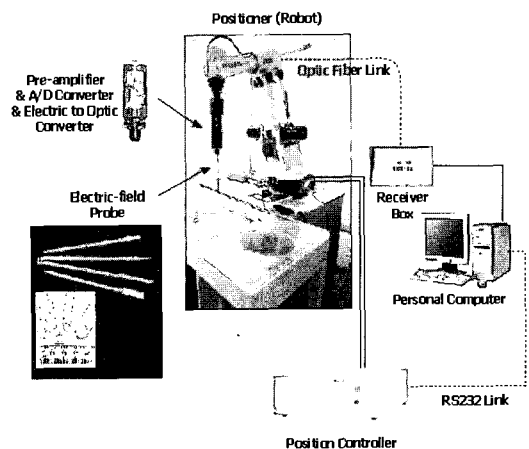


그림 1. 공간 주사형 SAR 측정 시스템

Fig. 1. SAR measurement system with volume scanning

SAR을 측정한다. 인체 팬텀은 고형(固型)의 외피(外皮) 속에 모의 조직 용액을 넣은 형태와 팬텀 외피 속에 준 고체(젤리)를 넣은 형태 그리고 고형 타입 등이 있다. 대부분의 SAR 측정 시스템은 외피 속에 모의 조직 용액을 넣은 형태의 팬텀을 사용하고 있다.

액체 팬텀의 장시간 사용에는 전기적 특성 변화가 있으므로, 이러한 문제점을 개선하고자 고형(solid type) 팬텀이 개발되었다. 고형 팬텀에 프로브를 삽입하였을 때 팬텀과 프로브 사이에 에어 갭(air-gap)이 발생되며, 이때 측정 오차가 발생하는 문제점 때문에 최근에는 고체와 액체의 단점을 보완하고 장점을 살린 준 고체[젤리(jelly)] 팬텀이 개발되고 있다[6],[7].

본 논문에서는 특정의 유전상수와 도전율을 가진 모의 인체 용액을 채운 평면 팬텀 속에 고정된 9개의 전기장 감지 프로브를 삽입하여 SAR 값을 신속히 도출하였다.

3-1-2 모의 조직(Simulant Tissue)

모의 조직 용액은 특정 주파수 영역에서 實 인체의 1 g 및 10 g에 대해 계산된 최대 SAR 값과 팬텀 속에서의 1 g 및 10 g 최대 SAR 값이 동일하게 되도록 유전상수와 전도도를 조합시킨 것이다^[8]. 표 1에 IEEE Std. 1528-200X에 명시된 주파수에 따른 모의 용액의 구성 성분을 제시하였다^[9].

3-2 전기장 프로브

전기장 프로브는 무선 주파수 신호를 직류 전압으로 변환시켜 모의 인체에서 흡수되는 전자파 에너지의 전기장 강도를 측정할 수 있는 세 개의 다이폴로 구성된 소형의 등방성 안테나를 말한다. 주요 구성으로는 다이폴 센서, 검파 다이오드 그리고 적합한 전기적 회로 그리고 출력부이다. 그림 2에 전기장 프로브의 구성 요소를 나타내었다^[9].

다이폴 피드 포인트에서 검파 다이오드는 RF 신호를 DC 전압 값으로 정류하여 고 저항선을 통해 출력한다. 다이오드의 출력 특성이 square-law인 영역에서 센서의 출력 전압은 전계의 제곱에 비례하며, 전체 전계의 세기는 3개의 센서에서 검출된 전계 값의 RSS(Root-Sum-Square)값이다. 이 범위를 넘어서면

표 1. 모의 조직 용액의 목표 誘電 파라미터 값을 얻기 위한 권장 조성(성분: 질량 %)

Table 1. Suggested recipes for achieving target dielectric parameters(mass %).

Frequency (MHz)	835 MHz			1,800 MHz		
	Recipe 1	Recipe 2	Recipe 3	Recipe 1	Recipe 2	Recipe 3
Water	40.45	52.64	55.36			
Sugar	57.0					
Salt	1.45	0.36	0.35			
HEC ¹⁾	1.0					
Bactericide	0.1					
DGBE ²⁾		47	13.84			
Triton X100			30.45			
Diacetin						
Target value	ϵ'_r	41.5	40.0			
	σ	0.9	1.4			

¹⁾ HEC: Hydroxyethyl Cellulose

²⁾ DGBE: Diethylene Glycol Butyl Ether

출력 전압이 압축되므로 규정된 동작 영역을 얻기 위해 식 (2)와 같은 다이오드 보상 루틴을 이용하여 선형화 함수 $f(V_i)$ 를 만든다^[10].

$$V_{compensated} = f(V_i) = V_{out} + \frac{V_{out}^2}{DCP} \quad (2)$$

여기서, V_i 는 프로브의 i 채널 출력

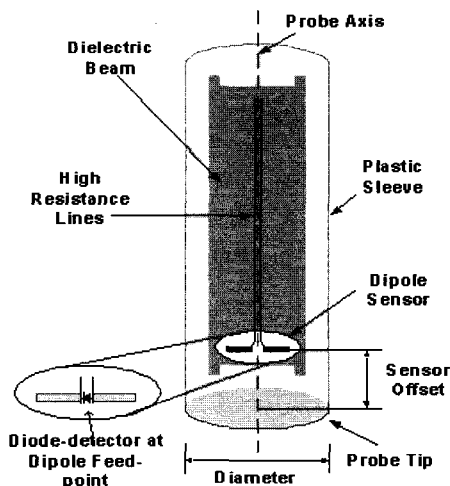


그림 2. 전기장 프로브의 구성 요소
Fig. 2. Structural elements of E-field probe.

DCP(Diode Compression Point)는 다이오드의 비선형 출력의 분기점으로, 검출된 DC 전압이 예상된 출력 전압의 1/2인 곳에서 결정된다. Low-barrier silicon Schottky diodes의 정류된 출력 전압을 위한 일반적인 DCP 값은 대략 100 mV 정도이다.

선형화 함수 $f(V_i)$ 에 프로브 민감도 η_i 및 공기에서 측정된 $f(V_i)$ 값과 팬텀 매질에서 측정된 $f(V_i)$ 값 사이의 변환 인자 ϕ_i 를 이용하여 식 (3)과 같이 9개의 프로브 각각의 $|\bar{E}|^2$ 을 산출한다.

$$|\bar{E}|^2 = \sum_{i=1}^9 |\bar{E}_i|^2 = \sum_{i=1}^9 \frac{f(V_i)}{\eta_i \phi_i} \quad (3)$$

여기서, η_i : 자유 공간에서의 다이폴 센서의 민감도
 ϕ_i : 검파 전압 $f(V_i)$ 의 매질 사이에서의 변환 인자

IV. Probe 고정형 SAR 측정 시스템

Probe 고정형 SAR 측정 시스템은 팬텀 내부에 모의 조직 용액을 넣고 용액 속에 9개의 전계 감지 프로브를 꽂아 각 측정 점에서 측정된 전기장 값들로부터 면적 SAR 값을 계산하고, 얻어진 면적 SAR 값으로부터 체적 SAR 값을 도출하는 시스템이다^[11]. 그림 3에 시스템의 구성을 나타내었다.

작동 원리는, 인체 머리의 전기적 특성을 재현한 팬텀 속에 그림 4의 숫자 위치에 9개의 전기장 감지 프로브를 꽂아서 각 점에서의 전기장 값에 비례한 전압 값을 측정한다. 이 값을 전송 보드를 이용하여 컴퓨터로 전송한다. 식 (2)의 선형화 작업을 통해 선

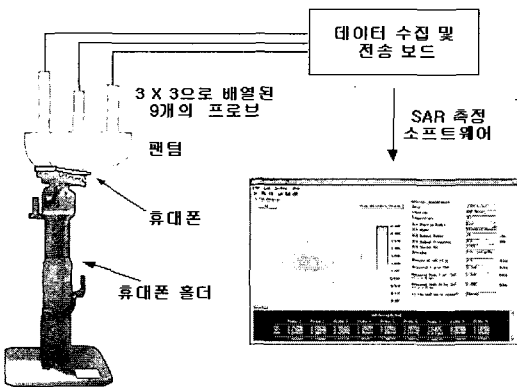


그림 3. Probe 고정형 SAR 측정 시스템의 구성
 Fig. 3. The structure of a SAR measurement system with stationary probes.

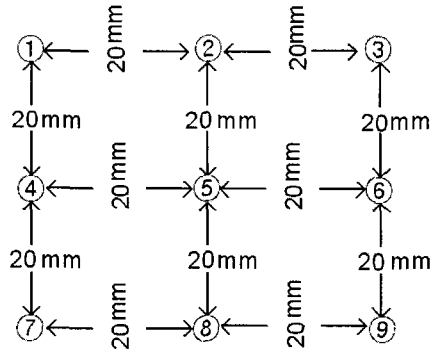


그림 4. SAR 측정 평면에서의 9개 프로브의 위치
 Fig. 4. Positions of 9 probes in the SAR measurement plane.

형화 함수 $f(V_i)$ 를 만들고, 식 (3)을 이용하여 9개의 프로브에서 각각 $|\bar{E}|^2$ 을 산출한다. 프로브에서 얻어진 $|\bar{E}|^2$ 과 모의 인체 용액의 도전율 σ S/m, 매질의 질량 밀도 ρ kg/m³를 식 (1)에 대입하여 9개의 측정 점에서의 점 SAR 값들을 구할 수 있다.

얻어진 9개 점 SAR 값들로부터 가로 세로의 3선(線)을 따라 가는 SAR 값을 2차 함수(포물선)로 내삽(interpolation)시켜, 표면 전체의 SAR 값을 구할 수 있다. 이 값들로부터 1 cm²의 최대 면적 SAR 값을 구할 수 있는데, $\iint \frac{SAR(x, y, z) dx dy}{s}$ (단, $s = 1$ cm², $z = 0.5$ cm)가 최대로 되는 1 cm×1 cm의 면적을 찾기 위하여, SAR(x, y, z)가 최대가 되는 점을 먼저 찾고 그 점을 중심으로 1 cm×1 cm 정 4 각형을 회전시켜 SAR 값이 최대가 되는 회전된 사각형을 구하고, 그 1 cm²의 면적 내에서 적분을 수행한다^{[11],[12]}.

모의 인체 표면으로부터 $z=z_d$ mm 떨어진 곳에서 측정된 x-y 평면에서의 면적 SAR 값이 SAR(x, y, z_d) 일 때, 체적 SAR를 정의하는 식 (4)는 식 (5)~식 (7)과 같이 표현할 수 있다^{[3],[13]}.

$$SAR_v = \frac{1}{V} \iiint SAR(x, y, z) dx dy dz \quad (4)$$

$$= \frac{1}{V} \iiint SAR(x, y, z_d) e^{-\frac{2(z-z_d)}{\delta}} dx dy dz \quad (5)$$

$$= \frac{1}{V} \iint \int SAR(x, y, z_d) dx dy \times \frac{1}{L_c} \int e^{-\frac{2(z-z_d)}{\delta}} dz \quad (6)$$

$$= \frac{1}{V} \int \int \int SAR(x, y, z_d) dx dy \times \frac{\delta}{2L_c} e^{\frac{2z_d}{\delta}} (1 - e^{-\frac{2L_c}{\delta}}) \quad (7)$$

여기서, L_c 는 체적의 한 변의 길이 [mm]이며, δ 는 본 논문에서 사용한 표피 두께 [mm]이다.

다이폴 안테나를 RF 소스로 사용할 경우, 다이폴의 급전 점(feed point)의 근접 부위에서 모의 조직 용액의 전기장 파면(波面)은 평면보다는 원통면(圓桶面)에 가까워 SAR 값의 감소가 평면과의 경우보다 더 빠르며, 소스와 모의 조직 사이의 거리가 크다면, 평면과의 표피 두께를 갖는다.

본 논문에서는 RF 소스로서 평면파와 다이폴 안테나를 각각 사용해서 머리와 몸통 모의 조직의 표피두께를 구하고, 이 값들을 평균한 후, 주파수에 따라 선형으로 변화도록 피팅시킨 식으로부터 얻은 표피두께 값을 사용하였다^[3].

$$\delta [\text{mm}] = -10.7 f [\text{GHz}] + 40.4 \quad (8)$$

여기서, 이 식이 성립하기 위한 주파수의 범위는 300 MHz에서 2.3 GHz 사이이다.

V. Probe 고정형 SAR 측정 시스템 평가

5-1 SAR 값 측정 및 선형성 평가

본 논문에서 제작된 probe 고정형 SAR 측정 시스템을 사용하여, 835 MHz에서, 평면 팬텀 내의 모의 인체 용액에서 최대 점 SAR 값, 최대 1 cm^2 SAR 값, 1 g 평균 SAR 값을 구하였다. 이 값들과 IEEE^[9]에서 제시한 최대 점 SAR 및 1 g 최대 SAR 값과 비교하여 봄으로써, 제작된 SAR 측정 시스템의 신뢰성을 평가하였다. 그림 5에 개발된 시스템의 유효성 검사를 위한 시스템 구성도를 나타내었고, 표 2에 측정된 최대 점 SAR 및 1 g SAR 값과 IEEE에서 계산한 기준 SAR 값들을 비교하였다.

$z=0 \text{ mm}$ 에서 측정된 최대 점 SAR는 식 (9)를 통해 계산되었다.

$$SAR(x, y, 0) = SAR(x, y, z_d) e^{\frac{-2(0-z_d)}{\delta}} = SAR(x, y, z_d) e^{\frac{+2z_d}{\delta}} \quad (9)$$

여기서, $z_d = 5 \text{ mm}$, δ 는 식 (8)로부터 835 MHz에서

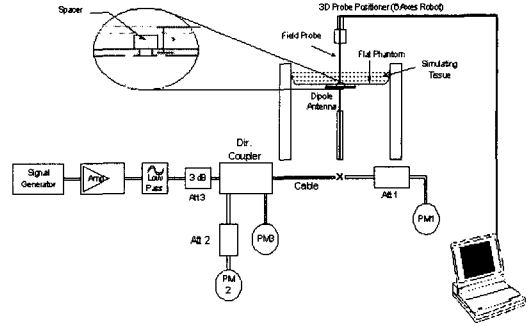


그림 5. 시스템의 유효성 검사를 위한 실험 시스템
Fig. 5. Test system for the system validity check.

약 31.466이다.

비교 결과, 측정된 1 g SAR 값은 IEEE 등에서 제시된 기준 SAR 값과 최대 3.2 %의 오차를 가졌으며,

표 2. 835 MHz에서 측정 SAR 값과 기준 SAR 값들의 비교
Table 2. The comparison of measured values vs. reference SAR values at 835 MHz.

RF 입력 전력 [dBm]	측정된 최대점 SAR [W/kg] ($z=0 \text{ mm}$)	계산된 최대점 SAR [W/kg] ($z=0 \text{ mm}$)	기준 대비 오차율 [%]	측정된 1 g SAR [W/kg]	계산된 1 g SAR [W/kg]	계산치 대비 오차율 [%]
10	0.135	0.141	4.5	0.098	0.095	3.2
11	0.164	0.178	7.9	0.118	0.120	1.3
12	0.209	0.223	6.5	0.151	0.151	0.3
13	0.262	0.281	6.7	0.189	0.190	0.3
14	0.333	0.354	6.1	0.240	0.239	0.6
15	0.415	0.446	6.9	0.301	0.300	0.2
16	0.521	0.556	7.2	0.378	0.378	0.1
17	0.664	0.707	6.1	0.481	0.476	1.0
18	0.835	0.890	6.1	0.606	0.599	1.1
19	1.047	1.120	6.5	0.754	0.755	0.1
20	1.308	1.410	7.2	0.942	0.950	0.8
21	1.641	1.775	7.6	1.181	1.196	1.3
22	2.080	2.235	6.9	1.497	1.506	0.6
23	2.620	2.813	6.9	1.887	1.895	0.4
24	3.283	3.542	7.3	2.364	2.386	0.9
25	4.124	4.459	7.5	2.970	3.004	1.1
26	5.198	5.613	7.4	3.744	3.782	1.0
27	6.773	7.067	4.2	4.878	4.761	2.5

17 dB 동작영역(dynamic range)에서 좋은 선형성을 가짐을 알게 되었다.

5-2 측정된 SAR 값의 분포

기존의 인증용 SAR 측정 시스템과 본 논문에서 제시한 probe 고정형 측정 시스템으로서, 그림 4의 면적(4 cm×4 cm) 내부의 SAR 값의 등고선 분포를 구하여 서로 비교하여 보았다.

그림 5의 평면 팬텀(flat phantom) 아래에 835 MHz 用的 λ/2 기준 다이폴 안테나를 용액 바닥으로부터 15 mm 아래에서 전력을 인가할 때 평면 팬텀의 z= 5 mm에서 측정된 전체의 등고선 모양을 두 시스템에서 각각 측정된 결과, 측정 영역 거의 모든 위치에서 두 시스템의 SAR 값 등고선 분포가 상당히 흡사함을 알 수 있었다. 그림 6과 그림 7에 각각의 SAR 값 등고선 분포를 나타내었다. 복사 안테나는 그림 4의 선분 ①-⑥-⑨와 평행하게 배치되어 있다.

VI. 결 론

본 논문에서는 기존의 프로브 주사 방식의 SAR 측정 시스템의 측정 기간을 보완하고자 probe 고정형 SAR 측정 시스템을 제안하였다. 이 방식은 9개의 고정된 전기장 감지 프로브를 이용하여, 측정한 전

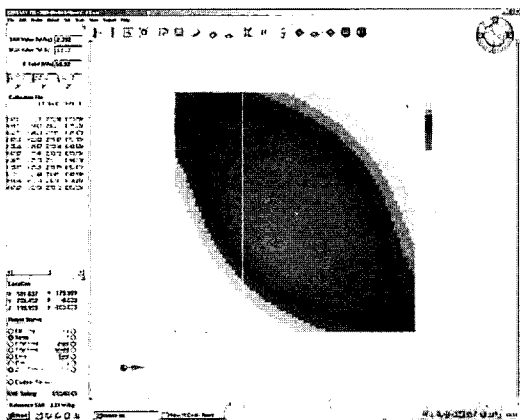


그림 6. 기존의 SAR 측정 장비로 체적 스캔하여 9 개의 측정점 데이터로 구성된 다이폴 안테나의 SAR 값 분포

Fig. 6. 2D field contour of the dipole antenna by volume scanning with 9 measured data points using a conventional SAR measurement system.

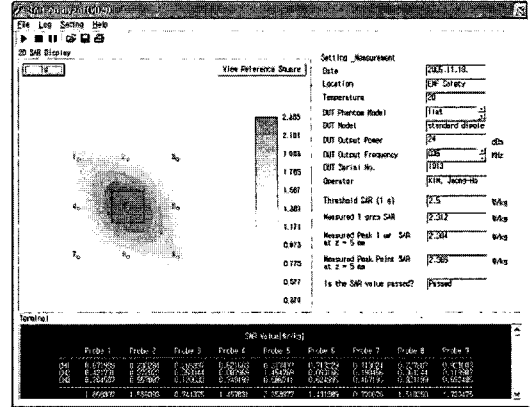


그림 7. 고정된 9개 프로브를 가진 SAR 측정 시스템에 의한 다이폴 안테나의 SAR 분포
Fig. 7. 2D field contour of the dipole antenna by the SAR measurement system with 9 stationary probes.

기장 값들로부터 측정 면적 전체에서의 최대 점 SAR 값 및 1 cm² SAR를 계산하고, 얻어진 면적 SAR 값으로부터 표피 두께 관련식을 이용하여 1 g 체적 SAR 값을 도출하는 기술이다. 1 g 체적 SAR 값을 얻기 위한 모의 용액 내 표피 두께를 평면파 입사와 국부 전자파원에 대한 다양한 결과값을 바탕으로 유도된 최근의 연구 결과식을 사용하여 유추·계산하였다.

본 논문에서 제안한 고정형 다중 프로브 SAR 측정 방법의 평가 결과, 측정된 1 g SAR 값은 수치 해석에 의하여 제시된 기준 SAR 값과 최대 2.8 %의 오차를 가졌으며, 기존의 SAR 측정 시스템과 측정 영역의 거의 모든 위치에서의 SAR 값 등고선 분포가 매우 흡사함을 알 수 있었다. 또한 제작된 시스템에 대한 선형성 평가 결과, 동작 범위에서 좋은 선형 특성을 가짐을 보였다.

이번 논문에서는 소스의 이동에 따른 SAR 값의 변화와 이의 보정 및 다중 프로브의 삽입 간격에 따른 상호 간섭 효과에 대해서는 언급하지 않았다. 이것들에 대해서는 다음 논문에 기재하도록 할 예정이다

참 고 문 헌

[1] Q. Balzano, O. Garay, and T. Manning, "Electromagnetic energy exposure of simulated users of

- portable cellular telephones", *IEEE Transactions on Vehicular Technology*, vol. 44, no. 3, pp. 390-403, Aug. 1995.
- [2] 정보통신부고시 제2001-88호, "전자파 인체 보호 기준", 2001년 10월.
- [3] M. Y. Kanda et al., "Faster determination of mass-averaged SAR from 2-D area scans", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 52, no. 8, Aug. 2004.
- [4] M. Okoniewski, M. A. Stuchly, "A study of the handset antenna and human body interaction", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 44, no. 10, pp. 1855-1864, Oct. 1996.
- [5] Catalog of SAR Measurement System ESSAY-3, EMF Safety Inc., 2005.
- [6] K. Ito, K. Furuya, Y. Okano, and L. Hamada, "Development and the characteristics of a biological tissue-equivalent phantom for microwaves", *電子情報通信學會論文誌, Japan*, vol. J81-B-II, no. 12, pp. 1126-1135, Dec. 1998.
- [7] 김윤명, 김정호, "準고형(젤리) 매질 내에서의 SAR 측정", 제9회 전자기장의 생체 영향에 관한 워크샵, 한국전자파학회, 2005년 11월.
- [8] A. Drossos, V. Santomass, and N. Kuster, "The dependence of electromagnetic energy absorption upon human head tissue composition in the frequency range 300~3,000 MHz", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 48, no. 11, pp. 1988-1995, Nov. 2000.
- [9] IEEE P1528/D.1.2, Recommended Practice for Determining the Peak Spatial-Average Specific Absorption Rate(SAR) in the Human Head from Wireless Communications Devices; Measurement Techniques, Apr. 2003.
- [10] 김윤명, 이승배, 김기희, "전자파 비(比)흡수율(SAR) 측정용 전기장 프로브의 검파 전압특성", 한국전자파학회논문지, 16(2), pp. 217-221, 2005년 2월.
- [11] 대한민국 특허 제0490245호, "고정형 다중 프로브 실시간 전자파 비흡수율 측정 시스템", 발명자: 김윤명, 2005년 5월 1일 등록.
- [12] 김정호, "고정형 다중 프로브 SAR 측정 시스템 구현에 관한 연구", 단국대학교 대학원 박사학위 논문, 2005년 12월.
- [13] N. Kuster, Q. Balzano, "Energy absorption mechanism by biological bodies in the near field of dipole antennas above 300 MHz", *IEEE Trans. Veh. Technol.*, vol. 41, pp. 17-23, Feb. 1992.

김 정 호



1989년 2월: 단국대학교 전자공학과 (공학사)
 1992년 2월: 단국대학교 전자공학과 (공학석사)
 1992년 1월~1996년 3월: 대우전자 VCR 연구소 주임연구원
 2006년 2월: 단국대학교 전자공학과 (공학박사)

1996년 3월~현재: 서울정수기능대학 전자과 조교수
 [주 관심분야] 전자기장의 인체 영향 측정 및 전자기장 환경 측정

김 윤 명



1975년 2월: 서울대학교 전자공학과 (공학사)
 1977년 2월: 한국과학원 전기 및 전자공학과 (공학석사)
 1977년 1월~1980년 2월: 금성정밀공업주식회사 레이더 기술자
 1990년 8월: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 (공학박사)

1980년~현재: 단국대학교 전기전자컴퓨터공학부 교수
 2000년 6월~현재: (주)EMF Safety 대표이사
 [주 관심분야] 전자기장의 인체 영향 측정 및 전자기장 환경 측정