

## 생체 기능적 진단을 위한 Microwave Radiometry의 응용

이정환, 김경설, 이상민, 윤길원  
삼성종합기술원 의료전자 Lab.

### Microwave Radiometry for functional Diagnosis of Biological tissue.

J. W. Lee, K. S. Kim, S. M. Lee, G. Yoon  
Medical Electronics Lab., Samsung Advanced Institute of Technology

**Abstract** - 깊은 생체 조직에서 전자기 에너지의 일부가 피부로 전달되는데, 이때 생체 내부에서 피부로 전달되는 전자기 에너지의 세기는, 주파수 대역과 전자기파를 흡수, 반사, 투과시키는 인체의 매질에 따라 다르다. Microwave Radiometry는 인체 내부 조직에서 방출되는 1-6 GHz 대역의 전자기 에너지 일부를 피부 표면에서 측정하여 일정한 체적내의 인체 내부 온도 평균온도를 추정하는 방법이다. 이러한 Radiometry로 암이나 종양 등의 이상 조직을 진단하는 의학적 가설은, 암이 진행 시 악성 종양의 세포의 신진대사가 정상 세포보다 활발하게 되고 또한 종양 세포 주위로 혈액의 유입이 증가하게 되어, 주위의 정상 세포 보다 열을 보다 더 방출하는데 있다. 이때 발생된 열은 일정한 주파수 대역의 마이크로파 에너지를 방출하게 되고, 이에 Radiometry로 인체에 무해하고(pассив), 비침습적(non-invasive), 방사능의 영향이 없는 (non-ionizing) 방법으로 인체 내부에서 전달되는 전자기 에너지 강도를 측정하여 종양 부위와 주위 정상부위의 온도 차이를 추정 의학진단에 응용할 수 있다. 본 논문에서는 이러한 Microwave Radiometry의 의학적 응용과 생리학적 특성을 고려한 인체모델용 팬텀에 대하여 살펴본다.

### 1. 서 론

절대온도 영점이상의 물체는 일정한 주파수 대역의 전자기 에너지를 방출한다. 만약에 물체가 에너지를 완벽하게 흡수하게 되면 Planck's radiation law에 따라 이 물체는 (Black body) 모든 주파수 대역의 전자기 에너지를 방출하는데 그림 1과 같이 표현될 수 있다.

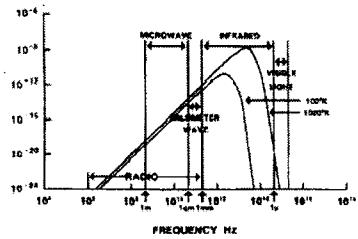


그림 1. Black body radiation: intensity of emission versus frequency

그림1에서 intensity의 단위는  $\text{watts}/\text{m}^2 \text{Hz rad}$ 이다. 그림 1에서 나타난 것과 같이 주파수에 따라 black body가 방출하는 에너지의 세기는 다른데, 3-15  $\mu\text{m}$  파장의 적외선 영역에서 에너지가 최대로 방출되는 것을 알 수가 있다. 이 적외선 영역에서 인간의 피부는 black body와 유사한 에너지 특성을 갖게되어 적외선 주파수 영역에서 방출되는 에너지를 측정하면 인체 표면의 온도분포 측정이 가능하여진다. 그러나 마이크로파의 주파수 영역에서는 피부가 더 이상 black body 역할을 하지 못하고, 피부보다 깊은 생체 조직에서 전자기 에너지의 일부가 피부로 전

달된다. 이때 생체 내부에서 피부로 전달되는 전자기 에너지의 세기는, 주파수 대역과 전자기파를 흡수, 반사, 투과시키는 인체의 매질에 (근육, 뼈, 지방) 따라 달라지는데, Microwave Radiometry는 인체 내부 조직에서 방출되는 1-6 GHz 대역의 전자기 에너지 일부를 피부 표면에서 측정하여 일정한 체적내의 인체 내부 온도 평균온도를 추정하는데 있다. 이 Radiometry로 암이나 종양을 진단하는 의학적 진단 용용의 기본적인 가설은, 암이 진행 시 악성 종양의 세포의 신진대사가 정상 세포보다 활발하게 되고 또한 종양 세포 주위로 혈액의 유입이 증가하게되어, 주위의 정상 세포 보다 열을 보다 더 방출하는데 있다. 이때 발생된 열은 일정한 주파수 대역의 마이크로파 에너지를 방출하게 되고, 이에 Radiometry로 인체에 무해하고 (passive), 비침습적(non-invasive), 방사능의 영향이 없는 (non-ionizing) 방법으로 인체 내부에서 전달되는 전자기 에너지 강도를 측정하여 종양 부위와 정상부위의 내부 온도 차이를 추정하자는 것이다.

### 2. 본 론

#### 2.1 Microwave Radiometer 시스템의 구성

그림 2는 인체내부 온도를 추정할 수 있는Microwave Radiometry 시스템의 구성도를 보여준다. 그림 2를 구성하고있는 Radiometer의 작동순서를 보면, 우선 주파수 대역이 정해진 antenna를 피부에 밀착시키어 인체 내부에서 전달되는 전자기 에너지를 수신한다. 수신된 신호는 switch 1을 통하여 일정한 온도 값을 갖는 reference load signal과 switching이 되어 변조가 된다. switch 2는 noise diode와 fixed attenuator가 발생하는 reference temperature load와 base load 사이를 calibration 시켜주는 switch이며 switch 3은 Dickie switch이다. Isolator 1은 switch 3이 low loss state 상태가 될 때 reference load를 차단시키며, isolator 2는 1st RF amplifier에 reflect되는 signal을 차단한다. 또한 isolator 3는 1st RF amplifier의 출력과 band pass filter 입력을 일정하게 부하를 match 시키는 역할을 한다. Antenna에서 수신된 신호가 1st amplifier를 통하여 증폭되고 band pass filter를 통하여 주위 환경에서 입력되는 간섭 파가 제거가 된 뒤에 square law detector를 통하여 신호가 검출된다. 검출된 신호는 lock-in amplifier에 입력이 되고 extremely narrow pass bandwidth를 통하여 signal의 중심 frequency에 맞추어져 Signal-to-Noise Ratio가 강화된 신호가 검출된다. 이렇게 최종적으로 검출된 전자기 에너지 신호는 Inverse 해법과 수신 Antenna와 측정 대상사이에 서 구해진 Weighting function 계수 값에 따라 온도 값으로 변환을 하여 생체 내부 온도 추정이 가능해진다.

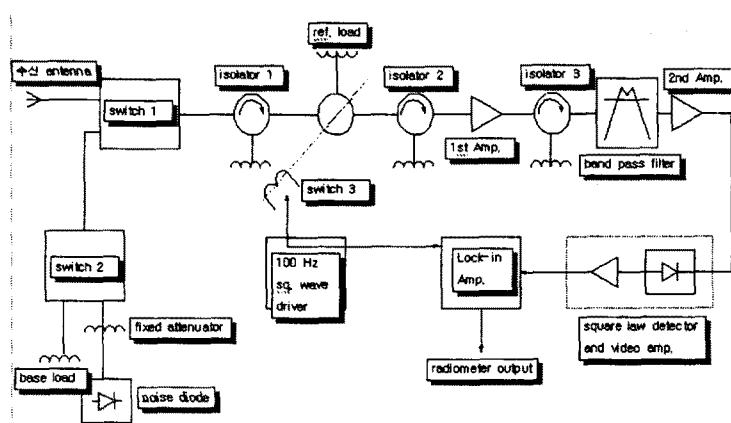


그림 2 Microwave Radiometer 시스템의 구성도

**2.2 Microwave Radiometry용 Phantom의 구성**  
 인체의 내부 조직으로부터 발생되는 미약한 마이크로웨이브 대역 신호의 검출을 이용한 생체내부의 온도 측정은 비침습적인 방법으로, 생체조직 세포의 비정상적인 상태를 감지하여 질병을 조기진단할 수 있는 기술이다. 이러한 인체의 내부 조직으로부터 발생되는 미약한 마이크로파를 감지하기 위하여 라디오미터는 매우 정교하기 때문에 정확한 교정이 필요 하지만 아직까지 정확한 교정을 위한 팬텀이 없어 많은 문제점을 가지고 있다. 일반적으로 phantom은 인체를 3-layer(피부-지방-근육) 구조로 모델링하고, 체내의 비정상 세포조직(종양과 같은)을 나타내기 위하여 발열체를 포함하고 자체의 온도를 독립적으로 제어할 수 있도록 설계된 종양-모방자(tumor imitator)로 구성되어 진다. 인체의 근육을 모델링하기 위하여 수조(water-bath)에 물과 NaCl의 혼합비율을 변화 시켜 사용하는데, 이때 종양-모방자는 수조안에 위치하게 된다. 기존의 팬텀 구성에서는 같은 수조안에 회전자(rotator) 또는 수조안의 물 온도를 제어하기 위한 발열체(heating element)를 수조안에 두어 실제의 생체모델과는 다른 구성을 가지게 된다. 이러한 문제점을 극복하기 위하여, 수조의 물의 온도는 외부의 다른 수조에서 제어하여 공급하며, 수조 전체를 통하여 펌프로 물이 순환한다. 여기서, 외부에서 강제적인 순환을 시키는 이유는 종양-모방자 주변의 용액의 흐름을 인체의 혈액순환과 같은 원리로써 열을 발산시키거나 전달하는 역할을 부여하기 위함이다. 이렇게 함으로써, 종양-모방자의 온도는 근육의 온도, 즉 체온과 다른 온도로 유지할 수 있어, 보다 정확한 실험 및 교정을 행할 수 있다.

### 2.3 생리학적 특성을 고려한 팬텀

기존의 실험 구성 및 팬텀이 가지고 있는 문제점을 해결하기 위하여 생체조직의 생리학적 특성을 고려한 Phantom을 사용하여야 한다. 먼저 이를 위한 구성은 인체의 가장 많은 부분을 차지하는 근육등가(muscle equivalent)(그림3.a), 지방등가(fat equivalent)(그림3.b), 피부등가(tissue equivalent)(그림3.c)로 구성된 다층의 생체등가모델을 사용한다. 그리고, 근육등가부 내부에 근육등가부의 온도와 비교할 수 있는 온도를 유지하는 종양-모방자(그림3.g)를 위치시킨다. 또한, 근육등가부에서 종양-모방자에 의해 발열되는 열에너지를 분산시켜 종양-모방자 부근의 열-평형을 이루기 위하여 근육등가부의 용액을 순환시키는 수조 순환장치(Circulator)(그림3.e)을 사용한다. 그리고 근육등가부 내부에서 종양-모방자의 온도를 일정하게 유지시키기 위하여 외부에서 빠른 속도로 종양-모방자를 채우는 물질을 순환시킬 수 있는 온도 제어부(그림3.f)로 구성된다.

생체의 전자기학적 모델은 각각의 조직에 따라 변화하

는 유전율의 차이에 의하여 피부-지방-근육의 3층 구조로 표현할 수 있으나, 인체의 부위에 따라 각각의 층의 두께는 차이가 있을 수 있으므로, 실제로 적용하고자 하는 부위의 특성에 따라 각각의 층의 두께를 조절할 수 있도록 한다. 체내의 이상조직을 종양-모방자(그림3.g)로 모델링하며, 이의 온도를 종양-모방자 주변의 온도와는 독립적으로 외부의 온도제어장치(그림3.f)에 의하여 임의의 온도로 유지하게 한다. 종양-모방자의 온도를 외부에서 제어하는 이유는 수조안에 전자기파 잡음을 발생할 수 있는 모든 요소를 수조 외부에 위치시키기 위함이다. 이렇게 함으로써 기존의 유사한 팬텀구조에서 문제가 되었던 측정시의 전자파 잡음을 제거할 수 있다.

종양-모방자의 구조는 입체적인 체적을 가지는 다각형의 구조로, 내부에는 닉롬선 등의 발열체를 포함하고 표면에는 종양-모방자의 발열온도를 측정할 수 있는 열전쌍과 같은 온도센서를, 내부에는 실제 발열체의 온도를 측정할 수 있는 온도센서를 위치시킨다. 이와 같이 이중으로 온도센서를 종양-모방자의 내부와 외부에 위치시킴으로써 발열체를 감싸고 있는 물질의 온도전달 특성을 확인 할 수 있으며 실제 근육등가 용액과의 접촉면의 온도를 원하는 온도로 유지함으로써 라디오메트리의 정확한 성능 평가나 교정을 할 수 있다. 살아있는 생체조직의 열적특성은 다음의 식(1)과 같은 bioheat transfer 방정식[4]으로 나타나는데,

$$\nabla \cdot (k \nabla \cdot T) - \omega_b c_b (T - T_a) + q = \rho_T c_t \frac{\partial T}{\partial t} \quad (1)$$

식(1)은 생체조직에서의 열분포는 불연속점을 가질 수 없다는 의미를 내포하고 있다. 따라서 이를 고려한 종양-모방자의 모델링은 매우 중요하다. 또한, 종양-모방자의 크기를 임상학적 의미가 있는 크기로 변화시킬 수 있어, 다양한 크기의 종양-모방자를 이용한 라디오메트리의 정확한 성능평가 및 교정이 가능하다. 근육등가부 용액의 온도를 측정하는 동안 일정한 온도로 유지할 필요가 있으며, 수조안의 용액의 흐름을 야기하여, 종양-모방자로부터 발산되는 열에너지를 분산시킴으로써 종양-모방자가 일정한 온도를 유지할 수 있도록 해주며, 또한 인체의 혈액순환에 의한 열전도 현상을 대처하도록 한다. 수조의 온도나 용액의 흐름을 야기하는 순환장치 또한 외부에 위치하는데 이는 측정시에 발생하는 전자파 잡음을 제거하기 위함이다.

### 2.3 Microwave Radiometry의 의학적 응용: 유방암 진단

Radiometer에 의한 종양 진단은 종양의 초기 진행 시 발산되는 에너지와 주변 정상 조직과 사이에서 발산되는 에너지의 차이를 검출, 온도로 추정하여 온도 이상 부위

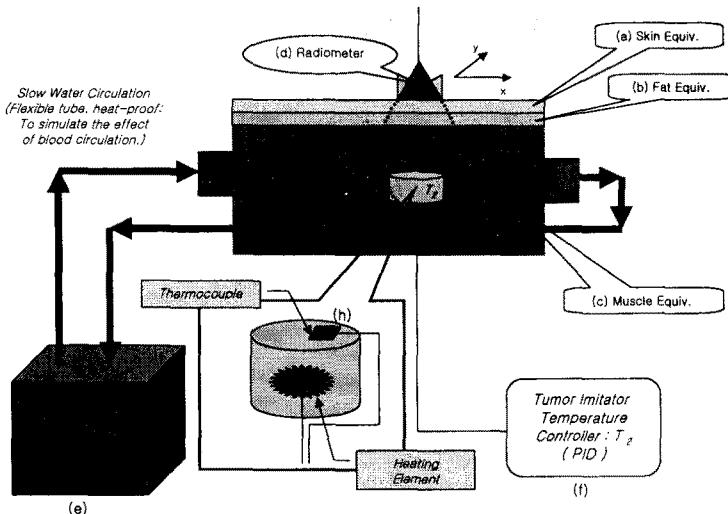


그림 4. 생리학적 특성을 고려한 Microwave Radiometry용 Phantom의 구성.

를 진단하고자 하는 것이다. 일반적으로 Radiometer의 측정 부위와 주위 측정 부위와의 온도 차이가  $1^{\circ}\text{C}$  이상일 때에 종양 부위로 해석한다. 과거에 인체에서 발산되는 적외선 주파수 대역에서의 에너지를 측정하여 인체의 질병을 진단하려는 연구가 지속되어 왔으나, 적외선 파장이 인체에서 대부분 흡수가 되기 때문에 피부 표면 온도만을 측정하게 되는 제약이 있었다. 그러나 Microwave 영역의 파장이 적외선 영역의 파장 보다 길기 때문에 생체 내부에 위치한 종양에서 발생된 Microwave 대역의 전자기 에너지는 생체 내부를 보다 더 깊게 침투, 전달이 될 수가 있다. Microwave Radiometer로 유방의 종양 부위를 진단시 우선 수신 안테나를 유방 표면에 수직으로 밀착시킨다. 안테나를 인체 측정 부위에 밀착 시, 측정 부위와 안테나 사이에 공기 gap을 제거하여 임피던스 정합을 이루는 것이 중요하며 측정 전에 antenna 부위의 온도를 측정 대상의 표면 온도에 가깝게 해주는 thermal matching도 필요하다. 일반적으로 안테나는 1-6 GHz대의 waveguide 도파관 속에 측정하려는 매질의 전달 특성 계수(Dielectric Constant)와 비슷한 물질로 채우게 된다. 또한 측정 환자는 측정하기 전 약 15분 동안 상체를 노출시켜 실온의 온도와 평형 상태를 유지하고 측정 시에는 두 손을 어깨 위로 올린다. 만약에 측정 환자가 월경 시, 일반적으로 유방의 체온이 상승하기 때문에 Radiometer 측정에서 제외한다. Radiometer에 의한 유방암 진단 방법은 측정 환자의 좌우 유방의 서로 대칭 되는 지점끼리의 온도 차

이를 측정, 비교하여 좌우의 대칭점 온도 차이가  $1^{\circ}\text{C}$  이상일 때, 온도가 높은 부위에 종양이 진행되고 있는 것으로 간주한다. 이때 사용하는 수신 안테나의 주파수 대역은 측정이 가능한 종양의 깊이를 결정할 수 있는데, 수신 안테나의 주파수가 낮을수록 (1-6 GHz 사이) 측정 할 수 있는 종양의 깊이가 증가하게 된다. 또한 생체 내부의 매질에 따라 전자기 에너지가 투과되는 비율이 달라지게 되어 같은 주파수 대역을 갖는 전자기 에너지는 근육보다 지방층을 더 용이하게 투과, 전달이 된다.

### 3. 결 론

현재 널리 쓰이고 있는 X-ray, CT, MR같은 영상 장비로 암이나 종양을 진단하는 방법은, 암이나 종양 부위가 일정한 크기 이상으로 성장하여 Mass가 형성이 되었을 때 주위의 정상 조직과의 Mass 차이를 영상 Contrast 차이로 판별하는 것이다. 특히 여성의 유방암은 X-ray Mammography 장비로 진단하는데 보통 1cm 이하의 초기 상태의 종양 부위는 주위의 정상 조직과의 Mass 차이로 구별하지 못하기 때문에 조기 진단을 효과적으로 할 수가 없다. 환자의 종양 발견 당시의 종양 크기는 환자의 생존율과 매우 밀접한 관계에 있으며, 환자의 생존율을 높이기 위해서는 조기 진단이 매우 중요하다. 또한 생리학적 특성을 고려한 팬텀은 체내의 조직에서 발생하는 열에너지를 측정하기 위한 마이크로웨이브 라디오메트리의 성능 평가 및 교정을 위한 팬텀의 구성에 있어서 매우 중요한 역할을 하게 될 것이다. 본 연구에서 살펴본 Microwave radiometry는 인체에 무해하고 (passive), 방사능 영향(non-ionizing)이 없는 방법으로, 종양의 진단 이외에도 많은 의학적 용도들을 찾을 수 있는 새로운 의료기 분야가 될 것이다.

### (참 고 문 헌)

- [1] Kenneth L. Carr, "Microwave Radiometry: Its Importance to the Detection of Cancer", IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques, vol. 37, no. 12, pp. 1862-1869, 1989
- [2] Shizuo Mizushina, "Recent Trends in Medical Microwave Radiometry", IEICE Trans. Commun. vol. E78-B, no. 6, pp.789-798, 1995
- [3] Fawwaz T. Ulaby, Microwave Remote Sensing: Active and Passive, Volume 1, Artec House, 1981.
- [4] E. A. Cheever, "Microwave Radiometry in Living Tissue: What Does it Measure?", IEEE Trans. BME, VOL.39, NO.6, pp.563-568, JUNE 1992.

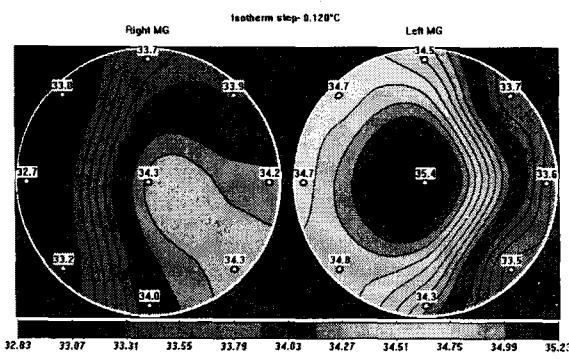


그림 3. Mammary Gland 내부의 온도 분포도