

마이크로웨이브 라디오써머미터의 원리 및 의학적 응용

김경섭*, 이정환**, 이상민**

* 건국대학교 의과대학 의학공학부 · ** 삼성종합기술원 M 응용 프로젝트팀

I. 서론

절대 온도 영점 이상 상태에 있는 모든 물체는 광범위한 주파수 대역의 전자기 에너지(thermal radiation)를 방출한다. 만약에 물체가 에너지를 완벽하게 흡수하게 되면 '플랑크 방사법칙(Planck's Radiation Law)' [1]에 따라 이 물체는 그림 1과 같은 스펙트럼을 가지는 전자기 에너지를 방출한다고 알려져 있다. 그림 1에서 볼 수 있는 것처럼, 주파수 대역에 따라 흑체(black body)가 방출하는 에너지의 세기는 각각 다른데, 3~15 μm 파장의 적외선 대역의 에너지가 최대로 방출되는 것을 알 수 있다.

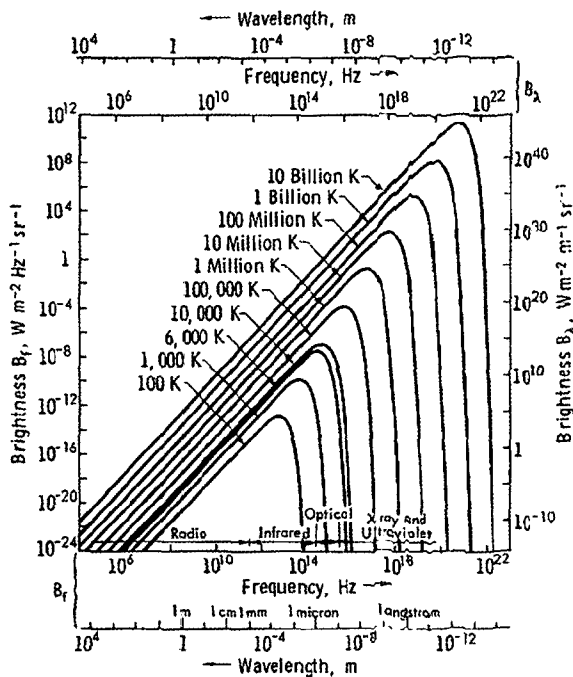


그림 1. 플랑크 방사 스펙트럼

이때 피부보다 깊은 생체 조직에서 발생하는 열 에너지에 의하여 전달되는 적외선 주파수 대역의 에너지는 대부분이 생체 조직 내에서 흡수가 되지만, 마이크로파 대역의 전자기 에너지의 일부는 생체 조직을 통하여 내부로 전달이 된다. 생체 내부에서 피부로 전달되는 마이크로파 대역의 전자기 에너지의 세기는, 방출되는 에너지의 주파

수 대역과 전자기파를 흡수, 반사, 투과시키는 인체의 매질에 (근육, 뼈, 지방) 따라 달라지는데, 마이크로웨이브 라디오써머미터(microwave radio-thermometer)는 인체 내부 조직에서 방출되는 1-6 GHz 대역의 미량의 전자기 에너지를 피부 표면에서 비 침습적인 방법으로 측정하여, 일정한 생체 조직 체적내의 평균 온도를 추정할 수 있다.

마이크로웨이브 라디오써머미터의 의학적 진단 응용은 암이나 종양 부분에서 방출되는 전자기 에너지와 정상 세포에서 방출되는 전자기 에너지의 차이를 측정하여 진단에 활용하는 것이다. 즉 암이나 종양이 진행 시, 악성 종양의 세포의 신진대사가 정상 세포보다 활발하게 되고 또한 종양 세포 주위로 혈액의 유입이 증가하게 되어, 주위의 정상 세포 보다 많은 열이 발생하게 된다. 발생된 열은 세포 분자내의 열적 활동(thermal activity)을 증가시켜 전자기 에너지를 보다 더 방출하게 되는데, 이때 방출된 마이크로파 대역의 전자기 에너지의 차이를 인체에 무해하고 (passive), 비 침습적 (non-invasive), 방사능의 영향이 없는 (non ionizing) 방법으로 측정, 생체 내부 조직의 온도로 추정하여 질병을 진단하는 것이 라디오써머미터의 의학적 진단의 기본 원리이다 [2]-[4].

II. Radio-Thermometer의 측정 원리

2-1. 흑체 방사와 열적 잡음

마이크로웨이브 대역에서의 좋은 방사체(radiator)가 되기 위해서는 좋은 흡수체(absorber)가 되어야 하는데, 완벽한 열 흡수체는 흑체(black-body)이다. 흑체와는 직접적으로 연관이 되지는 않지만, 저항의 존슨잡음(Johnson noise)과 열 방사체(thermal radiation body)는 비슷한 특성을 가진다. 저항에서의 전자적 열적 변동은 저항 양단에 인가되는 잡음 전압을 결정하는데, 이 잡음 전압은 kT/k 는 볼츠만 상수, T 는 저항의 절대온도의 단위)의 주파수에 대한 잡음전력으로 표현된다. 열 방사와 존슨 잡음에 관한 관계는 그림 2의 흑체 안에서 묘사된 안테나 시스템에서 살펴볼 수 있다.

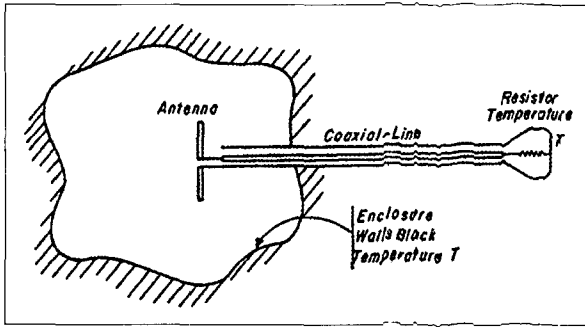


그림 2. 흑체안의 안테나 시스템

그림 2는 안테나가 전송라인에 임피던스 정합(matching)되어 있고, 저항 또한 전송라인에 정합되어 있는 구조이다. 결국, 전송라인이 정합된 부하(load)에 의하여 연결되면, 전송라인에서 부하에 대한 순시진행파(incident wave)는 아무런 반사 없이 흡수되어 버린다. 안테나는 흑체에 의하여 완전히 쌓여지고 저항은 이와 동일한 온도에 있다고 가정한다. 흑체의 벽에 의한 열 방사는 안테나에 의하여 감지되고 전송라인을 타고 전송되어 저항에 의하여 흡수된다. 저항의 존손잡음은 전송라인을 타고 전송되어 안테나를 통하여 방출되고, 다시 흑체의 벽에서 흡수되어 진다. 만약 이러한 두 에너지의 균형이 깨어진다면, 저항은 에너지를 잃거나 얻을 것이며, 결국 이는 열역학(Thermodynamics) 제2법칙을 위반하게 된다. 따라서 같은 온도에서 저항에 의한 존손잡음 전력은 흑체를 향하는 안테나에서 감지된 에너지와 같은 온도라는 가정에서는 같아야 한다. 결국, 온도 T에서 열적 평형을 이루고 있는 상태에서 흑체의 벽을 향하고 있는 안테나는 같은 온도에서 동축선을 연결하는 저항처럼 행동한다는 것이다. 이때, 안테나가 감지하는 방사(radiation) 에너지를 안테나의 온도로서 표현하는 것이 편리하다. 따라서, 임의의 온도에서 저항의 잡음 에너지와 같은 양의 방사 에너지를 받아 들여졌다면, 안테나는 임의의 온도를 가지고 있다고 말할 수 있다.

안테나 패턴의 위와 같은 표현이 동축선 전송라인에 대한 것이라면, 쉽게 다른 단일모드 전송라인에 대해서도 그 원리가 적용 가능하다. 흑체의 방사가 주파수에 의존한다는 점은 전기적 잡음(electrical noise)과는 구별되는 것이다. 그러나, 플랑크의 흑체 방사 공식에서, 긴 파장의 경우 Rayleigh-Jeans 공식으로 간략화 할 수 있으며, 이 영역에서는 단위 면적, 단위 체적, 그리고 단위 주파수당 흑체의 방사 에너지가 주파수의 제곱에 비례하게 된다. 그러나, 단위 주파수당 저항으로부터 나올 수 있는 잡음 에너지는 주파수에 독립적이다. 그러나, 일반적으로, 안테나 패턴의 로브(lobes)는 고 주파수에서 보다 지향적이다. 따라서, 안테나는 보다 작은 체

적 각도에서 잡음 에너지를 받아들일게 된다. 실질적으로, 안테나의 평균 흡수 단 면적은 $\frac{\lambda^2}{4\pi}$ (λ : 파장)이다. 안테나 패턴의 λ^2 와 흑체 방사 에너지 공식에서의 $\frac{1}{\lambda^2}$ 는 서로 상쇄되며, 전체 흡수전력은 주파수와는 독립적이 된다[5].

2-2. Thermal Radiation의 측정

마이크로웨이브 내역의 열 방사 에너지를 검출하고 측정하는 것은 일반적으로 통신기술과는 다소 다른 기술을 필요로 한다. 예를 들어 통신에서의 전송파(carrier)는 협소한 대역의 스펙트럼을 가지는데, 이러한 신호를 감지하는 경우 협소한 대역을 가지는 모듈로 구성된 수신 단을 사용하게 된다. 이러한 협소한 대역의 수신 단은 불필요한 대역의 다른 신호들을 차단하며 좋은 S/N(Signal-To- Noise ratio)비율을 얻을 수 있다. 이에 반하여, 열적 방사는 일반적으로 광 대역의 특성을 갖는다. 다른 주파수 성분의 크기(amplitude)나 위상(phase)성분들은 완전히 독립적이며, 위상성분은 완전히 임의적이라고 간주하기 때문이다. 이러한 전자기파 잡음을 측정하는 수신 단은 광 대역의 RF(Radio frequency)와 IF(intermediate frequency) 대역을 수용하여야 한다. 그림 3은 라디오써머미터에서 사용되는 광 대역 수신 단(wideband receiver)의 블록다이어그램을 나타낸다. 그림 3은 라디오써머미터에서 사용되는 광 대역 수신 단(wideband receiver)의 블록다이어그램을 나타낸다.

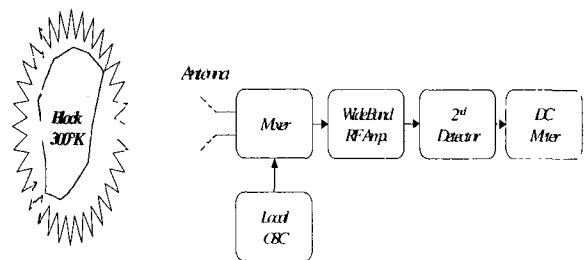


그림 3. 광대역 수신단 라디오써머미터

그림 3의 수신 단에서 10MHz의 IF 대역폭, NF(Noise Figure)는 20, DC output meter의 반응시간은 1초라고 가정하면 라디오써머미터의 동작은 다음과 같이 설정될 수 있다. 먼저 수신 단은 IF band의 2배 떨어진 2개의 대역으로부터 신호를 받아들인다. 이 2개의 대역에서 안테나에 의하여 감지되는 열적 방사 에너지는 믹서(mixer)에서 IF 잡음으로 변환된다. 그러나 수신 단은 완벽하지 않기 때문에, 수신 단에서 발생한 자체 잡음이 이 변환된 신호에 합쳐지게 된다. 앞에서 NF가 20이라고 가정하였기 때문에, 2차 검출기(2nd detector)

로 들어가는 평균전력의 1/9 만이 300 °K의 안테나 부하에 기인한 것으로 볼 수 있다. 열적 방사에너지가 측정되어 질 수 있는 정밀도는 출력미터의 통계적 변동(statistical fluctuation)에 의하여 제한 받게 되어, 10MHz의 IF 대역폭에서, 10MHz 정도의 잡음 펄스가 배초마다 2차 검출기에서 나오게 된다. 잡음의 통계적 특성으로 인하여 이 펄스는 큰 신호와 작은 신호가 혼재하게 되며, 큰 신호와 작은 신호의 확률적 분포는 앞의 신호와는 완전히 독립적인 것이다. 결국 크기가 하나는 작고 하나는 큰 펄스가 연속적으로 불규칙하게 발생되면, 작은 펄스는 시 정수 1초인 DC미터에 의하여 감지되어지는 전류에는 영향을 못 미치게 된다. 결국 DC 미터의 값은 1초안에 발생하여 영향을 미치는 큰 펄스의 값을 의미하게 된다. 여기서 중요한 점은, 이와 같은 온도의 변동은 대역 (bandwidth)의 제공근에 반비례하여 변한다는 점이며, 따라서 IF 대역이 넓으면 넓을수록 더 좋은 라디오미터가 될 수 있다는 것이다. 온도변동 또한 DC 출력미터 대역의 제공근에 비례하여 변한다. 따라서 DC 미터의 반응이 느리면 느릴수록 변동은 작아지나 불행하게도 측정에 걸리는 시간은 증가하게 된다. 그러나 여기서 한가지 중요한 변동의 요인은 수신 단의 이득변화이다. 만약에 수신 단의 이득이 불규칙하게 변한다면 출력 값도 변동을 할 것이며, 이러한 변동은 다른 변동의 원인보다도 가장 크게 작용할 것이다. 이 변동의 가장 유력한 원인들은 전력선 전압의 변동, 주변 온도의 변화가 있을 것이다. 비록 전력장치가 세밀하게 정류되고 온도보상이 되어 졌다고 해도 자체적으로 가지는 미세한 변동은 있을 것이다. 또 변환이득의 변동과 반도체 믹서의 샷 잡음(shot noise)도 고려해야 한다. 왜냐하면 전체 이득의 0.1%의 변화에도 전체적으로 약 3°C의 결과를 만들어 내기 때문에, 이러한 변동은 실제 의학적 응용에 있어서 매우 심각한 문제이다. 이와 같이 이득 변화에 변동되는 잡음들을 '이득 변화 잡음 (gain variation noise)'라 한다.

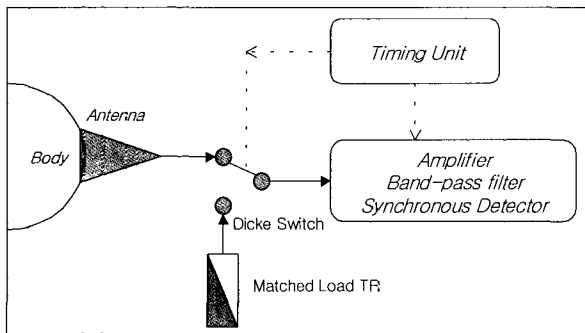


그림 4. 전형적인 디케 라디오미터의 구성

그림 4에서 안테나 또는 표준기준부하에 연결되어 있

는 동안에는 증폭기의 이득은 변화하지 않는다고 가정하고 있다. 그림 4와 같이, 인체 내부의 온도를 측정하기 위하여 안테나를 인체의 일부분과 접촉하였을 경우, 안테나와 표준 기준부하는 수신 단에 대하여 같은 임피던스를 나타낸다고 가정한다. 그러나 실제로는 약간의 부 정합(mismatch)이 발생하게 되는데, 인체용의 경우 이러한 영향을 고려하여야 한다.

인체 내부에서 발생하여 안테나와 조직의 경계 면에 닿는 잡음전력(noise power)의 일부는 반사계수 R 에 의하여 다시 반사되어 돌아가게 된다. 이러한 상황은 그림 5와 같이 표현할 수 있다[6].

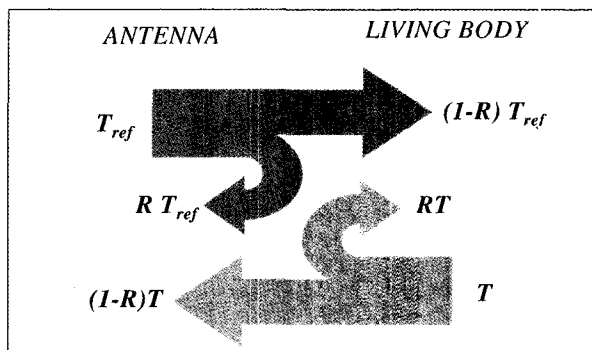


그림 5. 안테나 와 생체 조직 경계에서의 잡음 전력의 관계

상호관계에 의하여, 라디오미터 내부에서 발생하여 안테나를 통하여 전달되는 잡음전력의 일부 또한 반사 계수 R 에 의하여 반사되어 돌아가게 된다. 결과적으로 남은 부분 $1-R$ 은 안테나로 전달되고, 결과적으로 안테나는 식(1)과 같이 표현되는 광도 온도 (T_B : Brightness temperature)를 측정하게 된다

$$T_B = RT_{ref} + (1-R)T \quad (1)$$

여기서 T 는 측정하고자 하는 생체 조직의 내부온도를 의미하며 T_B 와 T_{ref} 을 비교하면 식(2)를 얻을 수 있다.

$$\begin{aligned} T_B - T_{ref} &= (R-1)T_{ref} + (1-R)T \\ &= (1-R)(T - T_{ref}) \\ &= \text{Radio-thermometer의 출력전압} \quad (2) \end{aligned}$$

여기서 $1-R$ 인자는 물체의 표면 방사율(surface emissivity)라고 한다. 식(2)에서 T_{ref} 을 T 에 가깝게 조정함으로써 라디오미터의 출력을 0으로 만들 수 있으면, 반사계수 R 값과는 독립적으로 식(3)을 얻을 수 있다.

$$T = T_{ref} = T_{ref} \quad (3)$$

식(3)과 같은 방법을 이용하여 광도온도를 측정하는 방법을 '방사평형 방법 (Radiation-balance method)'[7]이라고 하며, 측정하고자 하는 생체 조직 부위의 표면 방사율 (또는 임피던스 정합)과 무관하게 일정한 생체

체적 부분의 내부온도를 측정할 수 있게 해준다. 그림 6은 이와 같은 원리를 이용하여 구성된 방사평형 라디오써미터를 나타낸다.

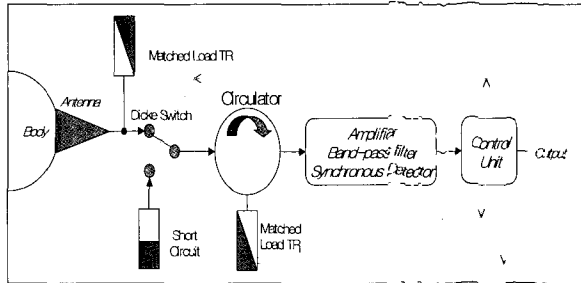


그림 6. 방사평형 라디오써미터의 구성

III. 생리학적 특성을 고려한 라디오써미터용 팬텀(Phantom)의 설계

인체의 내부 조직으로부터 발생하는 미약한 마이크로웨이브 대역 신호의 검출을 이용한 생체내부의 온도 측정, 생체조직 세포의 비정상적인 상태를 비 침습적인 방법으로 감지하여 질병을 조기 진단할 수 있는 기술이다. 이러한 인체의 내부 조직으로부터 발생하는 미약한 마이크로파를 감지하기 위하여 라디오써미터는 매우 정교하기 때문에 정확한 교정이 필요 하지만 아직까지 정확한 교정을 위한 팬텀이 없어 많은 문제점을 가지고 있다. 일반적으로 팬텀은 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 있다[8] [12].

인체의 근육을 모델링하기 위하여 수조(water-bath)에 물과 NaCl을 혼합하여 사용하는데, 이때 종양 모방자는 수조 안에 위치하게 된다. 기존의 팬텀 구성에서는 같은 수조 안에 회전자(rotator) 또는 수조 안의 물 온도를 제어하기 위한 발열체(heating element)를 수조 안에 두어 실제의 생체모델과는 다른 구성을 가지게 된다. 이러한 문제점을 극복하기 위하여, 수조의 물의 온도는 외부의 다른 수조에서 제어하여 공급하며, 수조 전체를 통하여 펌프로 물을 순환한다. 여기서, 외부에서 강제적인 순환을 시키는 이유는 종양-모방자 주변의 용액의 흐름을 인체의 혈액순환과 같은 원리로서 열을 분산시키거나 전달하는 역할을 부여하기 위함이다. 이렇게 함으로써, 종양-모방자의 온도는 근육의 온도, 수체온과 다른 온도로 유지할 수 있어, 보다 정확한 실험 및 교정을 행할 수 있다.

본 연구에서는 기존의 실험 구성 및 팬텀이 가지고 있는 문제점들을 해결하기 위하여 생체조직의 생리학적 특성을 고려한 팬텀을 그림 7과 같이 제안하고자 한다. 먼저 인체의 가장 많은 부분을 차지하는 근육등가(muscle equivalent)(그림7.a), 지방등가(fat equivalent)(그림7.b), 피부등가(tissue equivalent)(그림7.c)로 구성된 다층의 생체등가모델을 사용한다. 그리고, 근육 등가부 내부에 근육 등가부의 온도와 비교할 수 있는, 일정한 온도를 유지하는 종양-모방자(그림7.g)를 위치시킨다. 또한, 근육 등가부에서 종양-모방자에 의해 발열되는 열에너지를 분산시켜 종양-모방자 부근의 열-평형을 이루기 위하여 근육 등가부의 용액을 순환시키는 수조 순환장치(Circulator)(그림7.e)를 사용한다. 그리고 근육 등가부 내부에서 종양-모방자의 온도를 일정하게 유지시키기 위하여 외부에서 빠른 속도로 종양-모방자를 채우는 물질을 순환시킬 수 있는 온도 제어부(그림7.f)로 구성된다.

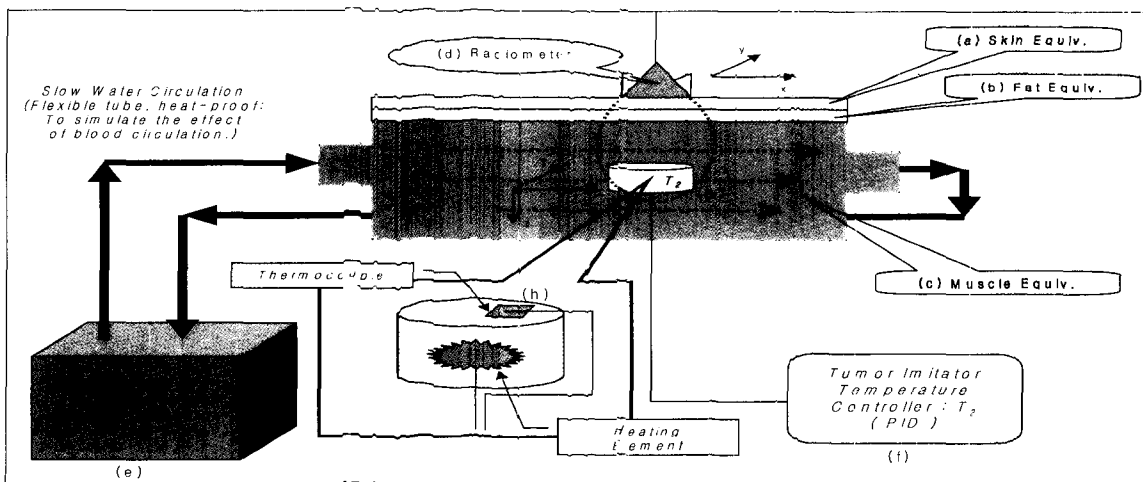


그림 7. 생리학적 특성을 고려한 마이크로웨이브 라디오써미터용 팬텀

생체의 전자기학적 모델은 각각의 조직에 따라 변화하는 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(그림7.g)로 모델링하며, 이의 온도를 종양-모방자 주변의 온도와는 독립적으로 외부의 온도제어장치(그림7.f)에 의하여 임의의 온도로 유지하게 한다. 종양-모방자의 온도를 외부에서 제어하는 이유는 수조 안에 전자기와 잡음을 발생할 수 있는 모든 요소를 수조 외부에 위치시키기 위함이다. 이렇게 함으로써 기존의 유사한 팬텀 구조에서 문제가 되었던 측정시의 전자파 잡음을 제거할 수 있다. 종양-모방자의 구조는 입체적인 체적을 가지는 다각형의 구조로, 내부에는 니크롬선 등의 발열체를 포함하고 표면에는 종양-모방자의 발열온도를 측정할 수 있는 열 전쌍(thermo-couple)과 같은 온도센서를, 내부에는 실제 발열체의 온도를 측정할 수 있는 온도센서를 위치시킨다. 이와 같이 이중으로 온도센서를 종양-모방자의 내부와 외부에 위치시킴으로써 발열체를 감싸고 있는 물질의 온도 전달 특성을 확인 할 수 있으며 실제 근육등가 용액과의 접촉면의 온도를 원하는 온도로 유지함으로써 라디오미터의 정확한 성능 평가나 교정을 할 수 있다. 살아 있는 생체조직의 열적 특성은 식(4)과 같은 열 전달(bioheat transfer) 방정식[13]으로 나타나는데,

$$\nabla \cdot (k_t \nabla \cdot T) - \omega_b c_b (T - T_a) + q = \rho c_t \frac{\partial T}{\partial t} \quad (4)$$

식(4)는 생체조직에서의 열 분포는 불연속 점을 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 라디오미터의 정확한 성능평가 및 교정이 가능하다. 근육 등가부 용액의 온도를 측정하는 동안 일정한 온도로 유지할 필요가 있으며, 수조 안의 용액의 흐름을 야기하여, 종양-모방자로부터 발산되는 열에너지를 분산시킴으로써 종양-모방자가 일정한 온도를 유지할 수 있도록 해주며, 또한 인체의 혈액순환에 의한 열전도 현상을 대치하도록 한다. 수조의 온도나 용액의 흐름을 야기하는 순환장치 또한 외부에 위치하는데 이는 측정 시에 발생하는 전자파 잡음을 제거하기 위함이다. 그림 8은 생리학적 특성을 고려한 팬텀을 이용하여, 팬텀의 깊이를 변화시켜 가면서 서로 다른 파장을 가지는 라디오미터를 사용하여 측정된 측정값이다. 종양-모방자의 깊이가 깊어질수록 라디오미터가 감지하지 못하는 것을 볼 수 있으며, 서로 다른 파장의 라디오미터가 같은 깊이의 있는 종양-모방자를 감지하는 민감도(sensitivity)도 서로 다른 것을 볼 수

있다.

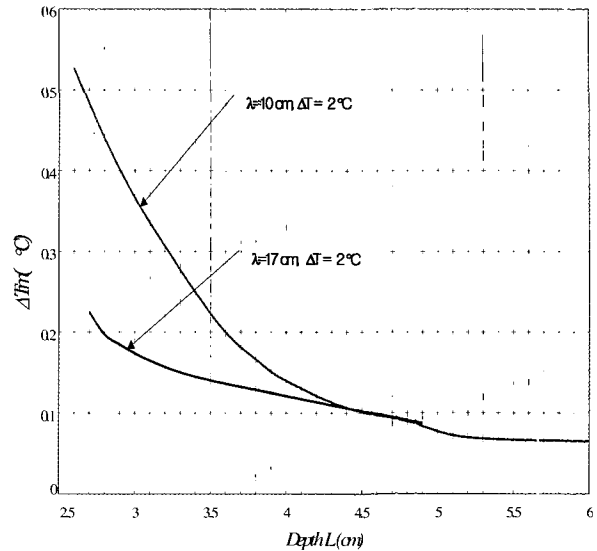


그림 8. 종양-모방자의 위치변화에 따른 라디오미터의 측정값

V. 마이크로웨이브 라디오미터의 의학적 응용

현재 널리 쓰이고 있는 X-ray, CT(Computer Tomography), 혹은 MRI(Magnetic Resonance Imaging) 영상 장비로 암이나 종양을 진단하는 기본 원리는, 암이나 종양 부위가 일정한 크기 이상으로 성장 후 mass가 형성이 되었을 때, 주위의 정상 조직과의 이상 조직의 차이를 영상 contrast 차이로 판별하는 것이다. 특히 여성의 유방암의 경우, X-ray 마모그래피(mammography) 장비로 진단하는데 보통 1cm 이하의 크기를 갖는 초기 상태의 종양 부위는 주위의 정상 조직과의 mass 차이가 적어 영상 contrast를 갖기가 어렵기 때문에 유방암 조기 진단을 효과적으로 할 수가 없다. 환자의 종양 발견 당시의 종양 크기는 환자의 생존율과 매우 밀접한 관계에 있으며, 환자의 생존율을 높이기 위해서는 조기 진단은 매우 중요하다 [2][8]. 마이크로웨이브 라디오미터에 의한 종양 진단은 종양이 초기 진행 시, 종양의 내부 온도가 주위 정상 조직보다 상승하게 되고, 이 열로 인하여 발산되는 종양 부위의 전자기 에너지와 주변 정상 조직에서 발산되는 전자기 에너지 차이를 비교하여, 일정한 크기 이상의 에너지 차이 부위를 검출하고자 하는 것이다. 과거에 인체에서 발산되는 적외선 주파수 대역에서의 에너지를 측정하여 인체의 질병을 진단하려는 연구가 지속되어 왔으나[14][15], 인체 내부에서 발산되는 적외선 파장 대역의 에너지는 인체 내부에서 대부분 흡수가 되어, 인체 내부에서 전달되는 종양의 에너지를 인체의 표면에서 측정할 수 없는 제약점이 있다.

4-1. 유방암의 조기진단

라디오써머미터에 의한 유방 종양 부위 진단은 특히 유방 종양의 초기 진행 시 발산되는 종양 부위의 마이크로파 대역의 전자기 에너지와 주변 정상 조직에서 발산되는 전자기 에너지의 차이를 온도로 추정하여 이상 부위를 진단하고자 하는 것이다. 인체의 유방은 다른 생체 조직 보다 균일한 매질로 구성되어 있고, 형태학적 특성상 좌우 유방의 대칭 부위를 쉽게 선정하여 측정할 수 있기 때문에, 이 좌우 유방의 대칭 부위의 내부 온도 차이를 측정하여 기준 차이 값의 범위를 벗어날 때 종양 부위로 간주가 된다. 만약에 좌우 유방 대칭 부위를 선정하기가 어려울 때는 한 쪽 유방 부위의 측정 부위만을 선택할 수가 있다 [16].

라디오써머미터로 유방 부위의 전자기 에너지를 측정할 때에는, 우선 수신 안테나를 유방 표면에 수직으로 밀착시켜서 측정 부위와 안테나 사이에 공기 틈(gap)을 제거, 임피던스 정합을 이루는 것이 중요하며 측정 전에 안테나 부위의 온도를 측정 대상의 표면 온도에 가깝게 만들어 줄 필요가 있다. 측정 대상 환자는 측정을 실행하기 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 치온이 상승하기 때문에 월경 시작점으로부터 최소 1주일 경과한 후에 임상 측정 실험을 실시한다. 환자를 측정하는 방은 1.5×10^{15} Watt/cm² 보다 큰 외부 전자기 에너지를 차폐시킬 수 있는 10 - 18m² 크기의 실험실이 적당하며 저 층에 위치하는 것이 좋다. 또한 실험실의 실내 온도는 $22 \pm 3^\circ\text{C}$ 로 유지하고 습도는 $65 \pm 15\%$ 로 유지시키는 것이 좋다.

측정 점의 총 숫자는 유방의 크기나 진단의 정밀도에 따라 좌우 유두(nipple)를 중심으로 각각 9 points, 13 points 또는 49 points로 측정하는데, 이때 겨드랑이(lymph node) 부위도 같이 측정을 한다. 라디오써머미터 수신 안테나의 중심 주파수에 따라 측정이 가능한 종양의 깊이를 결정할 수 있는데, 수신 주파수가 낮을수록 측정이 가능한 종양의 깊이가 증가하게 된다. 또한 생체 내부의 매질에 따라 전자기 에너지가 투과되는 비율이 달라지게 되어 같은 주파수 대역을 갖는 전자기 에너지일 지라도 근육보다 지방층을 더 용이하게 투과, 수신 안테나에 보다 더 많이 전달될 수 있다.

4 2. 유방암 진단 파라미터

마이크로웨이브 라디오써머미터 측정에 의한 기본적인 유방암 진단 방법은 측정 환자의 좌우 유방의 서로 대칭되는 지점에서의 온도를 측정, 비교하여 온도 차이가 어느 정도 이상일 때, 온도가 높은 부위에 종양이 진행되고 있는 것으로 간주하는 것이다. 실제 유방암의 환자에 대

한 라디오써머미터 임상 실험을 수행한 결과, 유방 좌우 대칭 부위의 온도 차이가 대략 1.0°C 혹은 그 이상일 때 고온의 측정 부위에 종양이 존재한다고 해석을 하였으며, 다른 연구자들은[17] 좌우 유방의 유두를 중심으로 각각 9 points 와 lymph nod를 측정하고, 측정된 값의 온도 차이를 단순히 비교하는 것 이외에 추가적인 통계적인 파라미터들의 해석을 통하여 환자의 유방암 진위 여부를 판단하고자 하였다. 즉, 좌측 유방과 우측 유방의 유두의 측정 온도를 각각 t_{ml} , t_{mr} 이라 하고 유두를 제외한 나머지 8 points의 측정 온도의 평균값을 t_{avr} 라고 했을 때 다음과 같은 진단 파라미터를 고안하였다.

$$|t_{mr} - t_{ml}| : \text{좌우 유두의 온도차} \quad (5)$$

$$|t_{r,i} - t_{l,i}| : i = 1, \dots, 8, \text{ 좌우 두 지점의 온도차} \quad (6)$$

$$\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^8 (r_{r,i} - t_{l,i})^2}{9}}$$

$$: \text{좌우 두 지점의 온도차에 대한 표준편차} \quad (7)$$

따라서 좌우 유방의 9개의 측정 점들로부터 온도를 측정하고 식(5)부터 (7)에 따라 각각의 파라미터 값의 분포도를 계산하여 유방암 부위를 진단하고자 하였다. 라디오써머미터로 측정된 온도 값을 통계적으로 처리하여, 유방암 진단을 위한 최적의 진단 파라미터들에 대한 연구는 앞으로 계속되어야 할 것이라고 본다.

4 3. 라디오써머미터 측정에 의한 유방암 환자의 온도분포 실제 예

X ray mammography 나 초음파 영상, biopsy test 등으로 유방암의 진위 여부가 판명이 된 유방암 환자의 X ray 영상과 라디오써머미터를 이용한 측정결과를 그림 9에서부터 12까지 나타내었다.



그림 9. 유방암 환자의 오른쪽 유방의 X ray mammography 영상

먼저 그림 9의 X-ray영상은 약 6개월 전에 암이라 판단을 받은 69세의 환자의 경우이다. 이 환자의 경우, 상당히 암이 진행된 뒤에 발견이 되었으며, 그 크기가 20mm에 달하였다. 따라서 X-ray 영상에서는 선명하게 암의 위치가 확인 할 수 있다. 실제 환자의 암의 위치는 본 연구에서 사용한 측정 위치에 투영을 한다면 그림 10과 같다. 동작 파장이 10cm인 라디오써머미터를 사용하여 피 검자를 측정하였을 때의 결과가 그림 11이다.

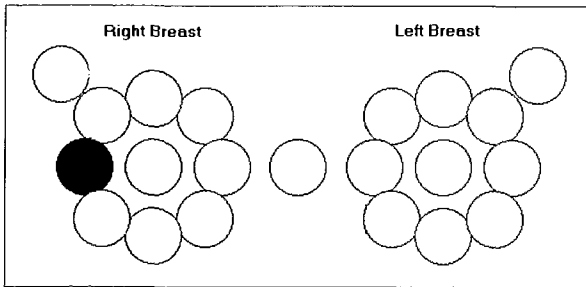


그림 10. 라디오써머미터의 측정 부위

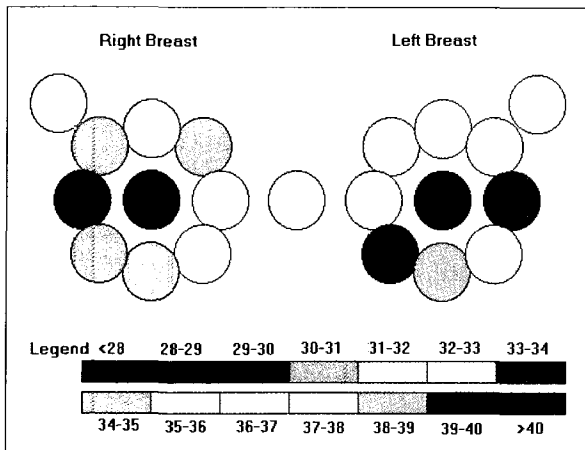


그림 11. 파장 10cm 라디오써머미터의 2차원 절대온도 맵

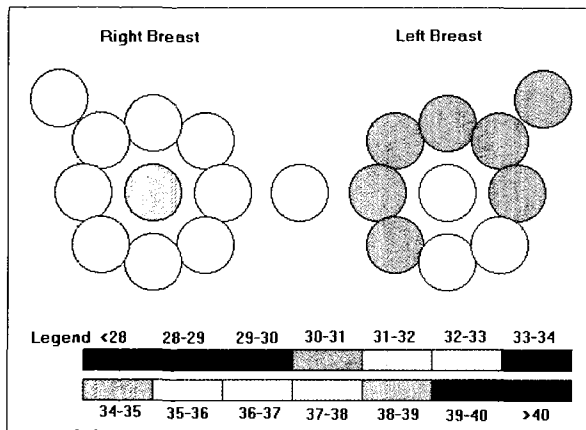


그림 12. 파장 17cm 라디오써머미터의 2차원 절대온도 맵

VI. 결론

본 논문에서 살펴본 라디오써머미터의 임상적 응용은 측정하고자 하는 대상에 따라서 라디오써머미터의 동작 파장을 어떻게 선정하느냐에 따라 라디오써머미터의 임상적 유용성이 결정된다고 할 수 있다. 전자기파의 체내 투과깊이는 실제 전자기 이론과는 많은 차이를 보이고 있으며, 이러한 근접 필드(near field)에서의 이론적 해석이 아직 명확히 정립이 되어 있지 않아 많은 어려움이 있다. 또한 인체의 유전율에 대한 연구도 많이 진척되어 있지 않아, 많은 실험마다 서로 다른 유전율 데이터를 사용하는 등, 아직도 많은 부분을 정립해야 할 필요성이 있다. 따라서 라디오써머미터가 인체의 내부에서 감지할 수 있는 영역은 파장에 의하여 결정되기 때문에, 측정하고자 하는 깊이에 따라 그 동작 파장을 결정하여야 한다. 또한 라디오써머미터의 임상적 응용에 있어서 고려해야 할 사항은 측정하고자 하는 부위의 따라 접촉식 안테나를 최적화 시켜야 한다는 것이다. 현존하는 인체에 대한 유전율 데이터들은 대부분, 작은 조직들을 이용한 실험을 통하여 얻어진 데이터이며, 또한 사람마다 각 부위에 대한 조직의 구성성분이 다르기 때문에, 측정하고자 하는 부위의 평균적인 유전율을 고려하여 최적화된 안테나의 설계가 매우 중요하다.

본 논문에서 살펴본 마이크로웨이브 라디오써머미터의 원리와 임상적 활용은 분명 새로운 개념의 의료장비이며 비 침습적인 방법으로 인체 내부의 온도를 측정할 수 있는 매우 유용한 기술임이 확실하다. 특히, 무선통신 기술의 발달은 마이크로웨이브 대역의 응용을 훨씬 경제적으로 만들었으며, 이로 인하여 전자기파와 인체의 상관관계를 연구하는 분야가 등장하기도 하였다. 이와 같은 전자기파와 생체의 기능을 측정 및 평가하고자 하는 관심이 고조되어 가고 있는 시대에 비 침습적인 전자기파 측정을 이용한 생체정보의 추정은 전자기파를 이용한 생체현상측정이라는 새로운 관심 영역을 만들어 가고 있으며, 앞으로도 많은 연구와 발전이 필요한 분야라고 할 수 있다.

참고문헌

1. R. Siegel and J.R. Howel, Thermal Radiation Heat Transfer, McGraw-Hill, New York, 1972.
2. K.L. Carr, "Radiometric sensing: Detecting cancer and keeping tabs on blood warming using microwaves", IEEE Potentials, pp. 21-25, Apr/May, 1997.
3. J.W. Hand, G.M. J. Van Leeuwen, S. Mizushima, J.B. Van de Kamer, K. Maruyama, T. Sugiura, D.V. Azzopardi, and A.D. Edwards, "Monitoring of deep

- brain temperature in infants using multi-frequency microware radiometry and thermal modeling”, Physics in Medicine and Biology, vol. 30, pp. 1885-1903, 2001.
4. M. Robillard, M. Chieve, Y. Leroy, J. Audet, Ch. Pichot, and Ch. Bolomy, “Microwave Thermography - Characteristics of waveguide application and Signatures of thermal structure”, Journal of Microwave Power, vol.17, no.2, pp. 97-105, 1982.
 5. R.H. Dicke, “The measurement of thermal radiation of microwave frequency”, The review of Scientific Instrumentation, vol. 17, no. 7, pp.268 275, 1946.
 6. K.M. Luedeke, J. Koehler, and J. Kanzenbach, “A new radiation balance microwave thermograph for simultaneous and independent temperature and emissivity measurements”, Journal of Microwave Power, vol.14, no.2, pp. 117-121, 1979.
 7. K.M. Luedeke, B. Schiek, and J. Kohler, “Radiation balance microwave thermograph for industrial and medical applications”, Electronics Letters, vol.14, no.6, pp. 194-196, 1978.
 8. K.L. Carr, “Microwave Radiometry: Its importance to the detection of Cancer”, IEEE Trans. MTT, vol.37, no.2, 1989.
 9. E.A. Cheever and K.R. Foster, “Microwave Radiometry in Living Tissue: What Does It Measure?”, IEEE Trans. BME, vol.39, no.6, 1992.
 10. S. Mizushina, H Ohba, K. Abe, S. Mizoshiri, and T. Sugiura, “Recent Trends in Medical Microwave Radiometry”, IEICE Trans. Commun., vol. E78-B, no. 6, pp. 789-798, 1995.
 11. S. Mizushina, T. Shimizu, K. Suzuki, M. Kinomura, H. Ohba, and T. Sugiura, “Retrieval of Temperature-Depth Profiles in Biological Objects from Multi-Frequency Microwave Radiometric Data”, Journal of Electromagnetic Waves and Application, vol.7, no.11, pp.1515-1548, 1993.
 12. M. Miyakawa, “Programmable Sweep Radiometer System as A new tool for Non-invasive Thermometry”, Journal of Microwave Power and Electromagnetic Energy, vol.26, no.3, pp.160 168, 1991.
 13. H.H. Penes, “Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting human forearm”, Journal of Applied Physiology, vol.1, no.2, pp.92-122, 1948.
 14. M. Anbar, “Dynamic Area Telethermometry - Part I”, Medical Electronis, pp. 62-73, APR. 1994.
 15. M. Anbar, “Dynamic Area Telethermometry - Part II”, Medical Electronis, pp. 73-85, JUN. 1994.
 16. D.V. Land, “Radiometer Receivers for Microwave Thermography”, Microwave Journal, pp.196-202, MAY 1983.

이 정 환

1992년 연세대 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1994). 동대학 박사(2000). 2000~현재 삼성종합기술원 M응용프로젝트팀. 관심분야: Heart Rate Variability, 진자기파를 이용한 생체신호 제추, Microwave Radio thermometry, E-mail : jwlee2@samsung.co.kr

이 상 민

1987년 인하대학교 전자공학과 졸업. 동대학원 석사(1989). 동대학원 박사 (2000). 1989년~1994년 LG Innotek선임연구원. 1995년~현재 삼성종합기술원 책임연구원. 관심분야는 생체신호처리, 생체진자기 분석, 생체인터페이스, 노인 재활. E-mail : smleel@samsung.co.kr

김 경 섭

1979년 연세대 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1981). 미국 알라바마 주립대학 박사(1994). 1996~2000년 삼성종합 기술원. 2001년~현재 건국대학교 의과대학 의학공학부 조교수. 관심분야는 Medical Image/ Signal Processing, Microwave Radio-thermometry E-mail : kyeong@kku.ac.kr

I. 서론