

Microwave Radiometry 원리를 이용한 생체 내부 온도 추정

김경섭, 이정환

건국대학교 의료생명대학 의학공학부
(Received October 9, 2006. November 29, 2006)

Subcutaneous Temperature Estimation By Microwave Radiometry

Kyeong-Seop Kim, Jeong-Whan Lee

School of Biomedical Engineering, Konkuk University, Chungju, 380-701, Korea

Abstract

Microwave Radiometry is the spectral measurement of electromagnetic radiation at frequency bands in the microwave region. One particular application of Microwave Radiometry is for analyzing temperature differentials of inside of human body to detect and diagnose pathologic conditions in which the temperature differentials are related with the symptoms of certain diseases. To accomplish this aim, we propose a new calibration method for estimating subcutaneous temperature by Microwave Radiometer and we also suggest a tumor-imitator phantom structure for simulating heat diffusion propagated by tissues around tumors to evaluate the discernment of brightness temperature differentials.

Key words : microwave radiometry, subcutaneous temperature, temperature differentials

1. 서 론

Microwave Radiometer (마이크로웨이브 라디오미터)는 절대 온도 영점 이상의 상태에 있는 물체에서 발산되는 마이크로파 대역의 전자기 에너지를 측정하는 장치이다. 라디오미터 응용이 처음 시작된 분야는 천문학으로서, 우주에 있는 별들로부터 지구에 전달되는 일정한 주파수 대역의 스펙트럼을 분석하여 별의 온도를 추정하는데 사용되어 왔다. 최근에는 Microwave 라디오미터를 이용하여 생체 조직 내부의 일정한 영역에서 발산되는 미량의 마이크로파 대역의 전자기 에너지를 측정, 온도로 추정하여 질병을 진단하는 노력이 진행되고 있다. 절대 온도 영점 이상 상태에 있는 물체는 일정한 주파수 대역의 전자기 에너지를 방출한다. 만약에 물체가 에너지를 완벽하게 흡수하게 되면 플랑크 복사 법칙 (Planck's Radiation Law)[1]에 따라 이 물체는 모든 주파수 대역의 전자기 에너지를 방출하는데 그림 1.과 같이 표현될 수 있다. 여기서 에너지 세기의 단위는 $\text{watts}/(\text{m}^2\text{Hz rad})$ 이다. 여

기서 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. 이때 피부보다 깊은 생체 조직에서 발생하는 에너지에 의하여 전달되는 적외선 주파수 대역의 에너지는 대부분이 생체 조직 내에서 흡수가 되지만, 마이크로파 대역의 전자기 에너지의 일부는 생체 조직을 통하여 피부로 전달된다.

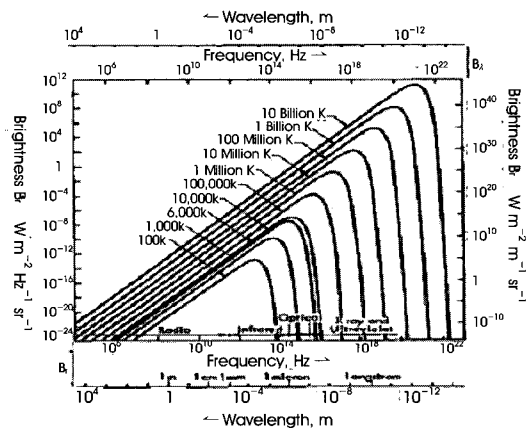


그림 1. 흑체 방사열.
Fig. 1. Black body radiation.

이 논문은 2002년도 건국대학교 학술 진흥 연구비 지원에 의한 논문임.

Corresponding Author : 김 경 섭
(우) 380-701 건국대학교 의료생명대학 의학공학부,
충북 충주시 단월동 322번지
Tel : 043-840-3765 / Fax : 043-851-0620
E-mail : kyeong@kku.ac.kr

생체 내부 조직에서 피부로 전달되는 마이크로파 대역의 전자기 에너지의 세기는, 발산되는 에너지의 주파수 대역과 전자기파를 흡수, 반사, 투과시키는 인체의 매질에 (근육, 뼈, 지방) 따라 달라지는데, 마이크로웨이브 라디오미터는 인체 내부 조직에서 방출되는 1~6 GHz 대역의 미량의 전자기 에너지를 피부 표면에서 비 침습적인 방법으로 측정하여, 일정한 생체 조직 체적내의 평균 온도를 추정한다.

이에 따라서 본 논문에서는 마이크로웨이브 라디오미터 측정의 원리와 구성 시스템을 살펴보고 또한 측정된 마이크로파 대역의 에너지를 이용하여 생체 내부 온도 추정하는 방법을 제시하고자 하였다.

II. 마이크로웨이브 라디오미터의 의학적 응용

현재 의학적 진단에 널리 쓰이고 있는 방사선 촬영 장치, 컴퓨터 단층, 혹은 자기 공명 영상 촬영 장치로 암이나 종양을 진단하는 기본 원리는, 암이나 종양 부위가 일정한 크기 이상으로 증식이 되었을 때, 주위의 정상 조직과의 이상 조직의 형상 차이를 영상의 명암도 차이로 판별하는 것이다. 특히 여성에게서 발병되는 유방암의 경우, 유방암 방사선 촬영 장비로 진단하는데 보통 1cm 이하의 크기를 갖는 초기 상태의 종양 부위는 주위의 정상 조직과의 형상 차이가 적어서 영상 명암도의 차이를 구별하기 어렵기 때문에 유방암 조기 진단을 효과적으로 수행할 수가 없다. 환자의 종양 발견 당시의 종양 크기는 환자의 생존율과 매우 밀접한 관계에 있으며, 환자의 생존율을 높이기 위해서는 조기 진단은 매우 중요하다.

이에 따라 마이크로웨이브 라디오미터의 의학적 진단 응용은 암이나 종양 부분에서 발산되는 전자기 에너지와 정상 세포에서

발산되는 전자기 에너지의 차이를 측정하여 진단에 활용하는 것이다. 마이크로웨이브 라디오미터의 의학적 진단의 기본 원리는 암이나 종양이 진행 시, 악성 종양의 세포의 신진대사가 정상 세포 보다 활발하게 되고 또한 종양 세포 주위로 혈액의 유입이 증가하게 되어, 주위의 정상 세포 보다 많은 열이 발생하게 된다. 이 발생된 열은 세포 분자내의 열 활동도 (thermal activity)를 증가시켜 전자기 에너지를 보다 더 방출하게 되는데, 이때 방출된 마이크로파 대역의 전자기 에너지의 차이를 마이크로웨이브 라디오미터로 인체에 무해하고 (passive), 비 침습적 (non-invasive), 방사능의 영향이 없는 (non-ionizing) 방법으로 측정, 생체 내부 조직의 온도로 추정하여 질병을 진단하자는 것이다[2-5].

과거에 인체에서 발산되는 적외선 주파수 대역에서의 에너지를 측정하여 인체의 질병을 진단하려는 연구가 지속되어 왔으나 [6-7], 인체 내부에서 발산되는 적외선 파장 대역의 에너지는 인체 내부에서 대부분 흡수가 되어, 인체 내부에서 전달되는 종양의 에너지를 측정을 할 수 없는 제약점이 있었다.

종양의 온도 분포는 종양이 진행되는 시간의 경과에 따라 다른 온도 분포를 갖게 되는데, 종양이 초기에 생성되는 시기에는 많은 양의 혈액이 종양 부위로 유입 열의 방사량이 증가되어 종양 부위의 온도가 상승하고, 종양이 어느 정도 진행 시 혈액의 유입량이 최대로 유지, 주위의 정상 조직보다 높은 온도를 유지하게 되며, 종양의 말기 상태에는 종양 중심 부위로 가는 혈액의 유입량이 감소하게 되어 종양 부위의 온도가 감소하는 것을 알 수가 있다. 따라서 생체 조직 내부의 온도 분포를 측정하면 종양의 부위를 파악할 수 있게 된다.

종양 부위의 온도 분포 모델링 및 수학적인 해석을 위하여, 복잡한 기하학적인 형태의 종양 부위를 원통 혹은 구체 모양으로 모델

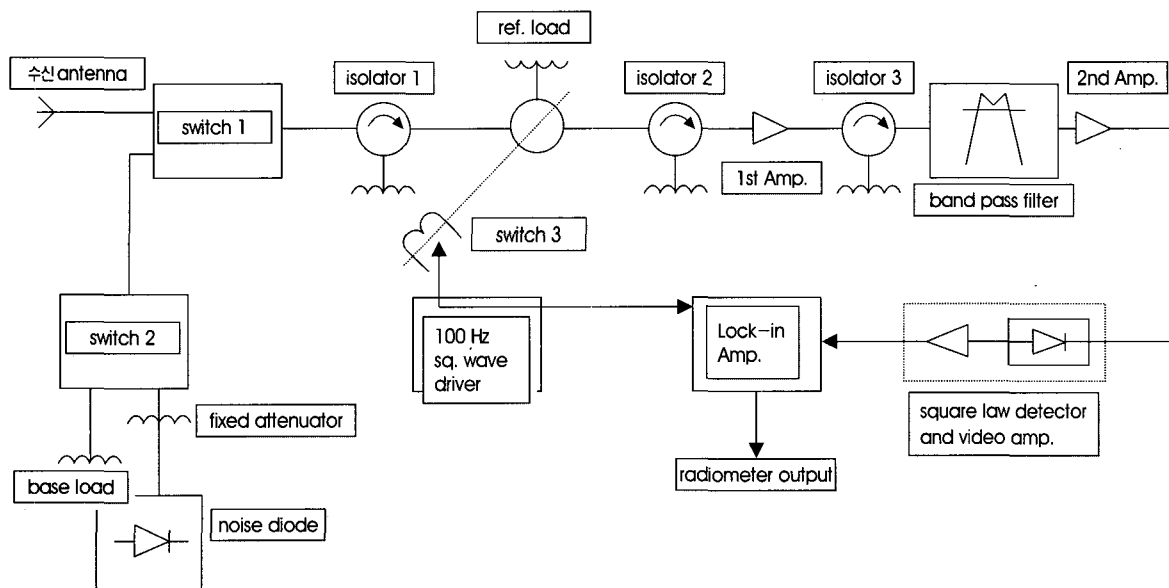


그림 2. 마이크로웨이브 라디오미터 시스템 구성도.
Fig. 2. Microwave Radiometer System.

링 하여 해석한다[8-9]. 만약에 종양 부위가 무한한 길이를 가진 원통, 혹은 무한한 반경을 가진 구체로 이루어 졌다고 가정하면 종양부위의 온도 T는 동맥 혈액 온도 T_a 와 신진대사로 인하여 발생된 온도 T_m 의 합으로 표현 된다. 그러나 실제의 종양 부위는 유한한 크기를 가지기 때문에 유한한 길이나 반경을 가진 원통 모형이나 구체 모형으로 해석을 해야 되는데 이러한 경우에 종양 부위의 온도는 종양 주위 조직의 온도 T_s 의 영향도 받게 된다. 결국 마이크로웨이브 라디오미터에 의한 의학적 진단응용은 종양 부위의 마이크로파 대역의 전자기 에너지와 주변 정상 조직에서 발산되는 전자기 에너지의 차이를 온도로 추정하여 이상 부위를 진단하고자 하는 것이다. 특히 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 간주하여 유방암 여부를 진단하고자 하는 노력이 진행된 바가 있으며[10] 또한 신생아의 두개골 내부의 온도 추정을 위한 라디오미터의 임상적 실험도 제시된바가 있다[11].

III. 마이크로웨이브 라디오미터 시스템

그림 2는 마이크로웨이브 라디오미터 시스템의 구성도를 보여 준다. 그림 2에서 나타난 라디오미터의 작동 순서를 살펴보면, 우선 중심 주파수와 대역이 정해진 안테나를 피부에 밀착시키어 인체 내부에서 안테나로 전달되는 마이크로파 대역의 전자기 에너지를 수신한다. 수신된 신호는 스위치 1을 통하여 일정한 온도 값을 갖는 기준 부하 신호 (load signal)와 상호 교환 되어 변조가 된다. 스위치 2는 잡음 이극관 (noise diode)과 고정 감쇠기 (fixed attenuator)가 발생하는 기준 온도 부하와 기저 부하 (base load) 차이를 교정 (calibration) 시켜주는 스위치이며, 스위치 3은 Dicke switch[12]이다. Dicke switch는 lock-in 증폭기 (amplifier)와 동기가 되어 스위치를 닫았을 때 기준 부하 신호가 입력이 되며, 스위치를 열었을 때는 안테나에서 수신된 마이크로파 대역의 생체 신호만이 입력된다. 따라서 라디오미터에 의하여 측정되는 신호는 안테나에서 수신된 생체 신호와 기준 부하 신호와의 차이이다. 라디오미터로 생체 내부의 전자기 에너지를 측정 시, 외부적 환경 변화로 인하여 안테나에서 수신되는 전자기 에너지가 급격히 변할 수 있는데 이를 방지하기 위하여 미리 정해진 기준 부하 신호와의 차이를 수신함으로써 수신된 신호의 직류 변동 (drift) 현상을 최소화 할 수 있다. Isolator 1은 스위치 3이 low-loss state 상태가 될 때 기준 부하를 차단시키며, isolator 2는 첫 번째 RF 증폭기에 반향 되는 신호를 차단한다. 또한 isolator 3은 첫 번째 RF 증폭기의 출력과 대역 통과 필터 (band pass filter) 입력을 일정한 부하로 정합시키는 역할을 한다. 안테나에서 수신된 신호가 첫 번째 증폭기를 통하여 증폭되고 대역 통과 필터를 통하여 주위 환경에서 입력되는 간섭파가 제거가 된 뒤에 제곱 검파기 (square law

detector)를 통하여 신호가 검출된다. 검출된 신호는 lock-in 증폭기에 입력이 되고 협 대역 통과 대역폭 (extremely narrow pass bandwidth)을 통하여 신호의 중심 주파수에 맞추어져 신호 대 잡음비 (signal-to-noise ratio)가 강화된 신호가 검출된다. 이렇게 최종적으로 검출된 전자기 에너지 신호는 수신 안테나와 생체 조직 사이에서 정의된 전자기 에너지 전달 가중치 함수 (weighting function)를 고려하여 일정한 체적내의 생체 조직 내부 평균 온도 값으로 추정 될 수 있다.

IV. 마이크로웨이브 라디오미터에 의한 생체 내부 온도 추정 원리

절대 온도 0점 이상의 상태에 있는 생체 조직이 발산하는 열 복사량(thermal radiation)을 밝기 온도(brightness temperature)로 측정한다. T_{br} 과 생체 조직 내부 깊이 z에 따라 분포된 내부 온도 T(z)의 관계는 식(1)과 같은 제 1차형 Fredholm integral 방정식으로 나타낼 수가 있다[13].

$$T_{br} = \int_0^{\infty} T(z) W(z) dz \tag{1}$$

$$= \int_0^{\infty} T(z) \gamma_{\nu}(z) \exp\left[-\int_0^z \gamma_{\nu}(z') dz'\right] dz$$

식 (1)에 W(z)는 가중치 계수, 는 흡수 (absorption) 계수이다. 따라서 생체 내부의 온도 분포 T(z)는 측정된 T_{br} 값으로부터 역해법을 통하여 추정하게 된다. 그러나 역해법은 일반적으로 유일한 해를 제공하지 않기 때문에 T(z) 값이 항상 유일하게 보장되지 않는다.

따라서 Mizushina[14]는 이러한 ill-posed problem을 단순화시키기 위하여, 토끼의 생체 내부 조직의 깊이에 따라 온도계로 내부 온도를 실제로 측정된 결과를 바탕으로, 생체 조직 내부의 온도 분포 T(z)는 생체 조직의 깊이 z 값에 따라 식(2)와 같이 지수 함수로 변한다고 가정하였다.

$$T(z) = T_0 + \Delta T \cdot \exp\left(-\frac{z}{d_1}\right) \tag{2}$$

따라서 라디오미터에서 측정된 밝기 온도는 식(3)과 같이 표현할 수 있다.

$$T_{br} = \int_0^{\infty} \left[T_0 + \Delta T \cdot \exp\left(-\frac{z}{d_1}\right) \right] \cdot \gamma_{\nu}(z) \exp\left[-\int_0^z \gamma_{\nu}(z') dz'\right] dz \tag{3}$$

즉, 측정된 T_{br} 로부터 3개의 미지변수들, T_0 , ΔT , d_1 값을 구하면 생체 조직 내부의 일정한 깊이 z에 따른 온도 분포 추정이 가

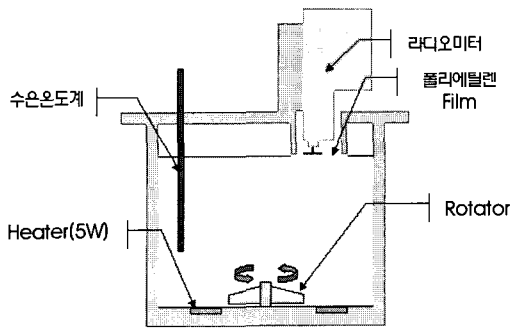


그림 3. 라디오미터의 생체 내부 온도 추정을 위한 교정기 모방자 구성도
 Fig. 3. Configuration of calibrator phantom.

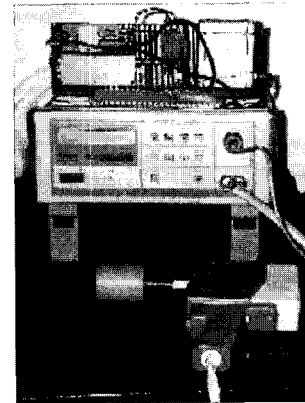


그림 4. RT-17 라디오미터.
 Fig. 4. RT-17 radiometer.

능해진다. Mizushina는 식(3)의 유일한 해를 구하기 위하여 인체의 조직을 피부-지방-근육 (skin-fat-muscle)의 3층으로 이루어진 생체 모델로 가정하고, 3개의 다른 중심 주파수를 갖는 다중 주파수 (Multi-frequencies) 라디오미터로 측정된 밝기 온도, T_{br1} , T_{br2} , T_{br3} 값과 3개의 미지수 변수들, T_0 , ΔT , d_1 로 이루어진 3개의 연립 방정식의 해법을 통하여 내부온도 $T(z)$ 를 추정하였다. 그러나 이 방법을 적용하기 위해서는 반드시 여러 개의 중심 주파수를 갖는 다중 주파수 라디오미터의 제작 및 측정이 필요하다. Bardati[15]는 식(1)에서 표현된 제 1차형 Fredholm integral 방정식을 n 개의 특이 함수 (singular function)들로 전개한 뒤, n 개의 밝기 온도 측정값으로부터 특이 시스템의 역 해법으로 $T(z)$ 를 추정하였다. 그러나 특이 시스템의 역 해법에 의한 온도 추정은 수학적 계산일 뿐, 실제의 라디오미터의 온도 추정에는 적용되고 있지 않는 실정이다.

이에 따라서 본 연구에서는 라디오미터 측정기의 새로운 온도 추정 방법의 구현을 위하여 수조 (water tank)와 열펌프, 실제 측정 온도계로 이루어진 교정기 모방자 (calibrator phantom)를 그림 3과 같이 구성한다. 그림 3에서 수조 내부의 바닥에 위치한 열펌프로 원하는 온도로 서서히 가열시키고, 수조 안의 대류 발생 현상을 방지하기 위하여 전자식으로 구동되는 회전자 (rotor)를 이용하여 물이 순환되게 한다. 라디오미터와 물의 표면 사이에 $30\mu\text{m}$ 두께의 전파 투과성의 폴리에틸렌 필름을 사용하여 생체 피부 조직을 대신하게 된다. 결과적으로 라디오미터로 측정할 전자기 에너지와의 수조 온도와의 상관관계를 구한 뒤, 이를 이용하여 라디오미터에서 측정된 전자기 에너지를 온도로 다음과 같은 방법으로 추정하고자 한다.

V. 교정기 모방자 구성을 통한 라디오미터의 생체 내부 온도 추정

그림 3에서 전자기 에너지 측정에 사용된 마이크로웨이브 라디

오미터는, 1.5~2 GHz 대역의 마이크로파 에너지를 수신하여, 이를 온도로 추정하는 라디오미터 측정기를 보여준다. 여기서 사용된 라디오미터의 모델명은 'RT (Radiothermometer)-17' (JSC UniWOM, Russia) 이고, 평균 파장은 17cm, 30°C ~ 45°C 측정 온도 범위에서 측정 오차는 측정 시간이 15sec 이상이면 $\pm 0.1^\circ\text{C}$ 이고 15sec 보다 작은 경우는 $\pm 0.2^\circ\text{C}$ 를 가진다.

여기서 RT-17 라디오미터의 시스템의 구성 부분을 간략히 그림으로 나타내면 그림 5와 같다.

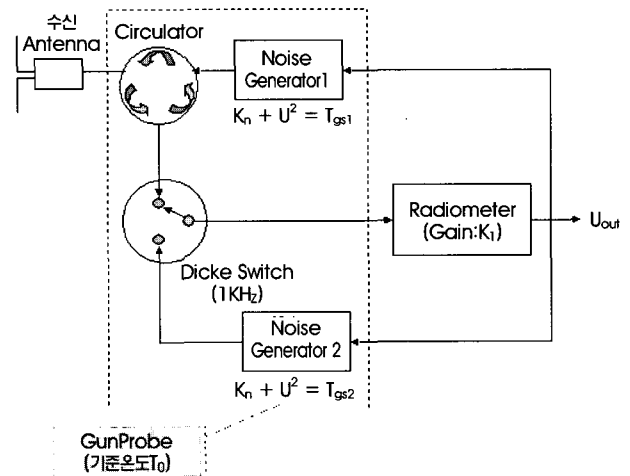


그림 5. RT-17 라디오미터 구성도.
 Fig. 5. Configuration of RT-17 radiometer.

그림 5에서, 안테나를 통하여 전달된 생체 내부 조직의 열복사량 T_u 는 순환기 (circulator)를 통하여 라디오미터 시스템에 입력이 되는데 이때 안테나와 생체 피부와의 접촉면에서 반사되는 열복사량을 최소화하기 위하여 잡음 전원 N_{gs1} , 및 N_{gs2} 를 내부적으로 발생시켜 일정한 온도 T_0 를 유지시키어, 전자파 에너지 반사를 최소화시킨다. 각각 잡음 전원의 소모 전력은 $P_n = K_n u^2$

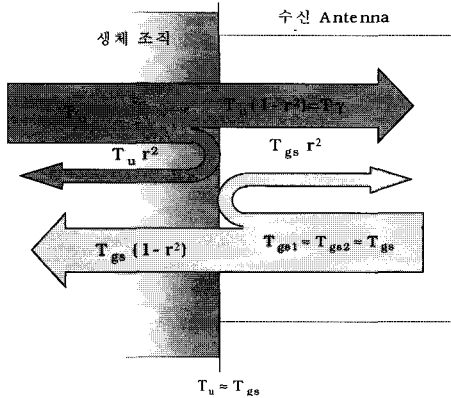


그림 6. 안테나와 생체 피부 접촉 부위에서 일어나는 전자기 에너지 투과와 반사 관계.
 Fig. 6. Reflection and transmission of microwave energy between the antenna and on the surface of tissue.

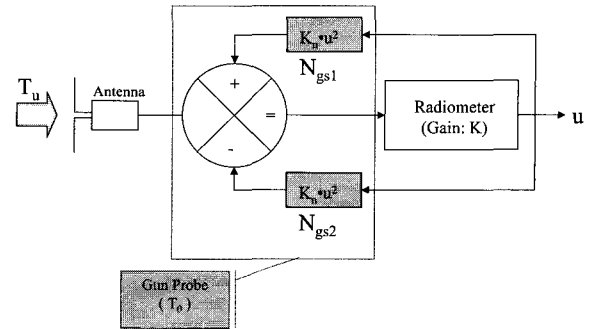


그림 7. 간략히 표현된 라디오미터 구성도.
 Fig. 7. Simplified configuration of radiometer.

이며 K_n 은 잡음 전원의 이득, u 는 잡음 전원의 전압이다.

그림 6은 안테나와 생체 피부와의 접촉 부위에서 일어나는 전자기 에너지의 투과와 반사의 관계를 보여준다. 그림 6에서 생체 내부에서 발산되는 열복사량 T_u 는 생체 조직과 안테나의 접촉 표면의 매질이 다르기 때문에 일부는 투과되고 일부는 반사된다. r 을 반사 계수라 정의하면, $T_u \cdot (1 - r^2)$ 크기의 생체 열복사 에너지가 안테나에 전달되며, $T_u \cdot r^2$ 의 크기로 안테나의 표면에서 반사가 되어 다시 생체 조직 내부로 전달된다. 또한 그림 5에서 표시된 라디오미터 내부의 잡음 발생기 N_{gs1} 및 N_{gs2} 에 의하여 발생된 열복사 에너지 T_N 은 안테나와 생체 조직의 접촉 표면을 통하여, $T_N \cdot (1 - r^2)$ 의 크기로 생체 조직 내부로 전달되고, $T_N \cdot r^2$ 의 크기로 안테나와 생체 조직 접촉 표면에서 반사가 된다. 따라서 생체 조직의 표면과 안테나 사이에서 전달 또는 반사되는 에너지가 서로 평형을 이루면 $T_u \approx T_N$ 의 관계가 성립이 되어, 생체 내부에서 전달되는 열복사 에너지를 추정할 수 있게 된다. 이와 같이 라디오미터 내부에 잡음 전원을 이용하여 안테나와 생체 접촉 표면의 복사 에너지의 평형 관계를 구성하여 생체 내부의 열복사 에너지를 추정하는 라디오미터 시스템을 **balanced** 라디오미터 시스템[16]이라고 한다. 그림 5에서 표시된 블록선도에서 라디오미터 시스템은 **balanced** 라디오미터 시스템으로 이루어졌으며 결국 다음의 그림 7에서 표현한바와 같이 간략히 i) 수신 안테나, ii)잡음 전원 N_{gs} 그리고 iii)전체 라디오미터 시스템 이득 K 로 간략히 나타낼 수 있다.

여기서 잡음 발생기 N_{gs} 를 포함하고 있는 **gun probe**는 일정한 온도 T_0 로 유지가 된다. T_0 온도는 라디오미터 시스템의 동작 범위인 $30^\circ\text{C} \sim 45^\circ\text{C}$ 의 중간 온도 값인 $28^\circ\text{C} \sim 29^\circ\text{C}$ 정도를 유지한다고 가정한다. 각각의 잡음 전원이 발생시키는 온도를 T_{gs} , θ_u 를 $T_u - T_0$, θ_{gs} 를 $T_{gs} - T_0$ 라고 정의하면 그림 7의 라디오미터

에서 측정되는 출력 μ 는 식(4)와 같이 주어진다.

$$\mu = (\theta_u \cdot (1 - r^2) + \theta_{gs} \cdot r^2 - \theta_{gs}) \cdot k \tag{4}$$

따라서 $T_0 = T_{gs}$ 가 성립이 되면 μ 는 0이 된다. 식 (4)에서 $\theta_u \cdot (1 - r^2)$ 항은 생체 내부에서 안테나로 전달되는 열복사량을, $\theta_{gs} \cdot r^2$ 항은 잡음 전원 N_{gs1} 에서 발생되어 안테나와 생체 조직과의 접촉면에서 반사되어 안테나로 전달되는 열복사량을, θ_{gs} 는 잡음 발생기 N_{gs2} 에서 발생되어 안테나로 전달되는 열복사를 나타낸다. 식(4)를 정리하면,

$$\begin{aligned} \mu &= (\theta_u - \theta_{gs}) \cdot k \cdot (1 - r^2) \\ &= (\theta_u - \theta_{gs}) \cdot k \cdot v \end{aligned} \tag{5}$$

가 된다. 여기서 $v = (1 - r^2)$ 이며 투과율, k 는 그림 7에서 주어진 바와 같이 라디오미터 이득을 의미한다. 안테나와 생체 접촉 표면에서 반사 계수 r 값을 1/3 보다 적게 유지하기 위하여 **Standing Wave Ratio (SWR)**[1]의 값을 식(7)과 같이 2보다 적게 유지한다. 즉,

$$r = \frac{SWR - 1}{SWR + 1} \leq \frac{1}{3} \tag{6}$$

$$SWR = \frac{1 + r}{1 - r} \leq 2 \tag{7}$$

따라서 r^2 은 통상적으로 $r^2 \leq 1/9$ 의 범위 값을 가지며 v 는 $0.89 \leq v \leq 1$ 인 영역의 값을 갖는다. 결과적으로 식(5)를 θ_u 에 대하여 정리하면,

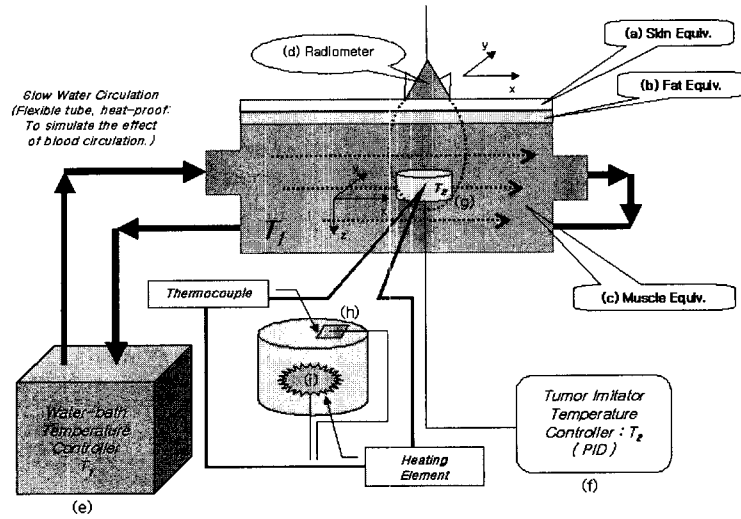


그림 9. 생리학적 특성을 고려한 마이크로웨이브 라디오미터용 종양-모방자의 구성.
 Fig. 9. Tumor imitator for Microwave Radiometry measurements.

$$\begin{aligned} \theta_u &= \frac{\mu}{k \cdot v} + \theta_{gs} \\ &= \frac{\mu}{k \cdot v} + k_n \cdot \mu^2 \\ &= \theta_u \left(1 + \frac{1}{k \cdot k_n \cdot v \cdot \mu} \right) \end{aligned}$$

(8)

이 되며 $k \cdot k_n > 50$ 의 값을 가지며 k_n 은 그림 7에서 주어진 바와 같이 잠음 전원의 이득이다. 식(8)에서 표현된 관계식을 그래프 형태로 표시하면 그림 8과 같다.

그림 8에서 T_0 의 직선 식은

$$T_0 = \frac{T_1 \cdot Q_2 - T_2 \cdot Q_1}{Q_2 - Q_1} \quad (9)$$

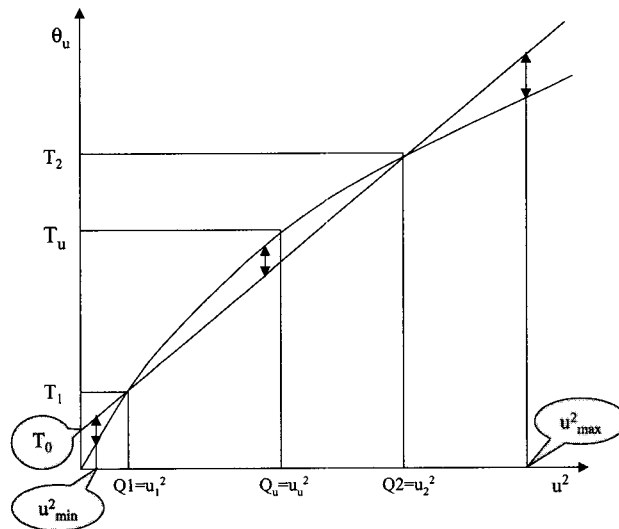


그림 8. 라디오미터의 온도 특성 그래프.
 Fig. 8. The characteristic temperature curve of RT-17 radiometer.

와 같이 표현된다. 따라서 식(8)에서 Q_1 , Q_2 는 라디오미터로 측정할 수 있는 최소, 최대 출력 값이며 되며, Q_1 은 교정기 수조의 최저 온도, Q_2 는 최고 온도에 각각 해당된다. 결국 생체 내부 에너지의 온도 T_u 는 다음의 식(10)과 같이 추정될 수 있다.

$$T_u = T_0 + \frac{T_2 - T_1}{Q_2 - Q_1} Q_u \quad (10)$$

VI. 종양 모방자 구성을 통한 생체 내부 온도 T_u 추정 실험 결과

인체 내부 조직을 표현하는 모방자는 일반적으로 피부-지방-근육 3층 구조로 모델링하고, 종양과 같은 체내의 비정상 세포 조직을 나타내기 위하여 발열체를 포함하고 자체의 온도를 독립적으로 제어할 수 있도록 설계된 종양-모방자 (tumor imitator)로 구성된다. 인체의 근육을 모델링하기 위하여 수조 (water bath)에 물과 NaCl의 혼합비율을 변화시켜 사용하는데, 이때 종양-모방자는 수조안에 위치하게 된다. 기존의 팬텀 구성에서는 같은 수조 안에 회전자 (rotator) 또는 수조안의 물 온도를 제어하기 위한 발열체 (heating element)를 수조안에 두어 실제의 생체 모델과는 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 원리로서 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. 그림 9는 마이크로웨이브 라디오미터 측정을 통하여

내부 온도 추정 실험을 위하여, 생리학적 특성을 고려하여 구성된 종양-모방자를 보여주고 있다. 이를 위한 구성은 인체의 근육 등가 (muscle equivalent) (그림9(a)), 지방 등가 (fat equivalent) (그림 9.b), 피부 등가 (tissue equivalent) (그림9(c))로 구성된 다층의 생체 등가 모델을 사용한다. 그리고 근육 등가 내부에 근육 등가부의 온도와 비교할 수 있는 온도를 유지하는 종양-모방자 (그림 9(g))를 위치시킨다. 또한, 근육 등가부에서 종양-모방자에 의해 발열되는 열에너지를 분산시켜 종양-모방자 부근의 열-평형을 이루기 위하여 근육등가부의 용액을 순환시키는 수조 순환장치 (그림9(e))를 사용한다. 그리고 근육 등가 내부에서 종양-모방자의 온도를 일정하게 유지시키기 위하여 외부에서 빠른 속도로 종양-모방자를 채우는 물질을 순환시킬 수 있는 온도 제어부 (그림9(f))로 구성된다. 체내의 이상조직을 종양-모방자 (그림9(g))로 모델링하며, 이의 온도를 종양-모방자 주변의 온도와는 독립적으로 외부의 온도 제어 장치 (그림9(f))에 의하여 임의의 온도로 유지하게 한다. 종양-모방자의 온도를 외부에서 제어하는 이유는 수조안에 전자 기파 잡음을 발생할 수 있는 모든 요소를 수조 외부에 위치시키기 위함이다. 종양-모방자의 구조는 입체적인 체적을 가지는 다각형의 구조로, 내부에는 니크롬선 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 온도 전달 특성을 확인 할 수 있으며 실제 근육 등가 용액과의 접촉면의 온도를 원하는 온도로 유지함으로써 라디오미터의 정확한 성능 평가나 교정을 수행할 수 있다. 그림 10은 수조의 온도와 종양-모방자 온도의 차이 ΔT 를 일정하게 유지하도록 설정한 뒤에 종양-모방자의 깊이에 (L) 따라서 밝기 온도 차이 ΔT_m 을 RT-17 (파장 :

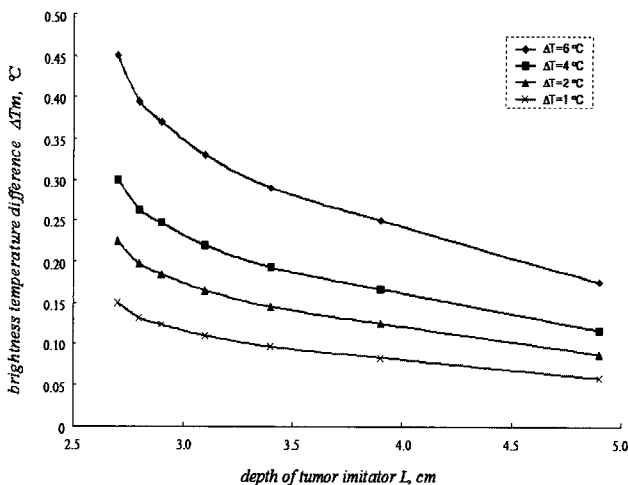


그림 10. 종양-모방자의 깊이에 따른 라디오미터 측정에 의한 온도 차이 측정
Fig. 10. Measured brightness temperature difference by Microwave Radiometer.

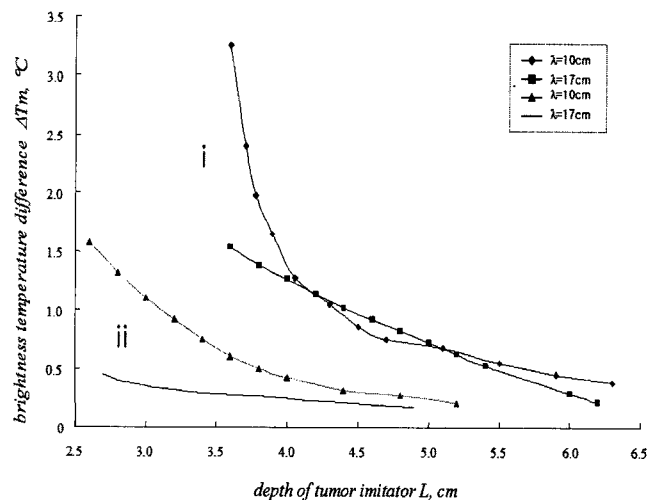


그림 11. 종양-모방자의 크기에 따른 라디오미터 측정에 의한 온도 차이 측정.
Fig. 11. Measured brightness temperature difference for the different size of tumor.

17cm) 라디오미터로 측정된 결과를 보여주고 있다. 여기서 종양-모방자의 크기는 20mm×20 mm이다. 또한 그림 11은 수조의 온도와 종양-모방자 온도의 차이, $\Delta T = 6^\circ\text{C}$ 로 일정하게 유지하고 종양-모방자의 크기에 따라서 ((i) 30mm×30 mm, (ii) 20mm×20mm), ΔT_m 값을 측정된 결과를 보여주고 있다.

VII. 결 론

본 연구에서는 체내의 조직에서 발생하는 열에너지를 측정하기 위하여, 마이크로웨이브 라디오미터의 온도 추정을 위한 교정 방법 제시 및 마이크로웨이브 라디오미터의 온도 측정 평가 및 교정을 위한 팬텀의 구성을 제시하고자 하였다. 이에 따라서 마이크로파 대역의 에너지를 측정하여 온도로 추정하는 방법의 구현을 위하여 수조(water tank)와 열펌프, 실제 측정 온도계로 이루어진 교정기 모방자를 구성한 뒤, 라디오미터로 측정된 전자기 에너지와 모방자의 수조 온도와의 상관관계를 통하여 라디오미터에서 측정된 전자기 에너지를 생체 내부의 온도로 추정하고자 하였다. 또한 마이크로웨이브 라디오미터의 생체 내부 온도의 측정 분해능을 검증하기 위해서, 체 조직의 생리학적 특성을 모방하여 피부-지방-근육 3층으로 이루어진 종양-모방자의 구성을 통하여 생체 내부 온도 차이를 측정하고자 하였다. 따라서 마이크로웨이브 라디오미터를 이용하여 인체의 조직에서 발생하는 열에너지를 추정하기 위해서는 라디오미터의 성능 평가 및 교정을 위한 수조 모방자와 종양-모방자의 구성은 매우 중요하다. 또한 본 연구에서 살펴본 마이크로웨이브 라디오미터의 밝기 온도 측정을 통하여 생체 내부 온도 차이를 추정하게 되면, 결국 인체에 무해하고, 방사능 영향이 없는 새로운 의료기기 진단 분야를 창출할 수 있을 것으로 기대된다.

참고문헌

[1] Fawwaz T. Ulaby, Richard K. Moore, and Adrian K. Fung, *Microwave Remote Sensing: Active and Passive*, Volume 1, Artec House, 1981.

[2] K.M. Ludeke, B. Schiek, and J. Kohler, "Radiation balance microwave thermograph for industrial and medical applications," *Electronics Letters*, vol.14, no.6, pp. 194-196, 1978.

[3] K.L. Carr, "Microwave radiometry: its importance to the detection

of cancer," *IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques*, vol.37, no.2, 1989.

[4] K.L. Carr, "Radiometric sensing: detecting cancer and keeping tabs on blood warming using microwaves," *IEEE Potentials*, pp.21-25, 1997.

[5] 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.

[6] M. Anbar, "Dynamic area tele-thermometry - Part I," *Medical Electronis*, pp. 62-73, April, 1994.

[7] M. Anbar, "Dynamic area tele-thermometry - Part II," *Medical Electronis*, pp. 73-85, June, 1994.

[8] R.K. Jain, "Temperature distribution in normal and neoplastic tissue during normothermia and hyperthermia," *Ann. New York Acad. Sci.*, vol.335, pp.48-66, 1980.

[9] E. A. Cheever, "Microwave radiometry in living tissue: What does it measure?," *IEEE Trans. on BME*, vol.39, no.6, pp.563-568, June, 1992.

[10] J.W. Lee, S.M. Lee, K.S. Kim, W.T. Han, G. Yoon, L.A. Pasmanik, I.A. Ulyanichev, A.V. Troitsky, "Experimental investigation of the mammary gland tumor phantom for multifrequency microwave radio-thermometer," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol.42, pp.581-590, 2004.

[11] J.W. Hand, G.M. J. Van Leeuwen, S. Mizushina, 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 microwave radiometry and thermal modeling," *Physics in Medicine and Biology*, vol.30, pp.1885-1903, 2001.

[12] R.H. Dicke, "The measurement of thermal radiation of microwave frequency," *The Review of Scientific Instrumentation*, vol. 17, no. 7, pp.268-275, 1946.

[13] R. Siegel and J.R. Howel, *Thermal Radiation Heat Transfer*, McGraw-Hill, New York, 1972.

[14] S. Mizushina, Y. Hamamura, T. Sugiura, "Instrumentation physics in medicine: thermometry by microwave radiometry," *Japanese Journal of Medical Electronics and Biological Engineering*, vol. 24, Issue 6, pp.443-447, 1986.

[15] P. Tognolatti, R. Giusto, F. Bardati, "A new multi-frequency microwave radiometer for medical operation," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 32, issues 1-3, pp.291-296, 1992.

[16] 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.