

유한 요소 시뮬레이션을 이용한 이중 매질 심부 체온계의 정확도 평가

심수영¹ · 유호석¹ · 김한별¹ · 정재훈² · 이상준³ · 김성민² · 박광석⁴

¹서울대학교 공과대학 바이오엔지니어링 협동과정, ²동국대학교 의생명공학과
³선문대학교 정보통신공학과, ⁴서울대학교 의과대학 의공학교실

Accuracy Evaluation of Bi-medium Deep Body Thermometer Based on Finite Element Simulation

S.Y. Sim¹, H.S. Ryou¹, H.B. Kim¹, J.H. Jeong², S.J. Lee³, S.M. Kim² and K.S. Park⁴

¹Interdisciplinary Program of Bioengineering, College of Engineering, Seoul National University, Korea

²Department of Medical Biotechnology, College of Life Science and Biotechnology, Dongguk University, Korea

³Department of Information and Communication Engineering, Sunmoon University, Korea

⁴Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University, Korea

(Manuscript received 28 July 2014; revised 22 September 2014; accepted 14 October 2014)

160

Abstract: Continuous body temperature monitoring is useful and essential in diverse medical procedures such as infection onset detection, therapeutic hypothermia, circadian rhythm monitoring, sleep disorder assessment, and gynecological research. However, the existing thermometers are too invasive or intrusive to be applied to long-term body temperature monitoring. In our previous study, we invented the bi-medium deep body thermometer which can noninvasively and continuously monitor deep tissue temperature. And the ratio of thermal resistances expressed as K-value should be obtained to estimate body temperature with the thermometer and it can be different under various measurement environments. Although the device was proven to be useful through preliminary simulation test and small group of human study, the experimental environment was restrictive in our previous approach. In this study, a finite element simulation was executed to obtain the K-value and evaluate the accuracy of bi-medium thermometer under various measurement environments. In addition, K-value estimation equation was developed by analyzing the influence of 5 measurement environmental factors (medium length, medium height, tissue depth, blood perfusion rate, and ambient temperature) on K-value. The results revealed that the estimation accuracy of bi-medium deep body thermometer based on computer simulation was very high (RMSE < 0.003°C) in various measurement environments. Also, bi-medium deep body thermometer based on K-value estimation equation showed relatively accurate results (RMSE < 0.3°C) except for one case. Although the K-value estimation technology should be improved for more accurate body temperature estimation, the results of finite element simulation showed that bi-medium deep body thermometer could accurately measure various tissue temperatures under diverse environments.

Key words: Body temperature, Noninvasive thermometer, Finite element model

Corresponding Author : Kwang Suk Park
Department of Biomedical Engineering, College of Medicine,
Seoul National University, 103 Daehak-ro, Jongno-gu, Seoul
110-799, Korea
TEL: +82-2-2072-3135 / FAX: +82-2-744-7446
E-mail: pks@bmsil.snu.ac.kr

이 논문은 2013년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. NRF-2012R1A2A2A0201-0714).

I. 서 론

체내 열 환경은 세포 분열, 효소 반응 등 생명 유지를 위한 대사 과정에 영향을 미치는 환경 인자이다[1]. 체온은 체내 열 환경을 반영하는 생체 신호로서 체온이 정상 범위보다 높거나 낮으면 다양한 체내 반응들이 적절히 일어날 수

없으므로 건강 상태를 평가하기 위해서는 체온을 정확하게 모니터링하는 것이 매우 중요하다. 체온 모니터링은 수술 환자의 체온 측정, 감염 혹은 염증 여부 판단, 치료법의 효과 검증, 격렬한 활동 중의 열 스트레스 측정, 일주기 리듬 및 월경 주기 획득 등에 활용될 수 있으며 따라서 체온을 정확하게, 장시간 모니터링할 수 있는 기술이 필요하다[2-4].

그러나 기존의 체온계들은 침습성 혹은 구속성으로 인해 심부 체온을 장시간 모니터링하기에 적절하지 않다. 온도 센서를 식도, 폐동맥, 혹은 항문 등 심부 깊숙이 삽입하여 체온을 모니터링하는 방법은 너무 침습적이어서 외상이 발생할 수 있는 위험이 있으며 장시간 모니터링 시, 피실험자에 불편을 유발할 수 있다[5]. 한편, 적외선 고막 체온계 및 거드랑이 체온계는 비침습적이고 사용법이 편리하기는 하지만 피실험자의 활동을 구속하므로 장시간 모니터링에 적합하지 않다[6].

따라서, 심부 체온을 비침습적으로 장시간 모니터링할 수 있는 기술에 대한 다양한 연구들이 제안되었으며 이 중 열류 차단 체온계(Zero heat flow thermometer)는 현재 활발히 연구 및 개발 중에 있는 심부 체온계이다. 열류 차단 체온계는 단열을 통해 피부 체온이 심부 체온과 동일해지는 원리를 기반으로 체표면에서 비침습적으로 심부 체온을 추정할 수 있다[7]. 그러나 열류 차단 체온계는 단열을 위해 히터를 사용하므로 AC power가 필요하다는 단점이 있다. 한편, Kitamura K. *et al* 은 히터 없이 심부 체온을 추정할 수 있는 이중 열 유속 체온계(Dual heat flux thermometer)를 개발하였다[8]. 이중 열 유속 체온계는 두께가 다른 동일 매질로 이루어져 있으며 이들을 통과하는 2개의 열 유속을 이용하여 심부의 온도를 추정한다. 이중 열 유속 체온계의 정확도를 높이기 위해 프로브 설계에 대한 시뮬레이션 연구가 진행되고 있다[9].

본 연구팀은 기존의 연구를 통해 히터없이 피부 표면에서 심부 체온을 추정할 수 있는 이중 매질 심부 체온계를 제안하였다[10]. 이중 매질 심부 체온계는 2개의 열 유속을 기반으로 심부 체온을 추정한다는 점에서는 이중 열 유속 체온계와 유사하지만 이를 복수의 매질을 사용해 설계함으로써 체온계를 얇게 제작할 수 있다는 장점이 있다. 이중 매질 심부 체온계는 기기 내에 삽입된 3개의 온도 센서에서 측정된 값들(T_1 - T_3), 외부 공기 온도(T_A), 그리고 열 저항 비(K)를 이용해 심부 체온을 계산한다. 또한, 예비 실험을 통해 고막 체온 37~38°C 범위의 정상 체온을 갖는 피험자들이 약 25°C의 환경 내에서 편히 앉아 휴식을 취할 때, 이중 매질 심부 체온계를 이용하여 고막 체온과의 평균 오차 약 0.35°C로 심부 체온을 추정할 수 있음을 확인하였다[11]. 그러나 열 저항 비(K)는 다양한 측정 환경 요소에 의해 변화할 수 있는 값으로 기존의 실험에서는 고

정된 크기의 체온계를 이용하고 조직의 깊이 및 주변 환경 온도를 각각 5 mm, 25°C로 제한하였으며 혈관류를 고려하지 않아 열 저항 비에 대한 충분한 고찰이 이루어지지 않았다. 따라서, 본 연구에서는 이중 매질 체온계가 다양한 측정 환경의 시뮬레이션을 통해 획득된 열 저항 비(K)를 기반으로 34~40°C 범위의 심부 온도를 정확하게 추정할 수 있는지 확인하였다. 또한, 열 저항 비(K)에 대한 5 가지 측정 환경 요소(매질의 한 변의 길이, 매질의 두께, 조직의 깊이, 혈관류율, 외부 환경 온도)의 영향에 대해 살펴보고 이를 바탕으로 다양한 환경 내에서 활용할 수 있는 K값 추정식을 개발하여 심부 체온 추정에 대한 성능을 평가하였다.

II. 방 법

1. 이중 매질 심부 체온계의 원리

열 전달은 두 지점의 온도 차에 의한 에너지의 이동으로 Fourier의 열전도법칙을 전기회로의 개념으로 설명할 수 있다(식1). 즉, 열이 통과하는 매질의 열전도도, 두께, 그리고 단면적의 조합은 흐르는 열을 방해하는 저항처럼 작용하기 때문에 Fourier의 열전도법칙은 Ohm의 법칙의 형태로 표현될 수 있다[12].

$$q = -kA \frac{\partial T}{\partial x} = \frac{\Delta T}{R_{th}} \quad (1)$$

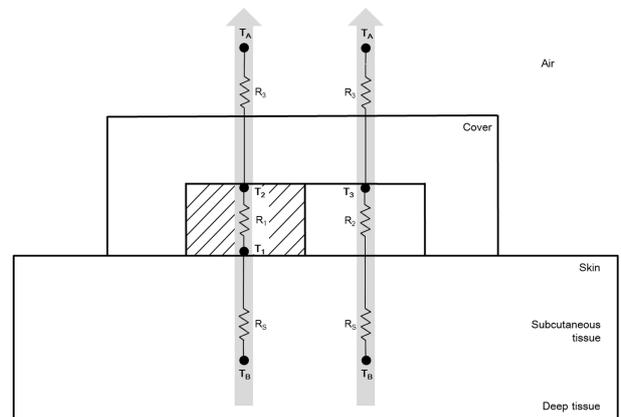


그림 1. 이중 매질 심부 체온계의 구조 및 체온계를 통과하는 2개의 열 채널 (T_B : 심부 체온, T_1 - T_3 : 온도센서 1-3으로 측정된 온도, T_A : 공기 온도, R_S : 심부 조직의 열저항, R_1 : 매질1의 열 저항, R_2 : 매질2의 열 저항, R_3 : 체온계 덮개 및 공기의 열 저항).

Fig. 1. Structure of bi-medium deep body thermometer and 2 heat channels passing through the thermometer (T_B : Deep body temperature, T_1 - T_3 : Temperatures measured from temperature sensor 1-3, T_A : Ambient temperature, R_S : Thermal resistance of tissue layer, R_1 : Thermal resistance of medium 1, R_2 : Thermal resistance of medium 2, R_3 : Thermal resistance by cover and air).

- q : 열전달률
- k : 매질의 열전도도
- A : 매질의 단면적
- T : 온도
- x : 매질의 두께
- R_{th} : 열 저항

본 연구팀은 위의 열 전달 공식을 응용하여 피부 표면에 2 종류의 열 매질을 단층으로 배열함으로써 비침습적으로 심부 체온을 추정할 수 있는 체온계를 개발하였으며, 그 원리는 식(2)와 같다[10] (그림 1). 또한, 체온을 측정하는 환경이 정상 상태(steady state)이고 심부의 열에너지가 수직 방향으로만 전달된다고 가정하였다.

$$T_B = T_3 + \frac{(T_1 - T_2)(T_3 - T_A)}{K(T_2 - T_A)} \quad (2)$$

$$K = \frac{R_1}{R_5 + R_2} \quad (3)$$

- T_B : 심부 체온
- T_1, T_2, T_3 : 체온계 내에 삽입된 각 3개의 센서에서 측정된 온도
- T_A : 외부 공기 온도
- R_1, R_2 : 매질 1,2의 열 저항
- R_5 : 피하 조직(Subcutaneous tissue)의 열 저항
- K : 피하 조직 및 매질 2의 열 저항의 합에 대한 매질 1의 열 저항의 비율

열 저항 비는 식(3)과 같이 정의되며 이는 피하 조직 및 매질 2의 열 저항의 합에 대한 매질 1의 열 저항의 비율을 의미한다. 본 논문에서는 이를 간략히 K 로 표기하였다. 열 저항 비는 측정 환경에 따라 변할 수 있는 계수로 심부 체온을 추정하기 위해 미리 획득되어야 하는 값이며 식(4)를 통해 계산할 수 있다.

$$K = \frac{(T_1 - T_2)(T_3 - T_A)}{(T_B - T_3)(T_2 - T_A)} \quad (4)$$

본 연구에서는 유한 요소 시뮬레이션을 통해 다양한 측정 환경에서 K 값을 획득하였고 이를 기반으로 이중 매질 심부 체온계가 심부의 온도를 얼마나 정확하게 추정할 수 있는지 평가하였다.

2. 시뮬레이션 모델

피부 표면 위에 이중 매질 심부 체온계를 부착하여 비침습적으로 심부 체온을 추정하는 상황을 시뮬레이션하기 위

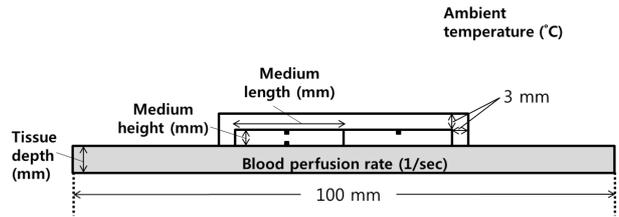


그림 2. 3D 시뮬레이션 모델의 단면: 왼쪽 열 매질을 실리콘 고무, 오른쪽 열 매질을 코르크 판으로 구성하였으며 프로브의 덮개는 3 mm 두께의 아크릴로 고정하였다.

Fig. 2. Cross section of the 3D simulation model: Left thermal medium was silicone rubber and right medium was cork mat. And cover of the probe was fixed to 3 mm thickness of acryl.

해 유한 요소 시뮬레이션을 위한 소프트웨어인 COMSOL Multiphysics (COMSOL Inc., Sweden)를 활용하였다. 시뮬레이션 모델은 그림 2와 같이 정립하였다. 이중 매질 심부 체온계는 직육면체 형태의 실리콘 고무와 코르크 판 및 이들을 덮는 3 mm 두께의 아크릴 덮개로 구성하였다. 이중 매질 및 덮개를 위의 물질들로 구성한 이유는 가볍고 쉽게 구할 수 있는 저렴한 가격의 재료이며 가공이 편리하고 열전도도가 낮아 피부면 위에 단열 효과를 줄 수 있기 때문이다. 프로브 아래 조직층은 피가 흐르는 반지름 50 mm의 원기둥으로 설계하였으며 모델의 단순화를 위해 피하지방 단 일 층으로 구성하였다. 또한, 정확한 시뮬레이션의 결과를 획득하기 위해 격자의 품질 최소값(minimum mesh quality)을 0.1 이상으로 유지하였다.

조직 내의 온도 분포는 Pennes의 Bioheat 방정식을 적용하였다[13].

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + Q_b + Q_m \quad (5)$$

$$Q_b = \omega \rho_b c_b (T_{in} - T) \quad (6)$$

- ρ : 조직의 밀도
- c_p : 조직의 비열
- k : 조직의 열전도율
- T : 조직의 온도
- Q_b, Q_m : 피의 공급 및 물질 대사에 의한 열 전달율
- ω : 혈관류율
- ρ_b : 피의 밀도
- c_b : 피의 비열
- T_{in} : 조직으로 들어오는 피의 온도(= T_B)

시뮬레이션에 활용된 각 물질의 물성은 표 1의 값을 적용하였다[9,14]. 한편, 시뮬레이션 모델의 경계 조건과 관련하여

표 1. 유한 요소 시뮬레이션에 활용된 각 물질들의 열 물성.

Table 1. Thermal properties of various materials used in finite element simulation.

	Thermal conductivity (W/m.°C)	Density (kg/m ³)	Specific heat (J/kg.°C)	Emissivity
Subcutaneous fat	0.17	1100	3500	0.95
Silicone rubber	0.22	1249	1897	*
Cork	0.05	216	2108	*
Acryl	0.14	1100	1400	0.94
Blood	*	1000	4175	*

*는 시뮬레이션에 사용되지 않은 값이다.

여 복사(radiation)를 고려하였다. 실제 인체를 대상으로 실험을 할 때에는 주변 공기의 흐름에 의한 영향을 방지하고자 체온계에 단열 덮개를 씌워 실험을 하기 때문에 열의 대류는 고려하지 않았다. 체온계와 주변 공기 간에 발생하는 복사에 의한 열 전달은 Stefan-Boltzmann의 열복사법칙을 적용하여 계산하였다(식7).

$$\nabla \cdot (k \nabla T) = \varepsilon \sigma (T_A^4 - T^4) \quad (7)$$

- k : 경계 물질의 열 전도율
- ε : 경계 물질의 열 방사율
- σ : Stefan-Boltzmann 상수
- T_A : 주변 공기의 온도
- T : 경계 면의 온도

3. 시뮬레이션을 통해 획득한 K값을 기반으로 한 체온계의 정확도 평가

본 연구에서는 다양한 측정 환경을 시뮬레이션하여 획득한 K값을 이용해 이중 매질 체온계가 심부 체온을 얼마나 정확하게 추정할 수 있는지 평가하였다. 체온계의 정확도를 평가하기 위한 기본 모델은 각 매질의 가로 및 세로 길이가 20 mm, 각 매질의 두께가 3 mm인 체온계를 피하 조직 두께 5 mm, 혈관류율 0.00035 (1/sec)인 이마 위에 부착하여 25°C의 주변 온도 환경에서 측정하는 상황으로 설계하였다. 이후, 매질의 한 변의 길이(L), 매질의 높이(H), 조직 두께(D), 혈관류율(B) 및 외부 환경 온도(T_A)를 변화시키면서 34-40°C (간격: 0.5°C)에 이르는 다양한 체온을 정확하게 추정할 수 있는지 확인하였다. 체온 추정을 위해 필요한 열 저항 비(K)는 각 측정 환경마다 심부 체온을 37°C로 하여 시뮬레이션을 통해 획득한 후, 다른 심부 체온의 추정에 적용하였다. 또한, 체온계의 추정 정확도를 평가하기 위해 식(8)

표 2. 5가지 측정 환경 요소 값들의 범위.

Table 2. Range of values of 5 measurement environment factors.

Environmental factors	Range	Environmental factors	Range
Medium length (L, mm)	6- 26	Blood perfusion rate (B, 1/sec)	0-0.0020
Medium height (H, mm)	3-13	Ambient temperature (T _A , °C)	20-30
Tissue depth (D, mm)	2-15		

을 이용하여 평균 제곱근 편차(Root Mean Square Error)를 계산하였다. T_B는 심부 체온, T_{EST}는 추정된 심부 체온을 의미하며 n은 데이터의 개수로 본 연구에서는 각 측정 환경당 총 13가지의 심부 체온에 대해 평가했다.

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (T_B - T_{EST})^2}{n}} \quad (8)$$

4. K값 추정식을 통해 획득한 K값을 기반으로 한 체온계의 정확도 평가

열 저항 비(K)는 측정 환경에 따라 변할 수 있는 계수로 시뮬레이션을 통해 구할 수 있다. 그러나 K값을 획득하기 위해 컴퓨터 시뮬레이션을 활용하는 방법은 컴퓨터 시뮬레이션이 가능한 환경이 구축되어야 하고 측정 환경이 바뀔 때마다 모델을 새로 설계해야 한다는 단점이 있다. 따라서, 본 연구에서는 각 측정 환경 요소(열 매질의 한 변의 길이, 열 매질의 높이, 조직의 두께, 혈관류율 및 외부 공기 온도)가 K값에 미치는 영향에 대한 연구를 선행한 후, 이를 바탕으로 K값을 추정할 수 있는 식을 개발하고자 하였다. K값 추정식을 개발하기 위해 훈련 시뮬레이션 모델(Training simulation model)을 설계한 후, 특정 환경 요소의 값을 변경하면서 K값의 변화를 관찰하였다. 훈련 시뮬레이션 모델은 직육면체 형태의 실리콘 고무(20 mm × 20 mm × 3 mm)와 코르크 판(20 mm × 20 mm × 3 mm) 및 이들을 덮는 3 mm 두께의 아크릴 덮개로 구성하였으며, 프로브 아래 조직층은 0.00025(1/sec)의 혈관류율을 갖는 원기둥(반지름 50 mm, 높이 50 mm)으로 설계하였다. 외부 공기 온도는 25°C로 하였다. 이후, 총 5가지 환경 변수들의 값은 표 2와 같이 변화시켰다. 예를 들어, 체온계를 이루는 매질의 한 변의 길이(L)를 6 mm부터 26 mm까지 변화시키면서 K값의 변화를 관찰하는 경우, 매질의 높이(H), 조직 깊이(D), 혈관류율(B), 그리고 주변 환경 온도(T_A)는 기본 값으로 고정하였다. 매질의 길이(medium length)와 높이(medium height)는 인체의 곡면 및 기존의 비침습적 체온계 크기를 고려하

여 덮개를 포함한 프로브의 가장 긴 면의 길이가 60 mm, 높이는 16 mm 이내가 되도록 하였다[15]. 조직의 두께 (tissue depth)와 혈관류율(blood perfusion rate)은 측정 부위인 이마 혹은 흉부의 피하지방층 두께와 혈관류율을 포함할 수 있는 범위로 설정하였다[16-18]. 외부 환경 온도는 일상생활 중의 실내 온도의 범위로 설정하였다. 각 측정 환경 요소와 K값 간의 관계는 다항 함수 모형으로 커브 피팅 하였다. 다항식의 차수는 평균제공근 편차가 0.001 이하인 최소의 차수로 결정하였다.

각 환경 요소와 K값 간의 관계를 살펴본 후, K값 추정식을 개발하기 위해 통계 분석 소프트웨어인 SPSS (IBM, USA)를 활용하여 다항 비선형 회귀 분석을 수행하였다. 회귀 분석 모형은 식(9)와 같으며 회귀 분석에는 표 2의 데이터 중 중복을 제외한 총 60개의 데이터를 이용하였다.

$$K = \beta_0 + (\beta_{11} \cdot L + \dots + \beta_{1m} \cdot L^m) + (\beta_{21} \cdot H + \dots + \beta_{2n} \cdot H^n) + \dots + (\beta_{51} \cdot T_A + \dots + \beta_{5k} \cdot T_A^k) \quad (9)$$

164

- β_x : 회귀 계수
- m, \dots, k : 각 환경 변수와 K값 간의 관계를 나타내는 다항식의 차수
- L : 매질의 한 변의 길이
- H : 매질의 높이
- T_A : 외부 공기 온도

회귀모형에 포함될 독립변수를 선택할 때에는 단계선택법을 이용하였으며, 진입 및 제거의 기준은 각각 0.05, 0.10 이었다. K값 추정식을 개발한 후에는 훈련 시뮬레이션 모델과는 측정 환경이 다른 검증 시뮬레이션 모델(Test simulation

model)을 설계하여 K값 추정식의 성능을 평가하였다. K값 추정식의 성능을 평가하기 위해 평균 제공근 편차를 계산하였다.

즉, 본 연구에서는 (1)컴퓨터 시뮬레이션을 통해 획득한 K값을 기반으로 심부 체온을 추정한 결과를 분석함으로써 다양한 측정 환경 내에서 이중 매질 심부 체온계의 유용성을 평가하고 (2)K값 추정식을 이용해 획득한 K값을 기반으로 심부 체온을 추정한 결과를 분석함으로써 K값 추정식의 유용성을 평가하고자 하였다.

III. 결과 및 고찰

1. 시뮬레이션을 통해 획득한 K값을 기반으로 한 체온계의 정확도 평가

프로브의 크기, 측정 부위 및 주변 환경 온도가 다양한 측정 환경에서 저온에서 고온에 이르는 심부 체온(34-40°C)에 대한 이중 매질 심부 체온계의 추정 정확도를 평가하기 위해 평균 제공근 편차를 계산하였다. 표 3은 이중 매질 심부 체온계가 여러 가지 환경 내에서 다양한 심부 체온을 얼마나 정확하게 추정할 수 있는지 계산한 결과이다. 컴퓨터 시뮬레이션 결과, 5가지 측정 환경 요소 및 심부 체온이 각기 다른 총 104가지 측정 환경에서 매우 정확하게 심부 체온을 추정할 수 있었다 (RMSE₁ < 0.003°C). 이는 심부 체온의 범위가 비교적 좁기 때문에 체온계의 매질 혹은 조직의 열 특성에 크게 영향을 주지 않아 열 저항 비(K)가 비교적 일정하게 유지되기 때문인 것으로 판단된다. 본 연구 결과를 통해, 이중 매질 심부 체온계가 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 획득한 K값을 기반으로 심부 체온을 추정할 시, 매우 높은 정확도로 추정할 수 있음을 확인할 수 있었다.

표 3. 이중 매질 체온계의 정확도 평가: 시뮬레이션을 통해 획득한 K값을 기반으로.

Table 3. Accuracy evaluation of bi-medium deep body thermometer based on K-value obtained from simulation.

Trial No.	Geometry		Body part Tissue depth (mm) & Blood perfusion rate (1/sec)	Ambient temperature(°C)	Deep body temperature (°C)	RMSE ₁ (°C)
	Medium length (mm)	Medium height (mm)				
1	6	3	Forehead (4, 0.00035)	25	34-40	0.0022
	10	3	Forehead (4, 0.00035)	25	34-40	0.0013
	20	3	Forehead (4, 0.00035)	25	34-40	0.0013
2	20	6	Forehead (4, 0.00035)	25	34-40	0.0012
	20	10	Forehead (4, 0.00035)	25	34-40	0.0006
3	20	3	Chest(10, 0.0015)	25	34-40	0.0007
4	20	3	Forehead (4, 0.00035)	20	34-40	0.0013
	20	3	Forehead (4, 0.00035)	30	34-40	0.0009
Overall						0.0013

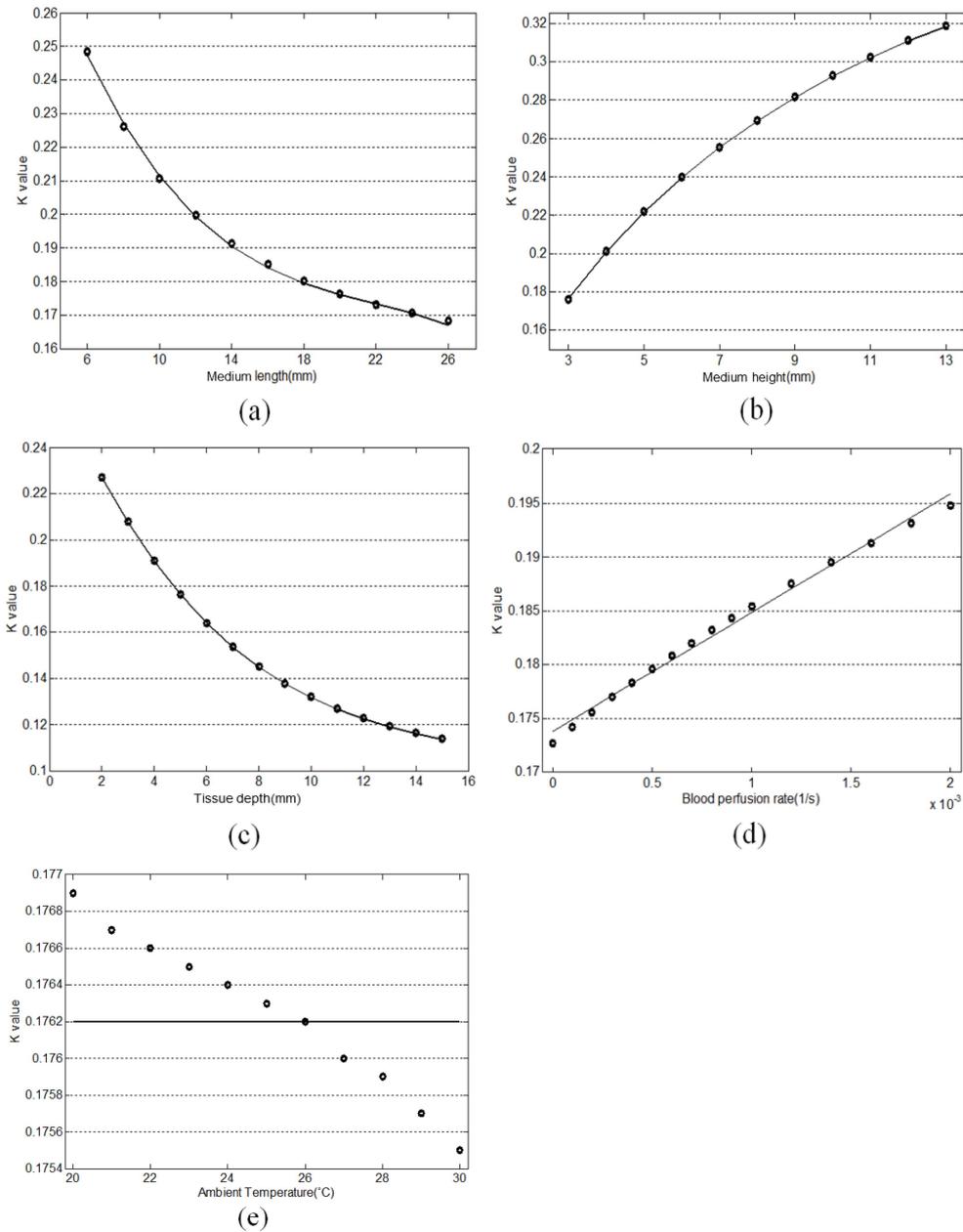


그림 3. 5가지 측정 환경 요소와 K값간의 관계.

Fig. 3. The relationship between 5 measurement environment factors and K-value.

2. K값 추정식을 통해 획득한 K값을 기반으로 한 체온계의 정확도 평가

측정 환경이 다양한 실제 실험 시, 매번 새로운 모델을 설계하여 K값을 계산하는 것은 번거롭다. 따라서 본 연구에서는 각 5가지 환경 요소(열 매질의 한 변의 길이, 열 매질의 높이, 조직 두께, 혈관류율, 외부 공기 온도)와 K값의 관계에 대해 살펴본 후, 이를 바탕으로 K값 추정식을 개발하였다. 그림 3(a)와 3(b)는 각각 열 매질의 한 변의 길이 혹은 열 매질의 높이와 K값의 관계를 나타낸 그래프로 열 매질의 한 변의 길이가 짧을수록, 그리고 열 매질의 높이가 높

을수록 K값이 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 이러한 현상을 이해하기 위해 프로브의 크기에 관한 데이터를 분석하여 열 저항 비에 관한 방정식, 식(4)을 이루는 각 항들의 변화율을 계산하였다. 열 매질의 한 변의 길이가 길어지면 $(T_1 - T_2)$ 항과 $(T_B - T_3)$ 항의 값이 점차 감소하고, $(T_3 - T_A)$ 항과 $(T_2 - T_A)$ 항의 값이 점차 증가하였다. 이는 열 매질의 한 변의 길이가 길어지면 체표면을 덮는 단면적이 넓어지고 따라서 횡방향으로 흐르는 열에 대한 저항이 증가하기 때문인 것으로 사료된다. 또한, $(T_3 - T_A)$ 항과 $(T_2 - T_A)$ 항의 변화율은 비슷했지만 $(T_1 - T_2)$ 항이 $(T_B - T_3)$ 항에 비해 감소율이 커서 결과적

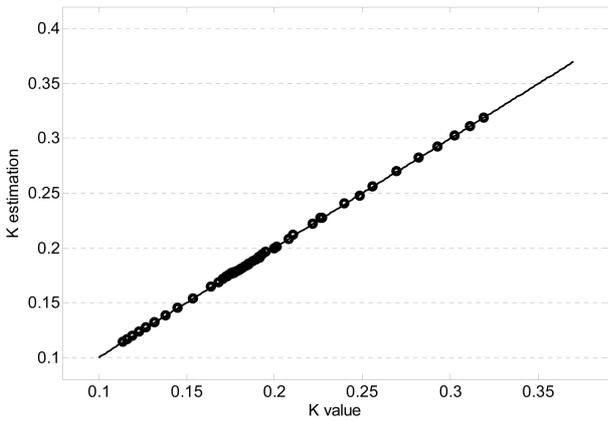


그림 4. K값 추정식을 통해 추정된 K값(K estimation)과 시뮬레이션을 통해 획득한 K값(K value)의 관계, 수정된 결정계수 = 1.
 Fig. 4. The relationship between estimated K-value (K estimation) acquired from K estimation equation and K-value obtained from simulation (K value), adjusted $R^2 = 1$.

으로 매질의 한 변의 길이가 길어질수록 K값이 감소하는 것을 확인하였다. 한편, 열 매질의 높이가 높아지면 (T_1-T_2) 항과 (T_B-T_3) 항의 값이 점차 증가하고, (T_3-T_A) 항과 (T_2-T_A) 항의 값이 점차 감소하였다. 이는 열 매질의 높이가 높아지면 체표면의 수직 방향으로 흐르는 열에 대한 저항이 증가하기 때문인 것으로 사료된다. 또한, (T_3-T_A) 항과 (T_2-T_A) 항의 변화율은 비슷했지만 (T_1-T_2) 항이 (T_B-T_3) 항에 비해 증가율이 커서 결과적으로 매질의 높이가 높아질수록 K값이 증가하는 것을 확인하였다. 그림 3(c)와 3(d)는 측정 부위와 관계된 조직의 두께 혹은 혈관류율과 K값의 관계를 나타낸 그래프로 조직의 두께가 얇을수록, 그리고 혈관류율이 높을수록 K값이 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 이는 조직의 두께가 증가하거나 혈관류율이 감소하면 조직의 열저항(R_s)이

증가하여 K값이 감소하는 것으로 해석할 수 있다. 그림 3(e)는 외부 공기 온도와 K값의 관계를 나타낸 그래프로, 외부 공기 온도가 증가함에 따라 K값이 감소하는 경향을 보이기는 했으나 그 폭이 너무 작아 평균 0.1762의 수준에서 거의 일정하게 유지되는 것으로 나타났다.

각 환경 요소와 K값 간의 관계를 관찰한 후에는 다중 회귀 분석을 실행했다. 그 결과, K값 추정 모형은 식(10)과 같이 도출되었으며 수정된 결정계수(adjusted R^2) 1로 K값을 잘 추정했다(그림 4). 단계선택법에 의해 결정된 모형은 분산분석에 의해 유의수준 $p < 0.001$ 로 유의했으며, 각 회귀 계수 모두 유의수준 $p < 0.001$ 로 유의했다.

$$K = -0.0201 \times L + (8.5773 \times 10^{-4}) \times L^2 - (1.3024 \times 10^{-5}) \times L^3 + 0.0368 \times H - 0.0021 \times H^2 + (5.0666 \times 10^{-5}) \times H^3 - 0.0267 \times D + 0.0016 \times D^2 - (3.5683 \times 10^{-5}) \times D^3 + 11.1196 \times B + 0.3425 \quad (10)$$

이후, K값 추정 모형을 이용하여 여러 측정 환경에서 다양한 심부 체온을 정확하게 추정할 수 있는지 확인하였고 그 결과는 표 4와 같았다. K값 추정 모형은 열 매질의 높이 및 외부 환경 온도가 변하는 경우에는 매우 정확하게 ($RMSE_2 < 0.03^\circ C$) 심부 체온을 추정할 수 있었으나 열 매질의 길이가 짧은 경우($L = 6 \text{ mm}$)에는 다양한 심부 체온에 대해 $RMSE$ 약 $0.2^\circ C$ 의 오차를 보였다. 또한, 이마보다 조직의 두께가 두껍고 혈관류율이 높은 흉부의 경우 $RMSE$ 약 $0.7^\circ C$ 의 다소 높은 오차를 보였다. 표 5는 K값 획득 방법에 따른 이중 매질 심부 체온계의 추정 정확도를 비교한 것이다. $RMSE_1$ 은 시뮬레이션을 통해 획득한 K값을 이용했을 때의 온도 편차를, $RMSE_2$ 는 K값 추정식을 통해 획

166

표 4. 이중 매질 체온계의 정확도 평가: K값 추정식을 통해 획득한 K값을 기반으로.

Table 4. Accuracy evaluation of bi-medium deep body thermometer based on K-value obtained from K-value estimation equation.

Trial no.	Geometry		Body part Tissue depth (mm) & Blood perfusion rate (1/sec)	Ambient temperature($^\circ C$)	Deep body temperature ($^\circ C$)	$RMSE_2$ ($^\circ C$)
	Medium length (mm)	Medium height (mm)				
1	6	3	Forehead (4, 0.00035)	25	34-40	0.2148
	10	3	Forehead (4, 0.00035)	25	34-40	0.1149
	20	3	Forehead (4, 0.00035)	25	34-40	0.0186
2	20	6	Forehead (4, 0.00035)	25	34-40	0.0057
	20	10	Forehead (4, 0.00035)	25	34-40	0.0203
3	20	3	Chest(10, 0.0015)	25	34-40	0.7034
4	20	3	Forehead (4, 0.00035)	20	34-40	0.0087
	20	3	Forehead (4, 0.00035)	30	34-40	0.0211
Overall						0.2635

표 5. K값 획득 방법에 따른 이중 매질 체온계의 추정 정확도의 비교.
Table 5. Comparison of estimation accuracy of the bi-medium thermometer according to K-value acquisition approach.

Environmental Factors		RMSE ₁	RMSE ₂	ΔRMSE
Medium length	6 mm	0.0022	0.2148	0.2126
	10 mm	0.0013	0.1149	0.1136
	20 mm	0.0013	0.0186	0.0173
Medium height	3 mm	0.0013	0.0186	0.0173
	6 mm	0.0012	0.0057	0.0045
	10 mm	0.0006	0.0203	0.0197
Body part	Forehead	0.0013	0.0186	0.0173
	Chest	0.0007	0.7034	0.7027
Ambient temperature	20°C	0.0013	0.0087	0.0074
	25°C	0.0013	0.0186	0.0173
	30°C	0.0009	0.0211	0.0202

득한 K값을 이용했을 때의 온도 편차를 의미한다. 매질의 높이나 외부 환경 온도가 다양한 측정 환경에서는 K값 추정식을 활용했을 때, 시뮬레이션을 이용했을 때와 비슷한 정확도를 보였다. 그러나 매질의 한 변의 길이가 짧은 경우나 조직의 두께가 두껍고 혈관류량이 많은 부위에서는 추정식의 성능 향상의 필요성을 확인하였다.

IV. 결 론

본 연구에서는 다양한 측정 환경 내에서의 이중 매질 심부 체온계의 정확도에 관해 연구하였다. 기존 연구를 통해 제한적 실험 환경 내에서 정상 체온 범위의 피험자들을 대상으로 이중 매질 체온계의 유용성을 평가했으나 체온 모니터링의 목적에 따라 체온계를 활용하는 측정 환경이 다양하므로 이를 고려한 연구가 필요하다. 따라서, 본 연구에서는 이중 매질 심부 체온계가 체온계의 크기, 측정 부위, 주변 온도가 다양한 환경에서 비정상적 온도 범위를 포함한 넓은 범위의 심부 체온을 얼마나 정확하게 추정할 수 있는지 확인하였다. 또한 열 저항 비인 K값을 획득하기 위해 (1)유한 요소 시뮬레이션과 (2)K값 추정식의 개발 연구를 수행하였다. 그 결과, 시뮬레이션을 이용해 획득한 K값을 기반으로 이중 매질 심부 체온계가 다양한 측정 환경 내에서 34-40°C에 이르는 넓은 범위의 심부 체온을 매우 정확하게 추정할 수 있음을 확인하였다. 한편, 컴퓨터 시뮬레이션 없이 K값을 추정할 수 있는 식을 개발하였고 이를 기반으로 심부 체온을 추정한 결과, 다양한 열 매질의 높이(3, 6, 10 mm) 및 외부 환경 온도(20, 25, 30°C)의 측정 환경에서는 심부 체온을 잘 추정할 수 있었으나 조직의 두께가 10 mm이고 혈관류율이 0.0015(1/sec)인 경우에는 오차가 0.7°C 이상으로

컸다.

본 연구를 통해 이중 매질 심부 체온계가 심부 체온 모니터링에 유용하게 활용될 수 있는 가능성을 확인하였다. 이마 부위에 비해 조직의 두께가 두껍고 혈관류율이 높은 흉부에서 이중 매질 심부 체온계를 이용해 심부의 온도를 추정할 때에는 시뮬레이션을 통해 획득한 K값을 이용하는 것이 K값 추정식을 이용하는 것보다 더 정확한 결과를 획득할 수 있었다. 그러나 K값 추정식은 다양한 회귀 모델의 적용을 통해 성능을 향상시킬 수 있을 것으로 기대된다. 본 시뮬레이션 연구를 통해 획득한 K값들은 향후 다양한 환경의 human study에 적용할 계획이다.

References

- [1] Davidovits P., *Physics in biology and medicine*, London, UK: Academic press, 2007, pp. 145
- [2] D.S. Moran, S.J. Montain, and K.B. Pandolf, "Evaluation of different levels of hydration using a new physiological strain index," *Am. J. Physiol. Regul. Integr. Comp. Physiol.*, vol. 275, no. 3, pp. R854-R860, 1998.
- [3] D. Darwent, *et al.*, "The validity of temperature-sensitive ingestible capsules for measuring core body temperature in laboratory protocols," *Chronobiol. Int.*, vol. 28, no. 8, pp. 719-726, 2011.
- [4] F.C. Baker, *et al.*, "Sleep and 24 hour body temperatures: a comparison in young men, naturally cycling women and women taking hormonal contraceptives," *J. Physiol.*, vol. 530, no. 3, pp. 565-574, 2001.
- [5] K.G. Ng, *et al.*, "Evaluation of the Cadi ThermoSENSOR Wireless Skin-Contact Thermometer Against Ear and Axillary Temperatures in Children," *J. Pediatr. Nurs.*, vol. 25, no. 3, pp. 176-186, 2010.
- [6] H.C. GUNGA, *et al.*, "A new non-invasive device to monitor core temperature on earth and in space," *Ann. Kinesiol.*, vol. 3, no. 1, pp. 47-60, 2012.
- [7] R.H. Fox and A.J. Solman, "A new technique for monitoring the deep body temperature in man from the intact skin surface," *J. Physiol.*, vol. 212, no. 2, pp. 8-10, 1971.
- [8] K, Kitamura, *et al.*, "Development of a new method for the noninvasive measurement of deep body temperature without a heater," *Med. Eng. Phys.*, vol. 32, no. 1, pp. 1-6, 2010.
- [9] Huang, M., Chen, W., "Theoretical simulation of the dual-heat-flux method in deep body temperature measurements," in *32nd Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, Buenos Aires, Argentina, August. 2010, pp. 561-564.
- [10] S.Y. Sim, *et al.*, "Simulation study of a newly designed structure for monitoring deep body temperature," in *Proc. 9th Intern. Conf. Ubiquitous Healthcare*, Gyeongju, Korea, October. 2012.
- [11] S.Y. Sim, *et al.*, "Accuracy evaluation of noninvasive and nonintrusive body temperature monitor," in *Proc. 47th conference of the KOSOMBE*, Gumi, Korea, May. 2013, pp. 63-64.
- [12] J.P. Holman, *Heat transfer 6th Edition*, New York, USA: McGraw, 1986, pp. 27-29.

- [13] H.H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm," *J. Appl. Physiol.*, vol. 85, no. 1, pp. 5-34, 1998.
- [14] Properties of non-metal, http://ottp.fme.vutbr.cz/predmety/thermomechanics/therm_prop_non-met.pdf (accessed July. 28, 2014).
- [15] M. Masaru, *et al.*, "Non-invasive monitoring of core body temperature rhythms over 72h in 10 bedridden elderly patients with disorders of consciousness in a Japanese hospital: A pilot study," *Arch. Gerontol. Geriatr.*, vol. 57, no. 3, pp. 428-432, 2013.
- [16] Zhu, L., and C. Diao., "Theoretical simulation of temperature distribution in the brain during mild hypothermia treatment for brain injury," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 39, no. 6, pp. 681-687, 2001.
- [17] I.A. Brezovich, J.H. Young, and M.T. Wang. "Temperature distributions in hyperthermia by electromagnetic induction: a theoretical model for the thorax," *Med. Phys.*, vol. 10, no. 1, pp. 57-65, 1983.
- [18] H.L. Staniak, *et al.*, "Subcutaneous tissue thickness is an independent predictor of image noise in cardiac CT," *Arq. Bras. Cardiol.*, vol. 102, no. 1 pp. 86-92, 2014.