

A Study on the Temperature Measuring System of an Oral Cavity

金 敬 昊*
(Kyungho Kim)

Abstract - In this study, a novel sensor system for measuring the temperature inside an oral cavity is proposed. With this aim, a small size of thermistor was used for resolving the cavity's temperature with the resolution of 0.1°C . To evaluate effectiveness of our sensor system, the temperature and its output voltage characteristic, and the specifications of response are investigated. It turned out to be that our sensor system has a linear property in terms of temperature variations for a healthy subject's body temperature range and has a good response time within 3 seconds. Also, in order to investigate the medical application, our sensor system is sought to measure the real temperature variations of a subject's oral cavity and ark shell especially for 'before' and 'after' exercise mode.

Key Words : Thermistor, Wearable Health Monitoring, 건강 센서, 구강 내부 온도

1. 서 론

인간은 생존을 위해서 외부로부터의 자극에 대응하여 본능적으로 자기 자신을 보호하려는 능력을 가지고 있다. 또한 이러한 외부자극에 대해서 방어하기 위한 수단으로 감각기 등의 수용체로부터 생체 정보를 얻고, 얻어진 생체 정보를 분석하고 피드백을 함으로서 생체항상성(Homeostasis)을 유지하게 된다. 생체 정보의 대표적인 예로서 혈압, 맥박, 체온, 등을 들 수 있다. 이들 중에 간단한 측정으로 알 수 있는 대표적인 생체신호로 체온을 들 수 있는데, 체온의 경우 단순히 센서를 사용하여 생체로부터 얻어지는 온도 정보라고 생각하기 쉬우나, 단순한 수치적인 의미에 그치지 않고 신체의 여러 가지 정보가 포함되어 있다고 볼 수 있다. 신체 내부 기관, 조직 등의 현재 상태에 관한 정보를 포함하고 있으며, 신체의 상태와 밀접한 관계를 가지고 있다. 대표적인 예로 외부 기온의 변동, 운동, 성주기 등에 의해 체온이 변동하는 것이 잘 알려진 사실이다[1]. 한편, 인간이 살아가기 위해서 필요한 에너지는 신체대사에 의해 생성되며 이때 동반되어지는 여러 가지 화학반응 등이 원활히 이루어지는 경우 신체는 항상성을 가지게 된다. 만약 이러한 화학반응들이 원활히 이루어지지 않는 경우 에너지 생성에 문제가 발생되며 따라서 신체는 정상적인 활동이 불가능하여진다. 체온이 일정하게 유지되고 있는 것은 체내에서 일어나고 있는 생화학반응의 촉매인 효소가 온도에 민감하기 때문이다. 체온을 일정하게 유지하고 있는 상태에서 중요한 역할을 하

는 것이 혈액이다. 혈액의 역할 중에 하나로서 체내에서 생성된 열을 운반하여 체온을 일정하게 유지하는 것을 들 수 있다. 뇌출혈, 뇌종양 등의 기계적인 자극, 세균, 독소 등의 침입으로 인한 화학적인 자극, 일상생활에서 발생하는 스트레스나 정신적인 압박에서 발생하는 정신적인 자극 등이 체온조절중추에 작용되면 이로 인해 체온 이상 등의 현상이 나타내게 된다. 이러한 사실로부터 체온은 인간의 대사상황이나 조절능력, 혈액순환상태 그리고 정신적인 상태정보를 알려주는 중요한 지표중의 하나임을 알 수 있다[2][3]. 따라서 체온을 계측함으로써 현재의 신체 상태를 파악할 수 있는 중요한 정보라고 볼 수 있다. 생체 정보는 다양한 정보이며, 이를 얻음에 있어 일회성 측정을 통해 충분한 정보를 얻는 경우도 있지만 대부분의 생체 정보는 일정한 주기성을 가지고 변동하고 있다고 알려져 있다. 따라서 주기적인 변동을 잘 파악하기 위해서는 장시간 계측이 반드시 필요하다고 볼 수 있다. 본 연구에서는 장시간 계측이 필요한 생체 정보중의 하나인 체온을 피 측정자의 일상생활에 지장을 주지 않으며 또한 지속적인 측정이 가능한 구강 내 온도계측을 위한 센서 시스템을 제안하고 제안된 시스템의 유효성을 검토한다.

2. 온도 센서와 시스템 구현

2.1 온도 센서

우리 주변에 온도를 검출하기 위한 도구로서 알콜 온도계, 수은 온도계 써미스터(Thermistor), 열전대, 저항선, bi-metal, 온도 센서 칩 등을 볼 수 있다. 이들 센서들은 다양한 측정 온도 범위를 가지고 있으며 또한 다양한 크기를 가

* 교신저자, 正會員 : 檀國大 電子工學科 助教授 · 工博

E-mail : dkuhealth@dankook.ac.kr

接受日字 : 2007年 4月 25日

最終完了 : 2007年 5月 5日

지고 있다. 적용 하는 분야에 따라 선택할 필요가 있다. 필요 이상의 성능을 가진 센서를 선택하는 경우 가격 측면에서 경쟁력을 잃기 때문에 적절한 온도범위 크기 등을 선택해야 한다. 일반적으로 인간의 체온은 35~40℃ 정도의 범위 내에서 변동하기 때문에 허용된 범위 내에서 가능한 분해능이 높은 센서가 필요하다. 임상학적으로 체온계에서 요구되는 온도 분해능은 약 0.2℃ 정도이며 환경요인에 의한 에러가 최소화 된 것이어야 한다. 본 연구에서 사용한 온도 센서는 구강 내에서 타액 등의 에러요인에 영향이 적은 센서이며 또한 구강 내에 마우스피스나 의치 등에 장착이 용이하며 일상생활에서의 불편을 최소화 할 수 있는 조건과 제품 제작 시 조립 용이성을 갖는 조건을 기준으로 선택되었다. 이러한 조건을 만족시키는 소형이며 다루기 쉬운 센서의 하나로 써미스터를 온도 센서로 이용했다. 본 연구에서 채택한 써미스터가 이러한 조건들을 만족시키는지의 성능평가를 위해서 다음과 같은 상수값이 적용된 식이 사용된다[4]. 즉 주위의 온도 T_0 , T(K)에서의 저항값을 R_0 , R(Ω), 열평형 도달 시간 온도를 T_a , 온도 T(K)에서의 써미스터 소비전력을 W(mW)로 했을 때, 써미스터의 저항값은 식(1)과 같다.

$$R = R_0 \exp B \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right) , B = \ln \frac{R}{R_0} / \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right) \quad (1)$$

그리고, 열 방산 상수 δ 는

$$\delta = \frac{W}{T_a - T} \quad (2)$$

로 나타낼 수 있다. 또한 급격한 온도 변화에 따른 실제 써미스터의 온도 변화를 나타내는 시정수 τ 는

$$\tau = 1 - \frac{1}{e} \quad (3)$$

로 나타내며 이는 전체 응답의 63.2%가 될 때까지 걸리는 시간을 나타낸다. 결국 τ 값은 작을수록 빠른 응답을 나타낸다. 일반적으로 써미스터의 성능은 δ 가 크고, τ 가 작은 것이 우수하다고 알려져 있다. 본 연구에서는 일본 芝浦電子製作所에서 제작한 PSB-3형 Thermistor (B:3992K ±79K (25~100℃), τ : 5 sec(3.5~6.5sec), δ : 0.75mW/℃(0.75~0.8mW/℃)) 디바이스를 기본으로 하여 제작, 사용하였다. 가공된 센서의 크기는 써미스터 칩을 포함하여 직경 1.3mm, 길이 2.2mm로 리드선의 직경은 0.2mm이다.

2.2 온도 검출 회로

써미스터는 알려진 바와 같이 온도 변화에 따라 저항 값이 변화하며 저항 값의 변화를 읽음으로서 측정하고자 하는 대상의 온도계측이 되는 소자이다. 써미스터의 저항 값의 변화를 얻기 위해서는 써미스터와 직렬로 저항을 연결하여 전압을 인가하여 써미스터와 저항의 접촉면에서 발생하는 전압을 변화를 측정하면 된다. 그러나 써미스터의 온도-저

항특성은 지수 함수적인 변화를 보이기 때문에 온도와 저항치(전압)의 관계를 단순한 관계로 표시하기가 어렵다. 하지만 특정한 범위에서 사용할 수 있게 제한요소를 두는 경우 선형적인 관계로 사용할 수 있다. 따라서 우선 사용하는 온도범위를 측정하고자 하는 대상의 영역인 신체 온도 변화대역(34~42℃)으로 좁히고, 또한 저항 값 변화를 얻기 위해 직렬로 연결하는 저항 R_1 값을 제한하여 온도-저항 값을 선형 관계로 해석함으로써 응답을 선형적인 관계로 이용할 수 있다. R_1 값은 설정 온도 범위에 있어 최저 온도의 저항치 R_1 값, 최고온도 R_1 값, 중간 온도 값일 때의 저항치 R_1 값을 이용하면 다음의 식(4)에 의해 결정된다[5].

$$R_1 = \frac{2R_{TL}R_{TH} - R_{TM}(R_{TL} + R_{TH})}{2R_{TM} - (R_{TL} + R_{TH})} \quad (4)$$

본 연구에서는 저항값 R_1 을 32.87Ω으로 선택하였다. 정전압원으로서 최대출력 100mA, 소비전류 25μA인 안정된 소형 voltage regulator (S81350Ag, SEIKO)를 사용하였다. 또한 신호의 잡음제거를 위하여 저항 브릿지와 차동증폭 앰프 (AD620AN, Analog Devices), 필터를 이용하여 측정회로를 구성하였다. 저항 브릿지의 경우 34℃미만의 측정은 본 연구에서 필요 없는 부분이기 때문에 이의 신호출력을 cutoff하도록 설계하였다. 또한 차동증폭 앰프는 신호의 감산을 하지 않도록 하고 단순히 신호의 차이 값에 대해서만 증폭을 한다. 이는 감산에 따른 회로 상에서 나타나는 전원 노이즈를 최대한 없애고자하는 목적이다. 최종 출력 단에는 10Hz의 LPF를 배치하여 노이즈를 최소화하였다. 그림 1은 본연구의 측정회로의 회로도도를 보여주고 있다.

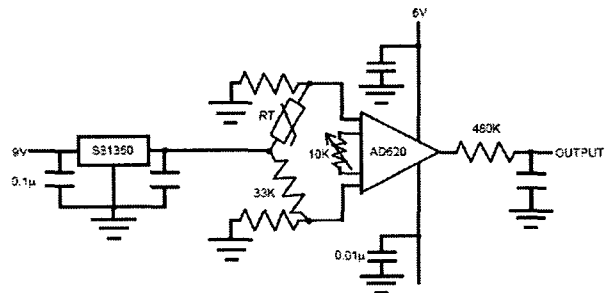


그림 1 체온 센서 회로도.

Fig. 1 Schematic of temperature measurement circuit.

3. 측정 및 결과 분석

3.1 온도-출력 전압 특성

본 연구에서 제안된 구강 내부 온도 센서가 체온계측이 가능한 성능을 나타내는지 확인하기 위하여 온도-출력전압 특성 및 응답 속도에 대하여 측정을 하였다. 온도-출력전압 특성의 측정 방법은 그림 2에서 나타낸 것과 같이 소형 써미스터를 수은 온도계에 접촉을 시켜 고정을 시키고 수온조절이 가능한 항온수조에 침수시켜 계측을 하였다. 수

온이 상승 될 때, 또한 하강 될 때의 각각의 변화를 측정회로를 통해 전압측정기로 측정하였다. 측정에 있어서 수은 변화를 일으키고 우선적으로 수은 온도계의 온도가 안정이 된 후 온도계의 눈금과 회로의 출력을 각각 기록하였다.

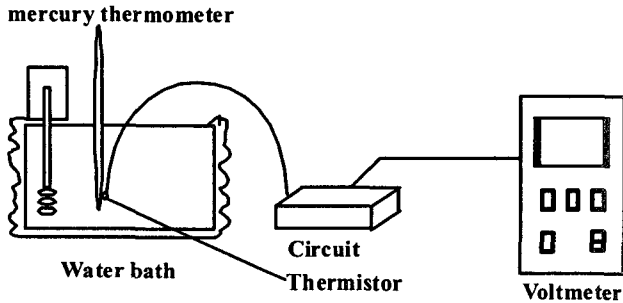


그림 2 온도-출력 전압 특성 파악 실험 구성
 Fig. 2 Schematic of experimental system for investigating characteristic of temperature and output voltage

그림 3에 온도-출력전압 특성을 나타내었다. 그래프에서 나타난 결과와 같이 온도와 전압 간에 체온 측정에서 사용되어지는 범위의 설정온도 범위 내에서는 양호한 선형 관계를 유지하였다. 약 0.1℃변화에 67mV의 출력 차이를 보였다. 또한 앞에서 설명한 바와 같이 체온계가 요구하고 있는 분해능 0.2℃를 충분히 만족시켰으며 상관계수는 0.992로 추정되었다. 따라서 체온측정에 사용함에 있어 별다른 문제가 없음을 알 수 있었다.

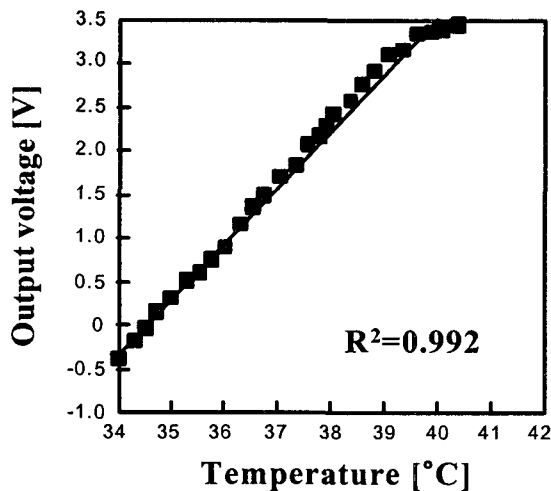


그림 3 온도-출력 전압 특성 그래프
 Fig. 3 Response curve obtained with the experimental system for investigating characteristic of temperature and output voltage

3.2 응답 속도 특성

센서의 기본 조건 중에 하나로 측정대상의 변화를 빠른 시간 내에 신호로 전환하여 출력하는 것이다. 본 센서가 위에서 수행된 실험 결과에서와 같이 측정범위 내에서 선형성

을 유지하더라도 측정대상의 변화를 빠른 시간 내에 알아내지 못한다면 생체에 적용하기 어려운 점이 있으므로 제안된 센서의 응답특성을 조사할 필요성이 있었다. 그림 4에서 나타난 것과 같은 실험 시스템을 이용하여 본 센서의 응답 속도를 알아보는 실험을 수행하였다. 저온수 및 고온수를 준비하여 급격한 온도 상승 및 온도 하강에 따른 센서의 응답 특성을 살펴보았다. 수은을 일정히 유지하기 위하여 단열재로서 발포재를 수조 밀면, 측면을 감싼 후, 종으로 발포재를 감싸는 마감 작업을 하였다. 급격한 온도 변화를 일으키기 위하여 고온수에서 저온수(step-down temperature)로 반대로 저온수에서 고온수(step-up temperature)로 센서를 손으로 이동하여 측정하였다. 이 경우 이동 시간에 따른 센서의 응답 오차를 문제점으로 지적할 수 있으나, 본 연구의 써미스터 경우 시정수 τ 가 약 5초정도 되기 때문에 측정 센서를 이동시키는데 5초 이하의 시간에 이동시킨다면 수조의 온도를 급상승 급하강 시키는 것 보다 측정 오차가 적을 것이라는 가정에서 실험이 수행되었다. 써미스터와 연결된 측정회로의 신호를 A/D 변환하여 컴퓨터를 통하여 신호처리를 하는 실험 장치를 구성하였다.

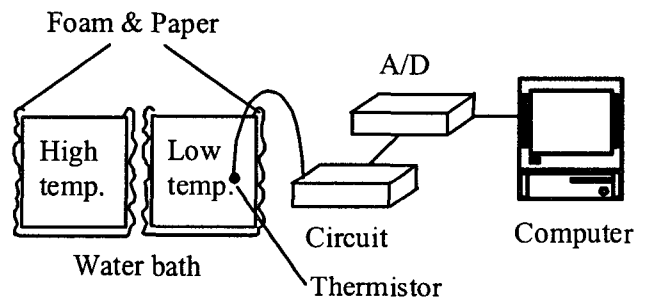


그림 4 응답 속도 특성 파악 실험 구성
 Fig. 4 Schematic of experimental system for investigating the response characteristic of proposed sensor

그림 5에서 체온 센서의 스텝 응답(step response)을 그래프로 나타내었다. 실험 결과로부터 센서의 스텝 응답에 의한 시정수는 33.9℃부터 38.2℃로 온도 스텝-업(step-up)의 경우 2.34초를 나타내었다. 또한 37.6℃부터 33.6℃의 온도 스텝-다운(step-down)의 경우는 2.73초의 결과를 얻을 수 있었다. 두 경우 모두 3초 이내의 응답 특성을 얻을 수 있다는 사실을 발견하였다. 따라서 이러한 결과를 종합하여 해석하면, 본 센서를 체온 검출에 적용하였을 때 체온 변화를 시간 지연(time delay) 없이 충분한 응답 특성을 갖는다는 것을 의미한다. 결국, 이상의 센서 자체의 특성 실험을 통해 제안된 센서 시스템이 구강 내부 체온을 유효하게 측정할 수 있다는 결론이 도출되었다.

3.3 구강내 체온과 고막체온 비교

일반적으로 구강 내부 체온은 직장 내에 온도 측정 장치를 삽입하여 측정되어 지는 직장내온도 보다는 낮다고 알려져 있다. 또한 구강 내부 온도의 경우 피부로 대표되어지는 말초 체온과는 달리 중추 온도와 같은 온도 변화 경향을 보

이는 것으로 알려져 있다[6]. 본 연구에서 제안된 센서 시스템을 인체에 적용할 경우 그 유용성을 검토하기 위하여 비교적 심부체온에 가깝다고 알려져 있는 고막을 통한 체온과의 비교 실험을 수행하였다.

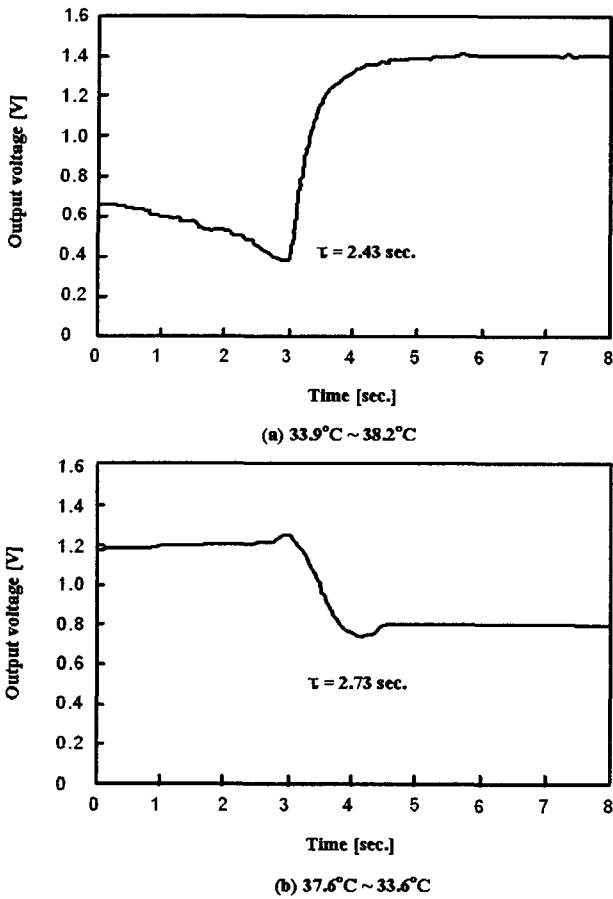


그림 5 응답 속도 특성 측정 결과
 (a) 온도 상승 시 (b) 온도 하강 시
 Fig. 5 Results of the characteristic curves of response time
 (a) Temperature Step-up (b) Temperature Step-down

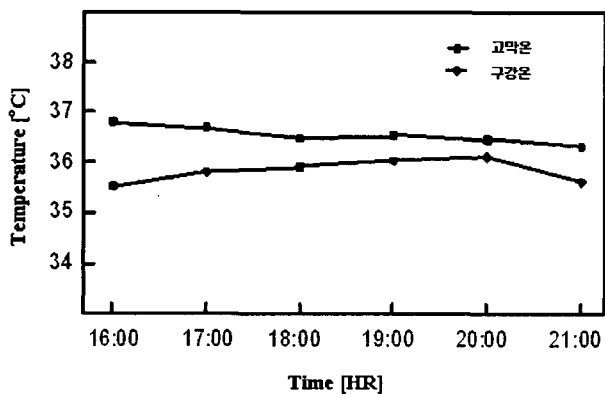


그림 6 구강 내부 체온과 고막 내부 체온 비교 결과
 Fig. 6 Response curve obtained from the experiment for measuring temperature of an oral cavity and ark shell

피험자는 26세의 건강한 남자를 대상으로 하였으며, 측정 시간은 16:00부터 21:00까지 5시간 동안 특별한 제약 없이 일상적인 생활을 하는 동안 실험을 수행하였다. 측정의 경우 1시간 단위로 구강 내부 온도와 고막 온도를 비교 측정하였고, 그림 6에 구강 내부 체온과 고막 체온의 비교 실험 결과를 그래프로 제시하였다. 이 결과를 통해 알 수 있듯이 구강 내부 온도 측정 결과가 고막내 온도 측정 결과에 비교하여 낮은 온도가 유지되었다. 이는 중추 온도와 고막 온도 사이의 0.6°C 온도차이가 있는 것과 같이 인체에서 볼 때 고막 부근 보다는 구강 부위가 외부에 노출이 많이 된다는 것을 의미한다. 이를 해결하기 위해서는 고막 부근과 구강 내의 체온 데이터를 많이 수집하여 상호간의 차이 분석을 통해 보정하는 방법이 있을 것이라 생각한다. 또한 예상되는 문제점 중의 하나였던 구강 내부의 타 성분에 의한 체온 변화에 대한 결과가 예상 밖의 결과를 나타내었다. 실험도중 피험자가 18:30 부근 경에 석식을 취하였지만 결과 그래프를 볼 때, 18:30 식사 후 19:00 측정 시까지의 온도의 변화가 크지 않았음을 알 수 있다. 이는 구강 내 온도가 타액을 포함하여 음식물 섭취 등에도 큰 온도 변화는 나타나지 않았음을 알 수 있다. 이 결과는 구강 내부 체온 측정이 생체 정보를 취득한다는 점에서 좋은 대상 부위 중의 하나가 될 수 있음을 증명한다. 단 구강 내부의 체온을 측정에 있어서 측정 부위에 따른 온도 차이에 대한 검토와 대책은 반드시 필요하다고 생각한다. 일반적으로 구강 내부에서 체온이 가장 높은 곳은 설하로 알려져 있다. 그러나 설하에 센서가 존재할 경우 이물감이 지속되어 일상생활을 하는데 불편함은 당연히 예상되는 문제점이다. 따라서 지속적인 구강내 체온을 얻기 위해서는 설하가 아닌 다른 부위에서 측정을 해야 될 것이다. 이러한 이유로 본 실험에서는 의치, 마우스피스에 써미스터형 온도 센서를 장착하는 것을 가정하고 의치, 마우스피스를 사용할 때 예상 측정 부위가 될 구개 부분에서 구강 내부 체온을 측정 실험을 실시하였다. 이러한 원인으로 고막온도에 비교하여 크게는 1°C 정도의 온도 차이를 보이고 있다고 생각된다. 구개 부분의 경우 코와 연결되어 있기 때문에 호흡에 의한 구개부의 냉각이 이루어지지만, 실험 결과로부터 볼 때 냉각되기 쉬운 부분에도 불구하고 큰 온도 변화가 나타나지 않았다. 이러한 결과로부터 지속적인 본 시스템을 마우스피스나 의치 등에 적용하여 구강 내부 온도 측정을 통한 건강관리에 이용될 수 있음을 확인하였다.

3.4 운동 시 구강내 온도 특성 변화

마지막으로 본 센서의 유효성 검증을 위하여 일상생활의 활동을 통하여 구강 내부의 온도 변화를 살펴보았다. 운동 시의 체온 변화와 운동 후 휴지기의 체온 변화를 통해 센서의 유효성을 검토하는 실험을 수행하였다. 우선, 운동 시 체온 변화 측정을 위해서 운동부하 실험이 많이 사용되고 있는 자전거 에르고미터(bicycle ergometer)를 이용하여 운동을 수행하는 중 구강내의 온도 측정 실험을 실시하였다. 자전거 에르고미터의 운동 부하는 50W로 설정하고 매초 1회전으로 200초간 워밍업을 실시하고 계속하여 초당 2회전으

로 235초간 실시하였다. 운동이 끝난 직후부터 안정된 상태로 휴식을 취하며 약 20분 후에 체온이 일상생활에서의 기준치에 도달할 때까지의 체온 변화를 측정하였다. 총 측정 시간은 약 26분이 걸렸다. 또한 고막 온도를 100초 주기로 측정하였다. 컴퓨터에 데이터 전송 시 샘플링 주파수로는 50Hz로 사용하였다. 그림 7에 자전거 에르고미터의 부하에 의한 구강 내부 체온 변화를 그래프로 나타내었다. 그래프 상에서 시간축의 6분 근처의 라인을 기준으로 좌측은 운동 시의 구강 내부 온도 변화를 표시하였으며, 라인 우측은 운동을 마친 후 휴식을 취하면서 구강 내부의 온도 변화를 측정하였다.

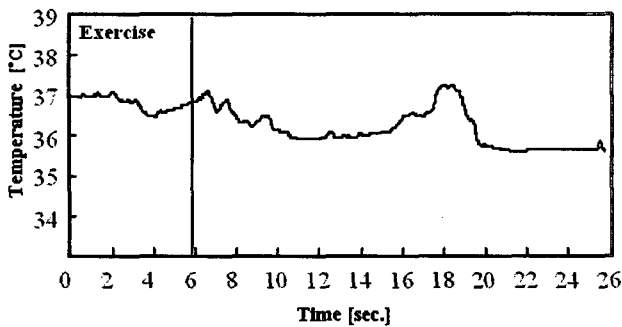


그림 7 운동 시 구강 내부 체온변화
 Fig. 7 Response curve obtained from the experiment for measuring temperature of oral cavity during the exercise and after exercise

일반적으로 운동을 수행하면 체온이 상승한다는 것은 널리 알려져 있는 사실로 본 실험에서도 운동 중에 구강 내 체온이 상승 할 것이라고 예상되었지만 결과를 보면 4분 근처에서 오히려 약간 하강하는 결과를 볼 수 있었다. 고막 온도 측정의 경우 체온은 상승 하는 것이 보여 졌다. 이는 운동에 의한 온도 상승은 지속되고 있지만 구강내의 체온에 있어서는 운동 중 부하에 의한 피로감으로 비강을 통한 호흡뿐만 아니라 구강을 통한 호흡이 일어났다고 가정 할 수 있다. 구강 호흡에 따른 구개 부근의 냉각에 의한 것이라 생각된다. 이는 4분을 저점으로 다시 구강 내부 체온이 상승 하는 것을 보면 추측이 가능하다. 또한 운동 초기부터 37°C부근의 구강 내 체온을 유지하였으며 운동이 끝난 직후에도 구강 내 체온이 약간 상승하는 경향을 보아 운동에 따른 체온상승이 잘 반영되고 있다는 것을 알 수 있다. 운동이 끝난 후 약 20분의 휴식을 취한 후 구강 내부 온도는 일반적인 체온인 36°C부근으로 다시 복귀되는 결과를 통해 자전거 에르고미터의 부하에 의한 운동과 휴식을 통한 체온 변화가 모두 반영된 데이터를 얻을 수 있다는 점이 제시되었다.

4. 결 론

본 연구에서 제안된 구강 내부 체온 측정 센서 시스템은 체온 센서로서 요구되는 기본적인 요소인 응답 특성과 선형성 응답을 만족시키면서도 소형 센서로서 구강 내에 의치,

마우스피스 등에 장착하여 연속적으로 체온을 측정할 수 있는 가능성을 보였다. 생체 온도를 측정하는 센서로서의 기본적인 사항을 검토한 후에 실제 계측 실험을 한 결과, 중추 체온의 대표 부분인 직장 내 체온과의 비교 실험은 이루어지지 않았지만 현재 일반적으로 피부 체온 또는 말초 체온과 비교하였을 때 보다 중추 체온에 가깝다고 인정되어 많이 사용되고 있는 고막 체온과의 비교 실험을 통해 큰 차이가 없음을 알았다. 이는 구강 내부에서 체온 측정이 피부 등 말초 체온 측정보다는 외란에 의한 오차가 적음을 알 수 있었다. 또한 운동 시의 체온 변화 및 운동 후의 체온 변화 측정 실험을 통해 일상적인 활동 시에도 충분한 온도 정보를 얻을 수 있다는 점을 확인하였다. 이는 구강 내부 체온 계측을 통해 지속적인 건강관리를 할 수 있는 가능성을 보여 주었다고 할 수 있을 것이다. 마지막으로, 본 연구에서 얻어진 결과를 바탕으로, 구강 내부에서 체온 측정뿐만 아니라 산소포화도, 타액의 pH값 등의 다양한 구강 내 생체신호를 측정할 수 있는 소형화된 센서를 장착한다면 보다 많은 생체 정보를 얻을 수 있다고 생각한다. 이와 더불어 저 전력 무선 통신 기술과의 접목을 통해 치과용 건강 모니터링 및 Wearable Health 모니터링의 도구로서 생활에 많은 도움을 주는 장치로 활용 가치가 기대된다.

참 고 문 헌

- [1] 田中正敏, 生活環境と体温の恒常性, 臨床体温, Vol. 12, No. 1, pp. 1-2, 3月. 1992.
- [2] 上羽隆夫, 猪俣孝四郎, 倉橋昌司, 菅谷英一, 古山俊介, 細井和雄, 村上俊樹, スタンダード口腔生理學, 學建書院, 1992.
- [3] 杉春男, 生体機能生理學, 南江堂, 1987
- [4] シバウラサーミスタ素子, 芝浦電子, 1997
- [5] 松井邦彦, 溫度センサの基本的な使い方, トランジスタ技術, Vol. 7, pp. 228-235, 7月, 1993
- [6] 스테ッド맨醫學大辭典編集委員會, 스테ッド맨醫學大辭典, 메지컬뷰어社, 2001

저 자 소 개



김 경 호 (金 敬 昊)

1966년 6월 2일생. 1996년 日本慶應義塾大學 大學院 醫工學田專攻 졸업(공학석사). 1999년 日本慶應義塾大學 大學院 醫工學田專攻 졸업(공학박사). 2000년~2006년 삼성종합기술원 전문연구원. 2006년~현재 단국대 전자공학과 조교수
 Tel : (041) 550 - 3544
 Fax : (041) 550 - 1429
 E-mail : dkuhealth@dankook.ac.kr