

저항소자를 이용한 휴대형 Real-time PCR 기기용 히터 제작

Design of an Inexpensive Heater using Chip Resistors for a Portable Real-time Microchip PCR System

최형준*, 김정태*, 구치완*

Hyoung-jun Choi*, Jeong-tae Kim*, Chi-wan Koo*

Abstract

A heater in a portable real-time polymerase chain reaction(PCR) system is one of the important factors for controlling the PCR thermocycle precisely. Since heaters are integrated on a small-sized PCR chip for rapid heating and fabricated by semiconductor processes, the cost of producing PCR chips is high. Here, we propose to use chip resistors as an inexpensive and accurate temperature control method. The temperature distribution was simulated using one or two chip resistors on a real-time PCR chip and the PCR chip with uniform temperature distribution was fabricated. The temperature rise and fall rates were 18°C/s and 3°C/s, respectively.

요약

바이오샘플의 DNA를 대량 증폭할 수 있는 휴대형 실시간 중합효소연쇄반응(Real-time PCR) 기기에서 히터는 PCR 반응 온도를 제어하기 위한 중요한 요소 중의 하나이다. 보통 빠른 히팅을 위해 소형 PCR 칩에 집적화되어 있고, 반도체 공정을 이용하여 박막형태로 제작되어 PCR 칩 제작 단가가 높은 편이다. 따라서 본 연구에서는 값싸고 온도제어를 정확히 할 수 있는 히터로 칩 저항을 사용하는 것을 제안한다. 칩 저항을 사용한 히터는 구조가 단순하고 제작이 쉽다는 장점이 있다. 2.54 × 2.54 cm² 크기의 실시간 PCR 칩 위에 칩 저항을 1개 또는 2개를 사용했을 때 온도분포를 시뮬레이션 하였고, 고른 온도 분포를 갖는 PCR 칩을 제작했다. 또한 효율적인 PCR 칩 냉각을 위해 소형 fan이 내장된 하우징을 설계하였고, 3D 프린터로 제작했다. 온도제어는 마이크로프로세서를 이용한 PID제어법(Proportional-Integral-Differential control)을 적용했다. 온도 상승비와 하강비는 각각 18°C/s, 3°C/s이며, 각 PCR 반응 단계의 유지 시간을 30초로 하였을 때, 한 사이클은 약 2.66분이 걸렸고, 35 사이클은 약 93 분 내로 진행할 수 있었다.

Key words : Portable PCR, Real-time PCR, Thermocycler, Inexpensive heater, Chip resistor

* Dept. of Electronics and control Engineering,
Hanbat University

★ Corresponding author

E-mail : cwankoo@hanbat.ac.kr, Tel : +82-42-821-1168
Manuscript received Mar. 8, 2019; revised Mar. 24, 2019;
accepted Mar. 27, 2019.

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

1. 서론

현대사회에서는 운송의 발달로 인하여 전염병의 확산이 빠르게 진행된다. 이로 인해 전염 확산을 막기 위한 초기 대응이 늦어지게 되면 급세 병원균이 퍼지게 되어 심각한 문제를 야기하게 된다. 따라서 감염된 병원균이 무엇인지 현장에서 빠르게 밝혀내는 것은 매우 중요하다. 신속한 진단 및 정확한 진단을 위해서는 검사대상으로부터 병원균의 DNA를 얻어 병원균의 종류를 확인해야 하는데, 보

통 검사대상에서 얻을 수 있는 DNA양은 매우 적기 때문에 DNA를 증폭시키는 중합효소연쇄반응(Polymerase chain reaction, PCR)을 이용한다[1].

PCR은 3가지 반응 단계(변성(Denaturation), 결합(Annealing), 신장(Elongation))로 이루어져 있으며, 각각의 반응 단계에 필요한 온도(94~95°C, 55~60°C, 72°C)를 빠르게 제어(가열 및 냉각)하여 DNA의 양을 증폭하고 이를 여러 번 반복하게 되는데, 이때 사용되는 열제어를 서모사이클(thermocycle)이라고 한다. 일반적인 PCR 기기는 보통 데스크탑 크기 정도로 실험실에 두고 사용할 수밖에 없어, 현장에서 수집한 샘플을 실험실로 이송해야하는 불편함 및 진단 지연이 있다는 단점이 있었다. 최근에는 현장 측정의 필요성에 따라 휴대가 가능한 PCR 기기가 연구되어왔다[2-6].

초기 PCR 기기들은 현장에서 검출하기 위해 장비에서 크기를 줄일 수 있는 부분들을 작게 만들어 휴대성을 증가시키기는 방향으로 연구가 진행되었다[2, 3]. 예를 들면 기존에는 열용량이 높은 알루미늄 블록을 사용하여 온도를 가열하고, 팬을 사용하여 온도를 냉각 시키는 방식을 사용했다. 이를 펠티어 소자로 교체하고 가열과 냉각을 하나의 부품에서 진행하여 부품의 개수를 줄이는 방법 등으로 장비의 크기를 작게 만들었다[2]. 또한 DNA를 Tube에 담아 PCR을 진행하는 기존의 방식에서, 소량의 DNA를 보관하고 샘플을 가열하는 히터가 집적되어 있는 PCR 칩을 사용하기도 한다. 이때 히터는 반도체 공정 기술을 이용한 금속 박막 저항선을 PCR 칩 표면에 제작하여 기존의 히터 구조체보다 부피를 줄여 전체 PCR 장비의 크기를 줄였다[3]. 그런데 이와 같은 방법들은 서모사이클링만 진행 가능하고, DNA의 양이 얼마나 증폭되었는지 정량적으로 확인하는 것이 불가능하며, 전기영동법으로 결과를 확인해야하는 번거로움이 있다. 이러한 점을 개선하기 위해 실시간으로 DNA의 양이 얼마나 증폭되었는지 확인이 가능한 휴대형 실시간(Real-time) PCR기들이 연구되었다[4-6]. 증폭되는 DNA에 형광체가 붙도록 하고, 증폭하는 과정마다 형광의 세기를 측정하여 DNA의 양을 정량화할 수 있는 실시간 PCR 기법은 결과를 확인하는 추가적인 단계가 사라짐으로써 검사에 걸리는 시간 및 노동력이 단축되는 장점을 지닌다. 하지만 실시간 PCR을 진행하기 위해 기존의 휴대용 PCR

기기에 광학 측정을 위한 부품이 필요하여 기기 내부 구조가 복잡해지며, 미세 기계 가공 등의 기술이 사용되어 제작비용이 비싸진다는 단점을 갖는다[6]. 이와 같은 기존의 문제점들을 해결하기 위해 휴대형 실시간 PCR에 적합한 PCR 칩을 설계하고, 칩에 사용되는 금속 박막 저항선 대신에 일반 칩 저항을 사용하여 기존보다 저렴하게 PCR 칩 제작이 가능하도록 연구했다. 칩 저항소자로써 전기 회로에서 사용되는 저항들 중 가열되는 면적과 PCR 칩과의 접촉을 고려하여 $6 \times 3 \times 2 \text{ mm}^3$ 크기의 직사각형 모양을 가진 칩 저항을 선택했다. 제작에 들어가기 전 저항 개수와 저항 사이 거리에 따른 히터의 열 분포를 확인하기 위해 시뮬레이션을 실행하여, 시뮬레이션 결과를 바탕으로 유리로 된 PCR 칩에 디자인된 칩 저항 배치를 부착시키는 방안을 연구했다. 온도제어는 마이크로컨트롤러(MCU)를 사용하여 제어하였고, 가격이 저렴하면서 휴대성이 좋은 Arduino를 사용했다. 저항 1개와 2개를 사용하여 2개 저항의 경우 사이의 거리를 1 mm, 2 mm, 3 mm 차이를 두어 히터를 제작했다. 본 연구는 히터 제작 시뮬레이션에 대한 결과와 실제 히터 제작, 히터 서모사이클링 실험을 통해 저렴한 칩 저항 히터를 제안한다.

II. 본론

1. 디바이스 구성

Real-time PCR이 가능한 디바이스를 만들기 위해 PCR 시료가 담길 시험관으로 투명한 유리 PCR 칩을 제작했다 그림 1. $2.54 \times 2.54 \text{ cm}^2$ 유리 기판 내부에 PCR 시료가 담겨질 지름 0.8 cm의 둥근 PCR

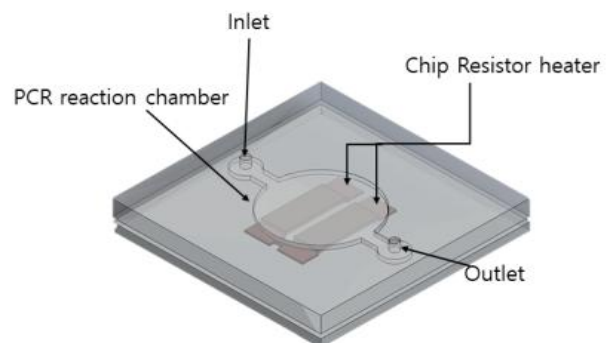


Fig. 1. Illustration of a PCR chip using chip resistor heater.
그림 1. 칩 저항 히터와 결합된 PCR 칩 개략도

반응 챔버(reaction chamber)와 시료를 챔버 내부로 주입할 수 있는 주입구를 설계했다. PCR 칩은 레이저를 이용한 유리 가공법을 이용하여 제작했다[6]. 그림 2에서와 같이, 제작된 PCR 칩은 칩 저항을 이용한 히터위에 넣어 가열되도록 하였고, 쿨링 팬을 사용하여 빠른 냉각을 할 수 있도록 하는 등 PCR 온도 과정에 맞게 가열 및 냉각하는 과정을 진행하는 서모사이클러 구조를 설계했다. 서모사이클러를 진행하면서 실시간으로 PCR 시료에서 방출되는 형광 신호를 측정할 수 있도록 LED 광원 및 광전자증배관(photomultiplier tube, PMT)이 위치할 공간을 마련했다. 본 연구에서는 칩 저항을 사용한 히터의 가능성을 확인하고 칩 저항을 사용한 히터를 최적화하기 위해, 칩 저항, PCR 칩, 그리고 온도를 측정하고 히터에 흐르는 전류를 제어하는 마이크로컨트롤러 회로(MCU)을 사용했다. MCU로는 Arduino Mega2560 모델을 사용하였으며, 히터용 칩 저항은 SR732BTTER412F(KOA speer)를 사용했다. PCR 칩의 온도를 측정하기 위해, 서모커플 모듈(AD8495, Adafruit)과 K타입 서모커플(5TC-KK-K-30-36, 오메가엔지니어링)을 이용했다. 제어부에서 히터의 온도를 PCR에 사용되는 온도 구간인 94°C-60°C-72°C에 빠르게 도달하게 하고, 각 구간 별로 30초간 온도를 정밀하게 유지하기 위해, 비례-적분-미분 제어(PID 제어) 방법을 이용했다[8]. 또한 PCR 칩과 저항 사이 계면의(PCR 칩 아랫면) 온도와 PCR 칩 유리표면(PCR 칩 윗면) 온도의 평균값을 계산하고, 계산된 평균값을 PCR 샘플의 온도로 추정하여, 이 추정된 온도를 이용해 제어했다.

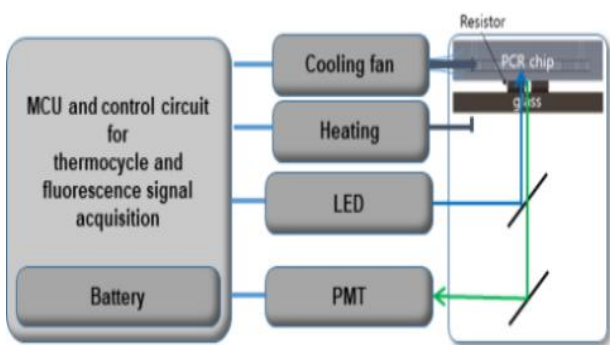


Fig. 2. Illustration of the portable real-time microchip PCR system using chip resistors.
그림 2. 칩 저항을 이용하는 휴대형 실시간 마이크로칩 PCR 시스템 구성도.

2. 히터

2.1 히터 디자인

히터 주변의 온도 분포를 확인하기 위해 유한요소해석 시뮬레이션 프로그램을 사용했다. 시뮬레이션 모델링으로 6×3×2 mm³ 칩 저항 위에 두 겹의 유리로 구성된 PCR 칩을 올리는 모델을 사용하였고, 줄 발열(Joule heating) 시뮬레이션을 진행했다. 저항 1개를 사용하여 온도 분포를 확인해보았다. 그림 3(a)은 저항 1개 히터에서의 저항의 위치와 온도 분포를 보여주고 있고, 그림 3(b)은 PCR 칩의 중심을 지나는 단면에서 거리에 따른 PCR 칩 표면의 온도를 보여주는 그래프이다. 그림 3(a)에서 점

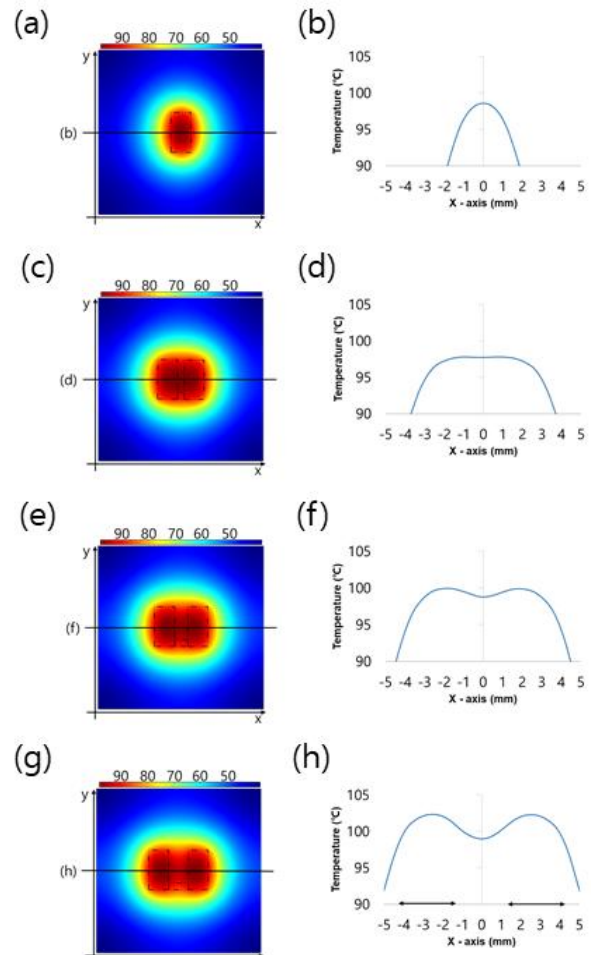


Fig. 3. Simulation result using one chip resistor, two resistors with the distance of 1 mm, 2 mm and 3 mm, respectively.

그림 3. 저항 히터별 디자인 시뮬레이션 (a-b: 칩 저항 1개 사용 시 온도 분포, c-d: 1 mm 간격을 갖는 칩 저항 2개 사용 시 온도 분포, e-f: 2 mm 간격을 갖는 칩 저항 2개 사용 시 온도 분포, g-h: 3 mm 간격을 갖는 칩 저항 2개 사용 시 온도 분포)

선으로 표시된 부분은 히터의 위치를 보여준다. 중앙에서 x축으로 2 mm, 떨어진 곳에서의 온도는 중앙 온도 대비 8°C의 온도차이가 발생해, 중앙에서 조금만 벗어나더라도 온도가 급격히 떨어짐을 확인할 수 있었다. 이렇게 저항 1개를 사용할 때 온도 범위가 좁은걸 보완하기 위해, 저항 2개로 히터를 구성했다. 그림 3(c)은 저항 2개를 1 mm 간격으로 배치한 히터의 PCR 칩에 대한 온도 분포와 저항의 위치를 보여주고 그림 3(d)은 (c)에 대한 온도 변화 그래프이다. 히터 중앙의 온도를 97°C로 맞춰 주었을 때 저항의 최고 온도는 98°C까지 오르게 되어 PCR 칩의 reaction chamber에 해당되는 지름 8 mm 원의 범위 내에서 97°C~98°C만큼의 온도범위를 볼 수 있다. 그림 3(e)은 저항 2개를 2 mm 간격으로 위치한 히터의 PCR 칩에 대한 온도 분포와 저항의 위치를 보여주고 그림 3(f)은 (e)에 대한 온도 변화 그래프다. 히터 중앙의 온도를 97°C로 맞춰 주었을 때 저항의 최고 온도는 101°C까지 오르게 되어 PCR 칩의 reaction chamber에 해당되는 지름 8 mm 원의 범위 내에서 97°C~101°C의 온도범위를 볼 수 있다. 그림 3(g)은 저항 2개를 3 mm 간격으로 배치한 히터의 PCR 칩에 대한 온도 분포와 저항의 위치를 보여주고 그림 3(h)은 (g)에 대한 온도 변화 그래프다. 히터 중앙의 온도를 97°C로 맞춰 주었을 때 저항의 최고 온도는 103°C까지 오르게 되어 PCR 칩의 reaction chamber에 해당되는 지름 8 mm 원의 범위 내에서 97°C~103°C만큼의 온도범위를 볼 수 있다.

2.2 히터 제작 방법

시뮬레이션 결과를 확인하기 위해, 칩 저항 히터를 실제로 제작하여 성능 평가를 진행했다. 먼저 칩 저항을 고정할 기관으로 유리를 선택했다. 그림 2에서와 같이 증폭된 DNA 양을 실시간으로 측정하기 위해 광학적인 방식을 사용하는데, 이를 위해서는 기관이 투명해야한다. 칩 저항을 유리 기관위에 고정시키기 위해 구리테이프를 사용했다. 구리테이프를 유리에 붙인 후 CO₂ 레이저로 잘라서 그림 4(a)와 같이 저항을 납땀하기 위한 3×4 mm² 크기의 패드를 만들어준다. 저항 1개 히터, 저항 2개 사이간격 1 mm~3 mm 히터 3가지, 총 4가지의 히터를 제작했다.

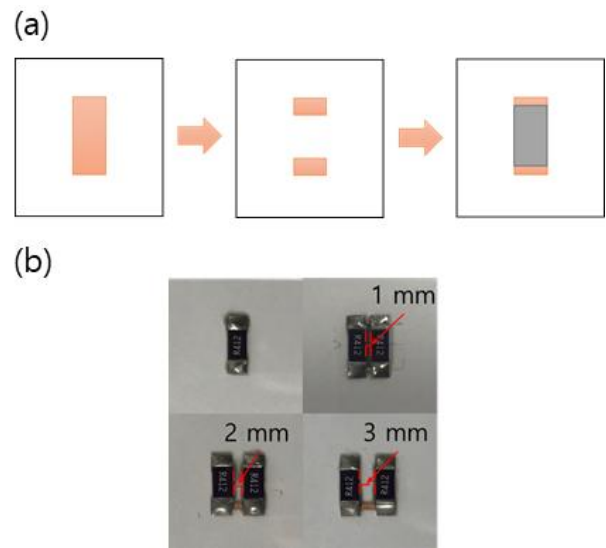


Fig. 4. (a) Fabrication process of a heater using chip resistors for a PCR chip (b) Fabricated chip resistor heaters. 그림 4. (a) 칩 저항을 사용한 PCR 칩 히터 제작 과정 (b) 제작된 히터

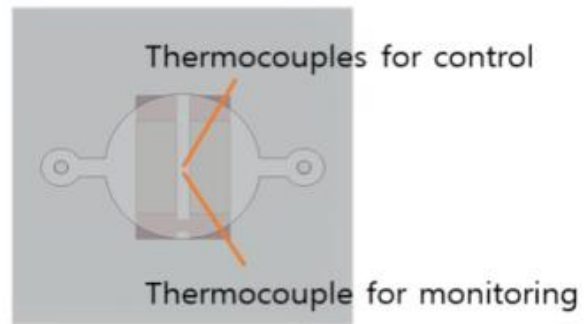


Fig. 5. Temperature sensor location for heater performance evaluation. 그림 5. 히터 성능 평가를 위한 온도센서 위치

2.3 히터 성능 평가

시뮬레이션과 비교하기 위해 성능 평가를 진행했다. 그림 5와 같이 저항과 PCR 칩 표면에 서모커플을 위치하여 온도를 측정하고 각 서모커플과 닿는 부분에는 서멀컴파운드를 도포했다. 저항 1개 히터, 저항 2개 히터에 3.8 A 전류를 공급하여 저항 1개에서 소모하는 전력이 5.9W로 동일하도록 실험을 진행했다. 그림 6은 성능 평가에 사용하기 위해 제작한 하우징의 디자인 및 실제 사진이며 해당 하우징을 사용하여 히터성능 평가를 진행했다. 하우징의 크기는 91×66×67 mm³의 크기를 가지며 FDM 방식의 3D프린터를 사용하여 제작했다. PCR 칩의 빠른 냉각을 위해 쿨링 팬(cooling fan)을 사

용하였고, 팬에서 나오는 바람을 PCR 칩으로 효율적으로 보내기 위해 내부 구조를 디자인했다.

2.4 PCR 반응 온도 제어

PCR 칩의 윗면에서 아랫면 칩의 온도 구배가 선형이라 가정하여 칩의 윗면과 아랫면 온도의 평균을 샘플의 온도로 추정했다. 추정된 온도가 각 구간 별 온도를 유지할 수 있도록 쿨링 팬과 히터 저항의 온도를 제어했다. 서모사이클 중 온도가 상승하는 구간에서는 칩을 더 빠르게 가열하기 위해 히터의 제어 온도를 각 온도스텝을 유지하기 위한 제어 온도보다 높게 설정했다. 추정 온도가 각 온도스텝보다 2% 높을 때 히터 제어 온도를 스텝 유지 온도로 변경했다. 또한, 추정 온도가 2% 오차 범위를 벗어날 경우, 스텝 유지 온도를 $\pm 5^{\circ}\text{C}$ 범위 값으로 설정하여 추정 온도가 온도 스텝을 유지하도록 했다. 추정 온도가 높을 경우 냉각 시에는 저항의 전류를 차단하고 쿨링 팬을 작동시켜 빠르게 냉각을 시키도록 했다 그림 7(a)은 실험에 사용된 셋업

사진이며, 그림 7(b), (c), (d), (e)은 제작된 히터의 시간, 온도 그래프이다. 그림 7(b)은 저항 1개 히터

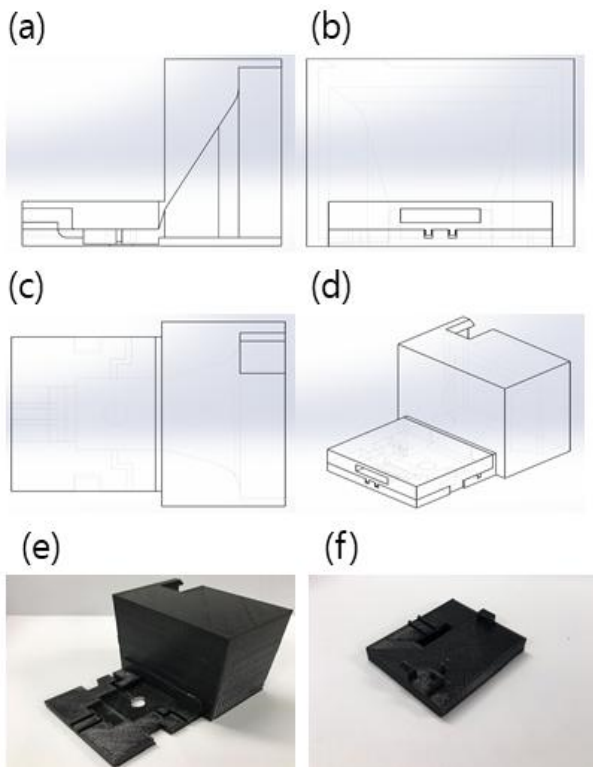
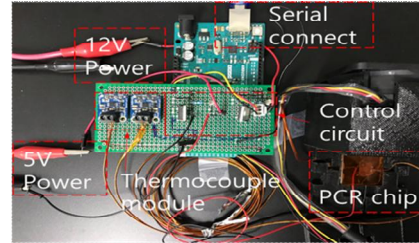


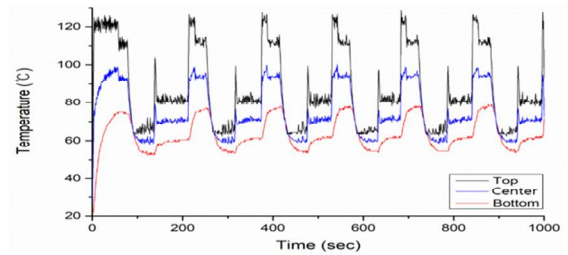
Fig. 6. (a-d) Thermocycler housing design for a cooling fan and PCR chip, (e-f) Picture of fabricated the thermocycler housing.

그림 6. Thermocycler 하우스 디자인 및 3D 프린터로 제작된 하우스(a-d : 측면, 정면, 상단, 전체 조감도, e : 하우스 사진, f : 덮개 사진)

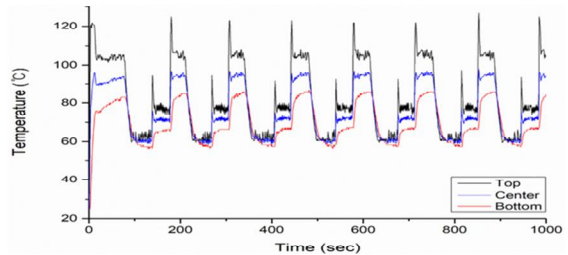
(a)



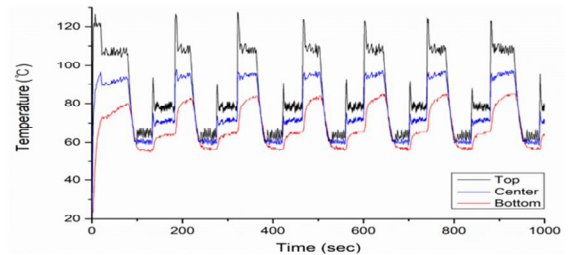
(b)



(c)



(d)



(e)

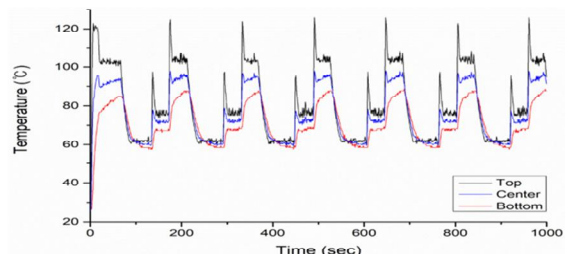


Fig. 7. (a) Picture of thermocycling test setup (b-e)

Thermocycling measurement result with different chip resistor heater structures.

그림 7. (a) 서모사이클링 테스트 셋업 사진 (b-e) 저항 개수 (N)와 저항 간격(D)에 따른 서모사이클 실험 결과 (b : N=1. c : N=2, D=1 mm. d : N=2, D=2 mm. e : N=2, D=3 mm)

의 성능 실험 결과를 보여준다. 저항 1개 히터의 경우, 2개 저항 히터에 비해 발열체의 개수가 적어 발열량 변화가 컸다. 이로 인해 온도 안정화에 걸리는 시간은 각 step 별로 평균 1 step 10초, 2 step 10초, 3 step 24초로 모든 온도 스텝 구간에서 추정된 온도가 잘 유지되지 않았다. 하지만 냉각시켜야 하는 면적이 적어 냉각 시간이 12초로 짧다. 그림 7(c), (d), (e)은 2개 저항 사이 간격별 히터 성능 실험 결과를 보여준다. 그림 7(c)는 저항 2개 사이 거리 2 mm 히터의 테스트 결과다. 각 step 별로 평균 1 step 7초, 2 step 10초, 3 step 13초이다. 냉각 시간은 14초로 저항 1개 히터보다 더 넓은 온도 분포를 가져 냉각 시간이 더 길다. 그림 7(d)는 저항 2개 사이 거리 2 mm 히터의 테스트 결과다. (c)보다 온도안정화가 빠르게 이루어지며, 온도 안정화에 걸리는 시간은 각 step 별로 평균 1 step 7초, 2 step 8초, 3 step 26초이다. 저항 사이 거리에 따른 온도 분포 확장으로 인해 (c)의 결과 보다 느린 20초의 냉각 시간을 갖는다. 그림 7(e)는 저항 2개 사이 거리 3 mm 히터의 테스트 결과다. 온도 안정화에 걸리는 시간은 각 step 별로 평균 1 step 7초, 2 step 12초, 3 step 1초이다. 저항 간격에 따른 온도 분포 확장으로 인해 (d)보다 더 긴 32초의 냉각 시간을 갖는다. 실험 데이터를 토대로 저항 2개 히터는 발열체의 개수가 2개로 늘어 온도 변화가 적었고 저항 1개 히터 실험 결과에 비해 리플이 적게 발생했다. 또한, 리플이 적어 저항 1개 히터에 비해 각 온도 스텝별 온도가 일정하게 유지되어 사이클의 속도도 30초 향상됐다. 그림 7(c), (d), (e)를 비교했을 때 큰 차이가 없어 저항 간의 간격은 사이클에 큰 영향을 주지 않는 것을 알 수 있었다. 시뮬레이션 결과와 성능 실험 결과를 바탕으로, 우리는 저항 2개 히터의 간격이 1 mm인 칩이 가장 효율적임을 알 수 있었다.

III. 결론

히터 제작 시뮬레이션 결과 1~2개의 칩 저항만으로 reaction chamber를 가열하여 PCR을 진행할 수 있고, PCR에서 필요한 온도 중 가장 높은 온도인 94°C 보다 높은 98°C~103°C까지 가열이 가능하여 저항을 히터로 사용 할 수 있다는 결과를 얻었다. 시뮬레이션 결과를 확인하기 위해 저항으로 히

터를 만들었고, 서모사이클 실험을 위해 3D 프린터를 사용하여 쿨링 팬을 이용해 냉각 할 수 있는 구조를 갖는 하우징을 제작했다. 히터는 저항의 개수와 저항 간격의 변화에 따른 히터 효율의 차이를 확인하기 위해 저항 1개 히터와, 저항 2개 저항 사이의 간격 1 mm, 2 mm, 3 mm 히터를 제작하여 실험을 진행했다. 실험 결과 저항의 개수가 늘어나면 온도 유지가 용이해 온도안정화가 빠르게 이루어지고, 저항 간격이 넓어질수록 온도 분포가 넓어 냉각에 걸리는 시간이 길어졌다. PCR 칩의 온도 분포가 넓어질수록 온도 유지가 용이하지만 냉각에 시간이 오래 걸린다는 것을 알 수 있었다. 이러한 과정을 통해 칩 저항을 사용하여 다른 PCR히터보다 저렴하게, 간편하게 PCR 히터를 제작할 수 있다는 것을 입증했다.

References

- [1] Burkhard Malorny, Panayotis T. Tassios, Peter Radstrom, Nigel Cook, Martin Wagner, Jeffrey Hoorfar, "Standardization of diagnostic PCR for the detection of foodborne pathogens," *International Journal of Food Microbiology*, 83, 39-48, 2003. DOI: 10.1016/S0168-1605(02)00322-7
- [2] T. Pogfai, K. Wong-ek, S. Mongpraneet, A. Wisitsoraat "Low Cost and Portable PCR Thermoelectric Cycle," *International Journal of Applied Biomedical Engineering*, 1 41-45, 2008.
- [3] H. Tsung-Min, L. Ching-Hsing, L Gwo-Bin, L. Chia-Sheng, H Fu-Chun, "A Micromachined Low-power-consumption portable PCR System," *Journal of Medical and Biological Engineering*, 26, 43-49, 2005.
- [4] Roberto A. Mendoza-Gallegos, Amelia Rios, and Jose L. Garcia-Cordero, "An Affordable and Portable Thermocycler for Real-Time PCR Made of 3D-Printed Parts and Off-the-Shelf Electronics," *Anal. Anal. Chem.* 90(9), 5563-5568, 2018. DOI: 10.1021/acs.analchem.7b04843
- [5] C. D. Ahrberg, B. Robert Ilic, A. Manz and P. Neuzil, "Handheld real-time PCR device," *Lab Chip*, 16, 586-592, 2016. DOI: 10.1039/c5lc01415h
- [6] G Mulberry, K. A. White, M. Vaidya, K.

Sugaya, B. N. Kim, “3D printing and milling a real-time PCR device for infectious disease diagnostics,” *PLOS ONE*, 12(6), e0179133, 2017.

DOI: 10.1371/journal.pone.0179133

[7] H. Tachibana, M. Saito, K. Tsuji, K. Yamanaka, L. Quynh Hoa, E. Tamiya, “Self-propelled continuous-flow PCR in capillary-driven microfluidic device : Microfluidic behavior and DNA amplification,” *Sensors and Actuators B* 206, 303–310, 2015.

DOI: 10.1016/j.snb.2014.09.004

[8] KJ. Aström, Tore Hägglund, *PID Controllers: Theory, Design, and Tuning, Second Edition*, International Society of Automation, 1995.

BIOGRAPHY

Hyung-Jun Choi (Member)



2019 : BS degree in Electronics and Control Engineering, Hanbat National University.

2019~now : MS degree course in Control and Instrumentation Engineering, Hanbat National University.

Jeong-tae Kim (Member)



2018 : BS degree in Electronics and Control Engineering, Hanbat National University.

2018~now : MS degree course in Control and Instrumentation Engineering, Hanbat National University.

Chi-wan Koo (Member)



2000 : BS degree in Electrical Engineering, Seoul National University.

2002 : MS degree in Electrical and Computer Engineering, Seoul National University.

2013 : Ph.D degree in Biomedical Engineering, Texas A&M University, USA.

2015~now : Assistant Professor, Dept. of Electronics and Control Engineering, Hanbat National University.