

# 연속흐름 중합효소연쇄반응칩 제작을 위한 인듐 산화막 전극의 특성분석

論 文

56-3-17

## Characteristics of Indium-Tin-Oxide Electrode for Continuous-flow PCR Chip

鄭承龍<sup>†</sup> · 金準赫<sup>\*</sup> · 李仁濟<sup>\*</sup> · 姜致中<sup>\*\*</sup> · 金容商<sup>\*\*\*</sup>

(Seung-Ryong Joung · Jun-Hyeok Kim · In-Je Yi · C. J. Kang · Yong-Sang Kim)

**Abstract** - We propose glass and PDMS (polydimethylsiloxane) chips for DNA amplification with continuous-flow PCR (polymerase chain reaction). The PDMS microchannel was fabricated using a negative molding method for sample injection. Three heaters and sensors of ITO (indium-tin-oxide) thin films were fabricated on glass chip. ITO heaters and sensors were calibrated accurately for the temperature control of the liquid flow. ITO heater generated stable heat versus applied power. ITO sensor resistance was changed linearly versus temperature increase as a RTD (resistance temperature detector) sensor. As a result, we enable precision temperature control of continuous-flow PCR chip. Using the continuous-flow PCR chip DNA plasmid pKS-GFP 720 bp was successfully amplified.

**Key Words** : continuous-flow PCR chip, polydimethylsiloxane, indium-tin-oxide electrode

### 1. 서 론

중합효소연쇄반응 (Polymerase Chain Reaction) 기법은 단시간에 DNA를 대량으로 증폭할 수 있는 혁신적인 기술로 생명 공학, 임상 의학, 법의학, 생물학, 유전자 해석 등의 넓은 분야에 사용이 되고 있다. 그러나 기존의 중합효소연쇄반응 장치들은 온도를 제어해 주기 위해서 커다란 온도 제어 시스템을 필요로 하고 또 온도를 변화시키는데 있어 많은 시간을 소요하게 된다는 단점을 가진다. 게다가 이러한 느린 온도 변화는 중합효소연쇄반응 반응에서 비특이적 산물을 생성하여 DNA의 증폭효율을 저하시키기도 한다. 이러한 단점들을 보완하기 위하여 새로운 중합효소연쇄반응 장치들에 대한 많은 연구가 이루어져 왔다 [1]. 새로운 다양한 형태의 중합효소연쇄반응 장치들이 개발되었으나, 근래에 들어서 크게 두 부류의 중합효소연쇄반응 장치들이 주류를 이루고 있다. 한 그룹은 미세반응조를 제작하여 반응조 내부의 온도를 변화시켜주는 방식이고 [2], 나머지 한 그룹은 미세유로를 제작하여 정해진 온도지역을 통과시켜주는 연속흐름 중합효소연쇄반응 방식이다 [3,4]. 이러한 방식들은 소형화되고 빠른 온도 변화 능력을 가짐으로써 기존의 중합효소연쇄반응 장치들이 가지는 문제점들을 해결할 수 있다. 그 중에서도 미세유체 시스템이 가지는 장점들 때문에 미세유로를 이용한 중합효소연쇄반응 장치가 각광을 받고 있다. 또한 미세반응조를 이용한 방식은 최초 제작된 미세반응조

의 크기에 의해 시료의 양이 제한을 받으며 시료의 출입이 비교적 어렵다. 그에 반해 연속흐름 중합효소연쇄반응 장치는 시료의 양에 제한이 없으며, 여러 종류의 시료에 대하여 연속적인 증폭이 가능하기 때문에 연속흐름 중합효소연쇄반응 장치가 가지는 가능성은 무한하다. 그림 1은 연속흐름 중합효소연쇄반응 칩의 개략도이다.

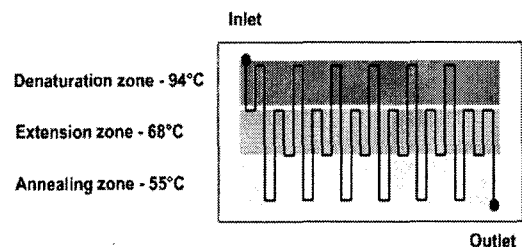


그림 1 연속흐름 중합효소연쇄반응 칩의 개략도

Fig. 1 Schematic of continuous-flow PCR chip

많은 연구자들이 중합효소연쇄반응 장치에 관한 연구를 수행하였으나 대부분의 경우 미세유로만을 제작한 뒤 구리블럭 등을 통한 온도 제어 시스템을 이용하여 중합효소연쇄반응을 수행하였다 [5]. 그러나 이러한 방식은 중합효소연쇄반응의 속도를 빠르게 하였지만 기존의 중합효소연쇄반응 방식과 같이 커다란 온도 제어 시스템을 필요로 하며 휴대 가능한 중합효소연쇄반응의 제작이 어렵다. 최근에 백금 박막 히터와 센서를 미세유로와 집적시킨 형태의 중합효소연쇄반응 칩이 제안되었다 [6,7]. 본 연구에서 제안하는 연속흐름 중합효소연쇄반응 칩은 polydimethylsiloxane (PDMS)로 미세유로를 제작하고 유리 기판에 인듐주석산화막 (Indium-Tin-Oxide) 박막을 이용해 전극을 형성하였다. PDMS는 화학적 안정성과 인체 무해한 특성으로 바이오칩

<sup>†</sup> 교신저자, 學生會員 : 明知大學校 나노工學科 碩士課程

E-mail : jsryong@mju.ac.kr

<sup>\*</sup> 學生會員 : 明知大學校 나노工學科 碩士課程

<sup>\*\*</sup> 正會員 : 明知大學校 나노工學科 教授

<sup>\*\*\*</sup> 正會員 : 明知大學校 電氣工學科 教授

接受日字 : 2006年 10月 13日

最終完了 : 2007年 1月 19日

제작에 적합한 물질이며 SU-8을 이용하여 주형을 제작한 뒤 PDMS 혼합액을 부어 굳혀서 미세유로를 몇 번이고 손쉽게 제작할 수 있어 제작비용이 저렴하다. 전극 재료로 사용된 인듐주석산화막은 전기전도도가 우수하며 투명하기 때문에 생물학 시료의 형광 측정이 가능하며 실시간 모니터링을 통해 시스템의 감시를 가능케 한다. 특히 인듐주석산화막은 다른 투명전극 재료에 비해 전극 패턴 가공성이 우수하고, 화학적 열적 안정성이 뛰어나며 코팅시 막 저항이 낮기 때문에 연속흐름 중합효소연쇄반응 칩에 적합하다. 본 연구에서 제안하는 연속흐름 중합효소연쇄반응 칩은 히터와 센서를 모두 인듐주석산화막으로 제작함으로써 백금 박막 증착 공정을 없애 제조공정이 매우 간단하며, 또한 히터와 센서를 칩에 집적하였기 때문에 휴대 가능한 칩의 제작이 가능하다. 또한 제작된 연속흐름 중합효소연쇄반응 칩은 다른 미세유체 시스템과의 결합을 통하여 '랩온어칩'이나 micro total analysis system ( $\mu$ -TAS) 등의 시스템 등에 이용될 수 있다.

## 2. 실험방법

### 2.1 연속흐름 중합효소연쇄반응 칩의 제작

연속흐름 중합효소연쇄반응 칩은 두 부분으로 구성되어 있다. 시료가 흘러갈 수 있도록 해주는 PDMS로 된 미세유로와 시료의 온도를 제어하기 위한 인듐주석산화막 전극이 집적된 유리 기판으로 이루어진다. 연속흐름 중합효소연쇄반응 칩의 제조공정을 그림 2에 나타내었다.

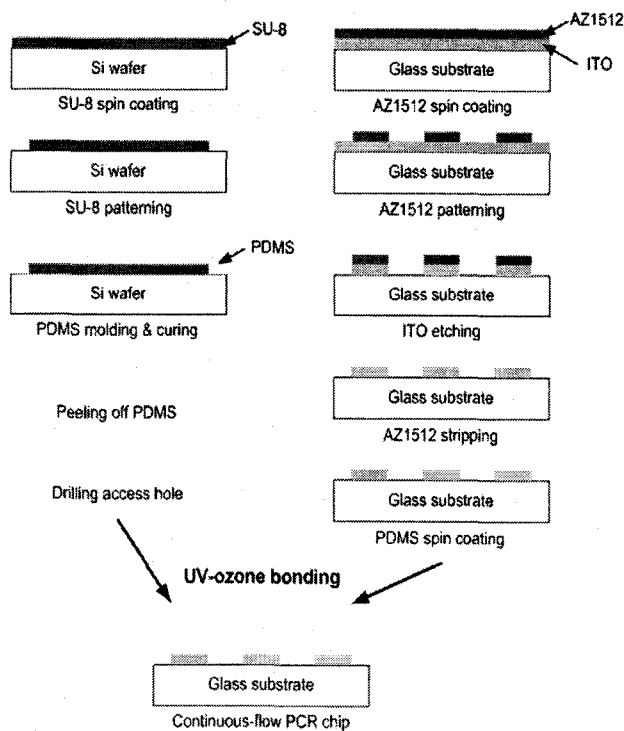


그림 2 연속흐름 중합효소연쇄반응의 제조공정  
Fig. 2 Fabrication process of continuous-flow PCR chip

PDMS 미세유로를 제작하기 위하여 음성 주형 방식을 이용하였다. 음성 감광막인 SU-8(SU-8 2075, Microchem)을 200  $\mu$ m 두께로 도포한 뒤 사진식각 (MA-6, Karl-suss) 공정으로 SU-8에 주형 패턴을 형성하였다. 혼합된 PDMS (DC-184, Dow corning) 용액을 주형에 부어 72  $^{\circ}$ C에서 5 시간 동안 굳힌 후 웨이퍼로부터 PDMS를 제거하여 미세유로를 형성하였다. 그 뒤 시료를 주입하기 위한 입구와 출구를 형성하였다. 제작된 미세유로의 깊이는 200  $\mu$ m, 너비는 250  $\mu$ m, 채널의 증폭 횟수는 20회이며, 입구 부분에 DNA의 변성이 확실하게 일어나게 해주기 위한 초기 변성 부분과, 마지막 부분에 비특이적 산물이나 증폭이 미비된 것들의 증폭을 일어나게 해주기 위하여 말기 합성 부분을 포함하여 제작하였다. 한 행정 당 DNA 변성, 프라이머의 결합, DNA 합성의 비는 2:2:3 이며 미세유로의 총길이는 1340 mm이다. 히터와 센서를 제작하기 위하여 인듐주석산화막 박막이 증착된 유리 기판을 사용하였다. 0.7 mm의 유리 기판 위에 180 nm의 인듐주석산화막 박막이 증착된 면 위에 양성 감광막인 AZ1512 (Clariant)를 2  $\mu$ m 두께로 도포한 뒤, 사진식각 공정을 거쳐 패턴을 형성한 뒤 습식식각 방법을 통해  $FeCl_3/HCl$  용액에 2 시간 동안 담가 인듐주석산화막 전극 패턴을 형성하였다. 그 뒤 감광막을 제거하여 주고, PDMS를 도포하여 전기적으로 절연을 시켜주었다. 그림 3은 히터와 센서의 디자인을 나타내고 있다.

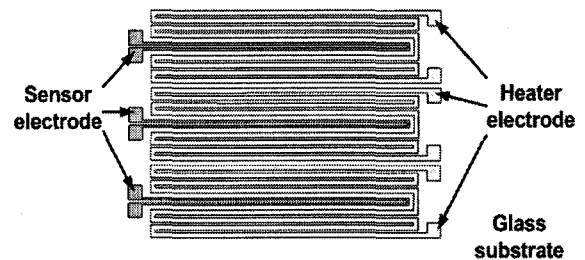


그림 3 완성된 히터와 센서 패턴  
Fig. 3 Fabricated heater and sensor pattern

제작된 히터의 선폭은 1 mm이고, 평균 저항은 2.72 k $\Omega$ 이다. 센서의 선폭은 100  $\mu$ m이고, 평균 저항은 7.78 k $\Omega$ 이다. 제작된 유리 기판과 PDMS를 40분간 UVO-cleaner (42-220, Jelight)를 사용하여  $O_3$  표면처리를 한 뒤 접합된 상태로 상온에서 24시간이 지나면 Si-O-Si간의 강한 공유결합을 하여 미세유로를 형성하게 된다.

### 2.2 시약 및 미세유로 표면 처리

미세유로를 이용하여 중합효소연쇄반응을 진행하게 되면 부피 대 면적비가 증가하여 미세유로 내부의 상태가 중합효소연쇄반응의 성공여부를 좌우하게 된다. PDMS 표면은 중합효소 등의 단백질 흡착을 일으켜 중합효소연쇄반응을 저해하는 요소로 알려져 있다. 따라서 중합효소연쇄반응을 수행하기 위해서는 PDMS의 표면처리가 매우 중요하며, 게다가 실험을 수행하는 과정에서 많은 양의 기포가 발생할 수 있으므로 표면처리나 샘플 주입 시 각별한 주의가 요구된다. 먼저 PDMS 미세유로의 표면을 초순수 5분, Brij (1ml

of Brij 35% solution per liter) 5분, HNO<sub>3</sub> (0.1 N hydrochloric acid solution) 5분, SDS (1g of sodium dodecyl sulfate per liter) 5분, NaOH (0.1 N sodium hydroxide solution) 5분, SDS 20분, 초순수 5분의 순서대로 흘려주어 클리닝 시켜준 뒤, 중합효소의 흡착을 막기 위해 MPC 폴리머 (in 2% ethanol)를 30분 동안 흘려주어 미세유로 내부를 코팅하였다. 또한 동적인 코팅을 위하여 중합효소연쇄반응 혼합액에 계면활성제인 Tween 80을 1% 첨가하였다. 모든 용액들은 주사 펌프 (KDS100, Kd Scientific)를 이용하여 주입하여 유량을 조절하였다. 167 ng/μl의 DNA plasmid pKS-GFP를 순방향 프라이머 (10 pmole/μl, 5'-AGCC ATG GC GAGCAAGGGC-3'), 역방향 프라이머 (10 pmole/μl, 5'-TTACTTGTACAGCTCGTCCA-3')를 이용하여 720 bp의 DNA를 증폭하였다. 중합효소연쇄반응 혼합액 ×2 PCR premix (SG6202, Solgent)를 사용하였으며, 전기영동은 브롬화에티듐 (ethidium bromide)이 첨가된 1% 아가로스 겔을 사용하였다.

### 3. 결과 및 토론

#### 3.1 인듐주석산화막 센서와 히터의 온도특성

DNA의 증폭을 위해 DNA 변성, 프라이머의 결합, DNA 합성 시 필요한 온도를 제어하기 위하여 히터와 센서의 열적 특성 조정을 실시하였다. 제작된 인듐주석산화막 히터 전극의 발열 특성을 파악하기 위하여 미세반응조를 제작하여 인가전력을 변화시켜가며 측온저항체 (Resistance Temperature Detector)를 통해 반응조 내의 초순수의 온도를 측정하였다. 미세유로의 구조상 측온저항체를 삽입할 경우 누수가 있어 측정이 어렵기 때문에 동일한 조건의 미세반응조를 제작하여 온도 특성을 파악하였다. 인듐주석산화막 히터 전극에 전압을 인가하고 반응조 내의 초순수의 온도가 변화가 없을 때까지 시간을 준 뒤 온도를 측정하였다. 그림 4는 인가전력에 따른 반응조 내 초순수의 온도변화를 나타내고 있다.

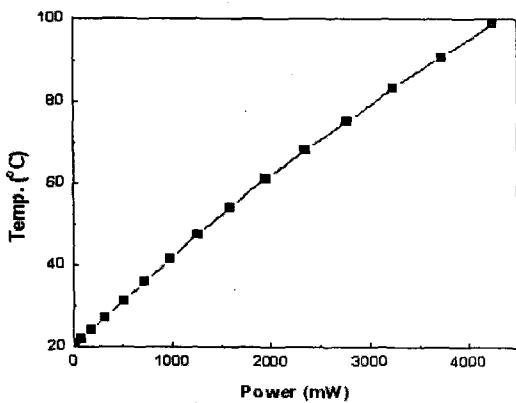


그림 4 인가전력에 따른 반응조 내 초순수의 온도변화  
Fig. 4 Temperature increasing of deionized water versus applied power

인듐주석산화막 히터는 인가된 전력에 대하여 매우 선형적인 온도 변화를 관찰할 수 있었다. 약 4000 mW의 전압을 인가할 때 중합효소연쇄반응에 필요한 가장 높은 온도영역인 약 94 °C의 온도를 얻을 수 있었다. 또한 인듐주석산화막 센서를 측온저항체처럼 사용하고자 초순수의 온도변화에 따른 저항의 변화를 관찰하였고 그림 5는 각각의 센서들의 저항변화를 나타낸 결과이다.

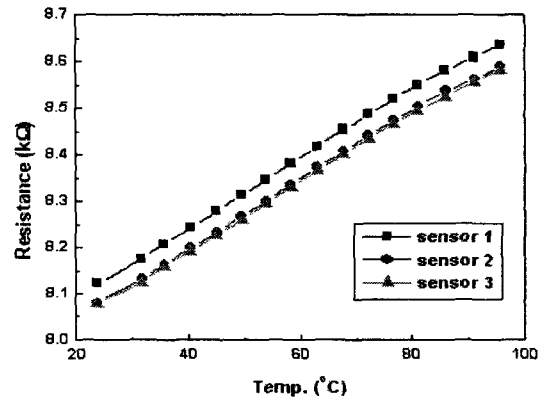


그림 5 초순수의 온도변화에 따른 센서의 저항 변화  
Fig. 5 Sensor resistance increasing versus deionized water temperature increasing

센서의 제작 과정으로 인해 약간의 초기값의 편차가 있었으나 인가 온도에 따라 저항의 변화는 선형적으로 증가하였다. 이로써 우리는 인듐주석산화막 전극을 온도 센서로 사용할 수 있음을 확인할 수 있었다. 보통 온도 센서로 그 안정성 때문에 백금 전극을 많이 사용한다. 그러나 인듐주석산화막 전극의 이런 온도 센서 적합성은 백금 전극 형성 공정을 필요치 않게 함으로써 공정을 비약적으로 감소시킬 수 있다. 또한 중합효소연쇄반응의 성공여부와 성능을 좌우하는 중요한 요인인 온도의 제어를 위하여 1 °C정도의 온도 제어 능력이 필요한데 이러한 인듐주석산화막 전극들의 선형적인 발열특성이나 온도에 대한 선형적인 저항변화 특성은 연속흐름 중합효소연쇄반응 칩의 정확한 온도제어를 가능하게 하였다.

#### 3.2 중합효소연쇄반응 실험

제작된 연속흐름 중합효소연쇄반응 칩을 이용하여 DNA 플라스미드 pKS-GFP 720 bp를 증폭을 위한 중합효소연쇄반응 실험을 실행하였다. 중합효소연쇄반응을 1행정을 실행하기 위한 각각의 온도는 DNA 변성 영역 94 °C, 프라이머의 결합 영역 55 °C, DNA 합성 영역 68°C이다. DNA 변성 영역에서는 이중 나선 구조의 DNA가 높은 온도에 의해 수소 결합이 깨어지며 단일 나선으로 변성된다. 프라이머의 결합 영역에서는 증폭 시발자인 프라이머가 DNA의 특정영역에 결합을 하게 된다. 프라이머의 결합 영역의 온도는 프라이머의 구조에 따라 변하게 된다. DNA 합성 영역에서는 중합효소연쇄반응 혼합액에 들은 뉴클레오티드 염기

(deoxynucleotide triphosphate) 들이 특정온도에서 활성화되는 중합효소에 의해 DNA에 상보적으로 결합하게 되고 두 가닥의 단일 나선의 DNA는 두 가닥의 이중 나선 DNA로 합성되게 된다[8]. 일반적으로 중합효소연쇄반응을 수행하기 위해서 시료의 온도를 높여주고 식히는 작업을 반복하게 되는데 연속흐름 중합효소연쇄반응 칩의 경우 정의된 온도영역 위를 시료가 흘러감에 따라서 온도가 변함으로써 빠른 온도 제어가 가능하다. 앞서 얻은 히터의 발열 특성을 통해 중합효소연쇄반응의 각 영역의 인가전력이 조정되었으며 센서를 통하여 온도를 측정하였다. DNA의 증폭여부와 증폭정도를 알기 위하여 아가로스 겔 전기영동을 실시하였다. 전기영동을 실시하게 되면 DNA는 인산기의 영향을 받아 양극 쪽으로 이동하게 되며 DNA 분자 크기나 형상에 따라 겔 속을 통과하는 속도차가 생기게 된다. 이 성질을 이용하여 DNA의 분석이 가능하다. 그림 6은 연속흐름 중합효소연쇄반응 칩을 이용한 pKS-GFP의 중합효소연쇄반응 산물의 전기영동 결과를 나타낸다.

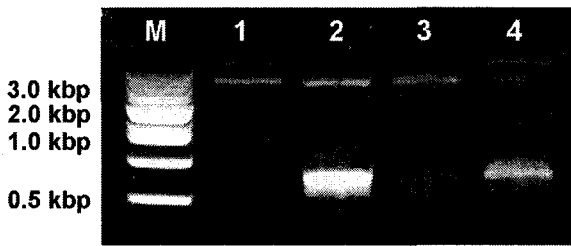


그림 6 연속흐름 중합효소연쇄반응 칩을 이용한 DNA 증폭 전기영동 결과

Fig. 6 Gel electrophoresis results of DNA amplification using the continuous-flow PCR chip

최적화된 칩의 반응시간을 찾기 위하여 유량비를 변화시키며 중합효소연쇄반응 실험을 진행하였다. 유량비는 정해진 영역 위에 머무르는 시간을 결정지어 주기 때문에 매우 중요한 변수 중에 하나이다. 1번 레인은 음성 대조군으로 어떠한 중합효소연쇄반응 혼합액에 어떠한 열행정도 가하지 않았을 때의 결과이다. 2번 레인은 3.2  $\mu\text{l}/\text{min}$ 의 유량비를 이용하여 중합효소연쇄반응을 진행한 산물이며 1 행정에 1분이 소요되었으며 총 반응시간은 20분이었다. 3번과 4번 레인은 1.6  $\mu\text{l}/\text{min}$ 과 0.8  $\mu\text{l}/\text{min}$ 의 유량비를 이용하여 중합효소연쇄반응을 진행한 산물이며 1 행정당 각각 2분과 4분이 소요되었다. 전기영동 결과로 720 bp 부분에서 형광빛이 나타나는 것을 확인하여 모든 조건에서 DNA가 증폭이 되었음을 알 수 있었다. 또한 앞서 언급한 다른 중요한 변수중 하나인 미세유로의 표면에 표면 처리를 해주지 않을 경우 어떠한 DNA의 증폭도 일어나지 않았다(데이터 생략). 빛의 세기는 DNA 산물의 양을 나타내는데 3.2  $\mu\text{l}/\text{min}$ 의 유량비에서 가장 밝은 빛이 나타났으므로 증폭이 가장 원활하게 이루어졌음을 알 수 있다. 게다가 720 bp 부분 외에서는 빛이 나타나지 않는 점을 미루어 다른 어떤 비특이적 산물을 보이지 않음으로써 상용 중합효소연쇄반응에 견줄만한 결과를 보였다고 할 수 있다. 보통 상용 중합효소연쇄반응 장치의 1 행정 시간은 보통 3분 정도인데 비해 제작된 연속

흐름 중합효소연쇄반응 칩의 증폭시간은 1분 이므로 증폭속도가 3배 정도 빨라졌음을 알 수 있다. 이는 앞에서 언급한 바와 같이 연속흐름 중합효소연쇄반응의 빠른 온도 반응 능력 때문이며, 칩의 디자인을 바꿔준다면 더 빠른 중합효소연쇄반응 반응속도를 기대할 수 있을 것이다.

#### 4. 결 론

연속흐름 중합효소연쇄반응 칩을 제작하기 위하여 유리 기판위에 인듐주석산화막 전극을 형성하고 히터와 센서로 사용하기 위하여 그 특성을 연구하였다. 실험결과 인듐주석산화막 히터는 매우 안정된 발열을 하였으며, 인듐주석산화막 센서는 온도변화에 대하여 선형적인 저항변화를 함으로써 온도센서로 적합하였다. 인듐주석산화막 센서를 이용함으로써 공정을 간단하게 하였고, PDMS와 더불어 그 투명성 때문에 실시간 모니터링이나 형광물질 부착을 통해 정량적인 분석이 가능하다는 장점을 가진다. 이러한 인듐주석산화막 전극을 이용한 제작된 연속흐름 중합효소연쇄반응 칩의 성능을 파악하고자 DNA 플라스미드 pKS-GFP 720 bp를 증폭하였다. 20 행정의 연속흐름 중합효소연쇄반응 수행 결과 기존의 중합효소연쇄반응 장치에 비해 세 배 빠른 속도로 아무 비특이적 반응 없이 성공적으로 DNA를 증폭하였다. 따라서 인듐주석산화막 전극이 연속흐름 중합효소연쇄반응 칩에 매우 적합하다고 판단하였으며, 휴대 가능한 중합효소연쇄반응 칩의 구현이 가능하다고 볼 수 있다. 또한 이러한 열적, 전기적 안정성은 다른 미세유체 시스템과의 결합을 통하여 '랩온어칩'이나 micro total analysis system ( $\mu$ -TAS)등의 시스템 등에 이용될 수 있다.

#### 감사의 글

이 논문은 2006년도 정부(과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 국가지정연구실사업으로 수행된 연구임(No. M10600000274-06J0000-27410)

#### 참 고 문 헌

- [1] Ivonne Schneegaß, Johann Michael Kohler, "Flow-through polymerase chain reactions in chip thermocycler", Molecular Biotechnology, vol. 82, pp. 101-121, 2001
- [2] Q. Xiang, B. Xu, R. Fu, and D. Li, "Real Time PCR on Disposable PDMS Chip with a Miniaturized Thermal Cycler", Biomedical Microdevices, vol. 7:4, pp. 273-279, 2005
- [3] Martin U. Kopp, Andrew J. de Mello, Andreas Manz, "Chemical amplification : continuous-flow PCR on a chip", Science vol. 280, pp. 1046-1047, 1998.
- [4] Ivonne schneegaß, Reiner Brautigam and Johann Michael Kohler, "Miniaturized flow-through PCR with different template types in a silicon chip thermocycler", Lab on a chip vol. 1, pp. 42-49, 2001.
- [5] Jeong Ah Kim, Ji Youn Lee, Shimyoung Seong,

Seung Hwan Cha, Seung Hwan Lee, Jae Jeong Kim, Tai Hyun Park, "Fabrication and characterization of a PDMS-glass hybrid continuous-flow PCR chip, Biochemical Engineering Journal vol. 29, pp. 91-97, 2006.

- [6] T. Fukuba, T. Naganuma and T. Fujii, "Microfabricated flow-through PCR device for in situ gene analysis in extreme environments, MicroTAS, pp. 725-728, 2003.
- [7] Tatsuhiro Fukuba, Takatoki Yamamoto, Takashi Naganuma, Teruo Fujii, "Microfabricated flow-through device for DNA amplification-towards in situ gene analysis" Chemical Engineering Journal vol. 101, pp. 151-156, 2004.
- [8] 최용락, 정수열, 이영춘 역, "PCR 실험의 원리와 응용", 세종출판사, 2003.



**강치중 (姜致中)**

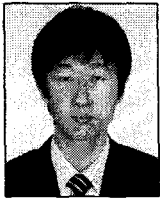
1967년 4월 17일생. 1990년 서울대 물리학과 졸업. 1998년 서울대 대학원 물리학과 졸업(이박), 1993~1995년 삼성전자 반도체 연구소 연구원, 1998~1999 서울대 반도체 공동연구소 연구원, 1999~2002 하이닉스 반도체 메모리 연구소 연구원, 현재 명지대 나노공학과 부교수  
Tel : (031) 330-6173  
Fax : (031) 335-9533  
E-mail : cjkang@mju.ac.kr



**김용상 (金容商)**

1965년 6월 5일생. 1988년 서울대 전기공학과 졸업. 1994년 서울대 대학원 전기공학과 졸업(공박), 1999년~2001년 UC Berkeley 방문 연구원, 현재 명지대학교 전기공학과 교수  
Tel : (031) 330-6365  
Fax : (031) 321-0271  
E-mail : kys@mju.ac.kr

**저 자 소 개**



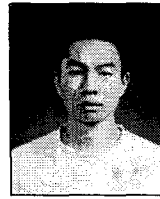
**정승룡 (鄭承龍)**

1980년 12월 26일생. 2006년 명지대학교 전기공학과 졸업. 현재 동 대학원 나노공학과 석사과정  
E-mail : jsryong@mju.ac.kr



**김준혁 (金準赫)**

1980년 10월 15일생. 2006년 명지대학교 전기공학과 졸업. 현재 동 대학원 나노공학과 석사과정  
E-mail : parao10@mju.ac.kr



**이인제 (李仁濟)**

1980년 8월 23일생. 2005년 명지대학교 전기공학과 졸업. 현재 동 대학원 나노공학과 석사과정  
E-mail : backstr@mju.ac.kr