

바이오-메디컬 응용을 위한 마이크로 플라즈마 분사 소자

논문

58-12-28

Microplasma-Jet Device for Bio-medical Application

김강일* · 홍용철** · 김근영*** · 양상식†

(Kangil Kim · Yong Cheol Hong · Guenyong Kim · Sang Sik Yang)

Abstract - This paper presents an atmospheric microplasma-jet device for bio-medical application. The microplasma-jet device consists of four components; a thin Ni anode, porous alumina insulator, a stainless steel cathode and an aluminum case. The anode has 8 holes, and hole diameter and depth are 200 μm and 60 μm , respectively. The discharge test was performed in atmospheric pressure using nitrogen gas and AC voltage at the optimum gas flow rate of 4 l/min. The plasma-jet is ejected stably for the input voltage ranging from 5.5 to 9.5 kV_{p-p}. The plasma becomes dense as the input voltage increases, which was verified by the hydrophilicity change of PMMA surface treated by the plasma. The temperature increasement of the aluminum film exposed to plasma-jet illustrates that the micro plasma-jet device is feasible for bio-medical application.

Key Words : Atmospheric pressure, Low temperature, Plasma-jet, Micromachining technology, Bio medical application

1. 서 론

플라즈마는 이온화된 입자들의 집합체로 양전하를 가지는 이온과 음전하를 가지는 전자로 구성된다. 플라즈마를 산업적으로 이용하기 위하여 다양한 플라즈마 발생장치들이 연구되어 왔다. 인위적으로 발생된 플라즈마는 반도체 공정 장비와 물질의 표면처리 등과 관련된 여러 산업분야에 적용되어 왔다. 최근에는 그 분야가 확장되어 혈액응고, 피부의 살균 및 소독, 암 세포의 세포사멸(apoptosis) 유도와 같은 바이오-메디컬 분야에 관한 연구가 진행 중이다[1-3].

바이오-메디컬 분야에 플라즈마를 적용하기 위해서는 플라즈마에 두 가지의 제약 조건이 있다. 첫째로 진공상태가 아닌 상압에서 플라즈마를 생성시켜야 하고 둘째로 인체에 열적 손상을 주지 않기 위하여 저온 플라즈마인 글로우 방전(glow discharge)을 생성시켜야 한다. 상압에서 플라즈마를 발생시키는 방법은 크게 아크 방전(arc discharge), 코로나 방전(corona discharge), 유전 장벽 방전(dielectric barrier discharge), 마이크로 증공 음극 방전(micro hollow cathode discharge)의 방법이 있다. 이중 아크 방전은 고온 플라즈마에 속하기 때문에 바이오-메디컬 분야에 사용할 수가 없다. 상압에서 생성된 글로우 방전은 매우 불안정하여 고온 플라즈마인 아크 방전으로 전환되는 GAT(glow to arc transition)가 일어나기 쉽다[4]. GAT가 일어나는 이유는 방

전이 일어나는 동안에 기체가 계속 머물러 있을 경우에 기체의 온도가 높아져서 플라즈마가 열적으로 불안정해지기 때문이다. 상압에서 GAT를 억제하고 안정된 글로우 방전을 생성하기 위해서는 기체가 가열되는 시간보다 방전이 일어나는 시간이 짧으면 된다. 방전시간을 기체의 가열시간보다 짧게 하여 플라즈마를 이용하기는 어려움이 있으므로 방전이 일어나는 동안 전극을 냉각시켜 가열을 막음으로써 안정적인 글로우 방전을 형성하기 위한 연구들이 보고되었지만 완전한 글로우 방전을 형성하지는 못하였다[5-7].

증공음극 방전의 경우에는 음극 쪽으로 기체가 들어가면서 방전이 일어나는 동안 기체의 순환으로 전극이 자연 냉각되어 높은 압력에서 안정된 글로우 방전을 형성할 수 있다. 증공음극 효과는 파셴의 법칙(Paschen's law)에 의해서 정의된다[8]. 파셴의 법칙에 따르면 같은 압력에서 구멍의 지름이 작아지면 방전 개시 전압이 낮아진다. 그 동안 보고된 증공음극 형태의 방전소자들은 대부분 기계적인 가공을 통하여 제작되었기 때문에 구멍의 크기를 줄이는데 한계가 있었다. 또한 기계적 가공을 통하여 하나의 구멍만을 만들었기 때문에 넓은 면적을 플라즈마로 처리하기에는 한계가 있었다.

마이크로머시닝 기술을 이용하여 여러 개의 구멍을 가지는 소자를 DC를 이용하여 실험한 결과가 보고되었다[9]. DC를 이용하여 방전을 발생시킬 경우 인가전압에 맞는 저항과 전압원의 용량이 커야하며 그에 따라서 실험 장치의 부피가 크기 때문에 실험 장치를 소형화하는데 어려움이 있다. 따라서 본 논문에서는 마이크로머시닝 기술을 이용하여 바이오-메디컬 분야에 적용할 수 있도록 상압에서 안정적인 글로우 방전을 발생시킬 수 있는 증공음극 형태의 소자를 제작하고 AC를 이용하여 방전실험을 하였으며 특성을 측정하였다.

* 준 회원 : 아주대학교 전자공학과 석·박사 통합과정

** 비 회원 : 국가 핵융합 연구소 선임연구원 · 공학박사

*** 비 회원 : 아주대학교 전자공학과 박사과정

† 교신저자, 정회원 : 아주대학교 전자공학과 교수 · 공학박사

E-mail : ssyang@ajou.ac.kr

접수일자 : 2009년 8월 21일

최종완료 : 2009년 9월 16일

2. 소자의 구조와 제작공정

마이크로 플라즈마 분사 소자는 플라즈마가 분사되는 양극, 가스가 유입되는 음극, 양극과 음극을 절연시켜주는 유전층, 이들을 패키징하는 외장 알루미늄 케이스 등 크게 네 부분으로 구성된다. 소자의 개략적인 단면도는 그림 1과 같다.

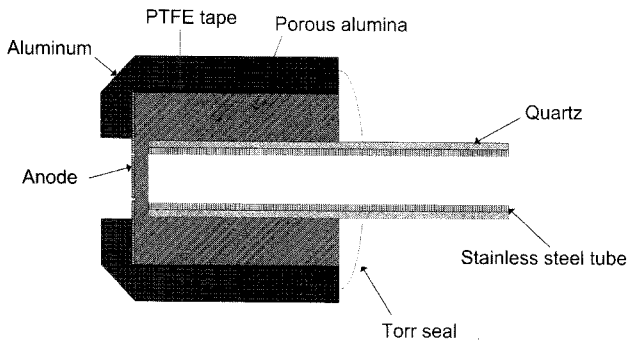


그림 1 플라즈마 분사소자의 단면도.

Fig. 1 Cross-sectional view of the micro plasma-jet device.

양극의 재질은 니켈이고 두께는 60 μm 이다. 플라즈마가 분사되는 양극의 구멍은 모두 8개로 지름이 3 mm인 원의 원주 상에 등간격으로 배치되어 있다. 구멍의 지름은 100, 150, 200 μm 등 세 가지로 제작하였다. 양극의 제작공정은 그림 2와 같다.

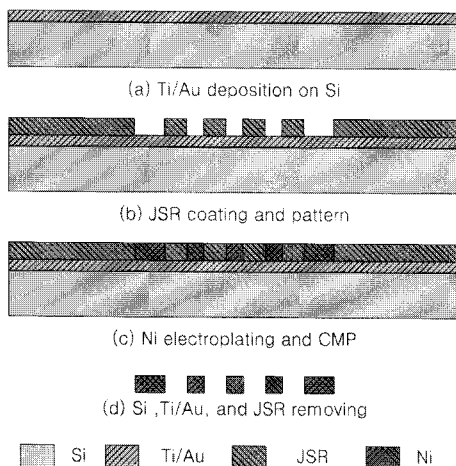


그림 2 양극의 제작공정.

Fig. 2 The fabrication process of Ni anode.

실리콘 기판 위에 전해도금의 씨앗층으로 사용될 타이타늄/금을 각각 500 \AA /2500 \AA 의 두께로 증착한다. 씨앗층이 증착된 기판 위에 음성 후막 감광제인 JSR THB-151N을 80 μm 의 두께로 스핀코팅한 후 패터닝하여 도금 몰드로 사용한다. 니켈 도금은 설페이트 니켈용을 사용한다. 설페이트 니켈용의 조성은 설페이트 니켈 $[\text{Ni}(\text{NH}_2\text{SO}_3)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}]$ 450 g/L에 니켈의 용력을 줄이기 위해서 붕산 30 g/L을 첨가하고 도금된 니켈의 질을 높이기 위해서 5 g/L의 습윤제 (dodecyl sulfate sodium salt wetter)를 첨가한다. 50 mA/cm²의 전류밀도로 80 시간 동안 도금하여 80 μm 두께

의 니켈층을 형성한다. 도금된 니켈층을 평탄하게 하기 위하여 CMP(chemical mechanical polishing)공정으로 니켈층의 두께를 60 μm 로 만든다. 제작된 니켈층을 분리하기 위하여 기판인 실리콘을 제거하고 몰드로 쓰인 JSR THB-151N을 제거하여 양극을 완성한다. 플라즈마가 분사되는 니켈 양극 구멍의 지름은 200 μm 이고 개수는 8개이다.

유전층은 양극과 음극을 절연하는 동시에 가스가 통과할 수 있는 다공성 알루미늄을 사용하였다. 다공성 알루미늄의 제작은 다음과 같다. 알루미늄 분말과 다공성을 조절할 탄소 분말을 에탄올과 함께 섞은 후 에탄올을 건조시켜서 제거한다. 그 후에 지름이 1 cm인 원통형 모양의 주형에 담아서 2000 psi의 압력으로 압축한다. 압축이 끝나면 1300 $^{\circ}\text{C}$ 의 질소 분위기에서 3 시간동안 소결 한다. 제작된 다공성 알루미늄은 30 vol%의 다공성을 가지며 평균 기공 사이즈는 100 μm 이다. 제작된 다공성 알루미늄의 중심부분에 음극을 넣을 수 있도록 드릴링으로 가공하였으며 남겨진 절연층의 두께는 1 mm 이다. 그림 3은 다공성 알루미늄의 SEM 사진이다.

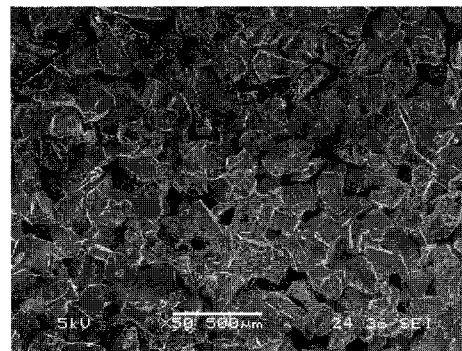


그림 3 다공성 알루미늄의 SEM 사진.

Fig. 3 SEM image of the porous alumina.

음극은 외경이 1.6 mm이고 내경이 1.2 mm인 스테인리스강 튜브를 사용하였다. 방전실험 동안 안전을 위하여 음극을 석영 튜브 안에 넣어서 주변 환경으로부터 절연하였다. 다공성 알루미늄의 옆쪽으로 가스가 새어나오는 것을 방지하기 위하여 옆면을 테플론 테이프로 감아서 외장 알루미늄 케이스에 조립하였다. 그림 4는 제작된 마이크로 플라즈마 분사소자의 사진이다.

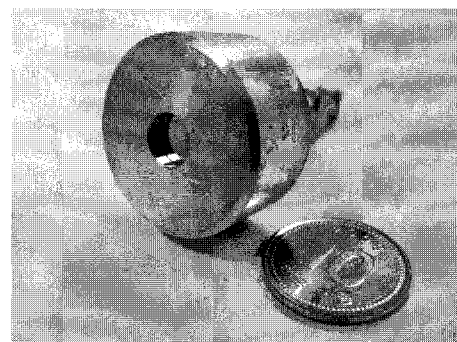


그림 4 제작된 마이크로 플라즈마 분사소자의 사진.

Fig. 4 Photo image of the fabricated micro plasma-jet device.

3. 플라즈마 분사 실험

방전실험은 질소가스를 사용하여 상압에서 20 kHz AC로 실험하였고 실험 장치도는 그림 5와 같다. 소자에 인가되는 전압은 교류 전압 조정기를 통하여 조절하며 전압 조정기에서 출력되는 전압은 상용 단상 변압기를 통하여 증폭되어 소자에 인가된다. 소자의 최적 방전 조건을 알아보기 위하여 양극의 구멍크기, 기체의 유량과 인가전압에 따른 전기적 특성을 측정하였고 전기적 특성을 확인하기 위하여 표면처리 후의 친수성 정도를 측정하였다. 여기서 인가전압이란 상용 단상 변압기의 출력 전압으로서 플라즈마 소자를 연결하지 않은 상태의 개방회로전압을 말한다. 그리고 발생된 플라즈마가 바이오-메디컬 분야에 응용이 가능한지 알아보기 위하여 입력전압에 따른 온도 변화를 측정하였다.

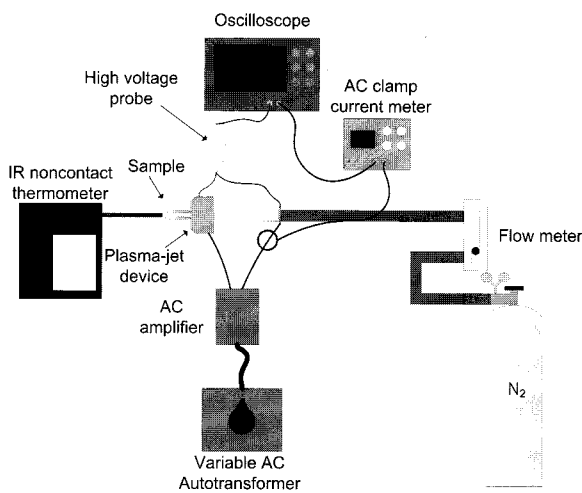


그림 5 방전실험을 위한 실험 장치도.

Fig. 5 Schematic view of the experimental set-up for discharge experiment.

양극의 구멍크기에 따른 방전의 영향을 알아보기 위하여 구멍크기를 100, 150, 200 μm 로 제작하여 방전의 전기적 특성을 측정하였다. 이때 유량은 4 l/min 이었고 인가전압은 9.5 kV_{p-p}였다. DC의 경우 파센의 법칙에 의하여 구멍의 크기가 작아질수록 방전 개시전압이 낮아진다고 보고되었지만 본 실험에서는 AC를 사용하여 방전을 하여 구멍크기에 따른 방전의 전기적 변화가 거의 나타나지 않음을 확인하였다. 따라서 구멍의 크기는 방전에 영향을 거의 주지 않는 것으로 판단하고 이후의 실험들은 분사된 플라즈마를 육안으로 관찰하기 쉽도록 구멍의 크기를 200 μm 로 고정하였다.

질소 가스 유입량이 플라즈마 분사에 미치는 영향을 보기 위하여 9.5 kV_{p-p}의 인가전압에서 유입량을 1 l/min부터 5 l/min까지 1 l/min씩 변화시키며 방전 전압과 전류를 측정하였다. 플라즈마의 전기적 특성을 알아보기 위하여 방전이 일어나는 동안 소자의 전압과 전류를 측정한다. 전압은 오실로스코프(Tektronix, MSO4104)에 Tektronix의 고전압 측정 프로브인 P6015A(1000:1)를 연결하여 측정하고 전류는 교류 클램프 전류 측정기를 사용하여 측정하였다. 실험장치의 개략도는 그림 5와 같다. 유량에 따른 방전 전압과 전류

측정 결과는 그림 6과 같다. 결과에서 알 수 있듯이 입력기체의 유량이 커질수록 방전 전압과 전류가 증가하다가 유량이 5 l/min로 커지면 방전 전압과 전류가 감소하는 현상을 관찰할 수 있었다. 이러한 결과는 유량이 너무 작을 경우에 플라즈마가 형성되어 분사되기에는 기체가 부족하기 때문이고 유량이 너무 클 경우에는 이온화된 입자들이 기체와 자주 충돌하여 플라즈마가 빨리 사라지기 때문인 것으로 분석된다[10]. 유량이 2 l/min 미만이거나 5 l/min 초과일 때는 플라즈마가 분사되지 않음을 육안으로 확인하였다. 플라즈마가 분사되는 2~5 l/min의 유량에서는 유량이 클수록 플라즈마 제트의 길이가 길어지는 것을 관찰하였다. 또 유량이 작을수록 소자를 냉각하는 효과가 떨어지므로 방전시간이 길어지면 소자가 가열되고 플라즈마가 불안정해지고 한 쪽 구멍으로만 플라즈마가 분사되는 현상을 관찰하였다. 따라서 입력 기체의 최적 유량은 플라즈마가 안정적으로 분사되고 냉각효과가 뛰어나며 분사되는 플라즈마 길이가 가장 길게 되는 4 l/min임을 이 실험에서 알 수 있었다.

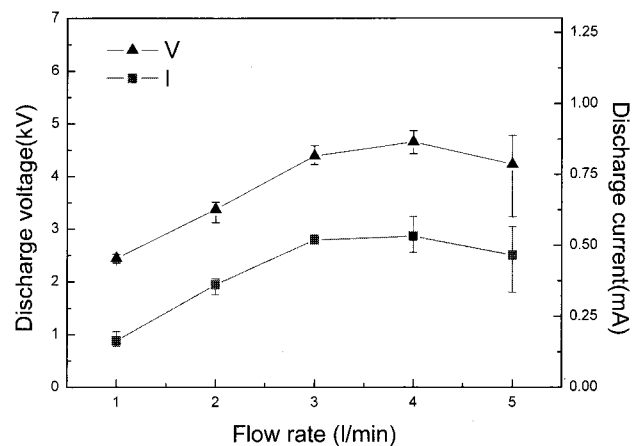


그림 6 유량에 따른 방전 전압/전류 특성.

Fig. 6 Measured value of discharge voltage and current at various flow rate.

소자의 인가전압에 따른 방전의 전기적 특성을 알아보기 위하여 입력 기체의 유량을 4 l/min으로 고정하고 인가전압을 변화시키며 실험을 하였다. 소자에 인가한 전압이 3.5 kV_{p-p}일 때 방전이 시작되었지만 플라즈마가 소자의 양극의 구멍에서 대기로 분사되지 않고 방전이 불안정함을 관찰할 수 있었다. 인가전압을 5.5 kV_{p-p}까지 증가하였을 때 소자의 양극의 구멍에서 대기로 플라즈마가 분사되기 시작하였다. 13.5 kV_{p-p}까지 인가전압을 높이며 관찰한 결과 7.5 kV_{p-p}부터 비교적 안정하게 플라즈마가 분사됨을 확인하였다. 그림 7은 소자에 인가되는 전압이 7.5 kV_{p-p}일 때 소자에서 플라즈마가 분사되는 사진이다. 플라즈마의 전기적 특성을 알아보기 위하여 소자에 인가되는 전압이 3.5 kV_{p-p}, 5.5 kV_{p-p}, 7.5 kV_{p-p}, 9.5 kV_{p-p}일 때 전압과 전류를 측정하였다. 그림 8은 각 인가전압에서 측정된 전압과 전류이다. 그림 8에서 톱날 모양의 급격히 감소하는 전압과 급격히 증가하는 전류 파형은 알루미늄의 기공을 따라서 방전이 일어나는 경우에 발생하는 마이크로 방전을 나타내고 이 때 플라즈마가 발생되어 분사된다. 그래프에서 보듯이 인가되는 전압이 커질수

록 마이크로 방전이 많이 일어난다. 특히 9.5 kV_{p-p}일 때는 주기적으로 안정한 방전이 일어남을 알 수 있다. 이러한 결과로부터 인가전압이 높을수록 마이크로 방전이 증가하고 분사되는 플라즈마의 밀도가 높아지는 것으로 예상된다. 그러나 9.5 kV_{p-p} 이상의 인가전압에서는 방전 시간이 길 경우 소자의 온도 상승으로 플라즈마가 모든 구멍에서 분사되다가 불안정해지면서 한쪽 구멍에서만 분사되는 현상이 나타났다. 이런 경우에는 방전 중에 양극의 구멍에서 플라즈마가 분사되면서 스퍼터링이 일어나 손상이 생겨서 한쪽 구멍이 넓어진 것을 방전이 끝난 후에 확인하였다. 이로써 인가전압의 상한 값이 있음을 알 수 있다. 안정한 플라즈마가 분사되면서 전극에 손상이 없도록 하려면 소자에 인가하는 전압은 5.5 kV_{p-p} 이상 9.5 kV_{p-p} 이하이어야 한다.

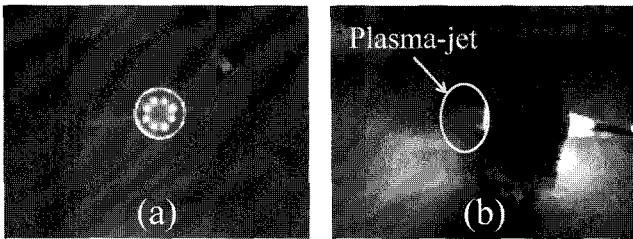


그림 7 소자에 인가전압이 7.5 kV_{p-p}일 때 소자에서 플라즈마가 분사되는 사진 (a) 정면, (b) 측면.
 Fig. 7 Photoimage of the plasma-jet during discharge at 7.5 kV_{p-p} (a) front view, (b) side view.

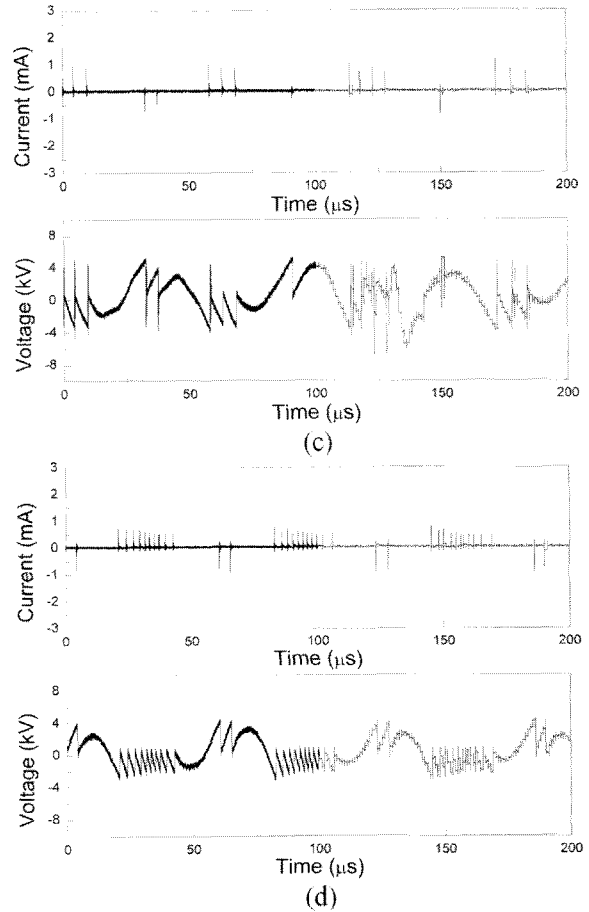
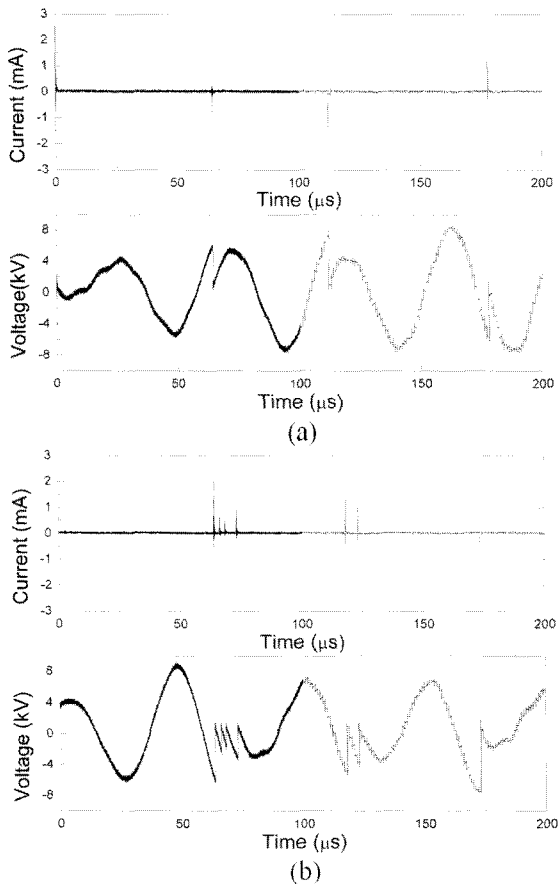


그림 8 소자의 인가전압에 따른 전압/전류 특성
 (a) 3.5 kV_{p-p}, (b) 5.5 kV_{p-p}, (c) 7.5 kV_{p-p}, (d) 9.5 kV_{p-p}.
 Fig. 8 Measured value of voltage and current during discharge at (a) 3.5 kV_{p-p}, (b) 5.5 kV_{p-p}, (c) 7.5 kV_{p-p}, (d) 9.5 kV_{p-p}.



위에서 측정된 전기적 특성과 함께 인가전압이 높아질수록 플라즈마의 밀도가 높아지는지 확인하기 위하여 플라즈마로 처리한 PMMA 표면의 친수화를 측정하였다. 소자로부터 1 cm 떨어진 거리에 PMMA를 두고 각 인가전압별로 10초간 플라즈마로 표면을 처리한 후 접촉각을 측정하였으며 그 결과는 그림 9와 같다. 위에서 측정된 전압/전류 특성과 같이 소자에 인가하는 전압이 클수록 플라즈마의 밀도가 높아져서 처리된 PMMA의 친수성이 커진다. 이로써 인가전압이 클수록 밀도가 높은 플라즈마가 발생한다는 것을 알 수 있다.

소자에서 분사되는 플라즈마가 글로우 방전인지 알아보기 위하여 소자로부터 1 cm 떨어진 거리에 있는 알루미늄 박막에 플라즈마를 분사하면서 온도변화를 비접촉 적외선 온도계를 사용하여 10 분 동안 온도를 측정하였다. 그림 10은 분사된 플라즈마에 의해서 변화된 알루미늄 박막의 온도를 측정된 결과이다. 온도 측정은 상온, 상압에서 실시하였으며 입력 기체의 유량은 4 l/min이었다. 소자에 인가하는 전압이 증가할수록 박막의 온도 상승이 커진다. 인가전압이 위에서 얻어진 적정 범위 내인 5.5, 7.5, 9.5 kV_{p-p}일 때 10 분간 플

라즈마를 조사한 후 박막의 온도는 각각 32, 36, 41 °C로 상승했다. 일반적으로 세포는 42°C 이상이 되면 손상되기 시작하고 47°C부터 세포사멸이 급속히 일어나기 시작하며 온도가 60°C 이상이면 세포 내 단백질이 변성되며, 지질 이중막이 파괴되어 결국 사멸된다고 보고되었다[11]. 본 논문에서는 열용량이 매우 작은 알루미늄 박막을 시편으로 사용하였고 충분한 시간동안 플라즈마를 조사하여 얻은 결과임을 감안하여 볼 때 제안한 소자로 분사되는 플라즈마를 피부와 같은 생체조직의 한 곳을 계속하여 10분간 조사한다 하더라도 온도 상승이 세포에 열적 손상을 줄 정도는 아니므로 바이오-메디컬 분야에 사용할 수 있을 것으로 생각된다.

3. 결 론

본 논문에서는 바이오-메디컬분야에 적용할 수 있도록 상압에서 저온 플라즈마를 분사할 수 있는 소자를 제작하고 특성을 평가하였다. 소자의 전기적 특성을 알아보기 위하여 인가전압에 따른 전압/전류 특성을 측정하였다. 플라즈마 발생에 필요한 질소 가스의 최적 유량은 4 l/min임을 확인하였다. 인가전압이 높아질수록 마이크로 방전이 일어나는 횟수가 증가하여 분사되는 플라즈마의 밀도가 높아짐을 알 수 있었으며 소자의 적정 인가전압 범위는 5.5 kV_{p-p}부터 9.5 kV_{p-p}임을 확인하였다. 인가전압별로 PMMA 표면을 처리하여 친수성의 변화로 플라즈마의 밀도를 확인하였다. 또 제작한 소자에서 분사되는 플라즈마를 박막에 조사하여 박막의 온도 상승을 측정하였으며 이는 생체에 열적 손상을 입힐 정도가 아님을 확인함으로써 바이오-메디컬 분야에 적용가능함을 간접적으로 보여 주었다. 향후 혈액응고, 피부의 재생, 살균 및 소독, 암 세포의 세포사멸(apoptosis) 유도과 같은 바이오-메디컬 분야의 연구에 적용하는 연구를 수행할 예정이다.

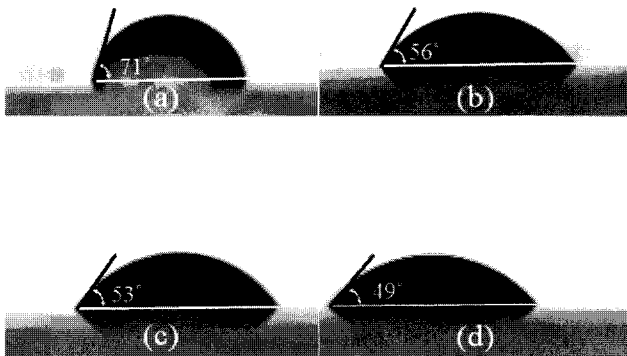


그림 9 소자의 인가전압에 따른 PMMA 표면의 표면처리 결과 (a) 처리안함, (b) 5.5 kV_{p-p}, (c) 7.5 kV_{p-p}, (d) 9.5 kV_{p-p}.

Fig. 9 Surface modification results of PMMA for 10 seconds at (a) no treatment, (b) 5.5 kV_{p-p}, (c) 7.5 kV_{p-p}, (d) 9.5 kV_{p-p}.

참 고 문 헌

- [1] G. Fridman, M. Peddinghaus, H. Ayan, A. Fridman, M. Balasubramanian, A. Gutsol, A. Brooks and G. Friedman, "Floating Electrode Dielectric Barrier Discharge Plasma in Air Promoting Apoptotic Behavior in Melanoma Skin Cancer Cell Lines", Plasma Chem. Plasma Process. Vol. 27, p. 163, 2007.
- [2] S. U. Kalghatgi, G. Fridman, M. Cooper, G. Nagaraj, M. Peddinghaus, M. Balasubramanian, V. N. Vasilets, A. F. Gutsol, A. Fridman and G. Friedman, "Mechanism of Blood Coagulation by Nonthermal Atmospheric Pressure Dielectric Barrier Discharge Plasma", IEEE Trans. Plasma Sci., Vol. 35, p. 1559, 2007.
- [3] E. Stoffels, A. J. M. Roks and L. E. Deelman, "Delayed Effects of Cold Atmospheric Plasma on Vascular Cells", Plasma Process. Polym., Vol. 5, p. 599, 2008.
- [4] E. E. Kunhardt, "Generation of large-volume, atmospheric-pressure, nonequilibrium plasmas", IEEE Trans. Plasma Sci., Vol. 28, p. 189, 2000.
- [5] H. Y. Fan, "The Transition from Glow Discharge to Arc", Phys. Rev., Vol. 55, p. 769, 1939.
- [6] W. A. Gambling and H. Edels, "The high-pressure glow discharge in air", Br. J. Appl. Phys., Vol. 5, p. 36, 1954.
- [7] W. A. Gambling and H. Edels, "The properties of high-pressure steady-state discharges in hydrogen", Br. J. Appl. Phys., Vol. 7, p. 376, 1956.
- [8] F. Pachen, "Hohlkathoden-Effekt", Ann. Phys.-Berlin, Vol. 50, p. 901, 1916.

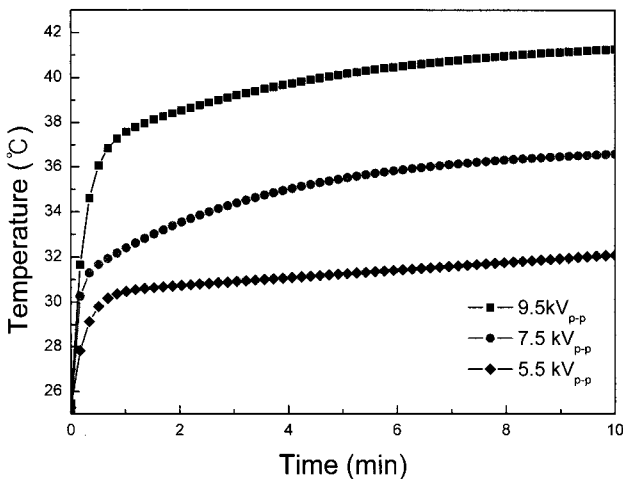


그림 10 소자의 인가전압에 따른 분사된 플라즈마의 온도.
Fig. 10 Measured temperature of the plasma-jet at various input voltage of the device.

- [9] Kang-il Kim, Geunyoung Kim, Yong Cheol Hong, and Sang Sik Yang. "Atmospheric Microplasma-Jet Device for Bio-Medical Application", 11th Korean MEMS Conf., p. 201, 2009.
- [10] W. Pan, W Zhang, W. Ma, and C. Wu, "Characteristics of Argon Laminar DC Plasma Jet at Atmospheric Pressure", Plasma Chem. Plasma Process. Vol. 22, p. 271, 2002.
- [11] N. T. Zervas, and A. Kuwayama, "Pathological characteristics of experimental thermal lesions", J. Neurosurg., Vol. 37, p. 418, 1972.



양 상 식 (梁 翔 植)

1958년 1월 16일생. 1980년 서울대학교 공대 기계공학과 졸업. 1983년 동 대학원 기계공학과 졸업(석사). 1988년 U. C. Berkeley 기계공학과 졸업(공박). New Jersey Institute of Technology 연구 조교수. 현재 아주대학교 전자공학부 교수.
Tel : 031-219-2481
E-mail : ssyang@ajou.ac.kr

저 자 소 개



김 강 일 (金 剛 逸)

1982년 1월 10일생. 2007년 아주대학교 전자공학부 졸업. 현재 동 대학원 전자공학과 석·박사 통합과정.
Tel : 031-219-2488
E-mail : kkidunk@ajou.ac.kr



홍 용 철 (洪 鏞 徹)

1973년 7월 26일생. 1999년 아주대학교 화학과 졸업. 2001년 동 대학원 분자과학 기술학과 졸업(석사). 2005년 동 대학원 분자과학 기술학과 졸업(공박). 현재 국가 핵융합 연구소 기초 플라즈마 연구팀 선임 연구원
Tel : 042-870-1689
E-mail : ychong@nfri.re.kr



김 근 영 (金 槿 榮)

1976년 6월 3일 생. 1999년 아주대학교 전자공학과 졸업. 2002년 동 대학원 석사 졸업. 현재 동 대학원 박사 과정.
Tel : 031-219-2488
E-mail : tirex@ajou.ac.kr