



저작자표시-비영리-동일조건변경허락 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



동일조건변경허락. 귀하가 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공했을 경우에는, 이 저작물과 동일한 이용허락조건하에서만 배포할 수 있습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

2016년 2월
석사학위 논문

대기압 유전체 장벽 방전 저온
플라즈마 제트의 황색포도상구균
살균효과

조선대학교 대학원

치의생명공학과

박 영 욱

대기압 유전체 장벽 방전 저온
플라즈마 제트의 황색포도상구균
살균효과

Sterilization effect of *Staphylococcus aureus* by using
atmospheric pressure dielectric barrier discharge
plasma jet

2016년 2월 25일

조선대학교 대학원

치의생명공학과

박 영 옥

대기압 유전체 장벽 방전 저온
플라즈마 제트의 황색포도상구균
살균효과

지도교수 김 병 훈

이 논문을 공학 석사학위 신청 논문으로 제출함

2015년 10월

조선대학교 대학원

치의생명공학과

박 영 욱

박영욱의 석사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 안 상 건 (인)

위 원 전남대학교 교수 김 명 선 (인)

위 원 조선대학교 교수 김 병 훈 (인)

2015년 11월

조선대학교 대학원

목 차

ABSTRACT.....
I . 서론.....	1
II . 이론적 배경.....	4
1. 플라즈마	4
2. 플라즈마의 종류.....	5
III . 실험재료 및 방법.....	14
1. 실험재료.....	14
2. 대기압 플라즈마 제트 실험 장치.....	16
3. 대기압 플라즈마 제트의 온도측정.....	19
4. 플라즈마 불꽃 성분 분석	20
5. 대기압 플라즈마 제트를 이용한 살균.....	21
6. 플라즈마 처리된 황색포도상구균의 형상 관찰.....	22
IV . 실험결과.....	23
1. 플라즈마 제트의 온도변화.....	23
2. 플라즈마 불꽃 성분 분석	27
3. 플라즈마 처리된 황색포도상구균의 살균 효과	31
V . 고찰.....	38
VI . 결론.....	41
[참고문헌]	42
감사의 글	49

LIST OF FIGURES

Fig.1 Dielectric barrier discharge plasma system.	7
Fig.2 Corona discharge plasma system.	9
Fig.3 Arc discharge plasma system.	11
Fig.4 Titanium disc after mechanical polishing.	15
Fig.5 The photograph of plasma jet device.	17
Fig.6 Schematic diagram of atmospheric pressure dielectric barrier discharge plasma jet.	18
Fig.7 Temperature of the plasma in accordance with the irradiation times.	24
Fig.8 Temperature changes of the plasma in accordance with the gas flow rate.	25
Fig.9 Plume of plasma (a) Ar, (b) Ar/N ₂ , and (c) Ar/O ₂	26
Fig.10 Length of plasma jet plume.	26
Fig.11 Optical emission spectrum of argon.	28
Fig.12 Optical emission spectrum of argon with nitrogen.	29
Fig.13 Optical emission spectrum of argon with oxygen.	30
Fig.14 The inactivation of <i>S. aureus</i> on agar plates by atmospheric pressure dielectric barrier discharge plasma jet at various conditions.	33
Fig.15 Appearance of the agar plates after incubation for 24 h (a) control, (b) plate exposed to Ar plasma 1 min, (c) 3 min, (d) 5 min, (e) Ar/N ₂ 1 min, (f) 3 min, (g) 5 min, (h) Ar/O ₂ 1 min, (i) 3 min, and (j) 5 min.	34

Fig.16 Scanning electron microscopy images ($\times 10,000$, $\times 20,000$) of the morphology of *S. aureus* (a, a-1) control, (b, b-1) Ar plasma treatment for 1 min, and (c, c-1) 3 min. **35**
 Fig.17 (d, d-1) Ar plasma treatment for 5 min, (e, e-1) Ar/N₂ plasma treatment for 1 min, and (f, f-1) 3 min. **36**
 Fig.18 (g, g-1) Ar/N₂ plasma treatment for 5 min, (h, h-1) Ar/O₂ plasma treatment for 1 min, and (i, i-1) 3 min. **37**

ABSTRACT

Sterilization effect of *Staphylococcus aureus* by using atmospheric pressure dielectric barrier discharge plasma jet

Young-Ouk Park

Advisor: Byung-Hoon Kim, Ph. D.

Department of Dental Materials

Graduate School of Chosun University

The aim of this study was to evaluate the sterilizing efficiency in accordance with atmospheric pressure dielectric barrier discharge plasma jet (APDBDPJ) treated times (60, 180, and 300 s) on *S. aureus* on the Titanium (Ti) surface. The home-made APDBDPJ system is composed of electrodes, AC power supply and working gas such as argon (Ar), nitrogen (N₂) and oxygen (O₂) gas. The plasma sterilization was carried out at a Ar gas flow-rate of 3 L/min, Ar (3 L/min) added N₂ (30ml/min) or O₂ gas (30ml/min), voltage of 6 kV, and frequency of 19 kHz. The distance of the between APDBDPJ head and Ti surface was set to 10 mm. The temperature of the APDBDPJ flame is nearby 32 °C. After the APDBDPJ treatment, viability of the *S. aureus* is decreased. As a result, APDBDPJ treatment affects on cell membrane, and killed the bacteria. In addition, reduction in the number of bacterial is found that related to APDBDPJ treatment times. APDBDPJ is an effective tool that is attractive for clinical use and may assist in antimicrobial therapy.

1. 서론

플라즈마(Plasma)란 고체, 액체, 기체에 이어서 물질의 네 번째 상태를 지칭하는 말로써 기체가 보다 높은 에너지를 가지게 되었을 때 이온과 전자로 분리되어 갖는 에너지가 서로 평형을 이루는 상태를 말한다. 플라즈마는 이온화된 입자들의 집합체로 양전하를 가지는 이온과 음전하를 가지는 전자로 구성된다. 대기압 플라즈마(atmospheric pressure plasma)는 주로 물질의 표면 개질 및 코팅 등의 다양한 분야에서 활용되고 있다 [1,2]. 최근 대기압 플라즈마 제트는 생의학 분야까지 확장되고 있으며 특히 세포의 성장 촉진, 살균/멸균, 지혈, 상처 치유 등에서 매우 뛰어난 효과를 보인다는 결과가 다양한 연구를 통해 밝혀지고 있다 [3-6]. 대기압 플라즈마를 발생시키는 방법은 여러 가지가 존재한다. 방법으로는 아크 방전(arc discharge), 코로나 방전(corona discharge), 유전체 장벽 방전(DBD: dielectric barrier discharge), 마이크로 중공 음극 방전(micro hollow cathode discharge) 등이 있다 [7-9]. 그 중에서 유전체 장벽 방전 플라즈마를 이용한 기술이 최근 대체 기술로써 관심이 높아지고 있다. 유전체 장벽을 이용한 DBD 방식은 오존을 발생시키거나 질소산화물 등과 같은 유해 가스 처리 공정에 널리 이용되어온 대표적인 상압 플라즈마로 화학적 활성도가 큰 N, O, OH, O₃ 등의 화학 활성종을 다량으로 발생시키는 장점이 있다. 플라즈마를 이용한 살균 기술은 다른 분야에 비해 일찍 그 가능성이 입증되어 왔으며 심도 있는 연구가 진행되어 오고 있다 [10]. 저온 대기압 플라즈마 제트는 온도가 높지 않아 열에 의한 단백질의 변형을 일으키지 않고 환경에 해로운 물질을 발생하지 않는다는 점에서 종래의 살균기술들이 안고 있는 문제점들을 보완해 줄 수 있는 기술로 주목 받고 있다. 현재 대기압 저온 플라즈마가 다양한 종류의 미생물들을 죽일 수 있다는 연구결과들이 많이 보고되고 있는데 그중에서 특히 박테리아 살균에 탁월한 효과가 있음을 보이고 있다. 또한 이스트나 곰팡이 병원균에도 살균효과가 있음을 나타내고 있다 [11]. 플라즈마에 의한 미생물의 살균에 있어 활성산소종(Reactive oxygen species)과 활성질소종(Reactive nitrogen species), 그리고 자외선 스펙트럼이 대상을 비활성화 시키는 주요 원인으로써 주목받고 있는데, 이들의 적절한 조절이 효율적인 플라즈마 장치 개발

에 핵심 요소로 제기되고 있다 [12-14]. 또한 살균을 하는 대상에 따라 다양한 구조 및 형태의 플라즈마 장치가 요구되고 있는데, 병원에서 사용되어지는 다양한 형태의 의료기기나 미생물에 감염된 식품, 동·식물, 액체 내 살균 등 다양한 대상들에 적합한 형태의 장치개발이 필요하다. 따라서 플라즈마 장치는 이러한 요구에 부합하는 특정한 형태의 구조를 제작하여 보다 넓은 면적에 전기적인 충격이 없고 에너지 변환 효율도 높아야 하는 등 까다로운 요구조건을 충족하여야 한다.

한편, 사고 또는 질병으로 손상된 신체 부위에 대한 대체 및 교정을 위한 생체 재료로서 스테인리스 강, 코발트 및 니켈계 합금, 티타늄 및 티타늄 합금 등 다양한 금속 재료들이 사용되어 왔다. 임플란트 재료로 사용되는 티타늄은 부식 저항성, 기계적 강도 및 생체 적합성이 우수한 장점을 가지고 있으며 치과 및 정형외과에서 널리 사용되고 있는 재료이다 [15]. 치과·정형외과 임플란트의 임상적 성공여부는 골 유착능력과 밀접한 관계가 있으며 이러한 티타늄 소재 임플란트에서의 골 유착능력은 표면구조, 친수성, 거칠기 등이 임플란트와 조직 간의 상호 작용 및 골 유착능력을 향상시킬 수 있다 [16,17]. 하지만 임플란트나 골 이식술 후에 발생할 수 있는 합병증 중 수술의 성공과 실패를 결정할 수 있는 가장 중요한 합병증으로는 수술 후의 감염이라고 할 수 있다. 최근 정형외과에서 수술부위감염(SSI: Surgical site infection)이 발생하는 위험은 비교적 낮다. 하지만 노인 환자의 증가로 인해 수술부위 감염 또한 증가하고 있다 [18]. 수술부위 감염의 위험은 일차 고관절 및 슬관절, 전 치환술이 1 % 내외, 그리고 교정 치환술, 어깨 치환술, 골절 고정 장치에서 2-5 % 까지 증가한다 [19]. 수술부위감염은 종종 이환율, 사망률 및 추가 비용의 측면에서 환자와 병원에 높은 부담과 연관되어 있다 [20]. 골관절염 감염은 치료가 어려울 뿐만 아니라 특히 메티실린 내성 황색포도상구균(MRSA: Methicillin-resistant *Staphylococcus aureus*)과 같은 다중 내성 병원균의 경우 약 10~20 %의 재발 위험과 관련이 있다 [21]. 황색포도상구균은 의료기기에 바이오 필름을 형성하였을 때 장기간에 걸쳐 높은 생존 능력을 보여준다. 그리하여 감염으로 인한 의료기기의 제거를 실시한 많은 임상 사례가 있다. 이러한 단점을 보완하기 위해 시멘트 구슬의 사용을 포함한 감염에 대한 몇 가지 치료가 발표되고 있다 [22].

그러나 이러한 방법들도 때때로 반복적인 감염이 발생하였다 [23]. 또한 치과에서 사용되는 티타늄 임플란트 역시 사용이 증가함에 따라 이에 따른 감염으로 인한 임플란트 실패 역시 증가하고 있다 [24-27]. 치과용 임플란트는 치아 손실에 대한 적절한 치료방법 중 한 방법으로 다양한 표면처리를 통하여 10년 이상의 장기간 이식 성공률 (89% 이상)을 보고하였지만 높은 성공률에도 불구하고 5~11%가 골과 결합하지 못하고 구강 내에서 제거된다고 보고되었다 [28]. 이러한 실패의 원인은 세균성 치태의 축적에 따른 감염, 감각이상, 임플란트 주변의 섬유화로서 나타난다고 보고되었다 [29]. 특히 실패기간에 따라 초기 실패와 후기 실패로 분류할 수 있으며 초기 실패는 수술 후 1년 이내에 일반적으로 발생하며 수술기구의 오염 또는 불완전한 치료과정에 따른 치과용 임플란트의 감염이 주원인이 된다 [30]. 치과용 임플란트의 세균 감염은 지속적인 염증반응을 유발하여 임플란트와 골의 결합을 파괴시킨다. 이러한 세균감염은 구강 내 자연치나 보철 수복물 표면에 존재하는 바이오 필름의 한 종류는 치태(dental plaque)에 의해서 유발되는 것으로 알려져 있다. 이러한 세균들은 평상시에는 염증을 유발시키지 않으며 항상성을 유지하다가 특정조건(산 생산 세균 및 혐기성 세균 증가) 하에 놓이게 되면 치아우식 및 치주질환을 유발하게 된다 [31,32]. 최근 의료 관련 감염을 방지하는 다른 방법으로 플라즈마를 이용한 살균이 주목받고 있다 [33]. 플라즈마 기술은 바이오 필름 형성 제거를 포함한 그람 음성 및 그람 양성 유기체에 대해 살균효능이 있는 것으로 밝혀졌다 [34-36]. 또한 이러한 플라즈마 기술을 응용하여 임플란트의 표면을 개질하거나 티타늄 표면의 코팅 및 세포의 증식과 분화 향상 등 많이 이용되고 있다 [37-40].

본 연구에서는 황색포도상구균이 침착된 티타늄 표면에 대기압 유전체 장벽 방전 저온 플라즈마 제트를 이용하여 노출 시간에 따른 살균 효율을 평가하였다.

II . 이론적 배경

1. 플라즈마

1) 플라즈마 생성

플라즈마는 우주 99 % 이상을 구성하는 제 4의 물질로 고체, 액체, 기체와 더불어 이온화 된 기체를 말한다. 플라즈마를 만들기 위해서는 자연 상태의 원자나 분자를 이온화 시켜야 한다. 그러기 위해서는 높은 열을 가해주어야 한다. 즉 수 십 만도에서 수백만도의 고온이 필요하다. 그러나 높은 전계를 가해주면 낮은 온도에서도 원자나 분자를 이온화 시킬 수 있게 된다. 원자나 분자가 이온화하기 위해서는 전기장에 의해 가속된 자유전자나 이온과 충돌해야하는데 이때 3가지의 상태를 갖게 된다. 첫 번째는 반발(Atom elastic collision)이다. 이것은 충분히 가속되지 못한 전자나 이온이 충돌했을 때인데 이때에는 아무런 변화가 없게 된다. 두 번째는 이온화(Ionization)이다. 가속된 자유전자나 이온과 충돌하여 새로운 이온을 만들고 또 하나의 자유전자를 만들게 된다. 마지막 세 번째는 여기(Excitation)와 발광(Relaxation)이다. 가속된 자유전자나 이온이 이온화에는 충분하지 않지만 충돌된 원자에 에너지를 공급하여 최외각전자를 페르미 준위보다는 낮은 궤도 올려놓게 된다. 그러나 이 궤도는 불안정하기 때문에 다시 원래의 궤도로 돌아오면서 빛 에너지를 발산하게 된다. 이때 발산하는 빛은 원자마다 최외각 전자가 올라갈 수 있는 궤도가 정해져 있기 때문에 일정한 색을 지니게 된다. 위의 세 가지의 충돌현상을 보면 이온화되기 적절한 조건을 찾을 수 있다. 즉, 첫 번째의 경우에서와 같이 가속이 덜된 상태에서의 충돌은 이온화에 영향을 주지 못하며, 또 충돌할 확률이 낮아도 이온화하는데 더 어렵게 된다. 이온화를 쉽게 하기 위해서는 적당한 압력과 적당한 전압이 필요하게 된다. 압력이 높아서 입자가 많이 지면 평균행정거리(Mean Free Pass)가 짧아지기 때문에 전압이 높더라도 이온화하기 어렵고, 압력이 너무 낮으면 충돌할 확률이 낮아지기 때문에 이온화하기 적당한 압력이 필요하게 된다.

2. 플라즈마의 종류

1) 대기압 플라즈마

대기압 플라즈마는 플라즈마 발생속도를 제어하기 쉽고 균일한 플라즈마 생성이 가능하다. 또한 진공에 가까운 상태까지 압력을 낮추는 값비싼 설비가 필요하지 않으며 연속적인 처리가 가능한 장점이 있다. 대기압 플라즈마는 일반적으로 유전체 장벽 방전, 코로나 방전, 아크 방전, 글로우 방전 등과 같은 방법으로 대기압 플라즈마가 연구되기 시작하였다. 이 중에서도 글로우 방전은 전극의 양단에 약 수천 ~ 수만 Volt 이상의 전압을 인가하여 플라즈마 내의 양이온과 음극과 충돌하여 발생되고, 이때 발생된 2차 전자가 외부에서 인가한 전기장에 의해 플라즈마로 가속되어 가면서 중립 가스를 이온화시키고 이때 생성된 전자가 다시 중립 가스를 이온화 시키는 과정이 반복되는 전자사태(Avalanche)를 일으켜 전극 양단간에 전류가 흐르게 되는 현상을 말한다. 글로우 방전 상태에서 전류를 증가시키면 양이온의 음극면에 더욱 활발한 충돌이 일어나며 이로 인해 음극에서의 전압강하가 감소하게 되고 전극 사이의 전압도 감소하게 된다. 이때 양광주에서 강한 빛을 내게 되는데 이것을 아크 방전이라 한다. 대기압에서 글로우 방전 및 아크 방전을 억제시키면서 플라즈마를 발생시키는 방법으로 유전체 장벽(dielectric barrier) 형태가 가장 일반적으로 사용되고 있다.

(1) 유전체 장벽 방전 플라즈마

유전체 장벽 방전 장치는 일정한 간격을 둔 평판의 한쪽과 전극을 절연체(유전체)로 덮여있는 구성으로 되어있으며 교류전압을 걸었을 경우에 일어나는 방전이다. 불꽃방전이나 코로나방전과 같이 방전 사이에서 소리가 나지 않기 때문에 무성방전(無聲放電) 이라고도 불린다. 특히 절연체를 사용하게 되면 직류 전력의 경우 전극을 통한 전류의 흐름이 불가능하므로 교류(AC) 전력을 이용하여 플라즈마를 발생시킨다. 안정적인 플라즈마 발생을 위하여 전극 간 간격은 수 밀리미터로 제한되며 플라즈마 가스는 이 간격 사이로 흘러간다. 유전체 장벽 방전은 전극 사이에 대기압 상태의 공기 또는 특정 기체를 통과시키면서 글로우 방전하여 플라즈마를 생성하는데 전류를 차단하면 플라즈마 생성이 중지되고 활성상태의 입자들이 곧바로 사라지기 때문에 제어가 간단하고 잔류물질을 남기지 않는다. 용도에 따라서 다양한 전극구조 형태를 가질 수 있으며 거의 모든 종류의 가스를 혼합하여 플라즈마를 생성할 수 있다. 또한 장비가 간단하고 방전을 쉽게 발생시킬 수 있으며, 복잡한 펄스 전력 공급기가 없어도 되기 때문에 저렴한 제작비 등의 장점이 있다 [41].

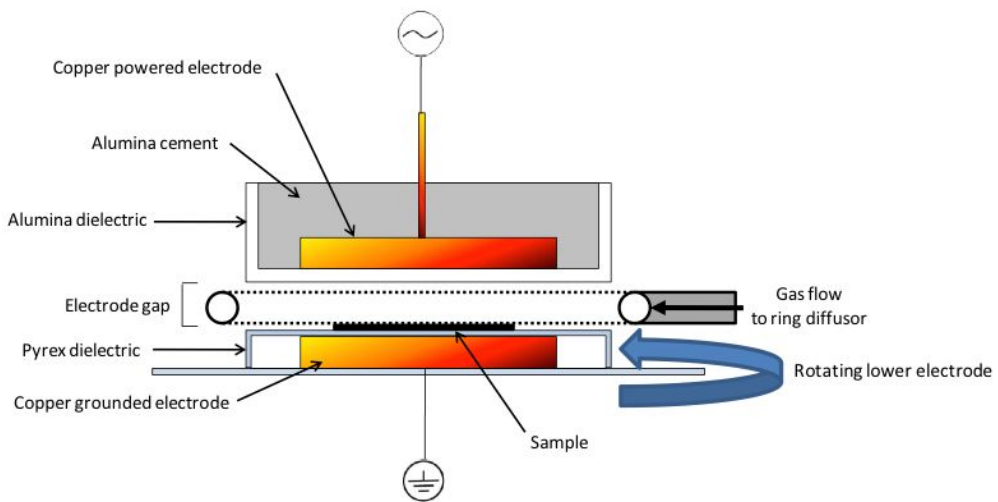


Fig. 1. Dielectric barrier discharge plasma system.

(2) 코로나 방전 플라즈마

코로나는 뾰족한 형태의 음극과 평편한 형태의 대응 전극으로 구성되며 침의 끝단이나 날카로운 전극 구조의 부근에서 발생한다. 음극선에 음의 고압이 인가 되면 이 전극으로부터 방출된 전자들이 입자와 충돌하여 양이온들이 생성되고, 이 양이온은 전기적인 인력으로 인해 음극으로 가속되고 음극과 충돌하여 고 에너지의 이차 전자들을 방출시킨다. 이는 약한 빛을 내는 방전인데 일반적으로 대기압에서 전기장이 충분히 큰 뾰족한 점, 모서리, 또는 얇은 전선 등에서 나타나며 방전은 불균일하며, 일반적으로 강한 전기장, 이온화 그리고 발광은 전극 근처에서 나타난다. 코로나 방식의 전극은 제작이 간단하며, 구조 또한 간단하므로 가격이 저렴하며 대기압 상태에서 가스를 가열하지 않고 플라즈마를 만들어 낼 수 있는 장점이 있다. 하지만 처리할 수 있는 면적의 크기가 작고 이러한 고 에너지 전자와 무거운 입자들은 비탄성 충돌을 일으켜 대기 입자와 반응하여 화학적으로 반응성이 있는 오존과 NO_x 화합물 등의 화학종을 생성하며 살균효과도 미비한 단점이 있다 [42].

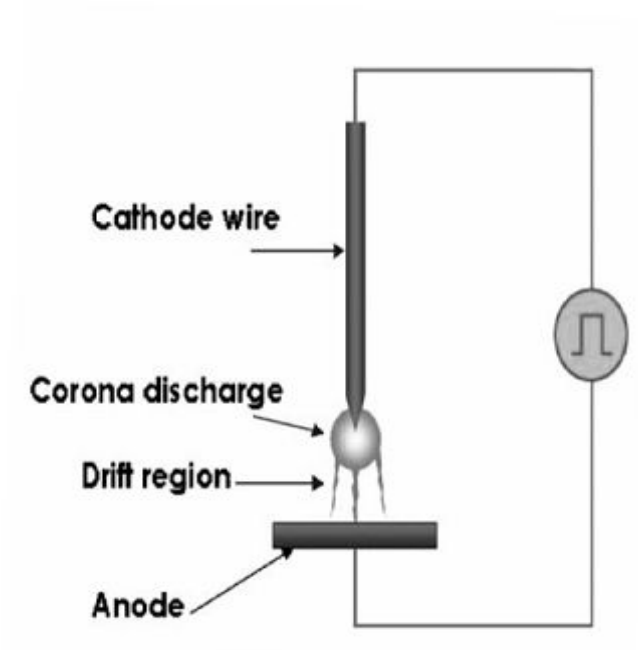


Fig. 2. Corona discharge plasma system.

(3) 아크 방전 플라즈마

아크 방전은 금속의 절단이나 용접, 스크랩 철 용융 등 고온이 필요한 금속 야금 분야에서 오래 전부터 산업적으로 이용되어 왔다. 아크 플라즈마를 노즐과 가스류로 구속하는 장치를 플라즈마 토치라고도 부른다. 아크 플라즈마는 직류 전원을 공급 받는다. 플라즈마 토치는 운전 형태에 따라 분류될 수 있다. 비이행형은 전류를 플라즈마 토치의 전극과 노즐 사이에 흘려 고온의 플라즈마 가스 흐름을 이용하는 운전 형태이며, 이행 형태는 플라즈마 토치의 전극과 피가열물 사이에 통전 운전 형태이다. 또한 플라즈마 토치는 전극 재료와 그 형태에 따라 로드형과 중공형으로 분류된다. 원주 텅스텐 합금과 흑연을 전극으로 하는 것을 로드형, 중공의 구리 전극으로 하는 것을 중공형이라고 부르고 있다. 로드형은 전극 끝에 전극 점이 형성되고, 중공형은 전극 내부에 전극 점이 형성되는 점에 차이가 있다. 아크 플라즈마는 초고온을 쉽게 생성하며 가열 에너지가 가열 장소에서 진행되는 화학 반응에 영향을 받지 않는 등의 다양한 장점이 있다 [43,44].

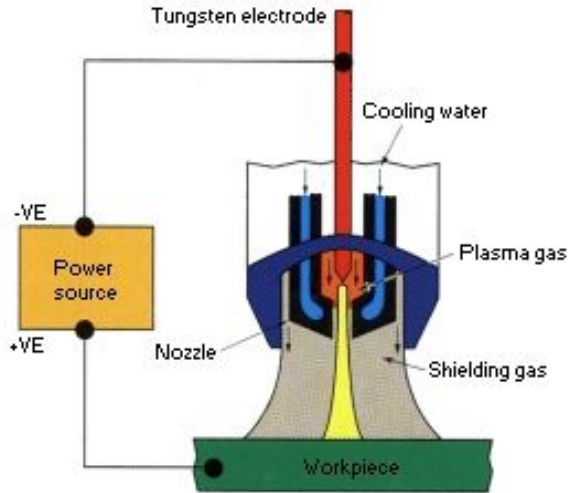


Fig. 3. Arc discharge plasma system.

(4) 대기압 플라즈마 제트

대기압 플라즈마 제트는 방출되는 플라즈마의 크기가 작기 때문에 좁은 공간, 즉 미세 구멍까지 침투하기가 용이하다는 장점이 있다. 이러한 장점으로 생의학 연구에서 민감한 부위나 정밀 처리가 필요한 연구에서 많이 이용되고 있다. 하지만 큰 면적에 대한 균일한 처리가 힘들다는 단점이 있다. 플라즈마 제트는 Helium, Argon 등의 주로 불활성 기체를 운반 가스로 하고, 반응성 가스로서 O_2 , CF_4 , N_2 등을 이용하거나 혹은 두 개 이상의 가스를 혼합하여 플라즈마를 발생시키며 다양한 형태의 전극구조를 갖는 제트 장치의 방전은 대부분 원통형의 공간에 기체를 주입한다. Kanazawa 등 (1988) 은 브러쉬 형태에 상부 전극과 유전체를 씌운 평판 형상의 하부전극 사이에 헬륨을 주입하여 고주파 전원을 인가하였으며 그로 인해 대기압에서 안정적인 글로우 방전을 얻을 수 있음을 보고하였다 [45]. 또한 Argon, Oxygen, Air 등의 기체에서도 펄스 전원을 인가하여 글로우 방전을 얻을 수 있다고 보고하였다 [46]. Selwyn 등 (1998) 은 원통 형상의 방전 간극 사이에 Helium과 Oxygen 등을 혼합하여 13.56 MHz의 RF 전원을 사용하여 전극 표면에 안정적인 글로우 방전을 얻었다. 그 후에 SiO_2 박막 증착이나 식각 및 오염물을 제거하는 연구들을 추가로 발표하였다 [47-50].

2) 플라즈마 소스

플라즈마 발생을 위해서는 가속된 전자에 의한 이온화 반응이 필수적이다. 또한 고밀도의 플라즈마를 공급하고 안정된 공정을 위해선 플라즈마를 순시적으로 제어할 수 있는 가능한 전원공급 장치가 필요하다. 이때 필요한 전기장을 공급하는 방법은 장치의 전원과 장치의 구조 및 주파수와 전극의 형상에 따라 분류된다. 이러한 플라즈마의 종류는 전기장 인가 방식에 있어서 사용되는 주파수에 따라 중주파(Medium frequency), RF, 마이크로웨이브(Microwave) 플라즈마로 나눌 수 있다.

(1) 고전압 플라즈마

고전압 플라즈마 시스템은 사이의 주기와 거리가 짧고 하나의 파형이 두 가지 이온을 만들 수 있으며 긴 시간동안 전기에너지를 저장한 후 압축하여 짧은 시간에 높은 출력의 파워를 발생시킬 수 있다. 또한 수 kHz 내지 60 kHz (중주파)의 교류 신호를 사용한다. 플라즈마를 생성하는 조건에서 주파수와 전압을 조절하기 용이하며 저렴한 설비비용 등의 장점이 있다.

(2) RF(Radio Frequency) 플라즈마

RF로 사용하는 주파수는 대체로 100 kHz로부터 100 MHz 이상까지 다양한 범위의 주파수를 사용하고 있으며 주로 사용하는 주파수는 13.56 MHz이다. 이 장치의 시스템은 전극을 반응기 외부에 두어 어떠한 가스를 사용해도 원활한 플라즈마를 생성할 수 있는 장점이 있지만 반응기의 대규모가 어렵고 장비의 가격이 비싸다는 단점이 있다.

(3) Microwave 플라즈마

마이크로웨이브 플라즈마 시스템은 2.45 GHz의 주파수를 사용하며 배경 기체의 과도한 가열이 없이 높은 이온화도의 플라즈마 발생이 가능하다. 또한 내부 전극이 없이 방전이 가능하며 전기적인 간섭에 의한 방해가 적은 장점이 있다.

III. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

(1) 티타늄

본 실험에서는 상업적으로 사용되는 순수 티타늄 원판(NSC CP Ti, grade 2, Japan)을 직경 12 mm 로 가공하여 시료로 사용하였고, #60 에서부터 #600 grit 까지 SiC 연마지로 습식 연마하였다. 연마한 시료는 아세톤과 에탄올을 1:1 비율로 혼합한 용액에 15 분 동안 초음파 세척하였다. 그 후 3 차 탈 이온수로 세정하고 60 °C 의 건조 오븐에서 24 시간 동안 건조하였다. Fig. 4는 기계적 연마 후 세척, 건조한 티타늄 원판의 실물사진을 나타내었다.

(2) 황색포도상구균 분양

본 실험에서는 황색포도상구균(*Staphylococcus aureus*: *S. aureus*, ATCC3881, 대전미생물자원센터, Korea)을 사용하였다. 동결건조 된 미생물을 LB배지(Lurid Bertani medium: LB)에 접종하여 24 시간 동안 37 °C 의 인큐베이터에서 키운 뒤 총 네 차례 연속 계대 배양하여 미생물의 활성도를 높였다.

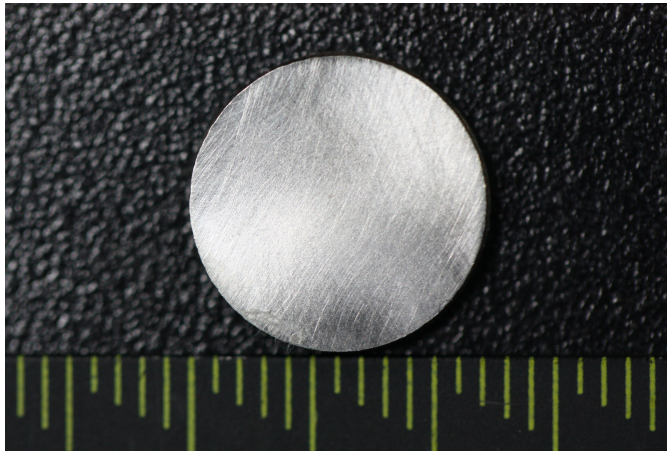


Fig. 4. Titanium disc after mechanical polishing.

2. 대기압 플라즈마 제트 실험 장치

(1) 장치구성

본 실험에서 사용되는 AC 고전압 전원장치(HVPS06002, 파워앰플라즈마)를 사용하였다. 고전압 전원장치는 가변형 주파수 15~25 kHz 와 0~6 kV 로 조절이 가능하며 전원공급단자와 접지전극으로 구성되어있다. 플라즈마의 일정한 조사를 위해 X-Y moving stage(M4T, Korea)장치를 사용하였고 플라즈마 제트의 발생 가스는 MFM (Horiba, Japan)를 이용하여 유량을 조절하였다. 실험에 사용된 가스는 아르곤(Argon, purity of 99.999 %), 질소(Nitrogen, purity of 99.9 %), 산소(Oxygen, purity of 99.95 %)으로 아주산소에서 구입하여 사용하였다.

(2) 대기압 유전체 장벽 방전 저온 플라즈마 제트

대기압 유전체 장벽 방전 저온 플라즈마 제트의 발생장치는 Fig. 5와 같으며 모식도는 Fig. 6에서 나타내었다. 유전체 장벽 방전을 발생시키기 위해 석영관을 이용하였고 길이 9 cm, 내경 4 mm, 외경 6 mm 로 제작하였으며 플라즈마가 방출되는 노즐의 끝 부분은 내경 2 mm 로 축소하여 제작하였다. 내부 고전압 전극은 석영관 안에 비치시켰고 전극의 모양과 성질은 길이 6 cm 와 1 mm 의 구멍이 있는 알루미늄 원형 관을 선택하였다. 원형 관은 가스가 지나갈 수 있는 통로를 만들기 위해서 사용되었다. 구리판을 링 형태로 제작하여 접지 전극으로 사용하였으며 접지 전극은 내부 전극의 끝과 평행하도록 위치하였으며 전원공급 단자는 내부 전극에 연결되며 접지전극은 외부전극에 접지시켰다.

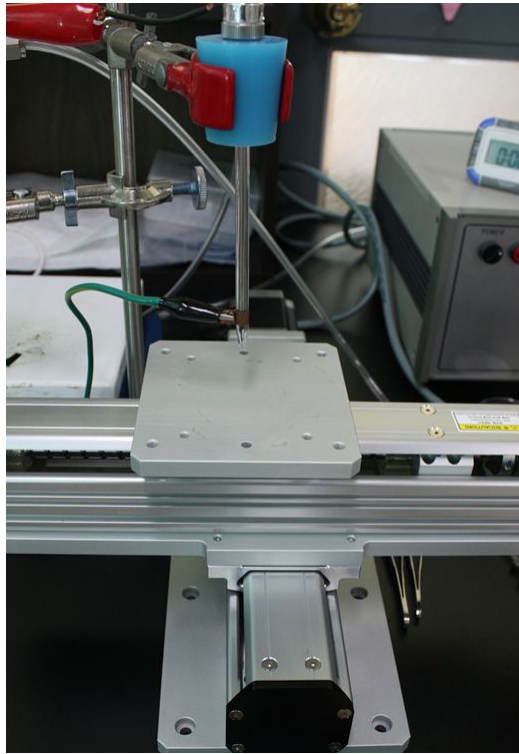


Fig. 5. The photograph of plasma jet device.

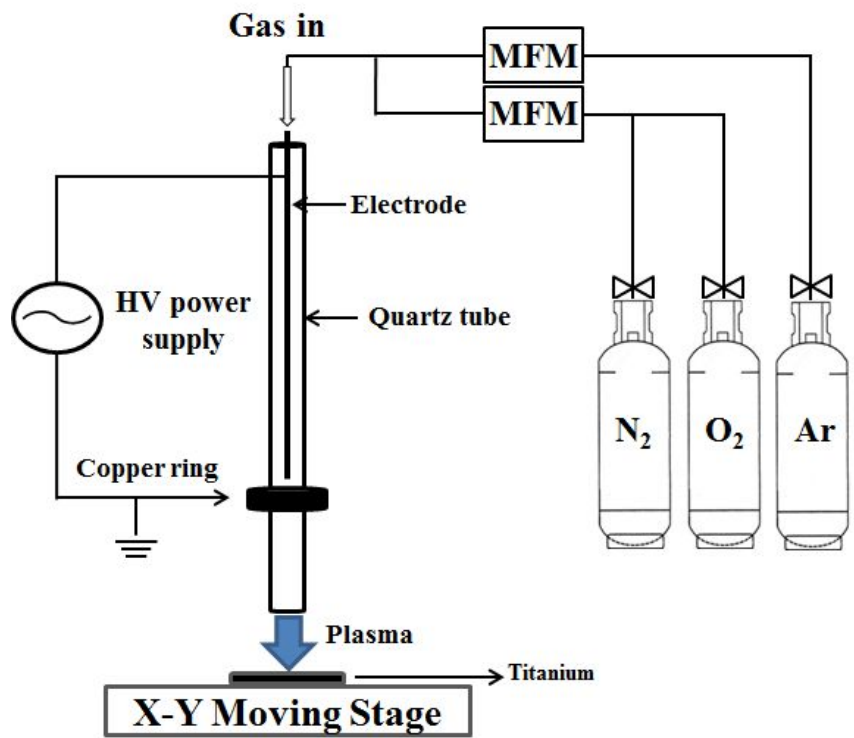


Fig. 6. Schematic diagram of atmospheric pressure dielectric barrier discharge plasma jet.

3. 대기압 플라즈마 제트의 온도 측정

플라즈마에서 방출되는 불꽃의 온도가 미생물 살균에 영향을 미칠 정도로 높은 온도인가를 확인하기 위하여 플라즈마 제트에서 방출되는 불꽃의 온도를 측정하였다. 플라즈마 불꽃의 온도는 열화상 카메라(FLIR System, Canon, Japan)를 이용하여 측정하였다. 정확한 온도를 측정하기 위해 거리 30 cm, 상대 습도 50 %, 대기 온도 25 °C로 프로그램을 조정한 후 플라즈마 조사 시간에 따른 표면의 온도변화와 유량에 따른 온도변화를 각각 측정하였다. 조사 시간은 10, 20, 30, 60, 90, 120, 180, 240, 300 초로 각각 설정 하였으며, 가스유량은 2, 2.5, 3, 4 L/min으로 구분하여 측정하였다.

4. 플라즈마 불꽃 성분 분석

플라즈마 방출과정에서 발생하는 활성종은 광학 방출 분석법(OES: Optical emission spectroscopy , Avaspec-3648, Avantes Inc. Netherlands; with spectra range from 200 nm to 1100 nm)을 이용하여 플라즈마가 방출되는 불꽃의 끝에서 측정하였다.

5. 대기압 플라즈마 제트를 이용한 살균

(1) 티타늄 표면에 황색포도상구균 침착

티타늄위에 미생물을 침착시키기 위해 멸균된 12 well plate에 티타늄을 넣은 후 LB배지를 4 ml와 황색포도상구균 0.4 ml를 접종하였다. 접종 된 티타늄을 24 시간동안 37 °C 의 인큐베이터에서 배양한 후 꺼내어 PBS(Phosphate buffer saline, Welgen, Korea)로 가볍게 흔들어서 액체 배지 속에 존재하는 미생물을 떼어내었다. 황색포도상구균이 침착된 티타늄은 실온에서 20 분간 건조한 뒤에 플라즈마 처리하였다.

(2) 대기압 유전체 장벽 방전 저온 플라즈마 제트 살균 조건

황색포도상구균이 침착된 티타늄은 Ar 3 L/min, Ar 3 L/min + N₂ 30 ml/min, Ar 3 L/min + O₂ 30 ml/min 총 세 그룹으로 나누었다. 플라즈마 제트의 방전부와 재료의 간격은 10 mm, 전압 6 kV, 주파수 19 kHz로 고정한 후 60, 180, 300 초로 각각 처리하였다.

(3) 황색포도상구균에 대한 플라즈마의 살균 효과 분석

플라즈마 처리된 티타늄을 PBS 10 ml 이 담긴 튜브에 넣은 후 초음파 세척기를 이용하여 표면에 붙은 미생물을 떼어내었다. 그리고 PBS를 이용하여 10⁵ 배까지 희석한 후 한천배지(Agar plate)에 접종 하였으며 24 시간 동안 37 °C 의 인큐베이터에서 배양하였다.

6. 플라즈마 처리된 황색포도상구균의 형상 관찰

플라즈마 살균 처리된 황색포도상구균을 2.5 %의 파라포름알데히드 (Paraformaldehyde, Electron Microscopy Sciences 15714)와 글루타르알데히드 (Glutaraldehyde, Sigma Aldrich G5882)의 혼합용액으로 2 시간 고정하여 주었다. 용액을 제거한 후 10 분 동안 PBS를 이용하여 세척하여 준 뒤 1 % 사산화 오스뮴(Osmium tetroxide, Sigma Aldrich 201030)을 이용하여 30 분 동안 고정 과정을 진행하였다. 그리고 70 %, 90 %, 95 %, 100 % 의 알코올을 준비하여 차례대로 건조시켜 주었고 HMDS(hexa-methyl-di-silazane, Fluka, 52619)를 이용하여 샘플 위에 남아있는 알코올을 제거하여 건조과정을 마무리 하였다.

전계방출주사전자현미경(Field Emission-Scanning electron microscopy: FE-SEM, S-4700, Hitachi, Japan)을 이용하여 플라즈마 처리된 미생물의 표면 형상을 관찰하였다.

IV. 실험결과

1. 플라즈마 제트의 온도변화

Fig. 7은 플라즈마 조사 시간에 따른 표면의 온도변화를 측정한 결과를 그래프로 나타내었다. 대기 온도 25 °C를 기준으로 하였으며 플라즈마를 300 초 동안 조사 하였을 때 2 L/min 에서는 약 36.4 °C 를 나타내었으며 11 °C 상승하였다. 3 L/min은 31.8 °C, 4 L/min은 30.2 °C 로 낮은 온도를 나타내었다.

Fig. 8은 유량에 따른 플라즈마 불꽃의 온도를 나타낸 적외선 화상사진이다. 아르곤가스 2 L/min 의 유량을 흘려주었을 때 플라즈마의 온도는 36.4 °C 를 나타내었다. 또한 2.5 L/min, 3 L/min, 4 L/min에서 각각 35.6 °C, 31.6 °C, 31 °C 를 나타내었다. 유량이 증가함에 따라 플라즈마 불꽃의 온도가 점차적으로 낮아지는 것을 확인할 수 있다. 본 실험에서는 고온에서 미생물의 변형을 막기 위해 31.6 °C 의 낮은 온도를 나타내며 적은 유량으로 플라즈마를 발생시킬 수 있는 3 L/min 을 기준으로 하였다.

Fig. 9는 아르곤가스와 아르곤가스에 질소가스 또는 산소가스를 혼합하여 방출되는 플라즈마 불꽃의 발광 색을 나타낸 사진이다. 아르곤가스를 사용하였을 때 플라즈마 불꽃에서는 연한 보라색으로 나타났으며 질소가스 또는 산소가스를 혼합한 플라즈마 불꽃에서는 진해짐과 연해짐을 확인할 수 있었다.

Fig. 10은 플라즈마 방출시 나타나는 불꽃의 길이를 측정한 결과이다. 아르곤가스 3 L/min 에서 약 15 mm 의 플라즈마 불꽃이 나타나는 것을 확인할 수 있었다.

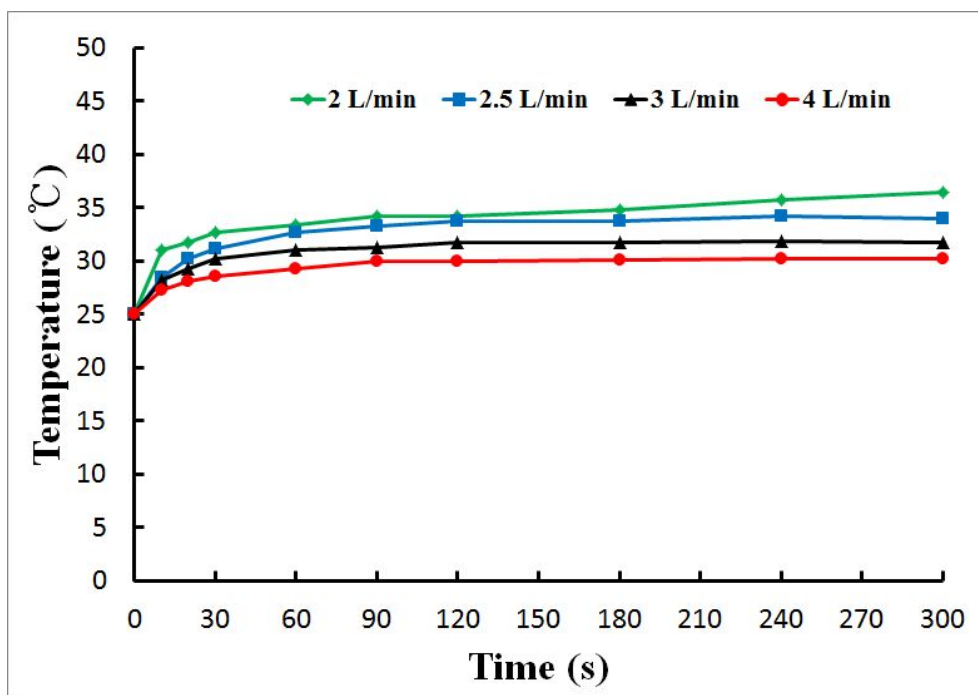
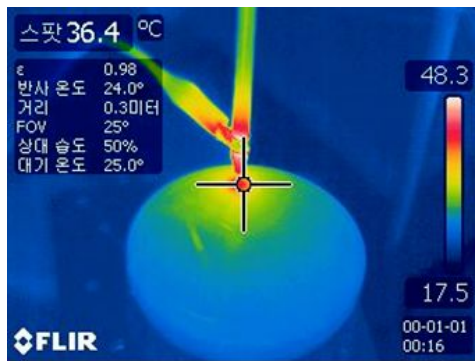
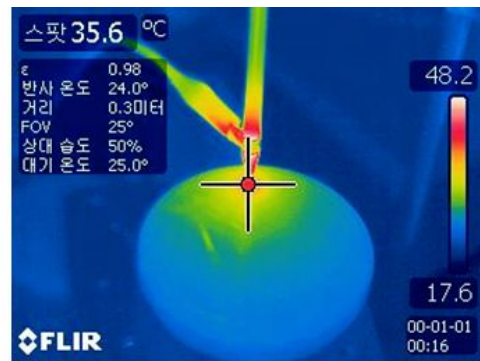


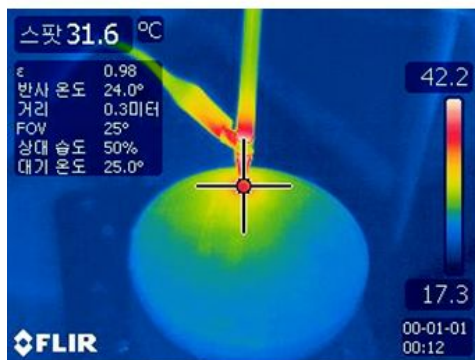
Fig. 7. Temperature of the plasma in accordance with the irradiation times.



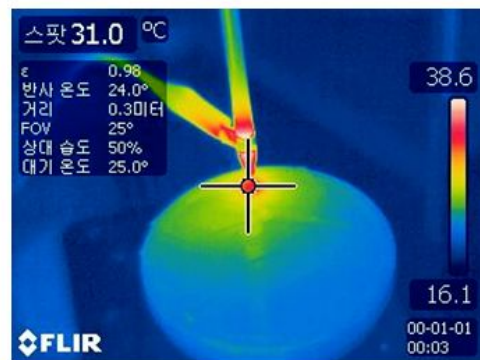
2 L/min



2.5 L/min



3 L/min



4 L/min

Fig. 8. Temperature changes of the plasma in accordance with the gas flow rate.

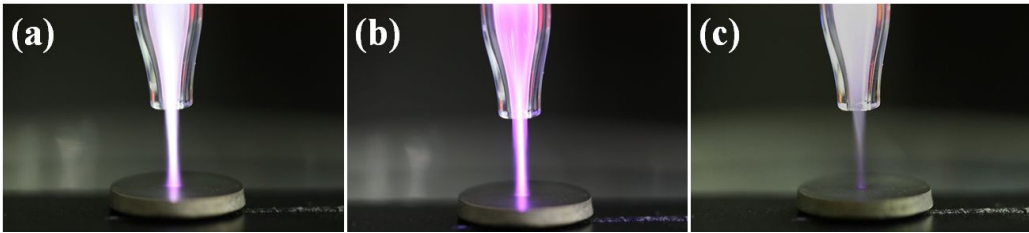


Fig. 9. Plume of plasma (a) Ar, (b) Ar/N₂, and (c) Ar/O₂.

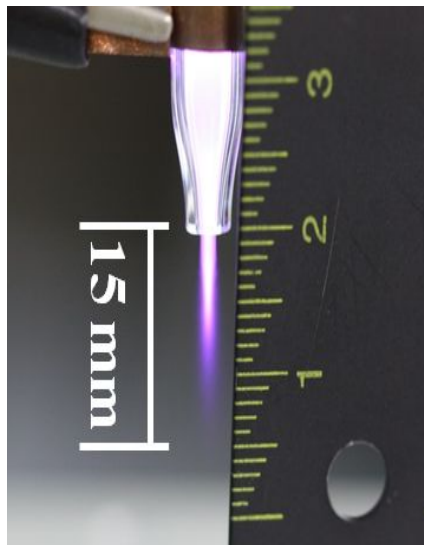


Fig. 10. Length of plasma jet plume.

2. 플라즈마 불꽃 성분 분석

플라즈마 불꽃의 방출과정에서 발생하는 활성 종을 광학 방출 분석법(OES)으로 나타내었다. 300 nm 부터 450 nm 사이의 피크들은 질소가스와 관련된 피크들이며, 700 nm 부터 850 nm 사이의 피크들은 아르곤 가스와 관련된 피크들이다.

Fig. 11은 아르곤 가스를 이용하여 플라즈마를 방출 시켰을 때의 OES 결과 값을 나타낸 것이다. 진공이나 밀폐된 공간이 아닌 대기 중에서 플라즈마를 발생 시켰기 때문에 대기 중의 질소와 관련된 피크들이 관찰되었다.

Fig. 12는 아르곤 가스에 질소 가스를 혼합하여 나타난 OES 결과 값이다. 300 nm 부터 450 nm 사이에서 질소와 관련된 피크들이 아르곤이 비해 높은 피크가 나타나는 것을 확인할 수 있었다.

Fig. 13은 아르곤 가스에 산소 가스를 혼합하여 나타난 OES 결과 값이다. 산소를 혼합하였을 시 OES 에서 새로운 피크는 발견되지 않았으며 아르곤의 피크들이 감소하는 것을 알 수 있었다.

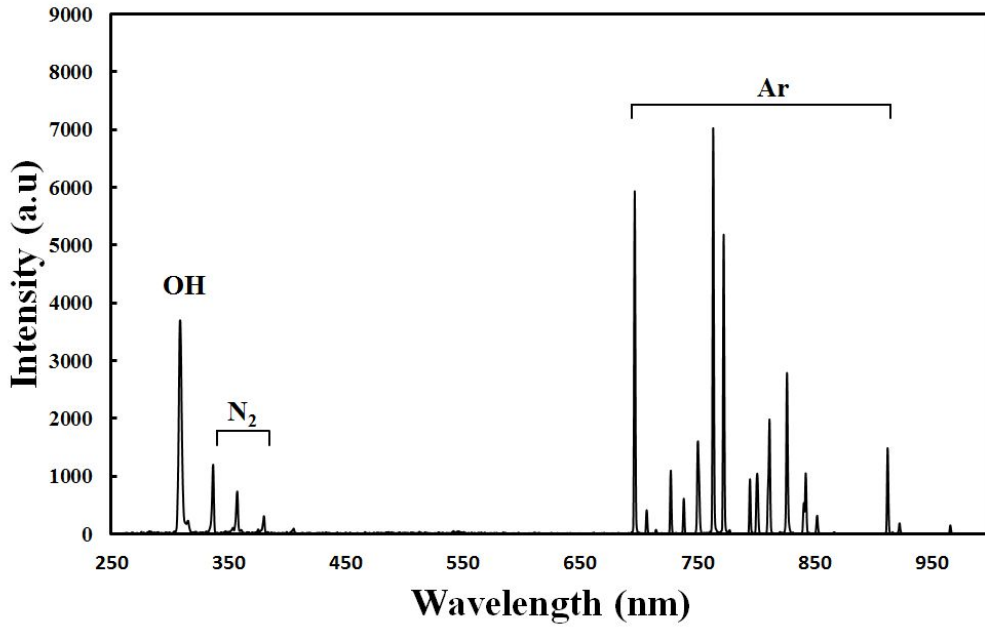


Fig. 11. Optical emission spectrum of argon.

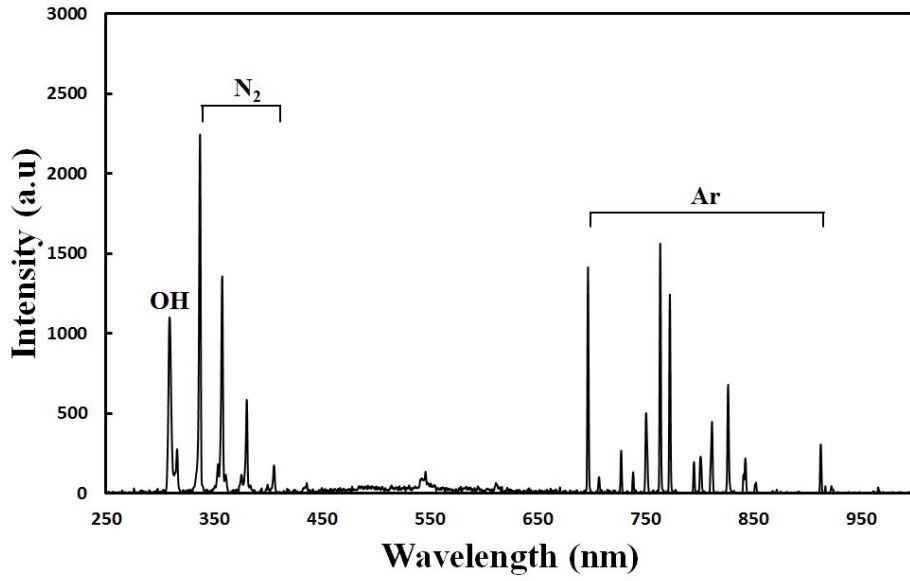


Fig. 12. Optical emission spectrum of argon with nitrogen.

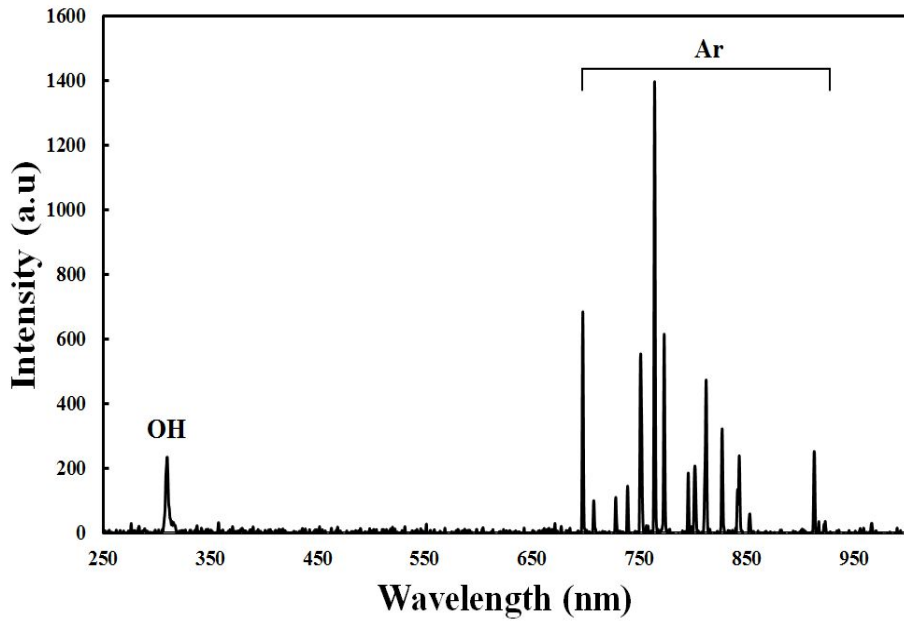


Fig. 13. Optical emission spectrum of argon with oxygen.

3. 플라즈마 처리된 황색포도상구균의 살균 효과

Fig.14는 플라즈마 조사 시간에 따른 황색포도상구균의 살균 효과를 나타낸 그래프이다. 티타늄에 침착된 황색포도상구균의 초기 집락형성단위(CFU: Colony forming unit)의 값은 5.3×10^7 이다. 아르곤 플라즈마를 60 초 동안 조사하였을 때의 CFU는 4.2×10^6 이었으며 조사 시간이 증가할수록 4×10^5 , 1×10^4 으로 CFU 값이 점차적으로 감소하는 결과를 나타내었다. 질소가스를 혼합한 그룹에서는 60 초에서 4.3×10^6 으로 180, 300 초 각각 2.5×10^5 , 4×10^3 으로 아르곤 그룹보다 CFU 값이 감소하는 것을 알 수 있었다. 산소를 혼합한 그룹에서는 플라즈마를 60 초 동안 조사 하였을 때 CFU의 값은 1.4×10^5 으로 나타났으며 180 초 동안 조사 하였을 때의 값은 3.5×10^3 으로 아르곤과 질소의 두 그룹보다 낮은 CFU 값을 나타내었다. 또한 플라즈마를 300 초 동안 조사 하였을 때 완전한 살균 효과를 얻을 수 있었다.

Fig. 15는 플라즈마 조사 시간에 따른 황색포도상구균을 고체배지에서 배양시켜 미생물의 활성을 측정한 사진이다. Fig. 14와 마찬가지로 아르곤 플라즈마 처리 시간이 증가할수록 황색포도상구균의 콜로니 수는 점차적으로 감소하는 것을 알 수 있었다. 질소를 혼합한 그룹에서도 아르곤 그룹과 비슷한 양상을 보이는 것을 알 수 있었다. 산소를 혼합한 그룹에서는 60 초 처리부터 콜로니 수가 플라즈마 60 초 처리된 아르곤 그룹과 질소 혼합 그룹보다 더 많이 감소한 것을 보여주었으면 180 초 처리 시 콜로니 수가 급격하게 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 또한 산소를 혼합한 그룹에서 플라즈마 300 초 처리 시 완전한 살균이 이루어졌음을 볼 수 있다.

Fig. 16부터 18까지는 아르곤가스에 질소 및 산소가스를 혼합하여 방출된 플라즈마에서 조사 시간에 따른 황색포도상구균의 표면을 FE-SEM으로 측정된 사진이다. 왼쪽 사진 a부터 i까지는 황색포도상구균을 1만 배 확대한 사진이며 오른쪽 사진 a-1부터 i-1까지는 2만 배 확대한 사진이다. 황색포도상구균의 크기가 약 $0.5 \sim 1.2 \mu\text{m}$ 이며 포도송이 같이 둥근 원형의 형태와 균락으로 형성된다. Fig. 15 (a, a-1)에서 원형과 균락을 형성한 것을 알 수 있다. 아르곤 플라즈마

로 60 초 처리된 그룹 (b, b-1)에서는 황색포도상구균의 벽이 파괴되는 것을 확인 할 수 있었다. 플라즈마 조사 시간이 길어질수록 많은 수의 황색포도상구균이 파괴되는 것을 확인 할 수 있었다. 질소를 혼합한 그룹 (e-g, e1-g1)에서는 아르곤 그룹과 비슷하게 플라즈마 조사 시간이 길어질수록 많은 수의 황색포도상구균의 벽이 파괴되는 것을 확인 할 수 있었다. 산소를 혼합한 그룹에서는 아르곤 그룹과 질소를 혼합한 그룹 보다 많은 수의 황색포도상구균의 벽이 파괴된 것을 확인 할 수 있었다. 또한 플라즈마 300 초 조사 시 거의 대부분의 벽이 파괴된 것을 확인 할 수 있었다.

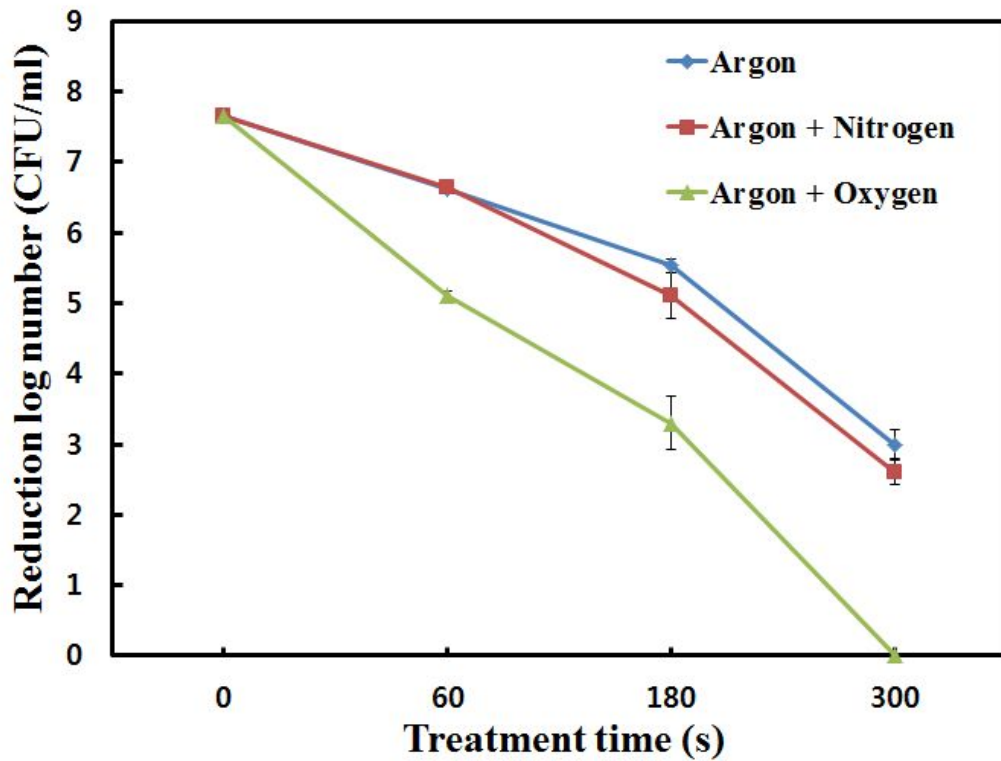


Fig. 14. The inactivation of *S. aureus* on agar plates by atmospheric pressure dielectric barrier discharge plasma jet at various conditions.

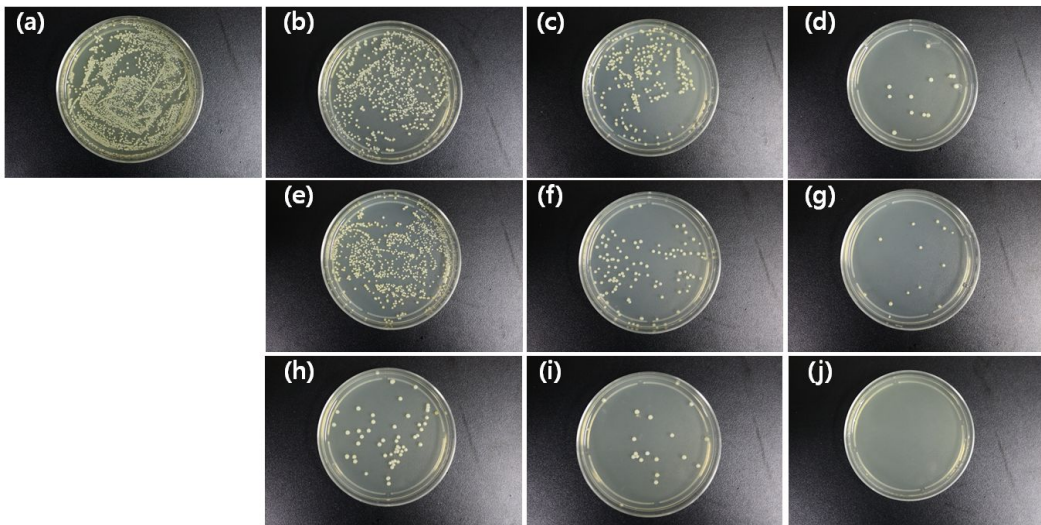


Fig. 15. Appearance of the agar plates after incubation for 24 h
 (a) control, (b) plate exposed to Ar plasma 1 min, (c) 3 min,
 (d) 5 min, (e) Ar/N₂ 1 min, (f) 3 min, (g) 5 min, (h) Ar/O₂ 1
 min, (i) 3 min, and (j) 5 min.

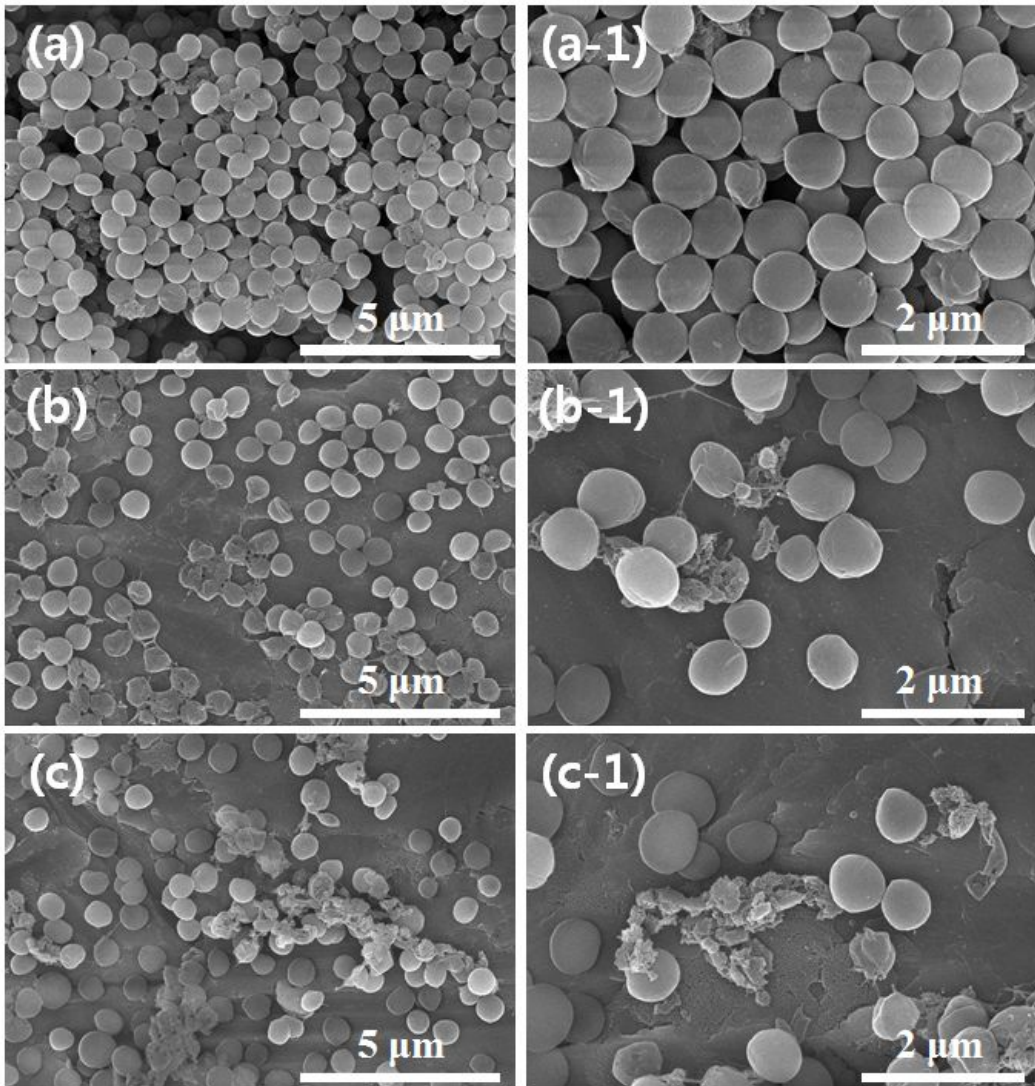


Fig. 16. Scanning electron microscopy images ($\times 10,000$, $\times 20,000$) of the morphology of *S. aureus* (a, a-1) control, (b, b-1) Ar plasma treatment for 1 min, and (c, c-1) 3 min.

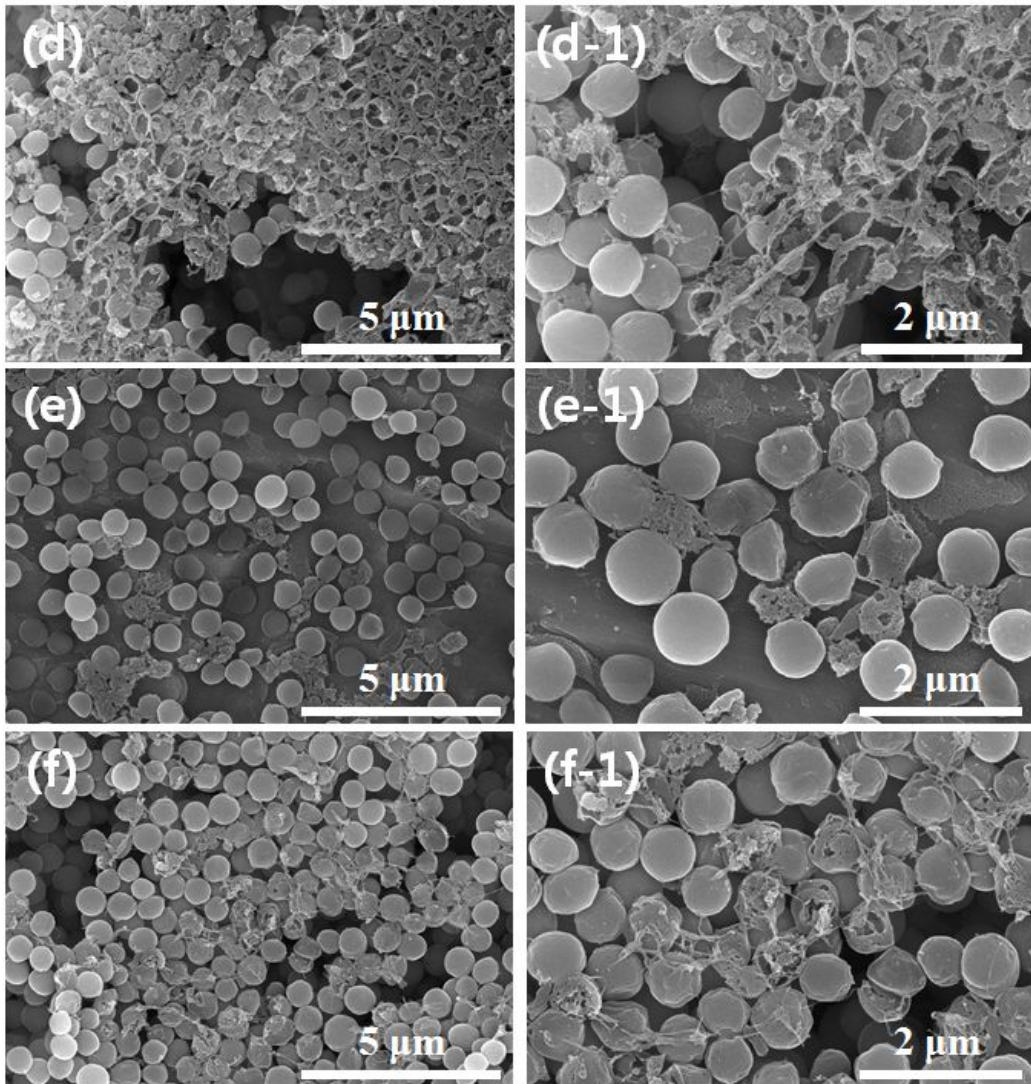


Fig. 17. (d, d-1) Ar plasma treatment for 5 min, (e, e-1) Ar/N₂ plasma treatment for 1 min, and (f, f-1) 3 min.

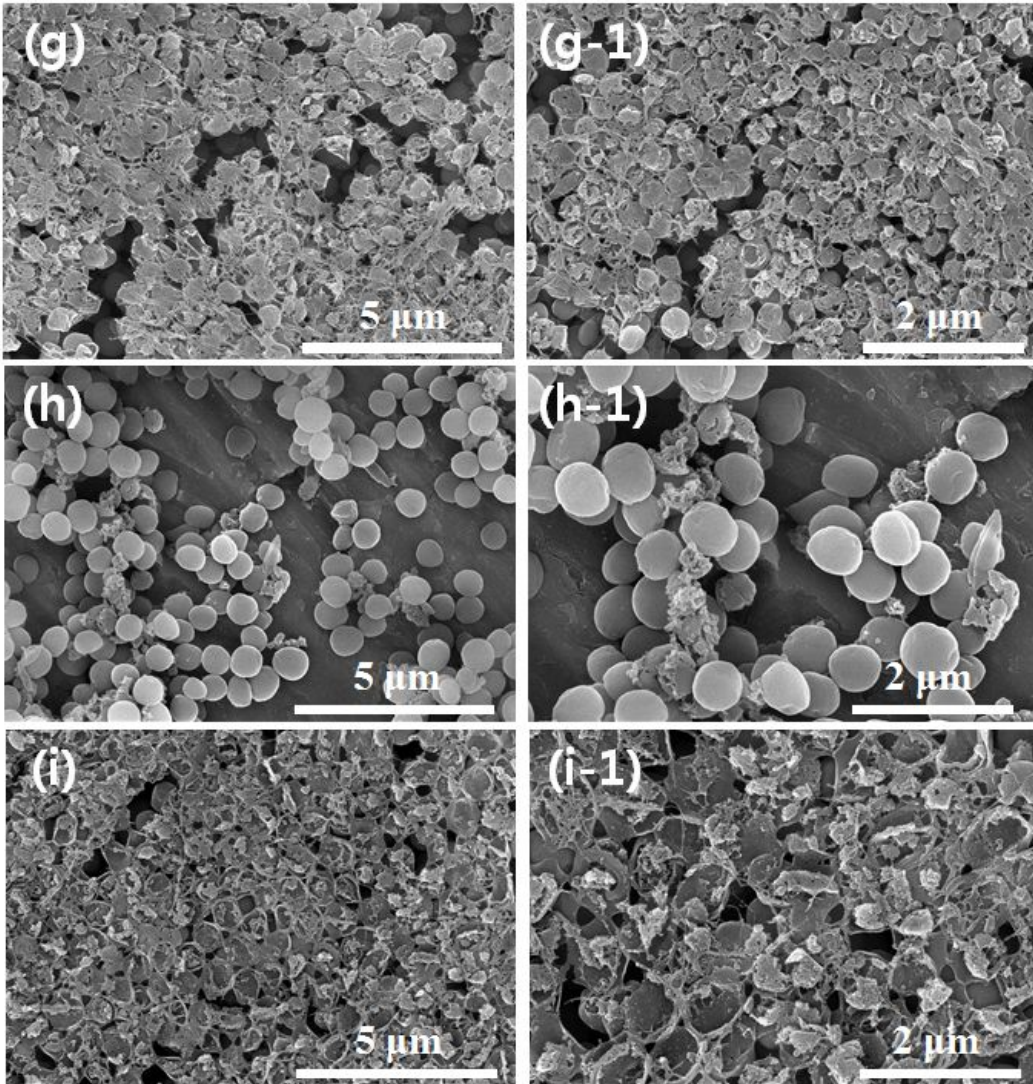


Fig. 18. (g, g-1) Ar/N₂ plasma treatment for 5 min, (h, h-1) Ar/O₂ plasma treatment for 1 min, and (i, i-1) 3 min.

V. 고찰

유전체 장벽 방전은 한 개의 전극을 공기 중에 노출시키고 다른 전극은 유전체 내부에 삽입하여 두 전극사이에서 플라즈마를 생성하는 방법이다. Enloe 등 (2004) 에 의하면 플라즈마 생성 중에서 큰 변수로 유전체의 두께, 재료 등이 있고 두 전극의 간격이나 배치 형태 등 여러 가지 변수에 따라 성능의 차이가 발생한다고 서술하였다 [51]. 유전체 장벽 방전 플라즈마 방식은 보다 낮은 공급 에너지 밀도를 가지고 있어 비-평형 조건에서도 동작이 가능하고 낮은 방전 개시전압에서도 발생할 수 있으며 복잡한 전력 공급기가 없어도 플라즈마가 발생되기 때문에 다양한 곳에서 이용되고 있다. 특히 이러한 원리를 통해 가스의 온도는 상온에 가깝게 유지하면서 전자온도는 매우 높게 할 수 있어 재료의 표면에 열에 의한 피해 없이 처리가 가능하다 [52]. 저온 대기압 플라즈마 제트는 디스플레이 및 반도체 공정, 재료 표면 개질 등 다양한 곳에서 많이 사용되고 있다. 근래에는 살균과 멸균을 목적으로 의료산업에 응용되고 있다. 플라즈마는 하전입자, 라디칼, 전류, 산소 라디칼 등을 포함하는 화학종으로 치아미백과 미생물 파괴, 혈액 응고, 상처 치료 등으로 활용되어 연구되고 있다 [53]. 플라즈마를 의학 분야에서 활용하기 위해선 몇 가지 중요한 요소들이 있다. 장치의 소형화, 장치 제어의 용이성, 인체에 대한 안정성 등으로 나눌 수 있다. 플라즈마 제트 장치의 소형화와 낮은 전류의 제어를 통해 전기적인 안정성 확보는 무엇보다 중요한 과제이다 [54,55].

본 연구에서 제작된 유전체 장벽 방전 저온 대기압 플라즈마 제트는 성공적으로 제작되었음을 알 수 있었다. 석영관을 이용하여 플라즈마 제트의 크기를 소형화로 제작하였으며 전압 6 kV, 주파수 19 kHz 조건에서 아르곤 가스를 이용하여 플라즈마 방전에 성공하였다.

본 연구에서는 아르곤 가스를 이용하여 플라즈마 제트의 온도를 측정하였다. 유량 2 L/min 에서는 36.4 °C 의 온도를 확인하였고 3 L/min 에서는 31.6 °C 를 나타내었다. 또한 플라즈마 제트의 길이는 약 15 mm 를 나타내었다. 김상훈 등 (2014), Allam 등 (2014) 의 연구에 의하면 아르곤 가스의 하전 된 이온 및 전자들이 대기 중의 아르곤 중성입자들과 충돌을 하게 되고 평균자유행로(기체분

자가 자유전자와 다른 입자와 충돌하지 않고 움직이는 평균적인거리)가 감소함에 따라 가속하는 아르곤의 이온에너지는 크지 않기 때문에 고 에너지를 얻기 힘들다고 서술하였다 [56,57]. 그래서 가스의 유량이 증가할수록 플라즈마의 온도와 길이에 영향을 주는 것으로 추측할 수 있다. Guo 등 (2012) 의 연구에 의하면 세포 내의 많은 분자들의 활동은 온도에 영향을 받으며 그 활성도에 있어 요구되는 온도를 벗어나게 되면 세포를 구성하고 있는 단백질의 변성으로 인해 치명적인 영향을 미칠 수 있다고 서술하였다 [58]. 그러나, 본 실험에서 측정된 플라즈마 온도는 미생물의 생육에 영향을 주지 않는 조건이므로 플라즈마 방전에서 생성되는 활성종에 기인할 것으로 예상할 수 있다.

본 연구에서 아르곤 그룹과 질소를 함유한 그룹에서 플라즈마 불꽃의 높은 발광을 관찰 할 수 있었다. 하지만 산소를 함유한 그룹에서는 발광세기가 감소하는 것을 확인 할 수 있었다. A. grill (1994), 김진기와 김윤기 (2015) 에 의하면 일반적으로 산소가스는 플라즈마 퀸칭가스(Quenching gas: 소멸가스)로 알려져 있으며 산소는 플라즈마를 만들고 유지하는 전자와 쉽게 결합하여 음이온을 만들 수 있어 플라즈마 내 전자의 밀도를 감소시키게 된다. 따라서 플라즈마 발생 전압이 증가하고 플라즈마 밀도가 감소하게 된다고 서술하였다 [59,60]. 그러므로 산소를 함유한 그룹에서 다른 두 그룹보다 플라즈마 불꽃의 발광이 약해짐을 설명할 수 있다.

광학 방출 분석법(OES)을 이용하여 0A 피크 (304 nm)와 질소 피크 (300-450 nm), 그리고 아르곤 피크 (700-850 nm)를 확인할 수 있었다. 또한 220 nm 에서 280 nm 영역의 자외선 방출은 관찰 되지 않았다. Gil 등 (2007)와 Nascimento 등 (2014) 의 연구에 의하면 0A 피크는 가스 안에 있는 수증기나 공기 중의 물 분자와 결합하여 생성된다고 언급하였다 [61,62]. 아르곤 가스를 이용한 플라즈마의 발광 피크는 세 그룹 모두 유사한 결과를 나타내었다. 아르곤 그룹에서 질소가스와 관련된 피크들이 관찰되는 이유는 밀폐된 반응기를 사용하지 않고 대기 중에서 플라즈마를 발생시켰기 때문에 대기 중의 질소 피크가 관찰 되었다. [60]. 아르곤 그룹과 비교하였을 때 질소를 함유 그룹에서는 300 nm 에서 450 nm 까지 피크 값이 더 크게 관찰되는 것을 알 수 있었다. Rahul 등 (2005) 의 연구에 의하면 315, 337, 357, 375, 380, 399, 405, 426, 434 nm 에서 관찰되는

피크들은 질소분자활성종(N_2^*)에 의한 발광이라고 서술하였다 [63]. 산소가 함유된 OES의 피크에서는 777, 844 nm에서 나타나는 산소 피크가 관찰되지 않았다. 이러한 이유는 위에서 언급한 바와 같이 플라즈마의 밀도가 증가함에 따라 발광의 강도가 낮아지기 때문에 상대적으로 낮은 발광에서 측정하기가 힘들기 때문이라고 추측할 수 있다 [60].

본 연구에서는 아르곤 가스에 질소, 그리고 산소 가스를 혼합하여 황색포도상구균의 살균을 조사하였다. 아르곤 가스만을 사용한 그룹보다 질소와 산소 가스를 혼합한 그룹에서 모두 높은 살균 효과를 보여주었다. 또한 FE-SEM을 이용하여 황색포도상구균의 표면을 관찰하였을 때 세포의 벽이 파괴된 것을 확인할 수 있었다. 이러한 살균 효과는 플라즈마에서 방출된 활성종 및 라디칼에 의한 것으로 알 수 있다. 손향호와 이원규 (2011), Conrads 등 (2000), Braithwaite (2000)에 의하면 플라즈마의 산소라디칼이 다른 산소 이온과 결합하여 오존을 발생시키며 또한 플라즈마로 가속된 전자는 산소 분자와 충돌하여 산소 이온이나 산소 원자 이온으로 분리되어 불안정한 상태에서 주위의 전자와 결합하여 산소 라디칼이나 오존을 만들게 된다고 언급하였다. 이렇게 생성된 오존은 살균대상 유기체의 세포막을 손상시켜 세포막의 구조가 변화하여 침투성을 증가시키거나 세포내의 내용물을 누출시켜 용해되게 하여 활성 저하를 나타낸다고 하였다 [64-66]. 또한 Xiaohu 등 (2013)의 논문에 의하면 플라즈마에서 생성된 활성종들이 미생물의 세포벽을 공격하고 박테리아의 표면에 충격을 가하여 손상을 입히며 세포 표면에 크랙이나 구멍을 만든다고 서술하였다. 본 실험에서도 FE-SEM을 이용하여 측정된 황색포도상구균의 표면형태도 위와 유사한 결과를 나타내었다 [67].

VI. 결론

본 연구에서는 대기압 유전체 장벽 방전 저온 플라즈마 제트를 개발하였고 티타늄 표면에 침착된 황색포도상구균에 저온 플라즈마 제트를 이용하여 살균 효과를 조사하여 다음과 같은 결과를 도출하였다.

(1) 플라즈마 제트는 가스유량에 따라 온도가 낮아짐을 알 수 있었고 플라즈마를 300 초 동안 조사 하였을 때에도 표면의 온도는 일정하게 유지하는 것을 알 수 있었다. 따라서 열에 의한 미생물의 파괴가 아닌 플라즈마에서 생성되는 활성종에 의한 살균효과 임을 알 수 있었다.

(2) 유전체 장벽 방전 저온 플라즈마 제트에서 발생하는 활성종이 미생물의 형상과 세포벽을 파괴하고 그로 인해 미생물의 비활성화에 기여하는 것을 알 수 있었다.

(3) 특히 산소 가스를 함유한 그룹에서 미생물의 살균 효과는 아르곤 그룹과 질소 함유 그룹보다 더 빠른 살균 효과를 나타내는 것을 알 수 있었다.

결론적으로 유전체 장벽 방전 기술을 이용한 저온 플라즈마 제트는 활성종을 생성하여 박테리아나 미생물을 비활성화 시키며 이러한 기술은 기존의 살균법을 대처할 수 있는 유용한 기술로서 사용 될 것으로 사료된다.

【참고문헌】

1. C. W. Kan, C. H. Kwong, and S. P. Ng (2015). Surface modification of polyester synthetic leather with tetramethylsilane by atmospheric pressure plasma. *Applied Surface Science*. **346**:270-277.
2. S. H. Kim, S. P. Hannula, and S. W. Lee (2012). Effects of the sliding conditions on the tribological behavior of atmospheric plasma sprayed Al₂O₃-15 wt % ZrO₂-CaF₂ composite coating. *Surface and Coatings Technology*. **210**:127-134.
3. G. Fridman, M. Peddinghaus, H. Ayan, A. Fridman, M. Balasubramanian, A. Gutsol, A. Brooks, and G. Friedman (2006). Blood coagulation and living tissue sterilization by floating-electrode dielectric barrier discharge in air. *Plasma Chemistry and Plasma Processing*. **26**:425-442.
4. A. B. Shekhter, V. A. Serezhenkov, T. G. Rudenko, A. V Pekshev, and A. F. Vanin (2005). Beneficial effect of gaseous nitric oxide on the healing of skin wounds. *Nitric Oxide*. **12**:210-219.
5. G. Daeschlein, T. V. Woedtke, E. Kindel, R. Brandenburg, K. D. Weltmann, and M. Jünger (2010). Antibacterial activity of an atmospheric pressure plasma jet against relevant wound pathogens in vitro on a simulated wound environment. *Plasma Processes and Polymers*. **7**:224-230.
6. G. Fridman, M. Peddinghaus, H. Ayan, A. Fridman, M Balasubramanian, A Gutsol, A. Brooks, and G. Friedman (2007). Floating electrode dielectric barrier discharge plasma in air promoting apoptotic behavior in melanoma skin cancer cell lines. *Plasma Chemistry and Plasma Processing*. **27**:163-176.
7. H. Y. Fan (1939). The transition from glow discharge to arc. *Physical Review*. **55**:769-775.
8. W. A. Gambling, and H. Edels (1954). The high-pressure glow discharge in air. *British Journal of Applied Physics*. **5**:36-39.
9. W. A. Gambling and H. Edels (1956). The properties of high-pressure steady-state discharges in hydrogen. *British Journal of Applied Physics*. **7**:376-379.

10. M. Moisan, J. Barbeau, M. C. Crevier, J. Pelletier, N. Philip, and B. Saoudi (2002). Plasma sterilization. Methods and mechanisms. *Pure and Applied Chemistry*. **74**:349–358.
11. K. N. Lee, K. H. Paek, W. T. Ju, and Y. H. Lee (2006). Sterilization of bacteria, yeast, and bacterial endospores by atmospheric-pressure cold plasma using helium and oxygen. *The Journal of Microbiology*. **44**:269–275.
12. Y. T. Chang and G. Chen (2013). Oral bacterial inactivation using a novel low-temperature atmospheric-pressure plasma device. *Journal of Dental Sciences*. doi:10.1016/j.jds.2014.03.007.
13. S. Xingmin, Y. Yukang, S. Yanzhou, Y. Wang, P. Fengling, and Q. Yuchang (2006). Experimental research of inactivation effect of low-temperature plasma on bacteria. *Plasma Science and Technology*. **8**:569–572.
14. J. H. Choi, I. H. Han, H. K. Baik, M. H. Lee, D. W. Han, J. C. Park, I. S. Lee, K. M. Song, and Y. S. Lim (2006). Analysis of sterilization effect by pulsed dielectric barrier discharge. *Journal of Electrostatics*. **64**:17–22.
15. M. J. Kim, M. U. Choi, and C. W. Kim (2006). Activation of phospholipase D1 by surface roughness of titanium in MG63 osteoblast-like cells. *Biomaterials*. **27**:5502–5511.
16. M. H. Lee, D. J. Yoon, D. H. Won, T. S. Bae, and F. Watari (2003). Biocompatibility of surface treated pure titanium and titanium alloy by in vivo and in vitro test. *Metals and Materials International*. **9**:35–42.
17. M. H. Lee, I. S. Park, K. S. Min, S. G. Ahn, J. M. Park, K. Y. Song, and C. W. park (2007). Evaluation of in vitro and in vivo tests for surface-modified titanium by H2SO4 and H2O2 treatment. *Metals and Materials International*. **13**:109–115.
18. National Joint Registry for England and Wales. 7th Annual Report 2010. available at: www.njrcentre.org.uk.
19. I. Uckay, P. Hoffmeyer, D. Lew, and D. Pittet (2013). Prevention of surgical site infections in orthopaedic surgery and bone trauma: state-of-the-are

- update. *Journal of Hospital Infection*. **84**:5-12.
20. J. D. Whitehouse, N. D. Freidman, K. B. Kirkland, W. J. Richardson, and D. J. Sexton (2002). The impact of surgical-site infections following orthopedic surgery at a community hospital and a university hospital: adverse quality of life, excess length of stay, and extra cost, *Infect. Infection Control & Hospital Epidemiology*. **23**:183-189.
 21. D. Teterycz, T. Ferry, D. Lew, R. Stern, M. Assal, P. Hoffmeyer, L. Bernard, and I. Uckay (2010). Outcome of orthopedic implant infections due to different syphylococci. *International Journal of Infectious Diseases*. **14**:913-918.
 22. V. Alt, T. Bechert, P. Steinrucke, M. Wagener, P. Seidel, E. Dingeldein, E. Domann, and R. Schnettler (2004). In vitro testing of antimicrobial activity of bone cement. *Antimicrobial Agents and Chemotherapy*. **48**:4084-4088.
 23. H. van de Belt, D. Neut, W. Schenk, J. R. van Horn, H. C. van der Mei, and H. J. Busscher (2001). Infection of orthopedic implants and the use of antibiotic-loaded bone cements: A review. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. **72**:557-571.
 24. U. Lekholm, J. Gunne, P. Henry, K. Higuchi, U. Lindén, C. Bergström, and D. van Steenberghe (1999). Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: A 10-years prospective multicenter study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. **14**:639-645.
 25. K. Snauwaert, J. Duyck, D. van Steenberghe, M. Quirynen, and I. Naert (2000). Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: a 15-year follow-up study. *Clinical Oral Investigations*. **4**:13-20.
 26. M. Esposito, J. M. Hirsch, U. Lekholm, and P. Thomsen (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. *European Journal of Oral Sciences*. **106**:721-764.
 27. E. S. Rosenberg, S. C. Cho, N. Elian, Z. N. Jalbout, S. Froum, and C. I. Evian (2004). A comparison of characteristics of implant failure and survival in periodontally compromised and periodontally healthy patients: a clinical

- report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. **19**:873-879.
28. B. Klinge, M. Hultin, and T. Berglundh (2005). Peri-implantitis. *Dental Clinics of North America*. **49**:661-676.
 29. M. Quirynen, M. D. Soete, and D. van Steenberghe (2001). Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clinical Oral Implants Research*. **13**:1-19.
 30. W. Teughels, N. V. Assche, I. Sliepen, and M. Quirynen (2006). Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clinical Oral Implants Research*. **17**:68-81.
 31. I. Gursel, F. Korkusuz, and F. Turesin (2001). In vivo application of biodegradable controlled antibiotic release systems for the treatment of implant-related osteomyelitis. *Biomaterials*. **22**:73-80.
 32. R. O. Darouiche, M. D. Mansouri, D. Zakarevicz, A. Alsharif, and G. C. Landon (2007). In vivo efficacy of antimicrobial-coated devices. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. **89**:792-797.
 33. M. Laroussi, I. Alexeff, and W. L. Kang (2000). Biological decontamination by nonthermal plasma. *Plasma science, IEEE Transactions on*. **28**:184-188.
 34. F. J. Critzer, K. Kelly-Wintenberg, S. L. South, and D. A. Golden (2007). Atmospheric plasma inactivation of foodborne pathogens on fresh produce surfaces. *Journal of Food Protection*. **7**:2290-2296.
 35. S. Perni, G. Shama, and M. G. Kong (2008). Atmospheric plasma disinfection of cut fruit surfaces contaminated with migrating microorganisms. *Journal of Food Protection*. **71**:1619-1625.
 36. R. E. Sladek, S. K. Filoche, C. H. Sissons, and E. Stoffels (2007). Treatment of streptococcus mutans biofilms with a nonthermal atmospheric plasma. *Letters in Applied Microbiology*. **45**:318-323.
 37. D. J. Riley, V. Bavastrello, U. Covani, A. Barone, and C. Nicolini (2005). An in-vitro study of the sterilization of titanium dental implants using low

- intensity UV-radiation. *Dental Materials*. **21**:756-760.
38. Z. Xu, J. Shen, Z. Zhang, J. Ma, R. Ma, Y. Zhao, Q. Sun, S. Qian, H. Zhang, L. Ding, C. Cheng, P. K. Chu, and W. Xia (2015). Inactivation effects of non-thermal atmospheric-pressure helium plasma jet on *staphylococcus aureus* biofilms. *Plasma Processes and Polymers*. **12**:827-835.
 39. Y. M. Ko, K. Lee, and B. H. Kim (2012). Bone like apatite formation on modified Ti surfaces with COOH, NH₂, and OH functional groups by plasma polymerization. *Thin Solid Films*. **521**:128-131.
 40. I. H. Han, B. Vagaska, B. J. Park, M. H. Lee, S. J. Lee, and J. C. Park (2011). Selective fibronectin adsorption against albumin and enhanced stem cell attachment on helium atmospheric pressure glow discharge treated titanium. *Journal of Applied Physics*. **109**:124701.
 41. K. Pochner, W. Neff, and R. Lebert (1995). Atmospheric pressure gas discharges for surface treatment. *Surface and Coatings Technology*. **74**:394-398.
 42. G. J. J. Winands, K. Yan, S. A. Nair, A. J. M. Pemen, and E. J. M. van Heesch (2005). Evaluation of corona plasma techniques for industrial applications: HPPS and DC/AC systems. *Plasma Processes and Polymers*. **2**:232-237.
 43. T. Iwao and T. Inaba (2002). Plasma length on characteristics of DC argon torch arc. *Vacuum*. **65**:299-304.
 44. F. X. Lu, G. F. Zhong, J. G. Sun, Y. L. Fu, W. Z. Tang, J. J. Wang, G. H. Li, J. M. Zang, C. H. Pan, C. X. Tang, T. L. Lo, and Y. G. Zhang (1998). A new type of DC arc plasma torch for low cost large area diamond deposition. *Diamond and Related Materials*. **7**:737-741.
 45. S. Kanazawa, M. Kogoma, T. Moriwaki, and S. Okazaki (1988). Stable glow plasma at atmospheric pressure. *Journal of Physics D: Applied Physics*. **21**:838-840.
 46. S. Okazaki, M. Kogoma, M. Uehara, and Y. Kimura (1993). Appearance of stable glow discharge in air, argon, oxygen, and nitrogen at atmospheric pressure using a 50Hz source. *Journal of Physics D: Applied Physics*. **26**:889-892.
 47. A. Schutze, J. Y. Jeong, S. E. Babayan, J. Y. Park, G. S. Selwyn, and R. F.

- Hicks (1998). The atmospheric pressure plasma jet: a review and comparison to other plasma source. *IEEE Transactions on Plasma Science*. **26**:1685-1694.
48. S. E. Babayan, J. Y. Jeong, V. J. Tu, J. Park, G. S. Selwyn, and R. F. Hicks(1998). Deposition of silicon dioxide films with an atmospheric-pressure plasma jet. *Plasma Sources Science and Technology*. **7**:286-288.
49. J. Y. Jeong, S. E. Babayan, V. J. Tu, J. Park, I. Henins, R. F. Hicks, and G. S. Selwyn (1998). Etching materials with an atmospheric-pressure plasma jet. *Plasma Sources Science and Technology*. **7**:282-285.
50. J. Park, I. Henins, H. W. Herrmann, G. S. Selwyn, J. Y. Jeong, R. F. Hicks, and C.D. Shim (2000). An atmospheric pressure plasma source. *Applied Physics Letters*. **76**:288-290.
51. C. L. Enloe, T. E. McLaughlin, R. D. Vandyken, and K. D. Kachner (2004). Mechanisms and Responses of a single dielectric barrier plasma actuator: Plasma morphology. *AIAA Journal*. **42**:589-594.
52. 엄환섭 (2006). 대기압 플라즈마 응용. *한국진공학회지*. 제 15권 2호. 117-138
53. S. Wang, S. Schulz-von der Gathen V, and H. F. Dobele (2003). Discharge comparison of nonequilibrium atmospheric pressure Ar/O₂ and He/O₂ plasma jets. *Applied Physics Letters*. **83**:3272.
54. M. Laroussi and T. Akan (2007). Arc-free atmospheric pressure cold plasma jet: A review. *Plasma Processes and Polymers*. **4**:777-788.
55. B. L. Sands, B. N. Ganguly, and K. Tachibana (2008). A streamer-like atmospheric pressure plasma jet. *Applied Physics Letters*. **92**:151503.
56. 김상훈, 윤명수, 박종인, 구제환, 김인태, 최은하, 조광섭, 권기철 (2014). 대기압 플라즈마의 선택적 도핑 공정에서 온도에 의한 인(Phosphorus)의 확산연구. *한국표면공학학회지*. **4**:227-232.
57. T. M. Allam, S. A. Ward, H. A. El-sayed, E. M. Saied, H. M. Soliman, and K. M. Ahamed (2014). Electrical parameters investigation and zero flow rate effect of nitrogen atmospheric nonthermal plasma jet. *Energy and Power Engineering*. **6**:437-448.

58. M. Guo, Y. Xu, and M. Gruebele (2012). Temperature dependence of protein folding kinetics in living cells. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*. **109**:17863–17867.
59. A. Grill (1994). Cold plasma in materials fabrication: From fundamentals to applications. *Wiley-IEEE Press*. DOI:10.1109/9780470544273.fmatter.
60. 김진기, 김윤기 (2015). 대기압 유전체배리어방전의 발광특성. *한국재료학회지*. **25**:100–106
61. A. Y. Gil, K. Focke, J. Benedikt, and A. von Keudell (2007). Optical and electrical characterization of an atmospheric pressure microplasma jet for Ar/CH₄ and Ar/C₂H₂ mixtures. *Journal of Applied Physics*. **101**:103307.
62. J. C. Nascimento, E. C. B. B. Aragão, A. D. Fernandes, F. T. F. Barbosa, L. M. S. Costa, D. C. Sousa, C. Oliveira, G. J. P. Abreu, K. G. Grigorov, P. Getsov, R. S. Pessoa, V. W. Ribas, and B. N. Sismanoglu (2014). Optical measurements of an atmospheric pressure microplasma jet aiming surface treatment. *American Journal of Condensed Matter Physics*. **4**:8–18.
63. A. Rahul, O. Stan, A. Rahman, E. Littlefield, K. Hoshimiya, A. P. Yalin, A. Sharma, A. Pruden, C. A. Moore, Z. Yu, and G. J. Collins (2005). Optical and rf electrical characteristics of atmospheric pressure open-air hollow slot microplasmas and application to bacterial inactivation. *Journal of Physics D: Applied Physics*. **38**:1750–1759.
64. 손향호, 이원규 (2011). 아르곤과 산소 대기압 플라즈마 방전 효과를 이용한 살균처리. *Applied Chemistry for Engineering*. **22**:261–265.
65. H. Conrads, and M. Schmidt (2000). Plasma generation and plasma sources. *Plasma Sources Science and Technology*. **9**:441–454.
66. N. S. J. Braithwaite (2000). Introduction to gas discharges. *Plasma Sources Science and Technology*. **9**:517–527.
67. L. Xiaohu, H. Feng, G. Ying, Z. Jung, and S. Jianjun (2013). Sterilization of *staphylococcus aureus* by and atmospheric non-thermal plasma jet. *Plasma Science and Technology*. **15**:439–442.

감사의 글

시작. 그리고 끝.

취업의 문을 두드리며 합격과 불합격이란 단어로 웃고 슬퍼하는 날들을 보냈습니다. 빈번히 날아오는 통지서는 보이지 않는 투명한 벽에 부딪히게 만들었고 그럴 때마다 갈수록 무기력해지는 제 자신을 보게 되었습니다. 이런 저를 위해 부모님은 매일 밤 주님 앞에 나와 무릎 꿇고 자식을 위해 하염없이 울며 기도하시는 모습을 숨기셨고 제 앞에선 환한 미소로 ‘걱정하지마. 잘될거야.’ 라며 응원해주셨던 모습이 아른거립니다. 어느덧 졸업논문을 작성하고 감사의 글을 쓰게 되는 시간이 왔습니다. 2년이란 시간이 길게만 느껴졌던 군생활, 현재 자리에서의 2년은 무엇보다 빠르게 지나간 것 같습니다. 치과재료학 교실에서 배웠던 연구의 기초와 기타 모든 것들을 평생 잊지 않겠습니다.

제가 힘들 때 기도하고 마음의 평안을 주신 하나님께 감사를 올립니다. 또한 2년 동안 석사과정 동안 더 따뜻하게 다니라고 더 멋지게 다니라고 물질적으로 심리적으로 많은 위안을 준 아버지 어머니에게 감사를 드리고 싶습니다. 1년 간 도서관에 박혀 살며 공부에 매진했고 결국 치과대학에 입학하여 같은 학교에 다니며 부모님의 얼굴에 미소 짓게 한 형 박지훈과 아버지의 뒤를 이어 Holy한 마음으로 부모님을 기쁘게 해드린 쌍둥이 동생 박영광, 고맙고 미안합니다.

一期一會 (단 한 번의 만남을 소중히 하라)

연구의 기본조차 모르던 저를 넓은 아량으로 받아주신 김병훈 교수님 감사합니다. 교수님을 만나 연구의 처음 시작부터 끝까지의 방법과 기술 그리고 작성, 연구자의 덕목, 사람과의 관계 등 너무나도 많은 부분을 배울 수 있었습니다. 교수님께서 가르쳐주신 모든 것들은 절대 잊지 않고 가슴 깊이 간직하겠습니다. 졸업 논문을 꼼꼼하게 살펴봐주시고 잔잔한 목소리로 틀린 부분과 누락된 부분을 다듬어주신 안상건 교수님 감사합니다. 바쁜 업무 중에도 논문지도 해주시고 참된 교인이 되라고 말씀해주신 김명선 교수님 감사합니다. 교인으로서 지켜야 할 덕목과 성경말씀 등 좋은 말씀으로 하루의 피로를 녹여주시고 연구에 대한

지원과 환경에 많은 도움을 주신 고영무 교수님 감사합니다. 찾아 볼 때마다 환한 미소로 열심히 하라며 격려해주신 최한철 교수님 감사합니다. 세포실험에서 굉장히 많은 도움과 전문적인 지식을 가르쳐주시고 손수 보여주시며 지도해주신 황영현 연구원 선생님. 본인의 업무 때문에 바쁜 와중에도 행정 업무의 질문을 이해하기 쉽게 설명해주시고 소소한 불편함을 도맡아주시어 연구에만 몰두할 수 있게 해주신 황영선 행정실 선생님. 모르는 부분은 자세히 알려주시고 잊어버리면 따끔하게 야단치시며 다시금 잊지 않도록 교육시켜주신 명성운 박사님, 실험실 생활이 처음이라 당황하고 어색해할 때 항상 밝은 미소로 따뜻하게 말 걸어주고 많이 챙겨주며 형 같은 자상함을 보여주었고 실험적인 부분이나 연구의 덕목을 재차 알려주고 열심히 가르쳐 주었던 노희상. 나이 많은 후배를 잘 챙겨주고 즐거운 일이나 슬픈 일 또한 같이하고 어려울 때 많은 도움을 주었던 선배 박태영, 신건수. 논문 발표 세미나 전날에는 항상 함께 밤새며 준비하고 군산 학회, 제주도 학회 등 같이 있을 때 불편한 것들이 많았을 텐데 말없이 따라 와주고 미생물 실험에서 많은 도움을 준 동기 김수영. 함께 한 시간이 짧지만 조용한 목소리와 해맑은 미소로 제 마음을 편안하게 해준 박사과정 이창민. 축 치는 분위기를 한껏 살려주고 실험실의 분위기 메이커가 되어준 후배 이다혜. 피곤하고 지칠 때마다 기댈 수 있게 어깨가 되어주고 활력소가 되어준 정이라. 자주 뵙지는 못했지만 볼 때마다 기쁘게 반겨주고 진심어린 조언으로 제 앞날을 걱정해주신 썬바이크 경현이 형님. 주말 아르바이트 하면서 불편함 없이 일할 수 있게 편의 봐주시고 당구도 잘 치시고 역사에 대해 빠삭한 정보를 많이 알려주신 롯데리아 점장님 팀장님. 진심으로 감사합니다. 단 한 번의 만남 속에서 그 분들께 배운 지식과 교양을 절대 잊지 않겠습니다. 앞으로 더 큰 세계에 나가서도 저에게 도움을 주신 위의 모든 분들을 기억하고 감사하겠습니다. 감사합니다.