≪연구논문≫ 한국진공학회지 제20권 1호, 2011년 1월, pp.14~21

원통형 바늘 구조의 플라즈마 제트 방출 특성

임현교 · 김동준 · 김정현 · 한상호 · 조광섭*

광운대학교 전자물리학과, 서울 139-701

(2010년 12월 9일 받음, 2011년 1월 19일 수정, 2011년 1월 20일 확정)

유리관에 삽입된 주사기 바늘을 이용한 플라즈마 제트 장치의 특성을 조사하였다. 원통형 주사기 바늘 전극에 교류 고전압을 인가하고, 유리관 끝에 설치된 접지전극의 형태에 따른 플라즈마의 방출 특성을 조사하였다. 접지전극이 없는 경우 방전 개시 전압이 약 3 kV이며, 플라즈마 방사 길이는 약 10 mm이다. 또한 높은 방전 개시 전압으로 인하여 플라즈마 방사 길이 및 전류 최소량의 제어가 어렵다. 내부접지 전극의 경우는 방전 개시 전압이 약 1 kV로 낮다. 그러나 플라즈마 전류가 내부에 위치한 접지 전극으로 흐르기 때문에 유리관 끝으로부터 플라즈마가 방출되지 않는다. 외부접지 전극의 경우는 인가전압 1~2 kV에서, 방전 전류 1~4 mA이며 플라즈마 방사 길이를 0~10 mm의 범위에서 용이하게 제어된다.

주제어 : 플라즈마, 플라즈마 제트, 플라즈마 방출, 방전 개시 전압

I. 서 론

대기압 플라즈마(atmospheric pressure plasma)는 주로 물질의 표면 개질 및 코팅, 환경 정화 등의 분야에서 활용되고 있다. 최근에는 생체 적용과 바이오 메디컬 분야의 응용 가능성으로 관련 연구가 확대되고 있다 [1-3]. 바이오 메디컬 분야에서 대기압 플라즈마 제트 장치가 많이 연구되고 있다. 펜슬 형태의 플라즈마 제트는 이미 시제품도 보고되고 있다 [4-7].

플라즈마 제트의 전극 구조는 대부분 침형의 바늘 전극 구조로 전원 장치에 따라서 다양한 구성 방식이 연구되고 있다 [8-14]. 주로 외부로부터 불활성 가스가 주입되고 바늘 전극 구조에 고전압이 가해져 플라즈마가 발생한다. 소형의 원형 평행 평판의 중심에 작은 구멍을 설치한 유전체 장벽 방전(DBD: Dielectric Barrier Discharge) 방식의 플라즈마 제트 장치도 소개되고 있다 [15-18]. 플라즈마 제트의 전원장치는 구동 주파수에 따라 여러 종류가 소개되고 있다. 수십~수백 kHz의 저주파 방전의 전원장치로는 DC 펄스 전원과 AC 전원이 있다 [10-12]. 고주파 방전의 MHz~GHz 범위로는 RF(Radio Frequency)와 MW (Micro-Wave) 발생기가 있다 [13-15]. 각각의 전원 장치에 따른 소비 전력은 응용분야에 따라 다르다. 바이오 메디컬 분야에 사용되는 플라즈마 제트의 소비 전력은 대부분 100 W 이하이다 [6].

플라즈마 제트는 살균과 멸균을 목적으로 많이 사용한다. 산소 라디칼을 포함하는 플라즈마를 이용하여 치아 미백과 병원균 파괴, 혈액 응고 등으로 활용이 연구되고 있다 [19-22]. 이러한 바이오 메디컬 분야의 활용에서 주요한 이슈들은 장치의 소형화 및 제어의 용이성, 인체에 대한 안정성 확보이다. 플라즈마 제트 장치를 외과 의료용으로 사용하기 위해서는 소형화와 저 전류의 제어를 통한 전기적인 안정성의 확보가 요구된다. 외과용뿐만이 아니라 생체의 세포나 인체에 직접 적용하기 위하여 전기적인 충격에 대한 안정성 확보가 중요한 과제이다. 그러므로 안정성 확보를 위해서는 고전압의 전극이 시료 및 인체에 직접 접촉되지 않아야 한다. 전극에 인가되는 구동 전압을 낮게 하고, 플라즈마 전류량을 1~2 mA의 작은 값으로 제어하여 생체에 대한 전기적인 충격이 없도록 해야 한다. 인체가 감지할 수 있는 최소 전류가 60 Hz 상용 주파 교류에서 성인 남자의 경우 약 1 mA이며, 주파수의 증가에 따라 감지 전류는 증가한다. 또한 고통을 느끼는 전류는 7~8 mA으로 그 이상의 높은 전류는 전기적뿐만이 아니라 열적으로도 위험한 요소가 된다 [23,24]. 그러므로 전기적인 안정성 확보를 위하여 낮은 전력으로 플라즈마 제트의 구동이 필요하며, 낮은 전압은 플라즈마 전류량을 작게 한다. 낮은 전류와 플라즈마 방출량의 조절을 통한 생체에 가해지는 전

* [전자우편] gscho@kw.ac.kr

기 충격을 최소화 할 수 있는 기능도 요구된다.

본 연구의 플라즈마 제트는 의료기관에서 흔히 사용되는 주사기 바늘을 전극으로 사용한다. 주사기 바늘에 유리관과 테프론 튜브를 결합하여 간단히 제작된다. 전원장치는 DC/AC 인버터를 이용하여 저주파(50 kHz 이하) 및 저전력(수 10 W급)의 장치이다. RF나 MW와 같은 전원을 사용하는 것에 비하여 저주파 인버터는 저렴하고 소형이며, 조립 및 응용이 매우 간편하다. 본 연구에서의 플라즈마 제트는 고전압을 인가하는 바늘 전극이 유리관에 삽입되어 있는 구조이다. 유리관이 인체와 바늘 전극간의 직접적인 접촉을 막아주는 절연체 역할을 한다. 또한 유리관의 끝부분에 접지 전극을 설치할 수 있어 플라즈마 제트의 전류를 제어 할 수 있다. 본 논문에서는 유리관 끝에 부착된 접지 전극의 유무와 위치에 따른 플라즈마 제트의 전기적인 특성과 플라즈마 방출 특성에 대해 조사한다. 이러한 연구를 통하여 바이오 메디컬 분야에 응용이 적합한 플라즈마 제트 구조를 제시하고자 한다.

II. 플라즈마 제트 발생 장치 및 실험

본 연구에서 사용하는 원통형 플라즈마 제트 장치 및 측정 시스템을 Fig. 1에 나타내었다. Fig. 1(a)는 원통형 바늘 구조의 플라즈마 제트 장치 부품의 분리도이다. Fig. 1(b)는 플라즈마 제트 발생 장치 실험의 개략도이다. 원통형 바늘 전극을 유리관 속에 삽입하고, 가스가 주입되는 부분은 테프론 튜브로 연결한다. 실험에 사용되는 바늘은 외경 1.8 mm, 내경 1.2 mm, 길이 40 mm이다. 유리관은 보로실리케이트 재질이며, 외경 3.0 mm, 내경 2.0 mm이다. 유리관은 고전압이 인가되는 바늘 전극을 감싸는 절연 역할을 하며, 유리관 끝단에는 접지 전극을 설치할 수 있어서 안정적으로 플라즈마 방출을 제어할 수 있다. 테프론 튜브는 외경 6.0 mm, 내경 4.0 mm이다. 테프론 튜브를 통하여 불활성 가스를 주입한다. 실험에 사용되는 가스는 Ar이다. 테프론 튜브는 휨이 가능한 호스 형태이며, 길이의 제한이 없으므로 플라즈마 제트 장치를 내시경을 결합하여 인체 내부의 깊은 곳으로 주입하여 사용할 수 있다. 가스 주입부에는 유량계를 설치하여 플라즈마 제트 장치에 주입되는 Ar-가스의 유량을 조절한다. Ar가스의 유량은 5 slpm (standard liter per minute)으로, 표준 상태(1 atm, 20 °C)에서 분당 5리터의 가스가 주입된다.

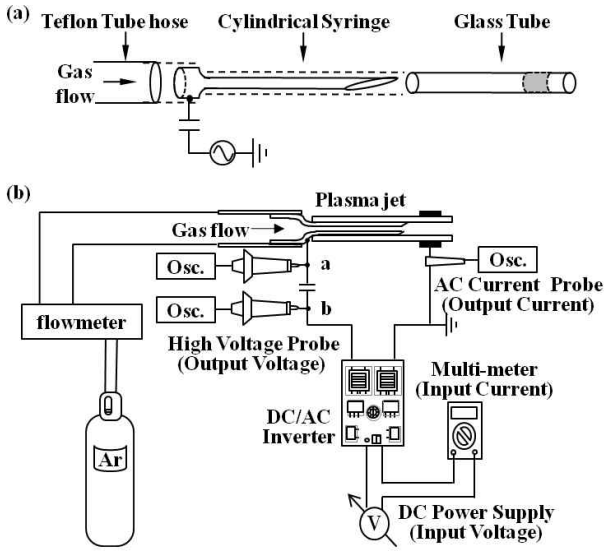

Figure 1. The schematics of cylindrical syringe plasma jet device. The assembly of cylindrical syringe, glass tube, and Teflon tube hose in (a). The schematic drawing is represented in (b) for measuring the voltage and the current in the circuit of plasma jet device. The voltage is measured at point 'a' between the ballast capacitor and the syringe electrode and the output voltage from the inverter is measured at point 'b'. The current is measured at the ground.

플라즈마 제트의 고압부 전극에는 안전 캐패시터(ballast capacitor)를 부착한다. 이는 방전과정에서 플라즈마 전류가 급격하게 증가하는 것을 방지한다. 캐패시터는 13.5 pF을 사용한다. 고전압 프로브(Tektronix P6015A)를 사용하여 바늘 전극에 인가되는 전압(V_a)과 인버터의 출력 전압(V_b)를 측정한다. 각각의 측정 위치는 Fig. 1(b)의 a 및 b 지점이다. 위치 a는 안전 캐패시터와 고압 전극 사이이며, 위치 b는 인버터의 출력단이다. 위치 a에서 측정한 전압 V_a는 플라즈마 제트 발생 장치의 바늘 전극에 인가되는 전압이다. 위치 b에서 측정한 전압 V_b는 안전 캐패시터를 포함한 회로의 전압인 인버터의 출력 전압이다. 회로의 전류는 전류 프로브(Tektronix P6022 AC current probe 50 turns)를 사용하여 측정한다.

플라즈마 제트 발생을 위한 전원 장치는 DC/AC 컨버터(converter)이다. 인버터에 크기는 가로×세로×두께, 10×15×1 (cm^{-3})이다. 인버터에는 직류 전압인 DC 0～40 V를 입력하며, 자체 발진 방식으로 구동 주파수 약 40 kHz

의 AC 수 kV의 고전압이 출력된다. 최대 출력 전압(rms: root mean square)은 약 5 kV이며, 최대 출력 전력은 약 100 W이다.

Fig. 2는 유리관 끝부분의 접지 전극의 유무 및 위치에 대한 플라즈마 제트 장치를 나타내었다. Fig. 2(a)는 접지 전극이 없는 경우이다. Fig. 2(b)와 2(c)는 각각 유리관 내부 및 외부에 접지 전극을 설치한 경우이다. 각각의 접지 전극의 유무 및 위치에 대하여 전류 및 전압 특성을 조사한다. 그리고 유리관 끝으로부터 방사되는 플라즈마의 길이 및 플라즈마 방출 형태를 조사한다.

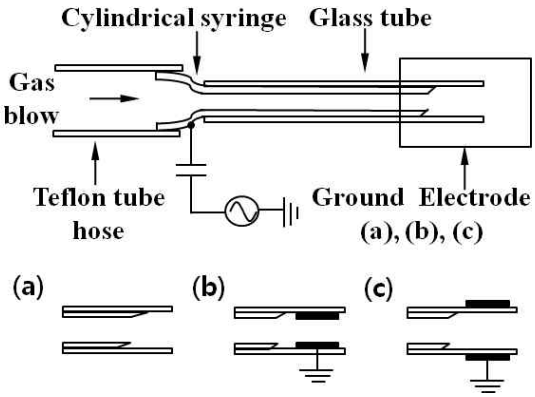

Figure 2. The schematic drawing of plasma jet devices according to the existence of ground electrodes. The ground electrode is not installed in (a), the ground electrode is installed inside the glass tube in (b), and outside the glass tube in (c).

접지 전극의 설치 방식에 따른 플라즈마 제트의 전류 및 전압 특성을 Fig. 3에 나타내었다. Fig. 3(a)는 접지 전극이 없는 경우이다. Fig. 3(b)는 내부접지 전극의 결과이다. Fig. 3(c)는 외부 접지 전극구조에 대한 전압 전류 특성 곡선이다. 각 그림에 나타낸 기호 중 '□'는 측정 위치 a에서 측정된 원통형 바늘 전극에 인가된 전압(V_a)이며, '■'는 측정 위치 b에서 측정된 인버터의 출력 전압(V_b)이다.

Fig. 3(a)는 접지 전극이 없는 경우의 I-V 특성 곡선이다. 바늘에 인가되는 전압은 V_a이고, 인버터 출력 전압은 V_b이다. 플라즈마 제트의 타운젠트(townsend) 방전 전압(breakdown voltage)은 V_B로 나타내었다. 전류가 증가할수록 V_a와 V_b가 증가한다. 방전 개시 전압 이후에 타운젠트 방전 구간이 뚜렷하게 나타나지 않는다. 방전 개시 전압 V_B은 2.4 kV이고, 전류는 2.5 mA이다. 플라즈마 제트의 전압 V_a가 1~4 kV의 범위에서 전류는 비례하여 증가한다. 인버터의 출력 전압의 한계치인 5 kV에 대하여 전류는 약 4 mA이다.

Fig. 3(b)는 내부 접지 전극구조에 대한 I-V 특성 곡선이다. 내부 접지 전극구조의 경우 방전 개시 전압 V_B은 1.0

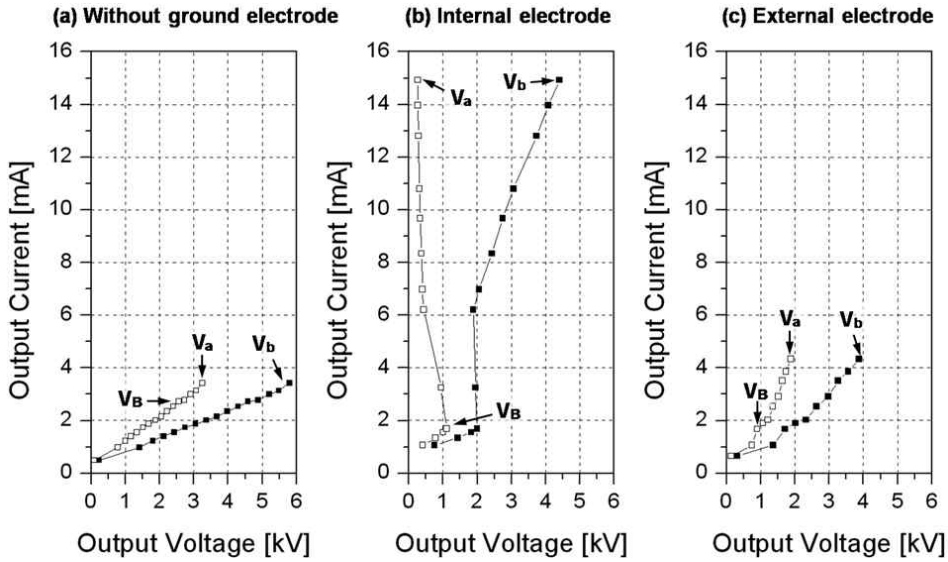

Figure 3. Characteristic of current and voltage according to the ground electrode types of cylindrical syringe plasma jet device without ground electrode in (a), with ground electrode inside the glass tube in (b), and with the ground electrode outside glass tube in (c), respectively. The voltage V_a (measured at a) is the applied volatge to the syringe needle electrode and the voltage V_b (measured at b) is the output voltage of inverter.

kV이며, 이때의 전류는 1.6 mA이다. 방전 개시 전압 이후에 타운젠트 방전 구간이 뚜렷하게 나타난다. 플라즈마 제트 전압 V_a는 방전 개시 이후 0.4 kV 이하로 전압이 감소되어 0.3 kV까지 감소한다. 이때의 전류는 1.6 mA에서 6.0 mA로 급격히 증가하여 15.0 mA에 이른다. 한편, 인버터의 출력 전압 V_b는 방전 개시 이후 약 2.0 kV로 유지되고, 전류의 증가와 함께 V_b도 증가한다. 이와 같은 전류 및 전압 특성 곡선은 냉음극 형광램프(CCFL: Cold Cathode Fluorescent Lamp)와 유사하다 [25]. 냉음극 형광램프의 I-V 특성은 방전 개시 전압 이후 전압이 감소되고 동시에 전류는 급격히 상승한다. 이는 Fig. 3(b)의 플라즈마 제트의 전압 V_a와 전류의 특성과 같다.

Fig. 3(c)는 외부 접지 전극구조의 경우 I-V 특성 곡선이다. 방전 개시 전압 V_B은 1.1 kV이고, 전류는 1.9 mA이다. 방전 개시 후 구동 전압 증가에 따른 전류 증가폭은 내부 접지 전극에 비하여 작다. 플라즈마 제트의 전압 V_a는 전압이 감소되지 않는 것이 내부 접지 전극에서의 I-V와 차이가 있다.

Fig. 4는 원통형 플라즈마 제트 발생 장치의 플라즈마 방사 사진이다. Fig. 4(a)는 접지 전극이 없는 경우이고, Fig. 4(b)는 내부 접지 전극의 경우, 그리고 Fig. 4(c)는 외부 접지 전극의 경우이다. 방전 개시 전압 이후부터 인가전압의 증가에 따라서 방전 사진을 각각 Fig. 4의 (i), (ii), (iii)에 나타내었다. 각 그림에서 플라즈마 제트의 바늘 전극에 인가되는 전압 및 전류, 그리고 유리관 밖으로 방사되는 플라즈마의 방출 길이를 기재하였다.

Fig. 4(a)는 접지 전극이 없는 경우의 플라즈마 제트 장치의 전극부의 개략도이다. Fig. 4(a-i)는 방전 개시 전압 2.4 kV, 전류 2.5 mA일 때 방전 사진이며, 바늘 끝부분에 플라즈마가 발생한다. Fig. 4(a-ii)는 전압 3.0 kV, 전류 3.1 mA일 때 방전 사진이며, 이때에도 유리관 밖으로 플라즈마가 방사되지 않는다. Fig. 4(a-iii)는 전압 3.5 kV, 전류 3.5 mA일 때의 방전 사진이다. 유리관 밖으로 방사되는 플라즈마 방출 길이는 13 mm이다. 접지 전극이 없는 경우에는 타운젠트 방전 개시 전압인 3.0 kV 이상에서 유리관 밖으로 플라즈마 방출이 되며, 그때의 플라즈마 방사 길이는 10 mm이고, 전압 3.5 kV에서 13 mm로 더 이상 길어지지 않는다. 즉, 방전 개시 직후의 플라즈마가 방사 길이는 약 10 mm이고, 방전 개시 이전에는 플라즈마가 유리관 끝에서 방출되지 않는다. 즉, 플라즈마의 방사 길이 10 mm 이하의 길이는 제어되지 않는다. 인가전압을 높여도 플라즈마의 방출 길이가 13 mm 이상 늘어나지 않는다.

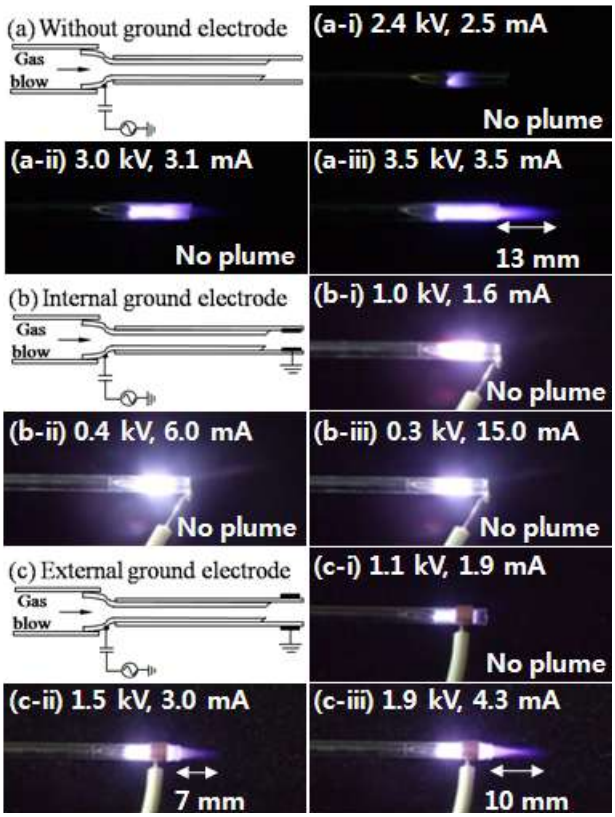

Figure 4. Pictures of plasma plume according to the various structures of ground electrodes as shown in Fig. 2(a)~(c). Without ground electrode at the end of glass tube in (a), the pictures of plasma plume are shown in (a-i)~(a-iii) as the current increases from 2.5 mA to 3.5 mA. With the ground electrode installed inside glass tube in (b), the plasma plume will not be spouting out as shown in (b-i)~(b-iii) even if the current is high as 15 mA. With the external electrode grounded in (c), the pictures of plasma plume are shown in (c-i)~(c-iii) according to the increase of current as 1.9 mA~4.3 mA.

Fig. 4(b)는 내부 접지 전극구조이다. Fig. 4(b-i)는 방전 개시 전압 1.0 kV 및 전류 1.6 mA일 때의 방전 사진이며, 유리관 밖으로의 플라즈마가 방사되지 않는다. Fig. 4(b-ii)는 전압 0.4 kV 및 전류 6.0 mA로 방전 이후 전압이 감소되고, 전류는 급격하게 상승한 경우의 방전 사진이다. 이때에도 유리관 밖으로의 플라즈마가 방사되지 않았다. Fig. 4(b-iii)는 전압 0.3 kV 및 전류 15.0 mA일 때의

방전 사진이다. 전류가 급격하게 상승하지만, 유리관 밖으로 플라즈마가 방사되지 않는다. 내부 접지 전극의 경우, 방전 개시 이후 고 전류인 15.0 mA일 때에도 유리관 밖으로의 플라즈마 방사는 되지 않았다. 전류가 급격하게 상승하여도 유리관 밖으로 플라즈마 방사는 되지 않는 이유는 플라즈마 제트의 내부에 위치한 접지 전극으로 모든 전류가 흐르기 때문이다.

Fig. 4(c)는 외부 접지 전극구조이다. Fig. 4(c-i)는 방전 개시 전압 1.1 kV 및 전류 1.9 mA일 때의 방전 사진이다. 이때는 유리관 밖으로의 약간의 플라즈마가 방사된다. 이후에 전압증가에 따라서 1 mm의 길이로 조금씩 길어진다. Fig. 4(c-ii)는 전압 1.5 kV 및 전류 3.0 mA일 때의 방전 사진이다. 이때 유리관 밖으로 플라즈마는 7 mm 방사된다. Fig. 4(c-iii)는 전압 1.9 kV, 전류 4.3 mA일 때 방사 사진으로 유리관 밖으로 플라즈마는 10 mm 방사된다. 인가전압을 증가시켜 플라즈마 제트의 전압이 1.0~2.0 kV로 증가하면, 플라즈마 방사 길이는 0~10 mm로 제어된다.

Ⅲ. 결과 및 논의

주사기 바늘을 이용한 플라즈마 제트 장치의 특성을 조사하였다. 고전압이 인가되는 주사기 바늘이 직접 생체에 접촉되는 위험성을 피하기 위하여 유리관 속에 주사기 바늘을 설치하는 것이 특징이다. 유리관 속에 주사기 바늘을 설치함으로써 유리관 끝에 접지 전극을 추가로 설치할 수 있는 것이 부가적인 효과이다. 본 연구는 유리관 끝에 설치된 접지 전극의 유무와 위치에 대한 플라즈마 방출의 제어 가능성을 조사하였다.

유리관의 끝에 접지전극이 없는 경우는 방전 개시 전압이 2.4 kV로 가장 높다. 방전 전압 3 kV에서 플라즈마 방사가 시작되며, 이때의 방사 길이는 순간적으로 10 mm로 방사된다. 방전 전압이 3.5 kV 이상으로 증가하여도 플라즈마 방사 길이가 최대 13 mm로 포화된다. 즉, 전압 3.0 kV 이하의 저전압에서는 플라즈마의 방사가 불가능하다. 따라서 저전압으로 플라즈마의 방사량을 최소량으로 제어하기 어렵다. 그리고 3.5 kV 이상의 인가전압에 대하여도 플라즈마의 방사 길이는 13 mm 이상으로 증가하지 않는다. 이러한 경우에 고전압과 일정량 이상의 플라즈마 방사량은 생체에 전기적인 충격(damage)을 최소화하여 제어하기 어렵다. 즉, 생체에 조사되는 전기적인 충격량은 플라즈마의 전압과 전류량의 곱에 비례할 수 있으므로, 고전압에 의한 최소 전류량의 제어 불가로 인하여 전기적인 충격의 최소화가 불가능하다.

접지 전극이 없는 경우는 플라즈마가 발생하는 전극으로부터 대기가 가상의 접지가 된다. 고전압 전극으로부터 무한 위치의 대기 자체와 접지간의 방전 간격(gap)이 길기 때문에 높은 방전 개시 전압이 요구된다. 접지 전극을 접지와 연결하지 않고 플로팅 상태로 구동하는 경우도 접지 전극이 없는 경우와 유사한 결과를 얻는다. 접지의 연결이 없으면 높은 전압에서 방전이 되고, 유리관 밖으로 방사되는 플라즈마의 방출 길이도 길다. 다만, 인가전압에 따른 플라즈마 방출 길이의 제어가 어렵다.

내부 접지 전극일 경우는 방전 개시 전압이 1.0 kV이다. 방전 이후로 직접 전류가 흐르기 때문에 플라즈마 제트의 전압이 감소되고 전류는 최대 15.0 mA까지 증가한다. 또한 방전 개시 이후 전류가 상승하여도 유리관 밖으로 플라즈마가 방사되지 않는다.

내부 접지 전극일 경우는 내부에 위치한 고전압 전극과 접지 전극 간의 직접 플라즈마 전류가 통전된다. 낮은 전압에서 타운젠트 방전이 된다. 타운젠트 영역을 거쳐서 전류가 급격히 증가하고, 플라즈마의 부저항(negative resistance) 특성에 의해 방전 전압은 감소한다. 인가전압이 다시 증가하면 정상 글로우(normal glow) 방전으로 이어진다. 이는 냉음극 형광램프의 방전 특성과 같다. 다른 접지 전극구조에 비해 방전 개시 전압이 낮지만, 방전 이후 전류가 급격히 상승한다. 방전 개시 이후 접지 전극으로 전류가 모두 흐르게 되므로 유리관 밖으로 플라즈마 방출은 되지 않는다.

유리관 끝의 외부에 접지 전극을 설치하는 경우는 접지 전극을 설치하지 않은 경우에 비하여 방전 전압이 낮고, 플라즈마 방사량의 제어가 용이하다. 방전 개시 전압은 1.1 kV이고, 전류는 2.0 mA이다. 플라즈마 제트 전압 1~2 kV의 범위에서 플라즈마 방사 길이는 0~10 mm로 인가전압에 따라 플라즈마 방사 길이 제어가 용이하다. 방전 전압이 약 1 kV로 낮고, 이에 따른 전류량도 약 1 mA로 최소화되므로, 최소 전력은 약 1 W가 된다. 이러한 전압의 증가로 전류가 증가하고, 플라즈마의 방사 길이도 선형적인 제어가 가능하다.

외부 접지 전극의 경우, 접지 전극이 없는 경우에 비하면 전극 간의 방전 공간이 짧기 때문에 상대적으로 낮은 전압에서 방전이 된다. 또한 접지 전극에 대응하는 유리관 자체가 유전층의 역할을 하므로 내부 접지 전극의 경우에 비하여 전류 제어가 용이하다. 동시에 인가전압에 따른 전류 변화의 폭이 작다. 외부 접지인 경우 방전 개시 전압과 방전 개시 전류가 상대적으로 작고, 전류값을 보다 큰 폭으로 조절할 수 있다. 이로써 플라즈마 방출 길이도 0～10 mm로 편리하게 제어 할 수 있다. 플라즈마 제트의 적용 시에 플라즈마의 방사 길이를 사용자가 제어할 수 있다는 것은 매우 유리하다. 특히, 바이오 메디컬 분야와 같이 세포나 인체에 플라즈마 제트를 조사하는 경우에 플라즈마의 조사량을 제어할 수 있는 유리한 점이 있다.

IV. 결 론

본 연구에서 사용된 플라즈마 제트는 바이오 메디컬 분야에 응용 가능한 것으로 인체에 대한 안정성과 장치의 소형화, 플라즈마 방출 길이의 제어가 가능하다. 원통형 바늘 구조의 전극을 유리관에 삽입한 구조로써 바늘 전극에는 고전압이 인가되고 유리관 외부에 접지 전극이 설치된다. 전원 장치는 DC/AC 컨버터를 사용한다. DC/AC 컨버터는 RF나 MW를 이용한 전원장치에 비해 소형이다. DC 인가전압 0−40 V이며, 출력은 AC 0−5 kV이다. 플라즈마 제트의 유리관 끝 부분에 설치된 접지 전극에 따라서 플라즈마 제트의 방출 특성을 조사하였다.

실험 결과에 의하면 내부 접지의 경우 방전 개시 전압이 1.0 kV로 가장 낮다. 그러나 유리관 밖으로 플라즈마가 방출되지 않으며, 내부의 접지 전극으로 전류가 다 흐르게 된다. 접지 전극이 없는 경우 플라즈마 방출이 가장 길다. 그러나 방전 전압이 높으며 방출 길이 제어가 어렵다. 외부 접지인 경우 상대적으로 낮은 전압인 1.1 kV에서 방전이 개시된다. 또한 방출 길이를 인가전압의 변화로 편리하게 제어할 수 있다.

이와 같이 원통형 플라즈마 제트 발생 장치에서 접지 전극의 구조는 플라즈마 방출 특성에 중요한 변수가 될 수 있다. 특히 바이오 메디컬 분야에 응용하려면 세포나 인체에 대한 전기적 충격에 대한 안정성이 확보된다. 유리관 끝의 외부에 설치되는 접지 전극에 의하여 방전 개시 전압이 낮아지며, 플라즈마 방사 길이의 제어도 가능하다. 또한 외부 접지 전극과 바늘 전극 간의 거리 및 전극의 재질 등도 중요한 변수가 되며, 플라즈마 제트의 응용을 위한 후속 연구가 필요하다.

감사의 글

본 연구는 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단에서 지원을 받아 수행된 기초연구사업(No. 20100029418)임.

참고문헌

[1] H. S. Uhm, J. Korean Vacuum Soc. **15**, 117 (2006).
[2] G. S. Nam, J. Korean Soc. for Heat Treatment **16**, 232 (2003).
[3] A. Fidman, A. Chirokov, and A. Gutsol, J. Phys. D: Appl. Phys. **38**, R1 (2005).
[4] C. Tendero, C. Tixier, P. Tristant, J. Desmaison, and P. Leprince, Spectrochimica Acta Part B **61**, 2 (2006).
[5] V. N. Vasilet, A. Gutsol, A. B. Shekhter, and A. Fridman, High Energy Chemistry **43**, 229 (2009).
[6] M. G. Kong, G. Kroesen, G. Morfilll, T. Nosenko, T. Shimizu, J. van Dijk, and J. L. Zimmermann, New Journal of Physics **11**, 115012 (2009).
[7] D. Dobrynin, G. Fridman, G. Friedman, and A. Fredman, New Journal of Physics **11**, 115020 (2009).
[8] X. Lu, Y. Cao, P. Yang, Q. Xiong, Z. Xiong, Y. Xian, and Y. Pan, IEEE Transactions on Plasma Science **37**, 668 (2009).
[9] R. E. J. Sladek and E. Stoffels, J. Phys. D: Appl. Phys. **38**, 1716 (2005).
[10] H. W. Lee, S. H. Nam, A. H. Mohamed, G. C. Kim, and J. K. Lee, Plasma Processs. Polym. **7**, 274 (2010).
[11] M. Laroussi, C. Tendero, X. Lu, S. Alla, and W. L. Hynes, Plasma Process. Ploym. **3**, 470 (2006).

[12] X. Lu, Z. Xiong, F. Zhao, Y. Xian, Q. Xiong, W. Gong, C. Zou, Z. Jiang, and Y. Pan, Applied Physics Letters **95**, 181501 (2009).

[13] T. Nosenko, T. Shimizu, and G. E. Morfill, New Journal of Physics **11**, 115013 (2009).

[14] G. Daeschlein, T. Woedtke, E. Kindel, R. Brandenburg, K. D. Weltmann, and M. Junger, Plasma Process. Ploym. **7**, 224 (2010).

[15] M. Laroussi, IEEE Transactions on Plasma Science **30**, 1409 (2002).

[16] A. Chirokov, A. Gutsol, and A. Fridman, Pure Appl. Chem. **77**, 487 (2005).

[17] G. Fridman, M. Peddinghaus, H. Ayan, A. Fridman, M. Balasubramanian, A. Gutsol, A. Brooks, and G. Friedman, Plasma Chem Plasma Process, **26**, 425 (2006).

[18] G. Fridman, G. Friedman, A. Gutsol, A. B. Shekhter, V. N. Vasilets, and A. Fridman, Plasma Process. Ploym. **5**, 503 (2008).

[19] H. W. Herrmann, I. Henins, J. Park, and G. S. Selwyn, Physics of Plasmas **6**, 2284 (1999).

[20] T. Nakamura, O. Saito, T. Ko, and T. Maruyama, Journal of Oral Rehabilitation **28**, 1080 (2001).

[21] S. Wang, V. Schulz-von der Gathen, and H. F. Dobele, Applied Physics Letters **83**, 8272 (2003).

[22] C. Cheng, P. Liu, L. Xu, L. Y. Zhang, and R. J. Zhan, Chin. Phys. Soc. **15**, 1544 (2006).

[23] D. H. Kim, C. H. Kim, Y. B. Yoon, D. H. Lee, W. G. Lee, and J. H. Jeong, *Electrical safety engineering* (Sin Kwang Munhwasa, Paju, 2008), pp. 23-48.

[24] J. H. U. Brown and J. F. Dickson III, *Advances in Biomedical Engineering* (Academic Press Inc., Missouri, 1973), pp. 223-248.

[25] G. S. Cho, D. H. Lee, J. Y. Lee, H. S. Song, D. H. Gill, J. H. Koo, E. H. Choi, S. B. Kim, B. S. Kim, J. G. Kang, M. R. Cho, M. G. Hwang, Y. Y. Kim, M. M. Kim, J. S. Kim, U. W. Lee, and S. C. Yang, J. Korean Vacuum Soc. **14**, 48 (2005).

≪Research Paper≫ Journal of the Korean Vacuum Society Vol.20 No.1, January 2011, pp.14～21

Characteristics of Plasma Plume with a Cylindrical Syringe Plasma Jet Device

H. K. Lim, D. J. Jin, J. H. Kim, S. H. Han, and G. S. Cho*

Department of Electrophysics /LCD-BLU Laboratory, Kwangwoon University, Seoul 139-701

(Received December 9, 2010, Revised January 19, 2011, Accepted January 20, 2011)

The plasma emission characteristics are investigated in cylindrical syringe plasma jet device. Cylindrical syringe electrode is applied AC power using inverter. In the center of syringe is injected into a inert gas and plasma jet occurs. If there is no ground electrode, firing voltage is 3 kV and plasma column length is 10 mm. According to high firing voltage and large current, the plasma column length control is difficult. The case of an internal ground electrode, firing voltage is 1 kV. Because of the losing current from internal ground, even if a higher input voltage, plasma emission does not occur. The case of an external ground electrode, the plasma column can be controlled between 0～10 mm with change the applied voltage from 1 to 2 kV, and the discharging current changed from 1 to 4 mA.

Keywords : Plasma, Plasma jet, Plasma emission, Firing voltage

* [E-mail] gscho@kw.ac.kr