

# 침형 상압 마이크로 플라즈마 장치에서 발생하는 전기장이 세포 사멸에 미치는 효과

論 文  
57-12-19

## The effect of RF electric fields from an atmospheric micro-plasma needle device on the death of cells

尹賢鎭\* · 孫采化\*\* · 金奎千\*\*\* · 李海準†  
(Hyun Jin Yoon · Chae-Hwa Shon · Gyoo-Cheon Kim · Hae June Lee)

**Abstract** - A non-thermal micro-size plasma needle is applicable for medical treatment because it includes radicals, charged particles, ultraviolet emission, and strong electric fields. The electric fields around the plasma needle device driven by a radio frequency wave are investigated in order to calculate the power delivered to the cell. A commercial multi-physics code, CFD-ACE, was utilized for the calculation of electric fields for the optimization of the needle structure. The electric field and energy absorption profiles are presented with the variation of the device structure and the distance between the needle and tissues. The living tissues effectively absorb the radio frequency power from the plasma needle device with the covered pyrex structure.

**Key Words** : Atmospheric plasma, Micro plasma needle, Two-dimensional simulation

### 1. 서 론

치료 목적의 의료용 고주파 전자파 발생 상압 플라즈마 필요성이 증가함에 따라 다양한 고주파 상압 플라즈마 장치의 요구가 증가하고 있다. 생체 내에 내시경으로 주입하고자 하는 장치의 크기는 수십 내지 수백 마이크로미터 정도가 대부분이기 때문에 전기장의 세기 및 생체조직에 흡수된 전기장의 에너지를 측정하는 것은 대단히 어려운 일이다. 또한 전자의 밀도 및 온도 측정을 Langmuir probe로 직접 측정하는 것 역시 쉽지 않다. 또한, 플라즈마 발생은 중성기체의 압력과 연관되어 있기 때문에 장치 내부에 나타나는 중성입자의 분포와 전기장의 분포를 이해할 필요성이 있다. 따라서 장치 주변에 일어나는 물리적 현상을 이해하기 위해서는 정확한 시뮬레이션 연구가 요구된다. 마이크로 플라즈마 장치에 노출된 생체조직은 플라즈마 내의 하전입자, 라디칼, 자외선, 그리고 전자기파에 의해 영향을 받는다. 전자기파와 플라즈마의 생체조직으로의 에너지 전달 경로는 매우 다르고 상당히 복잡하다. 최근 전자기파와 플라즈마를 이용한 암의 치료와 피부조직의 안정화에 관한 연구를 위해 상압의 micro-size의 전자파 발생 플라즈마 장치들이 고안되었고 연구되어져 왔다[1-17]. 라디오 주파수 영역의 고주파 발생장치를 통해 발생된 전자기파는 생체조직에 에너지를

전달하도록 고안되어 있다.

불필요하게 과다하게 노출된 전자기파가 생체조직에 흡수됨으로 인하여 생기는 여러 현상들에 대해서 Specific Absorption Rate(SAR)의 측정과 계산을 통해 인체에도 영향을 미칠 수 있음이 통신기계와 고전압선 연구를 통해 수행되어져왔다. 특히 주파수와 생체조직의 유전율과 같은 특성에 의해서 생체조직이 흡수하는 비율이 일정한 경향성이 있음이 보고되었다. 한편으로는 전자기파의 에너지를 이용한 치료와 진단에 대해서도 연구되어지고 있다. 미국의 Marvin Ziskin 교수는 흑색종 암세포에 mm파 (42, 53, 61 GHz)를 조사하여 치료하는 연구를 생쥐 실험을 통해 수행하여 효과가 있음을 발표하였고, 또한 mm파를 인체에 조사하여 환자의 고통을 경감하는 물핀효과가 있음을 증명하였다[18-19]. 일본의 Isama Nagano 교수는 혈장자화 물질을 암세포에 주입하여 외부 자기장을 통해 열을 발생시킴으로써 암을 사멸시키는 유도 열치료 기술을 소개하였다[20].

미국의 Luther Kloth 교수는 Bio-electromagnetic stimulation 기술로 27 MHz 의 고주파 전기장을 이용하여 상처 조직이 치료될 수 있음을 임상실험 결과를 통해 발표하였다[21]. 이와같이, 전자파를 이용한 피부종양의 치료, 통증의 치료, 자기장을 이용한 열치료, 전기장을 이용한 상처의 치료 등의 가능성이 많은 연구를 통해서 제시되고 있다. 또한 펄스 전기장을 이용하여 미생물의 세포막을 파괴하여 식품에서의 병원균을 제어할 수 있다. 전기장의 세기가 커지면 세포막의 이중 지방층이나 단백질이 불안정화되는 원리를 이용하여 미생물 세포를 파괴하는 기술이 연구되고 있다. 식품보존을 위한 병원균에 대한 파괴와 암 치료, 상처의 치료를 위한 목적으로 고주파의 전자파가 다양한 목적으로 이용되고 있다.

마이크로 크기의 고주파 전자기파 발생 상압 플라즈마 장치의 장점은 낮은 파워에서 고주파의 전자기파를 발생시킬

\* 非 會 員 : 釜山大 工大 電子電氣通信工學部 研究教授 · 理博

\*\* 正 會 員 : 韓國電氣研究院 電氣物理研究그룹 先任研究員

\*\*\* 非 會 員 : 釜山大 齒醫學科 助教授 · 理博

† 교신저자, 正會員 : 釜山大 工大 電子電氣通信工學部  
副教授 · 理博

E-mail : haejune@pusan.ac.kr

接受日字 : 2008年 10月 13日

最終完了 : 2008年 10月 24日

수 있으며, 열린 공간에서 작은 영역에서의 작동이 가능하여 국부적인 치료가 가능하다는 점이다. 여기서 발생하는 전자기파는 거의 수십 와트 미만의 작은 출력을 갖는다. 따라서 주변 세포에 다른 손상을 주지 않으면서 선택적으로 에너지를 가할 수 있기 때문에 biomedical 분야로의 사용이 가능하다는 장점이 있다. 그러나 의료용 고주파 치료기 등으로 사용되기 위해서는 다양한 세포에 대한 안정성이 요구된다. 다양한 구조를 가진 고주파 플라즈마 발생 장치로부터 전자기파와 플라즈마를 생성시켜 의료용으로의 사용 가능성을 조사하고 있고 치료효과의 연구를 위해서 박테리아, 세포, 그리고 생체 조직에 에너지를 가함으로써 연구를 하고 있다[1-9].

본 연구에서는 안정된 플라즈마를 얻기 위해 플라즈마 발생 전의 전기장의 분포를 상용 프로그램인 CFD-ACE 코드로 계산하였다 [22]. 전원장치는 13.56 MHz 라디오 주파수를 이용하였으며, Matching box를 이용하여 충분한 전압이 틱에 걸리도록 설계하였다. 그리고 세포 조직에 plasma needle로부터 발생하는 전기장에 의해서 흡수되는 에너지의 분포를 계산하여 Pyrex 덮개가 길게 침을 덮은 경우와 침이 노출된 두 가지 다른 구조의 경우에 대해서 세포와의 인접 거리에 따른 흡수분포와 흡수율을 계산 비교하였다.

2. 시뮬레이션 방법

전기장에 대해서는 아래의 식에서 시간에 대한 변화를 무시할 수 있는 Electrostatic 경우이므로 Laplace 방정식을 풀게 된다.

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla \Phi + \epsilon \nabla \frac{\partial \Phi}{\partial t}) = 0 \tag{3}$$

이때  $\Phi$ 는 전위,  $\sigma$ 는 conductivity,  $\epsilon$ 는 물질의 유전율을 뜻한다. 전기장은 다음과 같이 계산된다.

$$\vec{E} = -\nabla \Phi \tag{4}$$

Pyrex 덮개의 비유전율 값은  $\epsilon_r = 7$ 을 사용하였고, 생체 조직에 대해서는 증류수의 비유전율인  $\epsilon_r = 80(1 - j0.04)$  및 세포 내부에 전해질이 포함된 경우를 고려하여  $\epsilon_r = 80(1 - j0.1)$ 을 사용하였다.

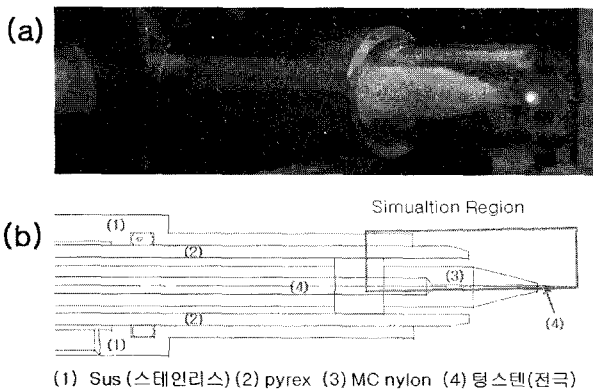


그림 1 (a) Plasma needle의 실제 구조와 (b) 2차원 시뮬레이션 영역의 설정

Fig. 1 (a) Plasma needle structure and (b) 2-dimensional simulation region.

그림 1의 상단의 plasma needle 장치의 실제 모양이며 하단은 그 평면도와 시뮬레이션에서 사용된 domain을 보여주고 있다. 동축상으로 플라즈마 needle이 위치하고 있어서 이곳으로 13.56 MHz의 고주파 전압이 matching box를 통해 인가하도록 설계되어져 있다(4). 전극을 다시 유전체(3)로 둘러싸여 있고, 투명 pyrex 덮개(2)의 내경은 6 mm 그리고 외경은 8 mm이다. (2)와 (3) 사이 공간에 기체가 주입된다. 이 덮개와 맞닿아서 밖에 있는 금속(1)이 접지 되어 있어서 power가 인가된 needle과 접지전극 사이에서 강한 전기장이 형성되고 여기에서 플라즈마가 발생하도록 설계되어져 있다. 그리고 pyrex 덮개의 바로 안쪽으로 He 이나 Ar 중성 가스를 흘려보내어서 flow를 형성하여 상압보다 낮은 전압에서 방전이 일어나도록 설계되어져 있다.

실제 관심 있는 영역은 needle의 끝부분이며 이 영역을 확대하여 시뮬레이션을 수행하였다. Pyrex 덮개의 길이를 짧게 하여 시뮬레이션 영역에서의 전기장의 공간 분포를 관찰하였고, needle의 끝 부분에 세로로 생체조직 (living tissue)과 같은 성질을 가질 것으로 추정되는 유전체를 놓아서 내부에 발생 되는 전기장과 흡수되는 에너지를 계산하였다. 실제로 인간의 생체조직과는 약간의 차이가 있지만, 이러한 parameter에 대해서 시뮬레이션에서 얻어지는 물리적인 현상은 같기 때문에 유용한 정보를 얻을 수 있다. 시뮬레이션 영역은 그림 1에서와 같이 축 방향의 가로 길이 25-30 mm와 동경 방향의 높이 16 mm로 길이 방향이 긴 모양을 가진다. 유한체적법 (finite volume method) 방식을 사용하는 2 차원 시뮬레이션을 위한 셀의 개수는 가장 작은 구조에서 총 24000개이다. 중심축의 needle 전극에 13.56 MHz의 주파수를 갖는 1-100 V의 사인파 전압을 인가한다.

3. 결 과

그림 2는 plasma needle에 전압을 100 V를 인가하였을 때 주변부에 형성되는 전기장의 z축 방향 성분을 보여준다. 여기에서는 원통 좌표계를 사용하였으며 축대칭으로 2차원 상에서의 시뮬레이션을 수행하였다. r = 0 인 위치에 needle의 중심이 자리 잡고 있고, 반지름이 6 - 8 mm 사이에 고리 모양의 접지전극이 위치하고 있다. 이 때 전기장의 z 방향 성분은 생체조직과 needle 사이에 국부적으로 강하게 집중되어 있으며 이 부분에서 플라즈마를 발생시킬 수 있다. 또한 이 전기장의 에너지가 세포에 강하게 침투하여 세포에 에너지를 전달하는 것이 확인되었다.

그림 3은 plasma needle에 전압을 100 V 인가하였을 때 주변부에 형성되는 전기장의 동경방향 성분을 나타낸 것이다. 그림 3과 마찬가지로 조건에서 원통 좌표계를 사용하였으며 축대칭으로 2차원 상에서의 simulation을 수행하였다. 이 때 전기장의 r방향 성분은 needle의 끝뿐만 아니라 반지름 6 - 8 mm 사이에 형성된 고리모양의 접지 전극과 needle 사이에도 강하게 형성되고 있음을 확인 할 수 있으며 따라서 그림 1에 보인 바와 같이 이 부분에서도 역시 약한 플라즈마가 발생되기도 한다. 이 동경 방향의 전기장의 에너지는 z 축 방향의 전기장에 비해서 생체조직까지 도달하는 전기장의 크기가 약하므로 세포에 흡수되는 에너지는 z축 방향 성분의 전기장이 주효한 영향을 미친다. 그림 2에서의 needle

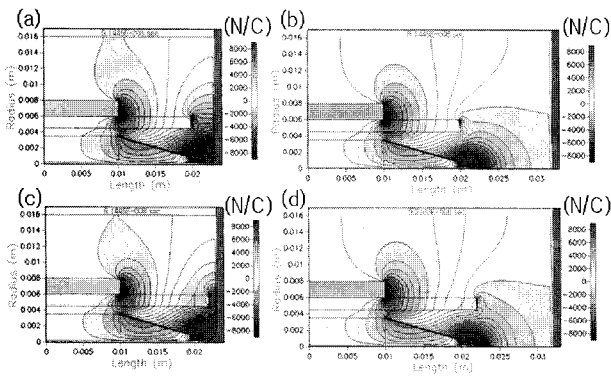


그림 2 Open needle 의 경우 needle과 세포벽 사이간격이 (a) 1 mm 떨어졌을 때, (b) 10 mm 떨어졌을 때의 전기장의 z 방향 성분의 크기 및 covered needle 의 경우 needle과 세포벽 사이간격이 (c) 1 mm 떨어졌을 때와 (d) 10 mm 떨어졌을 때의 전기장의 z 방향 성분의 크기

Fig. 2 The z-component of the electric fields with the distances between needle and cells of (a) 1 mm, (b) 10 mm in open needle, and of (c) 1 mm, (d) 10 mm in covered needle with a pyrex tube.

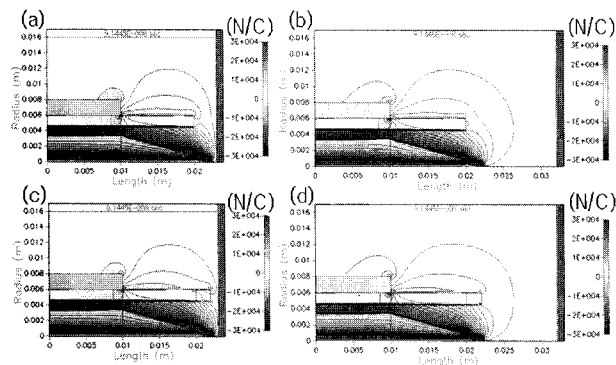


그림 3 Inlet initial pressure가 2 기압 일 때 open needle 의 경우 needle과 세포벽 사이간격이 (a) 1 mm 떨어졌을 때, (b) 10 mm 떨어졌을 때의 전기장의 r 방향 성분의 크기 및 covered needle 의 경우 needle과 세포벽 사이간격이 (c) 1 mm 떨어졌을 때와 (d) 10 mm 떨어졌을 때의 전기장의 r 방향 성분의 크기

Fig. 3 The r-component of the electric fields with the distances between needle and cells of (a) 1 mm, (b) 10 mm with an open needle, and of (c) 1 mm, (d) 10 mm with a covered needle with a pyrex tube.

근처에서의 z축 방향의 전기장의 최대값의 크기는 60000 N/C 으로 그림 3에서의 동경 방향의 전기장의 최대값의 크기 40000 N/C에 비해서 상대적으로 큰 값을 갖는다. 전기장의 크기는 실제로 z축 방향의 성분이 더 크며, 이 동경방향 성분의 전기장은 방전을 일으키는데 관여하며 또한 플라즈마의 거동에 영향을 미치게 된다.

그림 4는 plasma needle 장치에 1 V 인가하였을 때 주변부에 형성되는 등전위선의 분포를 나타낸 것이다. 100 V의 고주파 전압을 인가하였을 때에도 등전위의 분포 모양은 scale만 다를 뿐 정확히 일치한다. 접지 전극과 고주파 전압이 인가된 전극 사이에는 pyrex 가 위치하고 있으며  $\epsilon_r = 7$ 을 사용하여 시뮬레이션을 수행하였다. 이 pyrex 덮개에 의해 전기장의 왜곡 현상이 나타나게 된다. Plasma needle 과 생체조직의 거리가 1 mm로 매우 가까울 때는 그림 4 (a) 와 (c)와 같이 needle과 마주보는  $r = 0$  mm 인 중심축 부근에서 생체조직 내부의 전기장의 크기가 높은 것으로 나타났으며, 반면에 needle과 생체조직의 거리가 10 mm의 거리로 멀리하였을 때는 그림 4 (b) 와 (d) 같이 동축의 중심에서 벗어난 곳에서 생체조직 내부에서의 전기장의 크기가 가장 크게 관측되었다. 이 생체조직을 왼쪽 방향에서 보게 되면 디스크의 중심부에서는 낮은 전기장이 도넛 모양으로 형성되었으며 그리고 고리 모양의 주변부에서는 높은 전기장이 관측된다. Pyrex 덮개가 needle을 열린 상태의 구조로 설계하였을 때보다 덮개가 needle을 덮은 상태가 되도록 만들었을 때 r 방향 성분의 전기장이 점점 더 커져 2차원 상에서 관측할 때 전기장의 분포가 전반적으로 넓은 중심을 그리면서 분포됨을 알 수 있다.

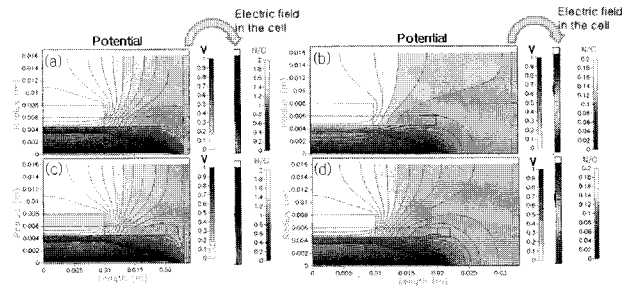


그림 4 Open needle 의 경우 needle과 세포벽 사이간격이 (a) 1 mm 떨어졌을 때, (b) 10 mm 떨어졌을 때의 needle에 1 V의 전압을 인가하였을 때 전위 분포와 오른쪽의 생체조직 내부에 형성된 전기장의 분포, 그리고 위와 같은 조건에서 covered needle 의 경우 needle과 세포벽 사이간격이 (c) 1 mm 떨어졌을 때와 (d) 10 mm 떨어졌을 때의 전위 분포와 오른쪽의 생체조직 내부에 형성된 전기장의 분포

Fig. 4 The potential profiles are shown for the case with 1 V for the needle with the distances to cells of (a) 1 mm, (b) 10 mm with an open needle, and of (c) 1 mm, (d) 10 mm with a covered needle and pyrex tube. Also, the electric fields in the cell structure are shown at the right-hand side of each figure.

그림 5는  $r = 0$  mm 의 동축상의 plasma needle 장치에 1 V의 전압을 인가하였을 때 주변부에 형성되는 전기장의 분포를 나타낸 것이다. 높은 전압을 인가하였을 때에도 scale만 다를 뿐 전기장의 분포 모양은 일치한다. 반지름 6-8 mm 사이에 위치한 고리 모양의 접지전극 내부에는 전

기장이 존재하지 않으며, 반지름 4.5-6 mm 사이에 위치한  $\epsilon_r = 7$  인 pyrex 덮개 내부에도 작지 않은 전기장이 존재하게 된다. 전기장의 크기는 needle의 주변부에 강하게 형성되며 거리가 멀어질수록 약화된다. 인가전압이 충분히 클 경우에는 Plasma needle 주변부에 생기는 강한 전기장으로 말미암아 플라즈마가 발생되는데, 그림 1(a)에서의 플라즈마가 발생된 분포의 사진과 그림 5에서 밝게 표시된 전기장이 큰 영역의 모양이 거의 일치됨을 확인 할 수 있다. 생체세포 내부에 침투되는 전기장의 크기는 2 N/C 미만으로 전 시물레이션 공간의 전기장에 비해 매우 작기 때문에 그림 4에서 생체조직 내부에서의 전기장과 분리하여 그렸다.

그림 6은 plasma needle에 13.56 MHz의 고주파 전압을 인가하였을 때 한주기의 시간 변화에 따른 생체조직 내부에서 흡수한 에너지 분포를 나타낸 것이다. 이 때 전기장에 의해 흡수된 에너지는  $\vec{J} \cdot \vec{E}$ 의 공간적분에 의해서 계산된다. Pyrex 덮개가 needle을 완전히 덮지 못하게 만들어 needle이 덮개 밖으로 노출된 구조에서 시물레이션을 수행하였다.  $r = 0$  mm의 동축 중심에서 생체조직 내부에 흡수하는 에너지가 가장 높게 나타나서 플라즈마 needle의 중심에 가까운 부분에 에너지가 가장 많이 흡수된다는 사실을 알 수 있다. 이 때의 생체조직의 조건은 생체조직의 구성 성분이 가장 많이 포함된 물을 기준으로 비유전율  $\epsilon_r = 80(1 - j0.04)$ 의 조건으로 시물레이션을 수행하였다. 전자기파의 에너지 흡수율은 pyrex 덮개의 영향을 거의 받지 않는 것으로 나타났다.

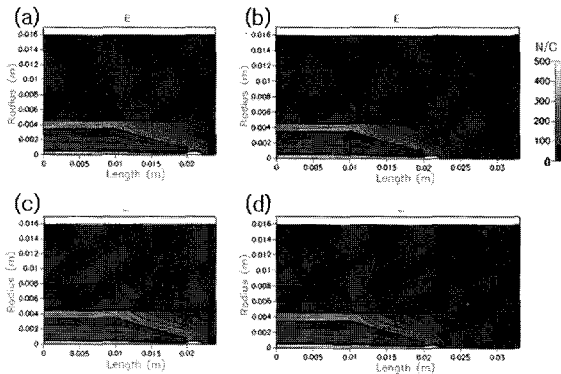


그림 5 Open needle의 경우 needle과 세포벽 사이간격이 (a) 1 mm 떨어졌을 때, (b) 10 mm 떨어졌을 때의 needle에 1 V의 전압을 인가하였을 때 전체 시물레이션 공간에 형성된 전기장의 크기 분포 및 위와 같은 조건에서 covered needle의 경우 needle과 세포벽 사이간격이 (c) 1 mm 떨어졌을 때와 (d) 10 mm 떨어졌을 때의 전기장의 분포

Fig. 5 The amplitude distributions of electric fields with applied by 1 V to the needle with the distances between needle and cells of (a) 1 mm, (b) 10 mm with an open needle, (c) 1 mm, (d) 10 mm with a covered needle with pyrex tube.

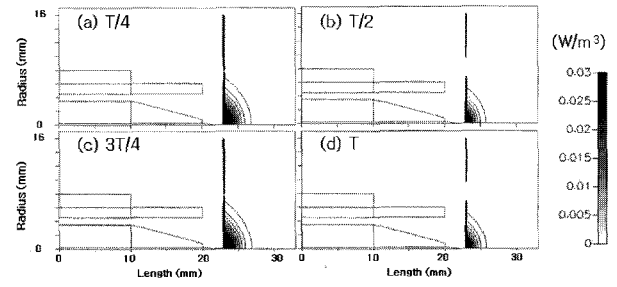


그림 6 13.56 MHz, 100 V 전압이 인가된 개방형 needle의 경우 needle과 생체조직 세포벽 사이간격이 1 mm 떨어졌을 때 한 주기 동안의 각 위상에 따른 에너지 흡수 분포. 이 때 생체조직의 비유전율은  $\epsilon_r = 80(1 - j0.04)$ 이다.  
Fig. 6 The absorption power profiles for an open needle with 13.56 MHz of frequency, 100 V of apply voltage and 1 mm of the gap distance between needle and cells at each phases of 1 cycle. The relative dielectric constant of this living tissue is considered to be  $\epsilon_r = 80(1 - j0.04)$ .

그림 7 역시 그림 6과 같은 조건인 13.56 MHz의 고주파 전압 100 V를,  $r = 0$  mm의 동축상에 위치한 needle에 인가하였을 때 전기장에 의해 생체조직에 흡수되는 에너지의 2차원 분포 모양을 시간에 따라서 나타낸 것이다. Plasma needle 장치의 pyrex 덮개의 길이를 needle을 덮을 수 있도록 길이를 길게 하여 구조를 변경한 후 시물레이션을 수행하였다. 에너지 흡수 분포의 모양이 그림 7과 같이 동경 방향으로 더 길게 확산되어져 감을 볼 수 있다. 이것은 그림 2(c)에서의 전기장의 z 방향 성분과, 그림 3(c)의 r 방향 성분의 크기가 pyrex 덮개의 영향으로 덮개가 없는 구조에서의 전기장인 그림 2(a), 3(a) 경우 보다 덮개 근처에서 강화되기 때문이다.

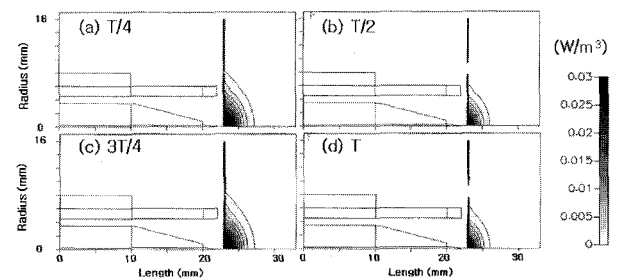


그림 7 고주파 13.56 MHz, 100 V 전압이 인가된 covered needle의 경우 needle과 생체조직 세포벽 사이간격이 1 mm 떨어졌을 때 한 주기 동안의 각 위상에 따른 에너지 흡수 분포. 이 때 생체조직의 비유전율은  $\epsilon_r = 80(1 - j0.04)$ 이다.  
Fig. 7 The absorption power profiles for the covered needle with a pyrex tube with 13.56 MHz of frequency, 100 V of apply voltage and 1 mm of the gap distance between needle and cells at each quarter phase of 1 cycle. The relative dielectric constant of this living tissue is considered to be  $\epsilon_r = 80(1 - j0.04)$ .

그림 8은 인가된 고주파 교류 전압의 최대 지점에서 흡수된 전기장 에너지 분포에 대한 시뮬레이션 결과이다. 그림 8의 (a)와 (c)는 pyrex 덮개의 길이를 짧게 해 needle을 노출 시켰고 (b)와 (d)는 덮개를 길게 해 needle을 덮는 모양으로 구조를 변경시켰다. 그리고 그림 8의 (a)와 (b)에서의 생체조직은  $\epsilon_r = 80(1 - j0.04)$ 을 사용하였고, (b)와 (d)에서는  $\epsilon_r = 80(1 - j0.1)$ 의 값을 사용하였다. 덮개가 충분히 긴 구조를 가진 plasma needle 장치에서 발생한 전기장에 의해 침투된 에너지가 생체조직에 더 넓게 그리고 더 깊게 흡수됨을 알 수 있다. 그림 8의 (b)와 (d)의  $\epsilon_r = 80(1 - j0.1)$ 의 값을 사용한 경우가 (a)와 (c)의  $\epsilon_r = 80(1 - j0.04)$ 인 경우보다 에너지가 더 많이 흡수된 것은 에너지 흡수율은 conductivity의 영향이 더 크기 때문이다. 그림 8에서 고주파 전압이 걸릴 때 한 주기 동안 생체조직에서의 에너지 흡수율은 (a) 0.039 %, (b) 0.099 %, (c) 0.045 %, 그리고 (d) 0.113 %로 생체조직에서 에너지를 흡수시키기 위한 목적으로 전기장을 발생시킨다면 pyrex 덮개를 needle을 덮을 정도로 길게 한 (b)와 (d)의 구조가 효율적임을 알 수 있다.

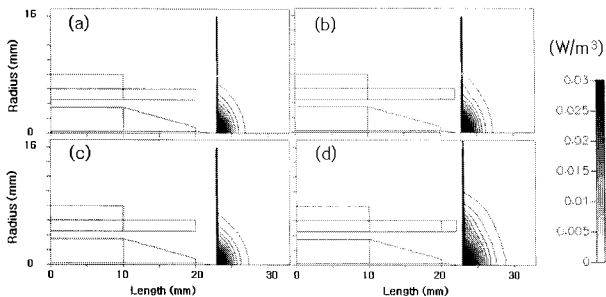


그림 8 13.56 MHz, 100 V 전압 인가 시 (a), (c) open needle 구조를 가진 경우와 (b), (d) covered needle 구조를 가진 경우 needle과 생체조직 세포벽 사이간격이 1 mm 떨어졌을 때 한 주기 동안의 에너지 흡수 분포. 생체조직의 비유전율은 (a), (b)에서  $\epsilon_r = 80(1 - j0.04)$ , (c), (d)에서는  $\epsilon_r = 80(1 - j0.1)$ 임.

Fig. 8 The average absorption power profiles during 1 cycle with 13.56 MHz of frequency, 100 V of apply voltage and 1 mm of the gap distance between needle and cells (a), (c) in open needle and (b), (d) in covered needle with pyrex tube. The relative dielectric constant of this living tissue is considered by (a), (b)  $\epsilon_r = 80(1 - j0.04)$  and (c), (d)  $\epsilon_r = 80(1 - j0.1)$ .

그림 9는 배양된 G361 Melanoma (흑색종) 세포에 전기장을 인가하기 전과 후의 세포 사멸 효과를 보여준다. 그림 9(a)에서는 전기장 인가 전의 정상적인 세포를 보여주는데, 대다수의 세포가 방추형 모양을 유지하고 있다. 배양액이 담긴 용기 앞에 그림 8(d)와 같은 상황으로 전기장을 인가한 후 15초가 지나면 그림 9(b)와 같이 대다수의 세포가 사멸되어 둥글고 납작한 모양으로 바뀌는 것을 알 수 있다.

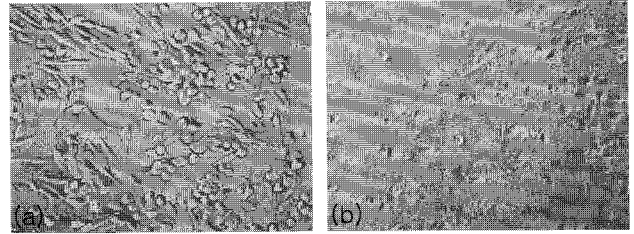


그림 9 G361 흑색종 세포에 대한 실험 결과. (a) 전기장 처리 전의 정상세포 (b) 처리 후의 세포 사멸

Fig. 9 The experimental result of G361 melanoma cells are shown for (a) control cells and (b) the death of melanoma cells exposed by the electric field.

#### 4. 결론

본 연구에서는 상용 CFD-ACE code를 이용하여 plasma needle 장치에 라디오주파수의 전압을 인가하였을 때 주변에 형성되는 한 주기 동안의 전위와 전기장의 분포를 계산하였다. 또한 전기장이 생체조직 내부에 침투되어 흡수되는 에너지 분포를 계산하여 플라즈마 발생장치의 구조 변화, 세포 조직까지의 거리, 그리고 세포 조직의 loss tangent의 크기에 따라서 어떻게 달라지는지를 관찰하였다. 이 장치에 인가한 고주파의 전압에 의한 전자기파의 에너지 흡수에 의해서 세포의 파괴 혹은 자멸사에 이를 수 있을 만큼의 에너지를 제공한다는 사실이 이미 보고되었는데 [3-8, 15-16], 각각의 경우에 대해서 생체조직에 어떤 모양으로 에너지가 흡수되며, 흡수된 에너지의 크기가 얼마인지를 계산하였다. 생체조직에 Plasma needle 장치의 pyrex 덮개를 needle의 끝을 덮을 만큼 충분히 크게 할 때 전자기파 에너지의 0.113 %를 흡수하여 pyrex 덮개가 열린 구조 일 때의 0.099 % 보다 12.38 % 더 많은 에너지를 흡수하게 된다. 따라서 이 구조가 생체조직에 존재하는 세포에 가장 분포면적을 넓게 하고 깊은 곳까지 에너지를 전달할 수 있는 가장 효율적인 구조임을 알 수 있었다. 또한, 이러한 구조를 지닌 장치를 이용하여 흑색종 세포에 전기장을 가해 세포를 사멸시키는 것이 가능하다는 것을 실험으로 보였다.

#### 감사의 글

이 논문은 2005년도 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국 학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (KRF-2005-042-D00132).

#### 참고 문헌

- [1] G. Fridman, G. Friedman, A. G. Gutsol, A. B. Shekhter, V. N. Vasilets, A. Fridman, Plasma Process. Polym., vol. 5, pp. 503-533, January 2008.
- [2] J. F. Kolb, A.-A. H. Mohamed, R. O. Price, R. J. Swanson, A. Bowman, R. L. Chiavarini, M. Stacey, and K. H. Schoenbach, Appl. Phys. Lett., vol. 92, pp. 241501-1 - 241501-3, June 2008.
- [3] K. H. Schoenbach, S. Xiao, R. P. Joshi, C. J. Thomas,

- T. Heeren, J. F. Kolb, S. and J. Beebe, Plasma Sci. IEEE Trans., vol. 36, no. 2, pp. 414-422, April 2008.
- [4] U. Pliquett, R.P. Joshi, V. Sridhara, K.H. Schoenbach, Bioelectrochem., vol. 70, pp. 275-282, 2007.
- [5] K. H. Schoenbach, B. Hargrave, R. P. Joshi, J. F. Kolb, R. Nuccitelli, C. Osgood, A. Pakhomov, M. Stacey, R. J. Swanson, J. A. White, S. Xiao, and J. Zhang, IEEE Trans. Dielectr. Electr. Insul., vol. 14, no. 5, pp. 1088 - 1119, October 2007.
- [6] E.M. Hall, K.H. Schoenbach, and S.J. Beebe, Apoptosis, vol. 12, pp. 1721-1731, May 2007.
- [7] R. Nuccitelli, U. Pliquett, X. Chen, W. Ford, R. J. Swanson, S. J. Beebe, J. F. Kolb, and K. H. Schoenbach, Biochem. Biophys. Res. Commun., vol. 343, pp. 351-360, February 2006.
- [8] Q. Hu, S. Viswanadham, R. P. Joshi, K. H. Schoenbach, S. J. Beebe, and P. F. Blackmore, Phys. Rev. E, vol. 71, pp. 031914-1 - 031914-9, March 2005.
- [9] J. Deng, K.H. Schoenbach, E.S. Buescher, P.S. Hair, P.M. Fox, and S.J. Beebe, Biophys. J., vol. 84, pp. 2709-2714, 2003.
- [10] Y Sakiyama and D B Graves, J. Phys. D, vol. 39, pp. 3644-3652, August 2006.
- [11] Y Sakiyama and D B Graves, J. Appl. Phys., vol. 101, pp. 073306-1 - 073306-9, April 2007.
- [12] Y Sakiyama and D B Graves, IEEE Trans. Plasma Sci., vol. 35, no. 5, pp. 1279-1286, October 2007.
- [13] K. H. Becker, K. H. Schoenbach, and J. G. Eden, J. Phys. D., vol. 39, pp. R55-R70, January 2006.
- [14] J. J. Shi and M. G. Kong, J. Appl. Phys., vol. 97, 023306, (2004).
- [15] H. J. Lee, H. J. Yoon, C. H. Shon and G. C. Kim, Int. Symp. Plasma Chem.(ISPC), vol. 18, p. 110, August 2006.
- [16] 손채화, 김규천, 이해준, "RF 플라즈마 및 전기장의 흑색종 (G361 melanoma) 세포에 대한 사멸효과", 대한 전기학회 논문지, 56호, 제 11권, pp. 1972-1977, 2007. 8.
- [17] Y. Tanaka, S. Iizuka, Thin Solid Films, vol. 506, pp. 436-439, 2006.
- [18] I. Szabo, J. Kappelmayer, S. I. Alekseev, M. C. Ziskin, Bioelectromagnetics, vol. 27, no. 3, pp. 233-244, April 2006.
- [19] M. K. Logani, I. Szabo, V. Makar, A. Bhanushali, S. Alekseev, M. C. Ziskin, Bioelectromagnetics, vol. 27, pp. 258-264, January 2006.
- [20] S. Takamatsu, O. Matsui, T. Gabata, S. Kobayashi, M. Okuda, T. Ougi, Y. Ikehata, I. Nagano and H. Nagae, Radiat. Med., vol. 26, no. 4, pp. 179-187, May 2008.
- [21] M. M. Stanasic, B. Provo, D. Larson, L. Kloth, Adv. Skin Wound Care., vol. 18, no. 9, pp. 484-490, November 2005.
- [22] <http://www.cfdrc.com/>

## 저 자 소 개



### 윤 현 진 (尹賢鎭)

1968년 1월 18일생. 1999년 동아대 물리학과 박사. 2006년~현재 부산대학교 BK21 영상IT 산학공동사업단 연구교수  
Tel : (051) 510 7335  
Fax : (051) 513 0212  
E-mail : bnisee@yahoo.com



### 손 채 화 (孫采化)

1967년 12월 15일생. 2001년 포항공대 물리학과 박사 졸업. 2003년 11월~현재 한국전기연구원 전기물리연구그룹 선임연구원.  
Tel : (055) 280-1490  
Fax : (055) 280-1419  
E-mail : chshon@keri.re.kr



### 김 규 천 (金奎千)

1967년 3월 26일생. 2001년 부산대학교 자연과학대 생물학과 박사 졸업. 2004년 3월~현재 부산대학교 치의학과의 조교수.  
Tel : (051) 240-7970  
Fax : (051) 244-7399  
E-mail : ki91000m@pusan.ac.kr



### 이 해 준 (李海準)

1972년 2월 25일생. 1998년 포항공대 물리학과 박사 졸업. 2004년 3월~2008년 2월 부산대학교 전자전기통신공학부 조교수. 2008년 3월~현재 부산대학교 전자전기통신공학부 부교수  
Tel : (051) 510 3516  
Fax : (051) 513 0212  
E-mail : haejune@pusan.ac.kr