(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0023588
(43) 공개일자 2013년03월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 1/44 (2006.01) *A61B 18/00* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2011-0086471
(22) 출원일자 2011년08월29일
심사청구일자 2011년08월29일

(71) 출원인
박찬흠
강원도 춘천시 승지골길16번길 47, 주공 뜨란채 APT 1006동 1003호 (퇴계동)
이정민
경기도 구리시 원수택로12번길 27, 201호 (수택동)
(뒷면에 계속)
(72) 발명자
박찬흠
강원도 춘천시 승지골길16번길 47, 주공 뜨란채 APT 1006동 1003호 (퇴계동)
박성진
제주특별자치도 제주시 외도일동 560-2 외도2차 부영아파트 204-206
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
배성호, 진수정, 정태훈, 오용수

전체 청구항 수 : 총 12 항

(54) 발명의 명칭 **병렬 구동 마이크로 플라즈마 창상 치료 장치**

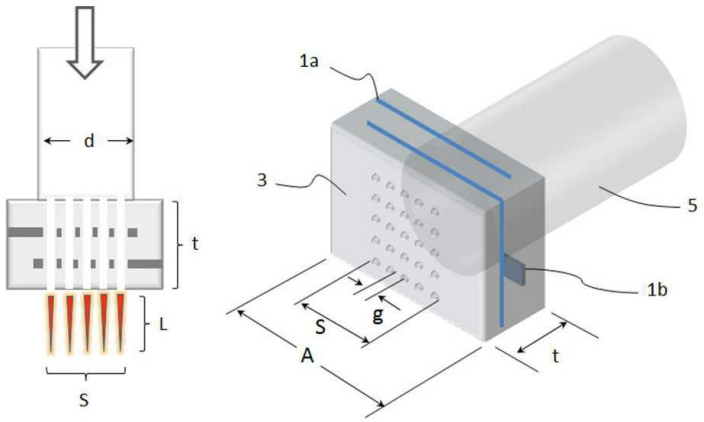
(57) 요 약

본 발명은 의학적 치료 등의 목적으로 사용될 수 있는 마이크로 플라즈마 창상 치료 장치에 관한 것으로, 구체적으로 마이크로 플라즈마 제트를 발생시키는 마이크로 플라즈마 제트 어레이; 상기 마이크로 플라즈마 제트 어레이를 구동시키기 위한 전원장치; 상기 마이크로 플라즈마 제트 어레이에 플라즈마 발생 기체를 배송하고 기체의 압력 및 양을 조절하기 위한 기체 배송 및 조절장치 및 상기 마이크로 플라즈마 제트 어레이로부터 발생되는 플라즈마 제트의 특성을 조절하기 위한 부대장치를 포함한다.

본 발명의 장치는 소형이며 휴대성이 높고 다양한 형태의 국부 면적을 치료할 수 있는 기계적인 유연성(flexibility)을 갖는다. 또한, 본 발명의 장치는 발생시키는 플라즈마 제트의 특성 조절이 용이하고 동일한 크기의 다수개의 마이크로 플라즈마 제트 어레이에 의해 치료 효과의 선택성, 균일성 및 효율을 높일 수 있다는 장점이 있다.

본 발명의 마이크로 플라즈마 형성 장치는 저가의 일회용 의료 기구에 적용될 수 있다.

대 표 도 - 도3



(71) 출원인

박성진

제주특별자치도 제주시 외도일동 560-2 외도2차 부영아파트 204-206

이옥주

강원도 춘천시 삭주로145번길 15, 춘천아파트 102동 208호 (후평동)

(72) 발명자

이옥주

강원도 춘천시 삭주로145번길 15, 춘천아파트 102동 208호 (후평동)

이정민

경기도 구리시 원수택로12번길 27, 201호 (수택동)

특허청구의 범위

청구항 1

마이크로 플라즈마 제트를 발생시키는 마이크로 플라즈마 제트 어레이;

상기 마이크로 플라즈마 제트 어레이를 구동시키기 위한 전원장치;

상기 마이크로 플라즈마 제트 어레이에 플라즈마 발생 기체를 배송하고 기체의 압력 및 양을 조절하기 위한 기체 배송 및 조절장치 및

상기 마이크로 플라즈마 제트 어레이로부터 발생되는 플라즈마 제트의 특성을 조절하기 위한 부대장치를 포함하는 것을 특징으로 하는 마이크로 플라즈마 창상 치료 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 마이크로 플라즈마 제트 어레이는,

플라즈마 제트를 형성시키는 전극(1a 및 1b) 및 플라즈마 제트가 형성되는 공간인 마이크로 캐비티(Microcavity)(2)가 배열된 본체(3); 및

상기 본체에 가스를 공급하는 가스 공급부(5)를 포함하는 것을 특징으로 하는 마이크로 플라즈마 창상 치료 장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 마이크로 플라즈마 제트의 길이는 0.5 ㎜ 내지 1 ㎝ 인 것을 특징으로 하는 마이크로 플라즈마 창상 치료 장치.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 마이크로 플라즈마 제트 어레이는 상압 및 상온에서 병렬 구동하는 것을 특징으로 하는 마이크로 플라즈마 창상 치료 장치.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 마이크로 플라즈마 제트 어레이는 교류 또는 펄스형 직류에 의해 구동하는 것을 특징으로 하는 마이크로 플라즈마 창상 치료 장치.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 가스 공급부는 0.1-10 SLM 범위의 유동속도로 가스를 공급하는 것을 특징으로 하는 마이크로 플라즈마 창상 치료 장치.

청구항 7

제 2 항에 있어서,

상기 마이크로 캐비티는 1 ㎛ 내지 2 ㎜ 범위의 직경을 가지는 것을 특징으로 하는 마이크로 플라즈마 창상 치료 장치.

청구항 8

제 2 항에 있어서,

상기 마이크로 캐비티는 2개 이상임을 특징으로 하는 마이크로 플라즈마 창상 치료 장치.

청구항 9

제 2 항에 있어서,

상기 마이크로 플라즈마 제트 어레이 본체는 플라스틱, 세라믹, 유리 또는 이들의 조합으로 이루어지는 것을 특징으로 하는 마이크로 플라즈마 창상 치료 장치.

청구항 10

제 1항에 있어서,

플라즈마 특성 조절용 부대장치는 다공성 또는 메쉬 형태의 전도성 물질의 박막인 것을 특징으로 하는 마이크로 플라즈마 창상 치료 장치.

청구항 11

제 1항에 있어서,

플라즈마 특성 조절용 부대장치는 마이크로 플라즈마 제트 어레이와 치유 부위간의 간격을 조절하는 스페이서인 것을 특징으로 하는 마이크로 플라즈마 창상 치료 장치.

청구항 12

제 1항에 있어서,

플라즈마 특성 조절용 부대장치는 마이크로 플라즈마 제트 어레이간의 간격을 조절하는 스페이서인 것을 특징으로 하는 마이크로 플라즈마 창상 치료 장치.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 의학적 치료 등의 목적으로 사용될 수 있는 플라즈마 창상 치료 장치에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 마이크로 플라즈마는 상압에서 수 ㎜ 미만의 미세공간(부피)에 형성되는 전기적으로 비평형인 저온 플라즈마로서 다양한 분야에 응용되고 있다. 일정한 면적의 장치에 다수개의 마이크로 플라즈마를 형성하는 소자들을 종횡으로 배열하고 이를 통해 일정한 압력의 기체를 통과시키면서 전압을 인가하면 대면적에 걸쳐 병렬로 형성되는 마이크로 플라즈마 제트의 어레이를 얻을 수 있으며, 이와 접촉되는 대상의 생체 조직이나 세포에 물리적 화학적 변화를 유발하여 원하는 목적의 활성 또는 치료 효과 및 멸균 효과를 얻을 수 있다.

[0003] 그러나 현재 의료용으로 사용되고 있는 플라즈마 장치는 구성이 복잡하고, 사이즈가 커 사용에 불편한 점이 많다. 특히, 치료 부위가 미세하거나 곡면 등 시술이 용이하지 않은 부위일 경우 시술이 곤란하고, 시술 과정에서 주변 조직에 영향을 줄 수 있는 등 부작용이 뒤따르는 문제가 있다.

[0004] 한편, 최근 사용되는 용어 '마이크로 플라즈마 상압 제트' 는 편의상 작은 사이즈의 플라즈마를 의미하는 것으로, 실제로 본 발명에서 기술하고 있는 마이크로 사이즈의 소자나 형성되는 플라즈마의 크기(또는 부피)를 의미하는 것은 아니다. 또한 일부 연구논문에서 구현된 마이크로 사이즈의 플라즈마 제트가 1 ㎜ 미만의 플라즈마를 형성한 연구가 보고된 바 있으나, 이것 역시 다수의 마이크로 플라즈마 제트의 어레이를 병렬로 구동시키는 것과는 차이가 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본 발명은 다양한 면적 및 상태의 창상 치료, 살균 또는 완화에 이용될 수 있는 마이크로 플라즈마 창상 치료 장치 또는 치료용 시스템을 제공하고자 한다.

[0006] 또한, 본 발명은 종래 의료용 플라즈마 장치에 비해 매우 작으며, 휴대성이 높고, 기계적인 유연성(flexibility)을 갖는 마이크로 플라즈마 창상 치료 장치 또는 치료용 시스템을 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

[0007] 본 발명은 마이크로 플라즈마 제트를 발생시키는 마이크로 플라즈마 제트 어레이; 상기 마이크로 플라즈마 제트 어레이를 구동시키기 위한 전원장치; 상기 마이크로 플라즈마 제트 어레이에 플라즈마 발생 기체를 배송하고 기체의 압력 및 양을 조절하기 위한 기체 배송 및 조절장치 및 상기 마이크로 플라즈마 제트 어레이로부터 발생되는 플라즈마 제트의 특성을 조절하기 위한 부대장치를 포함하는 것을 특징으로 하는 마이크로 플라즈마 창상 치료 장치를 제공한다.

[0008] 바람직하게, 상기 마이크로 플라즈마 제트 어레이는 플라즈마를 발생시키는 전극(1a 및 1b) 및 마이크로 캐비티(Microcavity)(2)가 배열된 본체(3); 및 상기 본체에 가스를 공급하는 가스 공급부(5)를 포함한다.

[0009] 바람직하게, 상기 마이크로 플라즈마 제트의 길이는 0.5 ㎜ 내지 1 ㎝ 이다.

[0010] 바람직하게, 상기 마이크로 플라즈마 제트 어레이는 상압 및 상온에서 병렬 구동한다.

[0011] 바람직하게, 상기 마이크로 플라즈마 제트 어레이는 교류 또는 펄스형 직류에 의해 구동된다.

[0012] 바람직하게, 상기 가스 공급부는 0.1-10 SLM 범위의 유동속도로 가스를 공급한다.

[0013] 바람직하게, 상기 마이크로 캐비티는 1 ㎛ 내지 2 ㎜ 범위의 직경을 갖는다.

[0014] 바람직하게, 상기 마이크로 캐비티는 2개 이상이다.

[0015] 바람직하게, 상기 본체는 플라스틱, 세라믹, 유리 또는 이들의 조합으로 이루어진다.

[0016] 바람직하게, 상기 부대장치는 다공성 또는 메쉬 형태의 전도성 물질의 박막이다.

[0017] 바람직하게, 상기 부대장치는 마이크로 플라즈마 제트 어레이와 치유 부위간의 간격을 조절하는 스페이서이다.

[0018] 바람직하게, 상기 부대장치는 마이크로 플라즈마 제트 어레이간의 간격을 조절하는 스페이서이다.

발명의 효과

[0019] 본 발명의 장치는 플라즈마를 형성 및 발생시키는 소자의 직경이 수 ㎛ 내지 수 ㎜ 사이의 극소형으로, 장치의 전체 크기가 종래 의료용 플라즈마 장치에 비해 매우 작으며, 휴대성이 높고, 다양한 상태의 국부 면적을 치료할 수 있도록 기계적인 유연성(flexibility)을 갖는다.

[0020] 또한, 본 발명의 장치는 플라즈마를 형성 및 발생시키는 소자의 형태, 크기, 재료, 사용 기체의 종류 및 압력에 따라 전자 및 이온 밀도, 활성화된 원자 또는 분자, 전기장, 유도 자기장, 전달 에너지 등 플라즈마의 물리적 특성을 조절할 수 있어, 치료 부위에 따라 치료의 선택성 및 효율을 높일 수 있다는 장점이 있다.

[0021] 본 발명의 장치는 동일한 크기의 다수개의 마이크로 플라즈마 형성 및 발생 소자의 어레이를 구성함으로써, 고출력의 단일 플라즈마를 형성하는 종래 장치에 비해 치료 효과의 균일성 및 선택성을 높이고, 치료 부위 주변의 손상을 줄일 수 있다.

[0022] 또한 본 발명의 장치는 소재, 구성 및 제조 공정이 간단하므로 저가의 일회용 의료기구에 적용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0023] 도 1a는 본 발명 장치의 개략도이다.

도 1b는 본 발명과 종래 기술의 작동을 비교하는 단면도이다.

도 2는 마이크로 플라즈마 제트 어레이의 구성을 도시한 것이다.

도 3은 마이크로 플라즈마 제트 어레이 본체의 단면도 및 평면도이다.

도 4는 마이크로 플라즈마 제트 어레이 구동 형태의 실시예이다.

도 5는 마이크로 플라즈마 제트의 방출 스펙트럼이다.

도 6은 마이크로 플라즈마 제트 소자의 상온 구동 사진이다.

도 7은 플라즈마 제트 처리 전 및 후 유리 슬라이드에 떨어진 물방울의 접촉각 측정을 위해 촬영한 것이다.

도 8은 헬륨 가스 30초 처리(A), 플라즈마 제트 10초 처리 (B) 및 플라즈마 제트 30초 처리(C) 후 혈액 응고 검사(blood coagulation test) 결과를 촬영한 것이다.

도 9는 플라즈마 제트 15초 처리(A), 헬륨 가스 처리(B) 후 박테리아의 살균 효과를 촬영한 것이다.

도 10a는 창상 유발 직후(A) 및 7일 경과 후(B)의 창상 육안 사진이다.

도 10b는 창상의 치유면적을 시간 경과에 따라 나타낸 것이다.

도 11a 내지 도 11c는 대조군, 헬륨 가스 처리군, 플라즈마 제트 처리군에서의 창상 조직 변화를 나타낸 것이다(x20 배율, 창상 유발 직후 및 7일 경과 후 H&E, Masson's trichrome 염색).

도 12는 대조군(A), 헬륨 가스 처리군(B), 상온 플라즈마 제트 처리군(C)에서의 창상 조직 변화를 나타낸 것이다(x20 배율, 창상 유발 7일 경과 후 PCNA 면역화학염색).

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0024] 본 발명의 마이크로 플라즈마 창상 치료 장치는 플라즈마 형성에 사용되는 기체의 종류, 장치의 구성 및 구동 방식에 따라 다양한 경우의 의료 시술, 살균 또는 표면 개질 등의 용도로 사용될 수 있으며, 휴대성이 높은 것을 특징으로 한다.

[0025] 본 발명의 장치는 대면적 상에 마이크로 플라즈마를 형성 및 발생시키는 소자의 어레이(이하 '마이크로 플라즈마 제트 어레이'라 한다)를 형성하고 이를 병렬 구동시킨다.

[0026] 도1a는 본 발명 장치의 구성을 개략적으로 도시한 것이다.

[0027] 본 발명의 장치는 마이크로 플라즈마 제트 어레이(Microcavity Plasma Jet Array), 상기 마이크로 플라즈마 제트 어레이의 구동(driving)을 위한 전원 장치부(Power Source), 플라즈마(7)를 형성하는 기체의 배송 및 압력과 양을 조절하기 위한 기체 배송 및 조절부(Gas Delivery and Control) 및 선택적으로 치료 방식에 따라 마이크로 플라즈마의 특성을 조절하기 위한 부대장치(Auxiliary Discharge Components)를 포함한다.

[0028] 본 발명에서 사용되는 용어 “플라즈마 제트”는 플라즈마 제트 어레이로부터 발생되는 “플라즈마”를 의미한다. 따라서, “플라즈마 제트”와 “플라즈마”는 동일한 것으로 이해될 수 있다.

[0029] 본 발명의 장치와 종래 상압 플라즈마 치료 장치의 작동 상태를 비교 도시한 도1b를 보면, 본 발명 장치(III)의 경우 미세 단위의 마이크로 플라즈마를 통해 물리적인 특성 및 화학적인 반응 환경이 정확히 조절될 수 있어 원하는 부위를 선택적으로 치료할 수 있다. 단일 채널을 통해 강력한 플라즈마 제트가 발생되는 종래 장치(I)와 달리, 본 발명의 장치는 기체의 유동이 플라즈마 제트 어레이를 통과하면서 균등히 분배되므로, 세포 손상 등의 부작용이 억제된다. 또한 본 발명의 장치는 종래 장치에 비해 매우 짧은 거리의 플라즈마 제트를 형성한다. 도 1b 의 장치 II는 플라즈마 발생 면적이 전극 면적에 직접 비례하므로, 치료부위의 선택성이나 면적을 조절할 수 없고, 특히 제트에서 플라즈마 형성을 안정화시키는 순수 유동기체가 없어 대기상의 조건(성분, 온도, 습도)에

따라 균일한 플라즈마를 형성시킬 수 없다. 또한, 강한 국부 전기장 형성에 의한 필라멘트(filament)가 방전 중 불규칙하게 형성될 수 있어 일반적인 정상조직이나 유전자에 큰 손상을 줄 수 있고, 플라즈마 내 에너지 분포의 균일한 조절이 쉽지 않은 단점이 있다. 또한 매우 높은 구동전압을 인가하여야 하고 (>10 kV), 전극(접지)이 환자의 몸 자체이므로, 치료 환자에게 심리적인 불안정을 초래하거나, 생체전자장치를 신체 내에 삽입한 환자에게는 그 사용이 제한될 수 있다.

[0030] 도2는 마이크로 플라즈마 제트 어레이의 구성을 도시한 것이다.

[0031] 플라즈마(7)를 형성하기 위한 전극(1a 및 1b), 상기 전극 사이에 배열되는 것으로 플라즈마가 형성되고 그 크기가 결정되는 공간인 마이크로 캐비티(Microcavity)(2), 상기 전극 및 마이크로 캐비티를 포함하는 본체(3), 상기 본체에 플라즈마를 형성하는 기체를 주입하는 가스 공급부(5)로 구성되며, 상기 전극(1a 및 1b)은 통상의 접촉 방법에 의해 전원장치(6)와 연결된다.

[0032] 마이크로 플라즈마 제트 어레이는 본체의 두께를 수백 ㎛ 내지 cm 미만의 박막 형태로 제작함으로써 플랙서블한 장치의 구현이 가능하게 한다.

[0033] 마이크로 플라즈마가 형성되는 공간인 마이크로 캐비티(2)는, 그 직경에 따라 형성되는 플라즈마(7)의 직경이 결정된다. 본체 내 마이크로 캐비티의 배열은 다수 개의 캐비티가 본체를 세로로 관통하여 배열된 구조로서, 바람직하게 각 캐비티는 1 ㎛ 내지 2 ㎜ 범위의 직경을 갖는 미세한 원통형이다.

[0034] 본체(3)는 생체에 유해한 영향을 끼치지 않는 유리, 세라믹, 플라스틱 등으로 제작될 수 있으며, 구현하고자 하는 기능 또는 사용 목적에 따라 상기 재질을 두 가지 이상 함께 사용할 수 있다.

[0035] 본 발명의 장치는 상압에서 병렬 구동하는 것을 특징으로 한다. 이러한 병렬 구동을 위해 전극에 1~100 kHz 주파수 범위의 교류 또는 펄스 형태의 직류를 인가하여 마이크로 캐비티(2)에 전리 작용을 일으킴으로써 플라즈마를 형성한다.

[0036] 전극(1a 및 1b)은 플라즈마의 성능 및 전력 소모에 영향을 미치는 요소로 그 형태 및 크기에 따라 형성되는 전기장의 크기가 결정된다. 본 발명에서는 어레이 본체의 두께가 수백 ㎛ 내지 cm 미만의 박형이므로, 형성되는 전기장의 세기는 10^3 - 10^6 V/cm로 단위 부피 내에서 플라즈마를 형성하는 기체에 의해 높은 에너지가 인가될 수 있다. 이렇게 높은 에너지의 전기장은 통상 플라즈마 형성에 사용되는 헬륨(He), 아르곤(Ar) 등의 비활성 기체뿐만 아니라, 다양한 기체 원자 및 분자의 혼합 기체(Penning Mixtures) 또는 통상의 플라즈마 형성 장치로는 플라즈마 발생이 어려운 산소, 대기, 질소에 의하더라도 마이크로 플라즈마의 형성을 가능하게 한다. 따라서 본 발명의 장치는 헬륨과 같은 비교적 방전이 쉬운 비활성 기체 외에도 일반 대기에 의하더라도 구동이 가능하며, 전체 시스템에서 부피의 대부분을 차지하는 기체 배송 장치의 규모를 최소화함으로써 장치 전체의 크기를 감소시킬 수 있다.

[0037] 상기 플라즈마 형성을 위한 기체는 가스 공급부(5)를 통해 공급되며, 0.1-10 SLM 범위의 유동속도로 공급되어 병렬 구동이 가능하도록 한다.

[0038] 한편, 전극(1a 및 1b)은 높은 전기장 하에서 수명 연장 및 균일한 정전 방전(Capacitive Discharge)하에서 병렬 구동이 효율적으로 이루어지도록 하기 위해 균일도가 높은 보호층으로 덮여있다. 상기 보호층은 다양한 종류의 유전체로 이루어지며, 플라즈마의 특성에 맞게 선택된 유전체를 스크린 프린팅, 전기화학적 증착 또는 성장, 플라즈마 기상 증착, 스프레이 코팅 등의 방법으로 전극 주변에 균일한 두께로 형성할 수 있다.

[0039] 도3에는 마이크로 플라즈마의 물리적 및 화학적 특성과 마이크로 플라즈마 제트 어레이의 병렬 구동을 구현하는 주요 요소들을 나타내었다. 어레이에서 개별 마이크로 캐비티 사이의 간격(g)은 병렬 구동시 인가 전압(디바이스의 정전용량)과 형성되는 플라즈마의 전체 밀도를 결정한다. 어레이의 유효면적(S)은 치료 목적(또는 치료 부위의 크기)에 따라 변동이 가능하며, 소자면적(A)에 근접하게 제작될 수 있다. 어레이의 면적은 제작 방법에 의해 결정되지만, 이를 제한하는 요소가 적어 대면적으로의 제작이 용이하다. 형성되는 플라즈마 제트의 길이(L), 전자의 밀도 및 에너지는, 마이크로 캐비티(2)의 직경, 기체의 체류 시간을 결정하는 본체의 두께(t) 및 전극(1a 및 1b)의 배열 형태와 크기에 의존한다. 바람직하게, 상기 어레이로부터 발생되는 마이크로 플라즈마 제트의 길이는 0.5 ㎜ 내지 1 cm 이다.

[0040] 한편 전극(1a, 1b)의 간격이 증가할수록, 개별 캐비티의 구동에 필요한 전압이 증가하며, 이는 전원장치에 큰 부담이 될 뿐만 아니라 장치 내 미세 결함으로부터 불안정한 방전이 발생할 가능성이 높아져, 캐비티 간의 병렬 구동 조건이 깨지기 쉽다. 따라서 전극간 (1a, 1b)의 간격은 10㎜ 미만을 가지는 것이 좋다.

[0041] 기체 공급관(5)은 소재에 제한이 없으나, 유연한 마이크로 플라즈마 제트인 경우 그에 따라 기체 공급관도 유연한 소재를 사용하는 것이 바람직하다.

[0042] 도 4에는 마이크로 플라즈마 제트 어레이 구동 방식의 여러 실시예로서, 플라즈마 특성 조절용 부대장치(9 내지 12)를 사용하거나 어레이의 구조 및 재료를 조정하여 목적 또는 용도에 따른 바람직한 적용 형태를 도시한 것이다.

[0043] 방식I은 전형적인 병렬구동 마이크로 플라즈마 제트 어레이의 구동방식이다.

[0044] 방식 II은 다양한 패턴의 메쉬(Mesh) 형 접지 전극(9)을 구비한다. 이를 치료하고자 하는 부위에 부착함으로써 플라즈마 제트의 분사 방향을 유도하거나, 제트 길이의 조절 및 과다한 에너지 전달을 막을 수 있다.

[0045] 방식 III은 메쉬형 또는 다공성의 전도성 박막(10)을 구비한다. 이에 의해 전원과 연결하지 않고(electrically floating), 병렬 구동 및 플라즈마 제트의 형성 전압 또는 크기를 변화시킬 수 있다.

[0046] 방식 IV은 마이크로 플라즈마 제트 어레이에서 유동 기체의 양을 줄이거나, 마이크로 캐비티의 직경 또는 간격을 줄임으로써, 높은 방향성을 갖는 대신 약한 플라즈마 제트들이 주변으로 분산된(diffusive jets) 형태의 플라즈마를 형성할 수 있다. 이러한 플라즈마는 비교적 낮은 전자나 이온 밀도, 플라즈마에 손상되기 쉬운 민감한 조직의 처리 및 치료에 유리하게 사용된다.

[0047] 방식 V는 곡면 형태나 함몰된 부위의 치료에 적합한, 플랙서블(flexible) 마이크로 플라즈마 제트 어레이의 실시예를 도시한 것이다. 어레이 본체를 수백 ㎛ 내지 cm 미만의 박막 형태로 제작한다. 곡면 부위의 처리를 위해 치유 부위 곡면에 맞추어 제작하거나, 유연성이 뛰어난 재료를 사용하여 치료하고자 하는 부위 표면을 균일하게 덮은 다음 구동할 수 있다.

[0048] 방식 VI에서는 마이크로 플라즈마 제트 어레이 외부에 탈부착이 가능한 스페이서(11)가 구비된다. 상기 스페이서의 두께에 의해 마이크로 플라즈마 어레이와 치유 부위 간에 일정한 간격을 유지함으로써 균일한 치유 효과가 나타나도록 유도하는 것이다. 특히 스페이서(11)가 외부 대기로부터 제트 어레이가 차단되도록 밀폐된 형태로 제작되었을 때 스페이서 내부에서 특정 활성성분의 생성을 유도하거나, 산소 등을 포함한 유동 기체 사용시 스페이서 내 대기의 살균 효과를 극대화시킬 수 있는 효과를 가진다.

[0049] 방식 VII은 방식 VI에서와 마친가지로 마이크로 플라즈마 제트 어레이 외부에 탈부착이 가능한 스페이서(12)가 구비된다. 상기 스페이서는 개별 마이크로 캐비티로부터 나오는 플라즈마 제트들이 주변 제트와의 상호작용이 일어나지 않도록 차단해 주는 역할 및 방전시 전극부에서 발생하는 플라즈마의 물리적, 화학적 특성을 치유 부위까지 온전히 전달되도록 한다.

[0050] 상기 부대장치(9, 10)는 탈부착이 가능하므로 플라즈마 특성에 따라 일회용으로 사용될 수 있다.

[0051] 플라즈마 제트의 조직 및 세포에 대한 치료 효과는 플라즈마에 관련된 다양한 물리적 화학적 요인으로 설명된다. 구체적으로, 플라즈마 제트에서 발생되는 자외선, 화학적 활성 물질(라디칼, NO_x, O, O_3 등), 전자빔, 이온빔, pH의 변화 등이다.

[0052] 도 5는 5㎜ x 2㎜ 사이즈의 유효면적(S)을 갖는 마이크로 플라즈마 제트 어레이에서 발생하는 발광의 방출 스펙트럼을 도시한 것이다. 이에 의하면 ~300 ㎛의 직경을 가지는 마이크로 캐비티에서 측정된 스펙트럼에는 NO_x, OH, N_2, N_2^+의 성분에 의한 자외선 방출(270-400 ㎚)이 관찰되어, 자외선뿐만 아니라, 플라즈마 제트 안에 다양한 활성의 화학적 성분이 존재함을 알 수 있다. 또한, 여기된 원자나 분자의 이온 상태도 확인된다. 한편, 스펙트럼 상에는 나타나 있지 않으나 산소 원자 성분의 방출(777 ㎚) 및 오존 성분도 발견된다. 따라서, 마이크로 플라즈마 제트는 치료 부위 주변의 대기를 여기시켜 활성 산소나 오존을 형성하는 것을 알 수 있다.

[0053] 본 발명의 마이크로 플라즈마 형성 장치 및 시스템은 외상의 처치에 사용되어 탁월한 치료 효과를 나타낸다. 이하 실시예를 통해 본 발명을 상세히 설명하기로 한다. 단, 이것은 발명을 이해하기 쉽게 기재하기 위한 것으로 본 발명이 이에 한정되는 것으로 여겨져서는 안된다.

[0054] 실시예. 상온 마이크로 플라즈마 제트 어레이의 제작

[0055] 극소화된 소자 내 전극삽입(embedded electrode) 방식으로 설계하여, 도 6에서와 같이 마이크로 공정을 통해 제

작된 200 ㎛ 미만의 직경을 가지는 마이크로 플라즈마 제트 어레이에서 병렬구동을 확인하였다.

[0056] 도6은 직경 120 ㎛의 glass substrate, 8 채널 어레이의 병렬 구동 모습을 촬영한 것이다.

[0057] 플라즈마 제트의 길이가 수 ㎜ 이상으로 유지되며, 치료 부위와의 최소 간격으로서는 이미 충분한 길이에 접근한 것으로 예상된다.

[0058] 상기 제작된 어레이로 하기 실험을 시행하였다.

[0059] 실험예1. 마이크로 플라즈마 제트 처리에 의한 친수성 변화

[0060] 유리 슬라이드 표면을 5초간 플라즈마 제트 처리하였다. 유리 슬라이드 표면의 친수성 변화를 확인하였다.

[0061] 도7의 좌측은 플라즈마 제트 처리 전 유리 슬라이드에 떨어뜨린 물방울의 단면을 촬영한 것이고, 우측은 플라즈마 제트 처리 후 유리 슬라이드에 떨어뜨린 물방울의 단면을 촬영한 것이다. 플라즈마 제트 처리에 의해 슬라이드에 떨어진 물방울의 접촉각에 변화가 생겼음을 확인할 수 있다. 접촉각의 변화를 하기 표1에 나타내었다.

표 1

[0062]

	처리 전	처리 후
측정값(°)	58±8	6±1

[0063] 실험예2. 마이크로 플라즈마 제트의 생물학적 효과

[0064] 플라즈마 제트 처리에 의한 혈액 응고 효과를 평가하였다. 도8은 사람의 혈액 0.2cc 를 슬라이드에 떨어뜨린 후에 각각을 플라즈마 제트 처리 전(A), 10초 처리 후(B) 및 30초 처리 후(C)애 혈액 응고 검사(blood coagulation test)를 하여 결과를 촬영한 것이다. 플라즈마 제트의 노출 시간이 길어질수록 혈액 응고 효과가 뛰어남을 확인할 수 있다.

[0065] 실험예3. 마이크로 플라즈마 제트의 살균 효과

[0066] 마이크로 플라즈마 제트 처리에 의한 박테리아 살균 효과를 평가하였다. 도9는 대장균을 배지가 담긴 페트리 디쉬에 고르게 도포한 후 15초간 상온 플라즈마 제트 처리(A) 및 헬륨 가스 처리(B)를 한 다음 24시간 배양 시킨 후의 모습을 촬영한 것이다.

[0067] 글자(HL) 모양이 플라즈마 제트 처리를 한 곳으로, 처리 부위에만 대장균이 사멸되어 투명한 글자(HL) 형태(투명 배지가 드러난 형태)를 확인할 수 있다. 이에 비해 대조군에서는 대장균이 배양되어 뿌옇게 보인다.

[0068] 실험예4. 마이크로 플라즈마 제트의 창상 치유 효과

[0069] 실험용 쥐의 등 부위 피부에 (10x10 ㎜) 크기의 정사각형 형상의 창상을 유발하였다. 그런 다음 1일 및 3일째에 창상 부위에 30초간 플라즈마 제트 및 헬륨(He) 가스 처리를 하였다.

[0070] 창상의 치유 정도를 육안으로 관찰하였다.

[0071] 도10a는 창상을 유발시킨 대조군(C), 유발된 창상에 플라즈마 제트를 처리한 군(P) 및 헬륨 가스를 처리한 군(G)을 창상 유발 직후(A) 및 7일 경과 후(B)로 나누어 촬영한 것이다.

[0072] 도10b는 상기 실험군 C, P, G에서 창상 유발 후 시간 경과에 따른 치유 면적을 비교한 것이다.

[0073] 다음으로, 창상의 조직 변화를 관찰하기 위하여 상기 실험군 C, P, G의 창상 유발 직후 및 7일 경과 후 조직을 H&E, Masson's trichrome로 염색하였다.

[0074] 도11a는 대조군(C), 도11b는 헬륨 가스 처리군(G), 도11c는 플라즈마 제트 처리군(P)의 조직 변화를 나타낸 것이다. 플라즈마 제트 처리군의 조직이 대조군 및 헬륨 가스 처리군에 비해 창상 재생 효과 및 재생 조직 내의

콜라겐 증가율이 뛰어남을 확인할 수 있다.

[0075] 다음으로, 상기 실험군 C, P, G의 창상 유발 직후 및 7일 경과 후 조직 변화를 PCNA 면역화학염색으로 확인하였다.

[0076] 도12에서 대조군(A) 및 헬륨 가스 처리 군(B)에 비해 상온 플라즈마 처리군(C)에서 창상 재생의 지표가 될 수 있는 강한 PCNA 염색성을 확인할 수 있다.

부호의 설명

[0077] 1a, 1b: 플라즈마 형성용 전극

2: 마이크로 캐비티

3: 본체

5: 가스 공급부

6: 전원 장치

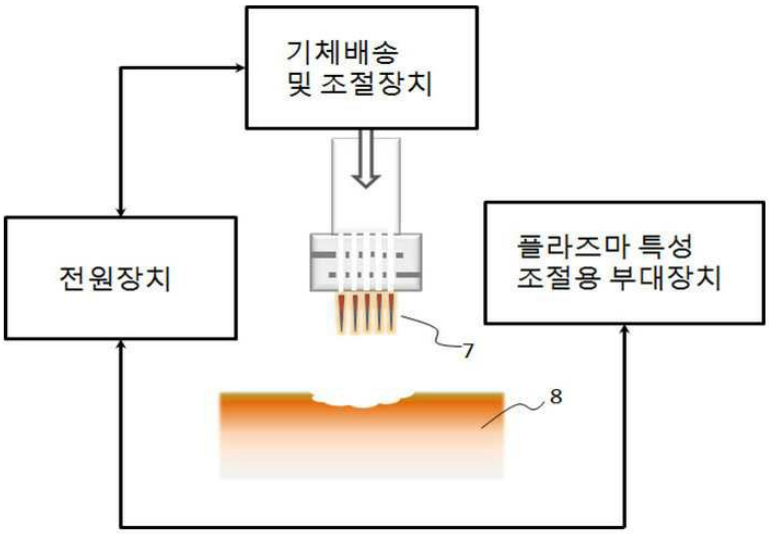
7: 플라즈마 제트

8: 창상 부위

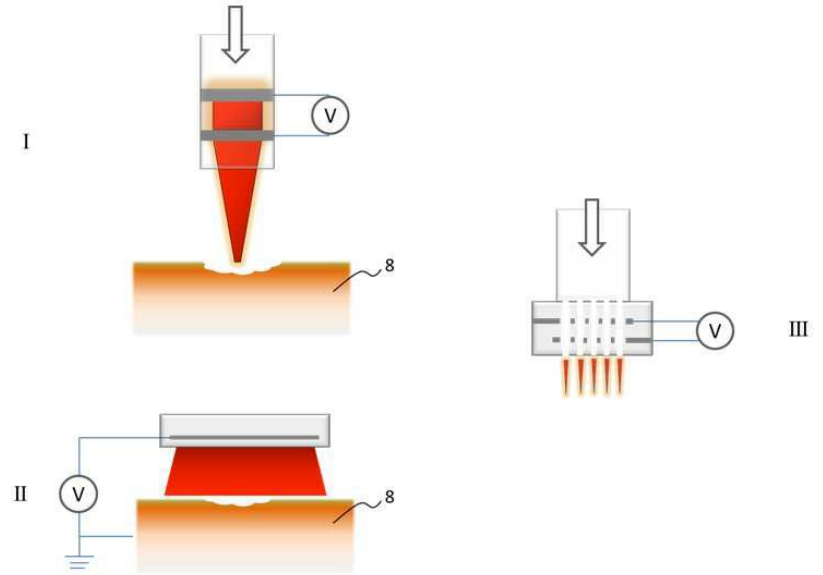
9, 10, 11, 12: 플라즈마 특성 조절용 부대장치

도면

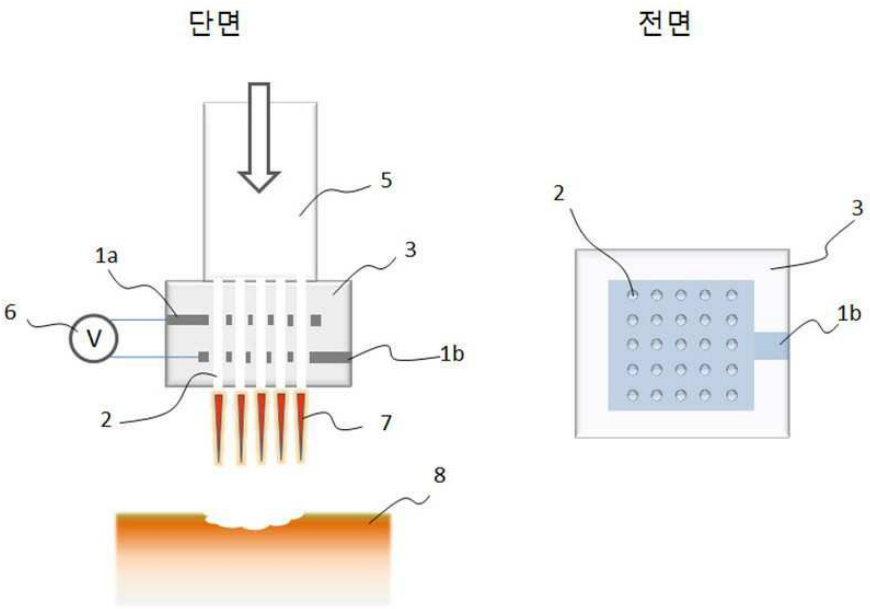
도면1a



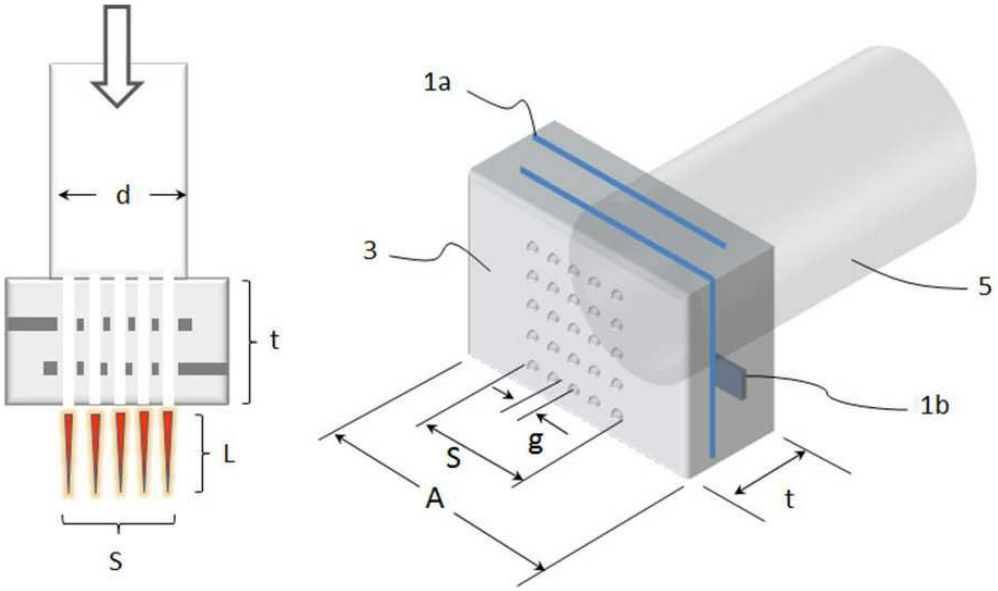
도면1b



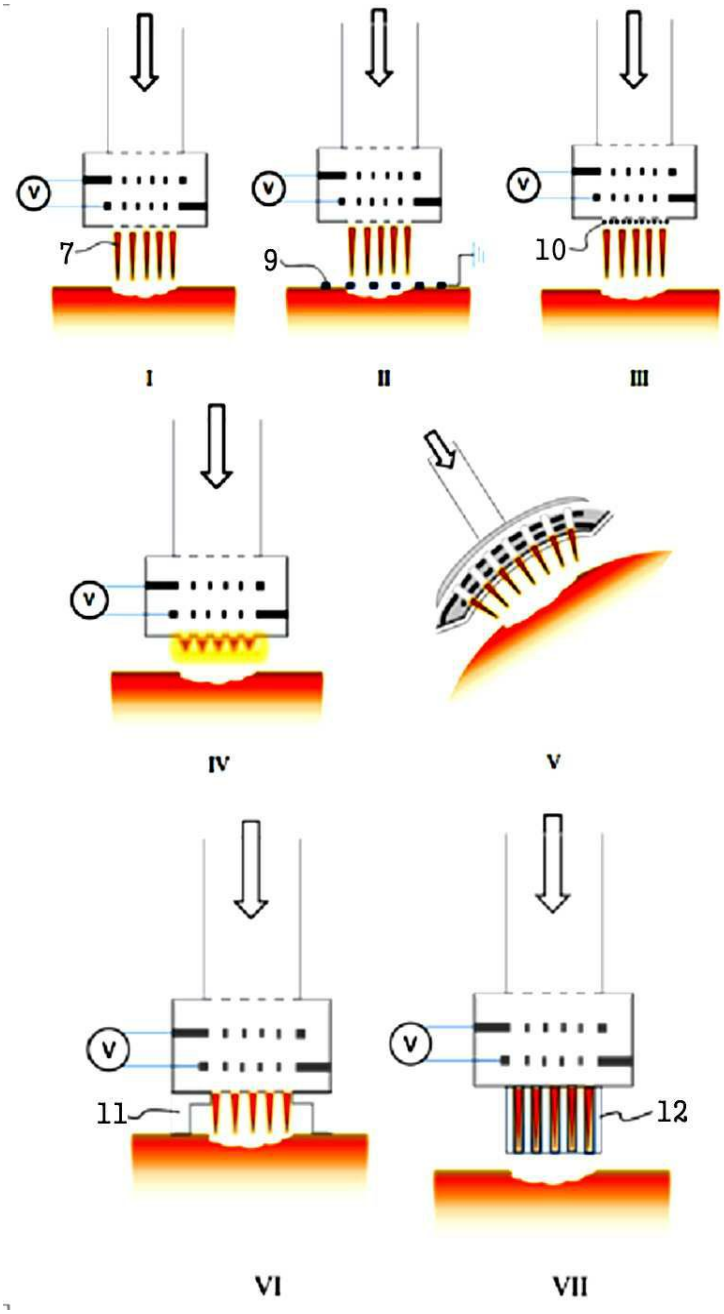
도면2



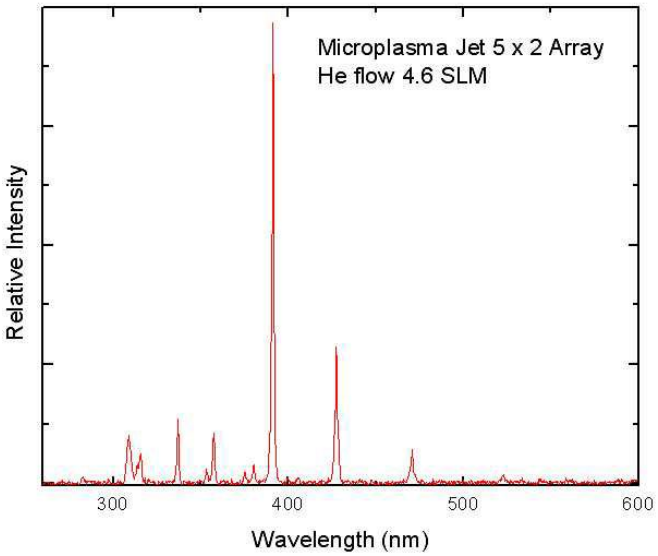
도면3



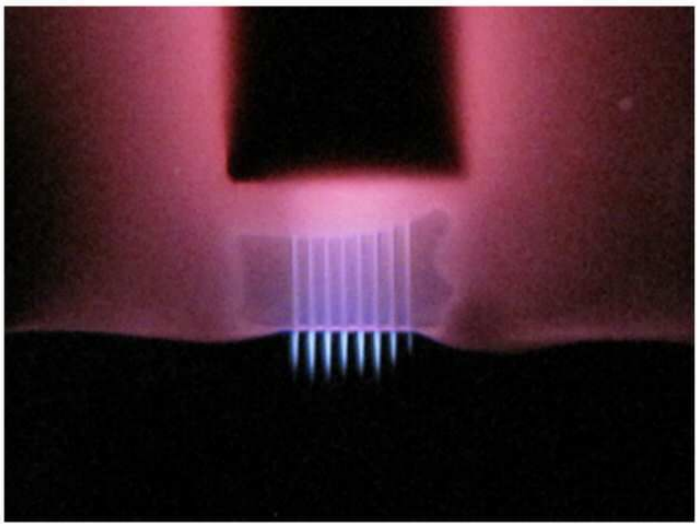
도면4



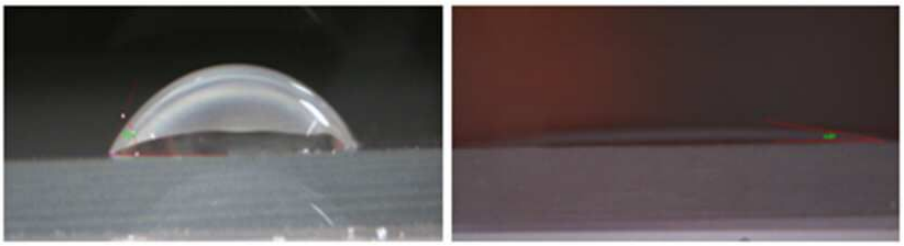
도면5


Microplasma Jet 5 x 2 Array
He flow 4.6 SLM
Relative Intensity
300
400
500
600
Wavelength (nm)

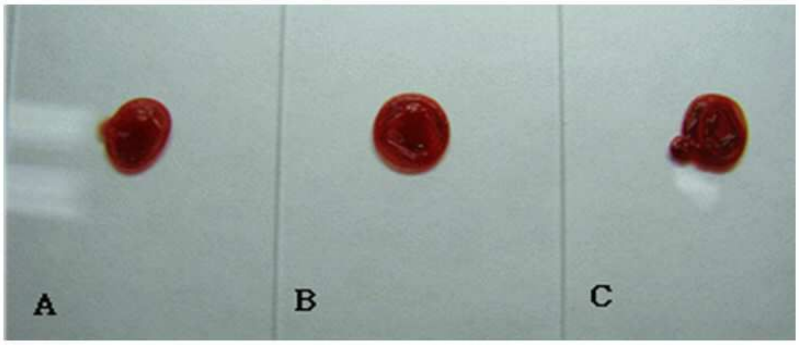
도면6



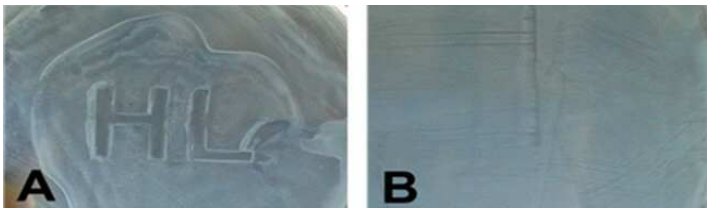
도면7



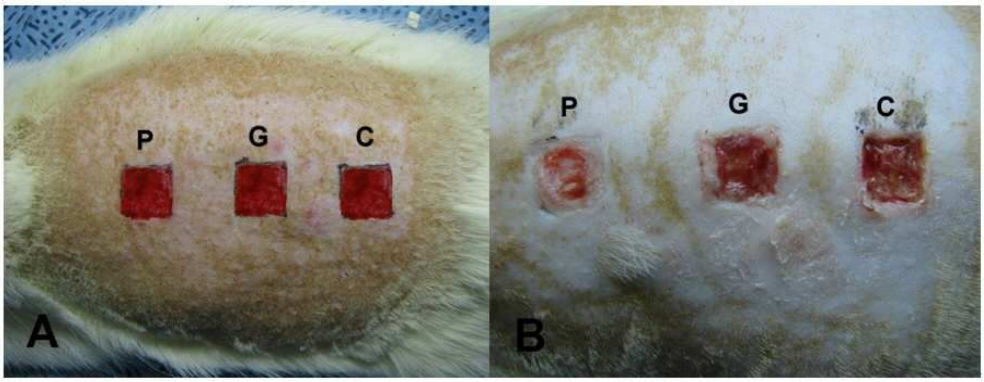
도면8



도면9



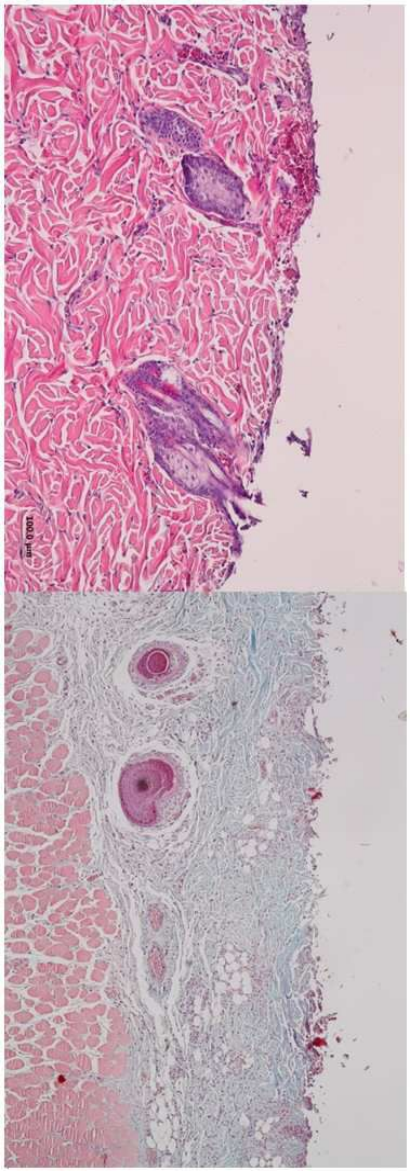
도면10a



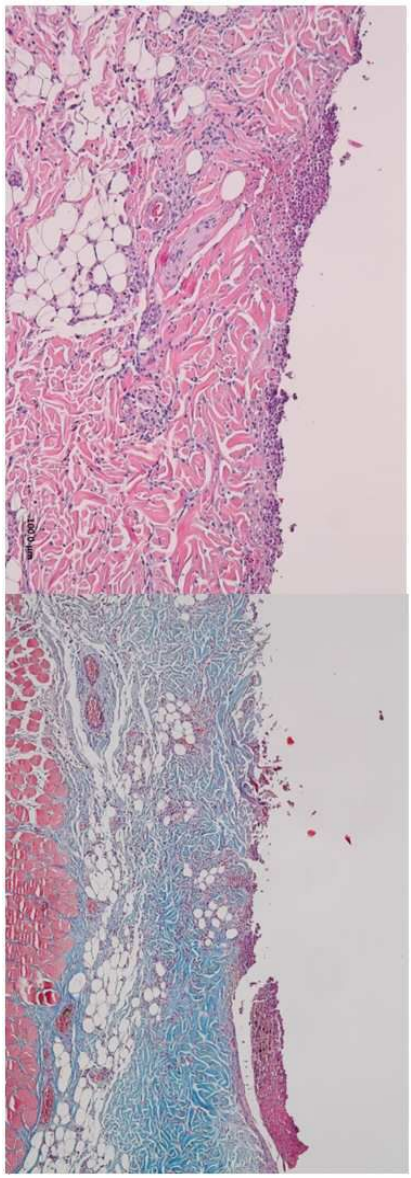
도면10b



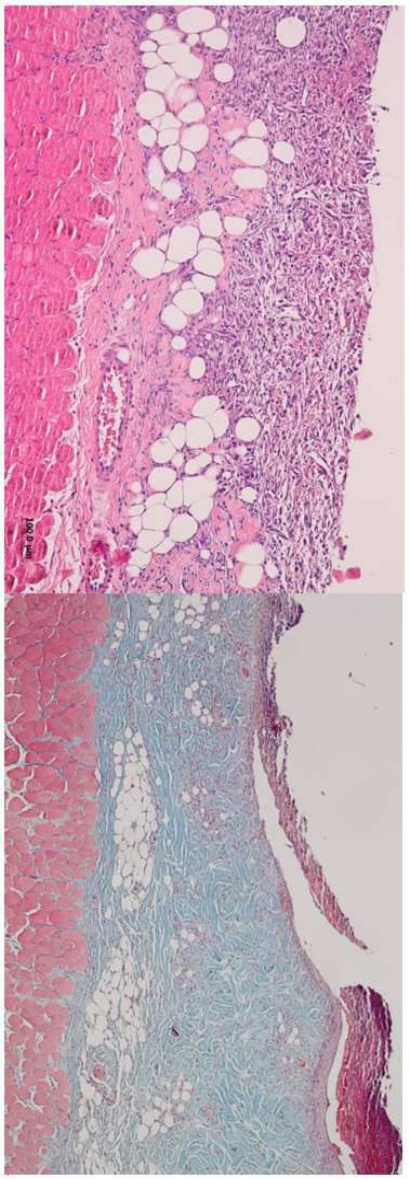
도면11a



도면11b



도면11c



도면12

