(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0017743
(43) 공개일자 2022년02월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61C 8/00 (2006.01) *A61L 27/28* (2006.01)
A61L 27/50 (2006.01) *C23C 4/134* (2016.01)
(52) CPC특허분류
A61C 8/0013 (2013.01)
A61C 8/0022 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2020-0098109
(22) 출원일자 2020년08월05일
심사청구일자 2020년08월05일

(71) 출원인
조선대학교산학협력단
광주광역시 동구 필문대로 309 (서석동)
(주) 케이제이 메디텍
광주광역시 북구 첨단벤처로40번길 21 (대촌동)
(72) 발명자
김병훈
광주광역시 북구 삼정로 103 현대아파트 107동 1601호
김록영
광주광역시 북구 첨단벤처로40번길 21
(74) 대리인
특허법인지원

전체 청구항 수 : 총 10 항

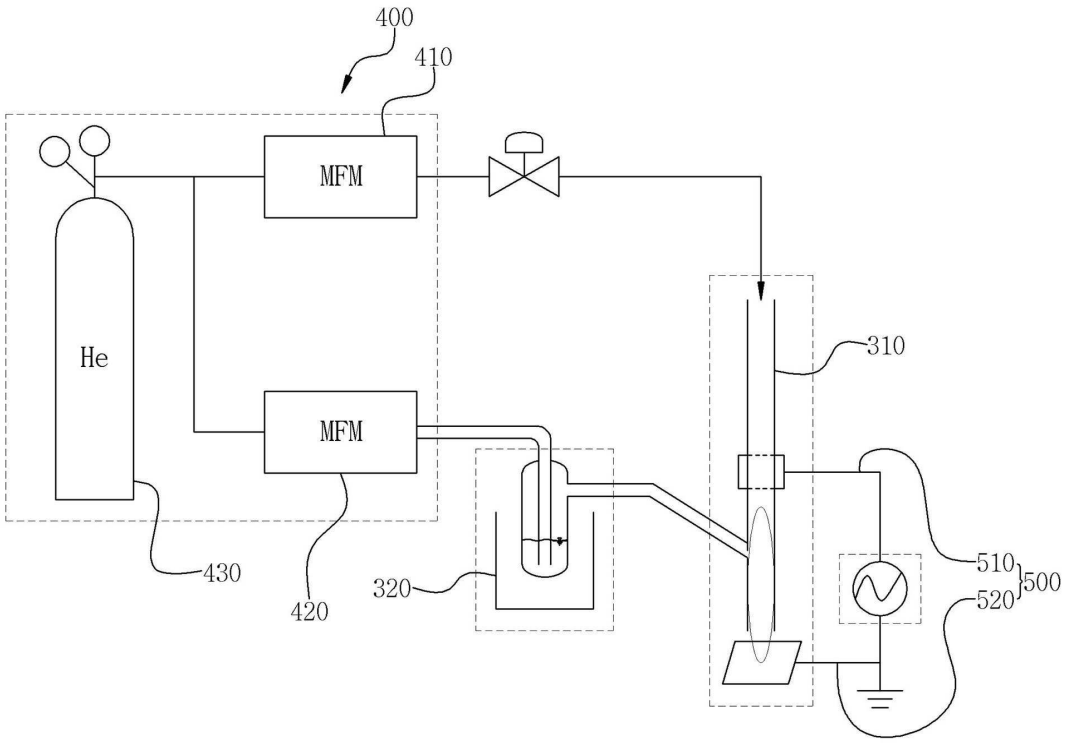
(54) 발명의 명칭 **치과용 임플란트 기능성 표면처리를 위한 상압저온 플라즈마 코팅 장치**

(57) 요 약

본 발명은 가공된 임플란트를 아민계 단량체를 이용하여 플라즈마 코팅하도록 형성된 플라즈마 고정유닛과 상기 임플란트를 플라즈마 코팅시 상기 임플란트를 거치하도록 형성된 임플란트 셋팅유닛을 구비하고, 상기 플라즈마 코팅유닛은 상압고온으로 플라즈마 코팅하는 것을 구비하며, 상기 플라즈마 코팅유닛에 공급되는 단량체는 아민

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도4



계의 디아니모시클로헥산(DACH, Diaminocyclohexane)를 사용하는 것으로 특징으로 하는 치과용 임플란트 기능성 표면처리를 위한 상압저온 플라즈마 코팅 장치가 개시된다.

본 발명에 따르면 임플란트의 친수성을 향상시켜 혈액 및 단백질을 끌어당겨 빠른 골융합을 유도함으로써, 인체의 면역반응에 따른 부작용이 없고, 인공치아의 시술 후 시술 부위가 빠르게 회복됨에 따라 치유기간의 단축이 가능하고, 시술자의 고통과 불편함을 최소화 하는 것은 물론, 골조직의 융합이 치밀하기 때문에 인공치아의 사용 수명을 오랫동안 유지되도록 하는데 그 목적이 있다.

(52) CPC특허분류
A61L 27/28 (2013.01)
A61L 27/50 (2013.01)
C23C 4/134 (2016.01)
A61L 2430/12 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1415166217
과제번호 PGJ19001B
부처명 산업통상자원부
과제관리(전문)기관명 한국산업단지공단
연구사업명 산업집적지경쟁력강화사업
연구과제명 아민코팅 임플란트의 국내외 시장개척을 위한 네트워크 사업화
기 여 율 1/2
과제수행기관명 조선대학교 산학협력단
연구기간 2019.08.07 ~ 2021.08.06
이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1415165031
과제번호 PGJ19001R1
부처명 산업통상자원부
과제관리(전문)기관명 한국산업단지공단
연구사업명 산업집적지경쟁력강화사업
연구과제명 상압플라즈마 표면처리기술을 적용한 노령인구 및 골다공증 환자용 기능성 아민코팅 임플란트 개발 및 사업화
기 여 율 1/2
과제수행기관명 (주)케이제이메디텍
연구기간 2019.08.07 ~ 2021.08.06

명 세 서

청구범위

청구항 1

가공된 임플란트를 아민계 단량체를 이용하여 플라즈마 코팅하도록 형성된 플라즈마 코팅유닛;과

상기 임플란트를 플라즈마 코팅 시 상기 임플란트를 고정하도록 형성된 임플란트 고정유닛;을 구비하고

상기 플라즈마 코팅유닛은 상압고온으로 아민플라즈마 코팅하는 것을 특징으로 하는,

치과용 임플란트 기능성 표면처리를 위한 상압저온 플라즈마 코팅장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 플라즈마 코팅유닛에 공급되는 단량체는 아민계의 디아미노사이클로헥산(DACH, Diaminocyclohexane)를 사용하는 것으로 특징으로 하는,

치과용 임플란트 기능성 표면처리를 위한 상압저온 플라즈마 코팅장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 고정유닛은 상기 임플란트를 플라즈마 코팅 시 임플란트를 고정하도록 형성된 내부에 수용공간이 형성되고, 다수개의 임플란트가 삽입되어 고정되도록 형성되는 특징으로 하는,

치과용 임플란트 기능성 표면처리를 위한 상압저온 플라즈마 코팅장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 고정유닛은 상기 임플란트가 고정되는 고정부가 마련된 제1프레임과,

상기 고정부에 대향되도록 상기 제1프레임에 좌우방향으로 슬라이딩 가능하게 형성되고, 상기 플라즈마 코팅유닛이 설치되는 제2프레임이 구비되는 것을 특징으로 하는,

치과용 임플란트 기능성 표면처리를 위한 상압저온 플라즈마 코팅장치.

청구항 5

제3항에 있어서,

상기 플라즈마 코팅유닛으로 플라즈마 가스를 공급하는 가스공급유닛;을 구비되는 것을 특징으로 하는,

치과용 임플란트 기능성 표면처리를 위한 상압저온 플라즈마 코팅장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 플라즈마 가스에 의해 상기 플라즈마 반응관에서 플라즈마가 발생하도록 상기 플라즈마 반응관에 고전압을 인가하는 전원유닛;을 구비하고

상기 플라즈마 코팅유닛은 상기 가스공급유닛으로부터 상기 플라즈마 가스가 공급되고, 상하 연통되도록 형성된 중공을 갖는 플라즈마 반응관과,

상기 플라즈마 반응관에 상기 단량체를 공급하도록 형성된 단량체 공급부를 구비되는 것을 특징으로 하는,

치과용 임플란트 기능성 표면처리를 위한 상압저온 플라즈마 코팅장치.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 단량체 공급부는 상기 가스공급유닛에서 공급되는 플라즈마 가스와 소정비율로 단량체를 혼합하여 상기 플라즈마 반응관으로 공급하도록 구비되는 것을 특징으로 하는,

치과용 임플란트 기능성 표면처리를 위한 상압저온 플라즈마 코팅장치.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 전원유닛은 상기 플라즈마 반응관의 단부에 설치되어 전원을 인가하는 제1전극부와,

상기 플라즈마 반응관의 단부에 대해 소정거리 이격되어 설치되어 상기 임플란트에 전원을 인가하는 제2전극부를 구비되는 것을 특징으로 하는,

치과용 임플란트 기능성 표면처리를 위한 상압저온 플라즈마 코팅장치.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 제1전극부는 상기 플라즈마 반응관의 감싸도록 형성된 것을 특징으로 하는,

치과용 임플란트 기능성 표면처리를 위한 상압저온 플라즈마 코팅장치.

청구항 10

제4항에 있어서,

상기 고정유닛은 상기 제2프레임이 좌우방향으로 이동시키는 이동부를 더 구비하고,

상기 이동부는 리니어 모터로 형성된 것을 특징으로 하는,

치과용 임플란트 기능성 표면처리를 위한 상압저온 플라즈마 코팅장치.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 치과용 임플란트에 관한 것으로서 보다 상세하게는 임플란트의 표면을 플라즈마 표면처리를 통해 물분자와의 쉽게 결합하려는 성질의 친수성(hydrophilicity)을 향상시켜 혈액 및 단백질을 끌어당겨 빠른 골융합을 유도함으로써, 인체의 면역반응에 따른 부작용이 없고, 임플란트를 식립 후 시술 부위가 빠르게 회복됨에 따라 치유기간의 단축이 가능하고, 시술자의 고통과 불편함을 최소화 하는 것은 물론, 골조직의 융합이 치밀하기 때문에 인공치아의 사용수명을 오랫동안 유지되도록 하는 플라즈마를 이용한 임플란트의 표면처리방법 및 그 방법으로 제조된 임플란트 및 임플란트의 플라즈마 표면처리장치에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 일반적으로 인공치아라고도 불리는 임플란트는 치아의 결손이 있는 부위나 치아를 뽑은 자리의 턱뼈에 골 이식, 골 신장술 등의 부가적인 수술을 실시한 뒤 생체 적합적인 임플란트 본체를 심어 자연치의 기능을 회복시켜준다. 임플란트 시술은 드릴링을 통해 턱뼈 안에 임플란트가 들어갈 공간을 만들어주어 주로 나사 형태의 골 내 임플란트를 턱뼈에 심는 과정으로 진행된다.

[0003] 일반적으로 치과용 임플란트 시술에 사용되는 임플란트 픽스쳐(fixture)는 골형성을 빠르게 유도하기 위하여 티타늄으로 제조되고 있다. 그러나, 티타늄 임플란트는 공장에서 제작된 뒤 시간 경과에 의해 표면이 유기물에 오염되어 점점 소수성(hydrophobic)을 띄게 되어 골 결합 능력이 현저하게 저하된다.

[0004] 현재, 상기의 단점을 해결하고자 임플란트 표면을 개질을 위하여 관련 선행기술들이 제안되었다.

[0005] 첫 번째, 선행기술인 금속의 표면 처리방법 및 그 방법에 의해 표면처리된 금속(한국 공개특허 제10-2009-0060864호)은 치과용 임플란트 용도의 티타늄 또는 상기 티타늄을 포함하는 금속을 1 내지 10 mol/L의 고농도 수산화나트륨(NaOH)이 포함되는 알칼리 용액으로 표면 처리하는 단계와 상기 알칼리 용액으로 표면 처리된 금속물을 어닐링하는 단계를 포함하며, 상기 표면 처리 단계는 18℃ 내지 90℃의 고온의 상기 알칼리 용액을 통해 상기 금속물을 에칭하는 단계가 포함하는 기술에 관한 것이다.

[0006] 상기 선행기술은 임플란트 표면의 물리ㅇ화학적인 특성이 초기 골 융합에 중요한 요소로 작용하는데, 임플란트 표면을 화학적으로 처리하므로, 임플란트 주변의 조골세포의 부착, 증식 및 분화에 영향을 주어 환부의 치골에 휴유증을 유발할 수 있다.

[0007] 두 번째, 선행기술인 표면 친수화 처리된 금속 임플란트의 제조방법 및 그 방법에 의해 제조된 금속 임플란트(한국 공개특허 제10-2011-0006822호)는 기계가공된 금속 임플란트를 블라스팅 처리하는 단계, 블라스팅 처리된 금속 임플란트를 산부식 처리하는 단계, 산부식 처리된 금속 임플란트를 초음파 세척하고 질소 분위기하에서 건조시키는 단계, 건조된 금속 임플란트를 이온주입장치에 넣는 단계, 질소 또는 질소 혼합 기체를 플라즈마 상태로 만드는 단계, 상기 플라즈마로부터 기체 이온빔을 인출하여 인출된 이온빔을 가속시켜 20-150keV의 에너지로 가속된 이온빔을조사하여 금속 임플란트 표면에 친수성 질화물 막을 형성하는 단계를 포함하는 표면 친수화 처리된 금속 임플란트의 제조방법 관한 것이다.

[0008] 상기 선행기술은 티타늄 플라즈마 분무처럼, 치과용 임플란트 용도에 있어서, 플라즈마 분무 기술은 우수한 골형성 효과를 가지며 골유착 시간이 단축되는 장점을 갖지만, 임플란트 모재와의 낮은 결합력이 낮다는 점에서 본 발명과 차이가 있다.

[0009] 세 번째, 선행기술인 플라즈마를 이용한 임플란트 유닛의 표면처리방법 및 그 방법으로 제조된 임플란트 유닛 및 임플란트 유닛의 플라즈마 표면처리장치(한국 공개특허 제10-2012-0005104호)는 플라즈마를 이용한 임플란트 유닛의 표면처리방법은 피처리물 수용선반에 임플란트 유닛이 탑재되는단계; 상기 피처리물 수용선반이 플라즈마 발생장치에 투입되는 단계; 및 상기 플라즈마발생장치를 작동시켜 임플란트 유닛의 표면이 플라즈마 표면처리되는 단계;를 포함하고, 본 발명의 임플란트 유닛의 플라즈마 표면처리장치는 임플란트 유닛을 수용하는 피처리물용 수용선반; 상기 수용선반 상에 임플란트 유닛을 거치하는 거치용 지그; 및 상기 수용선반이 투입되어 임플란트 유닛이 플라즈마 표면처리되는 플라즈마 발생장치를 포함하고, 상기 플라즈마 발생장치는 진공챔버를 구비한다. 임플란트 유닛을 플라즈마 표면처리 함으로써, 표면을 개질시켜 친수성을 향상시키게 되며, 친수성이 향상됨에 따라 혈액 및 단백질을 끌어당겨 빠른 골융합을 유도하게 되는 효과를 갖는다.

[0010] 상기 선행기술은 진공챔버를 내부에 구비하는 진공 플라즈마 발생장치를 구비하여, 임플란트 표면의 막질은 우수하나, 저압공정에 의한 기계적 복잡성으로 인한 대량생산에 어려움, 고가의 장비 구입 등의 양산화에 단점으로 작용한다.

[0011] 또한, Br뻐nemark은 골 융합을 정상적인 살아있는 골조직과 부하를 전달하는 임플란트 사이의 직접적인 구조적, 기능적 결합이라고 정의하였다. Meffert 등은 티타늄 임플란트와 수산화인회석 도포 임플란트의 시편에서 각 계면을 관찰하고, 골 융합을 두 가지로 분류하였다. Adaptive osseointegration은 광학현미경에서 명백한 연조직 계면이 없이 골조직이 임플란트에 근접한 것으로, biointegration은 전자현미경에서 생화학적인 결합으로 정의하였다. Zarb와 Albrektsson은 임플란트가 기능적인 부하를 가하는 동안 임상적으로 증상이 없고 단단한 고정을 얻고 유지되는 과정이라고 하였다.

[0012] 상기에서 언급한 바와 같이 임플란트 표면의 물리화학적 특성은 초기 골 융합에 중요한 요소로 작용한다고 볼 수 있으며, 특히 임플란트 표면의 화학적 특성은 임플란트 주변의 조골세포의 부착, 증식 및 분화에 큰 영향을 미치는 것으로 알려져 있다.

[0013] 임플란트 표면을 화학적으로 개질하는 기술은 많은 연구가 진행되어 왔으나, 근래에 들어서 플라즈마 표면개질 기술이 각광을 받고 있다. 플라즈마 표면처리기술은 건식표면처리 기술로서 친환경적이며, 비교적 저렴하면서 균일한 표면처리가 가능한 장점을 보유하고 있다.

[0014] 산소, 아르곤, 헬륨 및 질소가스를 플라즈마 생성가스로 이용하여 모재표면에 존재하는 불순물 즉 탄화수소를 탈착하는 클리닝기능과 표면에 산소화합물을 도입하여 친수성표면으로 개질이 가능하기 때문이다. 하지만 플라즈마 표면개질 후 일정시간이 경과하면 표면노화(aging)가 진행하여 원래의 표면상태로 되돌아가는 경향을 보이

는 등 표면오염은 피할 수 없는 단점이 존재한다.

[0015] 이러한 단점을 보완하고자 플라즈마 고분자 중합반응을 이용하여 모재표면에 친수성고분자박막을 코팅하는 기술들의 연구가 진행되고 있다. 고분자박막 코팅에 사용되는 단량체는 주로 관능기를 구성하는 카르복실기(-COOH), 수산기(-OH), 아민기(-NH2) 등을 함유하고 있는 아크릴산(Acrylic acid), 아릴알콜(Allylalcohol), 아릴아민(Allylamine)를 사용하여 플라즈마 중합공정을 통하여 폴리아크릴산, 폴리아릴알콜, 폴리아릴아민 고분자 박막을 기재 표면에 형성한다.

[0016] 이러한 고분자 박막 중에서 폴리아릴아민에 함유되어 있는 아민기는 조골모세포의 조골모세포 부착, 증식 및 분화에 친화력이 우수한 것으로 많은 보고가 되고 있다.

[0017] 현재 아민계 고분자 박막은 대부분이 저압 상온 플라즈마 공정에서 제조되고 있다. 저압 플라즈마 공정에 의해서 제조된 아민박막은 글로우 방전(glow discharge)에 의한 막질은 우수하나, 저압에 의한 공정의 복잡성, 대량생산에 어려움, 고가의 장비 구입 등이 양산화에 걸림돌이 되고 있다.

[0018] 따라서 최근에는 이러한 저압 플라즈마 공정에 단점을 극복하고자 상압플라즈마 연구가 진행 중에 있으나, 치과용 티타늄 임플란트 표면에 상압플라즈마를 이용하여 아민 고분자박막을 코팅기술은 제한적이다.

[0019] 본 발명에서는 DACH(Diaminocyclohexane)을 아민계 고분자 단량체로 이용하여 FE-DBD(floating electrode dielectric barrier discharge)방전으로 Poly-DACH 고분자박막을 티타늄 표면에 코팅하였다.

선행기술문헌

특허문헌

[0020] (특허문헌 0001) 한국 공개특허 제10-2009-0060864호 : 금속의 표면 처리방법 및 그 방법에 의해 표면처리된 금속

(특허문헌 0002) 한국 공개특허 제10-2011-0006822호 : 표면 친수화 처리된 금속 임플란트의 제조방법 및 그 방법에 의해 제조된 금속 임플란트

(특허문헌 0003) 한국 공개특허 제10-2012-0005104호 : 플라즈마를 이용한 임플란트 유닛의 표면처리방법 및 그 방법으로 제조된 임플란트 유닛 및 임플란트 유닛의 플라즈마 표면처리장치

발명의 내용

해결하려는 과제

[0021] 본 발명은 상기한 종래기술의 문제점을 해소하기 위해 창출된 것으로 상기한 종래기술의 문제점을 해결하기 위해 안출된 본 발명의 목적은, 임플란트를 아민 플라즈마 표면처리 함으로써, 표면을 개질시켜 친수성(hydrophilicity)을 향상시키도록 하는데 있다.

[0022] 본 발명의 다른 목적은 표면에 존재하는 아민기가 조골세포의 세포외기질 단백질을 부착시켜 빠른 골융합을 유도함으로써, 인체의 면역반응에 따른 부작용이 없고, 인공치아의 시술 후 시술 부위가 빠르게 회복됨에 따라 치유기간의 단축이 가능하고, 시술자의 고통과 불편함을 최소화 하는 것은 물론, 골조직의 융합이 치밀하기 때문에 인공치아의 사용수명을 오랫동안 유지되도록 하는데 그 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0023] 가공된 임플란트를 아민계 단량체를 이용하여 플라즈마 코팅하도록 형성된 플라즈마 코팅유닛과 상기 임플란트를 플라즈마 코팅 시 상기 임플란트를 고정하도록 형성된 임플란트 고정유닛을 구비하고, 상기 플라즈마 코팅유닛은 상압저온으로 플라즈마 코팅하는 것을 구비한다.

[0024] 상기 플라즈마 코팅유닛에 공급되는 단량체는 아민계의 디아미노사이클로헥산(DACH, Diaminocyclohexane)를 사용하는 것으로 특징으로 한다.

[0025] 상기 고정유닛은 상기 임플란트를 플라즈마 코팅 시 임플란트를 고정하도록 형성된 내부에 수용공간이 형성되고, 다수개의 임플란트가 삽입되어 고정되도록 형성된다.

[0026] 상기 고정유닛은 상기 임플란트가 고정되는 고정부가 마련된 제1프레임과, 상기 고정부에 대향되도록 상기 제1프레임에 좌우방향으로 슬라이딩 가능하게 형성되고, 상기 플라즈마 코팅유닛이 설치되는 제2프레임이 구비된다

[0027] 상기 플라즈마 코팅유닛으로 플라즈마 가스를 공급하는 가스공급유닛을 구비한다.

[0028] 상기 플라즈마 가스에 의해 상기 플라즈마 반응관에서 플라즈마가 발생하도록 상기 플라즈마 반응관에 고전압을 인가하는 전원유닛을 구비한다.

[0029] 상기 플라즈마 코팅유닛은 상기 가스공급유닛으로부터 상기 플라즈마 가스가 공급되고, 상하 연통되도록 형성된 중공을 갖는 플라즈마 반응관과, 상기 플라즈마 반응관에 상기 단량체를 공급하도록 형성된 단량체 공급부를 구비한다.

[0030] 상기 단량체 공급부는 상기 가스공급유닛에서 공급되는 플라즈마 가스와 소정비율로 단량체를 혼합하여 상기 플라즈마 반응관으로 공급하도록 구비한다.

[0031] 상기 전원유닛은 상기 플라즈마 반응관의 단부에 설치되어 전원을 인가하는 제1전극부와, 상기 플라즈마 반응관의 단부에 대해 소정거리 이격되어 설치되어 상기 임플란트에 전원을 인가하는 제2전극부를 구비한다.

[0032] 상기 제1전극부는 상기 플라즈마 반응관의 감싸도록 형성된 것을 특징으로 한다.

[0033] 상기 고정유닛은 상기 제2프레임이 좌우방향으로 이동시키는 이동부를 더 구비하고, 상기 이동부는 리니어 모터로 형성된 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0034] 상기한 구성에 따른 본 발명에 따르면, 임플란트 유닛을 플라즈마 표면처리 함으로써, 표면을 개질시켜 친수성(hydrophilicity) 향상과 표면에 존재하는 아민박막에 의하여 혈액 및 단백질을 끌어당겨 빠른 골융합을 유도하게 되는 효과를 갖는다.

[0035] 이와 같은 본 발명의 임플란트 유닛은 인체의 면역반응에 따른 부작용이 없고, 인공치아의 식립 후 시술 부위가 빠르게 회복됨에 따라 치유기간의 단축이 가능하고, 시술자의 고통과 불편함을 최소화 하는 것은 물론, 골조직의 융합이 치밀하기 때문에 인공치아의 사용수명을 오랫동안 유지하게 되는 효과를 갖는다.

도면의 간단한 설명

[0036] 도 1은 종래의 임플란트를 도시한 분해사시도 이고,

도 2은 도1의 임플란트 내부구조를 도시한 결합단면도 이고,

도 3은 본 발명의 실시예에 따른 플라즈마 장치 사시도 이고,

도 4는 도 3의 플라즈마 장치 개념도이고,

도 5는 아민플라즈마 코팅 전후 SLA티타늄 표면의 XPS wide scan spectrum 비교 차트이고,

도 6은 아민플라즈마 표면코팅 전 후의 SLA 처리 티타늄 시료의 조골모세포의 MTT흡광도와 세포 생존율 백분율 차트이고

도 7은 아민플라즈마 코팅 전 후의 SLA 처리 Ti시료 표면의 Live & dead cell 형광 사진이고,

도 8은 아민플라즈마 코팅 전 후의 SLA 처리 Ti시료 표면의 cell morphology 형광사진이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0037] 이하, 첨부한 도면을 참조하여 본 발명의 실시예에 따른 치과용 임플란트 기능성 표면처리를 위한 상압저온 플라즈마 코팅 장치에 대해 상세히 설명한다. 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 형태를 가질 수 있는바, 특정 실시 예들을 도면에 예시하고 본문에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나 이는 본 발명을 특정한 개시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 각 도면을 설명하면서 유사한 참조부호를 유사한 구성요소에 대해 사용하였다. 첨부된 도면에 대하여, 구조물들의 치수는 본 발명의 명확성을 기하기 위하여 실제보다 확대하여 도시한 것이다.

[0038] 제1, 제2 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 예를 들어, 본 발명의 권리 범위를 벗어나지 않으면서 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소도 제1 구성요소로 명명될 수 있다.

[0039] 본 출원에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시 예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 출원에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0040] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미가 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미가 있다는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.

[0041] 도 1 내지 도 2는 종래의 임플란트에 대하여 도시되어 있다.

[0042] 도면을 살펴보면, 도 1은 종래의 임플란트 유닛을 도시한 분해사시도이고, 도 2는 종래의 임플란트 유닛의 내부구조를 도시한 결합단면도로서, 도면에서 보여지는 바와 같은 종래의 임플란트는 크게 픽스처(fixture,10), 어뷰트먼트(abutment,20) 및 스크류(screw,30)로 구성된다.

[0043] 상기 픽스처(10)는 치조골(40)에 직접 매식되어 일종의 기둥역할을 수행하는 것으로서, 몸체의 외경면에는 치조골(40) 내부로 나사 결합되기 위한 나사산이 형성되고, 그 상단에는 육각형의 헤드가 형성되며, 상기 헤드의 중심 내측으로 체결공이 수직방향으로 형성된다.

[0044] 이때, 상기 픽스처(10) 상단의 체결공에는 스크류(30)가 어뷰트먼트(20)를 픽스처(10)에 고정시키는 형태로 체결된다.

[0045] 다음, 상기 어뷰트먼트(20)는 인공치아가 장착되기 위한 지지체로서의 역할을 수행하게 되는데, 하단에는 상기 픽스처(10)의 육각형 헤드와 대향 정합되는 육각형의 안내홈을 형성하고, 상단에는 스크류(30)가 축 관통될 수 있도록 안내하는 중공홀이 형성된다.

[0046] 그리고, 상기 스크류(30)는 상단 헤드에 일자 또는 십자형의 드라이버 자리홈을 형성하거나 육각형의 렌치 자리홈이 형성된다.

[0047] 상기한 구조의 임플란트의 이식되는 과정에 대해 보다 상세히 설명하면 다음과 같다,

[0048] 상기 픽스처(10)를 치조골(턱뼈) 내에 나사 결합한 후, 상기 픽스처(10)의 상부에 어뷰트먼트(20)를 위치시키도록 한다.

[0049] 이어서, 상기 어뷰트먼트(20)의 중공홀의 내부로 스크류(30)를 관통시켜, 스크류(30)의 나사산이 픽스처(10)의 체결공에 체결되도록 함으로써, 픽스처(10)와 어뷰트먼트(20)의 분리가 방지된다.

[0050] 이와 같은 방법으로 픽스처(10), 어뷰트먼트(20) 및 스크류(30)로 구성된 임플란트를 치조골에 고정시키고 나면, 상기 어뷰트먼트(20)에 인공치아를 씌워서 결합함으로써, 환자의 손상된 영구치를 인공치아로 이식이 완료된다.

[0051] 한편, 도 3 내지 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 사시도 및 플라즈마 장치 개념도 도시되어 있다.

[0052] 도면을 살펴보면, 본 발명의 치과용 임플란트 기능성 표면처리를 위한 상압저온 플라즈마 코팅장치는 고정유닛(200), 플라즈마 코팅유닛(300), 가스공급유닛(400), 전원유닛(500)으로 구성된다.

[0053] 사익 고정유닛(200)은 제1프레임과 제2프레임으로 형성된다.

[0054] 상기 고정유닛(200)은 상기 임플란트를 플라즈마 코팅 시 임플란트를 고정하도록 형성된 내부에 수용공간이 형성된다.

[0055] 또한, 상기 고정유닛(200)의 상기 임플란트가 고정되는 고정부가 마련된 제1프레임이 형성된다.

[0056] 상기 제2프레임은 상기 고정부에 대향되도록 상기 제1프레임에 좌우방향으로 슬라이딩 가능하게 형성된다. 또한, 상기 제2프레임은 상기 플라즈마 코팅유닛이 설치되도록 형성된다.

[0057] 상기 고정유닛(200)은 상기 제2프레임이 좌우방향으로 이동시키는 이동부를 더 구비하고, 상기 이동부는 리니어 모터로 형성된다.

[0058] 상기 제1프레임과 상기 제2프레임은 각각 상기 고정유닛의 일측에 각각 고정되어 형성된다.

[0059] 도면에는 도시되지 않았으나, 상기 제1프레임과 상기 제2프레임은 각기 프레임의 일측에는 리니어 모터 이송레일을 더 구비할 수 있다.

[0060] 상기 고정유닛(200)의 내측에 형성되고, 가공된 임플란트를 아민계 단량체를 이용하여 플라즈마 코팅하도록 형성된 플라즈마 코팅유닛(300)이 형성된다.

[0061] 상기 플라즈마 코팅유닛(300)은 플라즈마 반응관(310), 단량체 공급부(320)를 구비한다.

[0062] 상기 플라즈마 반응관(310)은 상기 가스공급유닛(400)으로부터 상기 플라즈마 가스가 공급되고, 상하 연통되도록 형성된 중공을 갖는다.

[0063] 그리고 상기 플라즈마 반응관(310)은 석영재질로 형성된다.

[0064] 상기 단량체 공급부(320)는 하기에 기술되는 가스공급유닛(400)에서 공급되는 가스와 소정비율로 단량체를 혼합하여 상기 플라즈마 반응관(310)으로 공급하도록 형성된다.

[0065] 상기 단량체는 아민계 디아니모시클로헥산(DACH, Diaminocyclohexane)을 사용된다.

[0066] 상기 가스공급유닛(400)은 상기 플라즈마 반응관으로 플라즈마 가스를 공급하도록 형성된다.

[0067] 상기 가스공급유닛(400)은 제1가스제어부(410)와 제2가스제어부(420)로 구비된다.

[0068] 상기 제1가스제어부(410)는 상기 플라즈마 반응관(310)에 상단에 플라즈마 가스를 공급하도록 형성된다.

[0069] 상기 제2가스제어부(420)는 상기 플라즈마 가스를 단량체공급부(320)로 공급하도록 형성된다.

[0070] 전원유닛(500)은 상기 플라즈마 가스에 의해 상기 플라즈마 반응관(310)에서 플라즈마가 발생하도록 상기 플라즈마 반응관(310)에 고전압을 인가하도록 구비한다.

[0071] 상기 전원유닛(500)은 상기 플라즈마 반응관으로 교류 고전압을 공급하도록 형성된다.

[0072] 상기 전원유닛은 제1전극부(510), 제2전극부(520)를 구비한다.

[0073] 제1전극부(510)는 상기 전원유닛(500)은 상기 플라즈마 반응관(310)의 단부에 설치되어 전원을 인가한다.

[0074] 또한, 상기 제1전극부(510)는 상기 플라즈마 반응관(310) 끝단에서 상기 수용선반과 멀어지는 방향으로 소정거리 이격위치에 상기 플라즈마 반응관(310)을 감싸고 고전압을 공급하도록 형성된다.

[0075] 제2전극부(520)는 상기 플라즈마 반응관(310)의 단부에 대해 소정거리 이격되어 설치되어 상기 임플란트에 전원을 인가한다.

[0076] 상기 제2전극부(520)는 상기 수용선반에 상단에 형성된 정사각형의 얇은판으로 형성되어 전원를 공급한다.

[0077] 상기 고정부에 상기 제2전극부(520)에 의하여 교류 고전압이 흐르도록 금속으로 형성됨이 바람직하다.

[0078] 도 5는 아민플라즈마 코팅 전후 SLA티타늄 표면의 XPS wide scan spectrum 비교 차트이다.

[0079] 도면을 살펴보면, X-선 광전자 분광법를 이용하여 아민플라즈마 표면코팅과 티타늄 시편 표면에서 아민기의 주요 원소인 N1s 존재를 확인할수 있다. 이것은 아민플라즈마 표면 코팅 후 Ti2p 피크가 감소한 이유는 표면에 아민 고분자 박막의 존재한 것으로 판단된다. 또한, 탄소원소 C1s의 증가는 고분자 박막에 존재하는 탄소원자로 인한 것으로 사료되며, 산소원소 O1s는 감소한 것으로 확인된다.

[0080] 도 6은 아민플라즈마 표면코팅 전 후의 SLA 처리 티타늄 시료의 조골모세포의 MTT흡광도와 세포 생존율 백분율 차트이다.

[0081] 도면을 살펴보면, 조골모세포의 독성(Cytotoxicity)과 생존율(Cell viability) 평가 방법을 상세히 설명하면 다음과 같다.

[0082] 세포의 독성과 생존율을 조사하는 방법 중 가장 일반적으로 MTT assay을 이용하다. 상기 MTT assay는 탈수소 효소작용에 의하여 노란색의 수용성 기질인 MTT tetrazolium을 청자색을 띄는 비수용성의 MTT formazan으로 환원시키는 미토콘드리아의 능력을 이용하는 검사법이다.

[0083] 대조군과 실험군 시료는 12 well plate에 넣고 70% 에탄올로 5분 간 멸균한 후, PBS로 2번 세척하여 이 실험에 사용함. 각각의 시료 표면에 MC3T3-E1 세포를1ㅅ104 개를 파종하여 1일과 2일 동안 배양 한 후 조골모세포의 생존율을 측정한다.

[0084] 이어서 실험방법은 α-MEM배지를 사용하여 MTT tetrazolium (MTT, Sigma-Aldrich) 시약을 5 mg/ml 농도로 제조함. 제조된 MTT 시약을 10배 희석하여 각 well에 담긴 세포에 1ml 씩 분주하고, 37 ℃ 인큐베이터에 4시간 동안 보관하여 MTT tetrazolium 시약과 조골모세포를 반응시킨 후, α-MEM 배지를 제거하고, 500㎕ DMSO를 넣어 청자색의 MTT formazan으로 환원시켜 Microplate Spectrophotometer (Epoch, BioTek, VT, USA) 기기를 사용하여 560 nm에서 흡광도(O.D., Optical density)를 측정하여 티타늄 시료에 대한 조골모세포의 독성과 생존율을 조사한다.

[0085] 도 7은 아민플라즈마 코팅 전 후의 SLA 처리 Ti시료 표면의 Live & dead cell 형광 사진이다.

[0086] 도면을 살펴보면, 조골모세포의 생세포(Live & dead cell) 평가방법에 대하여 상세히 설명하면 다음과 같다.

[0087] 대조군과 실험군 시료는 12 well plate에 넣고 70% 에탄올로 5분 간 멸균한 후, PBS로 2번 세척하여 이 실험에 사용함. 각각의 시료 표면에 MC3T3-E1 세포를 5ㅅ104 개를 파종하여 24시간 동안 배양 한 후 살아있는 세포와 죽은 세포를 형광 염색하여 관찰한다.

[0088] 이어서, 24시간 배양 후 PBS로 세척하여 남아있는 배지를 제거하고 Live & Dead cell staining kit (BioVision #501-100)을 사용하여 염색함. 시약은 Staining buffer 1ml당 Solution A Live dye 0.25㎕, Solution B Dead dye 1㎕를 배합하여 세포에 처리하고, 37 ℃ 인큐베이터에 15분 간 반응시키고, 15분 후 coverslip을 덮고형광현미경(NI-SS, Nikon, Japan)으로 40ㅅ, 100ㅅ 배율로 살아있는 세포와 죽은 세포를 관찰한다. 살아있는 세포는 초록색으로 염색되어 발광되며, 죽은 세포는 적색으로 나타난다.

[0089] 실험결과 대조군과 실험군의 살아있는 세포수는 거의 유사하게 관찰되었다.이 결과로부터 세포생존율이나 세포독성은 없는 것으로 판단된다.

[0090] 도 8은 아민플라즈마 코팅 전 후의 SLA 처리 Ti시료 표면의 cell morphology 형광사진이다.

[0091] 도면을 살펴보면, 조골모세포의 형태 (Cell morphology) 평가방법에 대하여 상세히 설명하면 다음과 같다.

[0092] 대조군과 실험군 시료는 12 well plate에 넣고 70% 에탄올로 5분 간 멸균한후, PBS로 2번 세척하여 이 실험에 사용함. 각각의 시료 표면에 MC3T3-E1 세포를5ㅅ104 개를 파종하여 24시간 동안 배양 한 후 세포 골격을 형광염색하여 관찰한다.

[0093] 이어서, 24시간 배양 후, 4% formaldehyde로 15분 간 세포를 고정시키고, 남아있는 formaldehyde를 제거하기 위해 PBS로 2번 세척하고, 형광염색시약의 세포벽 투과성을 높이기 위해 0.1% Triton X-100을 10분간 처리 다시 PBS로 2번 세척 후 1% BSA in PBS를 넣어 Blocking 함. PBS로 2번 세척하고 시약을 PBS 1ml 당 Phalloidin 20㎕(VECTASHIELD??, Vector, USA), Dapi 10㎕(VECTASHIELD?? H-1200, Vector, USA)로 배합하여 15분 간 반응시킨 후 coverslip을 덮고 400ㅅ배율 형광현미경으로 한다.

[0094] 실험 결과는 대조군과 실험군 시료에서 1일 배양한 조골모세포 형태(골격)는 세포골격을 유지하고 있는 액틴(actin) 필라멘트가 잘 발달된 형태로 관찰되어 아민고분자 박막이 세포에 미치는 영향은 없는 것으로 판단된다.

[0095] 상기한 구성에 따른 본 발명은 임플란트를 상압저온 아민플라즈마 표면처리 함으로써, 상기 임플란트의 표면의 성질을 개선시켜서 친수성(hydrophilicity)을 향상시키게 되며, 친수성(hydrophilicity)이 향상됨에 따라 혈액 및 단백질을 끌어당겨 빠른 골융합을 유도하게 되는 이점이 있고, 이와 같은 본 발명의 임플란트는 인체의 면역반응에 따른 부작용이 없고, 인공치아의 식립 후 시술 부위가 빠르게 회복됨에 따라 치유기간의 단축이 가능하고, 시술자의 고통과 불편함을 최소화 하는 것은 물론, 골조직의 융합이 치밀하기 때문에 인공치아의 사용수명을 오랫동안 유지할 수 있게 된다.

[0096] 제시된 실시예들에 대한 설명은 임의의 본 발명의 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명을 이용하거나 또는 실시할 수 있도록 제공된다. 이러한 실시예들에 대한 다양한 변형들은 본 발명의 기술 분야에서 통상의 지

식을 가진자에게 명백할 것이며, 여기에 정의된 일반적인 원리들은 본 발명의 범위를 벗어남이 없이 다른 실시예들에 적용될 수 있다. 그리하여, 본 발명은 여기에 제시된 실시예들로 한정되는 것이 아니라, 여기에 제시된 원리들 및 신규한 특징들과 일관되는 최광의의 범위에서 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

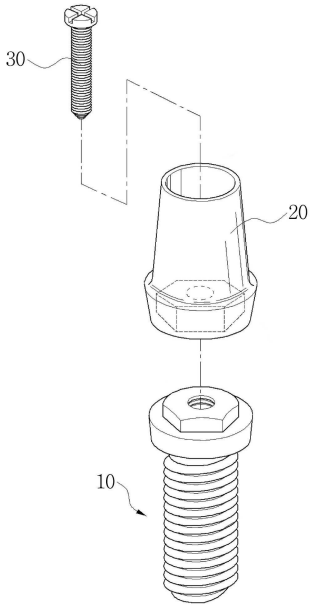
[0097] 100 : 본체유닛 200 : 고정유닛

300 : 플라즈마 코팅유닛 400 : 가스공급유닛

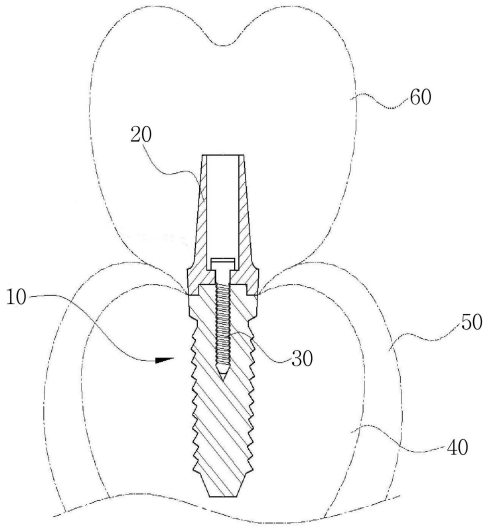
500 : 전원유닛

도면

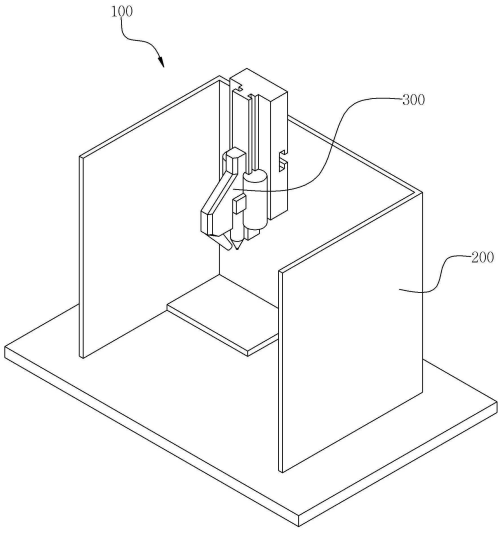
도면1



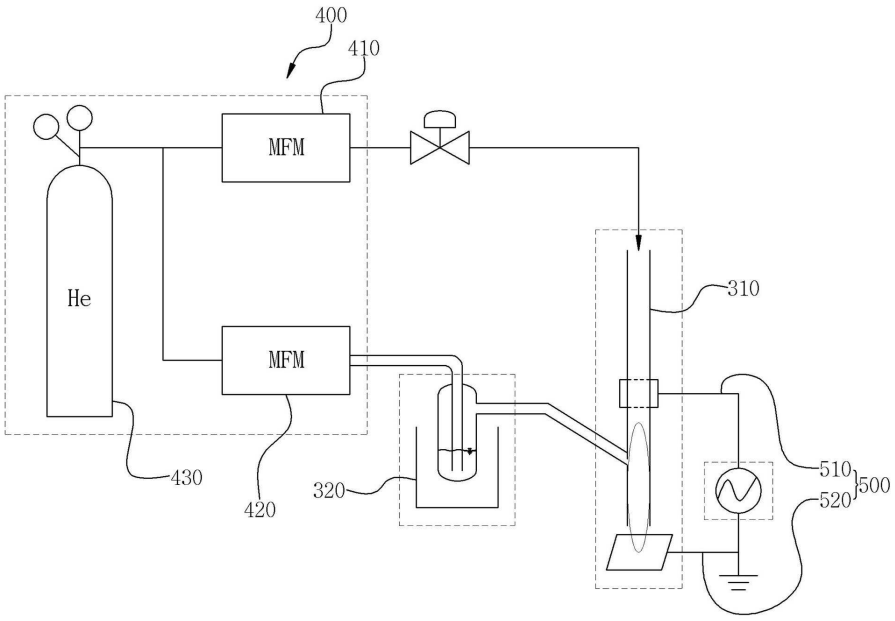
도면2



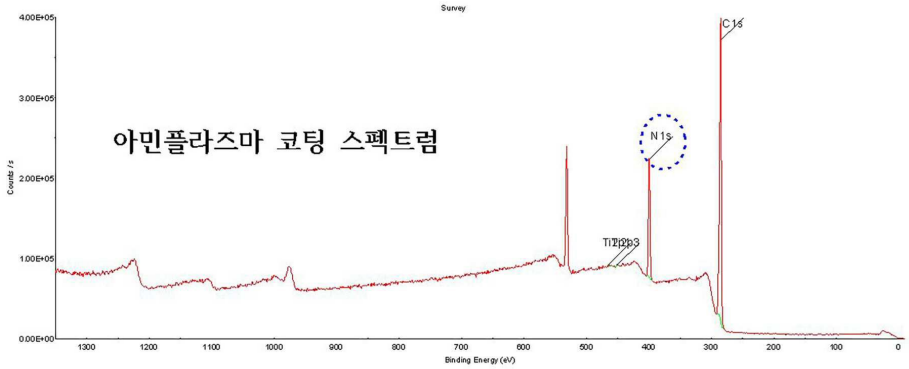
도면3


100
300
200

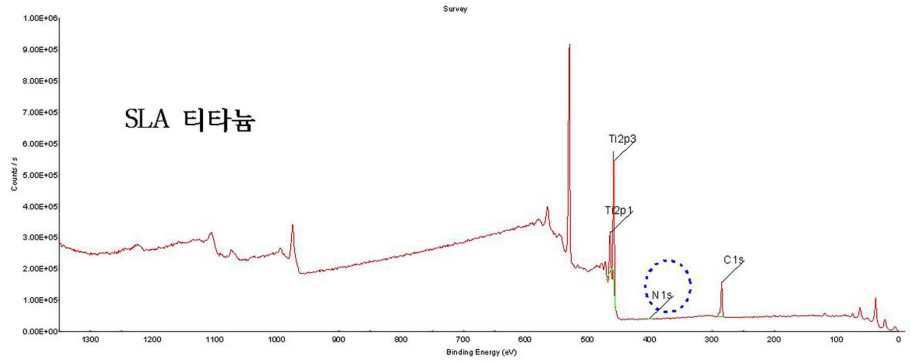
도면4


400
410
MFM
He
MFM
310
430
420
320
510
520
500

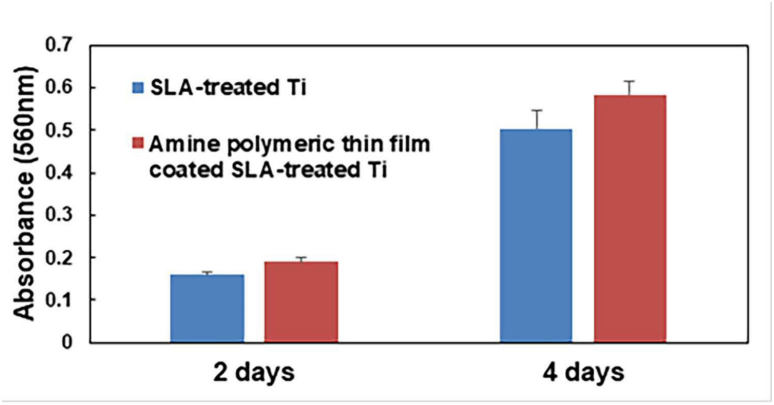
도면5a


Survey
아민플라즈마 코팅 스펙트럼
C1s
N1s
Ti2p3
Counts / s
Binding Energy (eV)

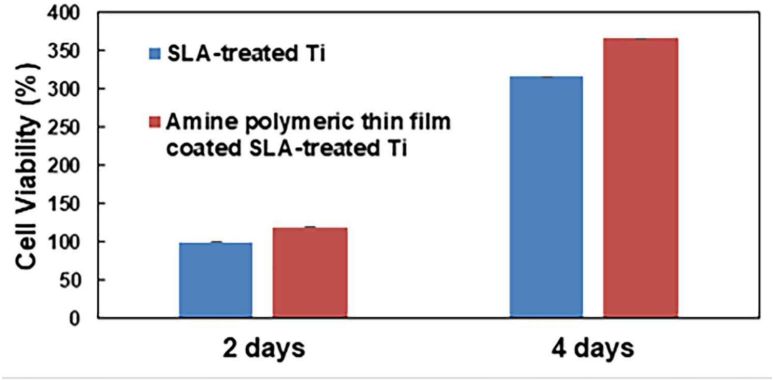
도면5b



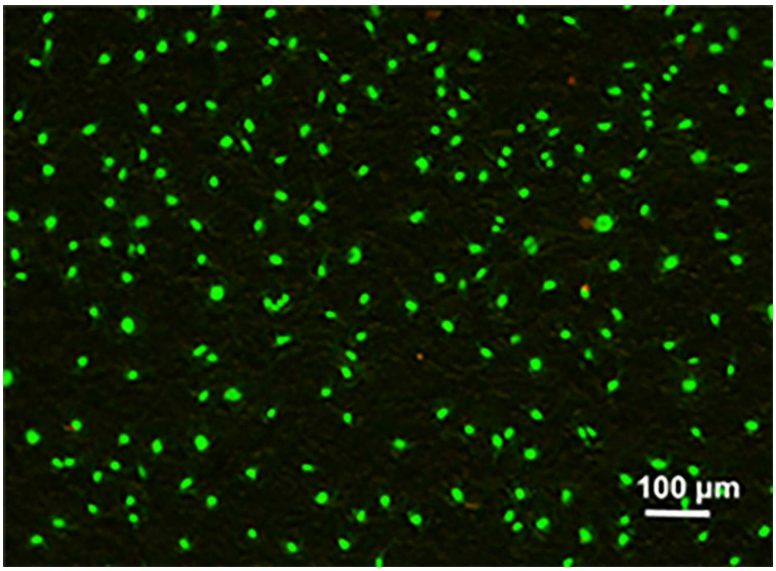
도면6a



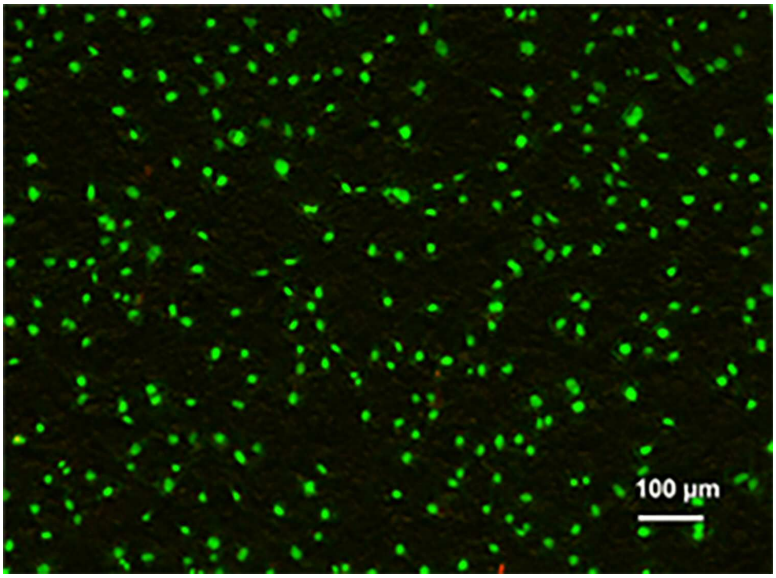
도면6b



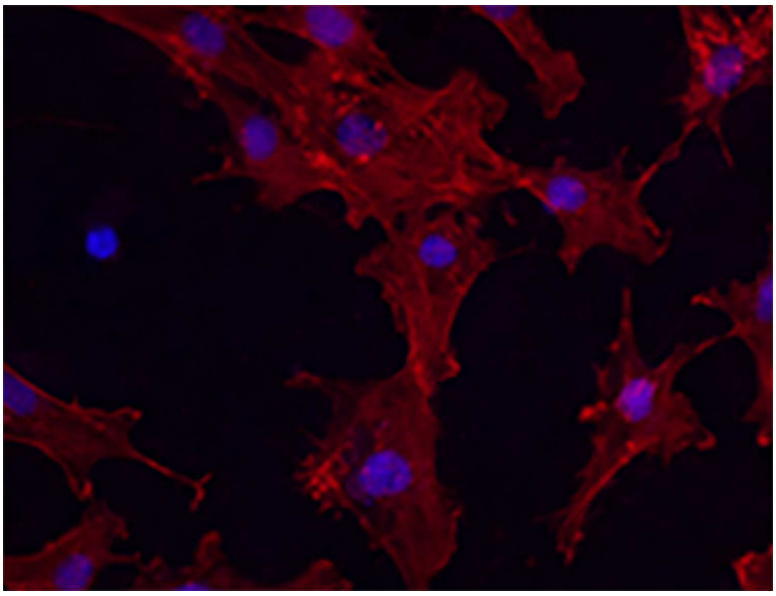
도면7a



도면7b



도면8a



도면8b

