(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2023-0046334
(43) 공개일자 2023년04월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61C 8/00 (2006.01) *A61L 27/04* (2006.01)
A61L 27/06 (2006.01) *A61L 27/10* (2006.01)
A61L 27/12 (2006.01) *A61L 27/30* (2006.01)
A61L 27/42 (2006.01) *A61L 27/50* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61C 8/0012 (2013.01)
A61C 8/0013 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2021-0128507
(22) 출원일자 2021년09월29일
심사청구일자 2021년09월29일

(71) 출원인
조선대학교산학협력단
광주광역시 동구 필문대로 309 (서석동)
(72) 발명자
권민기
광주광역시 북구 첨단연신로 219, 101동 1303호(신용동, 중흥에스클레스)
최한철
광주광역시 동구 의재로 149-7
(74) 대리인
특허법인리채

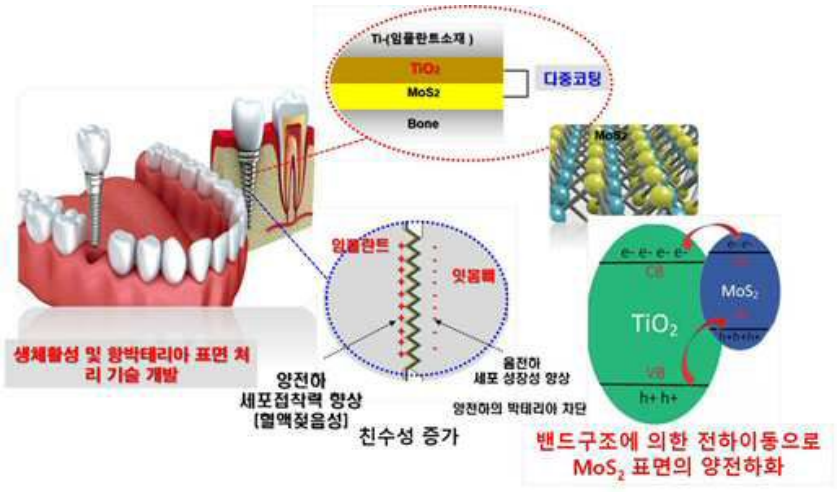
전체 청구항 수 : 총 5 항

(54) 발명의 명칭 **치과용 임플란트 고정체 및 이를 포함하는 치과용 임플란트**

(57) 요 약

본 발명은 치과용 임플란트 고정체 및 이를 포함하는 치과용 임플란트에 관한 것으로, 상기 고정체는 서로 다른 물질의 반도체가 적층되어, 반도체 간 전하이동으로 고정체 표면이 양전하를 띠므로 음전하를 띠는 치조골세포와의 부착성이 우수하다.

대 표 도 - 도6



(52) CPC특허분류
A61C 8/0015 (2013.01)
A61C 8/0022 (2013.01)
A61C 8/0036 (2013.01)
A61L 27/04 (2013.01)
A61L 27/045 (2013.01)
A61L 27/047 (2013.01)
A61L 27/06 (2013.01)
A61L 27/10 (2013.01)
A61L 27/50 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1345315087
과제번호 2016R1D1A1B01013847
부처명 교육부
과제관리(전문)기관명 한국연구재단
연구사업명 개인기초연구(교육부)(R&D)
연구과제명 가상현실 구현 디스플레이를 위한 초고속 초소형 LED 연구
기 여 율 3/10
과제수행기관명 조선대학교 산학협력단
연구기간 2020.03.01 ~ 2021.02.28
이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 2021031010
과제번호 2021-0404
부처명 교육부
과제관리(전문)기관명 한국연구재단
연구사업명 산학공동기술개발과제
연구과제명 비접촉식 인체감지 센서
기 여 율 3/10
과제수행기관명 조선대학교 산학협력단
연구기간 2021.05.03 ~ 2021.11.30
이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1711137741
과제번호 2021R1A4A1030243
부처명 과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명 한국연구재단
연구사업명 집단연구지원(R&D)
연구과제명 구강조직재생 표면제어 연구
기 여 율 4/10
과제수행기관명 조선대학교 산학협력단
연구기간 2021.06.01 ~ 2022.02.28

명 세 서

청구범위

청구항 1

외주면에 나사산이 형성된 바디부; 및 상기 바디부의 외주면 상에 위치한 복수층의 반도체층;을 포함하고,

상기 반도체층은 내층이 외층 대비 전도대의 에너지 준위가 낮고, 가전자대의 에너지 준위는 높은 것인, 치과용 임플란트 고정체.

청구항 2

청구항 1에 있어서, 상기 바디부는 티타늄, 티타늄 복합체, 티타늄 합금, 스테인레스 스틸 합금, 코발트-크롬 합금, 알루미나, 지르코니아 및 수산화아파타이트 중 어느 하나의 재질인, 치과용 임플란트 고정체.

청구항 3

청구항 1에 있어서, 상기 반도체층의 각 반도체는 티타늄(Ti)과 산소(O), 질소(N), 탄탈럼(Ta), 니오븀(Nb) 또는 하프늄(Hf)의 복합체; 또는 몰리브덴(Mo), 텅스텐(W) 또는 티타늄(Ti)과 황(S) 또는 셀레늄(Se)의 복합체인, 치과용 임플란트 고정체.

청구항 4

청구항 1에 있어서, 상기 반도체층은 내층 및 외층으로 구성되고, 내층은 이산화티타늄 층이고, 외층은 이황화 몰리브덴 층인, 치과용 임플란트 고정체.

청구항 5

청구항 1 내지 4 중 어느 한 항의 고정체; 및 상기 고정체 상에 위치한 인공치아;를 포함하는 치과용 임플란트.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 치과용 임플란트 고정체 및 이를 포함하는 치과용 임플란트에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0003] 치아용 임플란트(dental implant)는 부분적 또는 전체적으로 치아가 상실된 부분에 식립되어 치아를 대신하는 인공치아 구조 또는 시술 방법을 의미한다. 일반적으로 치과용 임플란트는 인공치근인 임플란트 고정체(fixture)와 지대주(abutment) 및 인공치아인 크라운(crown) 또는 보철물(prosthesis)로 구성된다. 임플란트 고정체는 환자의 치조골에 식립되어 치근의 역할을 하고, 보철물은 누락된 치아의 형상 및 색상과 동일 또는 유사하도록 형성되며 인공치아의 외형을 이루며, 지대주는 보철물을 임플란트 고정체에 고정시키며 보철물에서 작용하는 하중을 임플란트 고정체 및 치조골에 전달하는 역할을 한다.

[0004] 일반적으로 임플란트 고정체는 인체 내에 삽입 시술되는 관계로 생체적합성이 우수하고 내식성이 뛰어나 부작용, 기타 화학적/생화학적 반응성이 없는 것이어야 하며, 특히, 치과용 임플란트 고정체의 경우 반복되는 하중 및 순간적인 압력의 부과에도 변형 및 파괴되지 않도록 기계적 강도가 매우 높아야 하기 때문에 적당한 소

재를 선택하는 것이 매우 중요하다. 현재 널리 사용되는 치과용 임플란트 고정체의 소재로는 가공이 용이할 뿐만 아니라 인간의 생체조직에 대한 높은 생체친화성, 높은 기계적 강도 및 생체 불활성을 갖는 티타늄 또는 티타늄 합금이 있다.

[0005] 그러나 기존의 티타늄 또는 티타늄 합금 등으로 형성된 임플란트 고정체만으로는 치조골에의 결합력이 부족한 문제가 있어 임플란트 고정체의 결합력을 증대시키기 위해서 임플란트 고정체의 표면적을 넓히는 방법이 주로 연구되고 있는데, 티타늄 또는 티타늄 합금 소재의 임플란트 고정체의 경우 임플란트 고정체 표면을 블라스팅(blasting) 및 산 부식처리를 이용하여 거친 표면으로 가공하는 공정이 널리 사용되고 있다. 그러나 이러한 공정은 표면결함에 의해 임플란트 고정체의 파괴강도와 인성이 크게 떨어지는 단점이 있는 바, 임플란트 고정체의 표면 결함을 일으키지 않으면서 치조골과의 결합력을 향상시키는 연구가 필요하다.

선행기술문헌

특허문헌

[0007] (특허문헌 0001) 한국등록특허 제1445174호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 치과용 임플란트 고정체를 제공하는 것을 목적으로 한다.

[0009] 본 발명은 상기 고정체를 포함하는 치과용 임플란트를 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0011] 1. 외주면에 나사산이 형성된 바디부; 및 상기 바디부의 외주면 상에 위치한 복수층의 반도체층;을 포함하고, 상기 반도체층은 내층이 외층 대비 전도대의 에너지 준위가 낮고, 가전자대의 에너지 준위는 높은 것인, 치과용 임플란트 고정체.

[0012] 2. 위 1에 있어서, 상기 바디부는 티타늄, 티타늄 복합체, 티타늄 합금, 스테인레스 스틸 합금, 코발트-크롬 합금, 알루미나, 지르코니아 및 수산화아파타이트 중 어느 하나의 재질인, 치과용 임플란트 고정체.

[0013] 3. 위 1에 있어서, 상기 반도체층의 각 반도체는 티타늄(Ti)과 산소(O), 질소(N), 탄탈럼(Ta), 니오븀(Nb) 또는 하프늄(Hf)의 복합체; 또는 몰리브덴(Mo), 텅스텐(W) 또는 티타늄(Ti)과 황(S) 또는 셀레늄(Se)의 복합체인, 치과용 임플란트 고정체.

[0014] 4. 위 1에 있어서, 상기 반도체층은 내층 및 외층으로 구성되고, 내층은 이산화티타늄 층이고, 외층은 이황화몰리브덴 층인, 치과용 임플란트 고정체.

[0015] 5. 위 1 내지 4 중 어느 한 항의 고정체; 및 상기 고정체 상에 위치한 인공치아;를 포함하는 치과용 임플란트.

발명의 효과

[0017] 본 발명은 치과용 임플란트 고정체 및 이를 포함하는 치과용 임플란트에 관한 것으로, 상기 고정체는 서로 다른 물질의 반도체가 적층되어, 반도체 간 전하이동으로 고정체 표면이 양전하를 띠므로 음전하를 띠는 치조골세포와의 부착성이 우수하다.

도면의 간단한 설명

[0019] 도 1은 화학기상증착법에 의한 MoS_2 박막 합성과정을 나타낸 것이다.

도 2는 제조예 2에서 합성된 MoS_2 박막이다.

도 3은 기판 위에 성장된 MoS_2를 볼트에 전사하는 공정을 나타낸 것이다.

도 4는 볼트에 전사된 MoS_2를 확인한 것이다.

도 5는 MoS_2층이 형성된 볼트에서 세포의 흡착 및 성장 촉진효과를 확인한 것이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 임플란트 고정체의 반도체층 간 전하 이동 및 이에 따른 효과를 간략하게 나타낸 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0020] 이하, 본 발명을 상세히 설명한다.

[0022] 본 발명은 치과용 임플란트 고정체에 관한 것이다.

[0023] 본 발명은 외주면에 나사산이 형성된 바디부를 포함한다.

[0024] 상기 나사산은 바디부의 외주면에 대해 수직하게 형성되거나 소정 각도로 경사지게 형성될 수 있다.

[0025] 상기 나사산의 형태는 다양하게 변경될 수 있다. 예를 들어, 상기 나사산은 한 줄 또는 다줄 형태일 수 있다. 또한, 상기 나사산의 종단면은 예를 들어, 삼각형, 사다리꼴 또는 반원형 형태일 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.

[0026] 상기 바디부의 형태는 이에 제한되지 않으나, 예를 들어, 치조골에 식립되기 용이하도록 하는 측면에서 원추 형태를 가지는 것일 수 있다.

[0027] 상기 바디부는 예를 들어, 티타늄, 티타늄 복합체, 티타늄 합금, 스테인레스 스틸 합금, 코발트-크롬 합금, 알루미나, 지르코니아 및 수산화아파타이트 중 어느 하나의 재질일 수 있으나 이에 제한되지 않고, 임플란트 소재로 공지된 금속, 세라믹 등의 재질일 수 있다.

[0028] 본 발명은 상기 바디부의 외주면에 나사산이 형성되어 바디부의 표면적이 증가되므로 치조골과의 결합력이 향상될 수 있다.

[0029] 본 발명은 상기 바디부의 외주면 상에 위치한 복수층의 반도체층을 포함한다.

[0030] 상기 반도체층은 내층이 외층 대비 전도대의 에너지 준위가 낮고, 가전자대의 에너지 준위는 높다.

[0031] 내층과 외층은 상대적으로 바디부에 근접했는지, 고정체의 표면에 근접했는지 여부를 기준으로 나뉘는 것으로서, 복수층이 있는 경우 바디부에 근접한 층이 그보다는 표면에 근접한 층에 비해 상대적으로 내층에 해당하고, 그 반대의 경우는 상대적으로 외층에 해당한다.

[0032] 내층이 외층보다 전도대의 에너지 준위가 낮아, 전자가 외층으로부터 내층으로 이동하고, 가전자대의 에너지 준위가 높아, 양성자는 내층으로부터 외층으로 이동하므로, 내층은 음전하를 띠고, 외층은 양전하를 띠게 된다. 치조골과 접하는 외층이 양전하를 띠게 되면서 음전하를 띠는 치조골세포와의 접착력이 향상될 수 있다(도 6).

[0033] 상기 각 에너지 준위간 갭이 작을수록 전자가 원활하게 이동할 수 있으므로, 반도체층은 2개층인 경우 보다는 각 층간 에너지 준위의 갭이 작아져 그 갭이 계단식으로 되도록 3개 이상의 층인 것이 바람직하다. 이에, 반도체층의 적층 수는 2층 이상, 3층 이상, 4층 이상, 5층 이상 등일 수 있다. 임플란트 고정체로서 환자에 적용하기에 무리가 없다면 그 상한은 제한되지 않으며, 예를 들면 10층, 9층, 8층, 7층, 6층 등일 수 있다.

[0034] 상기 반도체층의 각 반도체는 상기 에너지 준위 차이를 만족할 수 있는 것이라면 그 종류는 제한되지 않으며, 티타늄(Ti)과 산소(O), 질소(N), 탄탈럼(Ta), 니오븀(Nb) 또는 하프늄(Hf)의 복합체; 또는 몰리브덴(Mo), 텅스텐(W) 또는 티타늄(Ti)과 황(S) 또는 셀레늄(Se)의 복합체 등을 사용할 수 있으나 이에 제한되는 것은 아니다.

[0035] 상기 반도체는 예를 들어, 이산화티타늄, 질화티타늄, 이황화몰리브덴, 이황화텅스텐, 몰리브덴셀레니엄, 이셀렌화몰리브덴, 이황화티타늄, 이셀렌텅스텐 및 이셀렌티타늄 중 2개 이상의 반도체 조합일 수 있다. 구체적인

예를 들어, 반도체층은 내층 및 외층으로 구성되고 내층은 이산화티타늄 층이고, 외층은 이황화몰리브덴 층일 수 있다.

[0036] 상기 반도체층은 당 분야에 공지된 방법으로 형성된 것일 수 있으며, 예를 들어, 진공 증착 공정 또는 반도체 용액 공정으로 형성된 것일 수 있다. 구체적으로 양극산화, 수열 합성법, 스퍼터링, 화학기상증착법, 열증착법, 전자빔증착법으로 형성된 것일 수 있다.

[0037] 예를 들어, 반도체 층이 이산화티타늄 층이라면 이는 양극산화 또는 스퍼터링 등에 의해 형성될 수 있고, 이때, 반도체층의 표면은 다공성이거나 나노튜브 구조일 수 있다.

[0038] 상기 반도체층의 두께는 예를 들어, 각 층의 두께가 예를 들면 1 nm 내지 10 ㎛ 일 수 있다. 반도체층의 두께는 이에 제한되는 것은 아니나, 상기 범위인 경우, 바디부와 반도체층 및 반도체층 간의 접착성이 좋고, 전하 이동성이 향상되어 세포 접착력이 우수하며, 바디부 원재료의 생체적합성 및 내구성이 저하되지 않을 수 있다.

[0040] 본 발명은 치과용 임플란트에 관한 것이다.

[0041] 본 발명은 상기 고정체를 포함한다. 고정체는 전술한 바와 같다.

[0042] 본 발명은 상기 고정체 상에 위치한 인공치아를 포함한다. 상기 인공치아는 부분적 또는 전체적으로 상실된 치아를 대신하는 것으로 예를 들어, 크라운일 수 있으나 이에 제한되는 것은 아니다.

[0043] 인공치아는 고정체 상에 결합되는 것일 수 있다. 예를 들어, 고정체의 상부 내측에 길이 방향을 따라 암나사부가 형성되고, 인공치아의 하단부에 고정체 내측으로 삽입 결합 가능한 수나사부가 형성되어 결합되는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0044] 본 발명은 지대주를 더 포함할 수 있다.

[0045] 지대주는 고정체 및 인공치아를 연결하는 것으로, 예를 들어, 지대주는 일부가 고정체 상부 내측 및 인공치아의 하부 내측으로 각각 삽입되어 고정되거나, 고정체 상에 일체로 형성되어 인공치아의 하부 내측에 삽입되는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0047] 이하, 본 발명을 구체적으로 설명하기 위해 실시예를 들어 상세하게 설명하기로 한다.

[0049] **제조예**

[0050] **1. TiO_2층 형성**

[0051] Ti-6Al-4V합금으로 볼트를 가공한 후 표면에 플라즈마 전해 산화공정(PEO)을 수행하였다. 에틸-알코올 및 증류수로 초음파 세척하여 시편을 준비하였다. DC 전원을 사용하여 세척된 시편은 양극, 탄소봉은 음극으로 사용하였다. 인가전압 및 처리시간은 280V에서 3분으로 설정하였으며, 실험이 끝난 시편은 에틸-알코올 및 증류수로 세척 후 공기 중에서 건조하였다. PEO 공정에 사용된 전해질은 0.15 M의 calcium acetate monohydrate(Ca(CH3COO)2·H2O)와 0.02 M의 calcium glycerophosphate (C3H7CaO6P)를 혼합하여 제조하였다.

[0053] **2. MoS_2층 형성**

[0054] 2-1. 화학기상증착법에 의한 MoS_2 합성

[0055] 선택적 위치에 MoS_2 박막을 성장시키기 위해서 포토리소그라피 공정을 통해 포토레지트로로 패터닝 후 사파이어 기판 위에 Mo를 전자빔증착방법으로 1~10 nm 정도 증착한 후 포토레지스트를 제거하였다. 이후, 직사각형 모양의 Mo 패턴들을 600~800 ℃의 고온에서 유황처리(Sulferiziation)하여 MoS_2 박막을 합성하였다(도 1 및 2).

[0056] 2-2. MoS_2 전사

[0057] 사파이어 기판위에 성장된 MoS_2를 폴리머인 폴리메틸 메타크릴레이트 (PMMA)를 이용하여 홀딩하고 BOE에 담아

기판을 제거하였다. 이후, PMMA와 MoS_2 박막은 유연한 특성을 가지므로 이를 Di water로 이송하고 TiO_2층이 형성된 볼트 위에 용액 상에서 MoS_2 박막을 전사하였다(도 3). 볼트에 전사 후 MoS_2의 라만 피크를 확인하여 전사가 잘된 것을 알 수 있었다(도 4). 광학 현미경, SEM, 라만 피크를 보면 볼트에 전사후에도 박막이 찢어지거나 또는 광학적 특성이 변하지 않음을 확인할 수 있다.

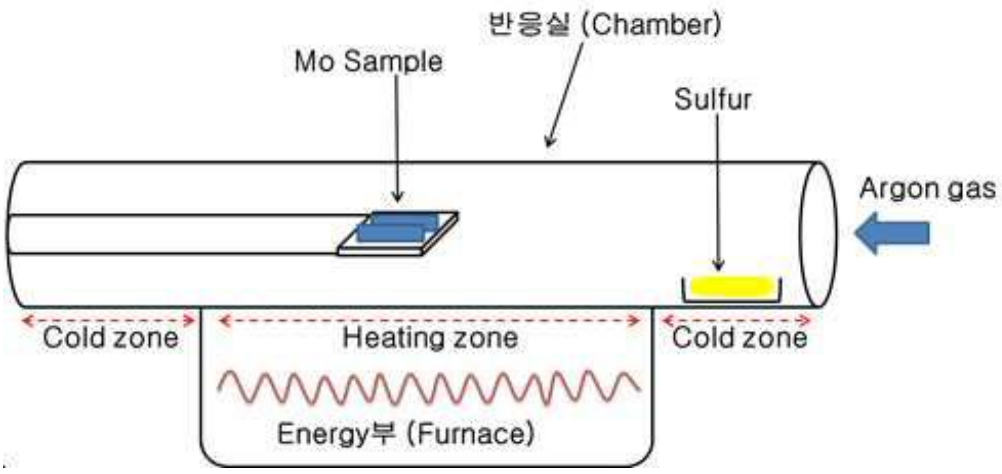
[0059] **실험예**

[0060] **세포 성장 및 흡착 분석**

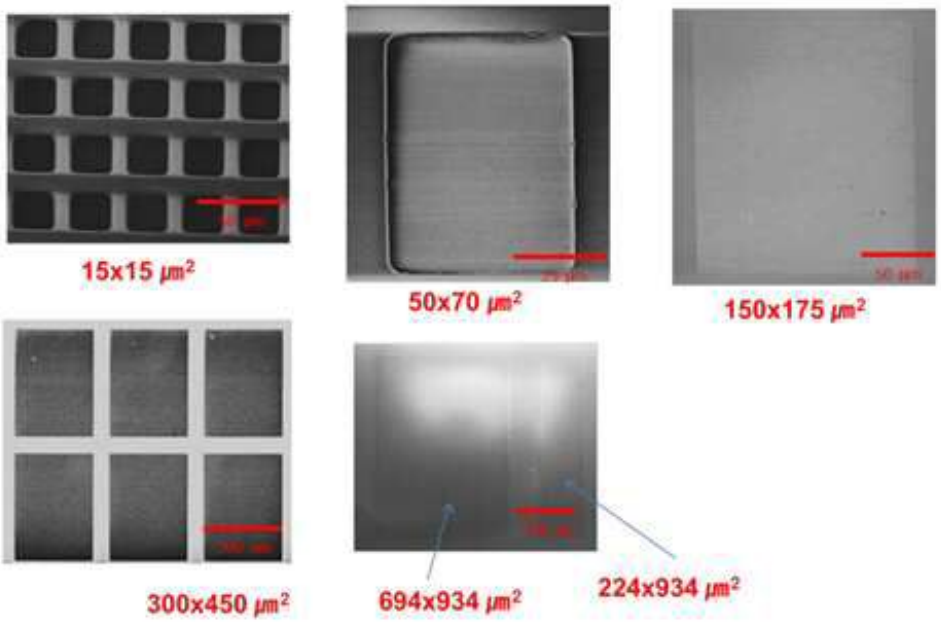
[0061] 조골세포와 유사한 MC3T3-E1 세포주는 생쥐의 두개골로부터 추출한 세포주로서 $1x10^5$ 세포/well 농도로 적절히 분배하였다. 세포를 10% 소태아혈청(Fetal Bovine Serum) 및 10 U/㎖의 페니실린/스트랩토마이신이 보충된 α-MEM (Alpha - minimun essential medium, without L-ascorbic acid)에서 배양하였다. 세포 단층을 phosphate buffered saline(PBS)으로 세척하고, trypsin-DTA용액(0.05% trypsin, 0.53 mM EDTA·4Na, phenol red in HBSS)에서 37 ℃를 유지하며 10분간 배양하여 세포를 분리하였다. 세포를 12-well 플레이트 상에 $1.5x10^5$ cells/well의 농도로 반도체층이 형성된 Ti합금(TiO_2층+MoS_2층 vs TiO_2층(비교예)) 표면에 뿌리고 24시간 동안 성장시켰다. 처리된 시편을 PBS로 세척하고 4 ℃에서 12시간 동안 10% 포름알데히드로 고정하였다. 고정된 시편은 50%, 60%, 70%, 80%, 90%, 및 95% 에틸-알코올로 단계적 탈수시켰으며, 고정된 세포의 형태를 알아보기 위해 FE-SEM을 이용하여 관찰하여 세포의 성장을 관찰하였다. 도 5는 24시간 동한 세포를 성장시킨 후 측정한 FE-SEM 이미지로 빨간색 동그라미 부분이 세포로 MoS_2층이 없는 시편(비교예)에 비해 MoS_2층이 있는 시편 위에 성장된 세포가 현저하게 세포의 흡착 및 성장이 촉진된 것을 확인할 수 있었다.

도면

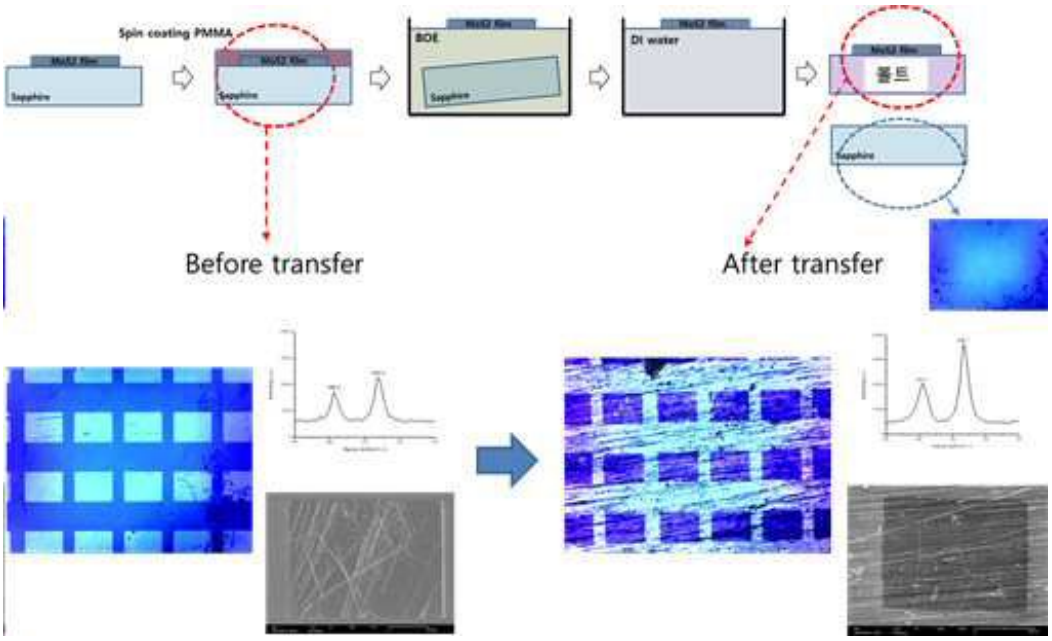
도면1



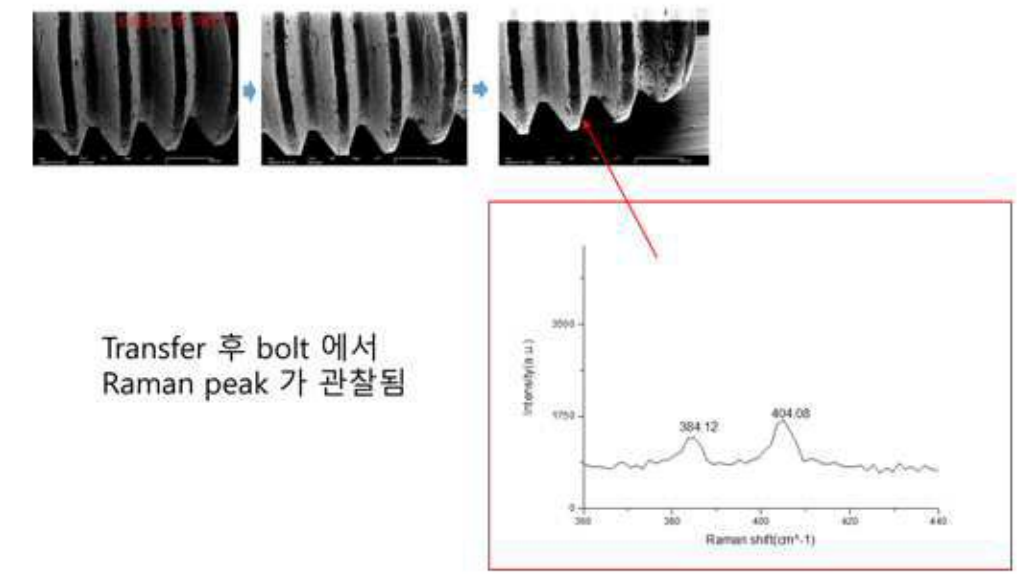
도면2


15x15 μm²
50x70 μm²
150x175 μm²
300x450 μm²
694x934 μm²
224x934 μm²

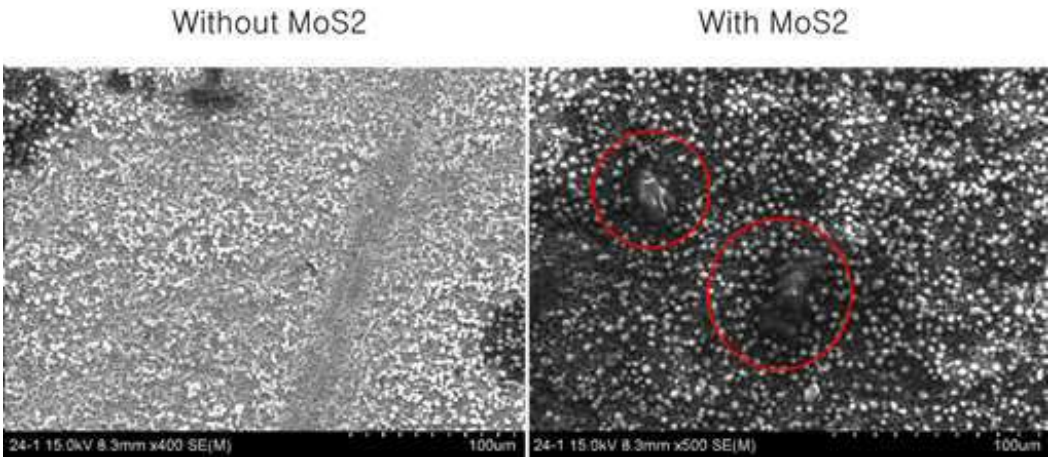
도면3


Spin coating PMMA
BOE
DI water
폴트
Before transfer
After transfer

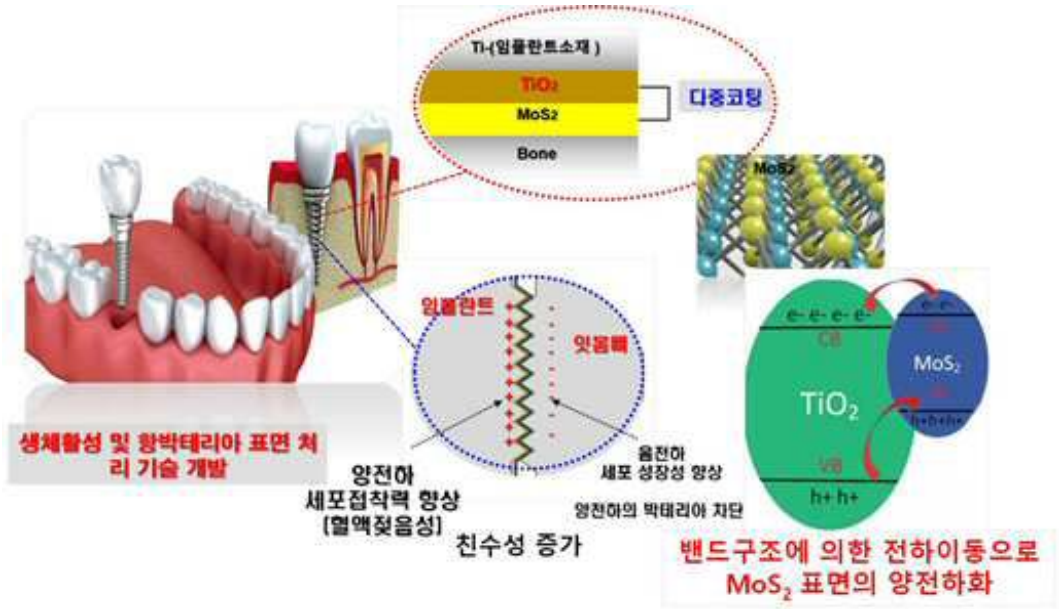
도면4


Transfer 후 bolt 에서
Raman peak 가 관찰됨
384.12
404.08
Raman shift(cm^-1)

도면5


Without MoS2
With MoS2
24-1 15.0kV 8.3mm x400 SE(M)
100um
24-1 15.0kV 8.3mm x500 SE(M)
100um

도면6


Ti-(임플란트소재)
TiO2
MoS2
Bone
다중코팅
MoS2
임플란트
잇몸뼈
생체활성 및 항박테리아 표면 처리 기술 개발
양전하
세포접착력 향상
(혈액젖음성)
친수성 증가
음전하
세포 성장성 향상
양전하의 박테리아 차단
e- e- e- e-
CB
TiO2
MoS2
VB
h+ h+
밴드구조에 의한 전하이동으로
MoS2 표면의 양전하화