

투고일 : 2010. 2. 21

심사일 : 2010. 2. 22

게재확정일 : 2010. 2. 25

티타늄 임플란트의 골융합 증진을 위한 최신 표면처리 기술

전남대학교 치의학전문대학원 치과재료학교실

부교수 송 호 준

ABSTRACT

Advanced Surface Modification Techniques for Enhancing Osseointegration of Titanium Implant

Department of Dental Materials, School of Dentistry, Chonnam National University
Ho-Jun Song, PhD

Titanium implant is used as the most popular dental material for replacement of missing teeth recently. A lot of studies on the surface modification of titanium implant have been carried out for enhancing osseointegration. The surface modification techniques could be classified as follows; topographic modifications which provide roughness and porosity, chemical surface modifications or deposition of osseoconductive materials, and biochemical modifications to immobilize bone growth factors on titanium surface. In this study, the current and ongoing surface modification techniques and its typical characteristics used in clinics were reviewed. In the future, study and implication about biochemical modifications including patient's individual characteristics will be important.

Keywords : Titanium implant, Surface modification, Osseointegration, Bioactivity

I. 서론

1952년 스웨덴의 과학자 Brånemark에 의하여 최초로 기계적 가공된 나사산 형의 티타늄 임플란트가 개발된 이후로 현재 상실된 치아를 수복하는 가장 각광받는 임플란트 술식으로 정착되었다. 티타늄 금속은 무게에 비하여 높은 강도를 갖는 기계적 특성과 높

은 부식저항성 우수한 생체적합성 및 골과 직접 결합하는 골융합(osseointegration) 성질등 임플란트 재료로서의 적합한 특성을 가지고 있다. 그러나 티타늄 금속은 생체불활성(bioinert) 재료로서 골형성을 직접적으로 유도하지 않기 때문에 충분한 골융합이 이루어지기까지 상당한 시간을 필요로 하며 더불어 치료 기간이 오래 걸리는 단점이 있다. 따라서 지금까지 수

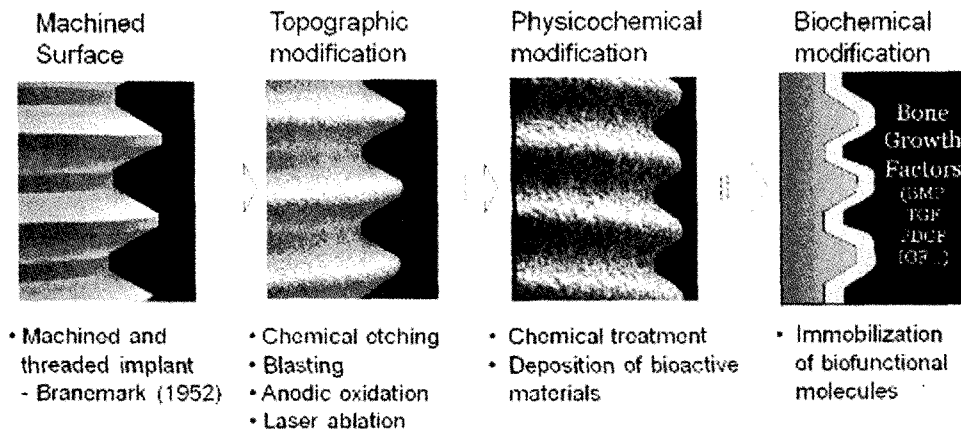


그림 1. 티타늄 임플란트 표면처리 기술의 종류와 발전

많은 연구들을 통하여 티타늄 표면의 생체활성도를 증진시키고자 하는 다양한 방법들이 소개되어 왔다. 이러한 연구들을 바탕으로 최근에 시판되는 대부분의 임플란트들은 건강한 골질을 갖는 환자의 경우 거의 실패가 없는 임상적 성공률을 보이고 있고, 치료기간을 대폭적으로 단축시키는 진보를 가져왔다.

그림 1은 지금까지 임플란트의 표면처리 기술의 진보 과정을 간략하게 기술한 것이다. 티타늄 임플란트 표면개질 방법은 초기 단순 기계 절삭한 표면에서 거칠기를 부여하거나 다공성 박막 형성과 같은 표면 미세 형상의 변화, 보다 생체 활성화된 표면을 제공하기 위한 다양한 물리·화학적 특성을 부여하는 방법들로 발전해 왔다¹⁻³⁾. 향후 티타늄 임플란트 표면처리 기술은 골성장 인자들 또는 특수한 약물들을 임플란트 표면에 부착시키는 생화학적 표면처리 방법들이 지속적으로 진행될 것으로 예상된다.

본 연구에서는 지금까지 이루어져 온 대표적인 임플란트 표면처리 방법들의 특징과 최근 활발하게 진행되고 있는 표면처리 기술들에 대하여 개략적으로 살펴보고자 한다.

II. 본 론

1. 티타늄 임플란트와 TiO₂ 산화막

티타늄 금속의 높은 부식저항성은 전적으로 TiO₂ 산화막에 기인한다. 티타늄 금속은 공기나 수분에 노출되면 즉시 표면에 수 nm 두께의 TiO₂ 산화막이 생성되며, 이 산화막이 더 이상의 부식의 진행을 방해하기 때문에 부동태 산화막이라고 한다. 그러나 자연적으로 형성된 티타늄 산화막의 두께가 너무 얇고 조성이 불균질하여 부식저항성과 생체적합성에 여전히 문제를 발생시킬 가능성이 있기 때문에 열처리 또는 화학적 처리를 통하여 그 두께를 인위적으로 증가시킬 필요가 있다. 최근 많이 사용되고 있는 RBM 처리된 임플란트도 그림 2와 같이 오제전자 분광법(Auger electron spectroscopy)을 이용하여 깊이에 따른 티타늄과 산소의 분포를 살펴보면 기계적 가공만을 한 시편에 비하여 티타늄 산화막의 깊이가 더 깊게 분포하고 있는 것을 알 수 있다. 이것은 임플란트 표면에 거칠기를 부여하기 위하여 블라스팅을 수행하는 과정에서 블라스팅 입자들이 티타늄 표면과의 충격에 의하

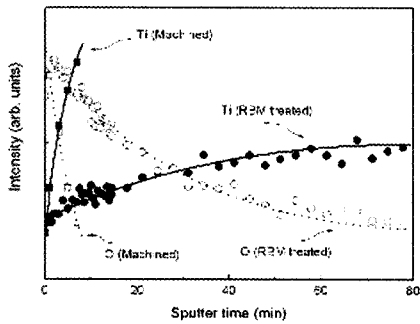


그림 2. 오제전자분광법에 의하여 측정된 기계절삭된 티타늄 표면과 RBM 처리된 티타늄 표면의 깊이에 따른 티타늄과 산소의 분포도. RBM 처리된 시편에서 더 깊이 티타늄 산화막이 분포함을 알 수 있다.

여 열이 발생하고, 이로 인하여 티타늄 산화막이 자연 산화막에 비하여 더 깊이까지 형성되어진 것으로 해석된다.

티타늄 산화막을 형성시키는 대표적인 방법 중의 하나는 전기화학적 처리방법인 양극산화 방법으로 수 μm 두께까지 두꺼운 산화막을 형성시킬 수 있다. 이 방법으로 형성된 다공성 산화막은 CP-Ti이나 Ti6Al7Nb 합금의 부식저항성을 증가시키지만 Ti6Al4V 합금의 경우 바나듐 산화물과 같은 용해성 산화막의 형성으로

부식저항성이 더 감소하는 위험성이 있다⁴⁾. 또한 티타늄 산화막은 세라믹 재료이기 때문에 지나치게 두꺼운 산화막은 쉽게 파절이 일어날 수 있으며, 티타늄 금속 표면과 티타늄 산화막이 서로 융합(fused)되지 않으면 역시 파절을 야기하게 된다⁵⁾.

티타늄 산화막의 화학적 특성이 임플란트의 생체활성도에 어떻게 영향을 미치는가에 대한 많은 연구들이 수행되어왔다. 티타늄 산화막은 산소와 결합 양에 따라 대표적으로 TiO , Ti_2O_3 , TiO_2 가 존재하며 가장 안정된 상은 잘 알려진 TiO_2 이다. 금속 산화물의 연구에 따르면 자연적으로 생성되는 티타늄 산화막은 주로 산소가 결핍된 TiO_2 막을 형성하게 된다. 티타늄 산화막의 생체활성도에 산소가 미치는 영향을 규명하기 위하여 산소가 충분한 환경에서 TiO_2 산화막을 코팅한 시편과 산소 결핍 환경에서 코팅된 시편을 생체유사용액(simulated body fluid; SBF) 용액에 침적하였을 때, 그림 3에 나타난 것과 같이 전자에서 훨씬 더 높은 밀도로 인산칼슘 입자들이 형성된 것을 볼 수 있다. 이것은 산소가 충분히 공급되어 화학양론적으로 만족한 TiO_2 가 형성되었을 때, SBF 용액 내에서 수산기(hydroxyl group; OH^-)가 시편 표면에 풍부하게 형성되고, 전기적으로 음으로 하전된 표면으로 인하여 생체활성도가 크게 증가되기 때문이라고 설명된다⁶⁾.

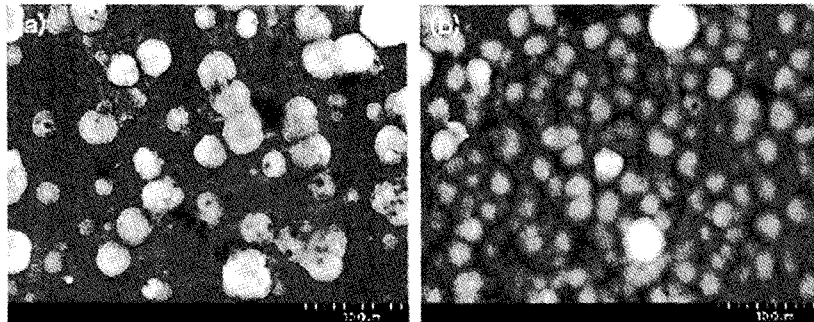


그림 3. 낮은 산소분압(a)과 높은 산소분압(b) 환경에서 전자빔 증착된 티타늄 산화막 시편을 SBF 용액에 60일동안 침적 후 관찰한 SEM 사진. 화학양론적으로 만족된 TiO_2 박막에서 더 높은 밀도의 인산칼슘 입자들이 형성됨

티타늄 임플란트가 골조직에 식립되어지면 생체와 직접 접촉하는 부위는 티타늄 산화막이다. 만약 새로운 임플란트 표면처리 방법이 수행되어진다 하더라도 역시 그 표면처리는 티타늄 산화막 상에서 이루어지기 때문에 티타늄 산화막의 물리·화학적 특성을 조절하고 규명하는 것은 임플란트 표면처리의 기초기술이 된다고 볼 수 있다.

2. 임플란트 표면 거칠기와 생체적합성

지금까지 수많은 연구들을 통하여 더 거친 표면을 갖는 티타늄 임플란트가 매끄러운 표면의 임플란트 보다 더 큰 골과 임플란트의 접촉면(bone-to-implant contact; BIC)을 보이며 더 큰 removal torque 값을 갖는 것으로 보고되어 왔다⁷⁾. 일부 반론이 있기는 하였지만 거친 표면을 갖는 임플란트가 매끄러운 표면의 임플란트 보다 더 높은 생체활성도를 갖는다는 결론은 이미 내려진 것으로 보인다.

1~10 μ m 크기를 갖는 마이크로 수준의 거칠기는 조골세포의 부착성 증가 및 분화를 촉진시키고, 세포외기질(extracellular matrix; ECM)의 형성과 광화(mineralization)를 증가시켜서 빠른 골융합 반응을 제공한다고 보고된바 있다⁸⁾. 또한 거친 표면은 광화된 골과 임플란트 표면 사이의 결합력을 크게 증대시켜 준다. Hassen 등⁹⁾은 이상적인 거칠기에 대한 이론적인 접근을 통하여 대략 1.5 μ m의 깊이와 3~5 μ m의 직경을 갖는 반구형태의 기공(pit)이 최적이라고 이라고 보고한 바 있다. 그러나 지나치게 높은 표면 거칠기는 기저금속 이온들의 용출을 증가시킬 뿐만 아니라 치주염을 발생시킬 시킬 위험성이 지적되어 왔다. 지금까지 많은 연구들에 따르면 임플란트 표면의 거칠기는 대략 1~2 μ m 정도가 적절한 것으로 보고되고 있다.

티타늄 임플란트의 표면에 마이크로 거칠기를 제공하는 방법으로 티타늄 플라즈마 스프레이, 세라믹 입자를 사용한 블라스팅, 화학적 산 에칭, 그리고 양극산화 방법등이 이용되고 있다. 이 중에서 현재 보편적

으로 사용되고 있는 알루미늄 입자를 이용한 블라스팅 방법(SLA; Sandblasted, large-grit, acid-etched)은 다양한 크기의 거칠기를 보다 쉽게 구현할 수 있으나, 입자들이 임플란트 표면에 자주 박히기 때문에 이를 제거하기 위하여 초음파 세척과 산 에칭과 같은 세척과정을 거쳐야 한다. 그러나 이러한 세척 후에도 일부 입자들이 잔존하여 임플란트 식립 후 주변 조직으로 용출됨으로써 골융합을 방해할 가능성과 강산 처리에 의한 임플란트 표면의 불균일성으로 인한 부식저항성의 감소의 위험성이 지적되어 왔다. 이에 반하여 골전도성 특성을 갖는 수산화인회석(hydroxyapatite; HA)이나 β -tricalcium phosphate (β -TCP) 또는 그 혼합물을 이용한 블라스팅 방법은 임플란트 표면에 거칠기를 제공할 뿐만 아니라 세척 후 잔존물이 임플란트 표면에 남아있더라도 생체적합성에 문제를 발생시킬 요인이 거의 없고, 약산을 이용한 에칭이 가능하므로 현재 상용되는 많은 임플란트들이 이 방법을 채용하고 있다. 이 방법은 흡수성 재료를 사용하기 때문에 RBM(resorbable blasting media)처리 라고 알려져 있다.

최근 마이크로 거칠기 보다도 훨씬 더 미세한 1~100nm 정도의 나노미터 거칠기를 갖는 임플란트 처리기술이 새롭게 개발이 되고 있다. 나노 거칠기는 단백질들의 흡착 및 조골세포들의 부착과 밀접한 관련이 있으며, 골융합에 중요한 역할을 하는 것으로 보고되고 있다. 이러한 임플란트 표면에 나노 거칠기를 부여는 대부분 마이크로 거칠기를 부여한 후 부가적으로 이루어지며, 대표적인 방법들로는 TiO₂ 블라스팅 처리 후 플루오르화 수소산 처리, 졸-겔 코팅법이나 이온빔보조증착(ion beam-assisted deposition; IBSD) 방법을 이용한 나노입자 코팅 방법들이 이용되고 있다. 또한 최근에 전기화학적 방법에 의한 티타늄 나노튜브에 대한 연구도 활발하게 진행되고 있다^{10,11)}. 그러나 아직까지 일관되게 재현성 있는 나노 거칠기 표면 구현과 가장 적절한 크기의 나노 거칠기에 대하여서는 더 많은 연구들을 필요로 한다.

3. 임플란트 표면의 화학적 특성 개질

생체불활성인 티타늄 산화막을 화학적 처리와 조성의 변화를 통하여 생체활성적 표면으로 개질하고자 하는 다양한 방법들이 연구되어 왔다. 이 방법은 티타늄 임플란트 표면의 화학적 특성변화를 통하여 생체 내에서 인산칼슘 층이 빠르게 성장하도록 하거나 골과 관련된 세포들에게 친숙한 이온들을 임플란트 표면 산화막에 함유시킴으로서 골융합이 빠르게 일어나도록 하는 목적이 있다.

가장 알려진 화학적 처리 방법 중의 하나는 티타늄 산화막을 NaOH 용액에 침적시킨 후 열처리 하여 나노구조의 sodium titanate를 형성시키는 방법으로 Kokubo 그룹¹²⁾에 의하여 보고되었다. 이렇게 처리된 시편을 SBF 용액에 침적시키면 Na^+ 와 H_3O^+ 이온 간의 이온교환을 통하여 Ti-OH 군을 형성함으로써 임플란트 표면이 전기적으로 음으로 하전된다. 따라서 SBF 용액내의 Ca^{2+} 이온들이 임플란트 표면에 빠르게 흡착되어 calcium titanate를 형성하게 되고 이것들이 점차적으로 결정질 아파타이트로 변환되기 때문에 임플란트의 생체활성도가 크게 증가한다. 또 다른 방법으로는 티타늄과 과산화수소(H_2O_2)를 반응시켜 표면에 titania 겔을 형성시키면 SBF 용액에 침적하였을 때 아파타이트 형성을 빠르게 유도할 수 있다. 또한 임플란트 표면의 친수성을 극대화하여 골융합을 빠르게 유도하기 위한 화학적 처리 방법이 사용되기도 한다.

칼슘, 인, 마그네슘, 불소 이온과 같은 골성장에 친밀한 이온들을 티타늄 임플란트 표면에 함유시켜 생체활성도를 증진시키고자 하는 방법들도 있다. 칼슘과 인은 골을 구성하는 무기물의 주요성분이기 때문에 칼슘과 인을 임플란트 표면에 함유시키고자 하는 노력은 일찍부터 시도되어 왔다. 체내에 존재하는 필수 양이온 중의 하나인 마그네슘 이온은 SBF 침적실험에서 임플란트 표면에 인산칼슘이 형성되는 것을 방해하는 인자이지만, 골의 강도와 성장에 유용한 역할을 감당

하며, 특히 골의 초기 성장 시 중요한 원소 중의 하나로 알려져 있다. 이와 같은 원소들은 티타늄 금속의 양극산화처리시 사용되는 전해질 용액의 화학적 조성을 변화시키면 티타늄 산화막에 특정 이온들을 함유시킬 수 있다. 또한 칼슘이온을 이온주입(ion implantation) 증착법으로 티타늄 임플란트 표면에 직접 주입시킴으로서 생체활성도 증진시키는 방법이 이용되기도 한다.

4. 티타늄 임플란트의 수산화인회석 코팅

티타늄 임플란트 표면에 골전도성 재료인 인산칼슘계 화합물을 코팅하고자 하는 연구는 오래전부터 시도되었었다. 다양한 인산칼슘계 화합물 중에서도 특히 골의 주요 무기질 성분인 HA의 코팅이 가장 큰 관심 대상이었다. HA가 코팅된 티타늄 임플란트는 식립 초기에 빠른 골 형성과 안정성을 증진시키는 효과를 가지고 있다. 지금까지 HA를 코팅할 수 있는 다양한 물리·화학적 코팅 방법들이 소개되어 왔으며, 그중에서 상업적으로 처음 사용된 대표적인 코팅 방법은 플라즈마 스프레이 처리법이다. 이 방법은 고온의 플라즈마 토치를 사용하여 HA 입자들을 티타늄 표면에 분사시킴으로써 50~200 μm 두께의 HA 박막을 코팅할 수 있다. 그러나 플라즈마 스프레이 방법을 사용한 코팅은 기저금속과 박막 사이의 잔류응력에 의한 낮은 접착력과 HA 박막과 함께 존재하는 불안정한 결정성과 조성으로 인하여 장기간의 연구에서 코팅막의 박리(delamination)에 의한 임상적 실패 요인들이 여전히 상존하는 것으로 보고되어 왔다. 최근에는 플라즈마 스프레이 코팅법이 갖는 박리의 단점을 극복하기 위하여 HA를 나노 영역의 얇고 안정된 박막으로 코팅하는 기술이나 코팅막 전체가 신생골로 대체될 수 있는 흡수성 인산칼슘계 박막을 코팅하고자 하는 연구들이 진행되고 있다. 이러한 연구에 이용되고 있는 대표적인 코팅법들로는 pulsed laser deposition (PLD), RF magnetron sputtering deposition, IBSD, electrostatic spray deposition (ESD),

sol-gel 증착법 그리고 생체모방형(biomimetic) 박막 코팅법등이 소개되고 있다.

5. 티타늄 임플란트의 마이크로아크산화 처리

티타늄 임플란트의 양극산화(anodic oxidation)법은 기저금속과 산화막 사이의 높은 접착력, 다공성 표면 부여, 임플란트 모양에 의존하지 않는 코팅의 용이성, 경제성등 다양한 장점을 가지고 있기 때문에 지금까지 국제적으로 뿐만 아니라 국내에서도 많은 연구들이 이루어져 왔다³⁾. 이 방법은 전해질 내에서 시편에 높은 전압을 인가함으로써 산화막의 절연과괴를 일으켜 코팅하기 때문에 양극불꽃산화(anodic spark oxidation) 또는 마이크로아크산화(microarc oxidation) 처리라고도 부른다. 양극산화처리는 보편적으로 정전류형 DC 전원을 사용하는데, 티타늄 산화막의 접착력을 증진시키면서도 안정된 산화막을 얻기 위하여 단극성(unipolar) 펄스 전원을 사용하기도 한다. 최근 양극성(bipolar) 펄스를 이용한 AC-형 마이크로아크산화처리 방법이 도입되고 있는데, 이 방법은 DC-형에 비하여 더 양질의 세라믹 산화막을 형성시킬 수 있는 특징이 있다고 보고되어 왔다⁴⁾. DC-형 양극산화방법을 이용하여 처리된 티타늄 시편에서는 아나타제(anatase) TiO_2 산화막이 지배적으로 형성되며 높은 전압이 인가될 경우 루타일(rutile) 구조의 TiO_2 산화막이 함께 형성되기도 한다. AC-형을 이용할 경우 $CaTiO_3$, 아나타제와 루타일 TiO_2 산화막들이 인가되는 펄스의 주파수와 전압에 의존하여 각각 다른 비율로 나타난다. 특히 $CaTiO_3$ 박막은 최근 기저금속인 티타늄과 강한 접착을 이루면서도 높은 생체활성도를 나타내는 박막으로 연구가 시작되고 있다⁵⁾.

습식 증착법인 마이크로아크산화 처리의 큰 장점은 전해질 용액의 화학적 조성을 변화시켜 특정 이온들은 코팅되는 박막에 주입시킬 수 있다는 것이다. 지금까지 칼슘과 인 이온을 함유시킨 티타늄 산화막 코팅이 주로 연구되어 왔으며, 이 방법으로 함유된 칼슘과 인

은 산화막내에 독립적으로 분포하거나 비정질 형태의 인산칼슘 화합물로 존재한다. 이 시편들을 알칼리 수용액이 들어 있는 고온·고압 용기에 넣고 수시간 동안 열수처리를 해주면 시편 표면에 HA 결정입자들이 형성된다. 이렇게 처리된 시편을 생체유사용액에 침적하면 빠르게 인산칼슘이 표면에 형성되어 생체활성도가 크게 증가된다는 것을 많은 연구들이 보여주었다⁶⁾.

AC-형 마이크로아크산화처리를 이용하면 DC-형에 비하여 더 높은 농도의 칼슘이온을 주입시킬 수 있다⁷⁾. 그림 4는 AC-형 마이크로아크산화 처리한 후 (Ti-MAO) 단순 알칼리 용액에서 열수처리한 경우 (Ti-MAO-HT)와 인(P) 이온을 함유한 알칼리 수용액에서 열수처리한 시편(Ti-MAO-HTP)들의 표면이다. Ti-MAO-HTP 시편의 경우 잘 결정화되어진 나노막대형 HA 결정입자들이 높은 밀도로 산화막 표면에 형성된 것을 알 수 있다. Ti-MAO-HT 시편의 경우 산화막내에 함유되어 있던 칼슘과 인 이온들이 열수처리 과정에서 용액내로 용출된 후 산화막 표면에서 HA 입자로 형성된다. Ti-MAO-POH 시편의 경우 열수처리 과정에서 먼저 용출된 칼슘 이온들이 열수처리용액 내에 존재하는 인산 이온과 결합하여 표면에 빠르게 HA 결정핵을 형성하면서 나노막대형의 HA 결정이 높은 밀도로 형성된다. 또한 AC-형 마이크로아크산화에 의하여 형성된 $CaTiO_3$ 결정들은 인 이 함유된 알칼리 용액 내에서 열수처리 될 때 아나타제 TiO_2 와 HA로 구조 변환이 일어난다. 이러한 나노구조를 갖는 HA 표면은 생체유사용액 침적실험에서 높은 생체활성도를 보여주었다. 이와 같이 마이크로아크산화 처리법은 다양한 응용 방법을 들을 통하여 티타늄 임플란트의 골융합을 증진시키기 위한 연구가 지속적으로 이루어질 것으로 보인다.

6. 임플란트의 생체모방형 아파타이트 코팅

골조직은 무기물인 인산칼슘 상에 의하여 강화된 콜라겐 유기물 매트릭스로 구성되어 있다. 인간 골에서

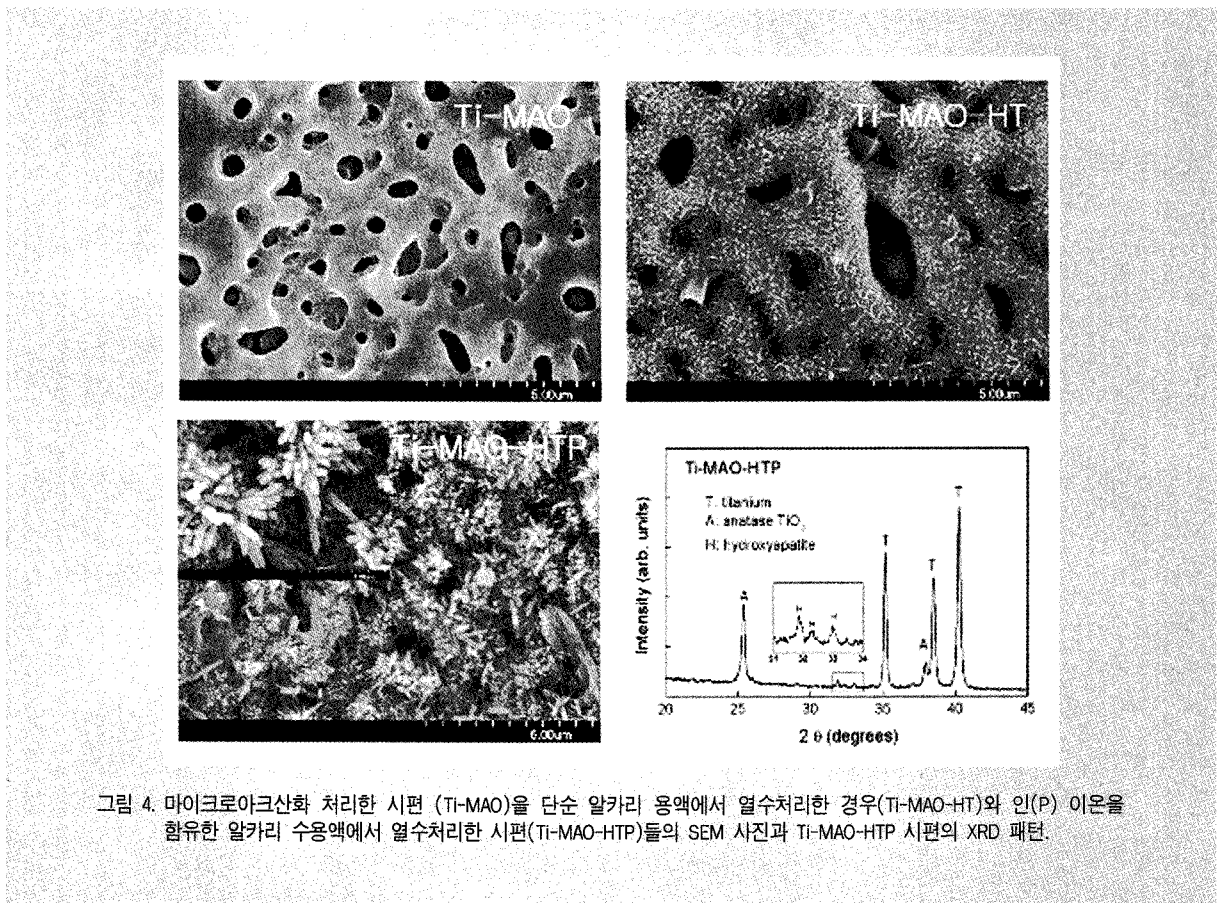


그림 4. 마이크로아산화 처리한 시편 (Ti-MAO)을 단순 알칼리 용액에서 열수처리한 경우(Ti-MAO-HT)와 인(P) 이온을 함유한 알칼리 수용액에서 열수처리한 시편(Ti-MAO-HTP)들의 SEM 사진과 Ti-MAO-HTP 시편의 XRD 패턴.

가장 풍부한 미네랄 상은 carbonate가 4~8% 정도 함유되어 있는 carbonate rich hydroxyapatite로서, 판상형의 나노구조를 갖는다. 따라서 이와 같이 골조직과 가장 유사한 구조와 크기 및 화학적 조성을 갖는 생체모방형(biomimetic) 인산칼슘 화합물을 임플란트 표면에 코팅한다면 좀 더 빠르게 골융합을 이룰 수 있을 것으로 예측할 수 있다.

생체모방형 코팅을 위한 가장 대표적인 방법은 골이 자연적으로 광화되는 과정을 모방하여 시편을 생리환경과 동일한 온도와 pH를 갖는 생체유사용액(SBF)에 침적시켜 시편 표면에 아파타이트 결정이 석출되도록 하는 것이다. SBF 용액에 티타늄 시편을 침적시켜 인산칼슘 결정이 석출되도록 하는 실험은 이미 티타늄 임플란트의 생체활성도를 in-vitro 방법으로 평가하는 방법으로 사용되어 왔다. SBF 용액에 침적시켜 형

성되는 인산칼슘은 그림 5(a)에서와 같이 나노미터 두께의 HA 결정들이 서로 결합되어 송이(cluster)를 형성하며 FT-IR 측정 결과 carbonate 아파타이트가 형성된 것을 알 수 있다. 이렇게 형성된 생체모방형 아파타이트 또는 골유사형(bone-like) 아파타이트의 또 다른 특징은 생흡수성(bioresorbable)이라는 것이다. 이것들은 생체 내에서 장시간에 걸쳐 분해(degradation)되기 때문에 주변에 골이 재생될 수 있는 환경을 조절하여 빠르게 골재생 및 광화작용을 촉진하고 결국 신생골로 대체되어질 수 있다. 따라서 비록 기저금속과 강한 결합을 이루고 있지 않더라도 HA 플라즈마 스프레이 코팅에서 나타나는 박리와 같은 위험성을 제거할 수 있다. 이와 유사하게 흡수성 인산칼슘 화합물을 전기화학적으로 코팅한 티타늄 임플란트가 현재 상용되고 있다.

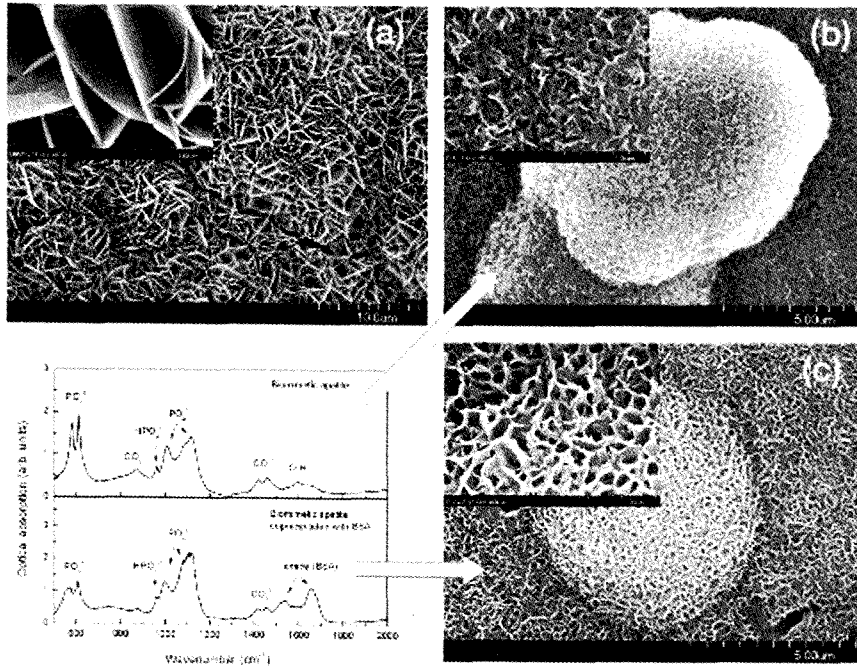


그림 5. SBF 용액 내에서 성장된 나노구조를 갖는 생체모방형 아파타이트(a), 칼슘과 인을 증강시킨 SBF 용액내에서 성장된 아파타이트(b)와 같은 용액에 BSA를 함유시켜 BSA가 공침된 아파타이트(c)의 SEM 사진. FT-IR 스펙트럼은 (b)와 (c)가 carbonate 아파타이트로 성장된 것과 (c)의 경우 BSA가 결합되어 있는 것을 보여준다.

그러나 골유사 박막 코팅은 자발적 성장 과정을 통하여 코팅이 이루어지기 때문에 적절한 두께의 박막으로 성장하기까지 수주일이 걸릴 정도로 그 속도가 대단히 느린 단점이 있다. 따라서 박막 형성율을 높이기 위한 다양한 방법들이 연구되고 있는데, 생체유 사용액의 이온농도 또는 조성을 조절하거나 티타늄 임플란트의 생체활성도를 높여서 골유사형 아파타이트가 표면에서 빠르게 형성되도록 화학적 처리를 하는 것이다.

골유사형 아파타이트 박막 제조 방법의 또 한가지 큰 장점은 생리환경과 동일한 환경에서 코팅이 이루어지기 때문에 SBF 용액에 골형성을 촉진시킬 수 있는 transforming growth factor-beta (TGF-β), bone morphogenetic proteins (BMPs), platelet-derived growth factor (PDGF) 그리고

insulin-like growth factors (IGFα)와 같은 골성장 인자들을 함께 함유시켜 박막을 성장시킬 수 있다. 이와 같은 코팅법을 공침(coprecipitation)법이라고도 하며, 그림 5(c)는 bovine serum albumin (BSA)가 결합된 생체모방형 아파타이트를 나타낸 것이다. 단순히 임플란트 표면에 흡착된 골성장 인자들은 생체 내에서 너무 빠르게 용출되기 때문에 충분한 생물학적 효과를 기대하기 어렵다. 그러나 공침법에 의하여 함유된 골성장 인자들은 아파타이트 결정 내에 3차원적으로 분포함으로 생체내로 천천히 용출되기 때문에 용출되는 시간과 양의 적절하게 조절하는 약물전달 (drug delivery)법으로도 응용이 가능하다. 향후 이러한 생체모방형 기법들을 사용하여 골질이 불량한 환자나 특정 골질환을 갖는 환자를 위한 맞춤형 임플란트의 개발을 기대해 본다.

III. 결 론

지금까지 연구 개발되어온 티타늄 임플란트의 표면 처리 기술을 정리하여 보면 임플란트 표면에 거칠기나 다공성 박막을 부여하는 topological 처리, 생체 친화성을 제공해 줄 수 있는 화학적 표면처리, 골전도성 재료의 코팅 및 생화학적 표면처리로 구분하여 볼 수 있다. 이러한 표면처리 기술을 기반으로 현재 다양한 방법으로 표면 개질된 티타늄 임플란트들이 시판되고 있으며, 대부분 우수한 임상 성공율을 보여주고 있다. 최근 보고되고 새로운 임플란트 처리기술의 완전한 성

공여부는 장기간의 데이터 축적이 더 필요하다고 생각되지만, 골질이 정상적인 환자에게 적용되는 임플란트의 표면처리 기술은 거의 완성단계에 이르렀다고 보인다. 그러나 나노 기술의 탄생과 같은 새로운 과학기술의 진보에 발맞추어 여전히 좀 더 빠른 골융합과 항구적인 임플란트 생존률을 위한 세밀한 연구는 계속될 것이다. 특히 이제는 단순 임플란트의 수복기능을 넘어서 향후 환자의 개별 특성을 고려한 생화학적 특성이 부여된 지능형 임플란트에 대한 연구가 확대될 것으로 예상된다.

참 고 문 헌

- Guéhennecc LL, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials* 2007; 23(7):844-854.
- 이중배. 임플랜트용 티타늄 및 티타늄 합금의 표면처리. *대한치과기재학회지* 2008; 35(4):315-328.
- Junker R, Dimakis A, Thoneick M, Jansen JA. Effects of implant surface coatings and composition on bone integration: a systematic review. *Clin. Oral. Impl. Res.* 2009;20(Suppl.4):185-206.
- Song HJ, Kim MK, Jung GC, Vang MS, Park YJ. The effects of spark anodizing treatment of pure titanium metals and titanium alloys on corrosion characteristics. *Surface & Coatings Technology* 2007; 201(21):8738-8745.
- Park YJ, Shin KH, Song HJ. Effects of anodizing conditions on bond strength of anodically oxidized film to titanium substrate. *Applied Surface Science* 2008; 253:6013-6018.
- Jeong SH, Park YJ, Kim BS, Song HJ. Effects of oxygen content on bioactivity of titanium oxide films fabricated on titanium by electron beam evaporation. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology* 2007; 7(11):3815-3818.
- Mendonça G, Mendonça DBS, Aragao FJL, Cooper LF. Advancing dental implant surface technology From micron to nano topography. *Biomaterials* 2009; 29:3822-3835.
- Abron A, Hopfensperger M, Thompson J, Cooper LF. Evaluation of a predictive model for implant surface topography effects on early osseointegration in the rat tibia model. *J Prosthet Dent* 2001;85:40-6.
- Hansson S, Norton M. The relation between surface roughness and interfacial shear strength for bone-anchored implants. A mathematical model. *Journal of Biomechanics* 1999;32(8):829-836.
- 오승환, 이승훈. 다양한 TiO₂ 나노튜브의 크기에 따른 파골세포의 부착 및 분화능. *대한치과기재학회지* 2009;36(4):315-320.
- 라선아, 정근영, 양은진, 이정환, 송경우, 이민호, 배태성, 김병일. Glycerol 용액에서 양극산화 TiO₂ 나노튜브의 생성 거동. *대한치과기재학회지* 2009;36(2):97-102.
- Kokubo T, Kim HM, Kawashita M, Nakamura T. Bioactive metals: preparation and properties. *Biomaterials* 2004;15(2):99-107.
- 김유경, 박일송, 송 경우, 주규지, 문영윤, 이경진.

참 고 문 헌

- 박주미. 펄스전원으로 양극산화 처리된 Ti-6Al-7Nb 합금의 주파수 변화에 따른 피막특성. 대한 치과기재학회지 2009;34(1):23-34.
14. Yerokhin AL, Leyland A, Matthews A. Kinetic aspects of aluminium titanate layer formation on titanium alloys by plasma electrolytic oxidation. Applied Surface Science 2002;200(1-4):172-184.
 15. Ohtsu N, Sato K, Yanagawa A, Saito K, Imai Y, Kohgo K, Yokoyama A, Asami K, Hanawa T. CaTiO₃ coating on titanium for biomaterial application - Optimum thickness and tissue response. J Biomed Mater Res 2007;82A:304-315.
 16. 김동환, 이근수, 박일송, 전우용, 이민호, 배태성. 전해질 조성이 양극산화와 열수처리로 개질한 Ti-6Al-7Nb합금의 표면 특성에 미치는 영향. 대한 치과기재학회지 2005;32(1):1-10.
 17. Song HJ, Shin KH, Kook MS, Oh HK, Park YJ. Effects of the electric conditions of AC-type microarc oxidation and hydrothermal treatment solution on the characteristics of hydroxyapatite formed on titanium. Surface & Coatings Technology 2010; 204(14):2273-2278