

## 치과용 타이타늄 임플란트의 최근 연구 개발 동향

이광민<sup>1</sup> · 박상원<sup>2</sup> · 임현필<sup>2</sup> · 고정태<sup>2</sup> · 강성수<sup>3</sup> · 김현승<sup>4</sup>  
박광범<sup>4</sup> · 류경호<sup>4</sup> · 이경구<sup>5</sup> · 이도재<sup>1\*</sup>

전남대학교 신소재공학부 및 기능성표면공학연구소<sup>1</sup>, 치과대학 BK21<sup>2</sup>, 수의학과<sup>3</sup>,  
(주)메가젠임플란트<sup>4</sup>, 타이타늄 및 특수합금부품개발지원센터<sup>5</sup>

### A Recent Research and Development Tendency of Dental Titanium Implant

Kwangmin Lee<sup>1</sup>, Sangwon Park<sup>2</sup>, Hyunpil Lim<sup>2</sup>, Jeongtae Koh<sup>2</sup>, Seongsoo Kang<sup>3</sup>, Hyunseung Kim<sup>4</sup>,  
Kwangbum Park<sup>4</sup>, Gyeongho Ryoo<sup>4</sup>, Kyungku Lee<sup>5</sup> and Dohjae Lee<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Materials Science and Engineering, Research Institute for Functional Surface Engineering, Chonnam National University, Gwangju 500-757, KOREA

<sup>2</sup>Dental Science Research Institute and BK21 Project, School of Dentistry, Chonnam National University, Gwangju 500-757, KOREA

<sup>3</sup>Department of Veterinary Surgery and Radiology, College of Veterinary Medicine, Chonnam National University, Gwangju 500-757, KOREA

<sup>4</sup>MegaGen CO., Ltd. 377-2, Kyochon-Ri, Jain-Myun, Gyeongsan, Gyeongbuk, 712-852, KOREA

<sup>5</sup>Senior Researcher, R&D Center for Titanium and Special Alloys, Gwangju 500-706, KOREA

#### 1. 서론

치과용 임플란트란 고정성 또는 가철성 보철물의 지지와 유지를 얻기 위하여 점막 또는 골막층 하방 및 골 등의 구강조직에 식립되는 주로 금속의 이물 성형 재료의 장치로서, 식립된 고정체(fixture) 위에 상부 구조물을 제작하여 보철물로 사용한다. 즉, 임플란트란 고정성 또는 가철성 보철물 등을 지지하기 위하여 악골 위, 악골 속 혹은 근관내로 장치하는, 주로 금속을 사용하는 이물질(foreign body)로 정의되며 치아가 상실된 부위의 턱뼈에 생체에 적합한 금속기둥을 박아 그것을 토대로 하여 치과보철물을 제작하는 것을 말

한다.

치과 임플란트의 역사는 기원전 고대 이집트, 페니키아 등의 시대까지 거슬러 올라간다. 그러나 본격적으로 치과 임플란트가 고안되고, 연구되기 시작한 것을 1930년대부터라고 할 수 있다. 즉, 1933년에 Dog는 금속형태로 된 나사형태의 임플란트를 개발하였다. 1950년대 들어 플라스틱, 크롬코발트, stainless steel, tantalum 등의 다양한 재료들을 사용해서 다양한 형태의 임플란트들이 개발되었지만 생체친화성(biocompatibility)이 좋은 타이타늄을 사용한 것은 1961년에 Chercheve가 개발한 나선형 임플란트가 최초라고 할 수 있다. 현재 주로 사용되고 있는 나선형

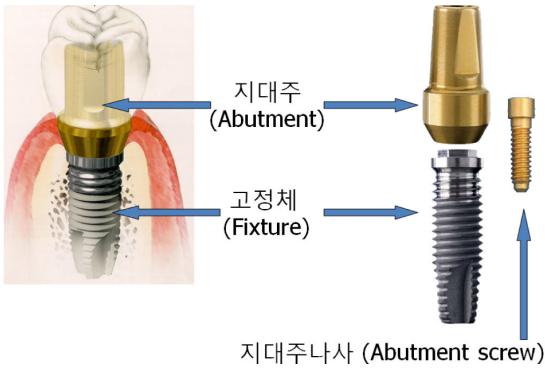


그림 1. 나사형 임플란트 구조(3i™)

(screw type) 임플란트는 스웨덴의 Brånemark이 타이타늄이 골과 직접 유착되는 것을 확인하고, 그것을 osseointegration(골유착)이라고 명명하면서 1965년에 개발, 임상에 적용하기 시작하였다(그림 1).

성공적인 임플란트는 골과 단단히 결합하여 골유착(osseointegration)을 이룬다. 골유착은 “기능적 하중을 받는 골에서 임플란트가 증상 없이 견고히 고정되고 유지되는 시간 의존적인 치유과정”으로 정의된다. 반면 실패한 임플란트는 안정성 부족으로 골내에서 미세한 움직임이 지속되면서 골에 결합되지 않고 연조직에 둘러싸이게 된다. 따라서 임플란트가 골내에 매식되어 골유착되고 장기간 성공적으로 유지되기 위해서는 일정 치유기간 동안 임플란트가 움직이지 않도록 하는 골내 안정성의 확보가 중요하고 필수적이다.

생체적합성이 좋지 않은 재료는 초기에 염증 반응과 세포반응 저하로 실패하거나 이차적으로 체내에서 부식되어 이온을 누출함으로써 주변골을 침해하여 골유착 상실로 연결될 수 있다. 타이타늄은 지금까지 사용이 시도되었던 여러 임플란트 재료들과 비교하여 뛰어난 생체안정성과 함께 구강 내에서 저작력을 견디어 낼 수 있는 적절한 기계적 성질을 갖고 있어 장기간 성공적으로 사용되고 있다. 이밖에 타이타늄 합금, vitalium, tantalum, alumina oxide, carbon, hydroxyapatite, alumina oxide ceramic, glass ceramic 등의 재

료가 임플란트 재료로 사용될 수 있다.

치조골 흡수는 치아발치 후 지속적으로 진행된다. 임플란트를 매식하면 임플란트 주위골의 저작력에 의해 적당한 자극이 가해져 발치에 따른 골주와 골밀도 감소가 예방되기 때문에 임플란트가 건강하게만 유지된다면 가철성 의치를 장착하는 경우보다 골흡수가 20배 이하로 감소하여 치조골의 폭과 높이가 유지된다.

임플란트 보철물의 수명은 10년의 성공률이 90% 이상인 반면 자연치 고정성 보철물은 우식증의 재발 등에 의해 75% 정도로 성공률이 낮아 보철물의 수명에 있어서도 우식증이 발생하지 않는 임플란트가 유리하다. 심리적 측면에서도 임플란트 보철물은 기능적, 심미적 만족도 증가로 환자의 전체적인 심리상태가 개선되며 환자들이 보철물을 신체의 일부분으로 인식하게 된다.

## 2. 치과용 임플란트의 역사

1950년대 임플란트는 금속물을 이용해 뼈 속에 삽입, 골유착을 유도했다. 그러나 성공률은 50%대에 불과했다. 70년대 들어서는 타이타늄을 이용한 임플란트의 개발로 성공률을 80%대까지 향상시켰다. 이렇게 타이타늄 소재로 기계로 깎은 매끈한 표면을 가지고 있고 표면에 아무런 처리를 하지 않은 1세대 임플란트가 등장한다. 대표적인 임플란트로 스웨덴의 Brånemark™ 임플란트가 있다.

2세대 임플란트는 고순도의 타이타늄 임플란트를 제조 후 물리적인 표면처리를 통하여 인공치아 이식 성공률을 90%대까지 끌어올렸다. 표면에 타이타늄 powder를 고온으로 용융하여 용착시킨 titanium plasma sprayed(TPS) 또는 hydroxyapatite plasma sprayed(HPS) 또는 titanium sphere를 소결해서 붙이는 표면 처리가 먼저 개발되지만 이러한 물질들은 표면에서 분리되어 골유착을 방해할 수 있다는 단점을 지니고 있다. 이를 보완하기 위해서 임플란트의 표면에 미세



그림 2. 치과용 임플란트의 역사

입자를 분사시키거나 산부식 처리 등으로 표면을 거칠게 하는 방법이 개발된다. 산부식을 시킨 임플란트로는 Core-Vent™, Swede-Vent™, SteriOss™, 3i™, Avana™ 임플란트 등이 있으며 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>를 분사시켜 거칠게 한 임플란트로는 Ankylos™, Semados™ 임플란트가 있다. 그리고, TiO<sub>2</sub>를 분사시켜 거칠게 한 Astra™, HA 등의 resorbable media를 분사시켜 거칠

게 한 Restore™, Paragon™, Maestro system™ 임플란트 등이 있다.

임플란트의 표면처리 기술이 향상됨에 따라 7~8개월 걸리던 임플란트와 골융합이 3~4개월으로 크게 줄어들었다. 3세대 임플란트들은 물리적, 화학적 표면처리를 복합적으로 하여 골형성을 촉진시켰다. 임플란트에 두 가지 이상의 방법으로 표면처리하거나 상부와 하부를 달리 처리하는 등의 복합적인 방법을 이용하였다. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>를 분사한 다음 산으로 부식시킨 ITI SLA™(Sand-blasted, Large-grit, Acid-etched), Frialit-2™ 등과 상부는 기계로 깎고 하부는 acid etching한 3i™의 Osseotite™, 상부는 기계로 깎고 하부는 RBM처리한 Lifecore™의 threaded type 등이 dual treatment한 표면이다. 상부는 acid etched, 중간은 RBM(Resorbable Blasting Media), TPS나 HPS, 하부는 acid etching한 Paragon™ 임플란트는 triple treatment한 것이다. Nobel biocare™의 TiUnite™는 상부는 기계로 깎고 하부로 갈수록 양극산화막을 두껍게 하여 거칠기를 조절한 gradational treatment라고 할 수 있다.

조직공학을 응용하여 골형성 단백질이나 성장인자 등 골조직 반응을 향상시키는 단백질을 임플란트 표면에 부착하려는 기술이 연구되고 있으나 표면박리가 발생할 수 있고 안정된 상태를 유지하기 힘들다는 문제 등 앞으로 더 많은 연구가 필요한 부분이다. 또한 최근에는 생체 세라믹(지르코니아)을 이용한 임플란트가 활발히 연구되고 있다. 지르코니아를 주성분으로 하는 생체 세라믹 임플란트는 고순도 타이타늄 소재 임플란트보다 상당히 경제적으로 생산할 수 있기 때문에 더욱 경쟁력을 갖출 것으로 예상된다. 다만, 앞으로 지르코니아를 이용한 임플란트가 상용화 되기까지는 상당기간의 연구가 필요할 것으로 보인다.

### 3. 치과용 타이타늄 임플란트의 최근 연구 및 개발동향



### 3.1 타이타늄 임플란트 표면활성화 기술개발

임플란트의 표면은 생체환경과 접촉하는 유일한 부위로 생물학적인 상호 반응에 중요한 역할을 한다. 또한 세포의 부착, 증식, 분화는 골과 임플란트의 결합력을 위하여 중요한 과정이며, 이 과정이 임플란트 기술의 성공을 좌우하므로 임플란트의 표면 특성은 매우 중요하다. 따라서 임플란트 재료로서 타이타늄은 생체활성(bioactive)이 없기 때문에 골 형성이 느려 치유기간이 길고, 골과 임플란트의 결합력이 약한 단점이 있어 이를 해결하기 위하여 임플란트의 표면적을 늘리고 표면형상을 변화시키거나, 물리적, 화학적 표면처리를 통하여 골유착을 향상시키고자 하는 다양한 표면 처리 기술에 대한 연구가 꾸준히 진행되고 있다<sup>4)</sup>. 이러한 표면 처리 방법은 크게 두 가지로 분류할 수 있다. 첫째, 표면 형상을 변형시키는 방법으로 산 부식, 알칼리처리, 화학적 또는 전기화학적 부식,  $Al_2O_3$ ,  $TiO_2$ , 하

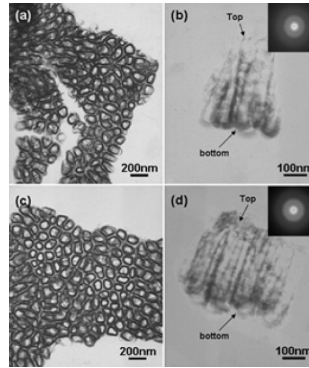


그림 5.  $TiO_2$  나노튜브의 TEM 사진

이드록시아파타이트 (hydroxyapatite, HAp) 등의 입자로 블라스팅하는 방법, 전기화학적 표면처리 방법으로 양극산화법(anodizing)이 있다. 둘째, 표면에 물질을 첨가하는 방법으로 HAp 코팅<sup>5)</sup>, 물리적 증기 증착법 (physical vapor deposition, PVD)<sup>6)</sup> 및 이온주입법 등이 있다<sup>7)</sup>. 이러한 표면 처리방법의 궁극적인 목적은 골과 임플란트의 결합력을 증진시키는데 있으며, 이중 양극산화법은 전기화학적 방법으로 임플란트의 표면 처리 방법의 하나로 비교적 간단한 공정으로 산화피막의 두께, 구조, 구성, 미세 형태 등을 다양하게 변

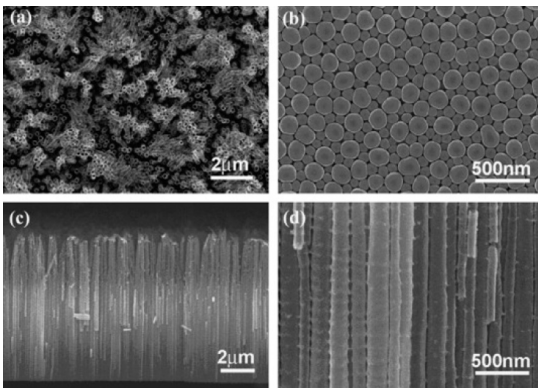


그림 3. Ti-Nb-Zr 합금의 나노튜브 사진

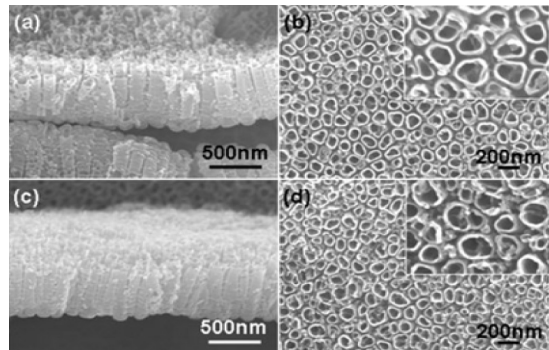


그림 6.  $TiO_2$  나노튜브의 FE-SEM 표면 사진

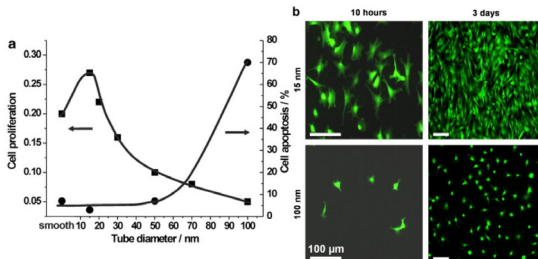


그림 4. 다양한 튜브 직경에 따른 세포의 증식과 광화사진

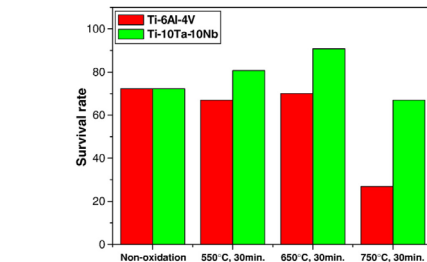


그림 7. Ti-10Ta-10Nb 합금의 산화조건에 따른 세포 반응 특성

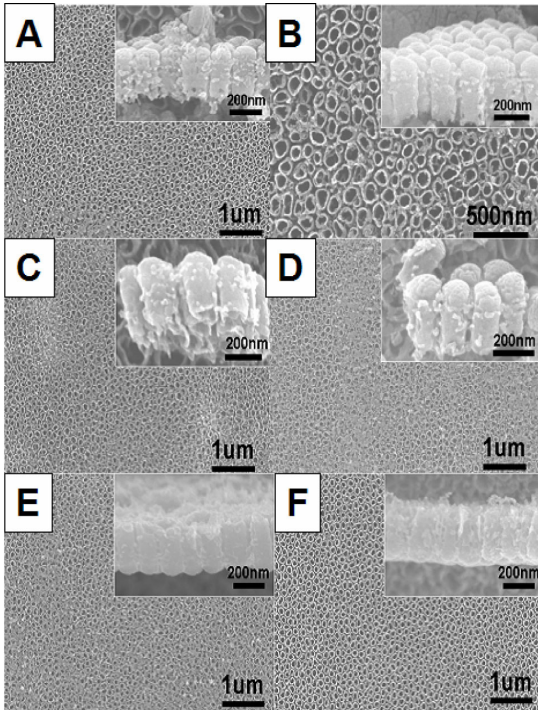


그림 8. 시간에 따른 나노튜브의 형성 : (A) 5분, (B) 10분, (C) 20분, (D) 30분, (E) 60분, (F) 120분

형 시킬 수 있어 많은 관심을 받고 있다<sup>8)</sup>. 또한 타이타늄 산화 피막에 형성된 기공의 크기는 표면 거칠기와 더불어 골 유착에 중요한 요소라 할 수 있으며 골 유착 반응에 가장 크게 영향을 미치는 인자로 알려져 있다<sup>9)</sup>.

독일 Erlangen-Nuremberg 대학의 Schmuki 교수 그룹<sup>10)</sup>은 2005년 자가형성된 TiO<sub>2</sub> 나노튜브를 보고한 이래, 최근 HF 대신 BMIM-BF<sub>4</sub>의 이온 액체를 이용한 나노튜브의 제조<sup>11)</sup>까지 세계 최고의 나노튜브 연구 결과를 발표하고 연구를 진행 중에 있다. 그림 3은 Ti-Nb-Zr 합금의 나노튜브 사진을 보여주고 있으며<sup>12)</sup>, 그림 4는 다양한 튜브 직경에 따른 셀의 증식과 셀의 광학사진의 결과를 나타내고 있다<sup>13)</sup>.

본 연구 그룹은 새로운 Ti 합금개발 및 양극산화를 이용한 나노튜브 형성, 그리고 세포 반응 및 동물시험

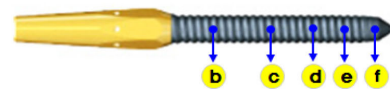
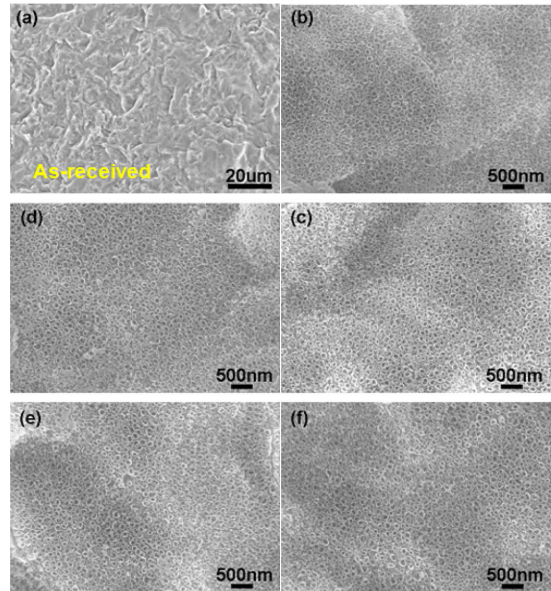


그림 9. RBM 처리된 임플란트(Intermezzo Implant System, MegaGen Co. Ltd.) 표면의 마이크로-나노 기능성 이중 나노 튜브 구조형태

을 통한 연구 결과를 진행 중이며 그림5, 6은 양극산화에 의해 형성된 100 nm 직경 나노튜브의 TEM 미세조직 및 표면 사진이다<sup>4)</sup>. 또한 본 연구그룹은 앞서 언급한 바와 같이 Ti-10Ta-10Nb 신합금을 개발하여 이 합금의 산화조건에 따른 세포 반응 특성(그림 7)을 Ti-6Al-4V 합금과 비교하여 게재한 바가 있다<sup>5)</sup>.

양극산화에 의해 표면에 형성된 다공성 구조는 임플란트 식립시 골과 접촉면적을 증가시키고, 골 단백질과 같은 골 재생에 관여하는 인자들을 골 내에 장기간 전달할 수 있는 전송수단으로 이용할 수 있다고 하였고<sup>16)</sup>, 타이타늄 합금 임플란트를 다공성 코팅하여 골 반응을 연구한 결과 기공이 작을수록 골성장이 촉진된다고 하였다<sup>17)</sup>. 최근 양극 산화법은 불화물 용액 (fluoride solution)을 이용하여 생물학적으로 유용한



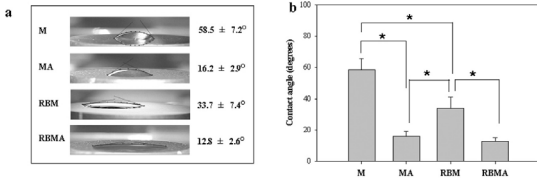


그림 10. 재질 표면의 젖음성(접촉각) 테스트

나노 튜브 구조를 제조하는 연구가 진행되고 있다. 초기 골치유가 빠르고 생체적합성이 우수한 임플란트를 개발하기 위하여 양극 산화에 의한 마이크로-나노 이중 구조를 갖는 표면 처리 방법으로 시간에 따른, 그리고 전해액 종류에 따른 결과들을 반복적으로 검증한 결과 1M H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>+1.5wt% HF 전해액 하에서 10분 간 양극산화 한 경우에 균일한 형태의 나노 크기(직경은 100-200 nm, 길이는 500-600nm) 튜브 구조물을 얻을 수 있었다(그림 8).

임플란트 표면에 마이크로-나노 이중 구조를 갖는 표면 처리 방법을 확립하고자 RBM 처리 후 anodizing을 시행하여 표면 구조를 관찰하였다. 임플란트 표면의 저배율 사진(그림 9b)에서는 주로 blasting으로 형성된  $\mu\text{m}$  크기의 함몰부위(defects)를 볼 수 있으며 중간배율(그림 9c)에서는  $\mu\text{m}$  크기의 함몰부위 내에 형성된 나노 구조물을 볼 수 있고, 고배율(그림 9d)에서는 일정한 크기의 튜브 형태의 구조물을 볼 수 있다.

재질 표면의 특성이 젖음성이 클수록 세포의 부착, 혈액 또는 약물과의 접촉 등이 효과적이다. 세포 적합성 실험에서 양극산화 과정이 세포의 증식을 상대적으로 증가시키는 것으로 보아 재질 특성 또한 젖음성이 클 것으로 판단된다. 이를 확인하기 위하여 친수성 정도를 확인하기 위해 흔히 사용되는 방법인 접촉각 테스트를 시행하였다(그림 10). 각각의 그룹 시편에 강력한 골 형성 인자인 bone morphogenetic protein-2(BMP-2) 혼탁액을 떨어뜨린 후 혼탁액과 시편 접촉 부위의 각을 측정함으로써 이를 확인하였다. 그 결과 양극산화 과정을 거친 그룹인 MA와 RBMA 군에서

그렇지 않은 군인 M과 RBM 군에 비해 낮은 접촉각이 확인되었다. 이는 임플란트 재질이 체내로 식립되었을 때 체내에 혈액을 따라 순환하고 있는 골 분화 관련 cytokine 들이 재질과 접촉할 수 있는 기회를 높일 수 있음을 증명하는 결과이며, 또한 재질에 약물을 코팅하는 데 있어 양극산화 과정을 거침으로써 좀 더 유리한 환경이 될 수 있을 것이라는 기대를 가능하게 하는 결과이다.

### 3.2 생체활성물질이 임플란트 내부에 탑재 가능한 디자인 개발

임플란트가 구강 내에 이식 후 고정되지 않은 상태에서 물리적인 힘이 가해지면 임플란트 주위 조직은 점차 섬유화되어 큰 유지력을 얻지 못하고 이식 부위에서 탈락하게 된다. 따라서 이식된 임플란트가 최대한 빨리 주위 뼈와 유착이 일어나 큰 유지력을 갖는 것이 임플란트 시술의 성공에 중요하다. 제3세대 임플란트가 기계적 또는 화학적 표면 처리를 통한 주위 골 조직과의 반응성을 증가시켜 골유착을 향상시킨 것이라면 제4세대 임플란트는 여기에 직접적으로 골형성을 촉진하는 내인성 생체활성물질(Hydroxyapatite, BMPs, PDGF 등과 같은 생물학적 인자)을 전달시켜 더 강력한 골유착을 유도하기 위한 것이다. 생체활성물질의 사용은 빠른 시일 내에 임플란트-골 유착을 유도하여 임플란트 시술의 성공률을 높일 것으로 기대되어 왔다.

인체 골과 유사한 구조를 가지며 골활성 능력을 촉진하는 것으로 알려진 hydroxyapatite(HA),  $\beta$ -TCP 등을 sputtering, plasma spray와 같은 방법으로 임플란트 표면에 코팅시키는 방법이 임플란트의 골 유착을 증진시키는 하나의 방안으로 개발되어 상용화되었다. 그러나 이러한 부착제제는 주로 무기질로서 단백질인 BMP-2 등에 비해 골형성 능력이 떨어진다. 따라서 좀 더 골 활성을 높이기 위해 미세한 기공 구조를 갖는 HA 또는  $\beta$ -TCP 코팅 임플란트를 BMP-2 용액에 적

서 시술하는 방법도 제시되었다<sup>18,19)</sup>. 이러한 임플란트는 코팅 물질 일부가 표면에서 탈락되어 문제가 되기도 한다.

최근에는 임플란트 표면을 양극산화 하였을때 산화막 내부로 생기는 나노 튜브의 공간을 이용하여 생체활성 물질을 전달하려는 시도가 이루어지고 있다. 배등<sup>20)</sup>은 BMP-2 용액을 나노튜브 위에서 동결 건조하는 방법으로 나노튜브 내로 BMP-2를 전달시킬 수 있음을 제시하였으며, 이때 단순히 용액을 적시어 사용하는 것보다 BMP-2가 더 서서히 방출됨을 증명하였다. 그러나 이러한 방법도 실제 임상에 적용 시 식립도중 결합력이 약한 산화막이 박리될 수 있는 근본적인 문제점을 안고 있다.

임플란트 식립시 박리 또는 기계적 스트레스로 인한 생체활성물질의 손실을 최소화 하면서 골활성 능력을 증가시키려면 임플란트 몸체(fixture) 내부에 생체활성 물질을 수용할 수 있는 새로운 디자인의 임플란트 개발이 필요하다. 현재 이에 관한 몇몇 특허<sup>21,22)</sup>가 출원되었으나, 생체활성물질의 전달과 그 효과에 대한 연구 결과는 전혀 없다. 제4세대의 임플란트 개발을 위해서 생체활성물질의 전달에 필요한 공간을 임플란트 몸체에 형성하는 디자인 개발에 관한 연구가 선행되어야 한다. 아울러 생체 활성 물질이 임플란트 내로 안정하게 로딩되어 골활성능력을 잃지 않고 오랫동안 잘 유지될 수 있는 방법의 개발도 같이 이루어져야 한다. 또한 전달된 활성물질을 주위 조직으로 서서히 방출시켜 주변의 생성된 골들이 임플란트 내부로 유입되어 임플란트와 생성골의 융합이 용이하게 유도되는 방법의 개발도 고려되어야 한다.

### 3.3 식립와(insertion hole)의 주변골질 향상을 위한 기술개발

사람의 수명이 늘어남에 따라 노년층의 인구비율이 전세계적으로 급격하게 증가하고 있으며 특히 우리나라의 노령화 속도는 세계에서 가장 빠르다. 고령의 노

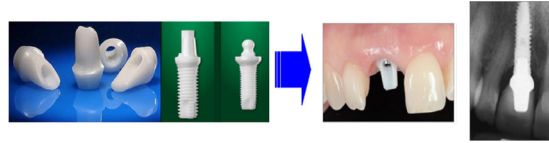


그림 11. 지르코니아 임플란트

인들에서는 노화에 따라 치조골 흡수가 계속해서 진행되고, 골다공증과 같은 골 대사 질환 등으로 골질과 골양이 불량한 경우가 많아지고 있다. 골양이 부족한 경우 골이식이 필요하며, 골질이 불량한 경우에는 임플란트의 성공률이 낮아진다. 골양이 부족한 경우에 골양의 회복을 위해 사용되는 인공 합성골의 생활성 증대방법에 대한 연구와 함께 골질이 불량한 경우에도 임플란트의 성공률을 높일 수 있는 표면연구가 집중적으로 이루어지고 있다. 현재 제품화 되어있는 임플란트 표면처리법들은 표면적 증가로 인한 골접촉면적 개선, 젖음성 개선, 표면 형태 개선으로 골모세포 분화 촉진 등을 유도하여 골치유 촉진 효과를 기대하는 수준에 머물러 있다. 하지만 앞으로는 골질이 불량한 노년층의 치조골에서도 임플란트가 강한 교합력을 견디며 성공적으로 기능을 할 수 있도록 국소적, 전신적 골질 강화 방법이 필요하다.

임플란트 표면에서 골접촉면적을 증가시키고 주변 골질을 개선하기에는 단순한 기계적, 화학적 표면 처리 방법으로는 한계가 있다. 따라서 임플란트 계면 뿐 아니라 임플란트 식립와의 주변 골질이 전체적으로 향상될 수 있는 기술 개발이 어렵지만 향후 필요하리라 생각된다. 전신적으로 골다공증 치료제의 투여와 함께 국소적으로도 임플란트 식립와 주변골의 골질을 향상시킬 수 있는 주변골에 침투가 가능한 골형성 촉진 주사형 복합체를 개발하는 것이 하나의 방안이 될 수 있다. 이를 위해 임플란트 계면에서 골 형성 증대로 골접촉 면적을 증가시키고, 식립와에서 멀리 떨어진 부위에서부터 골형성 세포들이 임플란트 식립와 주변으로 효과적으로 유입될 수 있도록 유도하는 복합체 개발에 대한 연구들이 시도되고 있다.

### 3.4 기타 임플란트

인공치근과 치관을 연결하는 코어로 금속소재가 사용되었으나 심미적 이유로 치아색과 크게 차이가 나지 않은 지르코니아 세라믹으로 대체되었다(그림 11). 지르코니아는 가공이 까다롭고 가격이 비싸고 깨지는 흠이 있지만 가공기술이 발달함에 따라 가격이 절감되고 파괴인성이 증가된 지르코니아가 개발된다면 지르코니아 코어가 대세가 될 것이다.

## 4. 맺음말

나노 표면 활성화 기술 개발을 통하여 박리저항성의 나노 표면 활성화 임플란트 등이 실용화되면 기존 마이크로 단위에 머물러 있는 임플란트 표면 처리 방식을 나노 단위로 교체하는 효과가 있을 것으로 보인다. 또한 앞서 언급한 생활성물질 탑재가 가능하게 되면 생체 융합형 생활성-임플란트 제품 등이 가능해지고 이들은 기존 임플란트들을 빠르게 대체하면서 새로운 임플란트 시장을 선도하는 한 단계 업그레이드 된 차세대 바이오-임플란트의 제품들이 되리라 생각된다. 따라서 향후 국내에서 다른 나라에 앞서 빠른 시간내에 생활성-임플란트 제품개발이 이루어진다면 국내 임플란트 제품이 내수시장을 넘어 세계시장에서 빠르게 성장하리라 사료된다.

## 참고문헌

1. A. Wennerberg, T. Albrektsson, B. Andersson and J. J. Krol Clin. Oral Impl. Res., 6, 24 (1995).
2. D. Buser, N. Brogini, M. Wieland, RK. Schenk, AJ. Denzer, DL. Cochran, B. Hoffmann, A. Lussi and SG. Steinemann, J. Dent. Res., 83, 529 (2004).
3. S. S. Moncler, T. Testori and JP. Bernard, J. Biomed. Mater. Res., 15, 46 (2004).
4. H. M. Kim, F. Miyaji, T. Kokubo and T. Nakamura, J. Biomed. Mater. Res., 32, 409 (1996).
5. B. C. Wang, T.M. Lee, E. Chang and C.Y. Yang, J. Biomed. Mater. Res., 27, 1315 (1993).
6. F. Z. Cui, Z.S. Luo and Q. L. Feng, J. Mater. Sci.:Mater. Med., 8, 403, (1997).
7. Y. P. Sharkeev, B. P. Gritseu Ko, S. V. Fortuna, A. J. Perry, Vacuum, 52, 247 (1999).
8. J. W. Choi, S. J. Kheo, I. T. Chang, J. Y. Koak, J. H. Han, Y. S. Kim, S. H. Lee, S. H. Yim, J. K. Acad, Proshodont., 42, 294 (2004).
9. I. Olefjord, S. Hansson, L. Eng, Int. J. Oral. Maxillofac. Implants, 8, 32 (1993).
10. JM Macak, K. Sirotna, and P. Schmuki, Electrochimica Acta., 50, 3679 (2005).
11. I. Paramasivam, J.M. Macak, T. Selvam, and P. Schmuki, Electrochimica Acta., 54, 643 (2008).
12. XJ. Feng, JM. Macak, SP. Albu, P. Schmuki, Acta Biomater, 4, 318 (2008).
13. J. Park, S. Bauer, K. and Von der Mark, P. Schmuki, Nano Lett, 7, 1686 (2007).
14. HS. Kim, Y. Yang, JT. Koh, KK. Lee, DJ. Lee, KM. Lee, SW. Park, J. Biomed. Mater. Res. Part B: Appl. Biomater., 88B, 427 (2009).
15. H. Ahn, DJ. Lee, KK. Lee, KM. Lee, DH. Baek, SW. Park, Surface and Coatings Tech, 202, 5784 (2008).
16. YS. Hur, JB. Park, YH. Kwon, HY. Yeek, HS. Kim, BW. Cho, WI. Cho, Kor. Acad. Period., 33, 499 (2003).
17. AJT. Clemow, AM. Weinstein, JJ. Klawitter, J. Koeneman, J. Anderson, J. Biomed. Mater. Res., 15, 73 (1981.).
18. SS. Jakobsen, A. Larsen, M. Stoltenberg, JM. Bruun, K. Soballe, J Biomater Sci Polym Ed., 20(4), 455 (2009).
19. R. Schnettler, PD. Knöss, C. Heiss, JP. Stahl, C. Meyer, O. Kilian, S. Wenisch, V. Alt, J. Biomed. Mater. Res B: Appl Biomater., 90(1), 75 (2009).
20. IH. Bae, KD. Yun, HS. Kim, BC. Jeong, HP. Lim, SW. Park, KM. Lee, YC. Lim, YZ. Yang, JT. Koh, J. Biomed Mater Res B: Appl Biomater. 2009 submitted.
21. European Patent EP-0893957.
22. European Patent EP-084229.