

티타늄 임플란트의 표면특성

전북대학교 치의학전문대학원 치과생체재료학교실

주임교수 배 태 성

치과질환이나 노화, 사고 등으로 인해 치아가 상실된 경우 환자들의 기능적인 수복과 더불어 심미적 수복에 대한 요구가 증가하면서 임플란트의 매식에 의해 인공적으로 치아를 대체하고자 하는 많은 노력이 거듭되어 왔으며, 생체적합성, 기계적 성질 및 골전도성의 측면에서 티타늄이 치아 결손부의 인공치아 매식재료로서 널리 받아들여지고 있다. 임플란트가 상실된 치아를 대체하는 인공 매식재료로서 장기간에 걸친 성공적인 임상 결과를 얻기 위해서는 골과 임플란트 사이에 결합조직층이 개재됨이 없이 직접적으로 접촉이 되는 골유착(osseointegration)이 일어나야 한다. 성공적인 골유착을 얻기 위한 필요조건으로서, Albrektsson 등(1981)은 임플란트 소재의 생체적합성, 기하학적 형상, 표면특성, 식립 부위 숙주골의 상태, 외과적 수술 방법, 수술 후 임플란트에 대한 하중 조건 등의 6가지 요인을 고려해야 한다고 하였다. 최근의 임상 경향은 전체 치료기간을 줄일 수 있는 방법에 관심이 집중되고 있으며, 그에 따라 표면 특성을 개선하기 위한 많은 연구들이 진행되고 있다.

임플란트의 기계가공 과정에서 새로운 금속이 실온의 대기 중에 노출될 경우 새로운 금속은 열적 평형 상태에 있지 않기 때문에 대기 중의 산소분자를 해리(dissociation) 시키게 되므로 표면에서 산화반응이 매우 빠르게 일어나며 그의 반응은 수초의 짧은 순간에 완료된다. 표면에 생성되는 산화층 두께는 Au, Pd, Pt 등의 귀금속의 경우에는 5 Å 이하이지만 Fe, Ni, Al, Ti 등의 경우에는 15~50 Å에 달하게 된다(그림 1).

임플란트의 매식 후 표면과 생체분자와의 사이에 형성되는 결합은 결합 형태에 관계없이 좁은 범위에서 인력 포텐셜이 형성되며, 인력 포텐셜이 미치는 범위는 임플란트 표면의 산화층 두께에 크게 미치지 못하므로 금속 임플란트와 생체분자 사이의 계면에서 일어나는 반응은 표면층의 미세구조와 원소의 화학적 조성에 따라 크게 변화될 수 있다(그림 2). 금속은 기계적 성질의 측면에서는 우수하지만 부식으로 인한 이온 용출과 높은 정전인력으로 인해 생체조직의 변성에 영향

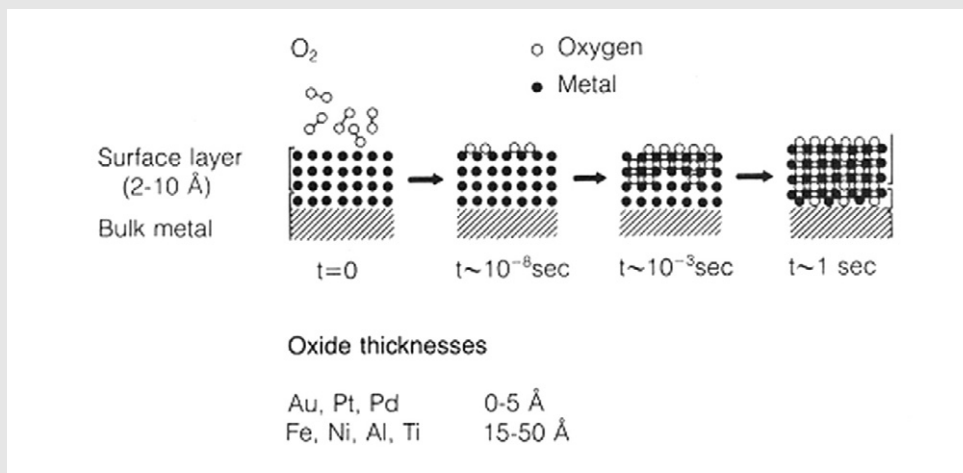


그림 1. 금속 표면층의 산화 반응

을 미치는 등 생체적합성의 측면에서 문제가 될 수 있다. 그러나 금속 임플란트의 표면에 안정성이 높으면서도 골조직과의 결합을 촉진하는 피막이 형성될 경우, 표면의 산화피막층은 생화학적 장점을 갖는 보호 피막으로 작용하고 내부의 금속은 기계적 성질이 우수한 몸체로 작용하게 되므로 임플란트로서 우수한 특성을 발휘하게 된다.

골 조직에 매식한 임플란트가 우수한 골유착 특성을 보이기 위해서는 표면자유에너지가 높을 것과 친수성

이 요구된다. 표면자유에너지는 표면조도의 증가와 표면의 오염을 최소화하여 높은 청결도를 유지할 때 높게 된다.

임플란트의 유지력은 일반적으로 골과의 접촉 면적이 넓을수록 증가하므로 표면조도의 증가는 유지력 개선에 직접적으로 영향을 미치게 되며, 골과의 넓은 접촉면적은 저작 교합 시에 가해진 외력으로 인해 발생한 응력의 분산을 유도하게 되므로 임플란트의 내구수명을 증진시키게 된다. 티타늄 표면에 대한 세포 부착성이나 증식성은 매끄러운 표면에 비해 거친 표면에서 보다 유리하며, 골아 세포의 증식, 분화 및 골 기질 형성에도 표면조도가 영향을 미치는 것으로 보고된 바 있다. 그렇지만 표면조도의 증가는 부식을 촉진하게 되므로 생체적합성을 저하시킬 수 있으며, 과도한 표면조도 증가는 결합력 증가에 있어서도 부정적인 효과를 초래함이 보고되기도 하였다. Wennerberg (1998)는 티타늄 임플란트의 매식체 표면을 25 μm , 75 μm 및 250 μm 의 알루미나 입자로 분사처리한 후 토끼의 femor와 tibia에 매식하였을 때 표면조도 Ra 값이 1.45인 75 μm 입자로 분사처리한 경우에서 폴립 토크가 가장 높게 나타났다고 하였다.

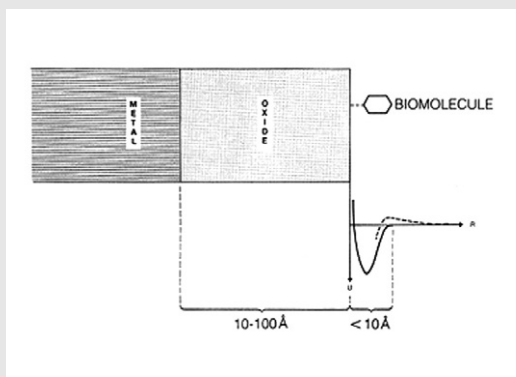


그림 2. 생체분자와 금속 임플란트 사이의 계면반응.

임상가를 위한 특집 1

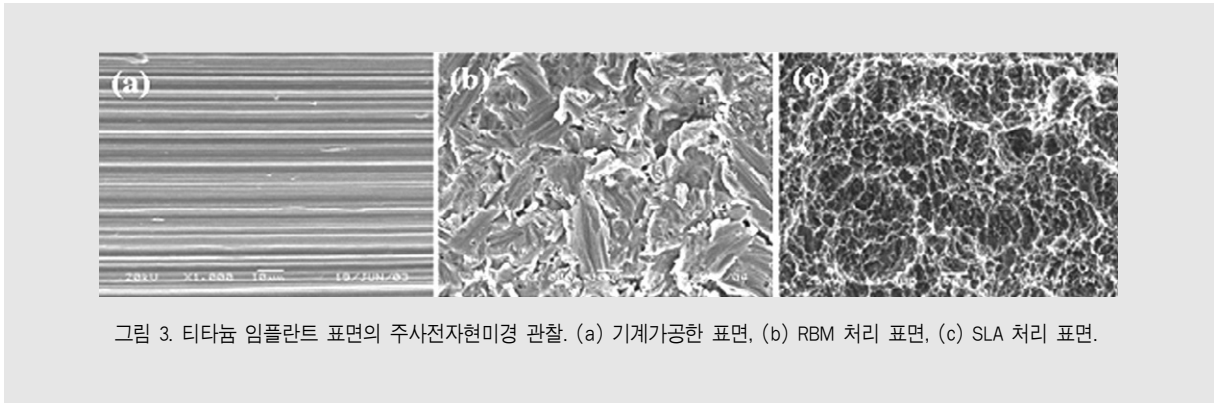


그림 3. 티타늄 임플란트 표면의 주사전자현미경 관찰. (a) 기계가공한 표면, (b) RBM 처리 표면, (c) SLA 처리 표면.

티타늄 임플란트의 표면조도를 개선하기 위한 표면 처리 방법으로는 표면에 고강도 입자를 분사하여 요철 구조를 형성한 다음 강한 산성 용액 중에서 부식처리 하는 방법이 널리 적용되고 있으며, 주로 SLA(sandblasted large grit and acid-etched)와 RBM(resorbable blasting media)의 2가지 방식이 채용되고 있다. SLA 처리는 입자의 크기가 크고 생체활성을 보이지 않는 고강도의 분말로 임플란트 표면을 분사처리한 다음 HCl-H₂SO₄ 수용액 중에서 산처리 하여 미세 요철구조를 형성하는 방법이고, RBM 처리는 생체 흡수성의 분말을 사용하여 분사처리한 다음 HNO₃ 수용액 중에서 산처리 하는 방법이다(그림 3).

기계가공과 멸균처리 과정을 거친 티타늄 임플란트의 표면층에서는 티타늄 산화물에서 기인한 Ti와 O의 피크 이외에도 높은 농도의 C 피크, 미소한 농도의 N 피크 및 보다 낮은 농도의 Ca, P, Si, S와 Cl 등의 검출이 보고된 바 있다(그림 4). 이들 원소 중 Ca는 표면 편석(segregation)에서 비롯된 것이고, C, N, S 및 Cl 등은 임플란트의 준비과정에서 일어난 대기 중 노출이나 오염에서 비롯된 것으로 언급되고 있다. 특히 C의 피크는 다른 오염 원소들에 비해 그의 피크가 다소 높게 나타나고 있는데, 이는 임플란트의 기계가공 중에 사용한 세척제 용매나 윤활제의 잔존에서 비롯된 불순물로 언급되고 있다. 임플란트 매식체의 표

면에 흡착된 이들 불순물들은 표면에너지를 저하시킬 뿐만 아니라 생체적합성에도 악영향을 미칠 수 있기 때문에 표면의 준비 시 높은 청결 기준을 두는 것이 바람직하다.

임플란트 재료로서 티타늄의 우수한 특성은 표면층에 생성되는 TiO₂ rutile 구조에서 기인하는 것으로 알려져 있다. 그렇지만 임플란트의 준비과정에서 자연적으로 생성되는 산화피막층은 조성이 불균일하고 치밀하지 못하므로 균일한 조성의 치밀한 산화피막층을 형성하여 생체적합성을 개선하기 위해 가열산화법, 화학산화법, 양극산화법 및 플라즈마 산화법 등 다양

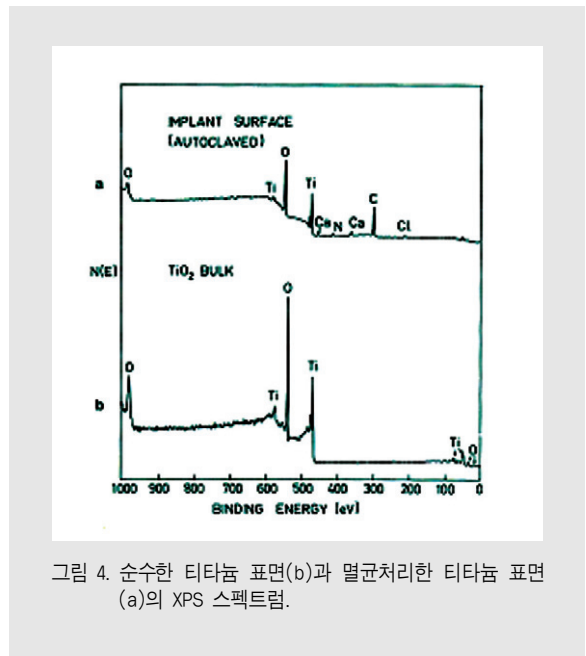


그림 4. 순수한 티타늄 표면(b)과 멸균처리한 티타늄 표면 (a)의 XPS 스펙트럼.

한 표면처리 방법이 검토되어 왔다. 가열산화법은 300℃ 이상의 온도로 가열처리하는 방법이고, 화학산화법은 저농도의 황산이나 질산수용액으로 끓이는 방법으로, 재현성이 떨어지고 균일한 피막 형성이 어려운 등의 문제점 때문에 임플란트의 표면처리 방법으로는 거의 적용되지 못하였다. 양극산화법은 전해질 수용액 중에서 티타늄을 양극으로 하여 전기화학적으로 처리하여 치밀한 산화피막층을 형성하는 방법이고, 플라즈마 산화법은 고온의 산소 플라즈마를 사용하여 처리하는 방법이다. 플라즈마 산화법은 표면 자유에너지가 높고 균일한 피막을 얻을 수 있는 장점은 있지만 처리에 많은 비용이 소요된다. 양극산화법은 재료의 형상에 관계없이 균일한 피막을 얻을 수 있을 뿐만 아니라 비교적 처리가 용이하고 경제적이라는 잇점 때문에 빈번하게 적용되어 왔다.

TiO₂ rutile 구조는 화학적으로나 열역학적으로 안정할 뿐만 아니라 용해도가 낮으므로 생체 내에서 독성반응을 보이지는 않지만 생체 불활성의 특성을 보이므로 골유착이 일어나기까지 오랜 기간이 소요되는 것이 단점으로 지적되어 왔다. 이러한 이유로 티타늄 임플란트의 골 전도성을 개선하기 위한 표면처리 방법으로서 플라즈마 용사처리법, 알칼리 금속이온을 함유하는 전해질 수용액으로 처리하는 방법, 티타늄 임플란트 표면에 칼슘 이온을 주입하는 방법, 티타늄 임플란트를 양극으로 하여 인산염과 칼슘 이온을 함유하는 전해질 수용액 중에서 처리하는 방법 등이 검토되어 왔다. 하이드록시아파타이트(HA) 분말을 플라즈마 용사처리 하는 방법은 티타늄의 기계적 성질과 HA의 골전도성을 겸비한 표면처리 방법으로서 높은 평가를 받았지만(그림 5a, b), 6,000℃ 이상의 초고온 플라즈마로 용사처리 하는 과정에서 결정상의 상당 부분이 무정형이나 불안정한 구조로 변화되어 임플란트의 매식 후 피막층에서 용해가 일어나거나 피막층과 하부금속과의 계면에서 균열이 생성되거나 용착된 입자가 탈락하거나 하는 등의 문제점을 보였다. 이러한 이유로

최근의 표면처리에 관한 연구는 HA를 피복한 것과 유사한 효과를 가지면서도 피막층이 쉽게 손상되지 않는 표면처리 방법들에 관심이 집중되고 있다. 유사체액 중에서 전기화학적으로 인산칼슘을 코팅 처리하는 방법은 재료의 형상에 관계없이 균일한 피막을 형성할 수 있고 전류를 조절하여 피막의 두께 조절이 가능한 등의 장점이 있지만, 피막층과 하부기판 사이의 결합력이 낮을 뿐만 아니라 인산칼슘 이외의 물질이 흡착되는 단점을 보였다. 알칼리 금속이온을 함유하는 전해질 수용액으로 처리하는 방법은 티타늄 임플란트 표면에 수화 티타니아 겔 층을 형성하여 HA의 석출을 촉진하고 있지만, 겔 층의 치밀화와 함께 티타늄 기판과의 결합을 유도하기 위해서 부가적인 열처리가 요구된다. 이온주입법은 이온빔을 이용하여 임플란트 표면에 칼슘이온을 주입하는 방법으로서 주입한 칼슘이온이 매개가 되어 골과의 결합을 촉진할 수 있다. 이 방법을 최근 이온 빔이나 양성자가속기 등이 실용화되면서 많은 연구가 이루어지고 있다. 양극산화 아크방전 처리 방법은 절연파괴 현상을 이용하여 산화 피막층을 다공질화 처리하는 방법으로서(그림 5c, d), 이 방법은 제품의 형상에 관계없이 균일한 다공질 산화 피막층을 형성할 수 있고, 전해질 수용액에 칼슘과 인산염 이온을 첨가하여 골전도성을 개선할 수 있으며, 전압, 전해질 조성, 전류밀도 등과 같은 공정인자의 조절에 의해서 산화 피막층의 특성을 조절할 수 있을 뿐만 아니라 경제적이라는 등의 장점을 갖고 있다.

치과용 임플란트의 소재로는 생체적합성, 기계적 성질, 골전도성 등의 측면에서 우수한 특성을 보이는 티타늄이 널리 사용되고 있지만 낮은 강도로 인해 높은 응력이 발생하는 부위에는 적용할 수 없는 한계를 보였다. 높은 응력이 발생하는 부위의 임플란트 소재로서 강도와 내열성이 우수한 Ti-6Al-4V 합금의 사용이 검토되었지만, 독성이 강한 V와 치매를 유발하는 것으로 알려진 Al을 함유하는 등의 이유로 인해 그다지 큰 호응을 얻지 못하였다. 근래 독성이 강한 V를

임상가를 위한 특집 1

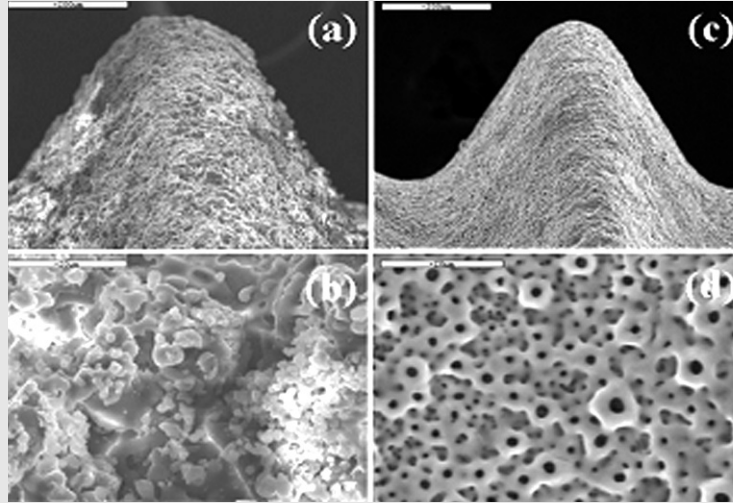


그림 5. 표면개질 처리한 티타늄 임플란트의 주사전자현미경 관찰. (a), (b) HA 분말의 플라즈마 용사 처리, (c), (d) 양극산화 아크방전 처리.

함유하지 않는 Ti-13Nb-13Zr, Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr, Ti-6Al-7Nb 등과 같은 합금이 새로운 대용 합금으로서 검토가 이루어지고 있다. 또한 과학기술의 진보와 컴퓨터의 발달에 힘입어 치과영역에서는 보철물 제작과정에서 많은 어려움이 수반되는 합금을 사용한 주조법 대신 CAD(Computer-Aided Design)/CAM(Computer-Aided Milling)을 이용한 all-

ceramic 수복물 제작법이 널리 보급되고 있다. 지르코니아는 심미성이 우수하면서도 강도와 파괴인성이 높으므로 보철물 제작을 위해 그의 사용이 점차 증가하고 있으며, 향후 골유착을 촉진하는 표면처리 방법이 개발될 경우 티타늄을 대신하는 임플란트 소재로서도 그의 이용 가능성이 높게 평가되고 있다.