

염산테트라사이클린의 적용시간에 따른 다공성 임플란트 표면 미세구조의 변화

정재욱, 허 익, 권영역, 박준봉, 정종혁

경희대학교 치과대학 치주과학교실

I. 서 론

골과 타이타늄의 골유착에 기초를 둔 현재의 임플란트 개념은 Brånemark에 의해서 확립되었다¹⁾. 초기에는 완전 무치악 환자에 국한되어 시술되었으나 현재는 부분 무치악 환자에서도 보편적인 치료로 높은 성공률을 보이고 있다^{2,3)}. 또한 임플란트 식립 후 골유착을 기다리지 않고 수술 당일 임시 보철물을 제작하는 즉시 부하 임플란트도 보편화되고 있으며 현재는 더 우수한 골과 임플란트 간의 치유 및 골유착을 유도하기 위하여 임플란트 표면처리에 대한 연구와 개발이 진행되고 있다⁴⁾.

임플란트는 장기간의 성공률이 높음에도 불구하고 생물학적, 생역학적, 심미적 합병증이 발생할 수 있다^{1,5,6)}. 염증성 변화가 임플란트 주위 연조직에 국한된 경우 임플란트 주위 점막염으로 진단되고 점진적인 임플란트 주위 골소실이 연조직의 염증 병소와 동반되는 경우에는 임플란트 주위염이라고 한다. 임플란트 주위 질환의 발생률을 보고한 연구는 많지 않고 임플란트 주위염의 이환율은 정확히 평가하기

어려우나 2%~10%로 다양하게 보고되었다^{7,8)}. 여러 임상 연구에서 임플란트 주위염은 임플란트 실패와 상실을 야기한다고 하였다⁹⁻¹³⁾. 임플란트 주위염은 과도한 교합력^{14,15)}, 세균에 의한 감염^{16,17)}으로 인하여 발생하며 임플란트 표면이 감염되면 인접 연조직의 염증이 시작되어 임플란트 주위의 골조직으로 파급되고, 골파괴가 심한 경우 임플란트의 동요를 초래하게 된다. 임플란트 주위염 발생 시 임플란트 표면은 점차 구강내로 노출되고 세균 및 내독소로 피복될 수 있다^{18,19)}. 내독소가 잔존하는 한 생리적인 치유 및 재생을 도모하기 어렵기 때문에 최대의 골유착을 얻기 위하여 골아세포의 부착을 방해하는 세균과 내독소를 제거하여 주위 연조직과 경조직이 생리적으로 적합할 수 있는 표면상태로 만들어 주어야 하기 때문에 임플란트의 표면처치가 중요하다. 임플란트 주위염 발생 시 표면처치는 크게 금속 큐렛, 타이타늄 큐렛, 플라스틱 큐렛, 초음파기구 및²⁰⁻³²⁾ 공기-분말 연마기²³⁻²⁵⁾를 이용하는 기계적인 방법과 클로르헥시딘²⁶⁾, 불화주석²⁷⁾, 구연산^{28,29)}, 텔로피놀^{30,31)} 등의 약제 및 테트라사이클린^{29,32,33)}, 메트로나이

* 교신저자 : 허익, 서울시 동대문구 회기동 1번지 경희대학교 치과대학 치주과학교실, 우편번호 : 130-702

E-mail : yherr@khu.ac.kr

다졸²⁶⁾ 등의 항생제를 이용하는 화학적인 방법이 있다. 이 중 클로르헥시딘과 델모피놀은 세포실험에서 임플란트 표면에 치밀한 막을 형성하여 오히려 임플란트 표면과 골이 유착되는 것을 방해하는 것으로 확인되었다³⁴⁾.

골유착을 증진시키기 위한 거친 표면의 임플란트는 병적인 골소실이 발생하여 임플란트가 구강내 세균에 노출될 경우 거친 표면으로 인하여 치태 침착이 가속화되며 결체조직에 의한 치유보다는 탐식세포를 유도해 염증을 유발한다고 하였다^{19,20)}. 이처럼 표면이 거친 임플란트의 경우 기계적인 방법만으로는 미세 표면의 세균과 그 부산물을 완벽하게 제거하기 어렵고, 고유 표면 미세구조의 변화를 초래할 수 있다. 따라서 화학적인 방법을 병행하여 고유의 임플란트 표면구조를 최대한 보존하면서 효과적으로 해독하는 것이 중요하다고 할 수 있다. 화학적 방법에 이용되는 약제는 여러 가지가 있으나²⁹⁾ 임상에서 적용이 용이하며 쉽게 구할 수 있는 약제가 테트라사이클린이다. 염산테트라사이클린은 수산화인회석 임플란트를 대상으로 한 연구에서 해독효과와 생물학적인 치유양상이 우수하다고 하였다³⁵⁾. 그러나 Zablotsky 등(1992)³⁶⁾에 의하면 염산테트라사이클린이 내독소제거효과는 뛰어나지만 임플란트 표면구조의 변화를 일으킨다고 하였다.

임플란트의 구조와 표면 특성이 임플란트 주위 골소실의 양에 영향을 줄 수 있다^{37,38)}. 실험적인 임플란트 주위염 조건에서 임플란트 표면의 특성은 임플란트 주위 조직의 소실에 영향을 준다³⁷⁾. 다양하게 표면처리된 임플란트가 사용됨에도 각각의 표면에 따른 임플란트 주위염 치료방법에 관한 연구는 아직 미흡한 실정이다.

이번 연구는 서로 다른 임플란트 표면에 염산테트라사이클린을 적용한 후 처치시간에 따른 표면의 미세구조 변화를 관찰하여 임플란트 주위염 치료 시 표면의 미세구조를 변화시키지 않는 염산테트라사이클린의 효과적인 적용시간을 알아봄으로써 차후 임상에 적용하기 위하여 시행하였다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

이번 실험에 사용된 임플란트는 직경 4.0mm, 길이 11.5mm인 Pure titanium machined surface implant(Bråne mark MKIII[®], Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden), 직경 4.3mm, 길이 10mm인 SLA(sandblasted, large grit, acid-etched) surface implant(Implantium[®], Dentium, Suwon, Korea)와 직경 4.1mm, 길이 12mm인 porous surface implant (Endopore[®], Innova, Toronto, Canada)이었으며, 임플란트 표면처치를 위하여 염산테트라사이클린을 멸균증류수에 녹여 50mg/ml의 농도로 만들어 사용하였다.

2. 실험 방법

Pure titanium machined surface implant, SLA surface implant와 porous surface implant를 각각 한 개씩 임플란트 표면처치를 시행하지 않은 대조군으로 하였다. 실험군으로 사용할 세 군의 임플란트 5개씩을 각각 접착제로 시료대 위에 고정하고 50mg/ml 농도의 염산테트라사이클린 용액에 적신 스폰지로 각각 30초, 1분, 1분30초, 2분, 2분30초간 문질러 표면처치를 시행하였다. 이때 30초마다 새로운 스폰지로 교환하여 주었다. 임플란트의 표면처치가 끝나면 1분간 멸균 증류수로 세척 후 건조시켰다. 준비된 시편을 ion sputting coater(Eiko, IB-3, Tokyo, Japan)를 이용하여 0.1 Torr 진공상태에서 4분간 금으로 피복시킨 후 주사전자현미경(Model S-2300, Hitachi Com., Tokyo, Japan)을 이용하여 20KV 상태에서 임플란트 표면을 관찰하고 polaroid film(Polaroid[®], London, UK)으로 촬영한 후 미세표면 구조변화유무 및 표면구조가 변한 시점을 판정하였다. 판정은 이번 실험에 참여하지 않은 3명의 치과 의사가 각각 사진을 관찰, 분석하여 임플란트의 표면구조 변화유무, 변화시기를 토의하여 결정하였다.

III. 실험성적

1. Pure titanium machined surface(MS)

(1) 대조군

표면처치를 시행하지 않은 대조군에서는 일정한 방향으로 평행하게 주행하고 있는 얇은 골과 융선을 보였다. 이것은 임플란트 가공시 형성된 선이다(Figure 1).

(2) 실험군

염산테트라싸이클린으로 표면처치한 실험군에서는 시간 경과에 따라 표면 부식이나 변화 양상이 관찰되지 않았으며 전반적으로 대조군과 거의 비슷한 표면구조를 보였다(Figure 2-6).

2. SLA surface(SLAS)

(1) 대조군

거대거칠기(Macro roughness)와 미세거칠기(Micro roughness) 두가지의 복합된 표면구조가 보였다. 산부식으로 형성된 아주 작은 함몰들이 관찰되며 전반적인 별집모양의 다공성 구조가 관찰되었다(Figure 7).

(2) 실험군

실험군도 별집모양의 다공성의 표면을 보이며 염산테트라싸이클린의 적용시간과는 관계없이 대조군과 전반적으로 비슷한 표면구조를 보였다(Figure 8-12).

3. Porous surface(PS)

(1) 대조군

다양한 크기의 구 형태 타이타늄 합금입자가 관찰되었으며 각각의 합금입자는 미세한 융선을 갖는 거친 표면이 관찰되었다(Figure 13).

(2) 실험군

염산테트라싸이클린을 1분 30초 이하로 적용한 실험군에서는 합금입자 표면이 큰 변화를 보이지 않았으나 2분 이상 적용 시 표면 거칠기가 감소하고 각 입자 표면에 분화구 양상의 불규칙한 표면이 관찰되었다(Figure 14-18).

IV. 종괄 및 고찰

이번 연구는 염산테트라싸이클린을 이용하여 임플란트 표면처치를 시행한 후 처치 시간에 따른 표면 구조의 변화를 관찰하는 것이다. MS, SLAS 및 PS에 50mg/ml의 염산테트라싸이클린 용액을 각각 30초, 1분, 1분30초, 2분, 2분30초간 적용하여 표면처치를 시행한 후 적용시간에 따른 표면변화를 주사전 자현미경을 이용하여 촬영한 후 이번 실험과 무관한 3명의 치과의사에게 판독하도록 하였다. MS, SLAS는 염산테트라싸이클린의 적용시간이 증가하여도 표면 미세구조의 변화가 거의 없었으나 PS의 경우 2분 이상 적용시 합금입자의 표면 거칠기가 감소하고 각 입자 표면에 분화구 양상의 불규칙한 표면이 관찰되었다.

표면처리된 임플란트는 식립시 골과 더 많은 접촉면을 이룸으로써 초기 안정성을 제공하고 혈병을 유지하기 위한 표면형태를 가지고 있어서 골 치유과정을 촉진시킨다^{39,40)}. SLAS는 큰 입자의 모래로 분사하여 얻어진 거대거칠기와 산부식하여 얻어진 미세 거칠기로 이루어져 있어 골과 임플란트간의 접촉을 촉진시켜 역회전 제거력(reverse torque stress)을 증가시킴으로써 기능적 부하를 빨리 가할 수 있게 한다⁴¹⁾. 다공성 표면을 갖는 임플란트는 적절한 조건 하에 구 형태의 타이타늄 합금 입자를 소결시킴으로써 형성되며 MS에 비하여 3배의 표면적을 갖고^{42,43)}, 골과의 삼차원적 결합에 의해 빠른 골유착을 유도한다⁴⁴⁻⁴⁶⁾.

이번 연구에서는 현재 임상적으로 널리 사용되어 장기간의 성공적인 임상결과를 보인 MS 임플란트, SLA 임플란트 및 PS 임플란트를 대상으로 하였고

임프란트 주위염 표면치치에 여러 가지 약제가 사용되고 있으나 임상적으로 손쉽게 구할 수 있고 치주 치료에 많이 사용하고 있는 염산테트라사이클린을 사용하였다.

임프란트도 자연치와 마찬가지로 임프란트 주위염이 발생할 수 있고 임프란트와 근접한 조직에서는 자연치아 주위조직에 비하여 혈관의 분포도가 낮으며 이로 인해 임프란트 주위 조직이 병원균의 공격에 취약할 수 있다는 보고가 있다^{47,48)}. 임프란트에서는 자연치아와 달리 백악질이 없기 때문에 교원질 섬유소들이 임프란트 표면에 부착하지 않고 임프란트 표면과 평행하게 주행하므로 염증의 파급이 빨리 진행되어 임프란트 주위조직이 자연치아 주위조직보다 급속도로 파괴될 수 있다⁴⁹⁾. 세균의 부착은 임프란트 표면의 미세거칠기에 의해 더욱 심화되며 감염이 존재하는 한 상처치유는 지연될 것이다⁵⁰⁾. 그러므로 임프란트 주위염의 치료를 위해서는 치주낭과 염증조직을 제거한 후 임프란트 표면을 해독하는 것이 중요할 것이다. Brånemark등(1977)⁵¹⁾과 Chairay등(1997)²³⁾에 의하면 임프란트 주위염 치료과정 중에 발생한 임프란트 표면의 변화는 골과 유착될 계면을 변형시켜 골유착에 영향을 줄 수 있다고 하였다. 그러므로 임프란트 주위조직의 재생을 위하여 임프란트 고유의 표면거칠기와 구조적 특징의 변화 없이 세균과 세균 부산물, 치석, 연조직 세포 등을 효과적으로 제거하여야 한다.

임프란트 주위 열구내 세균 감염에 대한 비외과적 치료로는 수동기구와 초음파기구 및 고압공기-분말 연마제를 이용한 기계적인 치태 제거와 0.12% 클로로헥시딘을 이용한 임프란트 주위 치은열구내에 대한 치은 연하 세정 및 항생제를 국소 적용하는 화학요법제 등이 사용된다. 임상에서 임프란트 주위염 치료시 임프란트의 나사형태와 거친 표면으로 인해서 스케일러 사용은 비효과적이다. 공기-분말 연마 기구는 분말 입자가 표면에 잔류할 수 있고 공기색전증의 위험성이 있으며⁵²⁾, 임프란트 표면의 산화막을 제거할 수 있는 단점이 있다. 클로르헥시딘은 임프란트 표면에 막을 형성하여 임프란트와의 재유착

을 방해하며⁵³⁾ 해독작용이 미약하다고 보고되었다^{28,54,55)}. Meffert등(1992)¹⁸⁾은 구연산이 수산화인회석 피복 타이타늄 표면에는 우수한 효과를 보이지만 순수 타이타늄 표면에서는 해독작용과 더불어 광범위한 탈회가 일어나기 때문에 부적합하며 염산테트라사이클린이 효과적이라고 하였다.

염산테트라사이클린은 임상에 적용 시 많은 장점을 지닌다. 임프란트 주위염은 만성 치주염과 임상적 및 미생물학적으로 유사한 감염양상을 보이는데⁵⁶⁻⁵⁸⁾ 염산테트라사이클린은 치주병원균의 제거에 효과적인 광범위 항생제이며 치면에 강하게 흡착되어 활성형으로 방출되고 교원질 분해효소 활성을 저해하며 상피세포의 부착과 하방증식을 방해하고 골이식술 시 치유를 증진시키는 효과가 있다⁵⁹⁻⁶³⁾. 또한 염산테트라사이클린은 오래전부터 치주질환 발생 시 치근의 내독소를 제거하기 위하여 이용되어 왔으며 고농도로 국소적 적용 시 *P. intermedia*와 *P. gingivalis*를 90%까지 억제할 수 있다⁶⁴⁾. 염산테트라사이클린의 국소적용을 통한 임프란트 주위염 치료 시 임상적, 미생물학적으로 효과가 있으며 *Prevotella intermedia/nigrescens*, *Fusobacterium* sp., *Bacteroides forsythus* 및 *Campylobacter rectus*의 수치를 크게 감소시켰다⁶⁵⁾. 이와 같이 염산테트라사이클린은 임프란트 주위염의 원인세균에 효과적이며 기계적 방법과 달리 임프란트 표면에 대한 손상도 경미하다.

이번 연구는 임프란트 표면구조에 대한 염산테트라사이클린의 영향을 살펴보는 것으로, 실제 임상에서도 이 화학제의 적용이 우수한 결과를 보였다는 여러 보고가 있었다^{29,32,33)}. Meffert등(1992)²⁹⁾은 임프란트 주위염 치료 시 염산테트라사이클린을 국소적으로 사용하여 화농성 병원균을 효과적으로 억제하였음을 보고하였다. Muller등(1999)³²⁾은 염산테트라사이클린을 3분간 사용하여 임프란트 표면을 해독한 후 골이식재 및 차폐막을 사용한 3가지 임상증례에서 임프란트 주위의 골결손이 소실되었고 탐침깊이가 감소되었다고 하였다. Mellonig등(1995)³³⁾은 세균과 교합외상 등의 가역적인 원인으로 인하여 임

프란트 주위염이 발생한 경우 결손부의 염증조직을 제거하고 50mg/ml의 농도의 염산테트라싸이클린으로 3분간 해독한 후 탈화동결건조골과 차폐막을 이용하여 재생술식을 시행한 결과 치주낭의 깊이가 감소하였으며 임상적 부착수준의 증가 및 골결손이 치유되는 결과를 얻었다. 염산테트라싸이클린의 임상적 효과에 부정적인 연구도 있었다. Zablotsky등(1991)⁵²⁾에 의하면 염산테트라싸이클린은 pH2-3, 50mg/ml의 농도에서 내독소를 제거하는 데는 효과가 떨어진다고 하였다. 염산테트라싸이클린은 수산화인 회석의 두께나 결정에는 영향을 미치지 않으나 피복 표면의 Ca/P 비율에 변화를 초래하여 염산테트라싸이클린이 수산화인회석피복 임프란트의 탈독소화 약제로는 적당하지 않다고 하였다.

염산테트라싸이클린은 50mg/ml 농도에서 섬유아 세포의 화학주성 및 증식이 활발하게 일어나나 이보다 높은 농도에서는 오히려 정상세포기능에 해로울 수 있다는 보고가 있어⁶⁶⁾ 이번 연구에서는 이 농도로 사용하였다. Bouchard등(1997)⁵⁵⁾에 의하면 치근에 염산테트라싸이클린을 사용 시 주요 고려사항은 용액의 농도, 시간, 적용방법 등이며 표면변화는 농도보다는 적용시간에 직접적으로 관련이 있다고 하였다.

염산테트라싸이클린을 치주질환에 이환된 치근면에 적용 시 세척이나 스폰지에 적셔 문지르는 방법을 이용하여 왔다⁵⁵⁾. 이번 연구에서는 약제의 항균 효과를 얻기 위하여 약간의 힘을 가지고 문지르는 방법을 이용하였다. Schou등(2003)⁵³⁾도 임상적으로 여러 가지 표면처리방법에 따른 임상적 결과의 차이가 없으므로 가장 간단한 문지르는 방법을 추천하였다.

지금까지 염산테트라싸이클린의 적용 시간에 따라 각기 다른 임프란트 표면변화에 대한 연구는 드물다. 김등(2002)⁶⁷⁾과 우등(2005)⁶⁸⁾의 연구에 의하면 염산테트라싸이클린을 3분 이내로 적용 시 MS와 SLAS는 적용시간의 증가에 따른 표면변화를 보이지 않았고, TiO₂-blasted surface implant는 1분30초 이상 적용 시에는 표면변화가 관찰되었다. 염산테트라싸

이클린을 2분30초 이내로 적용한 이번 연구에서 MS와 SLAS의 경우 표면변화를 보이지 않아 김등(2002), 우등(2005)의 연구와 유사하였다.

이번 연구에서는 임프란트의 해독 여부와는 관계 없이 염산테트라싸이클린의 적용시간에 따른 임프란트의 표면구조 변화만을 관찰하였다. 차후에는 효과적인 해독을 위한 가장 효율적인 임상적 적용시간에 대한 연구가 필요하리라 생각된다. 또한 임프란트에 화학제를 이용한 표면처리 후 표면변화를 수적으로 객관화하는 연구가 이루어져야 한다. 현재 임상에서 사용되는 많은 종류의 임프란트 표면에 대하여 이번 연구와 같은 방법으로 화학제에 의한 임프란트 표면변화에 대한 연구가 꾸준히 계속되어야 할 것으로 사료된다.

V. 결 론

임프란트의 표면처리 방법은 크게 기계적인 방법과 화학적인 방법이 있다. 표면피복이 되어있는 임프란트는 기계적인 방법만으로는 완벽하게 표면의 세균과 부산물을 제거하기가 어렵고 표면구조의 변화를 초래할 수 있다. 그러므로 임프란트 표면을 보존하면서 효과적인 해독을 위하여 화학적인 방법이 널리 시도되고 있다. 이번 연구에서는 염산테트라싸이클린을 사용하여 임프란트의 표면처치를 시행한 후 적용시간에 따른 표면구조의 변화를 관찰하고자 하였다. Pure titanium machined surface implant(MS), SLA surface implant(SLAS) 및 porous surface implant(PS)를 실험재료로 하였으며 표면처치를 하지 않은 대조군과 50mg/ml의 염산테트라싸이클린 용액을 각각 30초, 1분, 1분30초, 2분, 2분30초간 적용하여 표면처치를 시행한 실험군으로 나누어, 적용시간에 따른 표면변화를 주사전자현미경으로 촬영하고 이번 연구와 무관한 3명의 치과외사가 사진을 분석, 판단한 것을 토대로 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. MS의 경우 실험군은 표면 부식이나 변화 양상

이 관찰되지 않았으며 전반적으로 대조군과 거의 비슷한 표면구조를 보였다.

2. SLAS의 경우 실험군은 벌집모양의 다공성 표면을 보이며 적용시간과는 관계없이 대조군과 비슷한 표면구조를 유지하였다.
3. PS의 경우 염산테트라싸이클린을 1분 30초 이하로 적용한 실험군에서는 합금입자 표면이 큰 변화를 보이지 않았으나 2분 이상 적용 시 표면 거칠기가 감소하고 각 입자 표면에 분화구 양상의 불규칙한 표면이 관찰되었다.

이상과 같은 결과를 토대로 MS, SLAS의 경우 염산테트라싸이클린의 적용시간에 따른 표면미세구조의 변화가 거의 없었고, PS의 경우 표면변화를 최소로 하는 적용시간은 2분 이내였다. 따라서 이를 임상에 적용하면 임플란트 주위염 치료 시 고유의 임플란트 표면미세구조를 보존하면서 효과적인 해독에 응용할 수 있으리라 사료된다.

VI. 참 고 문 헌

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
2. Lekholm U. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: A 10 year prospective multicenter study. *Int J Oral maxillofac Implants* 1999;14:639-645.
3. Lindh T, Gunne J, Tillberg A, Molin M. A metanalysis of implants in partial edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1998;9: 80-90.
4. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(Suppl.1):33-58.
5. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.
6. Buser D, Weber HP, Bragger U, Balsiger C. Tissue integration of one-stage ITI implants: 3-year results of a longitudinal study with Hollow-Cylinder and Hollow-Screw implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:405-412.
7. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998;106:527-551.
8. Mombelli A & Lang NP. Antimicrobial treatment of peri-implant infections. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:162-168.
9. van Steenberghe D, Klinge B, Linden U, Quirynen M, Herrmann I, Garpland C. Periodontal indices around natural and titanium abutments: a longitudinal multicenter study. *J Periodontol* 1993;64:538-541.
10. Weyant RJ, Burt BA. An assessment of survival rates and within-patient clustering of failures for endosseous oral implants. *J Dent Res* 1993;72:2-8.
11. Weyant RJ. Characteristics associated with the loss and peri-implant tissue health of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:95-102.
12. Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:26-34.

13. Hardt CR, Grondahl K, Lekholm U, Wennstrom JL. Outcome of implant therapy in relation to experienced loss of periodontal bone support: a retrospective 5-year study. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13:488-494.
14. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:104-111.
15. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:143-152.
16. Mombelli A, Van Oosten MAC, Schürch EJ, Lang NP. The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral Microbiol Immunol* 1987;2:145-151.
17. Hickey JS, O'Neal RB, Scheidt MJ, Strong SL, Yurgelon D, Van Dyke TE. Microbiologic characterization of ligature-induced peri-implantitis in the mouse model. *J Periodontol* 1991;62:548-553.
18. Meffert RM. How to treat failing and failing implants. *Implant Dent* 1992;1:25-33.
19. Parham PL, Cobb CM, French AA, Love JW, Drisko CL, Killoy WJ. Effects of an air-powder abrasive system on plasma-sprayed titanium implant surfaces: an in vitro evaluation. *J Oral Implantol* 1989;15: 78-86.
20. Bowers KT, Keller JC. Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:302-310.
21. Meffert RM. Periodontitis vs. peri-implantitis: The same disease? The same treatment? *Crit Rev Oral Biol Med* 1996;7:278-291.
22. Thomson-Neal D, Evans G, Meffert R. Effect of various prophylactic treatments on titanium, sapphire, and hydroxyapatite-coated implants: an SEM study. *Int J Periodont Rest Dent* 1989;9:301-311.
23. Chairay JP, Boulekbache H, Jean A, Soyer A, Bouchard P. Scanning electron microscopic evaluation of the effects of an air-abrasive system on dental implants: A comparative in vitro study between machined and plasma-sprayed titanium surfaces. *J Periodontol* 1997;68:1215-1222.
24. Hürzeler MB, Quinones CR, Morrison EC, Caffesse RG. Treatment of peri-implantitis using guided bone regeneration and bone grafts, alone or in combination, in beagle dogs. part I: clinical findings and histologic observations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:474-484.
25. Hürzeler MB, Quinones CR, Schepbach P, Morrison EC, Caffesse RG. Treatment of peri-implantitis using guided bone regeneration and bone grafts, alone or in combination, in beagle dogs. part II: histologic finding. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:168-175.
26. Wetzel AC, Vlassis J, Caffesse RG, Hammerle CH, Lang NP. Attempts to obtain reosseointegration following experimental peri-implantitis in dogs. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:111-119.
27. Wieler R, Newman H, Strahan J. Stannous fluoride and subgingival chlorhexidine irrigation in the control of plaque and chronic periodontitis. *J Clin Periodontol* 1983;10: 172-181.
28. Dennison DK, Hürzeler MB, Quinones C, Caffesse RG. Contaminated Implant Surfaces:

- an In vitro comparison of implant surface coating and treatment modalities for decontamination. *J Periodontol* 1994;65:942-948.
29. Meffert RM, Langer B, Fritz ME. Dental implants: a review. *J Periodontol* 1992;63:859-870.
 30. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Edlund T, Lindhe J. The effect of anti-microbial therapy on peri-implantitis lesions. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:320-328.
 31. Persson LG, Ericsson I, Berglundh T, Lindhe J. Guided bone generation in the treatment of periimplantitis. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:366-372.
 32. Muller E, Gonzaliz YM, Andreana S. Treatment of peri-implantitis: longitudinal clinical and microbiological findings- a case report. *Implant Dent* 1999;8:247-254.
 33. Mellonig JT, Griffiths G, Mathys E, Spitznagel J. Treatment of the failing implant : A case reports. *Int J Periodont Rest Dent* 1995;15:385-395.
 34. Krozer A, Hall J, Ericsson I. Chemical treatment of machined titanium surfaces. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:204-211.
 35. Wittrig EE, Zablotsky MH, Layman RM. Fibroblastic growth and attachment on hydroxyapatite-coated titanium surfaces following the use of various detoxification modalities: Part I. Non-contaminated hydroxyapatite. *Implant Dent* 1992; 1:189-194.
 36. Zablotsky M, Diedrich D, Meffert R. Detoxification of the endotoxin- contaminated titanium and hydroxyapatite-coated surfaces utilizing various chemotherapeutic and mechanical modalities. *Implant Dent* 1992;1:154-158.
 37. Jovanovic SA, Kenney EB, Carranza FA Jr, Donath K. The regenerative potential of plaque-induced peri- implant bone defects treated by a submerged membrane technique: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:13-18.
 38. Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol* 1990;17:138-144.
 39. Ivanoff CJ, Hallgren C, Widmark G, Sennerby L, Wennerberg A. Histological evaluation of the bone integration of TiO2 blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:128-134.
 40. Carranza FA, Takei HH, Newman MG. *Clin Periodontology* Saunders com. 2002;9th ed.:882-904.
 41. Scacchi M, Merz BR, Schar AR. The development of the ITI dental implant system. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(suppl. 1):22-32.
 42. Pilliar RM. Overview of surface variability of metallic endosseous dental implants: textured and porous surface-structured designs. *Implant Dent* 1998;7:305-314.
 43. Deporter DA, Watson P, Pharoah M, Levy D, Todescan R. Five- to six-year results of a prospective clinical trial using the ENDOPORE dental implant and a mandibular overdenture. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:95-102.
 44. Deporter DA, Todescan R, Watson PA, Pharoah M, Levy D, Nardini K. Use of the Endopore dental implant to restore single teeth in the maxilla: protocol and early

- results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:263–272.
45. Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Todescan R. The Endopore implant—enhanced osseointegration with a sintered porous—surfaced design. *Oral Health* 1998; 88:61–64.
 46. Fleming AE. Related Articles, Links The Endopore dental implant system: implant treatment simplified. *J Can Dent Assoc* 1994;60:785–789.
 47. Buser D, Warrer K, Karring T. Formation of a periodontal ligament around titanium implants. *J Periodontol* 1990;61:597–601.
 48. Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri—implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:9–16.
 49. Berglundh T, Lindhe J, Jonsson K, Ericsson I. The topography of the vascular systems in the periodontal and peri—implant tissues in the dog. *J Clin Periodontol* 1994;21:189–193.
 50. Quirynen M, Listgarten MA. Distribution of bacterial morphotypes around natural teeth and titanium implants ad modum Branemark. *Clin Oral Implants Res* 1990;1:8–12.
 51. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10—years period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977;16(suppl.):1–132.
 52. Zablotsky M, Diedrich D, Meffert R, Wittrig E. Detoxification of the endotoxin infected hydroxyapatite coated implant surface. *Int J Oral Implants* 1991;8:45–50.
 53. Schou S, Holmstrup P, Jorgensen T, Skovgaard LT, Stoltze K, Hansens EH, Wenzel A. Implant surface preparation in the surgical treatment of experimental peri—implantitis with autogenous bone graft and e—PTFE membrane in cynomolgus monkeys. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:412–422.
 54. Augthun M, Tinschert J, Huber A. In vitro studies on the effect of cleaning methods on different implant surfaces. *J Periodontol* 1998;69:857–864.
 55. Bouchard P, Nilveus R, Etienne D. Clinical Evaluation of Tetracycline HCl Conditioning in the Treatment of Gingival Recessions. A Comparative study. *J Periodontol* 1997;68: 262–269.
 56. Slots J, Lissgarten A. *Bacteriodes gingivalis*, *Bacteriodes intermedius*, and *Actinobacillus actinomycetemcomitans* in human periodontal disease. *J Clin Periodontol* 1988;15: 85–93.
 57. van Winkelhoff AJ, van Steenberghe TMJ, de Graaf J. The role of black—pigmented bacteroides in human oral infection. *J Clin Periodontol* 1988;15:145–155.
 58. Dzink JL, Socransky SS, Haffajee AD. The predominant cultivable microbiota of active and inactive lesions of destructive periodontal disease. *J Clin Periodontol* 1988;15 :316–323.
 59. Haas R, Dörtbudak O, Mensdorff—Pouilly N, Mailath G. Elimination of bacteria on different implant surfaces through photosensitization and soft laser. An in vitro study. *J Clin Periodontol* 1997;8:249–254.
 60. Baker P, Evans R, Coburn R, Genco R. Tetracycline and its derivatives strongly bind to and are released from tooth surface in active form. *J Periodontol* 1983;54:

- 580-585.
61. Golub LM, Lee HM, Lehrer G, Nemiroff A, McNamara TF, Kaplan R, Ramamurthy NS. Minocycline reduces gingival collagenolytic activity during diabetes. *J Periodontal Res* 1983;18:516-526.
 62. Al-Ali W, Bissada NF, Greenwell H. The effect of local doxycycline with and without tricalcium phosphate on the regenerative healing potential of periodontal osseous defects in dogs. *J Periodontol* 1989;60:582-590.
 63. Pepelassi EM, Bissada NF, Greenwell H, Farah CF. Doxycycline-tricalcium phosphate composite graft facilitates osseous healing in advanced periodontal furcation defects. *J Periodontol* 1991;62:106-115.
 64. Sbordone L, Barone A, Ramaglia L, Ciaglia RN, Iacono V. Antimicrobial susceptibility of periodontopathic bacteria associated with failing implants. *J Periodontol* 1995; 66:69-74.
 65. Mombelli A, Feloutzis A, Brgger U, Lang NP. Treatment of peri-implantitis by local delivery of tetracycline. Clinical, microbiological and radiological results. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:287-294.
 66. Somerman MJ, Foster RA, Vorsteg G, Progebin K, Wynn RL. Effects of minocycline on fibroblast attachment and spreading. *J Periodontol* 1988;23:154-159.
 67. 김우영, 이만섭, 권영혁, 박준봉, 허익. 염산테트라싸이클린의 적용시간에 따른 임플란트 표면 변화에 관한 주사전사현미경적 연구. *대한치주과학회지* 2002;32:523-538.
 68. 우정아, 허익, 권영혁, 박준봉. 표면처리 시간에 따른 임플란트 미세구조의 변화: SLA와 TB 표면 임플란트. *대한치주과학회지* 2005(in press).

사진 부도 설명

- Figure 1. Control specimen. Pure titanium machined surface following no conditioning exhibits a more or less rough machined surface composed of alternating positive and negative lines corresponding to grooves and ridges.(×2,000)
- Figure 2. Test specimen. Pure titanium machined surface following conditioning with 50mg/ml tetracycline-HCl for $\frac{1}{2}$ min exhibits no remarkable change.(×2,000)
- Figure 3. Test specimen. Pure titanium machined surface following conditioning with 50mg/ml tetracycline-HCl for 1min exhibits no remarkable change.(×2,000)
- Figure 4. Test specimen. Pure titanium machined surface following conditioning with 50mg/ml tetracycline-HCl for $1\frac{1}{2}$ min exhibits no remarkable change.(×2,000)
- Figure 5. Test specimen. Pure titanium machined surface following conditioning with 50mg/ml tetracycline-HCl for 2min exhibits no remarkable change.(×2,000)
- Figure 6. Test specimen. Pure titanium machined surface following conditioning with 50mg/ml tetracycline-HCl for $2\frac{1}{2}$ min.(×2,000) In general, test specimens are similar to control.
- Figure 7. Control specimen. SLA surface following no conditioning shows that the macro-roughness is achieved by large-grit sandblasting. subsequently, the acid-etching process creates the micro roughness, which thus is superimposed on the macro roughness.(×2,000)
- Figure 8. Test specimen. SLA surface following conditioning with 50mg/ml tetracycline-HCl for $\frac{1}{2}$ min exhibits no remarkable change.(×2,000)
- Figure 9. Test specimen. SLA surface following conditioning with 50mg/ml tetracycline-HCl for 1min exhibits no remarkable change.(×2,000)
- Figure 10. Test specimen. SLA surface following conditioning with 50mg/ml tetracycline-HCl for $1\frac{1}{2}$ min exhibits no remarkable change.(×2,000)
- Figure 11. Test specimen. SLA surface following conditioning with 50mg/ml tetracycline-HCl for 2min exhibits no remarkable change.(×2,000)
- Figure 12. Test specimen. SLA surface following conditioning with 50mg/ml tetracycline-HCl for $2\frac{1}{2}$ min irrespective of the application time of tetracycline-HCl solution, in general, test specimens are similar to control.(×2,000)

- Figure 13. Control specimen. Porous surface following no conditioning shows spherical particles of titanium alloy and its surface have a few shallow ridges.($\times 200$)
- Figure 14. Test specimen. Porous surface following conditioning with 50mg/ml tetracycline-HCl for $\frac{1}{2}$ min exhibits no remarkable change.($\times 200$)
- Figure 15. Test specimen. Porous surface following conditioning with 50mg/ml tetracycline-HCl for 1min exhibits no remarkable change.($\times 200$)
- Figure 16. Test specimens. Porous surface following conditioning with 50mg/ml tetracycline-HCl for $1\frac{1}{2}$ min exhibits no remarkable change.($\times 200$)
- Figure 17. Test specimens. Porous surface following conditioning with 50mg/ml tetracycline-HCl for 2min. The roughness of the surface is lessened.($\times 200$)
- Figure 18. Test specimens. Porous surface following conditioning with 50mg/ml tetracycline-HCl for $2\frac{1}{2}$ min is seen crater-like irregular surface.($\times 200$)

사진부도 (I)

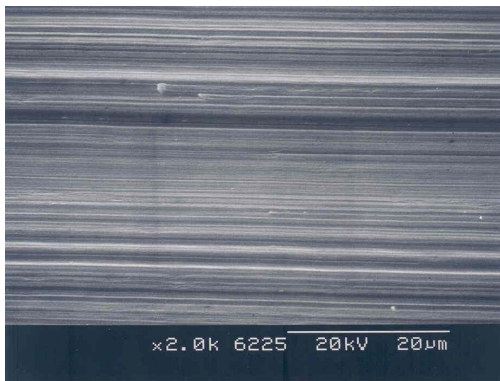


Figure 1.

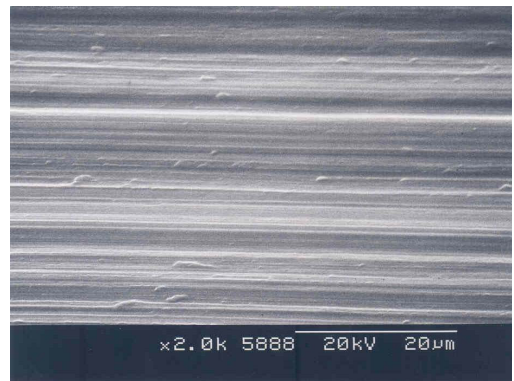


Figure 2.

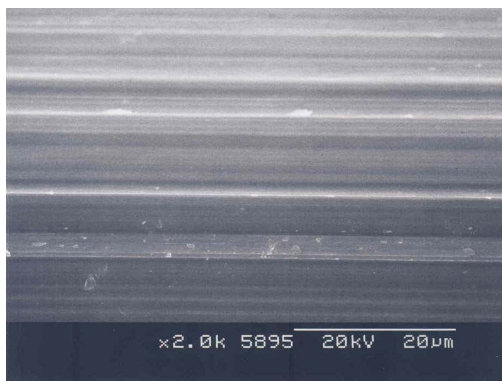


Figure 3.

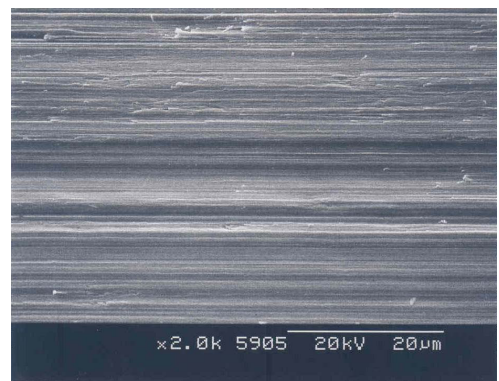


Figure 4.

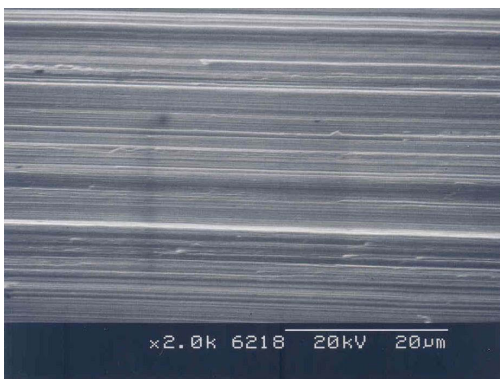


Figure 5.

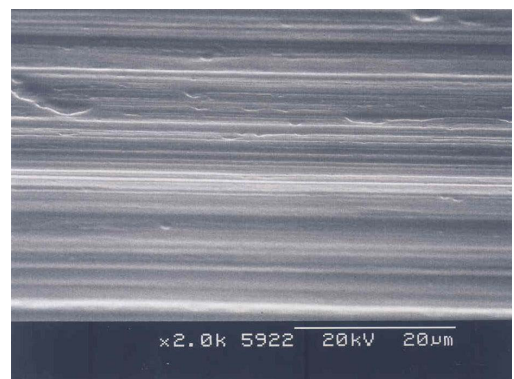


Figure 6.

사진부도 (Ⅱ)

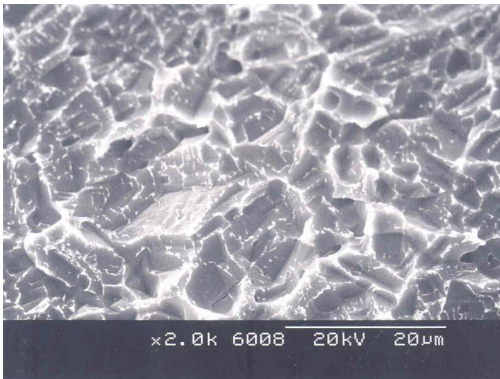


Figure 7.

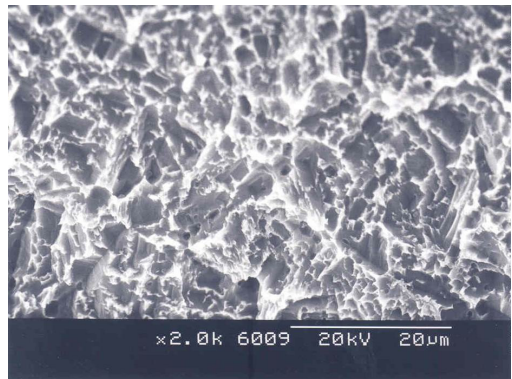


Figure 8.

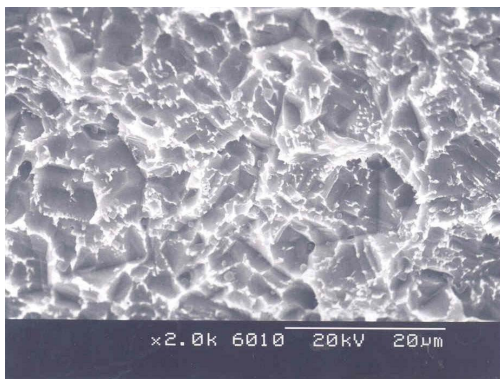


Figure 9.

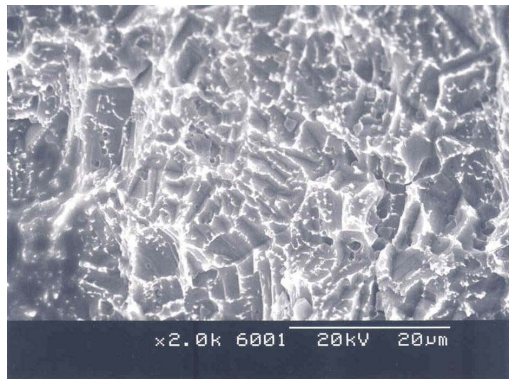


Figure 10.

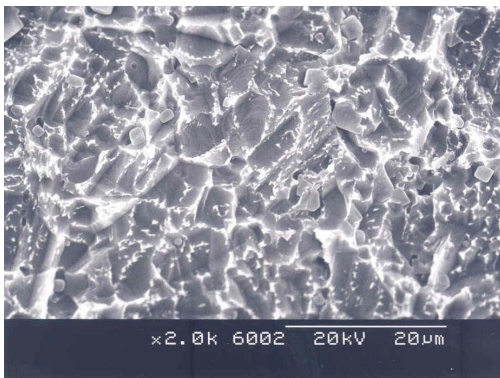


Figure 11.

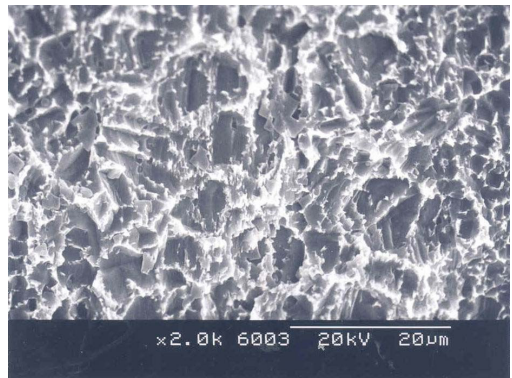


Figure 12.

사진부도 (Ⅲ)

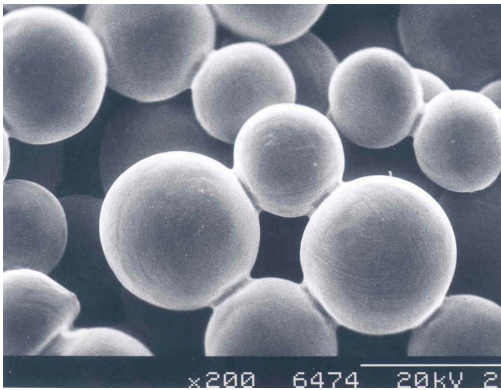


Figure 13.

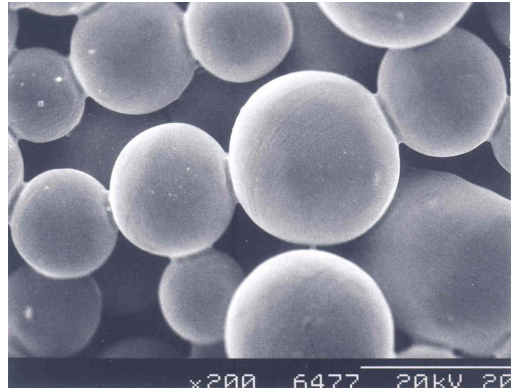


Figure 14.

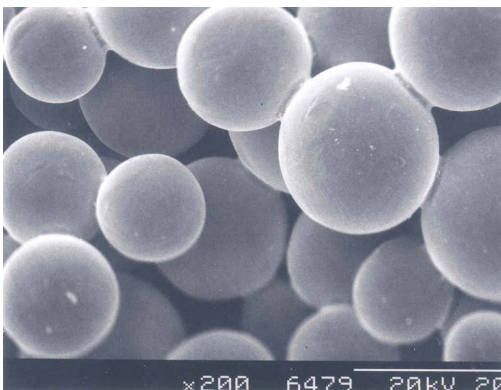


Figure 15.

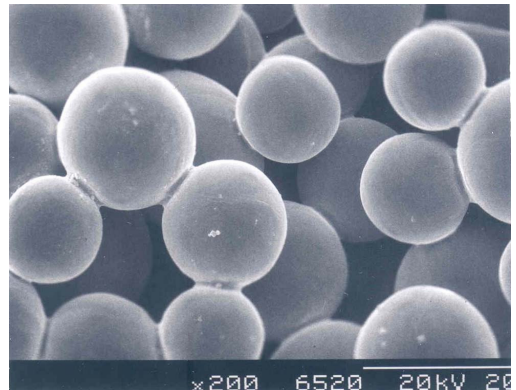


Figure 16.

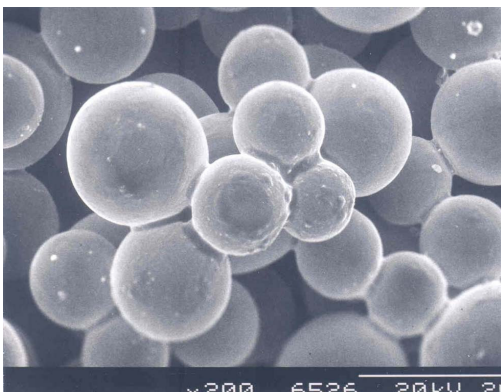


Figure 17.

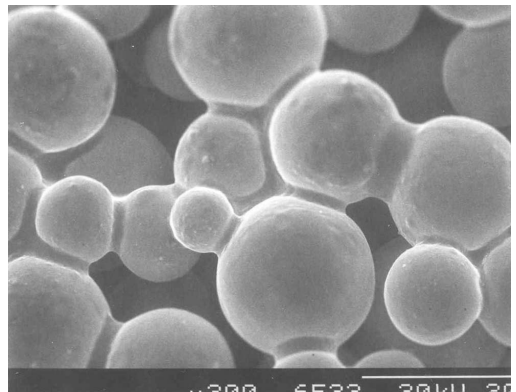


Figure 18.

Microstructural Change of Porous Surface Implant conditioned with Tetracycline–hydrochloride

Jae-Wook Jeong, Yeek Herr, Young-Hyuk Kwon,
Joon-Bong Park, Jong-Hyuk Chung

Department of Periodontology, School of Dentistry, Kyung Hee University, Seoul, Korea

Mechanical and chemical methods are the two ways to treat the implant surfaces. By using mechanical method, it is difficult to eliminate bacteria and by-products from the rough implant surface and it can also cause the structural change to the implant surface. Therefore, chemical method is widely used in order to preserve and detoxicate the implant surface more effectively.

The purpose of this study is to evaluate the effect of tetracycline–hydrochloride(TC–HCl) on the change of implant surface microstructure according to application time. Implants with pure titanium machined surface, SLA surface and porous surface were used in this study. Implant surface was rubbed with sponge soaked in 50mg/ml TC–HCl solution for $\frac{1}{2}$ min., 1 min., $1\frac{1}{2}$ min., 2 min., and $2\frac{1}{2}$ min, respectively in the test group and with no treatment in the control group. Then, specimens were processed for scanning electron microscopic observation.

1. Both test and control group showed a few shallow grooves and ridges in pure titanium machined surface implants. There were not significant differences between two groups.
2. In the SLA surfaces, the control specimen showed that the macro roughness was achieved by large-grit sandblasting. Subsequently, the acid-etching process created the micro roughness, which thus was superimposed on the macro roughness. Irrespective of the application time of 50mg/ml TC–HCl solution, in general, test specimens were similar to control.
3. In the porous surfaces, the control specimen showed spherical particles of titanium alloy and its surface have a few shallow ridges. The roughness of surfaces conditioned with tetracycline–HCl was lessened and seen crater-like irregular surfaces relative to the application time.

In conclusion, pure titanium machined surfaces and SLA surfaces weren't changed irrespective of the application time of tetracycline–HCl solution. But the porous surfaces conditioned with tetracycline–HCl solution began to be slightly changed from 2 min. This results are expected to be applied to the regenerative procedures for peri-implantitis treatment.