임플란트의 표면처리 유형에 따른 골 치유 양상

고영한 · 김영준 · 정현주

전남대학교 치과대학 치주과학교실 및 치의학 연구소

I. 서론

치과 임플란트는 부분 혹은 완전 무치악 환자의 보철수복에 유효한 치료법으로 이용되어 왔다. 1950년대부터 골막하 임플란트나 브레이드 임플란트 등이 임상에 사용되어 왔고[1,2], Brånemark[3,4]은 동물실험 중 생체와 금속간의 직접적인 결합 현상을 발견한 것을 계기로 골유착(osseointegration)의 개념을 소개하였다. Albrektsson[5]은 골유착이란 광학현미경 하에서 임플란트와 골조직이 섬유성 결합조직의 개재 없이 직접 접촉하는 상태라고 정의하였고, 여러 연구를 통하여 상업적으로 순수한 타이타늄 임플란트를 이용한 성공적인 골유착이 보고되었다[6~11].

임플란트에 가해지는 부하를 견디면서 장기간 기능을 영위하는데 필요한 골유착의 정도는 아직 명확히 밝혀지지 않았지만 임플란트 매식부위 골조직의 상태, 수술 기법, 임플란트와 조직간의 적합 정도, 임플란트의 형태, 표면 거칠기 및 표면처리 방법, 초기 하중 등에 의해 매우 다양하게 나타난다고 보고되고 있다[6,12,13]. 과거 20년 간 수종의 다공성 임플란트 표면과 다양한 피복 재료를 이용한 연구들을 통하여 임플란트의 골내 고정 개선이 이루어져 왔는데[14~16] 임플란트를 plasma 피복(titanium plasma spray; TPS)하면 다공성 표면을 형성하는데 유효하다는 사실이 Hahn과 Palich[16]에 의하여 1970년에 처음으로 보고되었다. TPS 피복 임플란트는 평활한 표면의 타이타늄 임플란트에 비하여 임플란트의 제거시 매우 높은 뒤틀림 제거력(removal torque value; RTV)이 필요하고[17,18] 골 - 임플란트간 직접 접촉율이 높다고 알려져 있다[19]. 또한 Buser 등[20]은 상업적으로 순수한 임플란트에 5종류의 표면처리를 시행하였을 때 골 - 임플란트간 접촉정도는 임플란트 표면의 거칠기와 상관관계가 있으며, hydroxyapatite (HA) 피복 임플란트는 피복하지 않은 임플란트 혹은 sandblasting 처리한 타이타늄 임플란트에 비하여 골 - 임플란트간 접촉율과 최대전단강도가 더 크다고 하였다[21]. 그러나 이들은 HA 피복 임플란트는 HA가 임플란트 표면에서 탈락되어 흡수되는 문제점 때문에 sandblasting처리, HCl/H_2SO_4에 의한 산처리 등으로 표면 처리한 임플란트가 평활한 표면이나 plasma로 피복 처리한 표면을 갖는 타이타늄 임플란트의 유망한 대용품이 될 것이라고 하였고[20,21], 현재 순수한 임플란트 표면에 화학적 산처리를 한 임플란트나[22] sandblasting과 산처리를 함께 시행한(sand -

blasted larger - grit acid - etched; SLA) 임플란트가 개발되어 시판되고 있다[23,24]. Buser 등[25], Simpson과 Snetivy[24]에 의하면 화학적 산처리만 시행한 임플란트에 비하여 SLA 처리한 임플란트가 모든 관찰기간을 통하여 뒤틀림 제거력이 유의하게 높게 나타났으며, 다른 TPS 피복 임플란트 등과의 비교에서도 더 우수한 조골세포 분화능력을 보이기 때문에 SLA 처리한 임플란트가 다른 모든 형태의 임플란트에 비하여 더 빠른 골유착이 관찰된다고 하였다[23~26]. 평활한 표면을 갖는 나사형의 타이타늄 임플란트나 TPS 피복 임플란트는 매식 후 골질에 따라서 3 - 8개월 이상의 골 치유기간을 두어야 하며 그 이후에 보철적인 부하를 가하도록 권장되고 있으나[27], 최근 보고들[23~26]에 의하면 SLA로 표면 처리한 임플란트는 빠른 골유착으로 더 조기에 부하를 가할 수 있을 것으로 기대된다.

그러나 이들의 연구보고들[20,22,24,25]은 토끼와 같은 작은 동물의 대퇴골이나 비교적 해면골이 많이 분포하는 상악에서의 결과이며, 또한 실험을 위하여 특별히 제작된 임플란트에서의 결과이기 때문에 실제 임상에서 사용하는 임플란트에서와는 차이가 있을 수 있다.

이 실험은 현재 시판중인 표면처리가 각각 다른 3종류의 임플란트를 성견의 하악골에 매식 후 시간 경과에 따른 임플란트와 골 계면의 치유과정을 조직학적 및 생체역학적으로 평가하고 임플란트 주변골의 치유 양상을 상호 비교하고자 시행하였다.

Ⅱ. 재료 및 방법

1. 실험재료

영구치가 완전히 맹출된 체중 15kg 내외의 잡종 성견 6마리의 하악골에 평활한 표면을 갖는 나사형의 타이타늄 임플란트(직경 3.8mm, 길이 8mm, Steri - Oss®, Bausch & Lim Co., U.S.A.) 9개, 화학적 산처리를 한 순수 타이타늄 임플란트(직경 4.0mm, 길이 8.5mm, Osseotite®, Implant Innovations, Inc., U.S.A.) 9개, SLA 처리한 임플란트(직경 4.1mm, 길이 8mm, ITI®, Straumann, Germany) 9개를 매식한 후 4주, 12주 후에 3마리씩 희생시켰다.

2. 실험방법

1) 발치 및 임플란트 매식

실험동물의 족근정맥에 염산케타민(케타라®, 유한양행) 2㎎/kg을 주사하여 전신마취를 유도하고 기관 내에 삽관 한 후 할로탄과 산소를 주입하여 전신마취 상태를 유지하였다. 무치악 치조제의 제작을 위하여 하악 좌, 우측 소구치들을 발치하고 1개월간 치유시켰다. 발치 1개월 후에 전신마취 상태에서 임플란트를 매식할 부위에 에피네프린 함유 염산 리도카인(리도카인®, 광명제약)으로 국소마취를 시행하였다. No. 15 수술도로 치조골 정상부보다 약간 설측에서 수평절개를 가하여 판막을 형성하고 거상하였다.

임플란트의 매식은 각각의 제조회사의 지시에 따라서 시행하였다. 즉 Steri - Oss surgical kit, 3i surgical kit, ITI surgical kit를 이용하여 하악 좌, 우측 소구치부의 무치악에 임플란트 수용부를 형성하고 3종류의 임플란트를 무작위로 매식하였다.

실험군은 각각의 임플란트 표면처리 양상에 따라 다음과 같이 분류하였다. 임플란트 표면에 아무런 처치도 하지 않은 나사형의 순수한 타이타늄 임플란트를 매식한 것을 제 1군으로 하였고, 순수한 타이타늄 임플란트 표면에 화학적 산처리를 한 임플란트를 매식한 것을 제 2군, 순수한 임플란트 표면에 sandblasting과 산처리를 함께 시행한 임플란트를 매식한 것을 제 3군으로 하였다.

매식 후 임플란트가 구강내에 노출되지 않도

록 판막을 조정한 후 3-0 비흡수성 봉합사(Mersilk®, Ethicon Co., U.K.)를 이용하여 봉합하였다.

감염방지를 위하여 술후 7일간 항생제(엠씰린®, 종근당, 500㎎/day)를 근육 주사하였으며 술후 1주에 봉합사를 제거하였다. 술후 2주간은 유동식을, 이후에는 일반사료를 공급하였다.

2) 형광약제 투여

매식된 임플란트 주변의 골성장 방향과 양을 평가하기 위하여 모든 성견에 형광약제를 투여하였다. 4주 후에 희생시킬 성견은 술후 2주에 신생골 조직에 침착되어 녹색의 형광을 보이는 calcein (Sigma Co., U.S.A.)을, 희생 3일전에는 밝은 황색 형광을 보이는 oxytetracycline HCl(테라마이신®, 화이자)을 투여하였다. 12주 후에 희생시킬 성견은 술후 2주에 calcein, 4주 후에 oxytetracycline HCl, 희생 3일전에 적색 형광을 보이는 alizarin red (Juncei Chemical Co., Japan)를 체중 ㎏당 20㎎씩 정맥주사 하였다.

3) 조직학적 관찰

실험동물을 각각 3마리씩 4주, 12주 후에 희생시키고 실험부위가 포함된 악골을 적출하여 70% 에탄올에 7일간 고정하고 2일간 에탄올에 탈수시킨 후 methylmethacrylate에 포매, 중합하였다. 시편을 절단 및 연마하여 8-10㎛ 두께의 비탈회 절편을 제작하고 Hematoxylin-Eosin 염색을 시행한 후 광학 및 형광현미경으로 조직 소견을 관찰하였다.

4) 조직계측학적 분석

조직계측학적 분석은 Global Lab Image Analysis (Data Translation Inc., U.S.A.)를 이용하였다. 광학현미경(Olympus BH-2, Olympus Co., Japan)에 CCD 카메라(ITC-47, Ikegami Tsushinki Co., Ltd., Japan)를 부착하여 영상저장장치(1DT-55, Data Translation Inc., U.S.A.)로 컴퓨터와 연결하여 조직의 현미경상이 모니터에 나타나도록 한 후 프린터로 출력하여 모눈종이 상에서 분석하였다. 4주와 12주 관찰군에서 임플란트 당 3-5개의 조직편을 선택하여 임플란트 전체를 3등분하여 중간 1/3부위의 연속적인 나사산 부위를 계측에 이용하였는데, 먼저 나사산의 길이를 측정하고 나사와 접촉하는 골의 길이를 측정하여 백분율을 구하였다.

5) 뒤틀림 제거력 측정

뒤틀림 제거력 측정은 12주 후의 실험군들만 시행하였으며 광학현미경 관찰용을 제외한 9개의 임플란트를 이용하여 시행하였다. 얻어진 임플란트 블록은 상부의 연조직을 조심스럽게 제거하고 뒤틀림 제거력을 측정할 수 있도록 임플란트의 덮개나사를 노출시켜 제거하였다. 치과 handpiece용 disk를 이용하여 냉각수 주수하에 임플란트 상부에 torque driver의 첨부가 들어갈 수 있게 '-' 형의 홈을 형성한 다음 Tohnichi torque driver® (Tohnichi Mfg. Co., Japan)를 이용하여 뒤틀림 제거력(단위:Ncm)을 측정하였다.

6) 통계처리

실험에서 얻어진 자료들의 평균값 및 표준편차를 구하였으며, SAS program을 이용하여 one-way ANOVA와 Duncan 다중비교 검증으로 비교 분석하였다.

III. 결과

1. 임상적 소견

4주 후 희생군은 임플란트가 구강내로 노출되지 않았으나 12주 후 희생군에서 제 2군과 3군은 각각 두 개의 임플란트가 매식 3주 후부터 구강내에 노출되었으며 염증소견이 관찰되어 0.12% 클로르헥시딘 용액으로 2주간 매일 소

독하여 염증소견이 소실되었다.

2. 광학현미경 및 형광현미경적 소견

1) 제 1군

술 후 4주째의 광학현미경적 소견에서는 임플란트의 인접부위에서 염증세포의 침윤 없이 골 접촉 소견을 보였다. 일부 임플란트의 최상부에서는 덮개 나사와 임플란트 고정체가 밀착되지 않아서 결합조직이 함입되어 있었으며 그 하방에도 결합조직에 의하여 골과 임플란트가 접촉되지 않았으나 첫 번째 나사산부터는 골과 접촉되어 있었다. 임플란트 나사산과 접촉하는 골은 아직 성숙되지 않았으며 임플란트 주위의 골소주는 크고 불규칙하였고 일부에서는 골수강이 임플란트에 접촉되어 있었다. 형광현미경적 관찰에서는 미성숙 골의 침착과 형성을 나타내는 녹색과 황색의 형광대가 타원형의 형태로 일부 임플란트 주위 골조직에서 관찰되었다. 골과 임플란트 계면에서는 일부 중간부위 나사산 주위로 녹색과 황색의 얇고 불규칙한 형광대가 보였으나 임플란트 최상방 부위와 첫 번째 나사산 부위에서는 형광대가 관찰되지 않았다(Figure 1).

매식 후 12주째에는 임플란트 주위 골조직이 4주에 비하여 더 성숙되어 임플란트와 골조직과의 계면에서는 층판골로 치밀한 결합양상이 보였는데, 다양한 형태의 골수강과 동심원 층판이 관찰되었다. 또한 골과 임플란트 계면에서도 동심원 층판과 간질층판 및 불규칙한 타원형의 골수강이 관찰되었다. 형광현미경적 소견에서는 신생골 형성과 침착을 나타내는 녹색, 황색 및 적색의 형광대가 관찰되었는데 4주에 비하여 더 성숙된 원형 혹은 타원형의 형태로 임플란트 주변골에서 관찰되었다. 골과 임플란트 계면에서는 녹색보다는 황색과 적색의 얇은 형광대가 주로 관찰되어 12주 후에도 계속 골이 형성 중임을 알 수 있었다(Figure 2).

2) 제 2군

술후 4주째의 광학현미경적 소견에서는 제 1군과 마찬가지로 임플란트의 인접부위에서 염증세포의 침윤 없이 골 접촉 소견을 보이고 있었다. 임플란트 나사산과 접촉하는 골은 아직 성숙되지 않았으며 임플란트 주위의 골소주는 크고 불규칙하였고 일부에서는 골수강이 임플란트에 접촉되어 있었다. 형광현미경적 관찰에서는 제 1군과 유사하게 미성숙 골의 침착과 형성을 나타내는 녹색과 황색의 형광대가 타원형의 형태로 임플란트 주위 골조직에서 관찰되었으나 골과 임플란트 계면은 일부 나사선에서만 녹색 혹은 황색의 얇은 형광대가 관찰되었다(Figure 3).

매식 후 12주째에는 제 1군과 유사한 소견을 보였으나 1군에 비하여 동심원 층판의 크기가 더 작고 미성숙 골주들의 분포가 적어 골개조와 층판화 등의 골 성숙 양상이 더 진행된 소견을 보였다. 형광현미경적으로는 제 1군의 12주 소견과 유사하였으나 4주에 비하여 더 성숙된 모습을 보였다(Figure 4).

3) 제 3군

술후 4주째의 광학현미경적 소견에서는 제 1군, 2군과 마찬가지로 임플란트의 계면은 염증세포의 침윤 없이 골 접촉 소견을 보이고 있었으나 제 1, 2군에 비하여 전체 임플란트 나사선을 따라서 비교적 균일한 두께로 접촉되는 소견이 관찰되었다. 임플란트 나사산과 접촉하는 골은 아직 성숙되지 않았으며 임플란트에 인접한 골 주위에 조골세포가 배열되어 있었다. 형광현미경적으로는 임플란트 주위 골은 제 1군과 유사하게 녹색과 황색의 형광대가 타원형의 형태로 임플란트 주위 골조직에서 관찰되었으나 골과 임플란트 계면에서는 제 1, 2군의 소견과는 다르게 임플란트의 최상방 부위를 제외하고는 모든 나사산 부위에서 균일하고 두꺼운 녹색의 형광대가 관찰되었다(Figure 5).

매식 후 12주째에는 임플란트 주위 골조직이

Table 1. Implant bone contact ratios for 3 different implant types in the canine mandibles at 4 and 12 weeks of healing (n=3).

Group	Weeks of healing		
	4 weeks	12 weeks	significance level for the difference
Group Ⅰ	* 54.3±2.5	64.3±1.9	P<0.05
Group Ⅱ	* 57.7±2.1	66.7±2.2	P<0.05
Group Ⅲ	66.2±2.1	71.2±2.5	N S

Values are mean ±SE (%).
Group Ⅰ: Titanium machined implant
Group Ⅱ: Titanium implant with acid - etched surface
Group Ⅲ: Titanium implant with SLA surface
Asterisk (*) means statistically significant difference among 3 groups by one - way ANOVA and Duncan's mul -

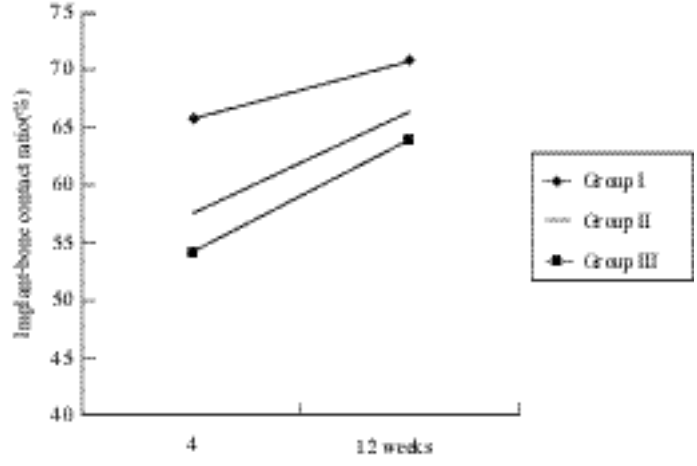


Figure 7. Implant bone contact ratios for 3 different implant types in the canine mandibles at 4 and 12 weeks of healing (n=3).
Group Ⅰ: Titanium machined implant
Group Ⅱ: Titanium implant with acid - etched surface
Group Ⅲ: Titanium implant with SLA surface

Table 2. Removal torque values for 3 different implant types in the canine mandibles at 12 weeks of healing (n=3).

Group	RTV (Ncm)	Duncan Grouping
Group Ⅰ	77.1±0.6	B*
Group Ⅱ	81.6±0.5	A B
Group Ⅲ	90.9±0.4	A

The values are mean ± SE (Ncm).
Group Ⅰ: Titanium machined implant.
Group Ⅱ: Titanium implant with acid - etched surface.
Group Ⅲ: Titanium implant with SLA surface.
Asterisk (*) means with the same letter are not significantly different by Duncan grouping($p<0.05$).

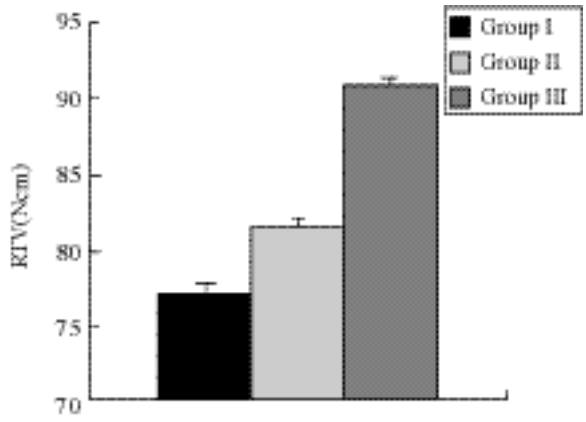


Figure 8. Removal torque values for 3 different implant types in the canine mandibles at 12 weeks of healing (n=3).
Group Ⅰ: Titanium machined implant
Group Ⅱ: Titanium implant with acid - etched surface
Group Ⅲ: Titanium implant with SLA surface

4주에 비하여 더 성숙되었으며 제 1군과 유사하게 임플란트 주변골에서 동심원 층판과 그 사이에 간질 층판이 관찰되었다. 골과 임플란트 계면에서는 제 1군에 비하여 동심원 층판의 크기가 더 작고 미성숙 골주들의 분포가 적어 골 개조와 층판화 등의 골 성숙양상이 더 진행된 소견을 보였다. 형광현미경적으로는 4주에 비하여 더 성숙되어 원형 및 타원형의 형광대가 임플란트 주변골에서 관찰되었고 골과 임플란트 계면에서는 주로 녹색과 황색의 두꺼운 형광대가 관찰되었으나 적색의 형광대도 일부 관찰되었다(Figure 6).

3. 임플란트 고정체와 골 접촉율 측정 결과

임플란트 매식 4주 후 골 접촉율은 제 1군에서는 54.3%, 2군은 57.7%, 3군은 66.2%로 제 3군이 가장 높은 접촉율을 보였으며 제 2군과 3군간에는 유의한 차이가 없었지만 제 1군과 2군, 제 1군과 3군 사이에는 유의한 차이가 있었다($p<0.05$). 12주 후의 골 접촉율은 모든 군에서 4주 후에 비하여 증가하였으며 특히 제 1군과 2군은 유의한 증가를 보였고($p<0.05$), 각 군간에 유의한 차이는 없었다(Table 1, Figure 7).

4. 뒤틀림 제거력 측정 결과

임플란트 매식 후 12주째 각 군의 뒤틀림 제거력 측정치는 다음과 같았다. 제 1군은 77.1 Ncm, 2군은 81.6 Ncm, 3군은 90.9 Ncm로 제 3군이 가장 높은 뒤틀림 제거력을 보였으며, 제 3군은 1군에 비하여 유의하게 높은 뒤틀림 제거력을 보였으나($p<0.05$), 제 1군과 2군, 제 2군과 3군은 유의한 차이를 나타내지는 않았다(Table 2, Figure 8).

Ⅳ. 고찰

골유착이란 보철물을 지지하는 기초를 제공해 주는 임플란트 고정체가 직접적으로 골과 접착하는 것을 말한다[1~5,28~30]. 이것은 임플란트 계면에 연조직의 개재 없이 골조직과 직접 접촉해야 한다는 것을 의미한다. 이러한 골과의

접촉을 이루기 위해서는 임플란트 재료의 생체적합성 및 표면의 미세구조와 형태가 중요하다[20,31~34].

Buser 등[20]은 6종류의 서로 다른 표면특성을 갖는 타이타늄 임플란트에 대한 골의 반응에 대하여 miniature pig를 이용하여 형태계측학적 분석을 시행하였을 때 불규칙하고 거친 표면을 갖는 임플란트가 평활한 표면을 갖는 임플란트에 비하여 더 많은 골 접촉이 있었다고 보고하였다. 그 후 상업적으로 순수한 타이타늄 임플란트 표면에 피복처리나 산부식 등을 통하여 거친 표면을 갖는 임플란트들이 소개되기 시작하였고, 이와 같이 표면처리를 한 임플란트에서 표면처리를 하지 않은 타이타늄 임플란트 보다 골유착이 유의하게 증가한다고 보고되었다[22]. 현재 시판되고 있는 타이타늄 임플란트는 평활한 표면을 갖는 순수한 타이타늄 임플란트, TPS 피복 임플란트, HA 피복 임플란트, 화학적 산처리한 표면을 갖는 임플란트 그리고 SLA 처리한 임플란트 등으로 이들에 대한 골 접촉율, 뒤틀림 제거력 등의 상호 비교가 이루어지고 있다[22~25,35]. 그러나 이러한 연구들은 대부분 실제 임플란트가 매식되는 악골이 아닌 장골 혹은 비교적 해면골이 많이 분포하는 상악에서의 결과이며 또한 현재 시판되고 있는 임플란트가 아닌 실험을 위하여 특별히 제작된 임플란트를 이용한 결과가 대부분이어서 실제 임상에서의 결과와 다소 차이가 있을 수 있다. 이 연구에서는 현재 시판중인 표면처리가 각각 다른 3종류의 임플란트를 성견의 하악 무치악 치조골에 매식하고 임플란트와 골 계면의 치유양상을 조직학적 및 생체역학적으로 관찰하여 매식 후 치유과정을 상호 비교 평가하고자 하였다. 이 실험에서는 임플란트 매식시 발생될 수 있는 오차를 줄이기 위하여 세 종류의 임플란트를 어느 특정 부위에 매식하지 않고 무작위로 매식하였고, 임플란트 수술 방법도 각 제조회사의 지시에 따라서 시행하였으며 나머지 기본적인 처치 술식은 모두 통일하였다.

광학현미경적 소견에서 4주 후에 세 군 모두 염증세포의 침윤 없이 임플란트와 골이 접촉되는 소견을 보이고 있었으나 제 1군과 2군의 일부 임플란트에서는 골과의 접촉이 중단되는 부위나 해면골의 골수강에 접촉되는 소견을 보였다. 제 3군의 4주 소견에서는 임플란트 고정체 전체에서 골과 임플란트 계면에 균일한 두께로 접촉된 골조직들이 관찰되었으며 주변에 조골세포들이 배열되어 있었다. 형광현미경적 소견에서 미성숙 골의 침착과 형성을 나타내는 녹색과 황색의 형광대가 타원형의 형태로 임플란트 주위 골조직에서 관찰되었다. 제 1군과 2군의 골과 임플란트 계면은 일부 나사선에서만 녹색 혹은 황색의 형광대가 관찰되었지만 제 3군에서는 임플란트의 최상방 부위를 제외하고는 모든 나사산 부위에서 균일한 두께의 녹색과 황색의 형광대가 관찰되어 제 3군이 다른 군들에 비하여 더 빠른 골 접촉을 보임을 알 수가 있었다. 이는 표면을 SLA 처리한 임플란트가 다른 표면처리를 한 임플란트에 비하여 골 - 임플란트 접촉율이 더 우수하며 초기 골 - 임플란트 접촉이 더 빠르다고 한 Buser 등[25], Cochran 등[35]의 결과와 일치한다. 12주 후에서는 임플란트와 골과의 계면에서 층판골로 치밀한 결합양상을 보여 4주에 비하여 더 성숙된 모습이었으며 임플란트 주변골은 모든 군에서 골성숙도의 차이가 없이 유사한 소견을 보였다. 형광현미경적 소견에서는 모든 군에서 골과 임플란트 계면에 녹색, 황색 및 적색의 원형 및 타원형의 형광대가 보였는데 제 1군, 2군은 주로 황색과 적색의 형광대가 관찰되었고 제 3군은 임플란트 계면을 따라서 두꺼운 녹색과 황색의 형광대가 보여 제 3군이 1군, 2군에 비하여 더 빠른 골 접촉을 보임을 시사하였다.

골내 임플란트 매식 후 치유과정을 평가하기 위한 방법으로는 조직계측학적 소견[36,37] 전단강도 측정[38,39] 그리고 뒤틀림 제거력 측정[37,40] 등의 방법이 있다. 이 실험의 골과 임플란트 계면의 관찰에서 4주 후에 골 접촉율이 제 1군에

서는 54.3%, 2군은 57.7 %, 3군은 66.2%로 제 1군에 비하여 제 2군과 3군은 유의한 차이를 보였다($p<0.05$). 12주 후에 제 1군은 64.3%, 2군은 66.7%, 3군은 71.2%로 각 군들 간에 유의한 차이는 없었으나 제 3군에서 가장 높은 골 접촉율을 보였다. 그러나 각 군 모두 4주 후보다 12주 후에 골 접촉율이 증가하였으며 제 1군과 2군은 시간 경과에 따라 유의한 증가를 보인 반면($p<0.05$), 제 3군은 4주 후와 12주 후의 골접촉율간에 유의한 차이가 없었다. 이는 TPS 피복 임플란트와 SLA 처리한 임플란트를 성견의 하악골에 매식하고 3개월 후 골 - 임플란트 접촉율을 비교시 SLA 처리한 임플란트에서 더 높은 접촉율을 보였다는 Cochran 등[35]의 보고는 이 연구에서 SLA 처리한 임플란트가 우수한 골 접촉율을 보였다는 조직계측학적 결과와 일치하며 따라서 SLA로 표면 처리한 임플란트가 임플란트 주변골의 유도 및 골 형성에 보다 유리하게 작용하는 것으로 생각된다.

뒤틀림 제거력 측정은 Johansson 등[37]이 나사모양 임플란트와 골과의 결합력을 평가하기 위하여 처음으로 사용한 이후 많이 이용되는 방법이다. 이 실험에서 Torque gauge를 이용한 뒤틀림 제거력 측정법을 이용한 이유는 Anusavice 등[41]의 이론에 따라 계면에서의 결합력 측정에는 인장 강도보다 전단결합 강도가 적합할 것으로 생각되기 때문이다. 이 실험에서 뒤틀림 제거력의 값이 표면처리 방법에 따라서 차이를 보였는데 제 1군은 77.1 Ncm, 2군은 81.6 Ncm, 3군은 90.9 Ncm로 제 3군이 1, 2군에 비하여 가장 높았다. 이는 화학적 산처리를 한 임플란트와 SLA 처리한 임플란트의 뒤틀림 제거값을 비교한 결과 SLA 처리한 임플란트가 유의하게 더 높은 수치를 보였다는 Simpson과 Snetivy[24]와 Buser 등[25]의 보고와 유사하였다. 이 연구에 사용된 임플란트는 실험용으로 제작된 임플란트가 아닌 현재 시판중인 임플란트이므로 각 임플란트는 직경과 길이에 차이가 있었다. Buser 등[25]은 시판중인 길이가 서로 다른 임플란트를 사용하여 뒤틀림 제거력을 측정한 결과 SLA 처리한 임플란트가 화학적 산처리한 임플란트 보다 길이가 짧지만 모든 실험기간 동안 더 높은 수치를 나타내어 임플란트 표면적의 차이보다는 임플란트의 표면처리의 차이가 뒤틀림 제거값에 영향을 주는 것으로 추정하였다. 이 실험에 사용된 임플란트의 단위면적당 뒤틀림 제거력을 산출하기 위하여 임플란트들의 표면적을 구하였는데 제 1군은 151.5 mm^2, 2군은 158.5 mm^2, 3군은 135.8 mm^2였으며, 표면적 100 mm^2당 뒤틀림 제거력은 제 1군이 50.9 Ncm, 2군은 51.9 Ncm, 3군은 66.6 Ncm로 제 3군에서 가장 큰 뒤틀림 제거력을 보여($p<0.05$) 길이와 직경이 같은 임플란트로 실험한 것과 유사한 결과를 얻은 것으로 생각된다. 이 실험에서 얻은 뒤틀림 제거치가 다른 연구들[22,40,42]에서와 차이가 있는 것은 측정기구, 매식부위, 임플란트의 직경 및 길이가 실험마다 다양하기 때문으로 생각된다.

이 실험에서 SLA 처리한 임플란트가 다른 종류의 임플란트에 비하여 4주 후의 골과 임플란트 계면의 치유양상 및 골 접촉율이 다르게 나타나는 이유는 아직 명확히 밝혀지지 않았다. 그러나 SLA 처리한 임플란트에서 TPS 피복 임플란트보다 세포배양 실험에서 조골세포의 알카리성 인산효소 활성이 더 높았으며 또한 SLA 처리한 표면과 접하고 있는 골세포들은 TPS 피복 임플란트 표면과 접하고 있는 골세포들 보다 더 잘 분화되어 있었고 골 형성세포에 가깝다고 기술한 Martin 등[26]의 보고로 미루어 보아 임플란트의 표면 구조 및 성상의 차이[24,25,34]에 의해 세포 활성도 및 분화, 골 형성능이 영향을 받았을 것으로 추정된다.

이 실험에 의하면 평활한 표면을 갖는 타이타늄 임플란트보다 표면처리를 시행한 임플란트에서 더 좋은 결과를 얻었으며, 임플란트 표면에 화학적 산처리를 시행한 것에 비하여 SLA 처리를 한 경우가 짧은 기간에 양호한 골 치유

양상을 보여 전체적인 임플란트의 치료기간을 단축시킬 수 있을 것으로 기대된다. 향후 관찰 기간을 길게 하고 기능적 부하를 가한 후 상태를 생체역학적, 조직학적 및 조직계측학적 비교 분석하여 장기간 기능을 영위하는데 가장 우수한 임플란트를 선택해야 할 것으로 생각된다.

V. 결론

치과용 임플란트를 매식할 때 임플란트 표면처리 유형의 차이가 골과 임플란트의 결합에 미치는 영향을 골과 임플란트간의 조직학적 및 조직계측학적 분석, 그리고 생체역학적 검사를 통하여 평가하고자 실험을 시행하였다. 영구치가 완전히 맹출된 체중 15㎏ 내외의 성견 6마리를 이용하였으며 하악 소구치를 모두 발치하고 1개월 후 현재 시판중인 표면처리를 하지 않은 임플란트와 표면처리가 다른 두 종류의 임플란트를 매식하였다. 실험군으로서 제 1군은 표면처리를 시행하지 않은 평활한 표면을 갖는 나사형의 타이타늄 임플란트(직경 3.8mm, 길이 8mm)를 매식한 군, 제 2군은 순수 타이타늄 임플란트에 화학적 산처리를 한 임플란트(직경 4.0mm, 길이 8.5mm)를 매식한 군, 제 3군은 sandblasting과 화학적 산처리를 한 임플란트(직경 4.1mm, 길이 8mm)를 매식한 군으로 하였다. 골 성장 방향과 양을 평가하기 위해 술후 2주, 4주, 12주의 희생 3일전에 각각 calcein, oxytetracycline HCl, alizarin red를 투여하였으며, 4주 및 12주 후에 3마리씩 희생시켜 조직학적으로 평가하고 골과 임플란트 계면의 골 접촉율을 구하였다. 12주 희생군에서 일부 시편의 뒤틀림 제거력을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 광학현미경으로 관찰시 모든 군에서 임플란트와 골이 접촉되는 소견을 보이고 있었고, 매식 후 12주째에는 4주에 비하여 골조직이 더 성숙되어 임플란트 계면 에서는 층판골로 치밀한 결합양상을 보였으며 모든 군에서 골성숙도의 차이가 없이 유사한 소견을 보였다.
2. 형광현미경적 소견에서 골과 임플란트 계면은 제 1, 2군에서는 일부 나사선에서만 녹색 혹은 황색의 형광대가 관찰되었지만, 3군에서는 임플란트의 최상방 부위를 제외하고는 모든 나사산 부위에서 균일한 두께의 녹색과 황색의 형광대 가 관찰되었다.
3. 조직계측학적 분석에서 골 접촉율은 4주 후에 제 3군(66.2%), 2군(57.7%), 1군(54.3%)의 순으로 제 2군과 3군이 1군에 비하여 유의한 차이를 보였고($p<0.05$), 12주 후에는 제 3군(71.2%), 2군(66.7%), 1군(64.3%)의 순으로 골 접촉율을 보였 으나 군간에 유의한 차이는 없었다.
4. 12주째 뒤틀림 제거력은 제 3군(90.85 Ncm), 2군(81.63 Ncm), 1군(77.13 Ncm)의 순 이었으며 제 1군과 3군간에 유의한 차이를 보였다($p<0.05$).

이상으로부터 평활한 표면을 갖는 타이타늄 임플란트보다 표면처리가 된 임플란트에서 골치유에 더 좋은 결과를 얻을 수 있었고, 특히 임플란트 표면에 sandblasting과 화학적 산처리를 한 경우가 짧은 기간에 양호한 골 치유 양상을 보여 전체적인 임플란트의 치료기간을 단축시킬 수 있을 것으로 생각된다.

VI. 참고 문헌

1. Linkow LI: Endosseous oral implantology: A 7 - year progress report. Dent Clin North Am 14:185 - 200, 1970.
2. Natiella JR, Armitage JE, Greene GW, Meenaghan HA: Current evaluation of dental implant. Council on dental

materials and devices. J Am Dent Assoc 84:1359 - 1373, 1972

3. Brånemark PI, Brein U, Johansson B, Roylance PJ, Rockert H, Yoffey JM: Regeneration of bone marrow. A clinical and experimental study following removal of bone marrow by curettage. Acta Anat 59:1 - 46, 1964.
4. Brånemark PI: Introduction to osseointegration. In Brånemark PI, Zarb GA, Albreksson T(eds): Tissue - integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago, Quintessence Publishing Co., pp11 - 76, 1985.
5. Albrektsson T: Osseointegrated titanium implants. Acta Orthop Scand 52:155 - 170, 1981.
6. Deporter DA, Watson PA, Pilliar RM: A histological assessment of the initial healing response adjacent to porous - surfaced, titanium alloy dental implant system in dogs. J Dent Res 65:1064 - 1070, 1986.
7. Roberts E: Bone tissue interface. J Dent Educ 52:804 - 809, 1988.
8. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI: A 15 - year study of Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 10:387 - 416, 1981.
9. Babbush CA, Kent JN, Misiekm DJ: Titanium plasma - sprayed(TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. J Oral Maxillofac Surg 44:274 - 282, 1986.
10. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L: Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted nobelpharma implants. J Periodontol 59:287 - 296, 1988.
11. Buser D, Weber HP, Lang NP: Tissue integration of nonsubmerged implants. 1 - year results of a longitudinal study with ITI hollow - screw and hollow - cylinder implants. Clin Oral Impl Res 1:33 - 40, 1990.
12. Hobo S, Ichida E, Garcia LT: Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. Chicago, Quintessence Publishing Co., pp21 - 30, 1989.
13. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B: A 1 - year follow - up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. Int J Oral Maxillofac Implants 12:486 - 494, 1997.
14. Pillar RM: Porous - surfaced metallic implants for orthopedic application. J Biomed Mater Res 21:1 - 33, 1987.
15. Spector M: Historical review of porous - coated implants. J Arthropl 2:163 - 177, 1987.
16. Hahn H, Palich W: Preliminary evaluation of porous metal surfaced titanium for orthopedic implants. J Biomed Mater Res 4:571 - 577, 1970.
17. Schroeder A, Zypen E, Stich H, Sutter F: The reactions of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with titanium - sprayed surfaces. J Oral Maxillofac Surg 9:15 - 25, 1981.
18. Steinemann SG, Eulenberger J, Måusli PA, Schroeder A: Adhesion of bone to titanium. Advances in Biomaterials Vol. 6. Amsterdam, Biological and

AJC Lee Elsevier Science Publishers., pp 409 - 414, 1986.

19. Babbush CA: Titanium plasma spray screw implant system for recon - struction of the edentulous mandible. Den Clin North Am 30:117 - 131, 1986

20. Buser D, Schenk RK, Strinemann S, Fiorelini JP, Fox CH, Stich H: Influ - ence of surface characteristics on bone integration titanium implants, A histo - morphometric study in miniature pigs. J Biomed Mater Res 25:889 - 902, 1991.

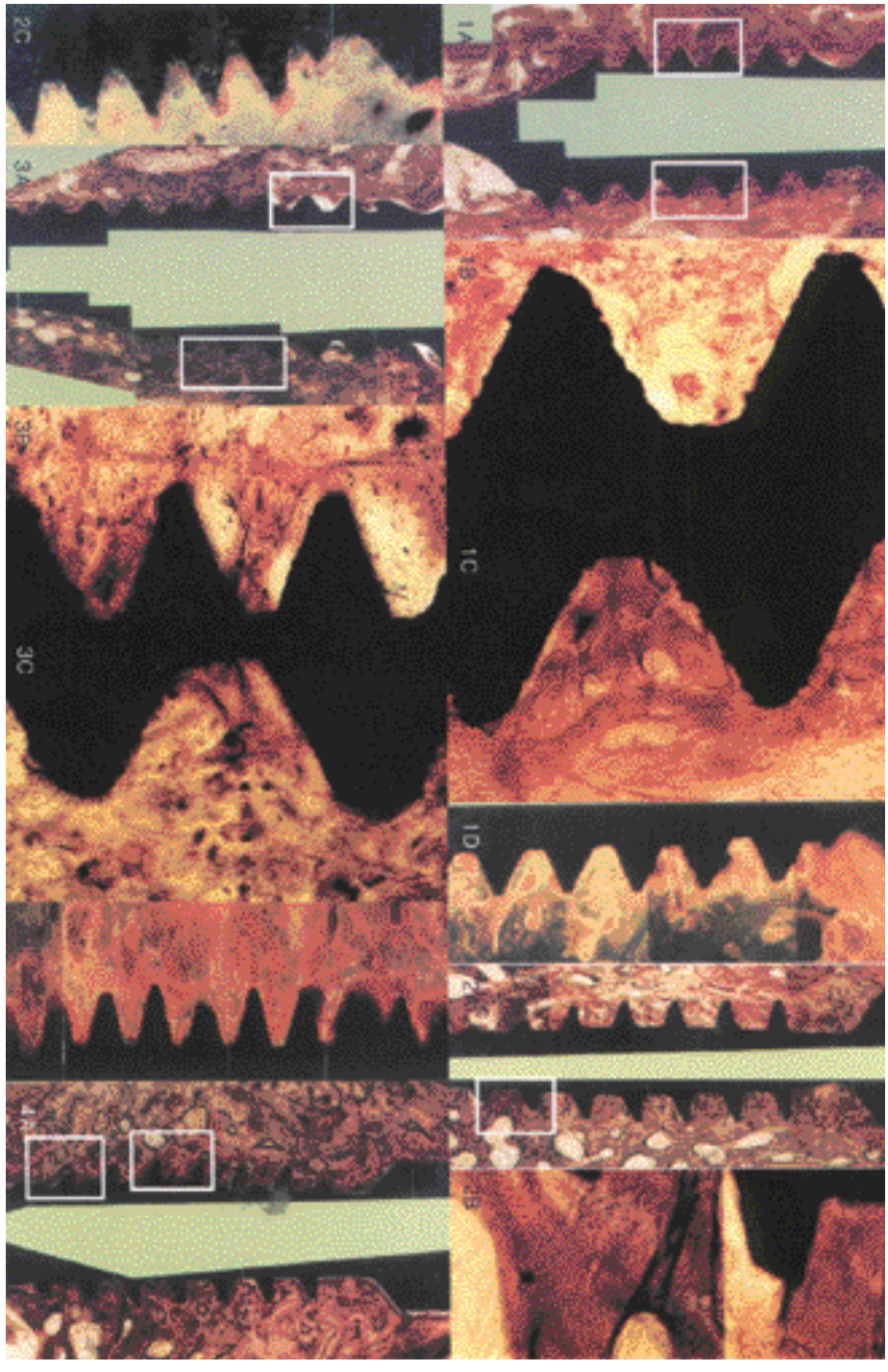
21. Weinlaender M, Kenney EB, Lekovic V, Moy PK: Histomorphometry of bone apposition around three types of endosseous dental implants: Int J Oral Maxillofac Implants 7:491 - 496, 1992.

22. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A: Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface: A torque removal study in the rabbit. Clin Oral Impl Res 8:442 - 447, 1997.

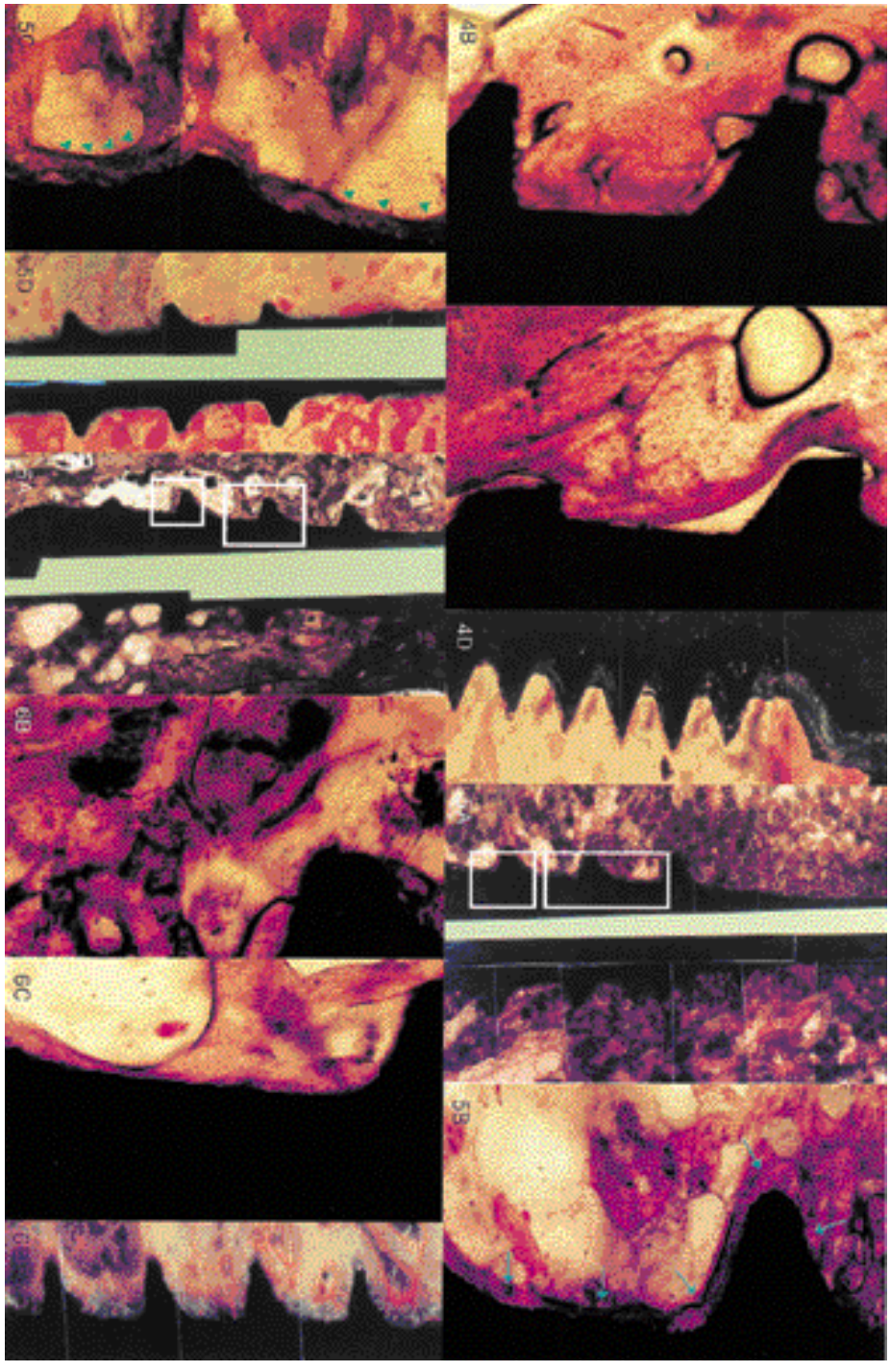
23. Cochran DL, Nummikoski PV, Higginbottom FL, Hermann JS, Makins SR, Buser D: Evaluation of an

endosseous titanium implant with a sandblasted and acid - etched surface in the canine mandibles: radiographic results. Clin Oral Impl Res 7:240 - 252, 1996.
24. Simpson J, Snetivy D: The ITI® Straumann SLA surface. Straumann 1 - 4, 1998.
25. Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP: Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. Int J Oral Maxillofac Implants 13:611 - 619, 1998.
26. Martin JY, Schwartz TW, Hummert DM, Schraub J, Boyan BD: Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast - like cells. J Biomed Mater Res 29:389 - 401, 1995.
27. Misch CE: Contemporary Implant Dentistry. St. Louis, CV Mosby., pp 623 - 627, 1993.
28. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindstrom J: Osseointegrated titanium implants. Acta Orthop Scand 52:155 - 170, 1981.
29. Brånemark PI : Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 50:399 - 410, 1983.
30. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark PI: Osseointe - gration of titanium implants. Acta Orthop Scand 57:286 - 289, 1986.
31. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T: Removal torques for polished and rough titanium implants. Int J Oral Maxillofac Implants 3:21 - 24, 1988.
32. Murray DW, Rae T, Rushton N: The influence of the surface energy and roughness of implants on bone resorption. J Bone Joint Surg 71B:632 - 637, 1989.
33. Brunette DM: The effect of implant surface topography on the behavior of cells. Int J Oral Maxillofac Implants. 3:231 - 246, 1988.
34. Bowers KT, Keller JC, Randolph BA, Wick DG, Michaels CM: Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast response in vitro. Int J Oral Maxillofac Implants 7:302 - 310, 1992.
35. Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D: Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid - etched surface: A histometric study in the canine mandible. J Biomed Mater Res 40:1 - 11, 1998.
36. Senerby L, Thomsen P, Eriksson, L: A morphometric and biomechanical comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. Int J Oral Maxillofac Implants 7:62 - 71, 1992.
37. Johansson C, Albrektsson T: Integration of screw implants in the rabbit: A 1 - year follow up removal torque of titanium implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2:69 - 75, 1987.
38. Scatzker J, Hom JC, Sumner - Smith G.: The holding power of orthopedic screw in vivo. Clin. Orthp 108:115 - 126, 1975.
39. Vangness CT, Carter DR, Frankel VH: In vitro evaluation of loosening characteris - tics of self - tapped and non - self - tapped cortical bone screw. Clin Orthp 157: 279 - 286,

사진부도 (I)



사진부도 (Ⅱ)



1981.
40. Morberg P, Albrektsson T: Removal torque for bone - cement and titanium screws implanted in rabbits. Acta Ortho Scand 62:554 - 556, 1991.
41. Anusavice KJ, Dehoff PH, Fairhurst CW: Comparative evaluation of ceramic - metal bond test using finite element stress analysis. J Dent Res 59:608, 1980.
42. Wennerberg A, Albrektsson T, Andreasson B, Krol JJ: A histometric and removal torque study of screw - shaped titanium implants with three different surface topogra - phies. Clin Oral Impl Res 6;24 - 30, 1995.

사진부도 설명

Figure 1. Bucco - lingual ground section at 4 weeks after implantation (Group I).
Soft tissue (fibrous tissue) ingrowth is found on top of the implant, but limited to the neck (arrow heads). The implant threads are in contact with newly formed immature bone, but some threads are not contacted with immature bone (H - E stain, A ×40, B and C ×100).
Under the fluorescent microscope, irregular yellow fluorescence is observed in some threads (arrow heads) and illustrated bone apposition. Irregular elliptic shaped lines of green - yellow color are observed adjacent to the implant threads (D ×40).

Figure 2. Bucco - lingual ground section at 12 weeks after implantation (Group I).
The surrounding bone of implant is more mature than at 4 weeks. The implant is well connected with the mature lamellar bone (A ×40, B ×100).
Under the fluorescent microscope, inner yellow and outer red fluorescent bands are seen adjacent to the implant (C 40×).

Figure 3. Bucco - lingual ground section at 4 weeks after implantation (Group II).
There are direct apposition of new woven bone to implant threads (arrow heads), but some threads do not contact with immature bone (H - E stain, A ×40, B and C × 100). Under the fluorescent microscope, irregular green and yellow fluorescent lines are observed in some threads, which illustrated bone apposition (D ×40).

Figure 4. Bucco - lingual ground section at 12 weeks after implantation (Group II).
The surrounding bone of implant is more mature than at 4 weeks. The trabecular pattern appears thicker and compacter than at 4 weeks. The implant is well con - nected with the mature lamellar bone. In areas adjacent to the implant surface, lamellation (L) of the newly formed bone would found (H - E stain, A × 40, B and C ×100).
Under the fluorescent microscope, yellow fluorescent areas are surrounded by red fluorescent lines in bony trabeculae (D ×40).

Figure 5. Bucco - lingual ground section at 4 weeks after implantation (Group III).
There are extensive direct apposition of new woven bone to implant surface, seen as

the darker red stained areas (arrow heads). Osteoblasts (arrow heads) are lined along the newly formed bone (H - E stain, A ×40, B and C ×100).

Under the fluorescent microscope, thick regular green fluorescent lines are observed along the threads (arrow heads) which illus - trated early bone apposition (D× 40).

Figure 6. Bucco - lingual ground sec - tion at 12 weeks after implantation (Group III).

The surrounding bone of implant is more mature than at 4 weeks after implantation. The trabecular pattern appears thicker and more com - pacter than at 4 weeks after implantation. The implant is well connected with the mature lamellar bone. In areas closer to the implant thread, lamellation (L) of the newly formed bone would found (H - E stain, A ×40, B and C ×100).

Under the fluorescent microscope, thick regular green fluorescent lines are observed along the threads. Inner yellow and outer red fluorescent bands are seen adjacent to the implant (D ×40).

- Abstract -

Bone Healing around Screw - shaped Titanium Implants with Three Different Surface Topographies

Young - Han Koh, Young - Jun Kim, Hyun - Ju Chung

Dept. of Periodontology, College of Den - tistry, Research Institute of Dental Science Chonnam National University

It is well known that the apposition of bone at implant surface would be influenced by the microstructure of titanium implants. The purpose of this study was to compare bone healing around the screw - shaped titanium implant with three different surface topographies in the canine mandibles by histological and biomechanical evaluation.

All mandibular premolars of six mongrel dogs were extracted and implants were placed one month later. The pure titanium implants had different surface topographies: smooth and machined (Steri - Oss®: Group I); acid - etched (Osseotite®: Group II); sandblasted and acid - etched (ITI®, SLA: Group III) surface. The fluorescent dyes were injected on the 2nd (calcein), 4th (oxytetracycline HCl) and 12th (alizarin red) weeks of healing. Dogs were sacrificed at 4 and 12 weeks after implantation. The decalcified and undecalcified specimens were prepared for histological and histo - metrical evaluation of implant - bone con - tact. Some specimens at 12 weeks after implantation were used for removal torque testing.

Histologically, direct bone apposition to implant surface was found in all of the treated groups. More mature and dense

bone was observed at the implant - bone interface at 12 weeks than that at 4 weeks after implantation. Under the fluorescent microscope, thick regular green fluorescent lines which mean early bone apposition were observed at the implant - bone interface in Group III, while yellow and red fluorescent areas were found at the implant - bone interface in Group I and II. The average implant - bone contact ratios at 4 weeks of healing were 54.3% in Group I, 57.7% in Group II and 66.2% in Group III. In Group I, implant - bone contact ratio was significantly lower than Group II and III($p<0.05$). The average implant - to - bone contact ratios at 12 weeks after implantation were 64.3% in Group I, 66.7% in Group II and 71.2% in Group III. There was no significant difference among the three groups. In Group I and II, the implant - bone contact ratio at 12 weeks increased significantly in comparison to ratio at 4 weeks($p<0.05$). The removal torque values at 12 weeks after implantation were 90.9 Ncm in Group I, 81.6 Ncm in Group II and 77.1 Ncm in Group III, which were significantly different($p<0.05$).

These results suggest that bone healing begin earlier and be better around the surface - treated implants compared to the smooth surface implants. The sandblasted and acid - etched implants showed the most favorable bone response among the three groups during the early healing stage and could reduce the waiting period prior to implant loading.