

토끼 경골에서 치과용 임플란트의 RBM 및 SLA 표면처리에 따른 조직계측학적 연구

송국현 · 김일규 · 장금수 · 김규남 · 최진웅
인하대학교 의과대학 치과학교실

Abstract (J. Kor. Oral Maxillofac. Surg. 2006;32:514-523)

HISTOMORPHOMETRIC STUDY OF DENTAL IMPLANTS WITH RBM AND SLA SURFACE IN THE RABBIT TIBIA

Kook-Hyeon Song, Il-Kyu Kim, Kum-Soo Jang, Kyu-Nam Kim, Jin-Ung Choi
Dept. of Dentistry, Medical College, Inha University

The purpose of the present study was to evaluate the effects of several implant surface treatments to the bone formation, by placing Machined implants, 75 μ m Calcium phosphate-blasted implants and Al₂O₃- blasted and acid-etched implants in rabbit tibia through histomorphometric study. Two animals of each group were sacrificed at 2, 4, 8 weeks. The specimens containing the implants were dehydrated and embedded into hard methyl-methacrylate plastic. Thereafter, the sections were ground to 50 μ m. The specimens were stained with Villanueva bone stain for a light microscopic study.

The results were as follows;

1. When the surface roughness of three different implants was measured by Surfcoorder, the R_a of the Machined group, the RBM group and the SLA group was 0.16 μ m, 0.44 μ m, and 1.08 μ m.
2. When examining the surfaces of the implants in the scanning microscope, Machined implant has the smooth surface with a few scratches, RBM implant has the rough surface with curled ridges and valleys, and SLA implant has the rough surface structures such as sharp protruding parts and micropits measuring 1-2 μ m in diameter.
3. After 2 weeks of implantation, the percentage of bone-to-implant contact of the Machined group, the RBM group and the SLA group was 26.86%, 35.40% and 45.99%. However, its differences between each group decreased during the healing periods.
4. After 2 weeks of implantation, the percentage of bone area inside the threads of the Machined group, the RBM group and the SLA group were 21.55%, 30.43% and 41.18%. However, its difference of bone area between machined group and surface treatment groups was maintained but the difference within the surface treatment groups decreased during the healing periods.

In summary, the amount of bone formation in RBM and SLA group was greater than Machined group in early healing stage. These results suggest that RBM and SLA implants can reduce the healing period for osseointegration and may be suitable for early function.

Key words: Osseointegration, RBM implant, SLA implant, Bone-to-implant contact

I. 서 론

1950년대부터 골막하 임플란트나 도상형 임플란트 등이 임상에서 사용 되어 왔고, 1960년대에 스웨덴의 정형외과 의사인 Branemark에 의해 골유착의 개념이 확립 된 후에 골내 식립형

임플란트가 완전 무치악 및 부분 무치악의 수복에 성공적인 술식인 것으로 인정되어 왔다¹⁾.

Branemark 등²⁾에 의해서 소개된 골유착 개념은 골조직과 임플란트 계면 사이에 연조직의 개입 없이 성숙된 골조직에 의한 결합으로 정의 되었으며, 악안면 보철과 정형외과 영역의 손 관절 재건술식에도 이용되어 왔다. 치과 영역에서는 초기에는 무치악 증례, 부분 결손 증례에 국한해 시술하였지만 생체 재료의 지속적인 연구 발달로 단독치 결손증례에 까지 그 영역을 넓혀 현재는 결손 보철의 수복에 있어 첫 번째로 고려해 볼 수 있는 치료 방법으로 정착되었다.

Branemark 등³⁾은 12마리의 성견의 악골에 실린더 형태의 나사모양 티타늄 임플란트를 식립하여 골유착에 영향을 주는 요

김 일 규
400-711 인천광역시 중구 신흥동3가 7-206
인하대학교 의과대학 치과학교실 구강악안면외과
Il-Kyu Kim
Dept. of OMFS, Dept. of Dentistry, College of Medicine, Inha Univ.
7-206, 3rd st, shinheung-dong, Choong-Gu, Incheon, 400-711, Korea
Tel: 82-32-890-2470 Fax: 82-32-890-2475
E-mail: kik@inha.ac.kr

소를 연구하였다. 이 동물실험에 따르면 골내 임플란트는 기계적으로나 화학적으로 불활성일 뿐만 아니라 청결해야하며, 임플란트 크기는 골내에 완전히 매복되어 있어 야하고, 식립할 때 외상이 없어야 하며, 식립 후 임플란트가 노출되어서는 안 되어야 한다고 보고하였다. 이러한 연구를 통해 티타늄 임플란트가 골내 고정 장치로서 성공적이며 구강 보철물 수복을 위해 임상적으로 적용할 수 있다고 주장하였다.

Albrektsson 등³⁾은 실린더 형태의 티타늄 임플란트를 인체의 상악과 하악에 매식하고, 한편으로는 124개의 유사한 형태의 임플란트를 인체의 경골과 장골에 식립한 후 현미경 관찰을 통하여 골유착 양상을 보고 하였다. 이 실험의 결과에 따르면 골유착 술식은 인체에 영구적인 보철물을 위한 골내 고정을 가능하게 하는 술식이나, 식립할 때 세밀한 수술이 요구되며, 하중 부과 없이 적어도 3-4개월의 치유기간이 필요하다고 보고하였다.

치과 임플란트로 사용되는 티타늄 또는 티타늄 합금은 생체 적합성이 우수하여 주위 조직에 대해 양호한 친화성을 보이며, 티타늄은 반응성이 높아 공기에 노출되면 산소와 결합하여 임플란트 표면에 TiO, TiO₂ 및 Ti₂O₃와 같은 열역학적으로 안정된 산화막이 즉시 형성된다. 이 산화막은 약 20-100Å의 두께를 형성하여 티타늄 금속이 부식하는 것을 방지하며, 골 내에서 치유될 때 생분자를 유도 결합하여 당단백질에 의해 둘러싸이게 되어 골유착 형성을 촉진하게 된다⁴⁾.

최근에 임플란트의 표면처리에 대한 많은 연구가 진행됨에 따라 Albrektsson 등이 주장한 3-4개월의 치유기간을 단축시키기 위한 연구가 이루어지고 있다. 특히, 골유착에 대한 기전이 전자현미경적인 연구가 진행됨에 따라 과거 광학현미경적으로는 골조직이 직접 임플란트에 접촉하고 있는 것처럼 보이는 양상도 임플란트와 골조직 사이에는 부정형구조물의 층이 있다는 보고가 있어왔다. 이러한 연구를 토대로 임플란트와 골과의 직접적인 접촉면적을 넓히고 골형성을 촉진하기 위하여 임플란트의 형태, 표면 거칠기 및 표면 처리 방법 등을 이용한 연구들을 통하여 골유착을 증가시키기 위한 다양한 방법이 보고 되어왔다^{5,7)}.

이와 같이 임플란트에 대한 생체 적합성의 다양한 성질은 임플란트의 표면특성과 생체 재료, 숙주 요인에 따라 달라진다. 일반적으로 생체 재료의 표면특성, 표면형태 및 거칠기, 조직유착의 종류들은 다소간 생체의 면역 반응과 관련이 있다⁸⁾. Albrektsson 등³⁾이 서술한 바대로 임플란트의 표면 특성은 임플란트 식립 부위의 창상 치유에 영향을 미치며 결과적으로 골유착에 중요한 요소 중 하나로 작용을 한다. 골-임플란트의 접촉면적을 증가시키기 위한 표면 처리 방법은 Hydroxyapatite와 같은 생체에 적합한 재료를 임플란트 표면에 부착시키거나, 임플란트 표면에 산화알루미늄 (Al₂O₃) 또는 인산칼슘(Calcium phosphate)과 같은 흡수성 재질을 분사하여 표면을 깎아내는 방법이 있으며, 분사처리 한 후에 산 처리하는 방법으로 임플란트 표면을 거칠게 만드는 방법이 있다.

RBM 표면처리 방식은 임플란트 표면에 산화알루미늄

(Al₂O₃), 산화티타늄 (TiO₂), 인산칼슘(Calcium phosphate), 수산화인회석 (Hydroxyapatite powder)과 같은 생체 친화성이 우수한 매질을 분사하여 표면을 거칠게 형성하는 방식으로, 사용된 매질은 분사처리한 후에 임플란트 제작공정 과정에서 반드시 용해되어 임플란트 표면에 잔존하지 말아야한다.

한편, SLA 표면처리 방식은 산화알루미늄(Al₂O₃) 또는 산화티타늄(TiO₂) 으로 일차적으로 분사처리한 후 이차적으로 Hydrochloric acid/sulfuric acid (HCl/H₂SO₄)와 같은 산을 이용하여 임플란트의 표면을 거칠게 하는 방법을 말한다.

이에 본 연구에서는 임플란트 표면처리 방법에 따른 골조직 형성의 효과를 비교 연구하고자 기계 연마 임플란트, RBM 표면처리 임플란트와 SLA 표면처리 임플란트를 선택하여 표면 조도를 측정 한 후, 주사전자 현미경을 이용하여 표면을 비교 관찰하고, 토끼 경골에 임플란트를 식립하여 시간 경과에 따른 골-임플란트 접촉률과 나사산 사이의 골면적 비율을 측정하고자 한다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

실험에 사용한 임플란트(직경 3.4mm, 길이 6mm)는 모두 18개로 기계 연마군, RBM 표면처리군, SLA 표면처리군으로 나누어 9마리 토끼의 좌우측 경골에 한 개씩 식립한 후 2주, 4주, 8주에 희생시켰다. 기계 연마군에서는 아무런 표면 처리를 하지 않은 기계 연마면 임플란트(Dentium, Korea)를 사용하였으며, RBM 표면처리군은 75µm 입자 크기의 Calcium phosphate로 분사처리한 임플란트(Biohorizons, U.S.A.)를 사용하였고, SLA 표면처리군은 Al₂O₃로 분사처리한 후 염산과 질산을 이용하여 산 처리(Sandblasted larger-grit acid-etched:SLA)한 임플란트(Dentium, Korea)를 사용하였다.

2. 실험방법

(1) 임플란트의 표면조도측정 및 표면관찰

실험에 사용된 시편의 표면 양상을 관찰하기 위해 기계 연마군, RBM 표면처리군, SLA 표면처리군 에서 사용된 임플란트의 시편을 각 군마다 3개씩 표면조도측정기(Surfcorder SE-3500, Kosaka lab, Ltd., Tokyo, Japan) 위에 올려 놓고 Cutoff값을 0.8mm로 맞추고 Filter를 Gauss에 맞추어 놓고 측정이 이루어지는 전 구간은 4,000mm로 맞추어 측정하였다. 각 시편당 무작위로 3회 측정하여 중심선 평균 조도(R_a)와 최대 높이값(R_{max})을 측정하였다. 이때 평균값에서 너무 벗어나는 부위는 제외하고 측정하였다.

처리된 시편의 표면양상을 관찰하기 위해 주사전자현미경(TESCAN/VEGA TS5130MM, Tescan, Czecho)을 이용하여 20kv의 조건하에서 2000배의 배율로 관찰하였다.

(2) 실험동물 및 수술방법

1) 실험동물

체중 3.0-3.5 kg내외의 웅성토끼(New Zealand White Rabbits) 9마리를 실험에 사용하였다. 모두 건강한 상태였으며 변화된 환경에 대하여 1주일동안 적응기간을 주었으며 표준화된 실험 사육용 사료를 공급하였다. 모든 실험동물은 인하대학교 생명 과학연구소에 의한 관리를 준수하였다.

2) 수술방법

전신 마취를 위하여 Ketamin HCl(Ketalar, 유한양행, 한국) 30mg/kg과 Xylazine HCl (Rompun, 바이엘코리아, 한국) 10mg/kg 을 혼합하여 근육 주사하였다.

토끼를 양와위로 위치시키고 양측 경골 내측부를 제모한 뒤 수술 부위를 거즈에 적신 요오드와 70% 에탄올의 혼합액을 사용해서 피부에 대한 소독을 실시하였으며 수술 부위에는 지혈 목적 및 국소마취를 위하여 1:100,000 epinephrine을 함유한 2% lidocaine HCl(유한양행, 한국)을 피하주사 하였고, 이후 수술은 무균적 조건에서 시행하였다.

토끼의 경골부위에 피부 절개 후 근막 및 골막의 판막을 형성하여 경골의 내측부위를 노출 시킨 후 경골 관절면에서 1cm 하방 경골 내측면의 평평한 부위에 임플란트를 각각 좌우 경골에 1개씩 식립하였다. 생리 식염수의 관주 하에 점진적인 골삭제를 실시해서 임플란트는 한쪽의 피질골만으로 초기고정을 얻었다.

식립 후 골막과 근막과 피부에 대한 봉합은 Vicryl사로 봉합하였고 감염방지를 위해 수술 당일만 항생제(겐타마이신®, 대성미생물 연구소, 2ml/kg)을 근육주사 하였으며 수술부위에 클로람페니콜을 분사하여 소독하였다.

(3) 조직 표본 제작 및 관찰방법

실험동물을 각각 실험군별로 매식 후 2주, 4주, 8주로 구분하여 희생시켰다. 희생된 토끼에서 경골을 채취한 후 70% 알코올 농도에서 고정시킨 후에 Bone trimmer를 이용해서 절단하고 Villanueva bone stain용액에 일주일간 침적하였다.

조직 표본의 탈수를 위해 70% 알코올 농도에서 60분, 80% 농도에서 90분, 95% 알코올 농도에서 90분, 100% 알코올농도에서 90분으로 알코올의 농도를 증가시키면서 vacuum dessicator 안에서 탈수를 시행한 후 methylmethacrylate monomer 와 poly-methylmetharylate beads레진을 이용하여 포매를 하였다. 37°C 항온기에서 30일 동안 경화를 시킨 후 crystal cutter (Maruto, Japan) 로 400µm 두께로 절편을 자른 후 grinding machine (Maruto, Japan) 으로 80µm 두께로 절편을 갈은 후 마지막 처리를 손으로 경조직 연마지를 이용해서 50µm 두께로 제작하였다¹¹⁾. 식립된 임플란트의 정중부를 중심으로 50µm 두께의 표본을 만들어 광학현미경으로 골 형성 양상을 관찰하였다.

(4) 조직계측학적 분석

조직계측학적 분석은 광학현미경(OLYMPUS VANOX-S, Japan)에 CCD 카메라 (Polaroid DMC 2 digital Microscope Camera, Polaroid Corporation, Cambridge, MA 02139, USA)를 부착하여 조직형태 계측 프로그램(Image-Pro Plus V3.0)을 사용하였다.

모든 측정은 10배 하에서 실시하였으며 정확한 골 접촉의 측정을 위해 필요한 경우 40배의 고배율로 교체 후 조직 표본에 대한 관찰을 실시하였다. 모든 측정은 일관성 있는 조건을 얻기 위해 임플란트 경부와 근단부가 피질골에 의해 양측으로 고정된 표본을 제외시키고 단지 임플란트의 경부만이 피질골로 고정된 표본만을 선택하였으며, 다음과 같이 골-임플란트 접촉률과 나사산사이의 골면적 비율을 산출하였다.

1) 골-임플란트 접촉률

먼저 전체 총 나사선의 길이(M1-M2)를 측정 한 후, 총나사선의 길이에서 골 접촉이 일어나지 않은 나사선의 길이(A-B, C-D, E-F; Fig. 1)를 뺀 값을 백분율로 표시하여 측정하여 골-임플란트 접촉률을 구하였다.

$$\text{골-임플란트 접촉률} = \frac{\text{골 접촉이 일어난 임플란트측면의 나사선 길이}}{\text{임플란트측면의 전체 나사선길이(M1-M2)}} \times 100$$



Fig. 1. Photomicrograph of the ground section (Villanueva bone stain; original magnification ×10). The length of the threads which were not attached to the bone(A to B, C to D and E to F) was measured first, and then it was subtracted from the whole length of the implant threads(M1-M2).

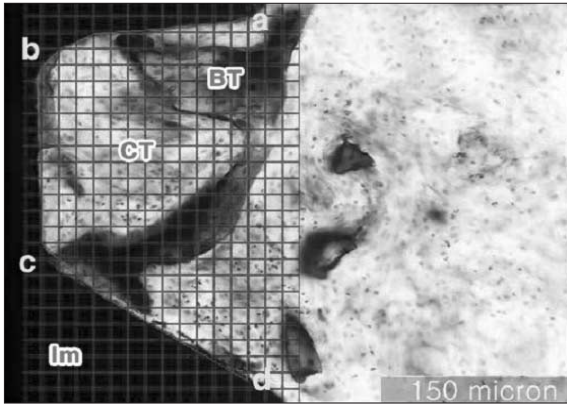


Fig. 2. Morphometry of ground section (Villanueva bone stain; original magnification $\times 100$). By overlapping the grid paper on the image of ground sections, the bone area inside the threads was measured. (BT : bony trabeculae, CT : connective tissue, Im : implant)

2) 나사산사이의 골면적 비율

조직표본을 CCD 카메라 (Polaroid DMC 2 digital Microscope Camera, Polaroid Corporation, Cambridge, MA 02139, USA)을 이용하여 100배의 배율로 임플란트의 나사산중 연속적으로 가장 골접촉이 잘 일어난 첫 번째, 두 번째, 세 번째 나사산을 컴퓨터 모니터에 나타나도록 한 후 모눈종이를 중첩시켜, 먼저 임플란트 나사산과 나사산의 정점을 연결하는 선분(a-d)과 임플란트의 나사산으로 둘러싸인 면적을 산출한 후, 해당부위에 존재하는 골의 면적을 구해서 그 비율로 나사산 사이의 골면적을 구하였다(Fig. 2).

$$\text{골 면적 비율} = \frac{\text{나사산과 나사산 사이의 골면적}}{\text{나사산과 나사산 사이의 면적}} \times 100$$

III. 실험성적

1. 임플란트의 표면조도 측정

각 군의 임플란트 표면조도를 측정한 결과 표면 거칠기는 그림 3과 같으며, 기계 연마군의 중심선 평균조도값(Ra)은 0.16 μm , RBM 표면 처리군은 0.44 μm , SLA 표면처리군은 1.08 μm 로 측정되었으며, 각 군의 최대높이값 (Rmax)은 기계 연마군은 1.04 μm , RBM 표면처리군은 3.93 μm , SLA표면 처리군은 7.84 μm 로 측정되었다(Table 1).

2. 주사전자현미경 임플란트 표면관찰

기계 연마군은 가공할 때 만들어진 굵힌 자국이 관찰되었으나 전반적으로 평활한 표면을 보였으나(Fig. 4A), RBM 표면처

Table 1. The Surface properties of 3 different implant types.

Group	Ra(μm)	Rmax(μm)
Machined	0.16 \pm 0.01*	1.04 \pm 0.06
RBM	0.44 \pm 0.02	3.93 \pm 0.32
SLA	1.08 \pm 0.03	7.84 \pm 0.19

* Mean \pm Standard deviation

리군은 비교적 완만한 능선과 골짜기 형태의 거친 표면을 나타냈고(Fig. 4B), SLA 표면처리군은 날카로운 돌출된 부분과 1-2 μm 의 깊은 미세홈(micropits)을 지닌 불규칙하고 거친 표면 구조가 관찰되었다(Fig. 4C).

3. 광학현미경 관찰

1) 기계 연마군

술 후 2주체의 광학현미경 소견에서 기계 연마군은 임플란트의 인접부위에서 염증세포의 침윤 없이 교직골(woven bone)의 골소주를 포함한 초기 망상구조가 골절단면과 임플란트 계면 사이에 나타났으나 내측 골수부위에서는 골 접촉이 일어나지 않고 외측 피질골에 의해서만 초기 고정이 이루어졌다(Fig. 5A). 매식 후 4주체에는 많은 양의 교직골이 층판골(lamellar bone)에 의해서 대체되었으며, 잔존골 표면으로 새로이 형성된 골소주가 치근부 쪽을 향하여 형성되는 양상이 관찰되었다(Fig. 5B). 매식 후 8주체에는 임플란트와 골조직과의 계면에서는 층판골로 치밀한 결합양상과 광범위한 골 재형성이 관찰되었다(Fig. 5C).

2) RBM 표면처리군

술 후 2주체의 광학현미경 소견에서 RBM 표면처리군은 기계 연마군, SLA 표면처리군과 마찬가지로 임플란트의 인접 부위에서 염증세포의 침윤은 보이지 않았다(Fig. 6A). 술 후 4주체는 기계 연마군과 SLA 표면처리군에 비하여 전체 임플란트 계면을 따라 균일하게 골형성이 일어났으나 일부 나머지 부위는 소성 결합 조직으로 채워져 있었다(Fig. 6B). 매식 후 8주체의 소견에서는 4주에 비하여 골조직이 증가되었으며 SLA 표면처리군과 유사하게 임플란트 주변 골에서 골소주들이 결합하여 나사 사이의 대부분을 성숙된 치밀골이 채워져 있었으며 동심원 층판골 그 사이에 간질 층판이 관찰되었다(Fig. 6C).

3) SLA 표면처리군

술 후 2주체의 광학현미경 소견에서 SLA 표면처리군은 기계 연마군과 마찬가지로 임플란트의 인접 부위에서 염증세포의 침윤은 보이지 않았으며 수술 부위의 창상 치유과정은 기계 연마군과 유사한 소견을 보였다. 그러나 SLA 임플란트 표면에서는 뚜렷한 골형성 과정이 보였으며 새로운 골소주가 관찰되었

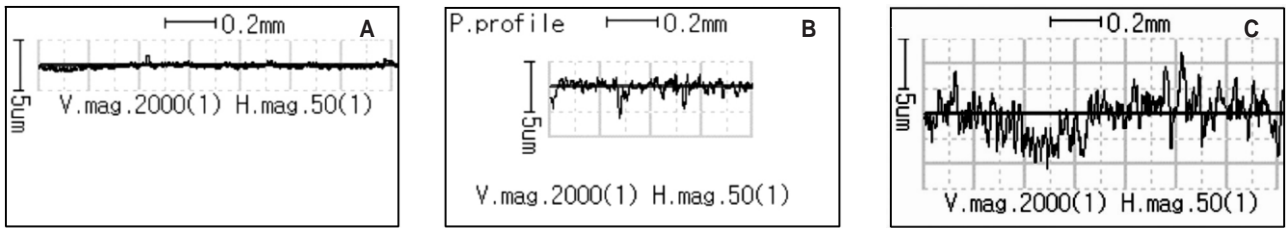


Fig. 3. Profilometric analysis of 3 different implant types.
 (A) Machined group, (B) RBM group, (C) SLA group
 (V. mag. 2000 = Vertical magnification ×2000)
 (H. mag. 50 = Horizontal magnification ×50)

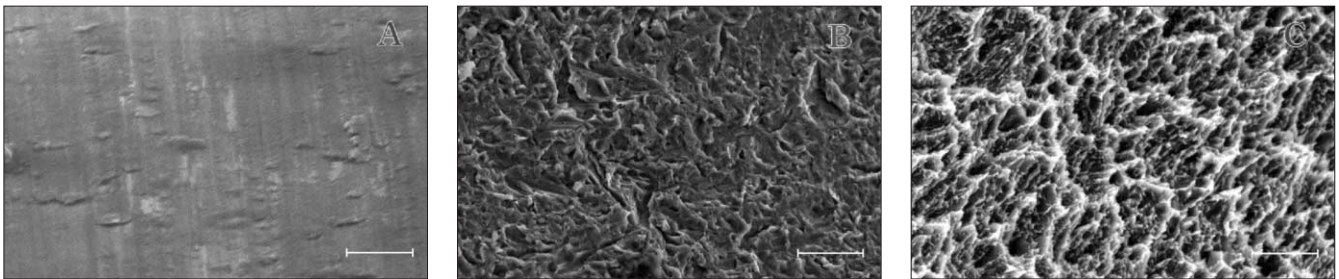


Fig. 4. Scanning electron micrographs of 3 different implant types (Original magnification ×2000, Scale bars = 10 µm).
 (A) Machined group shows visibly smooth surface with a few scratches.
 (B) RBM group shows visibly rough surface with curled ridges and valleys.
 (C) SLA group shows visibly rough surface with micropits(1-2 µm in diameter) and spikes.

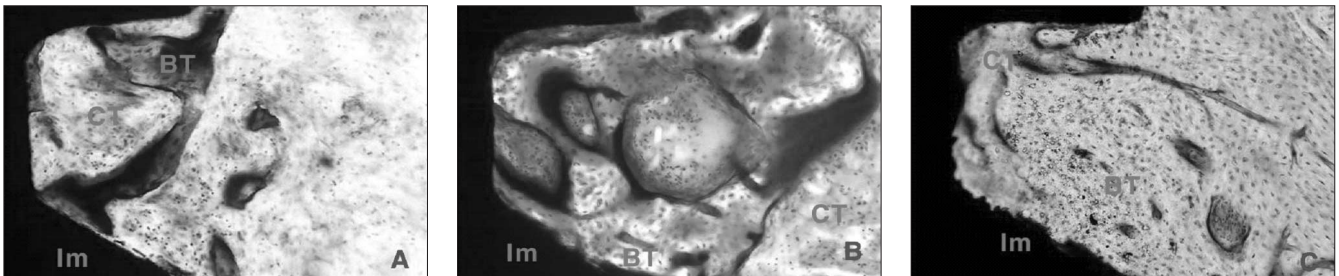


Fig. 5. Photomicrographs of Machined implant (Villanueva bone stain, ×100).
 A: After 2 weeks of implantation
 B: After 4 weeks of implantation
 C: After 8 weeks of implantation
 (BT: Bony trabeculae, CT: Connective tissue, Im: Implant)

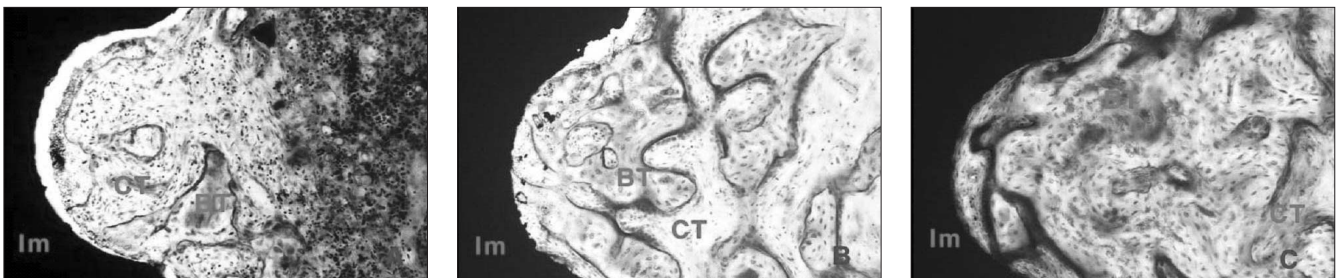


Fig. 6. Photomicrographs of RBM implant (Villanueva bone stain, ×100).
 A: After 2 weeks of implantation
 B: After 4 weeks of implantation
 C: After 8 weeks of implantation
 (BT: Bony trabeculae, CT: Connective tissue, Im: Implant)

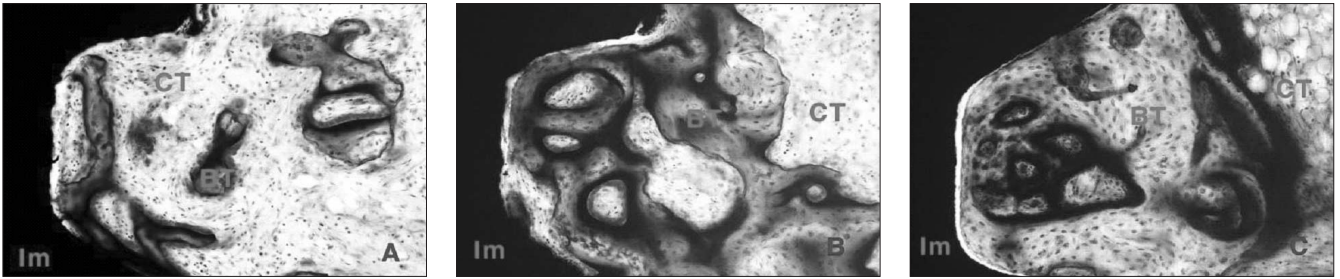


Fig. 7. Photomicrographs of SLA implant (Villanueva bone stain, ×100).
 A: After 2 weeks of implantation
 B: After 4 weeks of implantation
 C: After 8 weeks of implantation
 (BT: Bony trabeculae, CT: Connective tissue, Im: Implant)

Table 2. Percentages of Bone to Implant contact(%) for 3 different implant types.

Group	2 weeks	4 weeks	8 weeks
Machined	26.85	64.29	82.66
RBM	35.40	67.43	79.38
SLA	45.99	79.52	84.06

Table 3. Percentages of Bone area inside the threads (%) for 3 different implant types.

Group	2 weeks	4 weeks	8 weeks
Machined	21.55	49.32	71.62
RBM	30.43	60.66	82.48
SLA	41.18	68.45	85.95

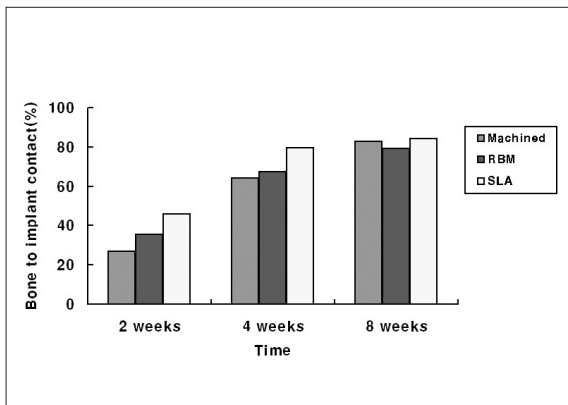


Fig. 8. Diagram showing the percentages of bone to implant contact for 3 different implant types.

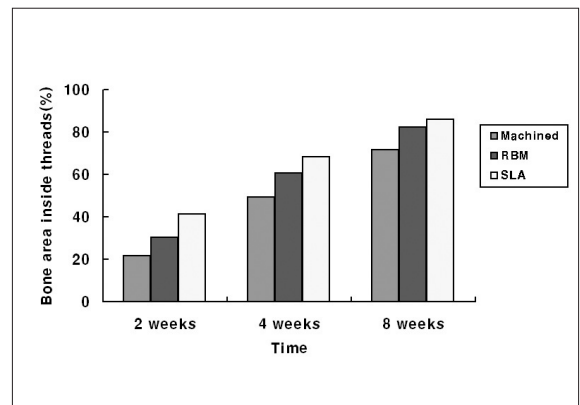


Fig. 9. Diagram showing the percentages of bone area inside threads for 3 different implant types.

다(Fig. 7A)매식 후 4주째에는 골소주들이 서로 결합하여 골 양이 증가하였으며 골소주 표면에 골아세포가 관찰되었다(Fig. 7B). 매식 후 8주째에는 임플란트와 골조직과의 계면에서는 층관골로 치밀한 결합양상이 관찰되었으며 식립 후 4주째에 비하여 골아세포보다는 골세포의 분포가 더 많았다(Fig. 7C).

4. 조직계측학적 분석

1) 골-임플란트 접촉률

기계 연마군, RBM 표면처리군, SLA 표면처리군에 대해 각

각 임플란트 매식 후 2주째에 26.85%, 35.40%, 45.99%로 측정되었고, 매식 후 4주째에는 64.29%, 67.43%, 70.52%, 매식 후 8주째는 82.66%, 79.38%, 84.06% 를 나타내었다(Table 2, Fig. 8). 임플란트 식립 후 2주와 4주에서 골-임플란트 접촉률은 RBM 및 SLA 표면처리군에서 기계 연마군 보다 높았으며 시간이 경과함에 따라 그 차이는 감소하였다.

2) 나사산사이의 골면적 비율

기계 연마군, RBM 표면처리군, SLA 표면처리군에 대해 각 임플란트 매식 후 2주째에 21.55%, 30.43%, 41.18%로 측정되

있고, 매식 후 4주째에는 49.32%, 60.66%, 68.45%, 매식 후 8주째는 71.62%, 82.48%, 85.95%를 나타내었다(Table 3, Fig. 9). 기계연마군, RBM 표면처리군, SLA 표면처리군 순으로 증가하였으며, 시간이 경과함에 따라 기계연마군과 표면처리군간의 나사산 사이의 골면적 비율의 차이는 유지되었으나 표면처리군간의 차이는 감소하였다.

IV. 고 찰

치과용 임플란트가 골유착이 되기 위해서는 생체에 적합성을 가지고 있으면서 구강 내에 발생하는 힘에 의해 재료의 변형이나 손상이 일어나지 않고, 티타늄 혹은 티타늄합금의 모든 표면에 산화막이 형성되어서 더 이상의 부식을 방지해주어야 한다. 또한 연조직의 개입 없이 골조직과 직접 접촉하여야 하며 이러한 골유착은 보철물을 지지하고 보철물에 가해지는 고합력을 직접 골 조직에 전달할 수 있어야 한다¹³.

임플란트 시술 부위에 골의 질과 양이 임플란트의 생존과 임상적인 성공에 큰 영향을 끼친다는 사실이 많은 연구에서 밝혀졌다¹⁰⁻¹². 임상적으로 상악 구치부에 식립한 임플란트보다 하악 구치부에 식립한 임플란트에서 생존율이 높으며^{11,13,14}, 이러한 차이는 이 부위의 국소 해부학과 골의 형태학적 차이에 따라 나타나는 것으로 하악골은 상악골에 비해 해면골보다 피질골의 비율이 더 높으며 이러한 골 밀도의 차이는 임플란트의 일차 안정성에 큰 영향을 끼친다¹⁵⁻¹⁷. 최소한의 피질골이 남아 있는 임상적 상황에서는 임플란트의 일차 안정성을 증가시키기 위해서 임플란트 식립부위에 별도의 수술 탭 과정 없이 자가-탭 임플란트 또는 넓은 직경의 임플란트를 사용하면 임플란트 접촉 면적 혹은 표면적의 증가와 피질골에 임플란트를 더욱 많이 접촉시킬 수 있다는 장점이 있다^{18,21}.

Wennerberg 등²²은 표면 거칠기 정도에 따라 임플란트 보철부분과 같은 정도의 거칠기를 평활면으로 분류하고, 0.5-1 μ m를 최소 거칠기, 1-2 μ m를 중등도 거칠기, 2-3 μ m를 최대 거칠기로 분류하였으나, 대부분의 문헌은 평균 거칠기값이 1 μ m 이하이면 평활면으로, 1 μ m 이상이면 거친 면으로 구분 하였으며, 일반적으로 생체 재료의 표면특성, 표면형태 및 거칠기, 조직 유착의 종류들은 다소간 생체의 면역반응과 관련이 있으며 이러한 특성 중 표면 거칠기가 조골세포 증식과 분화 과정에 미치는 영향을 미침으로써 골-임플란트 접촉률을 증가시킨다²³.

Mustafa 등²⁴은 평활면의 티타늄 디스크와 산화티타늄 (TiO₂)을 분사처리한 거친 면의 티타늄 디스크를 비교한 결과 거친 면에서 osteocalcin의 양이 증가하여 거친 면의 임플란트가 골-임플란트 계면의 골유착을 가능한 빠르게 유도한다는 것을 입증하였다.

Martin 등²⁵은 human sarcoma에서 추출한 Human osteoblast-like cells (MG63)을 이용하여 표면 거칠기가 다른 다섯 종류의 디스크에 세포 배양을 시킨 후 생화학적 검사를 통해 in vitro에서 조골세포 증식 및 분화과정에 변화를 일으키는데 중요한 역할을 하며 단순한 기계 연마 면에 비하여 프라즈마 용사되거나 산

화알루미늄(Al₂O₃)으로 분사처리하고 전해연마 등으로 표면 처리한 임플란트의 골 결합이 증가하게 되어, 표면 거칠기가 증가할수록 실험적으로 전단강도가 증가한다고 보고하였다.

Carlsson 등²⁶은 기계 연마면 티타늄 임플란트, 산화 알루미늄(Al₂O₃)으로 분사처리된 임플란트와 HA 코팅 임플란트를 인체의 관절에 삽입하고 이식 후 3개월째 관찰한 결과 기계 연마면 티타늄 임플란트는 섬유성 결합조직에 덮여 있었지만 산화알루미늄(Al₂O₃)으로 분사처리된 임플란트와 HA 피복 임플란트는 우수한 골 결합을 나타내었으며 이들 상호간에 유의한 차이는 없었다고 서술하였다.

반면에, Rosa 등²⁰은 임플란트의 화학적 성분과 표면 거칠기가 쥐의 골수 세포에 미치는 영향을 평가하기 위하여 RBM 표면처리 임플란트의 입자 크기를 다르게 하여 0.05 μ m 크기의 산화알루미늄(Al₂O₃)을 분사한 비교적 평활한 연마 티타늄 디스크, 25 μ m 크기의 산화알루미늄(Al₂O₃)을 분사처리한 티타늄 디스크, 75 μ m 크기의 산화알루미늄(Al₂O₃)을 분사처리한 티타늄 디스크, 250 μ m 크기의 산화알루미늄(Al₂O₃)을 분사처리한 티타늄 디스크를 제작하여 쥐의 골수 세포를 7일과 14일에 세포 배양하여 세포증식과 alkaline phosphatase(ALP), 골양 조직형성의 정도를 측정하고 결과 표면 거칠기가 쥐의 골수 세포 반응에 영향을 주지 않는다고 보고하였다.

임플란트의 표면 거칠기를 증가시키기 위한 표면 처리 방법은 티타늄 프라즈마를 분사하거나 Hydroxyapatite와 같은 생체에 적합한 재료를 부착시키는 방법과 임플란트 표면에 산화알루미늄(Al₂O₃), 산화티타늄 (TiO₂) 또는 인산칼슘 (Calcium phosphate)과 같은 흡수성 재질을 분사하여 표면을 깎아내는 방법이 있으며, Hydrochloric acid/sulfuric acid (HCl/H₂SO₄)와 같은 산으로 화학적 산처리만을 하는 방법과 250-500 μ m 크기의 굵은 입자로 분사처리한 후 산 처리하는 방법 등이 있다.

본 연구에서는 표면처리 방법에 따른 골조직 형성의 효과를 비교 연구 하고자 아무런 표면 처리를 하지 않은 기계 연마면 임플란트, 75 μ m 입자 크기의 인산칼슘 (Calcium phosphate)으로 분사처리한 RBM 표면처리 임플란트와 산화 알루미늄(Al₂O₃)으로 분사처리한 후 염산과 질산을 이용하여 산 처리한 SLA 표면처리 임플란트를 선택하였다.

Wennerberg 등²⁹은 임플란트 표면을 평가하기 위하여 Mechanical contact profilometers, Optical Profiling instruments, Scanning probe microscope (Top-Scan SD)을 이용하여 13종류의 상용 치과용 임플란트에 대한 표면을 HA, plasma splayed, titanium alloy, c.p. titanium 등 4군으로 나누어 분석하고 임플란트의 표면성상을 정확하게 측정하기 위해서는 측정장비 및 filtering process와 parameter의 선택에 대한 기준이 명확해야 한다고 주장하였다.

Sykaras 등³⁰의 연구에 따르면 기계 연마면 임플란트의 중심선 평균 조도값(R_a)은 0.53-0.96 μ m 이하 이며, 산화 알루미늄(Al₂O₃)과 같은 Resorbable blast media(RBM)을 분사하여 표면처리한 임플란트의 중심선 평균조도값(R_a)은 산화 알루미늄(Al₂O₃)의 입자 크기에 따라 25 μ m, 75 μ m, 250 μ m 일때 각각 1.16-

1.20 μ m, 1.43 μ m, 1.94-2.20 μ m을 나타내며, 화학적 산처리한 임플란트의 중심선 평균조도값(R_a)은 1.3 μ m인 반면에 큰 입자의 Resorbable blast media(RBM)로 분사처리한 후 화학적 산처리를 시행한 SLA 임플란트의 중심선 평균조도값(R_a)은 2.0 μ m이상으로 거친 표면을 나타낸다고 보고하였다.

Wennerberg 등³⁰⁾은 25 μ m크기의 산화 알루미늄(Al_2O_3)을 분사처리한 티타늄 임플란트와 250 μ m크기의 산화 알루미늄(Al_2O_3)을 분사처리한 티타늄 임플란트를 토끼 경골에 식립한 후 골형성에 표면 거칠기가 미치는 효과에 대해 연구한 결과 평균 거칠기 값이 1.5 μ m일때 0.5 μ m이하인 평활면이거나 2.0 μ m이상인 거친 표면일때 보다 훨씬 양호한 골조직 반응을 나타내었다고 보고하였다.

본 연구에서도 임플란트 표면을 평가하기 위한 방법 중 Mechanical contact profilometers 방법을 이용하여 각 시편을 표면 조도 측정기로 측정한 결과 기계 연마군의 중심선 평균조도값(R_a)은 기계 연마군은 0.16 μ m, RBM 표면처리군은 0.44 μ m, SLA 표면처리군은 1.08 μ m로 측정되었으며(Table 1), 주사 전자현미경으로 임플란트의 표면을 관찰한 결과 기계 연마군은 가공할 때 만들어진 굵힌 자국이 관찰되었으나 전반적으로 평활한 표면을 보인 반면에, RBM 표면처리군은 비교적 완만한 능선과 골짜기 형태의 거친 표면을 나타냈고 SLA 표면처리군과 비교하여 평활한 표면을 가진 것으로 관찰되었다. SLA 표면처리군은 날카로운 돌출된 부분과 1-2 μ m의 깊은 미세홈(micropits)을 지닌 불규칙하고 거친 표면 구조를 보여 SLA 표면처리군이 기계 연마군에 비해 훨씬 더 거친 표면을 가진 것으로 관찰되었다(Fig. 4).

골유착의 정도를 평가하기 위한 방법으로는 생역학적인 검사와 조직계측학적 분석이 있으며 생역학적인 방법에는 Pull-out test, Push-out test, 뒤틀림 제거력 측정이 있고, 조직계측학적 분석에는 골-임플란트 접착률 측정방법과 나사산 사이의 골면적 비율 측정방법 및 세포의 개체수를 측정 하는 방법이 있다³⁰⁾. 골-임플란트 접착률 측정 방법과 나사산 사이의 골면적 비율 측정 방법에는 골접촉이 일어나고 있는 임플란트 나사의 총 길이를 측정하는 방법과 가장 골접촉이 잘 일어난 3개의 나사를 선택하여 측정하는 방법이 있는데, Sennerby 등¹⁹⁾은 골접촉이 일어나고 있는 임플란트 나사의 총 길이와 나사 전체의 골면적 비율을 측정하였고, Wennerberg 등^{20,29)}은 3개의 나사에서 연속적으로 가장 골 접착이 잘 일어난 부분을 측정하여 골-임플란트 접착률과 나사산 사이의 골면적 비율을 구하였다.

Johansson 과 Albrektsson 등³²⁾에 의하면 토끼의 경골에 순수 티타늄 임플란트를 이식한 후 3주, 1개월, 3개월, 6개월, 1년 간격으로 골-임플란트 계면의 조직형태학적 소견 및 뒤틀림 제거력을 비교 연구 관찰한 결과, 3개월 무렵의 뒤틀림 제거력과 골-임플란트 접착률은 각각 68 Ncm과 50%을 나타내었으며, 6개월에는 77.6Ncm과 65%, 1년 후에는 88Ncm과 85%를 나타내어 골-임플란트 접착률과 뒤틀림 제거력 사이에는 상관관계가 있음을 보고하였다.

본 연구에서는 골-임플란트 접착률 측정시에는 Sennerby 방

법¹⁹⁾을 이용하여 나사의 총 길이에서 골접촉이 일어난 길이의 백분율을 구하였으며, 나사산 사이의 골면적 비율 측정시에는 Wennerberg 방법²⁰⁾을 이용하여 임플란트의 나사산중 연속적으로 가장 골접촉이 잘 일어난 첫 번째, 두 번째, 세 번째 나사산을 컴퓨터 모니터에 나타나도록 한 후 모눈종이를 중첩시켜 나사산 사이의 골면적을 구하였다.

Hayakawa 등³³⁾은 평활한 표면을 갖는 티타늄 임플란트와 Calcium phosphate로 표면처리한 RBM 임플란트를 토끼의 경골과 대퇴부 과두관절에 식립하여 12주째에 비교 연구한 결과, 평활한 표면을 갖는 티타늄 임플란트 보다 RBM 임플란트 계면에서 많은 신생 골조직이 관찰되며 골-임플란트의 접착률에서도 평활한 표면을 갖는 티타늄 임플란트는 63%, RBM 임플란트는 84%로 많은 차이를 보여주고 있다.

Wennerberg 등³¹⁾은 기계 연마면 임플란트와 RBM 표면처리 임플란트를 토끼의 대퇴골과 경골에 식립한 후 1년째 비교 분석한 결과, 기계 연마면 임플란트에 비하여 RBM 표면처리 임플란트 계면에서 많은 양의 신생골 형성이 관찰되며, 골-임플란트 접착률을 측정한 결과 기계 연마면 임플란트는 27%를 보이는 반면에 RBM 표면처리 임플란트는 48%를 보여 골유착 정도에서 많은 차이를 나타내었다.

Abrahamsson 등³⁴⁾은 20마리의 성견의 하악골에 160개의 임플란트를 식립한 후 2시간과 12주 동안 치유 단계에서 기계 연마면 임플란트와 SLA 표면처리 임플란트 주변에서 일어나는 골유착 정도와 속도를 비교 평가한 결과, 1주 후 신생골 내의 골아세포는 SLA 표면처리 임플란트 표면에서 더 많이 관찰되었고, 2주째에는 기계 연마면의 골-임플란트 접착률이 12%인 반면에 SLA 표면처리 임플란트에서는 20.3%의 골-임플란트 접착률로 약 2배 정도의 차이를 보여, 초기 1-2주 동안은 SLA 표면처리 임플란트 주위에서 뚜렷하게 교직골 형성이 많았다.

Botticelli 등⁸⁾은 기계 연마면 임플란트와 SLA 표면처리 임플란트를 식립한 후 임플란트 경부 주변에 1.25mm의 골 결손부를 형성한 후 4개월째에 희생시켜 임플란트 경부의 골 결손부에서 일어나는 골형성 정도와 골-임플란트의 접착면적을 비교 분석하였다. 임플란트의 변연부에서 골조직까지의 거리를 측정한 결과, 기계 연마면 임플란트에서 3.39mm로 측정되었으나 SLA 표면처리 임플란트에서는 0.84mm로 측정되어, SLA 임플란트의 골 결손부에 많은 신생골로 대체되었음을 알 수 있었으며, 골-임플란트의 접착면적에서도 46.8%에 비하여 64.3%로 훨씬 높은 접착률을 나타내었다.

본 연구의 광학현미경관찰에서 술 후 4주째에 RBM 및 SLA 표면 처리군은 기계 연마군에 비하여 임플란트 주변 골에서 골소주들이 결합하여 골 양이 증가하였으며, 8주째에는 나사산 사이의 대부분을 성숙된 치밀골이 채워져 있었고, 동심원 층판과 그 사이에 간질 층판이 관찰 되었다.

본 연구에서 골-임플란트 접착률을 측정한 결과 기계 연마군, RBM 표면처리군, SLA 표면처리군에 대해 각각 임플란트 매식 후 2주째에 26.85%, 35.40%, 45.99%로 SLA 표면처리군이 가장 높았으며, 매식 후 4주째에는 64.29%, 67.43%, 79.52%, 매

식후 8주째에는 82.66%, 79.38%, 84.06%를 나타내어 시간이 경과함에 따라 각 군간의 차이는 감소하였다(Table 2).

나사산 사이의 골면적 비율을 측정된 결과 기계 연마군, RBM 표면처리군, SLA 표면처리군에 대해 각각 임플란트 매식 후 2주째에 21.55%, 30.43%, 41.18%로 SLA 표면처리군이 가장 높았으며, 매식 후 4주째에는 49.32%, 60.66%, 68.45%, 매식 후 8주째에는 71.62%, 82.48%, 85.95%를 나타내어 시간이 경과함에 따라 기계 연마군과 표면처리군 간의 골면적 비율의 차이는 유지되었으나 표면처리군간의 차이는 감소하였다(Table 3).

본 연구 결과 임플란트의 표면 조도는 기계 연마군, RBM 표면처리군, SLA 표면처리군 순으로 표면이 거칠게 나타났으며, 임플란트 식립 초기에 골-임플란트 접촉률과 골면적 비율은 표면 거칠기 순으로 증가하였고, 시간이 경과함에 따라 골-임플란트 접촉률의 차이는 감소하였으며, 나사산 사이의 골면적 비율은 시간이 경과함에 따라 표면처리군간의 차이는 감소하였으나, 기계 연마군과 비교시 표면처리군과의 나사산 사이의 골면적 비율의 차이는 유지되어, RBM 및 SLA 표면처리 임플란트가 식립 초기에 골조직 형성이 왕성한 것으로 증명되어, 표면처리 임플란트의 사용으로 임플란트의 저작 기능 시기를 앞당길 수 있을 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구에서는 아무런 표면 처리를 하지 않은 기계 연마면 임플란트, 75 μ m 입자 크기의 Calcium phosphate로 분사처리한 RBM 표면처리 임플란트와 Al₂O₃로 분사처리한 후 염산과 질산을 이용하여 산 처리한 SLA 표면처리 임플란트를 선택하여 임플란트의 표면의 조도를 측정하고, 주사전자현미경으로 비교 관찰을 시행하였으며, 토끼 경골에 식립한 후 2주, 4주, 8주 동안 시간이 경과함에 따라 일어나는 골-임플란트 접촉률과 나사산 사이의 골면적 비율을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 각 시편에 대한 임플란트 중심선 평균조도값(R_a)은 기계연마군 0.16 μ m, RBM 표면처리군 0.44 μ m, SLA 표면처리군 1.08 μ m으로 기계 연마군, RBM 표면처리군, SLA 표면처리군 순으로 표면이 거칠게 나타났다.
2. 주사전자현미경적 소견에서 기계 연마군은 평탄한 표면에 굽힌 자국이 관찰되었고, RBM 표면처리군은 비교적 완만한 능선과 골짜기 형태의 거친 표면을 나타냈고, SLA 표면처리군은 날카로운 돌출된 부분과 1-2 μ m의 깊은 미세홈(micro-pits)을 지닌 불규칙하고 거친 표면 구조가 관찰되었다.
3. 골-임플란트 접촉률은 임플란트 식립 2주에서 기계 연마군, RBM 및 SLA 표면처리군 순으로 각각 26.85%, 35.40%, 45.99%로 SLA 표면처리군이 가장 높았으나, 시간이 경과함에 따라 그 차이는 감소하였다.
4. 나사산 사이의 골면적 비율은 임플란트 식립 2주에서 기계 연마군, RBM 표면처리군, SLA 표면처리군순으로 각각

21.55%, 30.43%, 41.18%로 SLA 표면처리군이 가장 높았으며, 시간이 경과함에 따라 기계 연마군과 표면처리군간의 나사산 사이의 골면적 비율의 차이는 유지되었으나 표면처리군간의 차이는 감소하였다.

이상을 요약하면 RBM 임플란트 및 SLA 임플란트에서 식립 초기에 기계 연마군에 비해 골조직의 형성이 증가한 것으로 보아 임플란트 저작 기능의 시기를 앞당길 수 있을 것으로 생각된다.

참고문헌

1. Branemark PI, Breine U, Adell R et al.: Intraosseous anchorage of dental protheses. I. Experimental studies. *Scan J Plast Reconstr Surg* 1969;3:81-100.
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U et al.: A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous. *Jaw Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:347-358.
3. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA et al.: Osseointegrated titanium implants. *Acta Ortho Scand* 1981;52:155-170.
4. Ducheyne P: Titanium and calcium phosphate ceramic dental implants, surfaces, coatings and interfaces. *J Oral Implantol* 1988; 14:325-340.
5. Pillar RM: Porous-surfaced metallic implants for orthopedic application. *J Biomed Mat Res* 1987;21:1-33.
6. Botticelli D, Berglundh T, Persson LG et al.: Bone regeneration at implants with turned or rough surfaces in self-contained defects. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol* 2005;32:448-455.
7. Buser D, Schenk RK, Steinemann S et al.: Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pig. *J Biomed Mat Res* 1991;25:889-902.
8. Carlsson L, Regner L, Johansson C et al.: Bone response to hydroxyapatite-coated and commercially pure titanium implants in the human arthritic knee. *J Orthop Res* 1994;12:274-285.
9. Donath K, Breuner GA: A method the study of uncalcified bones and teeth with attached soft tissue. *J Oral Pathol* 1982;11:318-326.
10. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B et al.: Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand* 1986;57:286-289.
11. Ahlqvist J, Borg K, Gunne J et al.: Osseointegrated implants in edentulous jaws: a 2-year longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:155-163.
12. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L: Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted nobelpharma implants. *J Periodontol* 1988;59:287-296.
13. Albrektsson T: A multicenter study of osseointegrated oral implants. *J Prosth Dent* 1988;60:75-84.
14. Drago CJ: Rates of osseointegration of dental implants with regard to anatomical location. *J Prosthodont* 1992;1:29-31.
15. Yoon HS, Katz JL: Ultrasonic wave propagation in human cortical bone. II. Measurements of elastic properties and microhardness. *J Biomechanics* 1976;9:459-466.
16. Reilly DT, Burstein AH: The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomechanics* 1975;8:393-405.
17. 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* 1992;7:62-71.
18. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B et al.: A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Impl Res* 1995;6:24-30.
19. Olsson M, Friberg B, Nilsson H et al.: MKII: a modified selftapping Branemark implant. 3-year results of controlled, prospective pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:15-21.
20. Ivanoff CJ, Senerby L, Lekholm U: Influence of mono and bicortical anchorage on the integration of titanium implants. A study in the rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;25:229-235.

21. Langer B, Langer L, Herrmann I et al.: The wide fixture. A solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:400-408.
22. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B: An animal study of c.p. titanium screwa with differing surface topographies. *J Mater Med* 1995;6:302-309, 1995.
23. Cochran DL, Buser D, Bruggenkate CM et al.: The use of reduced healing times on ITI® implants with a sandblasted and acid-etched(SLA) surface: Early results from clinical trials on ITI® SLA implants. *Clin Oral Impl Res* 2002;13:144-153.
24. Mustafa K, Wennerberg A, Wroblewski J et al.: Determining optimal surface roughness of TiO₂ blasted titanium implant material for attachment, proliferation and differentiation of cells derived from human mandibular alveolar bone. *Clin Oral Impl Res* 2001;12:515-525.
25. Martin JY, Schwartz TW, Hummert DM et al.: Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells(MG63). *J Biomed Mater Res* 1995;29:389-401.
26. Rosa AL, Beloti MM: Rat bone marrow cell response to titanium and titanium alloy with different surface roughness. *Clin Oral Impl Res* 2003;14:43-48.
27. Wennerberg A, Albrektsson T: Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac implants* 2000;15:331-344.
28. Sykaras N, Lacopino AM, Marker VA et al.: Implant materials, designs, and surface topographies: Their effect on osseo-integration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:675-689.
29. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T et al.: A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. *Int J Oral Maxillifac Implants* 1997;12:486-494.
30. Johansson C, Albrektsson T: Integration of serew implants in the rabbit: A 1-year follow up removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:69-75.
31. Hayakawa T, Yoshinari M, Nemoto K et al.: Effect of surface roughness and calcium phosphate coating on the implant/bone response. *Clin Oral Impl Res* 2000;11:296-304.
32. Abrahamsson I, Berglundh T, Linder E et al.: Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in dog. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:381-392.