

다양한 양극산화막 처리방법이 임플란트 골유착에 미치는 영향

권경환 · 민승기 · 성대혁 · 최재영 · 최성림 · 차수련 · 오희균*

원광대학교 치과대학 구강악안면외과학교실, *전남대학교 치과대학 구강악안면외과학교실

Abstract

EFFECTS OF DIFFERENT OXIDIZED SURFACES OF IMPLANT ON OSSEOINTEGRATION; RESONANCE FREQUENCY AND HISTOMORPHOMETRIC ANALYSIS STUDY IN MINI-PIGS

Kyung-Hwan Kwon, Seung-Ki Min, Dae-Hyuk Sung, Jae-Young Choi,
Seung-Lim Choi, Su-Ryeon Cha, Hee-Kyun Oh*

Department of Oral & Maxillofacial Surgery, School of Dentistry, Wonkwang University,

**Department of Maxillofacial Surgery, School of Dentistry, Chonnam National University*

The aim of the present study is to investigate the effect of anodized surface of osseointegration implants by using of resonance frequency analysis (RFA) and histomorphometric analysis. A total of 96 screw-shaped implants were divided into 4 groups. Seventy-two implants were prepared by electrochemical oxidation with 3 different ways: Group 1 (n=24) were prepared at galvanostatic mode in 0.25M sulfuric acid and phosphoric acid, Group 2 (n=24) were prepared at galvanostatic mode in calcium glycerophosphate and calcium acetate, and Group 3 (n=24) were prepared at galvanostatic mode in 0.25M sulfuric acid and phosphoric acid followed by Calcium metaphosphate(CMP) coating. Control group (n=24) were the RBM surfaced implants. The implants were placed in the mandibles of 12 mini pigs. Bone tissue responses were evaluated by resonance frequency analysis(RFA) and histomorphometric analysis that were undertaken at 2, 4 and 6weeks after implant placement.

The following result were obtained.

1. Twenty-two of 96 implants (4 in control group, 5 in group 1, 7 in group 2, and 6 in group 3) were failed due to failure of osseointegration. The failure rate of osseointegration was 22.9%.
2. The mean values of RFA in control, group 2 and groups 3 showed the similar values, but there was no significant difference among groups.
3. Histomorphometric evaluation demonstrated significantly higher bone-to-implant contact ratio in group 2 at 3 and 4 weeks after implant placement than other groups ($p<0.05$), but there was no significant difference among groups at 6weeks after implant placement.

Key words: Anodized surface, Resonance frequency analysis(RFA), Calcium metaphosphate(CMP), Resorbable blast media(RBM)

※ 본 연구는 2006년도 원광대학교 교내 지원 연구비에 의해 지원되었음.

I. 서 론

Bränemark(1983)이 광학현미경하에서 살아 있는 골과 하중을 전달하는 골내 고정체 계면간의 직접적인 구조적, 기능적인 결합을 골유착(osseointegration)이라는 개념으로 설명한 이후 치과용 임프란트는 신뢰할 수 있는 치료법으로 널리 사용되고 있다¹⁻²⁾. 이러한 치과용 임프란트의 장기적인 성공률을 높이고 기능적, 심미적인 향상을 위해서는 임프란트와 골과의 결합을 향상시킬 수 있는 임프란트의 미세표면구조 뿐 아니라 임프란트 매식체의 구조에도 많은 연구가 이루어지고 있다. Albrektson은 골유착에 영향을 미치는 요소로 6가지 중요요소로 (1) 임프란트 재료의 생체적합성, (2) 임프란트 디자인, (3) 임프란트 표면, (4) 수술 부위 골의 상태, (5) 외과적 술식, (6) 하중조건 등을 제시하였다³⁾. 이중 임프란트 표면의 접촉면적과 생체적합성이 골유착의 주요한 요소로 지적된 바 있으며 여러 가지 임프란트 표면구조에 대한 골 치유양상에 대하여 수많은 연구자들이 실험과 연구가 진행되어 왔다⁴⁻⁷⁾.

지난 수십년간 많은 연구자들은 임프란트와 골의 결합을 향상시킬 수 있는 임프란트 표면을 연구해 왔다⁸⁻¹⁰⁾. 최적의 생체 적합 임프란트 표면의 제조에 요구되는 물리화학적 특성들은 표면에너지, 산화막의 두께, 화학적 조성 그리고 표면거칠기 등을 들 수 있다. 임프란트의 표면거칠기와 골결합에 대한 관계를 규명하기 위하여 많은 연구들이 진행되었으며, 임프란트의 표면거칠기가 증가할수록 골유착이 증가하며 최대 골유착을 유발하는 최적의 표면거칠기 범위가 존재한다는 실험적인 증거도 보고되고 있다. 그래서, 골유착을 향상시키는 방법의 연구가 임프란트의 표면구조 변화와 함께 주변골질과 표면구조의 분자생물학적인 접근 방법으로 크게 나누어 연구되어지고 있다. 분자생물학적인 접근은 단백질의 합성과 다양한 코팅기술의 접목등을 통하여 골모세포의 임프란트 표면부착을 유도하는 형태로 진행되고 있으며 이러한 방식은 임프란트의 유통과정에 많은 문제점을 노출하고 있다. 그러나, 최근의 연구에서 tricalcium phosphate, Hydroxyapatite, Metalcalcium phosphate 등에 관한 임프란트 코팅기술의 발전으로 인하여 단백질의 부착이 용이해져 골유도물질의 생산이 급속도로 증가하고 있다.

두 번째 접근 방법인 임프란트 표면구조를 변화시키는 방법으로 임프란트의 거칠기를 조절하는 방안은 인접한 골에 대한 임프란트의 표면영역의 증가, 임프란트의 표면에 대한 세포부착의 증가, 임프란트의 표면에 존재하는 골량의 증가, 임프란트와 주변골의 기계생물학적인 반응의 증가 등을 들 수 있으며⁷⁾, Buser 등⁴⁾은 임프란트 표면의 거칠기와 골과의 결합사이에 상관 관계가 있음을 보여 주었다.

임프란트 표면 성상을 변화시키는 방법은 크게 subtractive methods(sandblasting, acid etching)이나 additive methods(titanium plasma spraying, HA coating)로 나눌 수 있으며, 이들 표면처리에 따른 골의 반응도 조금씩 차이가 난다. 최근의 연구 결과는 어느 정도 거친 표면은 주로 골 융합 초기단계와 골질이 좋지 않은 상황에서 골과 임프란트의 접촉을 증가시키는 것을 보여준다^{8,9)}. 거친 표면은 미분화세포의 이주를 촉진시키고, 새로운 골의 형성을 최대화시키는 것으로 사료된다. 이러한 환경에 의해 더 큰 기계적 결합이 가능해지고, 임프란트의 제거에 더 많은 제거력이 필요하게 된다⁸⁾.

임프란트의 표면 특성은 타이타늄 표면에 자연적으로 존재하는 산화막(oxide film)에 의해 주로 결정된다. 이러한 산화막은 뛰어난 생체적합성을 가지며 골유착에 중요한 역할을 한다⁹⁾. 양극 산화방식은 골유착을 촉진시키기 위해 이러한 산화막의 두께를 증가시키고 특성을 변화시키는 방법으로 Nobel Biocare사에 의해 소개되었다. 양극 산화처리 는 타이타늄 임프란트를 양극으로 사용하고 백금 음극을 사용하여 전해질 용액 내에서 전류를 흘려 갈바니작용(galvanic action)을 이용하여 임프란트 표면의 산화막을 증가시킨다. 이러한 방식으로 처리한 임프란트 표면은 산화막의 두께, 다공성이 증가하며 결정구조가 변화하여 이로 인하여 골유착 및 안정성이 증가한다고 알려져 있다¹⁰⁻¹²⁾.

Resorbable blast media(RBM) 표면 처리는 기존의 sand blasting 처리 시 임프란트 표면에 산화 알루미늄 등의 잔사가 남아 신경 독성을 유발하거나 골유착을 방해할 수도 있다는 단점을 보완하기 위해 생체친화성이 있는 수산화 인회석이나 산화 타이타늄 등의 재료로 blasting 처리를 하여 그러한 부작용을 방지하고 아울러 골유착을 유도하는 방법이다. Machined 표면 처리보다 골유착 효과가 뛰어나며¹³⁾ 현재 제품으로 상용화되어 있으므로 본 실험에서는 양극 산화처리 임프란트의 골유착 효과를 비교하기 위해 대조군으로 설정하였다.

임프란트 치료의 결과에 대한 평가는 주로 임상적, 방사선적인 방법에 의해 이루어져왔다. 방사선학적인 검사는 골을 평가하는 주된 방법이지만 30%이하의 골흡수는 발견할 수 없으며⁸⁾, 관찰자 사이에 개인적인 차이가 많이 발생하였다⁹⁾. 하지만, 근래 들어 공명 진동수 분석법(resonance frequency analysis, RFA)을 이용해서 임프란트 치료의 어느 단계에서나 임프란트의 안정성의 정도를 평가할 수 있게 되었다¹⁰⁾. 공명 진동수 측정법 중 최근 소개된 Osstell™ mentor(Integration Diagnostic Ltd., Sweden)는 임프란트 안정성 지수(implant stability quotient, ISQ)로 임프란트의 안정성을 기록하는데 1에서 100까지의 수치로 표현되며 100은 가장 높은 임프란트 안정성을 의미한다. 추가

적으로 임플란트의 나사선당 골질의 접촉비율(Bone-Implant-contact ratio)을 나타내는 조직계측학적인 검사로 임플란트 산화방식에 따른 골질의 치유양태를 2주, 4주 6주에 걸쳐서 관찰하여 기계적이고 생물학적인 평가를 동시에 시도하였다.

본 연구는 다양한 양극산화 방식으로 처리된 표면을 가진 임플란트와 HA blasting(RBM) 방식으로 처리된 표면을 가진 임플란트의 골유착 효과 및 안정성을 공명 진동수 분석법과 조직계측학적인 검사방법을 이용해 비교평가하기 위하여 시행하였다.

II. 실험 대상 및 방법

1. 실험 대상

1) 실험 동물

실험 동물은 15~20Kg의 태생 후 1년 6개월 된 성숙한 PWG Micro-pig 12마리를 사용하였으며 국내의 전문 사육장(PWG Genetics Korea, Ltd)에서 사육하여 건강 상태에 이상 유무를 확인 후 실험에 사용하였다.

2) 실험 재료

실험에 사용한 임플란트는 GSII (Osstem, Korea, 직경: 3.5mm, 길이: 6mm)을 실험용으로 주문 제작한 것으로 총 96개의 임플란트를 각기 다른 4가지 방법으로 표면처리 하여 각 군별로 24개씩 나누어 실험하였다.

가) 실험 1군(Group 1 SP)-양극산화(황산 + 인산) 처리군(Fig. 1)

본 시편은 양극산화 처리방식으로 제조되었으며 전해액은 황산 0.25M, 인산 0.25M의 농도로 300V의 전압으로 시행하였다. 전해액의 온도는 10~20℃로 유지하였다.

나) 실험 2군(Group 2 GC)-양극산화(CaGP + CA) 처리군(Fig. 2)

본 시편은 양극산화의 방법으로 제조되었으며 전해액은 Calcium Glycerophosphate (Wako Pure Chemical industries Ltd., Korea) 0.02M과 Calcium acetate (DUKSAN Pure Chemical Co. Ltd., Korea) 0.1M의 농도로 350V의 전압으로 시행하였다.

다) 실험 3군(Group 3 CMP)-양극산화(황산 + 인산) + Calcium metaphosphate(CMP) coating 처리군(Fig. 3)

황산과 인산의 혼합용액으로 양극산화 표면처리된 시편에

Sol-gel coating 법을 이용하여 시편을 제작하였다. CMP sol을 합성하기 위해 Ca 공급원으로 0.015 mol Ca(NO₃)₂·4H₂O (Aldrich Chemical Co., 99%)를, P 공급원으로 0.03 mol (OC₂H₅)₃P (Fluka Chemical Co., 97%)를 사용하였으며, CMP는 Ca/P 의 몰비가 화학양론비로 0.5인 경우를 말한다.

라) 대조군(Control RBM)-HA Blasting(RBM) 처리군(Fig. 4)

40~80 mesh의 HA(hitemco medical applications, inc.)입자를 이용하여 시편을 제작하였으며 질산으로 잔존하는 HA 입자를 제거하였다.

3) 수술 방법 및 임플란트의 식립

총 12마리의 PWG(Prestige World Genetics) micro-pig를 각각 4마리씩 2주군, 4주군, 6주군으로 나누어 실험하였다. 마취 전 Atropine sulfate(0.02~0.05mg/kg)을 근주하여 타액분비를 억제하고 Ketamine + Acepromazine(20+2mg/kg)를 근주한 후 기관내 삽관을 시행하여 Isoflurane(induction : 3~4%, maintenance : 0.5~2%)으로 전신마취를 시행하였다.

전신마취 후 구강 내를 베타딘으로 소독한 후 하악 좌, 우측 소구치부에 리도케인으로 침윤마취를 시행하고 치은열구 내 절개를 가하여 골막을 박리한 후 제 1, 2, 3 소구치를 발치하였다. 좌, 우측 발치와에 각각 4개씩 실험군 별로 발치 후 즉시 임플란트를 식립하고 cover-screw를 장착하였다. 각각의 임플란트는 식립 순서가 중복되지 않도록 식립하였다. 거상된 점막골막판은 흡수성 봉합사(Vicryl® Ethicon Ltd, England)를 사용하여 일차적 봉합을 시행하였다. 수술 12시간 전부터 수술 후 24시간 까지 금식을 시켰으며 수술 후 사료는 가루형태로 공급하여 씹는 행동을 방지하였으며 매일 일반관리를 통해 행동이상 유무, 사료섭취 확인, 외모 이상 유무를 확인하였다.

2. 실험방법

1) 임상적 및 방사선학적 검사

임플란트 식립후 실패여부는 임상적 검사와 방사선학적 검사를 통하여 실패유무를 파악하고 실험분석에서 제외하였다. 방사선학적 검사는 임플란트 시술 전후에 구내방사선 사진기(ADX 4000 Intraoral X-ray Dexcowin, Korea)을 이용하여 촬영하였으며 식립전후의 골유착 여부를 확인하였으며 감염을 확인하였다(Fig. 5).

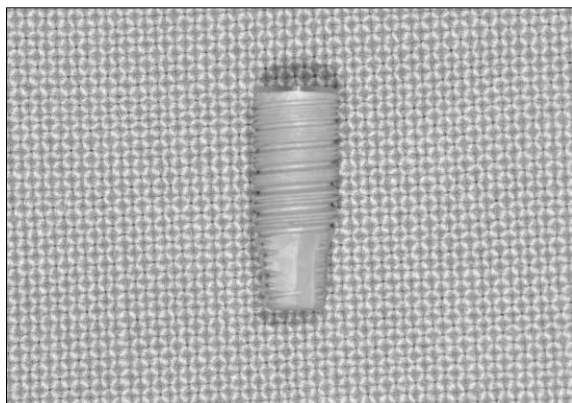


Fig. 1. Anodized with sulfuric acid + phosphoric acid(Group 1 SP).

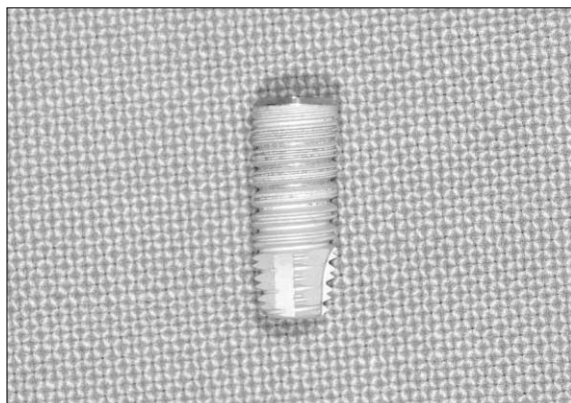


Fig. 2. Anodized with Calcium Glycerophosphate and Calcium acetate(Group 2 GC).

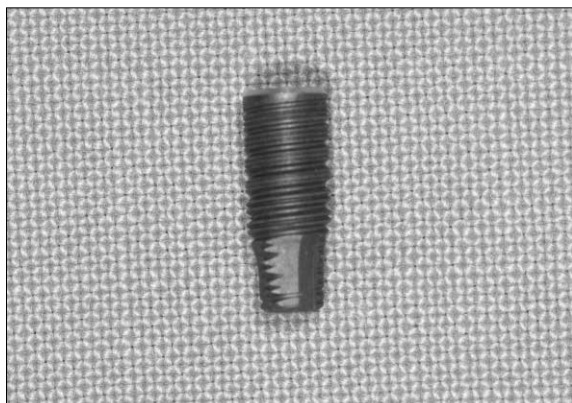


Fig. 3. Anodized with sulfuric acid + phosphoric acid(300V) and CMP coating(Group 3 CMP).

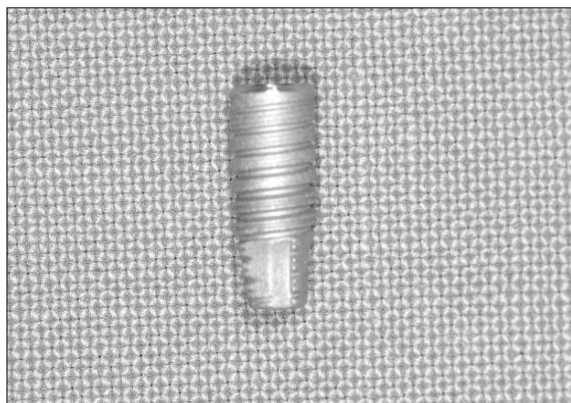


Fig. 4. RBM surface(Control RBM).



Fig. 5. ADX 400 Intraoral X-ray (Dexcowin, Korea).



Fig. 6. Osstell™ mentor (Integration Diagnostic Ltd., Sweden).

2) 공명 진동수 분석

실험에 사용된 공명 진동수 분석기는 Osstell™ mentor(Integration Diagnostic Ltd., Sweden)로 임플란트 식립체에 Smartpeg™ 를 연결하여 공명 진동수를 측정하며 측정된 주파수는 액정화면에 임플란트 안정성 지수(ISQ : Implant Stability Quotient)로써 0~100으로 표시된다(Fig. 5). 임플란트 식립 후 각각 5회씩 측정하여 최대값과 최소값을 제외한 3개의 측정값의 평균을 구하였다. 또한 실험군에 따라 2주, 4주, 6주 후 측정하여 통계 처리하였다.

3) 조직계측학적 분석

2주, 4주, 6주에 제거한 임플란트 함유시편은 즉시 70% 알코올에 6일간 고정하였으며 알코올 세척을 통해 탈수시킨 후 glycometacrylate resin(spur low-viscosity embedding media, Polyscience, Warrington, PPA, USA)에 포매하였다. 중합시킨 시편을 high-precision diamond disc(Low speed diamond wheelsay 650, SBT, San clemente, CA, USA)를 사용하여 임플란트 장축방향으로 200μm두께로 절단 후 최종적으로 lapping and polishing machine(OMNILAP 2000, SBT, San clemente CA, USA)를 사용하여 30μm두께로 연마하였다. 각 임플란트 당 2개의 슬라이드를 제작하여 Villanueva osteochrome bone stain(San Clemente, CA, USA)을 시행한 후 광학현미경(Olympus BX50, Tokyo, Japan)으로 관찰하였다. 임플란트 주위의 재생된 새로운 골면적으로 측정하기 위해 Computer-assisted histomorphometry를 이용하였다(Fig. 7).

3. 통계 처리

결과의 분석은 측정된 임플란트 안정성 지수(ISQ)와 조

직 계측학적 분석으로 구한 BIC ratio의 값을 정리하여 평균과 표준편차를 구하였고, 결과를 Minitab Release 12.1 for Win XP 프로그램을 이용하여 ANOVA를 시행하여 각 집단간의 유의성 여부를 검정하였다. One-way ANOVA를 통해 통계처리를 시행하였다. 임플란트 표면 처리에 따른 각 계측값의 상관관계는 Pearson's product-moment correlation coefficient tests를 통하여 검정하였다. 유의수준 95%에서 통계학적 유의성을 평가하였다.

Ⅲ. 실험 결과

1. 임상적 및 방사선학적 검사

전체 96개의 임플란트 중 22개(대조군 4개, 실험 1군 5개, 실험 2군 7개, 실험 3군 6개)의 임플란트가 골유착에 실패하였으며 전체적인 실패율은 22.9%였다. 골유착이 이루어지지 않거나 골유착된 골의 흡수가 높을 경우 실패로 판정하였다. 방사선을 통한 임플란트의 변연골 상실, 감염 여부를 관찰한 결과, 각 군에서 별다른 차이를 관찰할 수 없었다(Fig. 8).

2. 공명수 진동분석 지수(ISQ)

대조군(Control Group RBM)은 식립 직후 임플란트 공명진동수 지수가 평균 75.55±8.83이었으며 2주후 79.00±3.85, 4주 후 69.50±16.76, 6주 후 82.88±3.52을 나타내었다. 실험 1군(Group 1 SP)은 식립 직후 임플란트 공명진동수 지수가 평균 76.45±5.83 이었으며 2주후 71.50±5.78, 4주 후 78.50±4.04, 6주 후 82.86±3.04을 나타내었다. 실험 2군(Group 2 GC)은 식립 직후 임플란트 공명진동수 지수가 평균 76.73±4.41이었으며 2주 후 76.88±5.69, 4주 후 71.83±12.86, 6주 후 82.00±

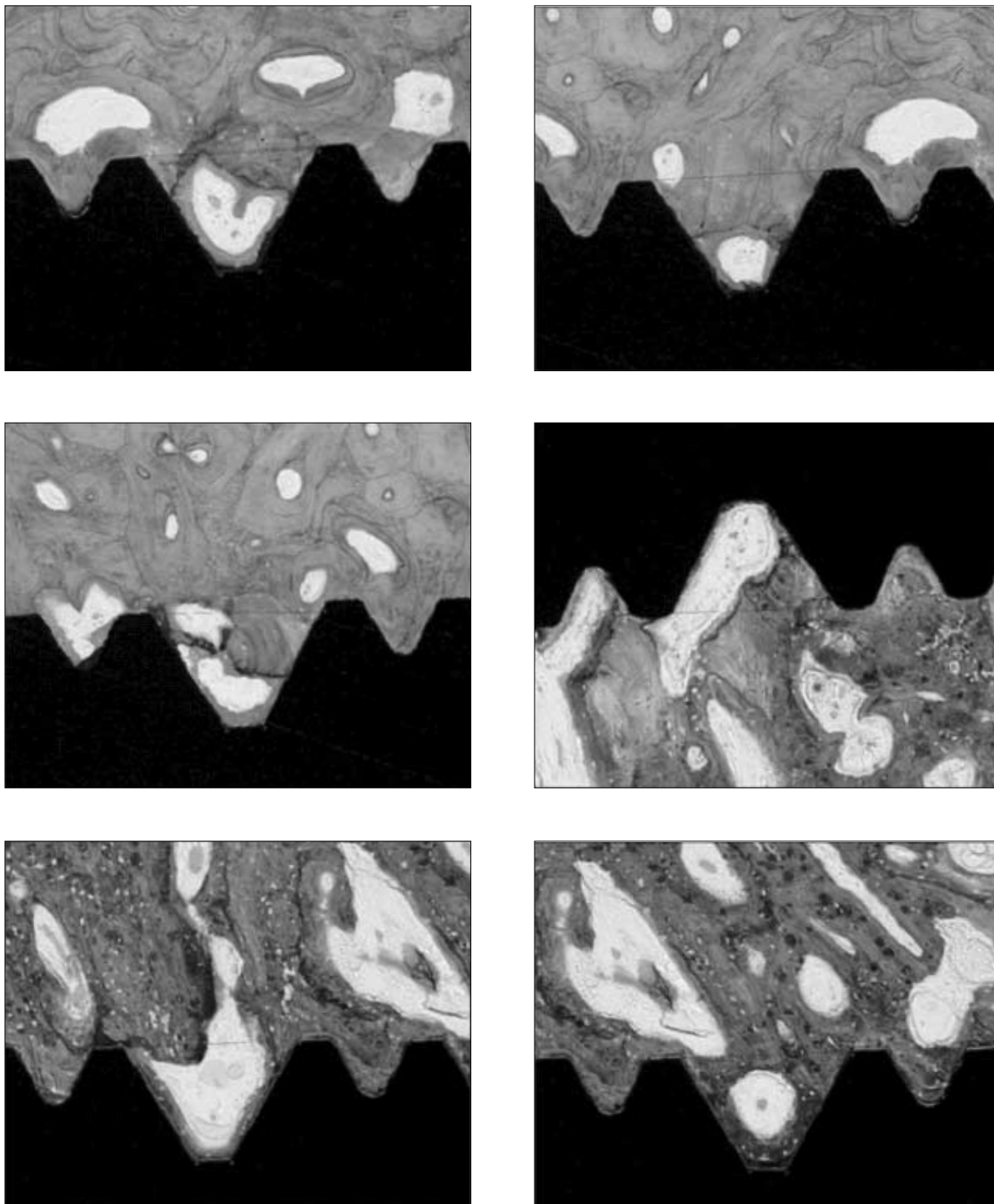


Fig. 7. Histomorphometric evaluation of bone-to-implant contacts ratio, using an image-processing program(Adobe Photoshop®), false color images of the undecalcified ground sections were prepared interactively.

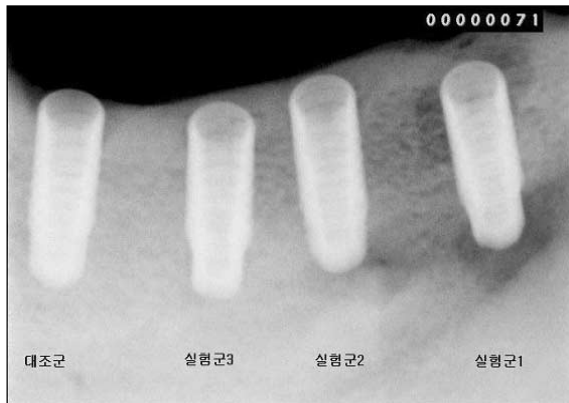


Fig. 8. Intraoral X-ray Finding. Evaluation of osseointegration and infection site.

4.50을 나타내었다. 실험 3군(Group 3 CMP)은 식립 직후 임플란트 안정성 지수가 평균 75.68 ± 7.74 이었으며 2주 후 73.25 ± 9.36 , 4주 후 70.16 ± 5.23 , 6주 후 83.63 ± 2.97 을 나타냈다.

공명 진동수 분석상 실험 2군은 대조군과 비슷한 골반응을 보였다. 대조군, 실험2군 및 실험 3군은 임플란트 식립 후 2주까지 공명진동수 지수를 유지하다가 4주에 약간 감소하는 공통적인 경향을 보였다. 실험 1군은 식립 후 2주째에 공명진동수 지수가 약간 감소하였다가 4주 이후에는 증가하는 양상을 나타 냈으나 각 군 사이에는 통계적으로 유의한 차이가 없었다(Table 1).

3. 조직계측학적 분석

대조군은 식립 직후 임플란트 조직계측학적인 분석법인 나사선당 BIC의 비율은 2주후에는 $42.80 \pm 14.59\%$ 이었으

Table 1. Mean Values of Resonance Frequency Measurements (ISQ) After Implant Insertion, at 2, 4 and 6 Weeks. (Mean value \pm SD)

Weeks \ Group	Immediate after Implant insertion	2	4	6
Control (n=20)	75.55 ± 8.83	79.00 ± 3.85	69.50 ± 16.76	82.88 ± 3.52
1 (n=19)	76.45 ± 5.83	71.50 ± 5.78	78.50 ± 4.04	82.86 ± 3.04
2 (n=17)	76.73 ± 4.41	76.88 ± 5.69	71.83 ± 12.86	82.00 ± 4.50
3 (n=18)	75.68 ± 7.74	73.25 ± 9.36	70.16 ± 5.23	83.63 ± 2.97

Control RBM : RBM surface

Group 1 : Anodized with sulfuric acid and phosphoric acid(300V)

Group 2 : Anodized with Calcium Glycerophosphate and Calcium acetate(350V)

Group 3 : Anodized with sulfuric acid and phosphoric acid(300V) and CMP coating

Table 2. Mean Bone-Implant-Contact ratio at 2, 4 and 6 Weeks (Mean value \pm SD)

Weeks \ Group	2	4	6
Control (n=20)	42.80 ± 14.59	67.23 ± 15.87	70.45 ± 11.34
1 (n=19)	51.35 ± 8.82	63.44 ± 7.59	73.67 ± 9.84
2 (n=17)	$60.63 \pm 18.96^*$	$75.27 \pm 11.65^*$	78.22 ± 7.94
3 (n=18)	45.08 ± 9.13	67.94 ± 15.55	76.43 ± 5.88

Control : RBM surface

Group 1 : Anodized with sulfuric acid + phosphoric acid(300V)

Group 2 : Anodized with Calcium Glycerophosphate + Calcium acetate(350V)

Group 3 : Anodized with sulfuric acid + phosphoric acid(300V) & CMP coating

* <0.05 by ANOVA

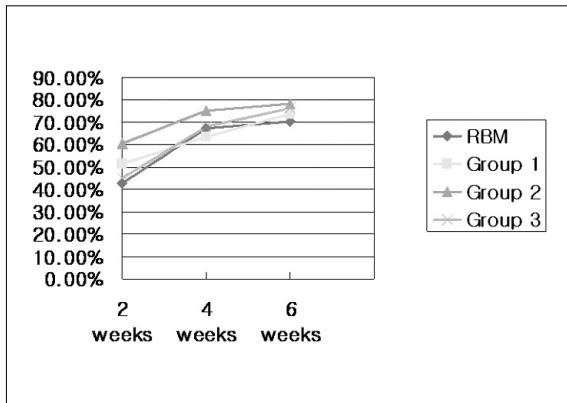


Fig. 9. Bone-to-Implant contacts ratio.

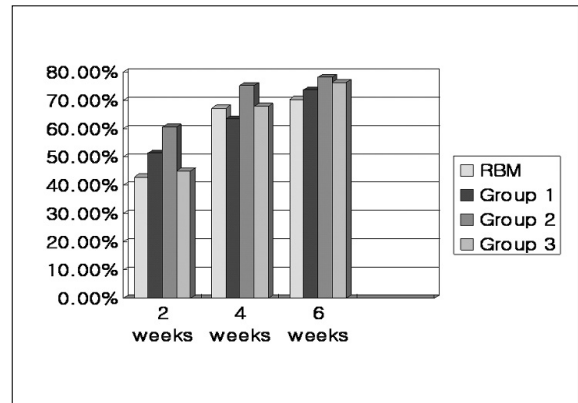


Fig. 10. Evaluation of the bone-to-implant contacts ratio showed a sharp increase over time for Group 2 GC during the first half of the overall observation period. For the anodically roughened implant groups, an even increase was seen.

며 4주후에는 $67.23 \pm 15.87\%$, 6주후에는 $70.45 \pm 11.34\%$ 를 나타내었다. 실험 1군은 2주후에는 $51.35 \pm 8.82\%$ 이었으며 4주후에는 $63.44 \pm 7.59\%$, 6주후에는 $73.67 \pm 9.84\%$ 를 나타냈다. 실험 2군은 2주후에는 $60.63 \pm 18.96\%$ 이었으며 4주후에는 $75.27 \pm 11.65\%$, 6주후에는 $78.22 \pm 7.94\%$ 를 나타냈다. 실험 3군은 2주후에는 $45.08 \pm 9.13\%$ 이었으며 4주후에는 $67.94 \pm 15.55\%$, 6주후에는 $76.43 \pm 5.88\%$ 를 나타냈다. 각 군의 시기별 BIC 측정 도표를 보면, 실험 2군에서 임플란트 식립 후 2주와 4주째에 골접촉 비율이 다른 군들에 비해 약간 높았으나 ($P < 0.05$), 식립 후 6주째에는 다른 군들과 비슷한 양상을 나타냈다(Table 2, Fig. 9).

각 군의 시기별 BIC 측정도표를 보면(Fig. 9), Group 2 GC군의 골접촉비율이 높이 형성되어 있으며 6주에는 다른 군들과 비슷한 양상을 나타내고 있다. 초기 2주에서 4주간의 골접촉비율의 증가가 뚜렷이 나타나고 있는 것을 특징으로 하고 있다.

IV. 총괄 및 고찰

임플란트 재료는 현재 타이타늄을 주성분으로 하고 있으며 조직학적 관찰을 통하여 타이타늄 표면과 주위 골간의 긴밀한 접촉으로 인하여 기계적 유지력을 얻고 있는 것으로 알려지고 있다. 타이타늄과 타이타늄 합금은 우수한 기계적 성질과 생체적합성으로 인해 치과용 임플란트의 재료로 가장 널리 사용되고 있다¹⁴⁾. 임플란트가 주변골에 고정되는 정도는 임플란트 그 자체와 숙주의존성 요소에 따라서 결정된

다. 특히 임플란트는 표면처리방식에 의한 골유착의 정도에 차이가 있는 것으로 알려지고 있다. Albrektsson 등³⁾은 골과의 결합에 영향을 미치는 요인 중 표면 특성은 골유착에 영향을 주는 주된 요소이며 다양한 표면을 가진 임플란트에서 골치유에 관한 많은 연구가 진행되어 왔다.

골유착이라는 용어는 살아있는 골과 부하를 받는 임플란트 표면사이의 직접적인 구조적, 기능적 연결로 정의되어 왔다. 또한 임상적으로 골유착은 기능적인 부하를 받는 상황에서 이물성형재료(alloplastic material)가 임상적으로 무증상을 보이면서 견고하게 고정되고 유지되는 과정이라고 정의되어 왔으며 일차적 안정(primary stability)은 임플란트의 식립 시에 일어나며 일차적 골접촉의 정도와 관련이 있다. 일차적 안정은 임플란트의 길이, 형태, 표면적에 의해 영향을 받으며 골과 임플란트의 접촉면에 의해서도 영향을 받는다. 또 다른 요인으로는 피질골과 망상골의 비율, 식립 기술을 들 수 있다. 이차적 안정(secondary stability)은 무충골과 충판골로 이루어지는 이차적 골접촉의 결과이다. 치유기간 동안 일차적 골접촉이 감소함에 따라 이차적 골접촉이 증가한다¹⁵⁾.

임플란트에 대한 표면처리 방식은 1세대 절삭가공표면, 2세대 부착표면처리, 3세대 산부식 또는 분사표면처리방식, 4세대 다공성 표면과 산화막 처리방식으로 발전되어 왔으며 최근에는 임플란트 표면적을 증가시키는 방식이외에 cytoain과 골전도, 골유도 기능을 증가시킬 수 있는 분자생물학적인 표면처리에 연구가 진행되고 있다¹³⁾. 임플란트 표면의 증가와 함께 임플란트에 부착율의 증가를 위한 다양한 성장유도 물질을 연구하고 있으며 결국 임플란트 표면적

증가는 생체역학적인 골-임프란트 결합을 향상 시키는 것으로 보이며, 불규칙적인 임프란트의 표면은 임프란트와 인접한 골세포에 영향을 주어서 골세포의 증식과 분화를 촉진시킬 수 있다. osteocalcin과 같은 골성장에 관련된 요인들도 거친 표면에서 더 증가한다¹⁷⁾. 표면 불규칙층이 세포에 의한 여러 가지 다른 성장인자의 생성에 미치는 영향은 아직까지 확실히 밝혀지지 않지만, 타이타늄 표면의 화학적 조성이 동일하다는 사실을 고려하면 서로 다른 표면의 국소적인 형태가 세포의 행동양상을 조절한다고 볼 수 있다¹⁸⁾. 따라서 임프란트의 골유착을 촉진하기 위하여 임프란트 표면의 거칠기를 증가시키는 여러 방법이 사용되어 왔으며 부가적인 침식방법(subtractive methods-sandblasting, acid etching)이나 부가적인 첨가방식(additive methods-titanium plasma spraying, HA coating)로 이러한 표면의 거칠기를 얻을 수 있다.

타이타늄의 표면에는 자연적으로 생긴 보호 산화막이 존재하며 이러한 산화막에 의해 임프란트의 표면 특성이 나타난다. 순수 타이타늄(commercially pure titanium)의 표면에서 자연적으로 존재하는 산화막의 두께는 1.8-17nm이며 화학적 조성은 주로 TiO₂로 이루어져 있다¹⁹⁻²¹⁾. 임프란트 표면의 산화막은 낮은 전기전도성과 높은 부식저항성을 가지며 열역학적으로 안정하여 뛰어난 생체적합성을 나타내며 골유착 과정에서 중요한 역할을 수행한다¹⁵⁻¹⁹⁾.

양극 산화처리 방식은 이러한 임프란트 표면의 산화막을 증가시키고 표면 구조를 변화시켜 골유착을 보다 촉진하는 방법으로 타이타늄 임프란트를 양극으로 사용하고 백금 음극을 사용하여 전해질 용액 내에서 전류를 흘려 갈바니작용(galvanic action)을 이용하여 임프란트 표면의 산화막을 증가시킨다. 양극 산화 처리 시 전해질의 종류, 전해질의 농도 및 온도, 전류 밀도, 교반(agitation)속도, 음극과 양극의 표면적 비율 등의 조건에 따라 산화막 형성의 차이를 보인다. 산성 전해질이 염기성 전해질보다 산화막 형성 능력이 보다 강하며, 전해질의 농도와 온도가 증가할수록 양극 형성 전압, 양극형성률, 전류 효율은 감소한다¹⁴⁾. Sul 등¹¹⁾의 연구에 따르면 0.1M의 아세트산을 전해질로 사용하여 200V 이상의 전압으로 처리 시 600nm 이상의 산화막이 형성되고 표면에 다공성 구조가 나타나며 전압이 높을수록 증가하였다. 또한 280V 이상에서부터 산화막의 결정 구조가 무정형기(amorphous phase)에서 아나타제기(anatase phase)로, 380V 이상에서는 아나타제(anatase, 이산화티탄)와 루티일(rutile)의 혼합기(mixture phase)로 변화한다고 보고하였다¹⁶⁾. 최근의 연구에서는 600nm 이상의 산화막 두께를 가진 임프란트의 경우 선반가공표면(machined surface)을 가진 임프란트보다 RFA 측정값 및 제거토크(removal torque)가 높았으며 이는 양극산화 처

리 시 전압에 비례한다고 보고하였다²⁰⁾.

임프란트의 골유착을 보다 촉진하기 위한 방법으로 HA와 같은 골유도 물질을 임프란트 표면에 피복하는 방법이 연구되어 왔으며 Calcium metaphosphate(CMP)는 생체 친화성이 뛰어나고 골모세포의 분화 촉진 및 alkaline phosphatase, osteoprotegerin, osteopontin 등의 유도 효과가 수산화인회석(hydroxy apatite)보다 뛰어나다고 보고가 되어 본 실험에 적용하였다¹⁹⁾.

치유가 된 골에서 일차적 및 이차적 안정성은 전통적으로 임프란트를 타진하는 임상적 방법에 의해서 평가해 왔다. 이러한 방법이 임상적인 평가 기술로 널리 사용되고 있지만 이러한 방법의 유효성에는 많은 의문이 있으며 임프란트의 안정성을 측정할 수 있는 정량적인 방법이 필요하다.

고형 매질 내에 있는 어떤 물체의 안정성을 평가하는데 이용되는 정량적인 방법은 진동 분석법이다. 임프란트의 진동 분석법은 크게 일시적 여기(transient excitation)와 지속적 여기(continuous excitation)로 나누어진다²¹⁾. 수기 타진법이 일시적 여기의 가장 간단한 형태이다. 치아의 동요도를 측정하기 위해서 개발된 Periotest®(Siemens, Bensheim, Germany)를 적용할 때에는 아주 좁은 범위내의 수치만을 보여주기 때문에 임프란트의 안정성을 측정하기에는 민감도가 부족하다. 본 연구에 사용한 공명 진동수 분석법은 지속적 여기(continuous excitation)를 이용한 방법으로 임프란트의 골유착과 안정성을 임상적으로 측정할 수 있는 비침습적인 방법이다⁹⁾. 초기의 실험실적 연구는 공명 진동수 분석법이 계면 강직도(interfacial stiffness)의 변화를 측정할 수 있음을 보여주며 임상적으로 RF 수치가 골-임프란트의 접촉 정도와 관련이 있음을 보여준다²³⁾. 이러한 여러 연구 결과들은 임프란트 식립 후 골치유와 골유착에서의 변화를 평가하는데 공명 진동수 분석법의 사용을 지지해준다. Barewal 등²⁴⁾은 일차적 골접촉부터 안정성의 변화를 사람에서 10주까지 관찰하였는데 골질에 상관없이 10주후에 임프란트 안정성 지수(ISQ)가 증가하였지만 통계적으로 유의성있게 증가하지는 않았다고 하였다. 본 실험에서는 공명 진동수 분석법에 의한 각군간의 통계학적인 유의한 수준의 차이를 관찰하지 못하였다. 공명 진동수 분석법과 골유착의 정도간에는 오차가 있을 수 있으며 측정에 있어서 오류를 보정하기 위하여 다양한 방법인 수직적인 측정법과 수평적인 측정법을 병행하여 측정한 결과 수직과 수평적인 측정법에 있어서도 커다란 차이를 발견하지 못하였다. 다만, 골유착의 정도가 떨어지는 경우에는 실패의 가능성이 높은 것을 예측이 가능하였다.

Zechner 등²⁵⁾은 mini-pig의 하악에 임프란트 식립 후 조직계측학적 비교 실험에서 mini-pig의 이상저작습관(parafunctional masticatory habits) 및 그에 따른 저작

력에 의해 54.1%의 임프란트에서 창상부 열개 및 cover screw 노출이 있었으며 15.3%의 실패율이 발생했음을 보고하였다. 본 실험에서는 임프란트의 실패율이 22.9%로 다소 높게 나왔으나 각 실험군 간의 실패율의 유의한 차이는 없었다. PWG micro-pig에 있어서 구강위생의 관리와 함께 감염방지를 위한 구강내 세척 및 딱딱한 음식물의 섭취를 제한하였다. 본 실험에서는 PWG micro-pig의 하악골에서 발치를 시행한 후 8주후에 임프란트를 식립하고 식립 직후, 2주, 4주, 6주까지 공명 진동수 분석을 시행하여 시간에 따른 임프란트의 안정성의 변화를 관찰하였다. 산성 전해질인 황산과 인산을 실험 1군(Group 1 SP)과 염기성 전해질인 Calcium Glycerophosphate와 Calcium acetate을 실험 2군(Group 2 GC)을 비교한 결과 산성 전해질을 사용한 실험 3군(Group 3 CMP)이 골반응 및 안정성의 증가가 보다 빠른 경향을 보였다.

RBM 방식으로 표면처리한 임프란트는 양극 산화처리한 임프란트를 기존의 상용화된 임프란트의 표면처리 방식과 비교하기 위해 대조군으로 설정하였다. 실험 결과 산성 전해질을 사용한 실험 1군과 여기에 Calcium metaphosphate (CMP)를 피복한 실험 3군이 RBM 표면처리한 대조군보다 골반응과 안정성이 보다 빠르게 증가하는 경향을 보였다. 이는 양극 산화처리된 임프란트 표면이 골반응을 유도하며 Calcium metaphosphate(CMP)가 강한 골유도 효과 및 생체 친화성이 있음을 보여준다. 하지만 교합력의 영향 및 임프란트의 표면 형태가 골반응에 미치는 영향은 향후 연구되어야 할 것이다.

설 등²⁶⁾은 다공성면을 가진 임프란트와 인산칼슘이나 calcium metaphosphate를 피복한 다공성의 임프란트의 실험 동물의 비교실험에서 초기 골유합이 유의성 있게 칼슘인회석을 피복한 임프란트에서 초기 골유합을 관찰할 수 있었으며 또한 칼슘인회석의 피복은 장기간의 임프란트 안정성을 역설하였다. 양극 산화시 전압이 크기에 따른 표면 형상을 관찰하였을 때, 전압이 높아질수록 가공의 직경이 커졌으며, 산화층도 두꺼워지는 것을 보고²⁷⁾한 바 있으며 양극 산화의 3차원적 가공형상이 골세포이주나 분화에 어떠한 도움을 주는지에 대해서는 더 깊은 연구가 사료된다.

또한, 본 연구에서 다른 임프란트의 양극산화막 표면의 매질의 종류에 따른 표면처리방식에 대한 다양한 실험이 추가적인 처리 방식으로 연구가 이루어져야 할 것이며 향후 불소처리법, 전기연마법, glow discharge법, 고온 고압하에 양극산화막 처리법등 다양한 처리방법에 대한 조직계측학적, 공명진동수 분석법과 최근 연구에 진행되고 있는 micro CT를 통한 골질의 비교등의 객관적인 연구가 필요한 분야라고 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 다양한 양산극화 방식으로 처리된 표면을 가진 임프란트와 HA blasting(RBM) 방식으로 처리된 표면을 가진 임프란트의 골 유착 효과 및 안정성을 공명 진동수 분석법과 조직 계측학 적인 검사방법을 이용해 비교평가하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 임상적으로 96개의 임프란트 중에서 22개(대조군 4개, 실험 1군 5개, 실험 2군 7개, 실험 3군 6개의 임프란트가 골유착에 실패하였으며 전체적인 실패율은 22.9%였다.
2. 공명진동수 분석 결과 대조군, 실험 2군 및 실험 3군은 임프란트 식립 후 2주 까지 공명진동수 지수를 유지하다가 4주에 약간 감소하는 공통적인 경향을 보였다. 실험 1군은 식립 후 2주째에 공명진동수 지수가 약간 감소하였다가 4주 이후에는 증가하는 양상을 나타냈으나 각 군 사이에는 통계적으로 유의한 차이가 없었다.
3. 각 군의 시기별 BIC 측정 도표를 보면, 실험 2군에서 임프란트 식립 후 2주와 4주 째에 골 접촉 비율이 다른 군들에 비해 약간 높았으나 ($p < 0.05$), 식립 후 6주째에는 다른 군들과 비슷한 양상을 나타냈다.

참고문헌

1. Bränemark PI : Osseointegration and its experimental background. J Prosth Dentistry 50 : 399, 1983.
2. Branemark PI, Hansson BO, Adell R et al : Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period. Scand J Plast Reconstr Surg 16 : 7, 1977.
3. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P : The long-term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implant 1(1) : 11, 1986.
4. Buser D, Schenk RK, Steinemann S et al : Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implant. A histomorphometric study in miniature pigs. J Biomed Mater Res 25 : 889, 1991.
5. Albrektsson T, Bränemark PI, Hansson HA et al : Osseointegrated titanium implants. Acta Orthop Scand 52 : 155, 1981.
6. Deporter DA, Watson PA, Pilliar RM et al : A histological comparison in the dog of porous-coated vs threaded dental implants. J Dental Res 69 : 1138, 1990.
7. Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G et al : Survival of 1,920 IMZ implants followed for up to 100 months. Int J Oral Maxillofac Implants 11 : 581, 1996.
8. Buser D, Nydegger T, Hirt HP et al : Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. Int J Oral Maxillofac Implants 13 : 611, 1998.
9. Lazzara RJ, Testori T, Trisi P et al : A human histologic analysis of Osseotite and machined surfaces using implants with 2 opposing surface. Int J Periodontic Restorative Dent 19 : 117, 1999.

10. Sul YT, CB, Petronis S et al : Characteristics of the surface oxides on turned and electrochemically oxidized pure titanium implants up to dielectric breakdown: the oxide thickness, micropore configurations, surface roughness, crystal structure and chemical composition. *Biomaterials* 23 : 491, 2002.
11. Sul YT, CB, Petronis S, Roser K et al : Qualitative and quantitative observations of bone tissue reactions to anodized implants. A histologic, enzyme histochemical and histomorphometric analysis. *Biomaterials* 23 : 1809, 2002.
12. Sul YT, Johansson, CB, Jeong Y et al : Resonance frequency and removal torque analysis of implants with turned and anodized surface oxides. *Clin Oral Impl Res* 13 : 252, 2002.
13. Piattelli M, Scarano A, Paolantonio M et al : Bone response to machined and resorbable blast material titanium implants : an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol* 28 : 2, 2002.
14. Cooper LF : A role of surface topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants *J Prosth Dent.* 84 : 522, 2000.
15. Mefferd RM, Langer B, Fritz ME : Dental implants : A review. *J Periodontol* 63 : 859, 1992.
16. Joos U, Wiesmann HP, Szuwart T et al : Mineralization at the interface of implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 35 : 783, 2006.
17. Zechner W, Tangl S, Furst G et al : Osseous healing characteristics of three different implant types : A histologic and histomorphometric study in mini-pigs. *Clin Oral Impl Res* 14 : 150, 2003.
18. Marinho VC, Celleti R, Brachetti G : Sandblasted and Acid-etched Dental Implants : A Histologic study in Rats. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 18 : 75, 2003.
19. Brunette DM, Ratkay J, Chehroudi B : Behavior of Osteoblasts on micromachined surfaces. In : Davies JE(ed) *The bone-Biomaterial interface.* Toronto : University of Toronto Press 170 : 1991, p.18.
20. Lausmaa J, Kasemo B : Surface spectroscopic characterization of titanium implant materials. *Appl Surf Sci* 44 : 133, 1990.
20. Lausmaa J, Kasemo B : Surface spectroscopic characterization of titanium implant materials. *Appl Surf Sci* 44 : 133, 1990.
21. Zitter H, Plenck HJ : The electrochemical behaviour of metallic implant materials as indicator of their biocompatibility. *J Biomed mater Res* 21 : 881, 1987.
22. Olefjord I, Hansson S : Surface analysis of four dental implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8 : 32, 1993.
23. Meredith N : Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prothodont* 11(5) : 491, 1998.
24. Barewal RM, Oates TW, Meredith N et al : Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Maxillofac implant* 18 : 641, 2003.
25. Werner Zechner, Stefan Tangl, Gabor Furst et al : Osseous healing characteristics of three different implant types. *Clin Oral Impl Res* 14 : 150, 2003.
26. Sul YT, Johansson CB : The electrochemical oxide growth behaviour on titanium in acid and alkaline electrolytes. *medical engineering & Physics* 23 : 329, 2001.
27. Grook K, Geesink R, Klein C et al : Plasma sprayed coatings of hydroxyapatite. *J Biomedical Materials Reseach* 21 : 1375, 1987.
28. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B : An animal study of c. p. Titanium screws with different surface topographies. *J Materials Science : materias in Medicine* 6 : 302, 1995.
29. 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* 5 : 24, 1995.

저자 연락처

우편번호 302-120
 대전시 서구 둔산동 1268번지
 원광대학교 치과대학 대전치과병원 구강악안면외과
권 경 환

원고 접수일 2007년 6월 20일
 게재 확정일 2007년 9월 14일

Reprint Requests

Kyung-Hwan Kwon
 Dept. of OMFS, School of Dentistry Wonkwang University
 1268 Doosan-Dong, Seo-Gu, Daejeon, 302-120, Korea
 Tel: 82-42-366-1105 Fax: 82-42-366-1115
 E-mail: denhouse@wonkwang.ac.kr

Paper received 20 June 2007
 Paper accepted 14 September 2007