

임프란트 표면처리 방법에 따른 골유착의 조직계측학적 분석 및 제거회전력 비교 연구

이상철 · 송우식*

경희대학교 치과대학 구강악안면외과학교실,
포천중문의과대학교 분당차병원 구강악안면외과*

Abstract

HISTOMORPHOMETRIC AND REMOVAL TORQUE VALUES COMPARISON OF ROUGH SURFACE TITANIUM IMPLANTS

Sang-Chull Lee, Woo-Sik Song*

*Department of Oral & Maxillofacial Surgery, College of Dentistry, Kyunghee University,
Department of Oral & Maxillofacial Surgery, Pundang CHA Hospital, Pochun CHA Medical College. **

Osseointegrated implants are used for the fixation of dental prosthesis with good long-term clinical results. In an attempt to improve the quantity and quality of the bone-implant interface, numerous implant modification have been used. Implants surface modifications have been used such as titanium-plasma sprayed, hydroxyapatite-coating, sandblasted, sandblasted and acid-etched, acid-etched. Rough surface implants have greater implant surface area and enhance the bone-implant interface and improve stabilization. The purpose of present study was to evaluate light microscopic and scanning microscopic examinations and removal torque value of newly developed calcium phosphate blast and acid-etched implant in the femur of rabbits. Titanium plasma sprayed(TPS) implant served as controls. After 12 weeks of healing of the femurs of 12 rabbits, the implant-containing segments of femur were removed en bloc and bone block including sections. Histologic examination and histomorphometric and removal torque values comparison were made for two implants. Obtained results are follows:

1. Newly developed calcium phosphate blasted and acid-etched implants were in close contact with bone under light microscopic examinations.
2. New implants showed mean bone-to implant contact 59.8%, whereas TPS implants showed mean bone-to implant contact 54.5% (statistically no difference $p < 0.05$).
3. New implants showed mean bone density 56.7%, whereas TPS implants showed mean bone density 49.2% (statistically difference $p < 0.05$).
4. New implants demonstrated mean removal torque values 40.5Ncm, whereas the mean removal torque values of TPS implants ranged 39.3Ncm. No statistical differences ($p < 0.05$) were observed between two groups of implants nor was there any difference between the two implants at the clinical level.

Key words : Dental implant, Osseointegration, Removal torque value

1. 서 론

치과 임프란트는 1965년 Branemark의 골유착 임프란트 시스템이 처음 임상적으로 환자에게 시술되어 1970년대 부

터는 임상가들의 큰 관심으로 30여년간 많은 기초 및 임상적인 연구가 이루어져 안전도와 성공률이 증가하였으며 미국 식품의약청(FDA)의 승인을 받으면서 더욱 수요가 증가하게 되었다. 이제 골유착된 임프란트는 치아 결손부를 치

료하는 치과 의 중요한 한 부분이며 장기간의 평가에서 좋은 임상 성적을 나타내고 있다^{1,2)}.

임프란트 몸체의 재질은 순수 티타늄이나 티타늄 합금이 주로 이용되며³⁻⁵⁾, 임프란트 표면은 임프란트 몸체를 가공하여 매끈한 면을 제공하는 평활표면(smooth, machined, turned surface)과 임프란트 몸체에 수산화인회석 코팅(hydroxyapatite coating, HA coating), 티타늄 플라즈마 분사(titanium plasma spray, TPS), 입자분사(blasted), 입자분사후 산부식 및 산부식 등으로 표면을 거칠게 하는 거친표면(rough surface) 2종류로 나눌 수 있다⁶⁻⁸⁾. 그리고 임상적으로 널리 사용되는 임프란트의 형태는 나사형이나 원통형이며 이는 식립하기가 쉽고 또 실패하였을 경우에도 제거하기가 용이하기 때문이다⁹⁾.

골유착의 정의는 골과 임프란트 사이에 연조직의 개재없이 직접 접촉하여 구조적, 기능적으로 결합하는 것을 말하며 최근에는 임상적으로 거부반응 없이 기능을 수행하는 생물학적 개념으로도 정의되고 있다¹⁰⁻¹⁵⁾.

임프란트 식립 수술시 임프란트가 골에 고정되어 얻어지는 초기 안정성이 골유착을 이루기 위한 필수요건이며 이 골유착은 임프란트 특성과 골조직 형태에 의해 영향을 받는 것으로 알려져 있으며 골과 임프란트의 접촉율과 표면의 거칠기도 큰 영향을 미친다는 보고가 있으나 이에 대한 기전은 아직 정확히 밝혀지지는 않았다. 그러나 임프란트 표면 형태는 골과 임프란트 계면에서 세포 활동에 영향을 미쳐 임프란트 유지에 큰 역할을 한다고도 하며¹⁶⁻²⁰⁾, 골유착 과정에서 골형성에 큰 역할을 하는 골모세포는 거친 티타늄 표면에 초기 부착을 하며 표면 거칠기는 조골세포의 성숙과 분화에도 영향을 미친다고도 하며 골과 임프란트 계면에서 골의 미성숙 세포의 기질에 영향을 미치는 대식세포도 거친면에 친화성을 보인다. 반면에 섬유모세포는 거친면보다 오히려 평활면에 잘 부착한다는 보고도 있다^{21,22)}. 더 나아가 골조직의 무기질침착과 골세포 성숙의 지표인 alkaline phosphatase의 활동도 거친 면에서 활발하게 일어나며²³⁻²⁶⁾ 임프란트 표면 거칠기는 습윤성(wettability)에 영향을 미치며 이 습윤성은 임프란트 표면에 침착되는 단백질의 형태와 구조에 영향을 미치며 단백질의 구조는 세포 부착에 중요한 인자로 작용한다고도 하였다¹⁾. Wennerberg 등은 거친 표면 임프란트가 평활표면 임프란트 보다 골과 더 강하게 연결되어 더 큰 골과 임프란트 접촉율과 제거강도를 가진다고 하였으며²⁷⁻³⁴⁾, 최근까지 임프란트 표면 거칠기에 따라 달라지는 임프란트의 골유착을 비교하는 많은 연구가 이루어지고 있으며 표면의 처리 변화에 따라 75%~125% 정도로 더 큰 제거 회전력을 보인 경우도 보고한다 있다^{35,37)}.

골유착을 평가하기 위해 널리 사용되는 방법은 조직계측학적 분석으로 골과 임프란트의 접촉율을 계측하는 방법과, 임프란트 주위의 골밀도의 계측방법 그리고 기계적 분석법

으로 제거력 측정법 등을 들 수 있다. 즉 골과 임프란트의 접촉율의 증가와 임프란트 주위의 높은 골밀도는 강도의 골유착이 일어나 이와 비례하는 임프란트 제거력의 증가로 성공적인 식립을 보일 것이다. 그러나 임상적인 성공은 임프란트 재질, 모양, 골의 상태, 외과적 술식, 보철물에 가해지는 부하 그리고 시간의 경과에 따라 영향을 받을 수 있다고 한다^{1,3,6,7,16,17)}.

이와같이 최근까지 임프란트에 관한 많은 연구가 이루어지고 있으며 국내에서도 흡수성인 calcium phosphate 입자를 분사한 후 산부식하여 거친표면을 형성한 나사형 임프란트가 제조되어 있다. 따라서 본 연구는 이 국내 제조 임프란트와 TPS 나사형 임프란트를 토끼실험동물로 하여 광학현미경을 통한 골유착의 병리조직학적 관찰과 골과 임프란트 접촉율과 골밀도의 조직계측학적 분석 및 제거 회전력 비교를 하여 다소의 결과를 얻었기에 보고하는 바이다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 사용된 임프란트

본 연구에 사용된 임프란트중 실험군은 국내 제작 시제품인 순수 티타늄 소재의 나사형으로 직경 3.75mm, 길이 10mm 이며 표면은 80~120μ 입자의 calcium phosphate 입자로 분사후 황산과 염산으로 산부식하여 거친표면을 가지는 임프란트를 사용하였으며, 대조군은 시판되는 직경 3.75mm 길이 8.5mm의 나사형 TPS 임프란트를 사용하였다.

2. 동물실험

체중 3.0~3.5kg의 한국산 잡종 토끼 12마리를 사용하였으며 토끼 1마리당 Zoletil 50(Virvac사, 프랑스) 1ml를 근육주사하여 전신마취 한후 실험군으로 왼쪽 대퇴골 부위에 지혈목적으로 1:100,000에피네프린을 주사하고 무릎 관절 부위로 피부절개후 근육과 골막을 박리하여 대퇴골 원심부를 노출하고 통상의 방법으로 임프란트를 식립하였으며, 대조군으로 오른쪽에도 같은 방법으로 임프란트를 식립하였다. 술후 감염방지를 위해 Penbrex(유한양행) 100mg 씩을 3일간 근육주사 하였으며 12주 후 희생하여 3마리는 표본제작을 위해 임프란트를 포함한 대퇴골을 절편으로 절단후 고정액에 고정하였으며, 9마리는 임프란트를 포함한 대퇴골을 절단후 제거 회전력을 측정하였다.

3. 조직표본제작

골과 임프란트를 포함하는 시편을 3일 동안 70% 에탄올

에 고정 한 후 에탄올 농도를 높이면서 탈수하였으며 MMA (methylmethacrylate) Ⅲ에 포매하여 경화시켰다. 레진이 완전하게 중화된 후 경조직 절단기(Exakt cutting grinding system, 독일)로 시편을 약 100~150μm 두께로 절단 하고, 얇은 시편을 얻기 위해 다시 절편을 Exakt micro-grinding system으로 연마하여 30μm의 두께로 만들었다. 절편을 H-E(Hematoxylin-Eosin) 중염색한 후 광학현미경으로 관찰하였다.

4. 조직계측학적 분석

골접촉율은 골접촉이 좋은 나사 부위를 선택하여 나사의 광학현미경 소견을 video camera를 통해 영상분석 소프트웨어(Bummi Universe Co.)에 저장하고 전체 나사산의 길이를 측정하고 나사와 접촉하는 골의 길이를 측정하여 백분율로 계산하였으며, 골밀도는 골과 임프란트 경계부에서 범위를 정하고 골의 양을 측정하고 지정된 범위내 전체 면적에 대한 골의 면적을 백분율로 표시하였다. T-test를 사

용하여 통계적 검증을 하였다.

5. 제거 회전력 측정

실험군과 대조군 각각 9개씩의 임프란트에서 제거 회전력 측정을 위해 임프란트 몸체에 implant mount를 연결하고 removal torque gauge(Tohnichi사, 일본)로 제거 회전력을 측정하고, T-test를 사용하여 통계학적 검증을 하였다.

Ⅲ. 연구결과

1. 임프란트의 Stereoscope 관찰 소견

대조군 임프란트는 거칠고 굵은 과립형으로 임프란트 표면이 덮혀있고, 상2/3 부위까지는 좁고 규칙적인 나사모양의 고랑이 이어지다가, 하1/3 부위에서는 창문형 구멍이 뚫려있다. 근단부는 둔하고 편평하게 끝난다(Fig. 1), 실험군 임프란트는 섬세하고 작은 거칠기로 임프란트 표면이 덮혀

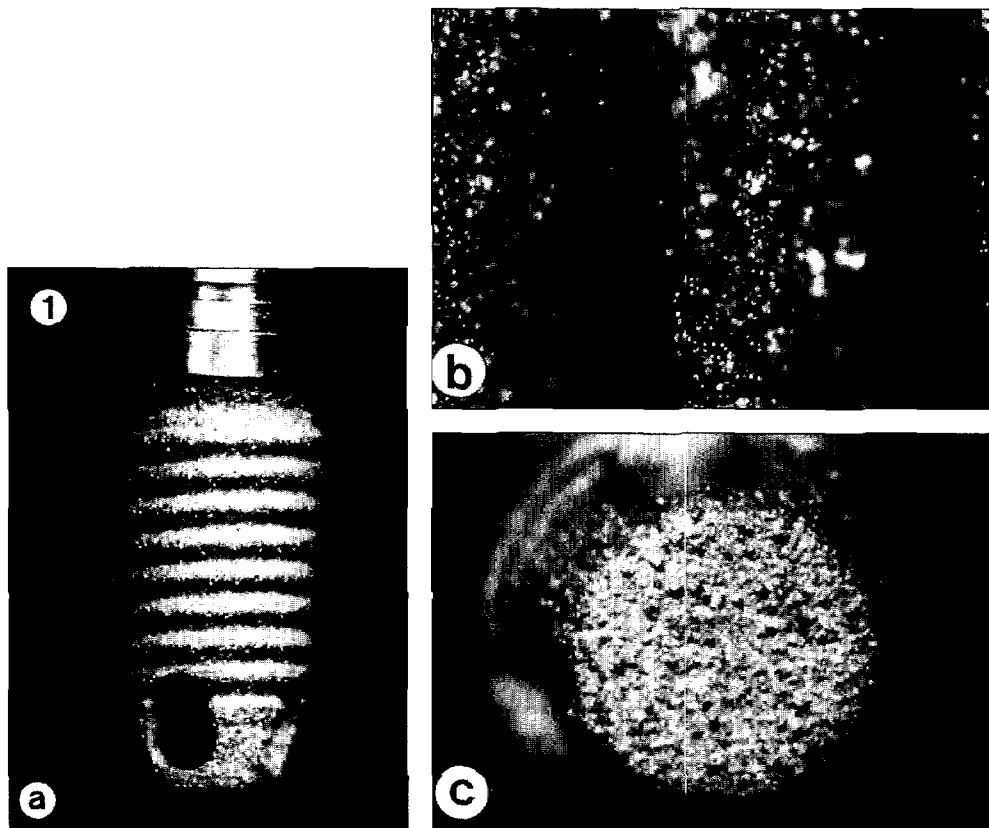


Fig. 1. TPS implant surface is covered with rough granules(a,b), narrow and regular screw is formed on upper 2/3(a), window like holes are existed on lower 1/3(a,c). The apex of implant is flat end(Stereoscope a:X20, b,c:X60).

있고, 좁은 고랑과 넓은 가로 고랑이 이와 수직으로 만나는 세로 고랑이 혼합되어 있으며 근단부는 원추형으로 끝난다(Fig.2).

2. 육안적 소견

토끼에서 실험군과 대조군 모두에서 임프란트 주위로 정상적인 골치유가 관찰되었으며 촉진, 타진시 임프란트의 동요도가 느껴지지 않았다(Fig. 4,5).

3. 광학 현미경 소견

대조군과 실험군 모두에서 임프란트 주위로 골형성이 관찰되어 골유착을 확인할 수 있었다. 대조군은 정상적인 형태와 구조를 가진 새로운 골조직이 형성되어 골결손부위의 수복을 이루었으나, 임프란트의 일부 표면에서만 골유착이 일어났고, 일부에서는 아직도 결합조직이 존재하여 임프란트와 신생골이 분리되어 있다(Fig.3). 실험군은 정상적인

형태와 구조를 가진 새로운 골조직이 형성되어 매식체와 골 사이의 결손부가 일부 수복을 이루었지만 신생골의 임프란트면과의 접촉면적은 비교적 높게 관찰되었고 새로 형성된 신생골은 치밀한 층판골로 골수강을 가지고 있는 해면골로 형성되어 있었다(Fig. 4).

4. 조직계측학적 분석

실험군의 골접촉율은 최고 82.2%에서 최저 43.5%로서 평균 59.8%를 보였으며, 대조군은 최고 67.8%에서 최저 42.3%로서 평균 54.5%를 보여 실험군과 대조군이 비슷한 골접촉을 보여 통계학적으로 유의한 차이($p < 0.05$)가 없었다(Table 1).

실험군의 골밀도는 최고 74.2%에서 최저 33.2%로서 평균 56.7%를 보였으며, 대조군은 최고 66.3%에서 최저 36.9%로서 평균 49.2%를 보여 두군 간에는 통계학적으로 유의한 차이($p < 0.05$)가 있었다(Table 2).

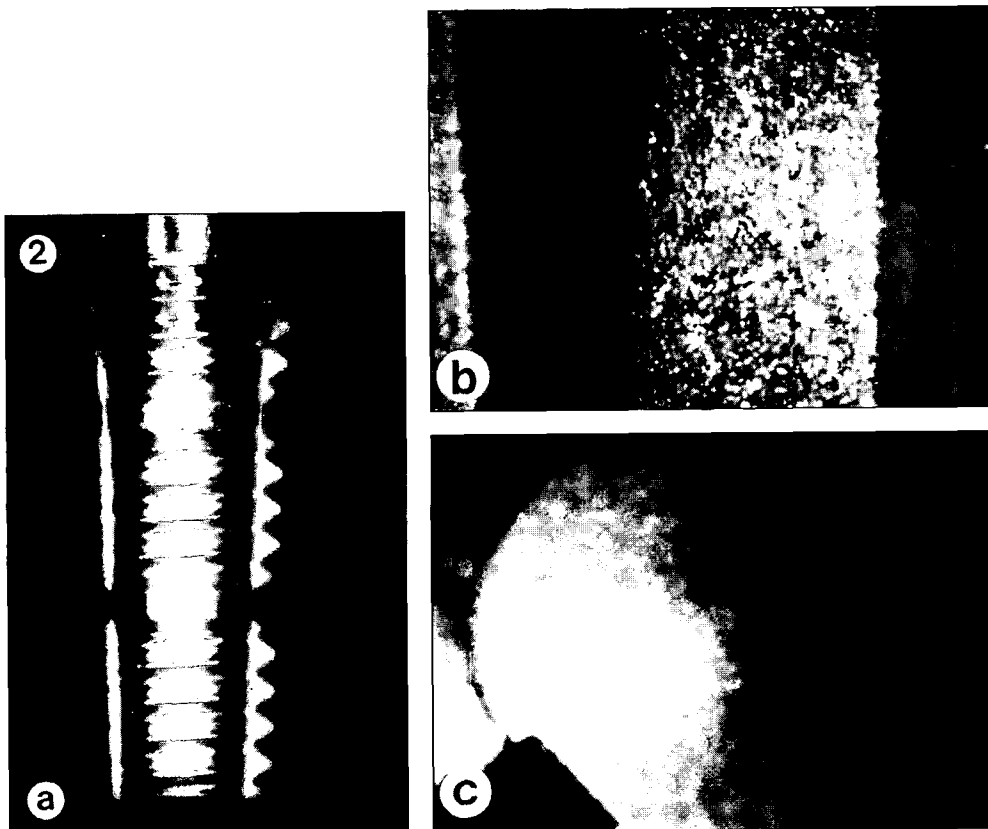


Fig. 2. Calcium phosphate blasted implant is showed fine roughness(a,b), narrow and broad vertical groove join with horizontal groove(a,c). The apex of implant is conical(c) (Stereoscope a:X20, b,c:X60).



Fig. 3. A. New bone formation from host bed toward the implant surface is observed in bone defect areas, but volumes of new bone is too small to fill defect areas(TPS group, H-E X40).

B. Threads is filled with new bone, and bone to implant contact area is improved by active bone remodelling. But shape and morphology of new bone is irregular, bone density is also insufficient (TPS group, H-E X100).

C. New bone with normal shape and structure is filled with bone defect areas, but osseointegration is obtained partially, and implant and new bone is intervened with connective tissue(TPS group, H-E X100).

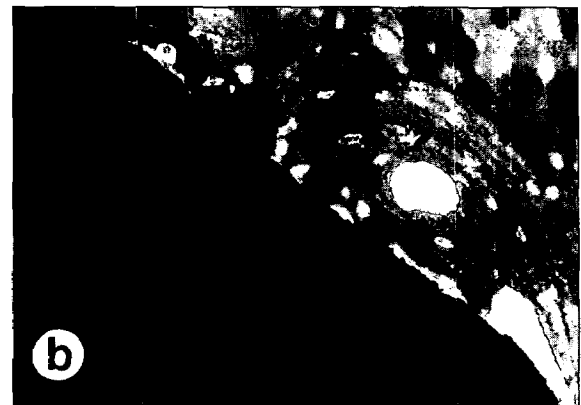


Fig. 4. A. Bone remodelling is observed on implant surface in linear or round shape, and thin band like bone trabecula is showed(CPB group, H-E X40).

B. Threads is filled with dense bone, and Haversian system and osteon are prominent, and bone marrow is seen(CPB group, H-E X100).

C. New bone with normal shape and structure is filled with implant and host bed, bone implant contact is higher than TPS group. Spongy bone with bone marrow space is showed in new bone area(CPB group, H-E X100).

Table 1. Mean Percentage of Bone-to-Implant Contact(%)

Rabbit	CPB	TPS
1	53.3	42.5
	43.5	52.3
2	49.7	59.3
	50.2	62.9
3	80.3	42.3
	82.2	67.8
Mean	59.8	54.5
SD	16.8	10.6

Abbreviation. CPB : calcium phosphate blasted TPS : titanium plasma sprayed statistically no difference (p<0.05)

Table 2. Mean Bone Density(%)

Rabbit	CPB	TPS
1	46.2	46.7
	65.1	66.3
2	56.5	48.1
	65.2	36.9
3	33.2	51.3
	74.2	46.1
Mean	56.7	49.2
SD	14.9	9.6

Abbreviation. CPB : calcium phosphate blasted TPS : titanium plasma sprayed statistically difference (p<0.05)

Table 3. Removal Torque Values(Ncm)

rabbit	CPB	TPS
1	27	26
2	32	23
3	52	27
4	42	45
5	58	50
6	32	60
7	34	28
8	46	57
9	42	38
Mean	40.5	39.3
SD	10.2	14.2

Abbreviation. CPB : calcium phosphate blasted TPS : titanium plasma sprayed no statistical difference (p<0.05)

4. 제거 회전력 측정

제거 회전력 값은 실험군은 최고 58Ncm에서 최저 27Ncm로서 평균 40.5Ncm를 보였으며, 대조군은 최고 60Ncm에서 최저 23Ncm로서 평균 39.3Ncm으로 나타났으며 두군 사이에는 통계적으로 유의한 차이(p<0.05)가 없었다(Table 3).

IV. 총괄 및 고안

임프란트 시술시의 골유착은 조직학적으로 골과 임프란트 사이에 연조직의 개재없이 직접 접촉하여 구조적, 기능적으로 결합이 이루어지는 것으로 정의되며, 최근에는 임상적으로 거부반응 없이 기능을 수행하는 생물학적 개념으로도 정의되고 있지만 골유착 과정과 골유착 결과는 아직 정확하게 규명되지 않았다¹⁵⁻¹⁷⁾. 그러나 골유착의 과정과 결과로 골과 임프란트 계면에서 골형성 세포와 형성된 골세포의 위치에 대한 연구도 많이 이루어지고 있으며³⁸⁻⁴²⁾, Linder등⁴³⁾은 골유착은 점진적인 무기물 침착이 임프란트 표면에서 시작

되는 것이 아니라 기존 골조직에서 임프란트 면을 향하여 일어나며 골형성도 기존 골조직에서 임프란트 면으로 활발하게 일어난다고 하였다. 이와같은 골형성의 진행이 임프란트 표면에까지 연조직의 개재없이 침착되어 견고하게 고정된 임프란트가 안정적으로 장기간 유지되는 것을 목적으로 한다. 임상에서 장기간 동안 성공률이 높은 임프란트는 하악 전치부 같이 골밀도가 높은 부위에서 골조직과 임프란트의 긴밀한 상호 관계가 잘 이루어 지는 부위이며 상악 구치부 같이 골밀도가 낮은 부위에서 장기간의 성공률이 많이 떨어진다. 성공률에서의 이와같은 차이는 골밀도가 높은 부위에서는 골과 임프란트의 접촉율이 높아 임프란트의 고정성이 확실하기 때문이다^{5,44)}.

임프란트 표면에 직접적인 골침착을 하는 생체재료로 임프란트 제조에 이용되는 금속은 순수 티타늄과 티타늄 합금(티타늄-알루미늄-바나듐, Ti-6Al-4V)등이지만 임상연구에서 순수 티타늄이 장기간의 높은 성공률을 나타내며 금속 부식면에서도 순수 티타늄이 더 안정한 물질로 알려져 있지만 강도면에서는 티타늄 합금이 더 높아 근래에는 정형외과 영역에서 많이 사용된다^{4,45)}. Han등⁵⁾은 순수 티타늄 임프란트가 티타늄 합금 임프란트 보다 더 큰 골과의 접촉율과 또 더 큰 제거력을 보였으며 Johansson등⁴⁾도 비슷한 실험에서 순수 티타늄 임프란트가 티타늄 합금 임프란트보다 더 강하게 골과 결합하였다고 하였다. 금속 이온의 유리에 관한 연구에서도, 순수 티타늄 임프란트가 티타늄 합금 임프란트 보다 적게 방출되어 더 좋은 골유착을 나타낸다고 하였다⁴⁶⁻⁵⁰⁾. 이런 이유로 본 연구에서도 임프란트 재질에 따른 골유착의 차이에 의한 오차를 줄이기 위해서 순수 티타늄으로 제조된 시제품 임프란트와 시판되는 TPS 임프란트를 사용하였다.

임프란트 시술의 성공여부를 판별 또는 확인하는 방법으로 임상적으로는 방사선사진을 중심으로 시진과 타진 및 동요도의 유무에 의존할 수밖에 없지만 기본적으로는 골과 임프란트 계면에서 조직계측학적 연구로 광학 현미경하에서 결합력을 보기 위한 골과 임프란트 계면에서 골과 임프란트

가 직접 접촉하는 비율을 백분율(%)로 표시하는 골접촉율과 임프란트의 골촉경계부에서 범위를 정하여 골의 양을 측정하고 지정된 범위내 전체면적에 대한 골의 면적을 백분율로 표시한 골밀도 측정이며, 제거력 측정은 골과 임프란트 계면의 기계적인 결합력을 측정하는 것이다. 제거력 측정은 임프란트의 형태적 특성에 따라 영향을 받지만 골과 임프란트 계면의 치유 상태를 평가하는 객관적인 기초적 기준을 제공하므로 임프란트 치유를 판단하고 진단하는 기본적인 방법으로 사용될수 있다.^{1,8,16,17)}

임프란트가 완벽하게 식립되어 제 기능을 발휘하기에 충분한 골결합을 얻는데 필요한 골과 임프란트 접촉율은 아직 명확하게 밝혀져 있지 않지만 접촉율의 증가는 곧 성공률의 증가와 비례하므로 접촉율을 증가시키기위한 노력이 한층 활발하여 지고 있다.

그 한 방법으로 재료의 선택에서 순수 티타늄과 티타늄 합금중에서 순수 티타늄이 골접촉율의 증가를 보였다고 하고^{4,5)} 이는 Evans⁴⁶⁾의 연구에서 티타늄 합금에서 많은 금속이온이 방출되어 세포와 접촉하여 세포를 손상케 한다고 하였으며 Puleo⁴⁹⁾나 Thompson⁵⁰⁾은 이러한 금속이온이 골수강세포가 성숙한 조골세포로의 분화를 방해하여 순수 티타늄보다 골접촉율이 떨어진다고 하였으며 이들 금속이온은 임프란트면에 골침착을 방해하여 임프란트식립의 실패요인이 될 수도 있다고 하였다.

그리고 상악 구치부 같이 해면골이 많은 부위는 실패율이 높다는 것이 임상 연구에서 밝혀져 있다. 따라서 실패율을 줄이기 위해 순수 티타늄이나 티타늄 합금으로 된 임프란트에서 골과 임프란트 계면에서 높은 접촉율과 견고한 고정을 얻기 위해 임프란트 표면 처리를 하여 임프란트 표면 구조에 변화를 주어 골과 임프란트 결합을 강화시키기 위해 많은 방법이 시도되어져 왔다.^{3,6-8,12,20,27-37)} 임프란트 표면에 변화를 주는 방법의 사용은 임프란트표면의 거칠기의 증가로 표면적을 증가시켜서 골접착의 증가를 얻을 수 있다는 이론에 근거를 두고 있다. 즉 Burser¹²⁾도 임프란트 표면을 거칠게하여 표면적을 증가시킴으로서 골접촉율을 높일수 있다고 하였으며 이는 Rich와 Harris⁵¹⁾의 보고에서 거친면에 대식세포같은 세포들이 친화성(rugophilia)을 보이는 결과라고도 하였다.

Branemark⁹⁻¹¹⁾에 의하면 임프란트와 골과의 접촉 필수요건 중의 하나는 완벽한 접합으로 이때 골의 접합 실패는 골과 임프란트 초기 접합 실패에 기인하는 것으로 알려졌으며, 거친표면이 접합에는 불리한 여건이라 하더라도 임프란트 표면적을 증가시키고 세포 부착성이 증가되어 임프란트 표면과 골의 기계적인 결합력의 증가로 골과 임프란트 계면에서의 결합을 강화시키고 안정성을 증가시킨다¹⁾. 임프란트의 표면을 거칠게 하기 위하여는 티타늄 플라즈마 분사(titanium plasma spray: TPS)를 하거나^{52,53)} 수산화인회

석 코팅(hydroxyapatite coating: HA coating)⁵⁴⁻⁵⁹⁾ 등 코팅방식과 입자의 크기를 달리하여 산화알루미늄(Al₂O₃), 산화티타늄(TiO₂) 및 흡수성 calcium phosphate등을 분사하는 방법 그리고 입자분사후 산부식(sandblasted with large grit and acid-etched:SLA)이나 또는 산부식(acid-etched:AE, Osseotite)만으로도 변화를 주기도 하였다.^{6,7,20,27,35-37,60)}

우선 1970년 Hahn 과 Palich⁵¹⁾는 titanium plasma spray coating을 하여 거친표면에 골접착율이 높게 나타났다고 보고하였고 ITI(International Team for Oral Implantology)도 1974년 이후 TPS 임프란트를 임상에 채택한바 있다⁵²⁾. Piatelli⁵⁷⁾은 평활표면의 골접착율이 51%이나 150m 입자의 산화알루미늄을 분사하여 거친표면이된 측이 60%로서 좋은 성적을 얻었다고 보고한바 있다. 더욱이 Trisi P⁵⁸⁾이 산화알루미늄분사로 거친표면을 만들어 거친표면 : 평활표면을 비교한 결과 골접촉율이 3개월후 58.9% : 6.2%, 6개월후 72.9% : 3.55% 그리고 12개월에는 76.75% : 6.7%로 많은 격차를 보고하였으며 Burser¹²⁾은 거친표면인 TPS임프란트 : SLA임프란트의 골접촉율의 비교에서는 실험 3주일후에 39.2% : 37.8%이고 6주일 후에는 52.1% : 57.7%로 SLA임프란트의 성적이 높게 나타났다.

본 연구의 골접촉율의 토끼실험에서 대조군과 실험군 모두 거친표면 임프란트를 사용하여 실험군이 평균 59.8%이고 대조군이 54.5%로서 실험군의 성적이 조금 증가한 소견으로 실험군의 표면 거칠기가 대조군에 비하여 전자현미경 하에서 부더러웠으며 나사의 균등함이 골세포의 침착과 높은 골유도(osteoconductivity) 작용을 하였기 때문일 것으로 추정되며 Burser¹²⁾의 실험에서 SLA의 성적이 더 우수하게 나온 결과와 맥을 같이함을 볼수있다. 또 골밀도의 실험성적에서 평활표면이나 부더러운 입자분사의 경우가 더 높은 상관관계를 볼수있을것으로도 생각된다.

임프란트의 성공과 관련이 있는 세가지 성적 즉 골접촉율이나 골밀도나 제거회전력은 비례적으로 증가 또는 감소되는 것으로 생각된다. 골밀도 실험에서는 일률적으로 평탄한 쪽의 표면에서 높은 결과를 보였다. 즉 Wennherberg와 Albrektsson²⁸⁾이 토끼실험 12주에서 25m와 75m의 산화알루미늄입자 분사에서 39.2%와 35.4%로서 고운 입자(25m)쪽의 골밀도가 높았으며 Wennherberg와 Andersson²⁹⁾의 평탄면과 25m의 경우 실험 1년후에도 60%와 42%로 평탄면이 월등히 높았다. 본 실험에서도 대조군보다 상대적으로 평활한 실험군이 평균 56.7%로서 대조군 49.2%보다는 높은 수치를 보였다. 이것도 Wennherberg와 Albrektsson³⁰⁾ 및 Wennherberg와 Albrektsson³¹⁾에서나 Johansson⁴⁾의 결과인 평활면의 임프란트에서 골밀도의 증가되는 공통된 경향을 볼 수 있었다.

제거 회전력의 실험에서는 많은 요소들의 간섭이 작용할 것으로 사료된다. 즉 임프란트표면의 거칠기에 따라서, 또 세로골의 깊이와 수 등 제작 디자인에 따라서도 많은 변화가 있을 것으로 생각된다. 1970년에 Hahn과 Palich⁵¹⁾는 거친표면에서 제거 회전력의 증가를 선언한 이래, Buser¹²⁾도 증가된 임프란트의 표면적은 기계적 결합의 증가로 제거회전력도 비례하여 증가한다고 하였고 Car^등⁶¹⁾은 원숭이 실험에서 평활표면과 거친표면의 TPS임프란트에서 실험 6개월 후 72.2Nm와 138.8Nm로 약 2배정도 저항이 강하였으며 Baker^등⁸⁾은 사람의 6개월여에 해당된다는 실험 8주 후에 SLA와 평활표면과의 비교에서 SLA가 3.2배 더 강하게 나타났다으며 또 Buser^등³⁷⁾은 250~500m의 SLA와 평활표면의 비교에서 평활표면이 8~10배의 쉽게 제거가 되었으며 또 250~500m의 SLA와 TPS의 비교에서는 TPS의 실험 4주에서 1.14Nm와 SLA의 1.39Nm로 약간의 차이는 있었으나 8~12주에는 비슷비슷한 소견을 보여 주었다. 그리고 Buser^등³⁷⁾은 AE와 SLA임프란트의 주별 실험에서 4, 8 및 12주에 약 75~125% 더 강하게 나타났다. 본 연구에서도 실험군의 평균이 40.5Nm이고 대조군이 39.3Nm로서 큰 차이는 없으나 실험군의 약간의 증가는 거칠기는 대조군이 더 거치나 실험군의 3줄의 세로골의 디자인에서 저항을 받을때문으로 추측된다.

금번 실험에 사용한 국내시제품 임프란트는 순수 티타늄 제재로 80~120m의 흡수성 calcium phosphate으로 분사하여 표면의 오염물질의 제거로 금속면의 표면활성이 증가되고 Piattelli M^등⁶²⁾ 실험에서 흡수성 calcium phosphate으로 분사는 4~8주 후 임프란트면과 직접접촉하는 무기질화된 골세포와 골양기질의 형성이 보이며 평탄면보다 골유도 작용이 더 높을 것으로 추정된 점은 향후 이 시제품의 임상응용이 충분히 가능하리라고 인정되나 실험군과 대조군이 동일한 형태로 같은 제조사에서 만들어진 임프란트가 아니므로 이러한 재질, 형태, 제조기법의 차이가 두군 간에서 더 장기간의 비교 연구가 필요할 것으로 사료된다. 또 이 시제품이 실제 인체에 적용하고 보철물 장착시에도 동일한 결과를 얻을 수 있는지, 장기간 사용시 어떠한 차이가 있을지는 앞으로도 많은 임상연구가 필요하리라 인정된다.

V. 결 론

저자는 국내에서 제조된 흡수성 calcium phosphate 입자 분사후 산부식 임프란트의 골유착 현상을 연구하기 위해 토끼의 대퇴골에 실험군으로 흡수성 calcium phosphate 입자 분사후 산부식 임프란트와 대조군으로 TPS 임프란트를 식립하여 12주 후 광학 현미경으로 병리조직학적 소견을 관찰하고 조직계측학적 분석과 제거 회전력 측정을 시행하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 광학 현미경 소견에서 흡수성 calcium phosphate 입자 분사후 산부식한 실험군 임프란트는 골과 연조직 계재 없이 직접 접촉하는 골유착을 보였다.
2. 조직계측학적 분석으로 골접촉율은 실험군이 59.8%, 대조군이 54.5%를 보였으나 통계적 유의성은 없었다 ($p < 0.05$).
3. 조직계측학적 분석으로 골밀도는 실험군이 56.7%, 대조군이 49.2%를 보여 통계적으로 유의성 있는 차이를 보였다 ($p < 0.05$).
4. 제거 회전력 측정에서 실험군은 40.5Ncm, 대조군은 39.3Ncm의 제거 회전력을 보였으나 통계적 유의성은 없었다 ($p < 0.05$).

이상의 연구로 흡수성 calcium phosphate로 분사후 산부식 시제품 임프란트의 임상응용이 충분히 가능하리라고 인정되나 실제 인체에 적용하고 보철물을 장착하여 장기간 사용시 어떠한 차이가 있을지는 앞으로도 많은 임상연구가 필요하리라 생각된다.

참고문헌

1. Trisi P, Rao W, Rebaudi A : A histometric comparison of smooth and rough titanium implants in human low-density jawbone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14:689-698, 1999.
2. Gotfredsen K, Nimb L, Hjorting-Hansen E, Jensen JS, Holmen A : Histomorphometric and removal torque analysis for TiO₂-blasted titanium implants. An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 3:77-84, 1992.
3. Sisk AL, Steflik DE, Parr GR, Hanes PJ : A light and electron microscopic comparison of osseointegration of six implant types. *J Oral Maxillofac Surg* 50:709-716, 1992.
4. Johansson C, Han C H, Wennerberg A, Albrektsson T : A quantitative comparison of machined commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium implants in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13:3 315-321, 1998.
5. Han C-H, Johansson CB, Wennerberg A, Albrektsson T : Quantitative and qualitative investigations of surface enlarged titanium alloy implants. *Clin Oral Implants Res* 9:1-10, 1998.
6. Klokkevold PR, Nisshimura 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.
7. Piattelli A, Manzon L, Scarano A, Paolantonio M, Piattelli A : Histologic and histomorphometric analysis of the bone response to machined and sandblasted titanium implants : An experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13:805-810, 1998.
8. Baker D, London RM, O'Neal R. Rate of pull-out strength gain of dual-etched titanium implants: A comparative study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14:722-728, 1999.
9. Branemark PI, Breine U, Lindstrom J, Adell R, Hansson BO, Ohlsson A : Intra-osseous anchorage of dental pros-

- theses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 3:81-100, 1969.
10. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J : Osseointegrated titanium implants. Requirements for enduring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 52:155-170, 1981.
 11. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Kasemo B, Larsson K, Lunstrom I, McQueen DH, Skalak R: The interface zone of inorganic implants in vivo: Titanium implants in bone. *Ann Biomed Eng* 11:1-27, 1983.
 12. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H : Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 25:889-902, 1991.
 13. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T : Implant fixation improved by close fit. *Acta Orthop Scand* 59:272-275, 1988.
 14. Johansson C, Albrektsson T : Integration of screw implants in the rabbit. A 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2:69-75, 1987.
 15. Ericsson I, Johansson CB, Bystedt H, Norton MR : A histomorphometric evaluation of bone-to-implant contact on machine-prepared and roughened titanium dental implants. *Clin Oral Implants Res* 55:202-209, 1994.
 16. Masuda T, Yliheikkila PK, Felton DA, Cooper LF : Generalizations regarding the process and phenomenon of osseointegration. Part I. In vivo studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13:17-29, 1998.
 17. Cooper LF, Masuda T, Yliheikkila PK, Felton DA : Generalizations regarding the process and phenomenon of osseointegration. Part II. In vitro studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13:163-174, 1998.
 18. Carlsson L, Regner L, Johansson C, Gottlander M, Herberts P : Bone response to hydroxyapatite-coated and commercially pure titanium implants in the human arthritic knee. *J Orthop Res* 12:274-285, 1994.
 19. Piattelli A, Scarano A, Piattelli M : Detection of alkaline and acid phosphatases around titanium implants: a light microscopical and histochemical study in rabbits. *Biomaterials* 16:1333-1338, 1995.
 20. 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 mandible: Radiographic results. *Clin Oral Implants Res* 7:240-252, 1996.
 21. Bowers KT, Keller JC, Randolph BA, Wick DG, Michaels CM : Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7:302-310, 1992. 22. Rich A, Harris AK : Anomalous preferences of cultured macrophages for hydrophobic and roughened substrata. *J Cell Sci* 50:1-7, 1981.
 23. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J, Deam DD, Cochran DL, Boyan BD : Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *J Biomed Mater Res* 29:389-401, 1995.
 24. Dean Braber ET, De Ruijter Je, Smits HTJ, Gines LA, Von Recum AF, Jansen FA : Effect of parallel surface microgrooves and surface energy on cell growth. *J Biomed Mater Res* 29:511-518, 1995.
 25. Thomas KA, Cook SD : An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. *J Biomed Mater Res* 19:875-901, 1985.
 26. Schwartz Z, Martin JY, Dean DD, Simpson J, Cochran DL, Boyan BD : Effect of titanium surface roughness on chondrocyte proliferation, matrix production and differentiation depends on the state of cell maturation. *J Biomed Mater Res* 30:145-155, 1996.
 27. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminium oxide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11:38-45, 1996.
 28. Wennerberg A, Albrektsson T, Lausmaa J : Torque and histomorphometric evaluation of c.p. titanium screws blasted with 25 and 75 μ m-sized particles of Al₂O₃. *J Biomed Mater Res* 30:251-260, 1996.
 29. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B : Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11:38-45, 1996.
 30. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B : Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. *Biomaterials* 17:15-22, 1996.
 31. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B : An animal study of c.p. titanium screws with different surface topographies. *J Mater Sci Mater Med* 6:302-309, 1995.
 32. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ : A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res* 6:24-30, 1995.
 33. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B : Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8:622-633, 1993.
 34. 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.
 35. Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D : Bone response to unloaded and load titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: A histologic study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res* 40:1-11, 1998.
 36. Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran DL, Schenk RK, Hirt HP, Snetivy RD, Nolte LP : Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of pigs. *J Biomed Mater Res* 45(2):75-83, 1999.
 37. 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* 12:611-619, 1998.
 38. Woodman J, Shinn W, Urban R, Galante J : Electron microprobe analysis of metal ion transport in cortical bone. *J Biomed Mater Res* 18:463-466, 1984.
 39. Blumenthal NC, Cosna V : Inhibition of apatite formation by titanium and vanadium ions. *J Biomed Mater Res Appl Biomater* 23:13-22, 1989.
 40. Lugowski SJ, Smith C, McHugh AD, Van Loon JC : Release of metal ions from dental implant materials in vivo : Determination of Al, Co, Cr, Mo, Ni, V and Ti in organ tissue. *J Biomed Mater Res* 25:1443-1458, 1992.
 41. Steflik DE, Sisk AL, Parr GR, Lake RT, Hanes PJ, Gerkery DJ : Transmission electron and high-voltage electron microscopy of osteocyte processes extending to the

- dental implant surface. *J Biomed Mater Res* 28:1095-1107,1994.
42. Rosengren A, Johansson BR, Danielsen N, Thomsen P, Ericson LE : Immunohistochemical studies on the disruption of albumin, fibrinogen, fibronectin, IgG and collagen around PTE and titanium implants. *Biomaterials* 17:1779-1786,1996.
 43. Linder L, Obrant K, Bovin G : Osseointegration of metallic implants II. Transmission electron microscopy in the rabbit. *Acta Orthop Scand* 60:135-139,1989.
 44. Adell R, Lekholm UR, Rockler B, Branemark PI : A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 10:387-416,1981.
 45. Khan MA, Williams RL, Williams DF : In-vitro corrosion and wear of titanium alloys in the biological environment. *Biomaterials* 17:2117-2126, 1996.
 46. Johansson CB, Albrektsson T, Thomsen P, Sannerby L, Lodding A, Odelius H : Tissue reactions to titanium-galunium-4vanadium alloy : *Eur J Exp Musculoskel Res* 1:161-169,1992
 47. Ektessabi AM, Otsuka T, Tsuboi Y, Yokoyama K, Albrektsson T, Sannerby L, Johansson C : Application of micro beam PIXE to detection of titanium ion release from dental and orthopaedic implants. *Int J PIXE* 4:81-91, 1994.
 48. Evans EJ : Cell damage in vitro following direct contact with fine particles of titanium, titanium alloy and cobalt-chrome-molybdenum alloy. *Biomaterials* 15:713-717,1994.
 49. Puleo DA, Huh WW : Acute toxicity of metal ions in cultures of osteogenic cells derived from bone marrow stromal cells. *J Applied Biomaterials* 6:109-116,1995.
 50. Thompson GJ, Puleo DA : Ti-6Al-4V ion solution inhibition of osteogenic cell phenotype as a function of differentiation time course in vitro. *Biomaterials* 17:1949-1954,1996.
 51. Rich A, Harris AK : Anomalous preferences of cultured macrophages for hydrophobic and roughened substrata. *J Cell Sci* 50:1-7,1981.
 52. Hahn H, Palich W : Preliminary evaluation of porous metal surfaced titanium for orthopedic implants. *J Biomed Mater Res* 4:571-577,1970.
 53. Schroeder A, Sutter F, Krekelor G : Oral implantology. New York, Thieme, 1991, p72-85.
 54. Karbuda C, Sandalli P, Yalcin S, Steflik D, Parr GR : Histologic and histomorphometric comparison of immediately placed hydroxyapatite-coated and titanium plasma-sprayed implants:A pilot study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*14:4 510-515, 1999.
 55. Groot K, Geesink R, Klein CPAT, Serekian P : Plasma sprayed coatings of hydroxylapatite. *J Biomed Mater Res* 21:1375-1381, 1987.
 56. Thomas KA, Kay JF, Cook SD, Farcho M : The effect of surface macrotexture and hydroxyapatite coating on the mechanical strengths and histologic profiles of titanium implant materials. *J Biomed Mater Res* 21:1395-1414,1987.
 57. Block MSs, Kent JN, Kay JF : Evaluation of hydroxylapatite-coated titanium dental implants in dogs. *J Oral Maxillofac Surg* 45:601- 607, 1987.
 58. Lange GL, Donath K : Interface between bone tissue and implants of solid hydroxyapatite or hydroxyapatite-coated titanium implants. *Biomaterials* 10:1121-125,1989.
 59. Block MS, Finger IM, Gontenot MG, Kent JN : Loaded hydroxylapatite-coated and grit-blasted titanium implants in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4:219-226,1989.
 60. Taylor T : Again and again[editorial]. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11:709-710,1996.
 61. Carr AB, Beals DW, Larsen PE : Reverse-torque failure of screw-shaped implants in baboons after 6 months of healing. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12:598-603, 1997.
 62. Piattelli M, et al : *Journal of Dental Research* 78:246(abstract 1126).

저자 연락처

우편번호 463-712
 경기도 성남시 분당구 야탑동 351
 포천중문의과대학교 분당차병원 치과 구강악안면외과
송 우 식

원고 접수일 2001년 7월 30일
 게재 확정일 2001년 8월 13일

Reprint requests

Woo-Sik Song
 Dept. of OMFS, Pundang CHA Hospital, Pochun CHA Medical College
 351, Yatap-Dong, Pundang-Gu, Sungnam-city, Kyunggi-Do, 463-712, Korea
 Tel. 82-31-780-5472 FAX. 82-31-701-5471
 E-mail : maxilla@cha.ac.kr

Paper received 30 July 2001
 Paper accepted 13 August 2001