

## 국내제작 임프란트 고정체와 지대주 유지나사의 적합도에 대한 주사전자현미경적 비교연구

전남대학교 치과대학 보철학교실, 성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 치과진료부\*

박영선 · 방몽숙 · 이석형\*

### I. 서 론

구강 조직의 건강을 유지하면서 상실치아를 기능적, 심미적으로 수복하는 것은 임상가와 환자 모두의 치료 목표이다.<sup>1)</sup> 치과보철과 관련된 임프란트 개발과 연구는 1809년 Maggiolo<sup>2)</sup>가 골내에 이물질이식을 처음 시행한 이래 1913년 Greenfield<sup>2)</sup>에 의해 현대적인 2단계 술식에 의한 치근형 임프란트가 소개되었고, 1969년 스웨덴의 Branemark<sup>3)</sup>가 골유착 개념을 발표한 이후 다양한 치근형 임프란트가 개발, 사용되었으며<sup>3,4)</sup> 최근에는 완전 무치악은 물론 유리단 최후방 지대치, 중간 지대치 등 부분 무치악 및 단일 결손치 수복 증례에도 광범위하게 적용되고 있다.<sup>2,5,6)</sup>

그러나 임프란트 개발 및 시술 증가와 함께 지대주 고정나사와 교합면 나사의 풀림과 파절, 고정체(fixture)와 상부지대주의 파절, 교합면 재료의 소실, 금속 사용에 의한 부식, 심미 및 기능적 문제, 골흡수 등과 같은 임프란트 실패에 관한 보고도 많아지고 있다. 이중 나사풀림은 임프란트 보철의 가장 보편적인 문제점으로, 임프란트 보철용 유지나사는 임프란트 보철물 구조에서 가장 약한 연결 구조로서 주위의 조건이나 유지형태에 따라 풀리기 쉽다.<sup>7-9)</sup>

임프란트 보철물이 고정체 및 유지나사(abutment screw)에 연결되는 방법에는 시멘트에 의해 유지를 얻는 방법과 나사에 의해 유지를 얻는 방법 등이 있으며 나사를 이용한 임프란트 보철물은 개개 임프란트의 평가, 연조직의 시진, 치석제거 그리고 필요한 경우에 보철물의 조절 등을 용이하도록 보철물을 제

거할 수 있다는 장점이 있으나 유지나사 풀림에 의한 상부보철물의 헐거워짐이 중요한 문제점으로 지적되고 있다.

Ekfeldt 등<sup>10)</sup>은 단일 임프란트 보철물중 구치부에서 나사풀림이 빈발하다 보고하였으며 그 빈도가 48%에 달한다고 하였고, Jemt<sup>14)</sup>는 보철물 장착 후 초기 2-3주동안 상악에서 50%, 하악에서 20%정도 발생한다고 하였다.

McGlumphy,<sup>12)</sup> McGlumphy 등<sup>13)</sup>은 단일치 및 다수치 결손 임프란트 보철물에서도 나사풀림이 일어나는데 자연치와 연결된 경우, cantilever를 갖는 경우에서 빈번하게 발생한다고 하였고,<sup>11,14)</sup> Jorneus 등<sup>15)</sup>은 단일 임프란트 보철의 경우에 더 많은 나사풀림이 관찰된다고 보고하였다. 따라서 Branemark<sup>9)</sup>은 지대주와 상부보철물을 단단히 연결하도록 하고 이들 구성성분들의 안정성을 몇 차례의 재내원을 통해 확인해야 한다고 강조했다.

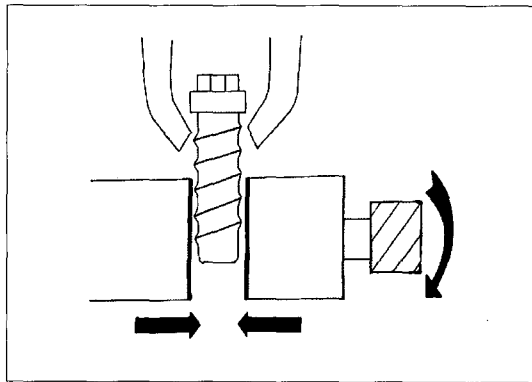
공학적인 측면에서 나사풀림에 관여하는 요소에는 나사의 크기나 형태, 나사로 체결되는 구성부품의 재질, 마찰력, 그리고 예비하중(preload) 등이 있다.<sup>16)</sup> 이러한 요소중에 예비하중은 임상에서 술자가 나사를 조일 때 발생하는 두 구성부품간의 조임쇠 같은 압축력을 말하며, 압축력은 나사에 가해지는 회전력이 나사를 신장시켜 야기되는 인장력의 결과이다.<sup>16-19)</sup> 나사풀림이나 파절은 두 구성부품이 나사에 의해 견고하게 체결되어 있을 경우, 맞물리는 체결면의 접촉상태를 유지시키려는 나사의 유지력보다 분리시키려는 외력이 더 클 때 일어나는 소위

“joint opening”에 의해 야기된다. 그러므로 나사풀림이나 파절을 예방하기 위해서는 가능한 예비하중을 크게 해주는 것이 바람직하나 나사의 소성변형 등을 고려하여 일반적으로 나사항복강도의 75% 정도 회전력을 가했을 때의 예비하중이 적절하다고 하였다.<sup>13)</sup>

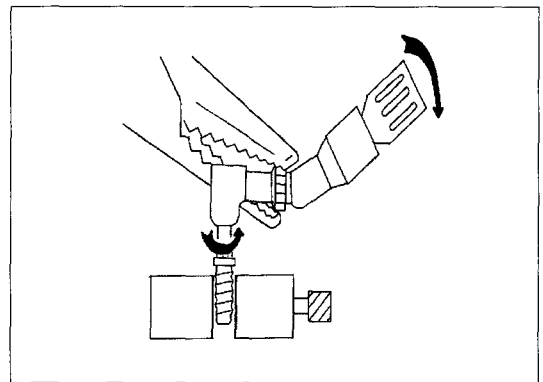
지난 몇 년간 임플란트를 이용한 치료의 비중이 커지고 점차 대중화되어 국내에서도 임플란트가 개발되어 연구가 시행되고 있으나 주로 수입제품을 보편적으로 사용하고 있는 실정이다. 이에 본 연구는 국내에서 가공 제작된 3개 회사의 임플란트 고정체와 유지나사간의 적합도를 주사전자현미경을 이용하여 기존의 수입제품과 비교, 분석하여 평가하고자 시행되었다.

**Table I.** Implants used in this study

	Trade name	Manufacturer
control group(A)	Osetotite	3i Implant Innovation Inc., Florida, USA
experimental group(B,C,D)	Bioplant	CowellMedi
	Neoplant	Neobiotech
	Avana implant	Ostem implant Inc.



(a)



(b)

**Fig. 1.** Fixation of fixture to vise(a) and implant fixture/screw connection with hand wrench(b).

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 연구재료

#### 1) 고정체의 선택

임플란트 하부 고정체는 각 회사별로 직경 3.75 mm, 길이 13mm의 나사형으로 높이 0.7mm의 외육 각구조를 갖는 티타늄 고정체를 10개씩 선택하였다 (Table I).

#### 2) 유지나사의 선택

각 system 별로 티타늄 육각 유지나사 10개씩 선택하였다.

### 2. 연구방법

#### 1) 고정체와 유지나사의 연결

골내에 매식체가 유착된 상태를 재현하고자 선택된 임플란트 고정체를 바이스(vise)를 이용하여 고정시킨후 torque wrench(3i Implant Innovation Inc., Florida, USA)를 사용하여 고정체에 유지나사를 연결하였다.(Fig. 1) 그리고 각 system 별로 두 개의 군으로 구분하였다.

- ① 1군 : 예비하중(10N)의 회전력만으로 조인 군
- ② 2군 : 예비하중을 주고 풀었다가 32N으로 조인 군

## 2) 블럭의 제작

상기의 조건으로 고정체에 유지나사를 연결시킨 시료를 플라스틱주형(23 mm×10 mm×10 mm)에 하나씩 넣어 액상의 불포화 폴리에스터(Epovia, Cray Valley Inc.)에 매몰하여 완전히 중합시킨후 주형에서 제거하였다. 이때 고정체만을 포매한 것은 유지나사 주입구 속으로 폴리에스터가 유입되는 것을 방지하기 위해 막았다. 고정체만 매몰한 시편은 고속정밀다이아몬드 절단기를 이용하여 중심부를 절단하였다. 고정체에 유지나사를 연결한 시편은 sand paper(SiC, #100)로 중심부까지 연마한후 400에서 2000 grit까지 단계적으로 습식 연마하고 최종적으로 1 $\mu$ m 알루미늄산화물(Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>)을 물과 잘 섞어 미세연마를 실시하였다. 후처리로는 초음파세척기로 표면과 나사산 사이에 주입된 알루미늄 산화물과 이물질을 제거하였다.

## 3) SEM 관찰

각각의 시편을 gold coating한후 주사전자현미경을 이용하여 고정체와 유지나사사이의 간극을 관찰하였다.

## 4) 미세조직관찰

Pure Ti와 Ti-6Al-4V의 성질을 알아보기 위해 Keller's reagent인 2ml HF + 3ml HCl + 5ml HNO<sub>3</sub> + 190ml H<sub>2</sub>O 용액으로 에칭(etching)한후 광학현미경(PMG-3, Olympus Co.)을 이용하여 미세조직 표면을 관찰하였다.

## 5) 기계적 성질 평가

임플란트 고정체와 유지나사의 기계적 성질을 조사하기 위해 경도시험과 인장시험을 실시하였다. 경도시험은 Rockwell과 Vickers 경도 시험계를 사용하였으며 Rockwell 경도 시험은 A scale로 측정하였다. 각 시편의 경도는 10회 이상 측정한 후 최고, 최저값을 제외한 나머지의 평균값으로 정하였다.

인장강도는 최대하중 10 ton인 만능재료시험기를 이용하여 cross head speed 0.5 mm/min의 속도로 상온에서 실시하여 구하였다. 인장강도는 각 합금의 조성별로 5회 이상 시험하여 측정하였으며, 인장시험 후 주사전자현미경을 이용하여 인장파편의 파단면을 관찰하였다.

## Ⅲ. 연구결과

### 1. 주사전자현미경 소견

1군에서 제조사에 따라 유지나사의 체결 형태가 각각 다르게 나타났으며, 유지나사와 지대주 계면의 결합 형태도 차이가 있게 나타났다. 임플란트 체결 형태에 있어 각 제조사의 가장 큰 차이점은 제품 B, C의 경우 고정체와 유지나사의 나사산 사이가 깨끗하며, 제품 A, D의 경우 나사산 사이에 간격이 거의 나타나지 않고 있다. 제품 C의 경우 나사산 간격이 매우 크며, 마모입자들의 존재도 거의 발생하지 않았다. 제품 B의 경우 유지나사의 끝부분에 마무리 가공이 불완전한 양상을 보이고, 조임후 나사머리의 형상은 드라이버의 사용에 의해 제품 A, C의 경우 소성변형이 발생하였음을 알 수 있었으며, 제품 B, D의 경우에는 우수하게 나타났다.(Fig. 2~4)

2군에서 제품 A는 고정체 neck 부분에 변형이 생겨 상부에 공간이 있으나 아래쪽은 긴밀하게 결합하고 마모입자들이 빈공간을 많이 채우고 있었다. C사의 경우는 고정체내부에서 슛나사와 암나사가 거의 결합하지 않고 마모입자가 그 공간을 일부 메우고 있었으며, D사의 경우는 전반적으로 선접촉을 이루고 빈 공간을 마모입자가 가득 메우고 있었다.(Fig. 5~7)

1군과 2군에서의 고정체와 유지나사를 풀어서 그 단면을 관찰한 결과 유지나사를 고정체에 조이기 전보다 10N, 32N으로 조일수록 많은 입자들이 빠져나가 나사산표면에 많은 void들이 발생된 것을 알 수 있었다.(Fig. 8, 9) 특히 제품A, B, D의 경우에는 고정체 나사산의 표면에 흠집이 많이 발견되었으며, 유지나사에서보다 고정체에서 보다 많은 흠집이 발견되는 것으로 미루어 유지나사보다는 고정체의 성분이 더 무를 것으로 추측된다. 이를 알아보기 위해 유지나사의 성분인 Ti-6Al-4V합금과 고정체성분인 pure Ti(Cp Ti: Commercially pure Ti)의 미세조직을 관찰하였다.

### 2. 미세조직 관찰

Fig. 2는 임플란트 고정체와 보철용 유지나사의

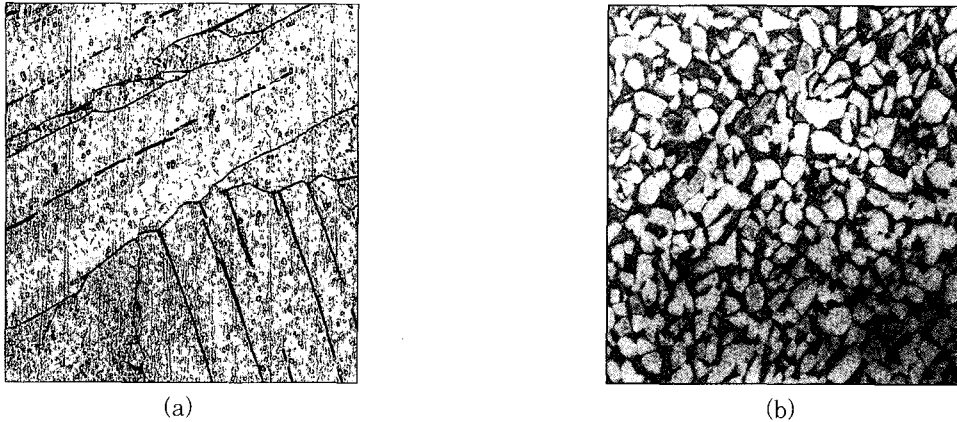


Fig. 10. SEM photographs of microstructure( $\times 300$ ).  
(a) fixture (b) abutment screw

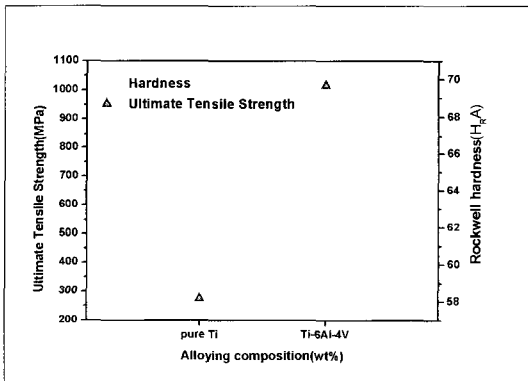


Fig. 11. Comparison of Tensile strength and Hardness between pure Ti and Ti-6Al-4V.

미세조직을 관찰한 결과로 Fig. 2(a)는 임플란트 고정체인 Pure Ti의 미세조직 사진이다. 그림에서 판상의  $\alpha$ 상이 특정 방향으로 배열된 Widmanstätten 조직이 관찰되는데, 이는 순수 티타늄의 전형적인 미세조직 형태이다. (b)는 유지나사인 Ti-6Al-4V 합금의 미세조직이다. Ti-6Al-4V 합금의 경우 등축상의 형태를 나타내고 있으며, 이러한 조직은  $\alpha+\beta$ 형 Ti 합금의 열처리에 의해 나타나는 일반적인 미세조직으로서 크립 저항성은 우수하나 피로강도는 크게 감소하는 조직으로 알려져 있다.

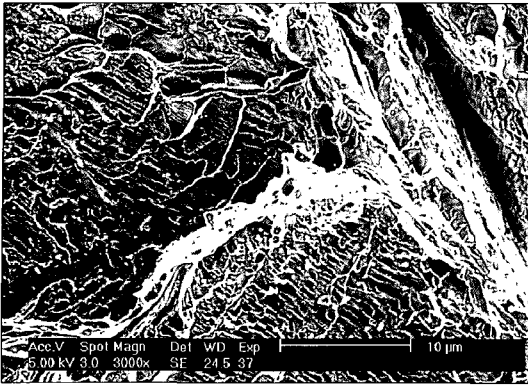
### 3. 기계적 성질

유지나사가 회전하면서 고정체의 나사산과 마찰을 일으켜 마모입자가 발생하는데 Fig. 11은 이러한 임플란트 고정체와 유지나사의 기계적 특성을 평가하기 위해 경도와 인장강도를 측정한 결과이다.

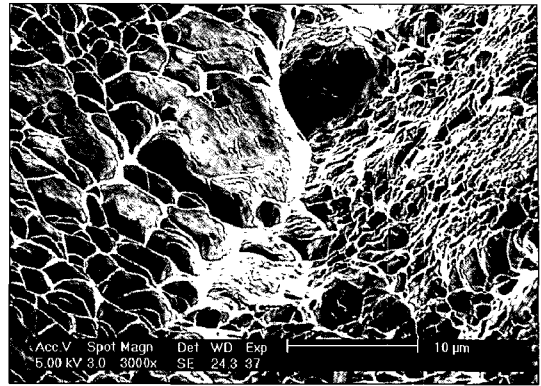
측정을 위한 시료는 가공된 원소재를 사용하여 측정하였다. 경도는 pure Ti의 경우 Ti-6Al-4V 합금보다 낮게 나타났다. 인장강도의 경우에도 마찬가지로 pure Ti의 경우 cp-Ti ASTM 규격인 grade 3 정도의 최대인장강도를 나타내었으며 Ti-6Al-4V 합금의 경우 최대인장강도가 917 MPa로 나타났다.

Fig. 12는 Ti와 Ti-6Al-4V 합금의 인장 파단면을 SEM으로 관찰한 사진이다. (a)의 pure Ti의 경우 전체적으로 딴플(dimple)형의 연성파괴 양상을 보이고 있으며, 또한 판상의  $\alpha$  결정립계에 void가 집중적으로 생성되어 파괴가 진행된 것으로 관찰되었다. (b)의 Ti-6Al-4V 합금은 전체적으로 균일한 dimple형의 연성파괴 양상을 보이고 있으며, pure Ti과는 달리 결정립 계면에 void의 생성은 관찰되지 않았다.

이를 바탕으로 본 연구에서 선택한 4가지의 시편에 대해서도 Vickers Hardness Test를 시행하였다. 위의 두 그래프를 바탕으로 볼 때 각각의 제품별로 약간의 차이가 있기는 하나 Ti-6Al-4V 합금으로 만든 유지나사에서보다 cp-Ti로 만든 고정체에서 더 많은 마모입자가 나왔다.



(a)



(b)

Fig. 12. Fractographs of Ti(a) and Ti-6Al-4V alloy(b). ( $\times 300$ )

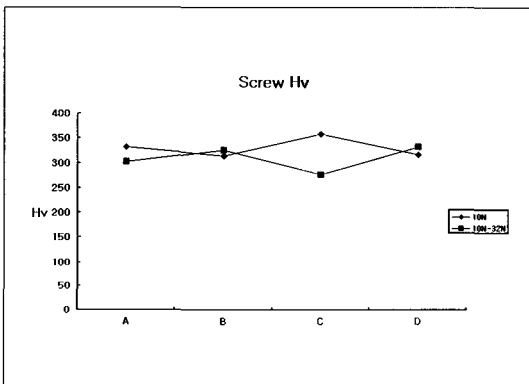


Fig. 13. Vickers hardness of abutment screw.

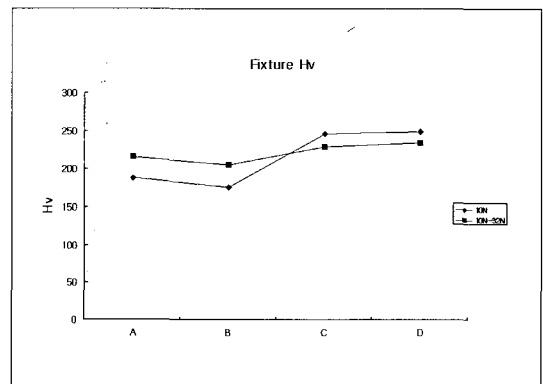


Fig. 14. Vickers hardness of fixture.

#### IV. 총괄 및 고찰

임프란트의 임상적 효율성이 입증되고 우수한 장기적 예후에 대한 보고가 증가함에 따라 임프란트를 이용한 각종 보철 치료가 널리 이용되고 있다. 그러나 임프란트 보철물의 저작시 발생하는 교합력을 적절히 지지할 수 있도록 생역학적으로 설계되었음에도 불구하고 유지나사의 풀림은 임프란트 보철의 실패 유형으로 임상에서 빈번하게 발생된다.

본 연구에서는 제조회사의 추천회전력에는 약간의 차이가 있으나 규격화하기 위해 10N의 예비하중을 주고 단일치의 경우인 32N의 회전력을 부여하였다. Burguete 등<sup>20)</sup>은 예비하중이 나사접촉면 사이의 영향을 받기 때문에 나사에 가해진 회전력에 간접적으

로 비례한다고 하였으며 임상에서 일반적으로 순수 티타늄 지대주 유지나사를 체결하기 위해서는 20N, 금합금 유지나사에는 10N, 단일임프란트 보철물의 경우는 32N의 회전력을 사용하고 있다.<sup>21-24)</sup> 과도한 회전력을 가하면 나사산이 벗겨지거나 나사가 파절될 수 있으며 골유착을 방해하고 주위골의 미세파절에 의해 골유착이 파괴되는 문제가 발생할 수도 있으므로 나사마다 정해진 회전력을 정확히 가하는 것이 중요하다. 또 불충분한 회전력이 가해지면 적은 교합력하에서도 구성부품의 접촉면이 쉽게 분리되어 유지나사의 피로파절이 생기거나 쉽게 풀어질 수 있기 때문에 일정한 토크를 부여하는 특수한 조임 장치의 사용이 필수적이라 사료된다. 본 연구에서는 임상과 근접하게 하기 위해 digital torque con-

troller 대신 입장에서 널리 사용하고 있는 hand wrench를 이용하였으며 본 연구에서 사용된 3i사의 driver는 torque controller가 있어 10N과 32N의 일정한 힘을 4N의 오차범위에서 비교적 정확히 부여할 수 있었다. Goheen 등<sup>30)</sup>은 임상경험이 많은 치과 의사들에게 hand-driver를 이용하여 일정한 회전력으로 유지나사를 조이게 한 후 회전력을 측정할 결과 술자에 따라 15%~48%의 오차가 발생하여 기계적인 조임장치를 사용할 것을 제안했고, Caputo와 Standlee<sup>32)</sup>은 7개의 기계적 조임장치를 이용하여 일정한 회전력을 가했을 때도 장치마다 그 정확성에 있어 1%~165%의 다양한 오차가 나왔다고 보고하였다. 예비하중이란 나사를 조일 때 가해진 회전력에 의해 나사가 신장되어 인장력이 생기고 이 인장력에 의해 두 구성부품간에 생기는 조임쇠와 같은 압축력을 말한다. 예비하중은 가해진 회전력, 나사의 형태 및 물성, 체결되어지는 두 금속간의 마찰계수에 영향을 받는다. 큰 회전력을 가할수록 예비하중이 증가하여 나사풀림이나 파절을 방지할 수 있으나 일반적으로 Haack 등<sup>34,35)</sup>은 나사의 소성변형, 피로파절 등을 고려한 적정 회전력이 나사마다 정해져 있고 금합금 유지나사에는 10Ncm의 회전력에 의해 250-300N의 예비하중이, 순수 티타늄 지대주 고정 나사에는 20Ncm의 회전력에 의해 300-450N의 예비하중이 생긴다고 하였다. 그러나 이러한 예비하중은 나사의 항복강도에 훨씬 미치지 못하기 때문에 나사풀림을 예방하기 위해서는 추천되는 회전력보다 약간 더 큰 힘으로 나사를 조이는 것이 가능하다. 유지나사의 안정성에 관한 연구는 다양하게 진행되어 왔는데, 문 등<sup>28)</sup>은 수종의 임플란트 시스템에서 일정량의 회전력으로 유지나사를 조이고 동하중을 가한 후 나사풀림의 정도를 측정하기 위하여 지대주와 보철물 사이의 간극을 3차원 현미경으로 측정하며 있고, 강 등<sup>27)</sup>은 유지나사의 조임 방법과 와셔(washer)사용에 의한 나사안정성을 평가하기 위하여 나사의 풀림회전력을 측정하였으며, Versluis 등<sup>29)</sup>은 와셔를 사용하여 나사를 조였을 때 생긴 예비하중을 유한요소 분석법으로 평가하였다.

10N만 가한 실험1군에서 torque wrench를 사용하여 유지나사를 체결한 경우 유지나사가 회전하면서 고정체의 암나사산과 마찰이 일어나게 되며, 이로 인하여 마모에 따른 입자들이 나사산 사이의 간격을

채우게 된다. 나사산 사이의 계면은 Fig. 2~Fig. 7에서 알 수 있듯이 제품 A, B, D의 경우 선접촉을 이루고 있으며, 제품C의 경우는 점접촉을 이루고 있음을 알 수 있는데 계면에서의 선접촉은 풀림에 대한 저항이 점접촉보다는 월등히 우수하며, 점접촉의 경우 국부적인 응력집중이 용이하고, 응력집중에 따라 풀림이 쉽게 발생할 수 있을 것이다. Fig. 4와 Fig. 7에서 제품 A, B, D는 예비하중인 10N만 준 실험1군보다는 실험2군에서 나사산이 뭉개져 선을 상실하였으나 선접촉을 이루었던 제품C에서는 차이가 없었다. Fig. 11에서는 임플란트 고정체를 구성하는 순수 티타늄과 유지나사를 구성하는 티타늄 합금의 인장강도와 경도를 측정하였는데, 그 값이 유지나사의 경우 인장강도에서 최대 4.5배정도 높게 나타났다. 또한 system별로 비커스 경도 측정값을 살펴보면 고정체의 경우 대개 170~250정도의 값을 갖는 반면 유지나사의 경우는 270~350정도의 값을 보였으므로 떨어져 나온 마모입자들은 대부분 고정체에서 나온 것으로 보인다. 본 연구의 주사전자현미경 소견에서 제품C의 경우는 계면의 접촉 간격이 넓어 마모입자의 발생도 줄었을 것이며 Fig. 8, 9에서 보듯이 고정체의 굽힘흔적도 미비하게 나타났다. 마모입자의 발생은 나사산의 정밀도가 높을수록 심하게 일어날 수 있으며 숫나사와 암나사간의 간격이 클수록 계면의 접촉이 덜 일어나므로 마모입자의 발생은 줄어들 것으로 판단된다. 그러나 사진에서 보이는 마모입자 중 일부는 다이아몬드 절단기로 절단시 발생하는 입자가 포함될 가능성 때문에 매단계마다 초음파세척기로 이물질을 제거하려 노력하였으나 완벽히 제거되었으리라 생각지는 않으며 본 연구에서 사용된 보철용 유지나사는 Ti-6Al-4V으로 구성된 티타늄 나사이므로 금합금 유지나사에서 보이는 풀림저항력보다는 적을 것으로 사료된다. 나사풀림을 해결하는 방법은 단순히 조임회전력을 증가시키는 것에서부터 경사하중보다는 수직하중이 가해지도록 하기 위해 교두경사를 감소시키고, 교합면을 축소시킴써 내구력과 강도가 증가된 구성부품을 사용하는 등 그 해결책은 훨씬 복잡하다고 생각된다. 따라서 입상가가 나사풀림에 대한 원인을 제거하지 않고 단순히 나사만을 다시 조이려 한다면 나사풀림은 계속될 수 있고 오히려 임플란트 구성부품 중 다른 부분에 문제를 유발할 수도 있으므로, 나사풀림을 방지하고

해결하기 위해서는 먼저 적절한 위치의 임프란트 식립, 구조물의 적합성, 정밀한 교합형성 등을 우선적으로 고려하는 것이 더욱 중요하다 할 수 있다.

본 연구에서는 3종류의 국내제작 임프란트의 고정체와 지대주 유지나사를 비교하였다. 점접촉을 이루는 한 제품만을 제외하고는 비교적 우수한 적합성을 보이는 것으로 나타났으며 유지나사를 고정체에 연결한 후에도 균일한 접촉면을 갖는 것으로 보였다. 그러나 이번 연구에서는 실험에 이용한 시료의 수가 제한적이었고 지대주(abutment)를 연결하지 않은 상태에서 유지나사와 고정체와의 관계만을 본 것이므로 임상에서와는 다소 차이가 있을 것으로 사료되며 앞으로 계속 출시될 국내 임프란트 제품에 대한 보다 많은 연구와 임상데이터가 요구된다고 하였다. 30N만 조인 군에 대해서도 같은 실험을 실시하였으나 실험2군과 육안적으로 큰 차이가 없었고 실험개체수가 적어 통계적 유의성을 구별할 수 없었다. 또한 예비하중을 주었을 때와 비교하여 실험개체의 표면에 대해 보다 면밀한 연구가 있었으면 하는 바램이다.

## V. 결 론

국내에서 가공 제작된 3개사의 치과용 골내 임프란트를 고정체와 유지나사의 측면에서 적합도와 점접촉면을 기존의 수입제품과 비교, 분석하기 위해 10N의 예비하중만 준 경우, 예비하중을 주고 32N을 준 경우에 주사전자현미경을 이용하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 예비하중만 준 경우는 외국제품과 국내의 한 제품만이 유지나사와 고정체의 나사산 사이가 마찰로 떨어져 나온 마모입자들이 채워져 간격이 거의 나타나지 않았다.
2. 예비하중을 주고 32N을 준 경우 국내에서 제작한 한 제품에서만 고정체내부에서 슷나사와 암나사가 거의 결합하지 않았다.
3. 고정체와 유지나사를 체결한 후 풀어서 그 단면을 관찰한 결과 국내제작 임프란트중 한 제품을 제외하고는 고정체나사산의 표면에 흠집이 많이 관찰되었다.

이상의 결과에서 유지나사와 고정체의 적합도 측면에서 국산제품도 수입제품과 유사한 결과를 얻었다.

1. Kye SJ, Kyun HS. Study of corosion characteristics of implant fixture& abutment screw. Oral Biology Reseach 24(1): 119, 2000.
2. Moon IH, Jung JH : Study of rotational torque of several implant system. Oral Biology Reseach 18(2):121, 1994.
3. Adell R, et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. Int J Oral Surg 10: 387, 1981.
4. Albrektsson T, et al. The long-term efficacy of currently used dental implant: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implant 1:11, 1986.
5. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long term efficiency of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants 1:1-25, 1986.
6. Kallus T, Bressing C, Odont D. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. Int J Oral Maxillofac Implants 9:169-178, 1994.
7. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto Study. Part III : Problems and complications encountered. J Prosthet Dent 64:185-194, 1990.
8. Branemark PI. Osseintegrated and its experimental background. J Prosth Dent 50:397, 1983.
9. Murphy TR. The timing and mechanism of the human masticatory stroke. Arch Oral Biol 10:981-993, 1965.
10. Ekfeldt A, Carlsson GE, B Rjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restoraations supported by osseointegrated implants: A etrospective study.

- Int J Oral Maxillofac Implants 9:179-183, 1994.
11. English CE. Implant-supported versus implant-natural tooth supported fixed partial dentures. *Dental Symposia* 1:10-15, 1993.
  12. McGlumphy EA. Keeping implant screws tight: The solution. *Dental Symposia* 1:20-23, 1993.
  13. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clinics North Am* 42:71-89, 1998.
  14. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: A study or treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:270-276, 1991.
  15. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseintegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7:353-359, 1992.
  16. Beaty K, Binon P, Brunski J. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9(special suppl):48-63, 1994.
  17. Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Marcel Dekker :5-7, 67-82, 1990.
  18. Lang BR, McGlumphy E, Lewis S, Christensen GJ. Current issue forum. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8:105-109, 1993.
  19. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10:295-302, 1995.
  20. Burguete RL, Johns RB, Patterson EA, King T. Tighting characteristic for screwed joints in the osseointegrated dental implants. *J Prothet Dent* 71:592-599, 1994.
  21. McGlumphy EA. Biomechanical analysis of the tooth and implant supported fixed partial denture. *J Dent Res* 67:346, 1998.
  22. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque requested to loosen single-tooth implant abutment screw before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 6(5):436-439, 1993.
  23. Sherwood RL, Jr, Sullivan DY. Concepts and techniques of single tooth implant restorations. *Esthet Dent Update* 2:16-22, 1991.
  24. Tan KBC, Nicholls JI. Implant prostheses screw joint compressive preload with hand wrench driver vs electric torque driver. *J Dent Res*:73, 1994.
  25. Dental implant components Int. *J Oral Maxillofac Implants* 8:655-661, 1993.
  26. Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7:353-359, 1992.
  27. Kang YM, Yim JH, Cho IH. A Study of abutment screw loosening. *Korea J Prothet Dent* 34:1-14, 1996.
  28. Moon IH, Jung JH. Study of rotational torque of several implant system. *Korea J Prothet Dent* 33:335-353, 1995.
  29. Versluis A, Koriotoh TWP, Cardoso AC. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14:337-341, 1999.
  30. Goheen KL, Vermilyea SG, Vassoughi J, Agar JR. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9:149-155, 1994.
  31. Brunski JB, Carr AB, Luby ML. Preload and load-sharing of strain-gaged CP-Ti implant components. *J Dent Res* 71(abstract 106):528, 1992.
  32. Caputo AA, Standlee JP. Accuracy of an



- electronic torque-limiting device for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14:278-281, 1999.
33. Carr AB, Brunski JB, Labishak J, Bagley B. Preload comparison between as-received and cast-to implant cylinders. *J Dent Res* 72(abstract 695):190, 1994.
34. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Determination of preload stress in dental implant screws. *J Dent Res* 73(abstract 808), 1994.
35. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey, JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10:529-536, 1995.
36. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. *J Prosthet Dent* 74:373-379, 1995.
37. Jemt T, Laney WR, Harris D. Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:29-36, 1991.
38. Jemt T, Lindn B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed partial prostheses supported by Brånemark implants: From prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7:40-44, 1992.
39. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7:25-34, 1992.
40. Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of a Brånemark implant connected to a natural tooth: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:177-186, 1991.
41. Robb TT, Porter SS. Increasing abutment screw rotation by applying a thin-gold coating. *J Dent Res* 77(abstract 1641):837, 1998.
42. Robb TT, Porter SS. Increasing implant abutment preload by thin-gold coating abutment screw. *J Dent Res* 77(abstract 1642):837, 1998.
43. Miller RB, McGlumphy EA, Kerby RE. Comparison of abutment screw preload in different implant designs. *J Dent Res* 73(abstract 807):202, 1994.

---

**Reprint request to:**

**Mong-Sook Vang, D.D.S., Ph.D.**

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University  
8, Hak-1-Dong, Dong-Ku, Gwangju, 501-757, Korea  
pros@altair.chonnam.ac.kr

## 사진부도 설명

Fig.2. SEM photographs of cross section after tightening with 10N torque( $\times 30$ )

Fig.3. SEM photographs of cross section after tightening with 10N torque( $\times 80$ )

Fig.4. SEM photographs of cross section after tightening with 10N torque( $\times 500$ )

Fig.5. SEM photographs of cross section after retightening(32N)following original tightening(10N)( $\times 30$ )

Fig.6. SEM photographs of cross section after retightening(32N)following original tightening(10N)( $\times 80$ )

Fig.7. SEM photographs of cross section after retightening(32N)following original tightening(10N)( $\times 500$ )

Fig.8. SEM photographs of implant fixture surface

fig.8-a. Original implant fixture surface

fig.8-b. Only tightening with 10N

fig.8-c. retightening with 32N after tightening with 10N torque

Fig.9. SEM photographs of abutment screw

fig.9-a. Original screw surface

fig.9-b. Only tightening with 10N

fig.9-c. retightening with 32N after tightening with 10N torque

사진부도 ①

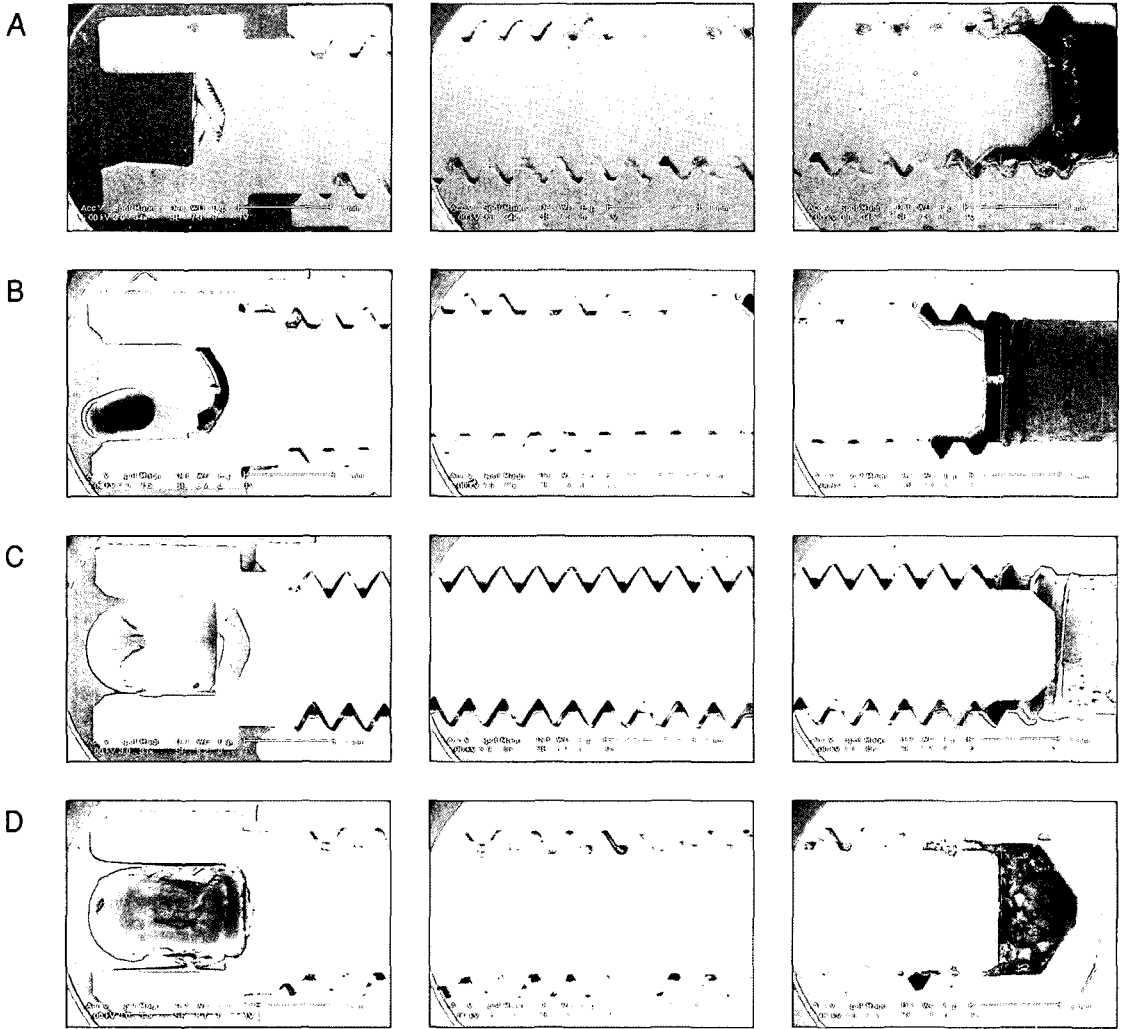


Fig. 2

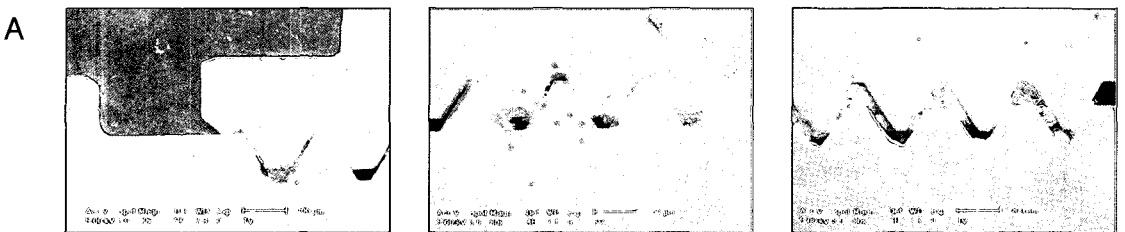


Fig. 3

사진부도 ②

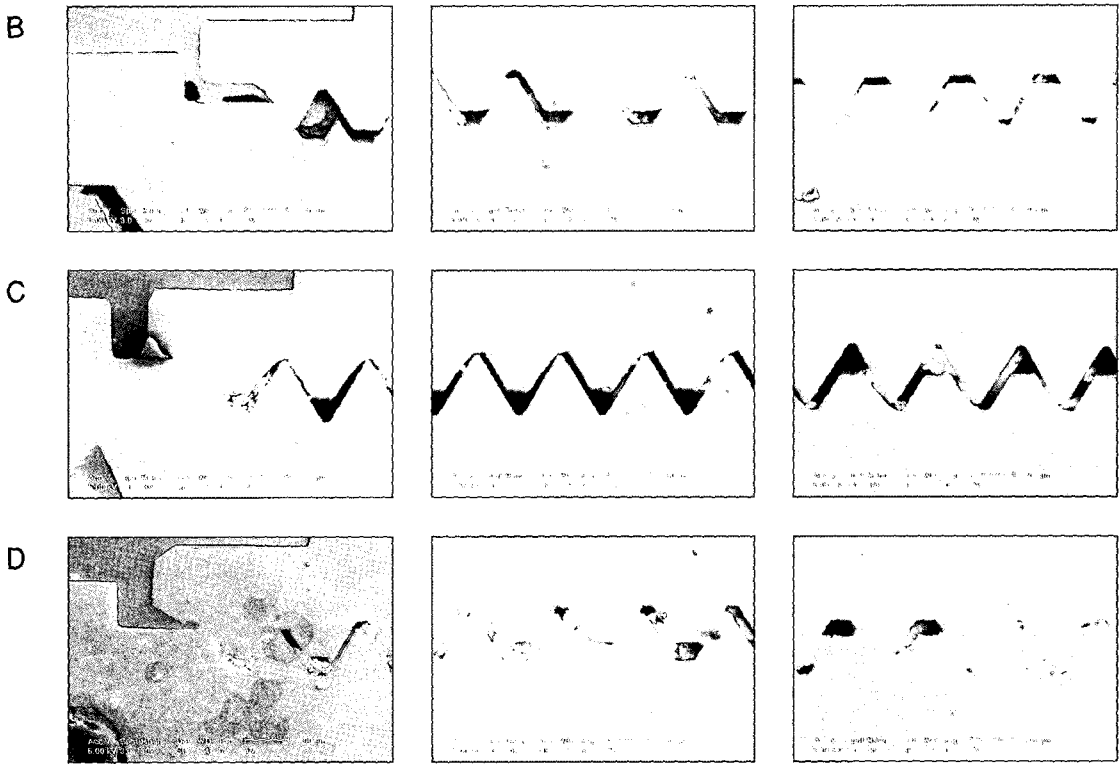


Fig. 3

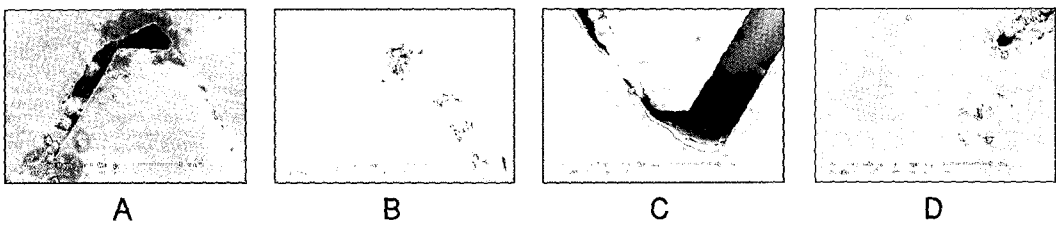


Fig. 4

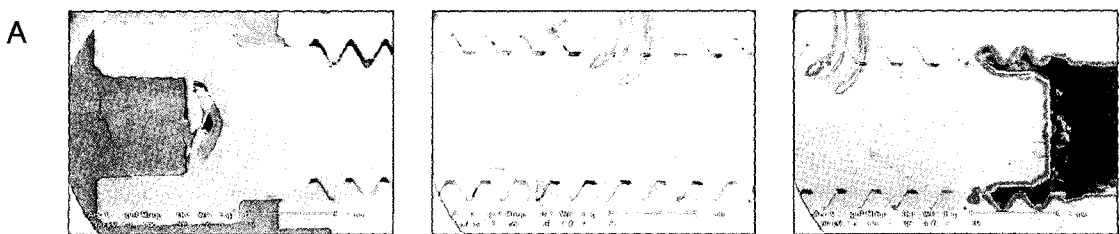


Fig. 5

사진부도 ③

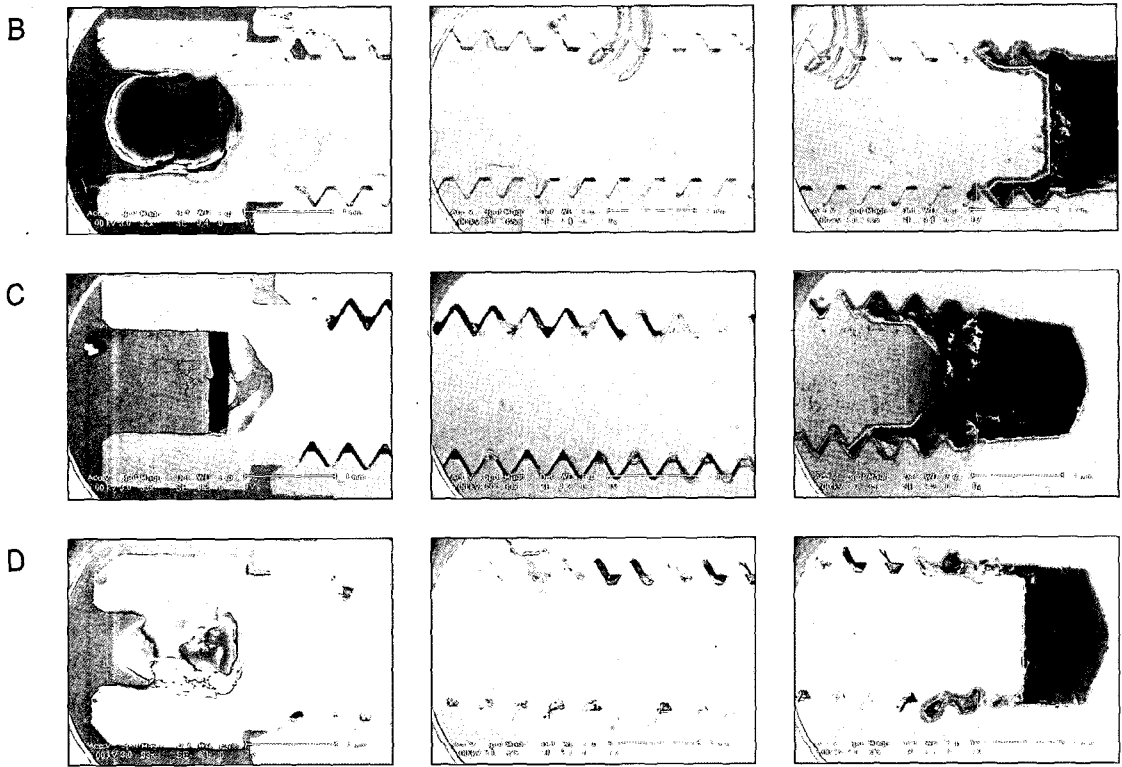


Fig. 5

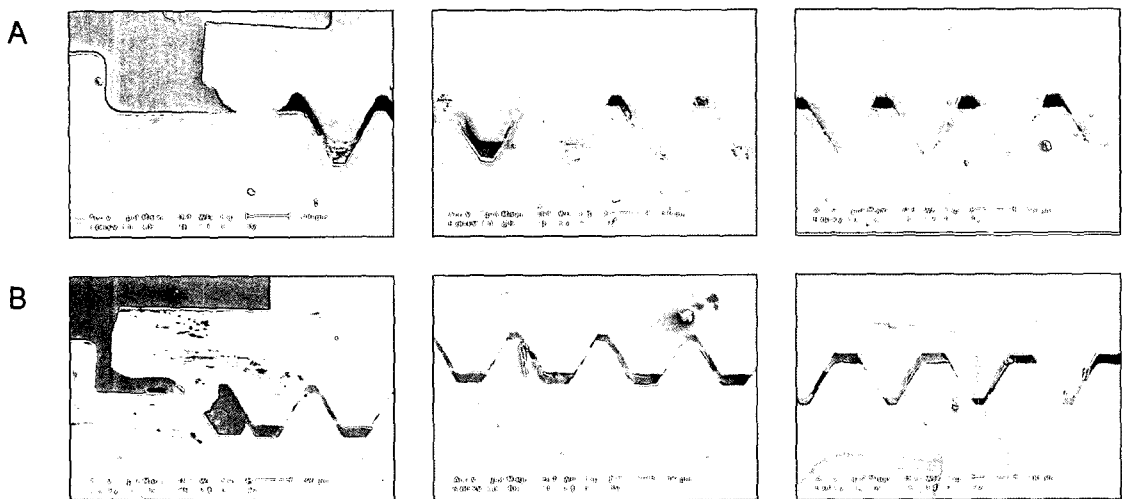


Fig. 6

사진부도 ④

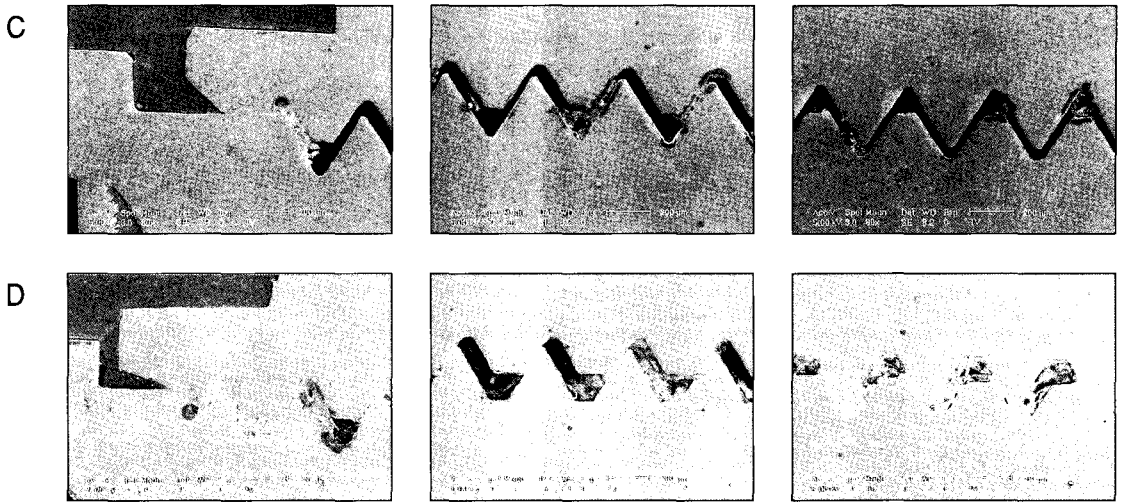


Fig. 6

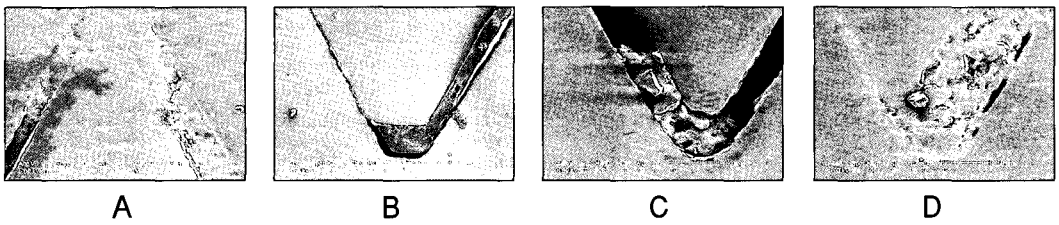


Fig. 7

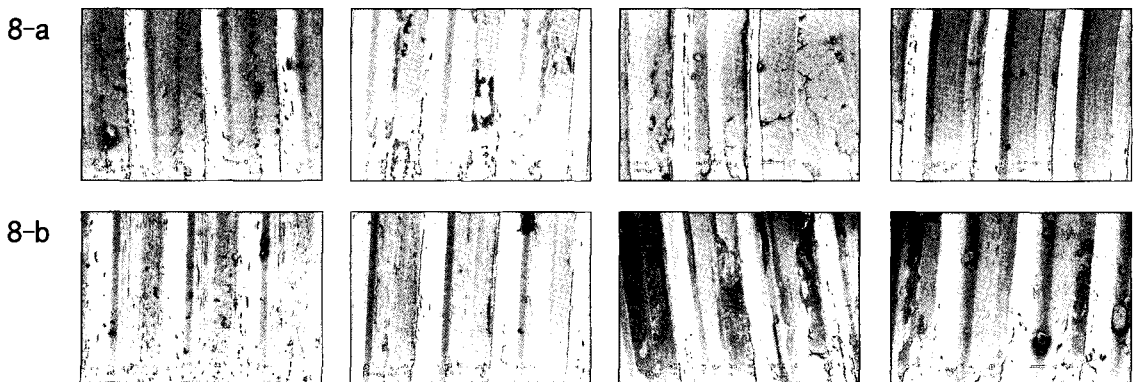
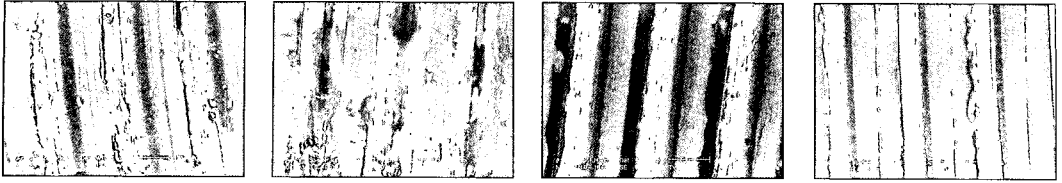


Fig. 8

사진부도 ⑤

8-c



A

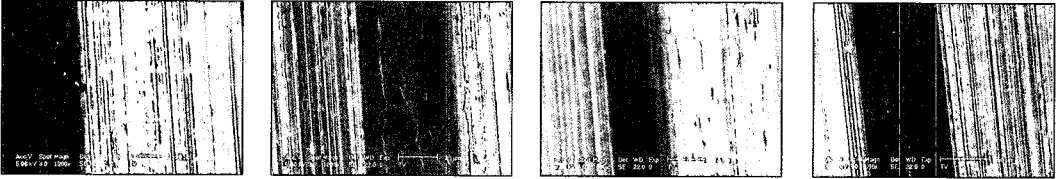
B

C

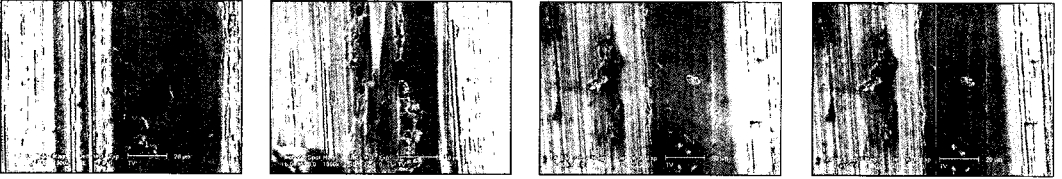
D

Fig. 8

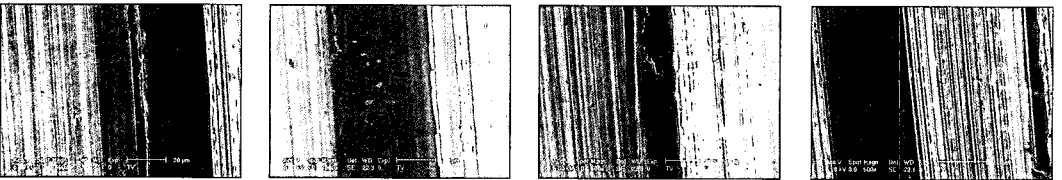
9-a



9-b



9-c



A

B

C

D

Fig. 9

ABSTRACT

**A STUDY ON FITNESS OF SEVERAL DOMESTIC  
IMPLANT FIXTURE AND ABUTMENT SCREWS**

Young-Sun Park, D.D.S., Mong-Sook Vang, D.D.S., Ph.D., Seok-Hyung Lee, D.M.D.\*

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University  
Samsung Medical Center, College of Medicine, Sungkyunkwan University\**

**Statement of problem :** Several domestic dental implants have been developed since dental treatment being implants are increasing and popularized. However, they have not been used in domestic market like imported goods.

**Material and methods :** This study was carried out to compare domestic and imported implants in aspect of fitness, dental implant fixture and abutment screw using scanning electron microscope. All experiments were performed under dry condition.

**Results :**

1. Only in aspect of relation of dental implant fixture and abutment screw, except only one group with point contact, good fitness was existed.
2. Home products must persevere in their efforts, so as excellent to fit.

---

**Key words :** Domestic implants, Fit, Screw, Scanning electron microscope