

## 치과용 임플란트 나사의 풀림에 미치는 표면코팅 효과

조선대학교 치과대학 보철학교실, 치과재료학교실\*

구철인 · 정재현 · 최한철\*

### 1. 서 론

비강도가 높고 조직 적합성이 우수한 Ti 및 Ti 합금이 금속 임플란트 재료로서 널리 사용되고 있고<sup>1,2)</sup> 치과용 임플란트의 개발이 시작된 이래 대부분의 연구는 주로 Ti 고정체와 골과의 생체적합성에 집중되어 왔다. 그러나 실제 보철물을 완성한 후에 임플란트 지대주 나사는 고정체와 보철물을 고정해주는 중요한 역할<sup>3)</sup>을 하며 임상적으로 사용시 나사의 풀림이라는 큰 문제를 야기 시키고 있으므로<sup>4)</sup> 임플란트 보철 연결시에 사용하는 나사에도 관심을 기울여야 한다. 임상에서는 나사의 사용과 관련하여 실제 많은 문제점을 갖고 있으며 그러한 문제점중 가장 빈번한 것은 나사의 풀림이다. 이러한 나사 풀림은 종종 단일치아 임플란트 수복에서 가장 많이 발생하는 것처럼 보이지만 다수치 수복의 경우에서도 다양하게 발생한다고 보고 되고 있으며, 구치부 수복의 경우는 긴밀한 조임을 유지하기가 더욱 어렵다 하였다.<sup>5,6)</sup> 나사를 조일 때 나사에 인장의 초기하중인 전하중(preload)이 발생하며, 나사에 발생된 이 인장력은 결과적으로 임플란트와 치관부 사이에서 압축력으로 작용하므로써 인공치관을 임플란트에 고정하게 된다. 따라서 전 하중이 클수록 나사의 풀림을 줄일수 있다. Burgutte 등<sup>7)</sup>은 나사에 가해진 회전력과 전하중(preload)의 상관관계에는 나사의 마찰계수(coefficient of friction), 기하학(geometry), 재료의 물리적 성질(material properties) 등이 작용하는데, 마찰계수는 나사산의 경도(hardness), 표면마무리, 윤

활제의 양 및 성질, 나사조임시 속도에 의존하며, 기하학적 요소로는 나사의 반경, 나사산의 형태를 들 수 있고, 물리적 성질에는 탄성계수(modulus of elasticity), 포와송 비(Poisson's ratio), 항복강도(yield stress)등 다양한 요소들이 관여한다 하였다. 따라서 나사를 조이는 특성을 결정해 주는 아주 중요한 요소중의 하나는 나사 재질이며, 많은 제조회사들이 이에 관하여 많은 변화를 시도해 왔다.<sup>8)</sup> 나사를 꼭 조이게 유지시키는 힘은 나사산(thread) 사이, 볼트의 머리와 abutment 사이, 임플란트와 abutment 사이의 마찰력이며, 역사 나사를 꼭 조일 때 이러한 부위에서 마찰에 의하여 나사의 조임을 저지한다. 마찰력의 크기는 재료간 조합(material combination), 표면결함(surface texture), 오염(contamination) 또는 윤활(lubrication)의 정도는 물론이고 전하중에 좌우된다.<sup>9)</sup> 마이크로 수준에서 마찰은 대합되는 면 위에 표면의 거칠거칠함(asperity)이라고 불리는 미세한 정점(peak)의 맞물림(interlocking)과 밀착(welding)이다. 어느 움직임이 마찰평면에 평행하게 나타난다면 이러한 표면의 거칠음을 깎아내게 되어 두면 사이에 마모가 이루어진다. 나사를 조일 때 최초로 가해진 torque의 약 90%는 마찰을 극복하는데 사용되고 오직 10%만이 전하중을 유발한다.<sup>10)</sup> 따라서 나사연결의 안정성(joint stability)를 얻기 위해서는 전하중을 최대화해야 하고 마찰에 의한 가해진 토크의 손실을 최소화, 즉 나사를 조일 때 마찰을 줄여 주는 것이 중요하다.<sup>11)</sup>

Lary 등<sup>12)</sup>은 지대나사의 사용에 있어서 금 지대나

사가 타이타늄 지대나사보다 나사 풀림 현상이 적다고 보고하였고, Millere 등<sup>13)</sup>과 Haack 등<sup>14)</sup>의 연구에서도 금나사가 타이타늄 나사보다 생성되는 전하중량이 크다고 하였다. 이는 Ti-Ti의 마찰계수  $\mu=0.5$ 이며 Ti-Au의 마찰계수  $\mu=0.15$ 로서 타이타늄 나사의 경우에는 타이타늄 재질의 고정체 또는 지대주와 긴밀한 접촉시 더 높은 마찰 저항( $\mu=0.15$ )이 낮아 더욱 효과적으로 조여질수 있으므로 타이타늄 나사보다 2배 정도 큰 800N의 전하중을 얻을 수 있으며 또한 타이타늄보다 금의 경우가 항복강도가 높으므로 더 조일수 있기 때문이라 하였다. 아울러 티타늄 나사는 galling 과 seizing의 성질을 가져 잠금과 풀림의 반복에 의해 마찰계수가 증가하므로 적절한 전하중을 부여하기 어렵게 된다. 최근 이러한 마찰계수를 감소시키려는 노력으로 lubricant 의 적용이 시작되었으며, 그 중 현재 가장 널리 사용되는 것으로 3i사의 Goldtite와 Steri-oss사의 Torqtite가 있다. Goldtite는 금합금에 0.76 마이크로 미터의 순수한 금으로 도금을 한 것으로, 순금을 dry lubricant로 이용한 것으로 제조회사에서는 전하중이 24퍼센트가 증가하며, 수직 잠금력이 75퍼센트가 증가한다고 하였다. Torqtite는 티타늄합금에 solid lubricant 인 테프론을 코팅한 것으로 제조회사에서는 마찰계수를 60퍼센트 정도 감소시켜주어 기존의 티타늄나사의 2배의 잠금력을 가진다고 하고 있다. Will 등<sup>4)</sup>은 그들의 연구에서 GoldTite 와 TorqTite가 마찰계수를 낮추는데 도움을 주어 기존의 금나사와 티타늄 나사보다 더 높은 전하중을 발생시킨다고 하였다. 임플란트 지대주 나사의 코팅의 성질 중 3i의 gold 코팅된 나사는 표면의 물성을 약하게 하고 그 변형된 성질을 이용해서 지대주 나사의 풀림 현상을 방지하고자 하였다.<sup>15)</sup> 또한 pure gold의 낮은 마찰계수는 지대주 나사를 조이는데 있어 약간의 회전을 더 허용하기에 초기 토크를 증대시키는 효과를 얻고자 하였다.<sup>16)</sup> 이러한 방법으로 풀림과 조임의 문제를 해결하였다. 특히 이들 코팅물질은 내마모성 및 전단강도가 낮아 임플란트 고정체 나사표면과 지대주 나사표면으로부터 유리된 금속이온이나 마모된 입자들이 풀림과 조임을 반복할 때 표면을 거칠게 함으로써 마찰저항을 증가시켜 조임에 문제가 있는 것으로 나타나고 있다.<sup>15)</sup>

이들의 연구는 나사표면의 처리가 나사풀림을 방

지하는데 중요한 영향을 미침을 보여주고 있다. 그러나 Gold 코팅된 GoldTite와 테프론 코팅된 TorqTite는 조임과 풀림을 반복적으로 행할 때 마모, 손상되어 그 효과가 감소되며 이를 개선하기 위하여 TiN과 ZrN의 코팅이 필요하며 반복적인 조임과 풀림의 효과를 높일 수 있고 마찰저항을 최소화하여 표면의 안정성 부여와 동시에 강도를 부여할 수 있는 코팅법이 필요하다.

최근에는 고정체에서는 표면에 TiN, ZrN등과 같은 생체불활성 질화물을 Ti 임플란트 표면에 코팅하여 Ti 소재의 이물반응과 물리적인 취약함을 해결하려는 연구가<sup>16,17)</sup> 시도되고 있지만 지대주 나사에는 적용한 예가 없다. 현재 널리 사용되고 있는 코팅방법으로는 sputtering,<sup>18,19)</sup> ion plating,<sup>20)</sup> laser ablation 등이 있으며, 이들 물리증착법은 모재와 코팅층 사이의 계면이 물리적 결합을 하고 있어 표면에서의 강도나 표면거칠기를 최소화할 수 있다. 이들 중에서도 ion plating(이온도금)은 Berghaus<sup>18)</sup>에 의해 처음 보고된 이후 질화장비의 하드웨어적인 발달과 플라즈마의 용이한 조절이 가능해짐에 따라 급격한 발전을 거듭하여 이미 일반 합금강의 표면경화목적으로 사용되고 있다. 이 방법은 고온에서 행하는 침탄에 의한 경화와는 달리, 이온질화의 경우 플라즈마를 이용한 저온공정이 가능하므로 재료의 변형을 최소화하면서도 표면경화를 얻을 수 있다. 플라즈마에 의한 표면반응이란 양극에 작용하는 전압차에 의해 이온화된 질소이온이 질화대상물로 가속되어 일어나는 스퍼터링 현상으로 첫째는 가스질화와는 달리 스퍼터링 현상에 의해 질소이온과 Ar 이온이 연속적으로 질화대상물에 전달됨으로써 표면산화막을 파괴하여 제거하고, 첨가된 Ar gas가 플라즈마현상에 의해 질소원자에 대한 질화 대상물의 흡착 및 확산을 용이하게 하는 현상이다. 둘째는 가속된 질소이온에 의해 Zr이나 Ti 원소가 스퍼터링된 후 다시 질소이온과 결합하여 ZrN이나 TiN등을 형성하는 것이다.<sup>21)</sup>

따라서 본 연구에서는 임플란트 고정체와 지대주의 나사 사이에 표면특성을 개선하기 위하여 이온도금법으로 ZrN 과 TiN을 여러 가지 지대주 나사에도 금한 후 표면특성을 조사하여 조임과 풀림에 미칠 영향을 예견 코져하였다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 연구재료

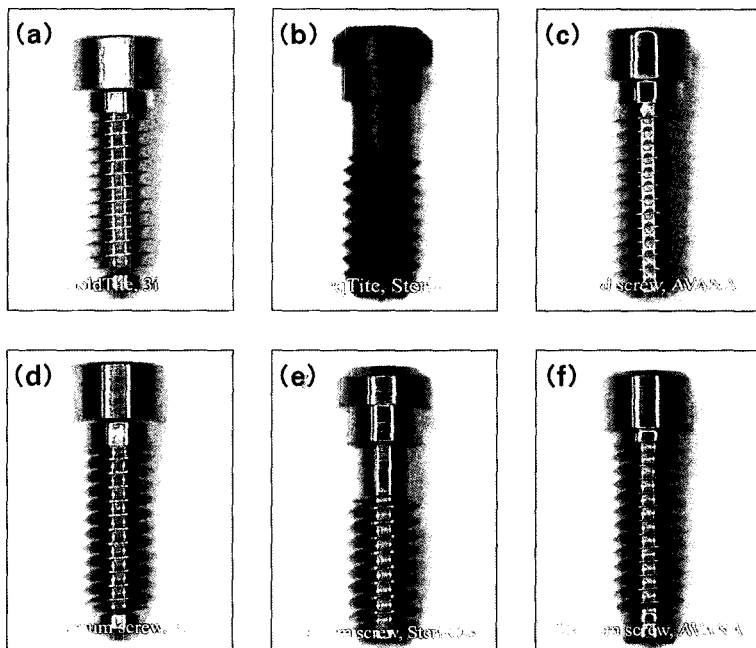
본 실험에 사용되어진 지대주 나사는 3i의 Gold Tite, titanium screw (Implant Innovation, USA) 와 Steri-Oss의 TorqTite, titanium screw (Nobel Biocare, USA) 및 AVANA의 gold screw, titanium screw (Osstem Implant, Korea)를 각각 3개씩사용 하였다. Fig. 1은 본 연구에서 사용한 지대주 나사를 보여주고 있으며 Table I에 도표화하였다.

### 2. 연구방법

연구에 사용된 플라즈마 아아크 이온도금(plasma-arc ion plating) 장치의 flowchart와 기기는 Fig. 2와 3과 같다. 시험편을 장착후에 진공챔버를  $3.0 \times 10^{-5}$  torr까지 배기시키고 mass flow controller를 이용하여 Ar gas를 10~20m torr로 공급하였다. 이후 900 W의 power로 Ar 플라즈마를 발생시킨 후 시료대에 DC를 인가하여 약 10분동안 산화층을 비롯한 시험편 표면의 오염물질을 제거한 후, 진공챔버를 다시  $3.0 \times 10^{-5}$  torr로 배기시켰다. 이온도

**Table I.** Manufacturers and type of screws used in this study

Implant manufacture	Type of Screw	Type of Alloy
3i,	GoldTite	Gold-plated gold-palladium
Implant Innovation	Titanium	Titanium
Steri-Oss,	TorqTite	Teflon-coated Titanium
Nobel Biocare	Titanium	Titanium
AVANA,	Gold	Gold
Osstem Implant	Titanium	Titanium



**Fig. 1.** Abutment screw for this study. (a) GoldTite of 3i, (b) TorqTite of Steri-Oss, (c) gold screw of AVANA, (d) titanium screw of 3i, (e) titanium screw of Steri-Oss, (f) titanium screw of AVANA).

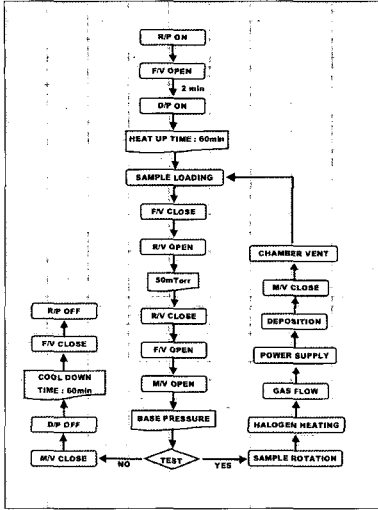


Fig. 2. Flowchart of the ion plating.

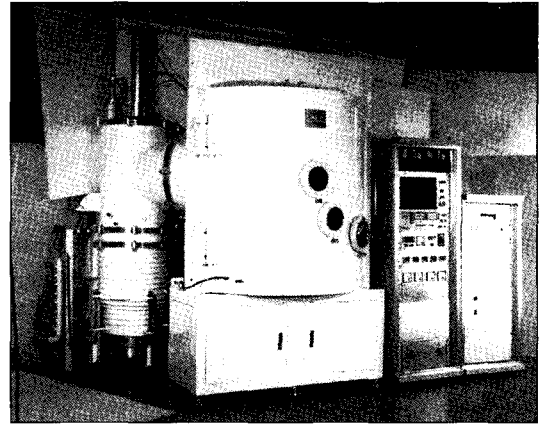


Fig. 3. Photo of the ion plating apparatus.

금을 위하여 질소가스를 TiN 코팅의 경우 10~20m torr, ZrN의 경우는 9~10m torr로 공급하였으며 도금시간을 60min으로 하여 도금두께가 2.0~2.5μm가 되도록 하였다. 시편의 회전 속도는 0.5RPM으로 하여 나사산의 모든 부위에 코팅이 균일하게 이루어 지도록 하였으며 접착도를 증가시키기 위하여 온도는 350~380℃로 하였다.

코팅표면조사는 이온도금 후 도금의 표면조직의 변화를 조사하기 위하여 FE-SEM(field emission scanning electron microscopy)과 EDX(energy dispersive x-ray spectroscopy)등을 사용하여 표면을 분석하였다.

표면경도시험은 비커스 경도계(Model: HMV-2, Shimadzu, Japan)를 사용하여 시편당 5회씩 코팅표면의 경도를 측정하여 평균을 구하였다.

표면굽힘시험은 다이아몬드 tip을 사용하여 표면굽힘시험기로 100gr/mm<sup>2</sup>의 하중으로 100mm/min 속도로 굽힘 시험을 하였다.

마모시험은 pin on disk type 마모시험기를 이용하여 ball은 3mm 직경의 루비 ball을, disk는 각 시험조건에서 이온도금된 지대주나사를 사용하였다. 이때 시험하중은 각각 50 g을 가하며 회전 선속도는 초당 28 mm로 유지하였다. 마모특성은 일정 마찰거리(약 35m)를 마찰한 후 마모흔(wear trace)과 무게감

량(weight loss)으로 부터 마모특성을 비교하였다. 무게측정은 미세천칭을 이용하여 마모전과 마모후의 무게를 천칭하여 그 차로 비교하였다. Plate와 ball과의 상대적 마찰을 계속하게 되면 접촉하는 plate 표면에서는 ball에 의해 접촉된 소위 마모흔(wear track)이 남게된다. 이와 같은 마모흔은 실험시간 및 시험하중이 증가함에 따라 넓이가 넓어지므로 본 실험에서는 마모된 정도의 비교를 위해 마모흔의 넓이를 SEM으로 관찰하였다.

표면조도시험은 조도계(Model: DSF-1000, Kosaka, Japan)를 이용하여 Ra와 Rmax값을 구하여 표면의 조도를 측정하였다.

### Ⅲ. 연구 성적

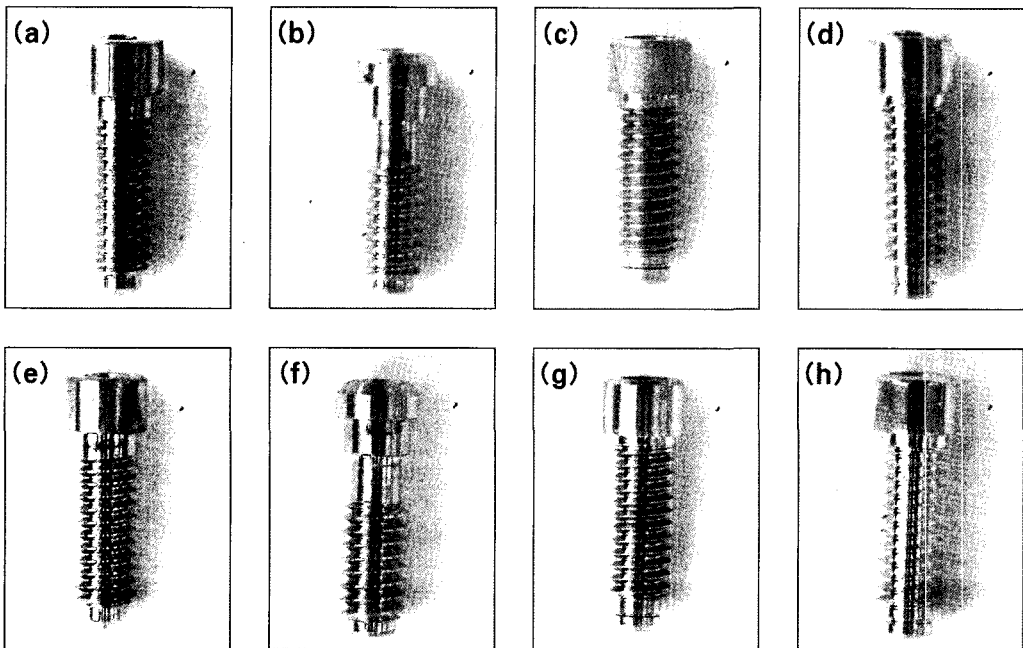
#### 1. SEM에 의한 지대주 나사에 TiN 및 ZrN 코팅된 표면관찰

Fig. 4는 준비된 나사에 이온도금법을 이용하여 ZrN과 TiN을 코팅한 시편의 사진으로 (a)는 TiN coated titanium screw of 3i, (b)는 TiN coated titanium screw of Steri-Oss, (c)는 TiN coated gold screw of AVANA, (d)는 TiN coated titanium screw of AVANA, (e)는 ZrN coated titanium

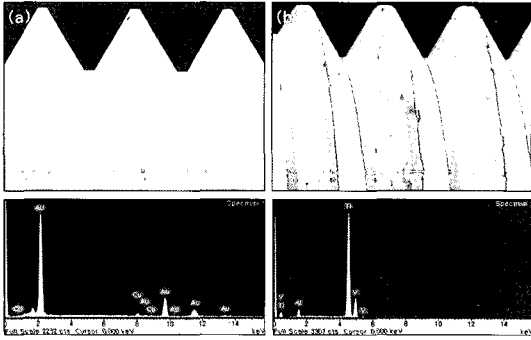
screw of 3i, (f) ZrN coated titanium screw of Steri-Oss, (g)는 ZrN coated gold screw of AVANA, (h)는 ZrN coated titanium screw of AVANA 이다. 코팅하기전의 Fig. 1에 비하여 시편의 색깔이 달리 나타나 있다. TiN을 코팅한 경우는 황금색을 보이지만 ZrN을 코팅한 경우는 시편 모두 옅은 녹색을 보인다. 도금이 잘 이루어 졌음을 보인다. 이를 자세히 관찰하기 위하여 SEM사진으로 표면을 조사해 보면 Fig. 5는 코팅되지 않은 3i implant innovation의 나사의 표면으로 (a)는 3i implant innovation의 GoldTite의 표면이고 매우 매끈한 표면을 보이며 (b)는 3i implant innovation의 티타늄 나사의 표면으로 거친 표면을 보인다. EDX 분석결과 Au와 Cu가 주로 검출되었으며 Ti의 경우는 Al 및 V이 검출되어 Ti-6Al-4V합금으로 확인되었다. Fig. 6에서 (a)는 Steri-Oss사의 TorqTite 나사의 표면으로 코팅재료에 의해 표면이 거친 모습이 보이나, 이물질은 전혀 보이지 않는다. (b)는 Steri-Oss사의 티타늄 나사의

표면으로 가장 많은 scrap들이 보이고 있다. EDX분석결과 (a)는 에폭시가 코팅된 경우로 표면분석결과 Ti-6Al-4V합금성분에 에폭시의 주 성분인 Si가 검출되고 있다. (b)시편에서는 Ti, Al, V이 검출되어 Ti-6Al-4V합금으로 확인되었다. Fig. 7은 AVANA사의 나사의 표면으로 (a)는 금나사의 표면으로 매우 매끈하며, 깨끗한 상태를 보이고 있다. (b)는 AVANA의 티타늄 나사로 나사산의 붕괴 및 다소 거친 가공 상태를 보이고 있다. EDX분석결과 (a)시편은 Au, Ag, Cu로 이루어진 합금이며 (b)는 역시 Ti, Al, V이 검출되어 Ti-6Al-4V 합금으로 확인되었다.

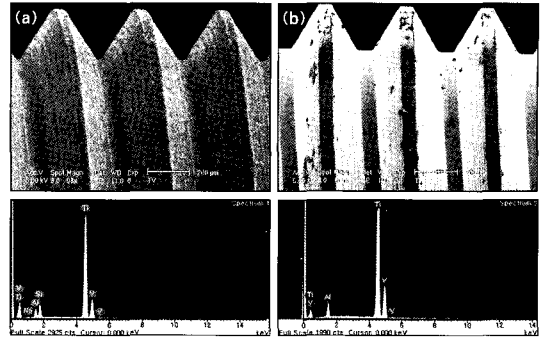
Fig. 8은 TiN과 ZrN을 3i의 titanium screw에 코팅한 표면을 SEM으로 관찰한 사진으로 (a)는 TiN코팅 표면이며 (b)는 ZrN을 코팅한 표면이다. Fig.5의 사진과 비교하여 훨씬 매끈한 모습을 보일 뿐만 아니라 표면에서 scrap이 거의 없고 굵힘도 코팅막의 영향으로 제거된 양상이다. EDX곡선에서 Ti와 Zr 및 N이 검출되어 코팅이 잘 이루어 졌음을 알 수 있다.



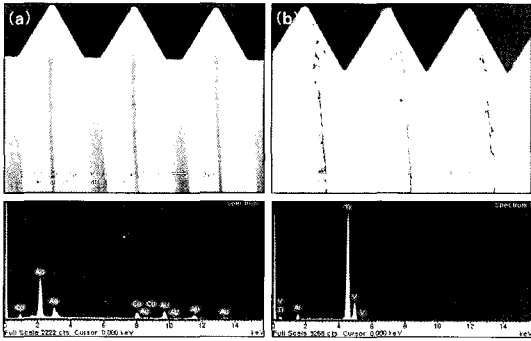
**Fig. 4.** Photographs showing TiN and ZrN coated abutment screw. (a) TiN coated titanium screw of 3i, (b) TiN coated titanium screw of Steri-Oss, (c) TiN coated gold screw of AVANA, (d) TiN coated titanium screw of AVANA, (e) ZrN coated titanium screw of 3i, (f) ZrN coated titanium screw of Steri-Oss, (g) ZrN coated gold screw of AVANA, (h) ZrN coated titanium screw of AVANA



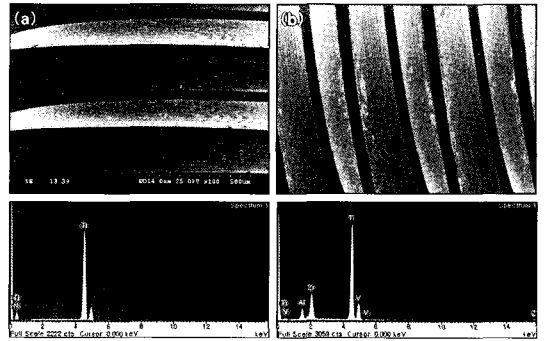
**Fig. 5.** SEM micrographs and EDX spectra showing surface morphology of non coated abutment screw. (a) GoldTite of 3i, (b) titanium screw of 3i



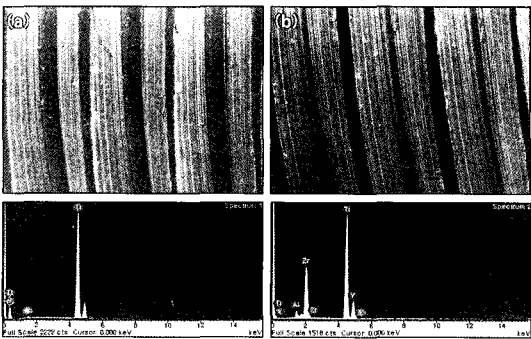
**Fig. 6.** SEM micrographs and EDX spectra showing surface morphology of non coated abutment screw. (a) TorqTite of Steri-Oss, (b) titanium screw of Steri-Oss



**Fig. 7.** SEM micrographs and EDX spectra showing surface morphology of non coated abutment screw. (a) gold screw of AVANA, (b) titanium screw of AVANA).



**Fig. 8.** SEM micrographs and EDX spectra showing surface morphology of TiN and ZrN coated titanium screw of 3i. (a) TiN coated, (b) ZrN coated



**Fig. 9.** SEM micrographs and EDX spectra showing surface morphology of TiN and ZrN coated titanium screw of Steri-Oss. (a) TiN coated, (b) ZrN coated

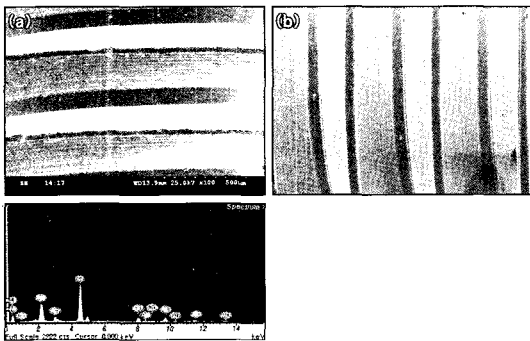
Fig. 9는 Steri-Oss사의 티타늄 나사에 TiN과 ZrN을 코팅한 표면사진이다. 코팅하지 않은 Fig. 6에 비하여 역시 매끈한 나사표면을 보이며 ZrN보다는 TiN이 코팅된 시편에서 균일한 코팅을 보이며 EDX곡선에서 Ti와 Zr이 검출되어 코팅이 잘 이루어졌음을 알 수 있다.

Fig. 10은 AVANA의 gold나사로 (a)는 TiN을, (b)는 ZrN을 코팅한 표면으로 Fig. 7의 코팅하지 않은 것에 비하여 역시 매끈한 나사표면을 보임을 알 수 있으며 특히 TiN보다는 ZrN이 더 표면이 매끈함을 보인다. EDX곡선에서 gold 나사에 TiN을 코팅한 경우는 Ti와 N 및 Au, Ag, Cu등이 검출되어 코팅이 잘 이루어졌음을 보인다.

Fig. 11은 AVANA의 티타늄나사로 (a)는 TiN을, (b)는 ZrN을 코팅한 표면으로 코팅하지 않은 것에 비하여 역시 매끈한 나사표면을 보이며 EDX곡선에서 Ti와 Zr이 검출되어 코팅이 잘 이루어 졌음을 알 수 있다.

## 2. 지대주 나사에 TiN 및 ZrN 코팅된 표면의 경도 변화

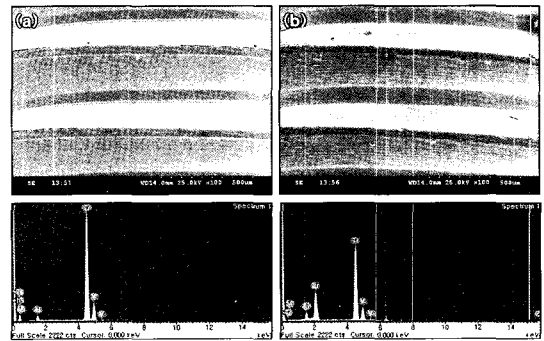
Fig. 12는 Vickers 경도계를 사용하여 3i의 tita-



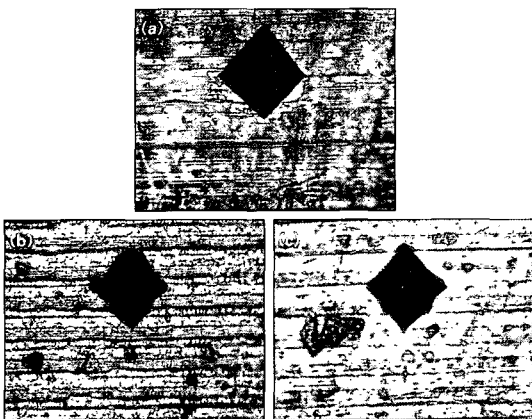
**Fig. 10.** SEM micrographs and EDX spectra showing surface morphology of TiN and ZrN coated gold screw of AVANA. (a) TiN coated, (b) ZrN coated

anium screw의 경도를 측정된 후 압흔을 광학현미경으로 촬영한 것으로 (a)는 Non coated, (b)는 TiN coated, (c)는 ZrN coated 나사의 압흔자국이다. 압흔자국에서는 코팅하지 않은 (a)에 비하여 TiN과 ZrN이 코팅된 (b)와 (c)가 다소 작게 나타나나 경도가 증가하였음을 알 수 있다.

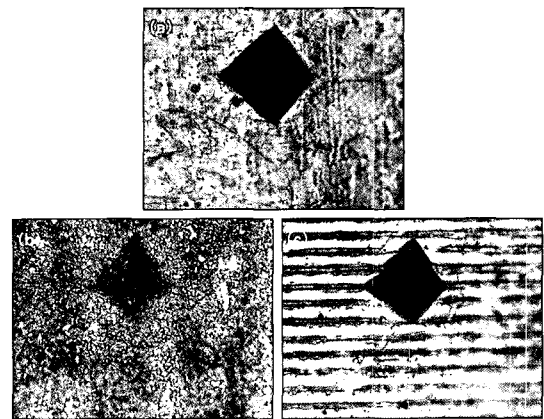
Fig. 13은 Vickers 경도계를 사용하여 AVANA의 gold screw의 경도를 측정된 후 압흔을 광학현미경으로 촬영한 것으로 (a)는 Non coated, (b)는 TiN coated, (c)는 ZrN coated 나사의 압흔 자국이다. Ti에 코



**Fig. 11.** SEM micrographs and EDX spectra showing surface morphology of TiN and ZrN coated titanium screw of AVANA. (a) TiN coated, (b) ZrN coated



**Fig. 12.** Optical micrographs showing typical Vickers indentation of TiN and ZrN coated titanium screw of 3i. (a) Non coated, (b) TiN coated, (c) ZrN coated



**Fig. 13.** Optical micrographs showing typical Vickers indentation of TiN and ZrN coated gold screw of AVANA. (a) Non coated, (b) TiN coated, (c) ZrN coated

팅한 경우와 같이 압흔자국이 작게 나타나 경도가 증가함을 알 수 있다. Table II는 모든 시편의 경도치를 종합하여 정리한 것으로 각 나사의 측정된 표면 경도치를 보면 코팅하지 않은 것에 비하여 약 100에서 200정도 높게 나타나며 특히 ZrN의 도금이 TiN을 도금한 경우에 비하여 더 높은 경도를 보였다.

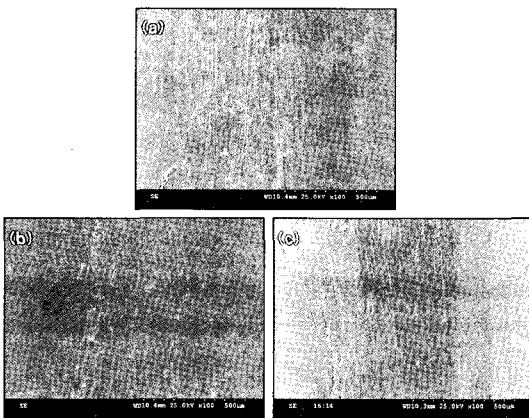
**Table II.** Vickers Hardness Value of TiN and ZrN coated surface

SAMPLES		HARDNESS (Hy)
Non Coating	3i-Ti	423
	Steri-Oss Ti	434
	Avana Gold	360
	Avana Ti	429
	Gold Tite 3i	403
	Steri-Oss torg Tite	391
TiN Coating	3i-Ti	564
	Steri-Oss Ti	517
	Avana Gold	512
	Avana Ti	551
ZrN Coating	3i-Ti	671
	Steri-Oss Ti	656
	Avana Gold	639
	Avana Ti	645

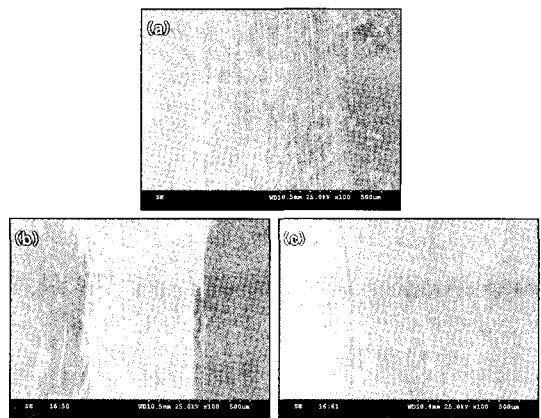
### 3. 지대주 나사에 TiN 및 ZrN 코팅된 표면의 마모 특성

Fig. 14는 TiN과 ZrN이 코팅된 3i의 titanium screw 표면의 내마모성을 조사하기 위하여 pin on disk type 마모시험기를 이용하여 마모시험을 행한 후 마모표면을 SEM을 이용하여 관찰한 사진으로 (a)는 Non coated, (b)는 TiN coated, (c)는 ZrN coated 나사의 마모표면이다. 마모의 폭이 코팅되지 않은 것에 비하여 코팅된 경우가 좁게 나타남을 알 수 있다. 특히 TiN이 코팅된 (b)가 (c)에 비하여 깊이나 폭이 적게 나타나 Ti나사에는 TiN의 코팅피막이 접착력이 우수함을 보인다.

Fig. 15는 TiN과 ZrN이 코팅된 AVANA의 gold screw 표면의 내마모성을 조사하기 위하여 pin on disk type 마모시험기를 이용하여 마모시험을 행한 후 마모표면을 SEM을 이용하여 관찰한 사진으로 (a)는 Non coated, (b)는 TiN coated, (c)는 ZrN coated 나사의 마모표면이다. Gold screw에는 ZrN피막의 마모폭과 깊이가 작게 나타나 접착력이 강함을 알 수 있다. Table III은 모든 시편에 대하여 마모시험 전과 후의 무게를 측정하여 비교한 결과이며 마모량은 TiN보다는 ZrN을 코팅한 경우가 크게 감소하며 특히 Ti나사에 TiN을 코팅한 경우와 골드나사에 ZrN을 코팅한 경우가 마모량이 크게 감소함을 보였다.



**Fig. 14.** SEM micrographs showing wear trace of TiN and ZrN coated titanium screw of 3i. (a) Non coated, (b) TiN coated, (c) ZrN coated

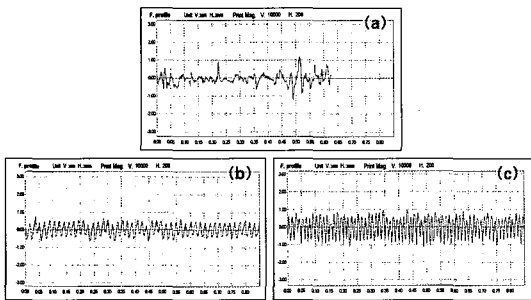


**Fig. 15.** SEM micrographs showing wear trace of TiN and ZrN coated gold screw of AVANA. (a) Non coated, (b) TiN coated, (c) ZrN coated



**Table III.** Weight loss of TiN and ZrN coated screw after wear test

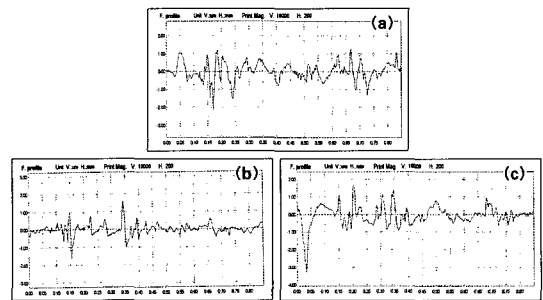
SAMPLES		BEFORE WEAR TEST (g)	AFTER WEAR TEST (g)	Weightloss (g)
Non Coating	3i-Ti	0.090	0.069	0.021
	Steri-Oss Ti	0.073	0.051	0.022
	Avana Gold	0.266	0.240	0.026
	Avana Ti	0.086	0.064	0.022
	Gold Tite 3i	0.292	0.270	0.022
	Steri-Oss torg Tite	0.069	0.049	0.020
TiN Coating	3i-Ti	0.092	0.081	0.011
	Steri-Oss Ti	0.076	0.066	0.010
	Avana Gold	0.268	0.256	0.012
	Avana Ti	0.088	0.077	0.011
ZrN Coating	3i-Ti	0.093	0.081	0.012
	Steri-Oss Ti	0.076	0.069	0.007
	Avana Gold	0.269	0.263	0.006
	Avana Ti	0.088	0.077	0.009



**Fig. 16.** Surface roughness of TiN and ZrN coated titanium screw of 3i before wear test. (a) Non coated, (b) TiN coated, (c) ZrN coated

Fig. 16은 마모시험전과 시험후의 표면 거칠기를 알아보기 위하여 표면 거칠기 측정기를 이용하여 3i implant innovation의 티타늄 나사의 마모시험전의 표면거칠기를 나타내고 있다. (a)는 Non coated, (b)는 TiN coated, (c)는 ZrN coated 나사의 표면거칠기로 코팅함으로써 표면의 거칠기가 균일하여 매끈한 표면이 얻어짐을 알 수 있다.

Fig. 17은 Fig. 16시편을 마모 시험한 후 3i implant innovation의 티타늄 나사의 마모시험 후의 표면 거칠기를 나타내고 있다. (a)는 Non coated, (b)는 TiN coated, (c)는 ZrN coated 나사의 표면 거칠기로 마모시험을 행한 후에는 전반적으로 표면의 거칠기가 크게 증가하며 특히 코팅함으로써 표면의 거

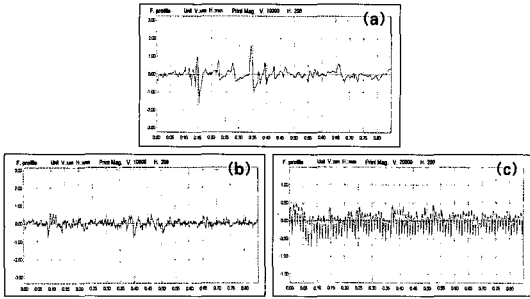


**Fig. 17.** Surface roughness of TiN and ZrN coated titanium screw of 3i after wear test. (a) Non coated, (b) TiN coated, (c) ZrN coated

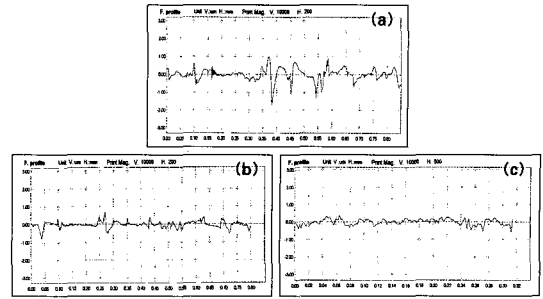
칠기가 감소함을 알 수 있다. 특히 Ti 나사에 TiN을 코팅한 경우인 (b)는 ZrN을 코팅한 (c)에 비하여 거칠기가 크게 감소함을 보인다.

Fig. 18은 마모시험전과 시험후의 표면 거칠기를 알아보기 위하여 표면 거칠기 측정기를 이용하여 AVANA의 gold 나사의 마모시험전의 표면 거칠기를 나타내고 있다. (a)는 Non coated, (b)는 TiN coated, (c)는 ZrN coated 나사의 표면 거칠기로 코팅함으로써 표면의 거칠기가 균일하여 매끈한 표면이 얻어짐을 알 수 있다.

Fig. 19는 Fig. 18시편을 마모 시험한 후 AVANA의 gold 나사의 마모시험 후의 표면 거칠기를 나타내고 있다. (a)는 Non coated, (b)는 TiN coated,



**Fig. 18.** Surface roughness of TiN and ZrN coated gold screw of AVANA before wear test. (a) Non coated, (b) TiN coated, (c) ZrN coated



**Fig. 19.** Surface roughness of TiN and ZrN coated gold screw of AVANA after wear test. (a) Non coated, (b) TiN coated, (c) ZrN coated

**Table IV.** Surface roughness of TiN and ZrN coated screw before and after wear test

SAMPLES		BEFORE WEAR TEST		AFTER WEAR TEST	
		Ra $\mu\text{m}$	Rmax $\mu\text{m}$	Ra $\mu\text{m}$	Rmax $\mu\text{m}$
Non Coating	3i-Ti	0.15	1.09	0.36	4.44
	Steri-Oss Ti	0.12	3.37	0.20	5.62
	Avana Gold	0.19	3.69	0.24	3.81
	Avana Ti	0.24	3.81	0.38	6.13
	Gold Tite 3i	0.07	1.08	0.10	4.82
	Steri-Oss torg Tite	0.13	1.43	0.33	5.53
	TiN Coating	3i-Ti	0.07	1.86	0.12
Steri-Oss Ti		0.08	1.59	0.14	6.44
Avana Gold		0.04	1.22	0.13	5.03
	Avana Ti	0.07	0.85	0.17	6.70
ZrN Coating	3i-Ti	0.04	0.96	0.11	2.80
	Steri-Oss Ti	0.07	1.12	0.12	3.50
	Avana Gold	0.04	0.94	0.10	2.33
	Avana Ti	0.07	1.69	0.12	3.45

(c)는 ZrN coated 나사의 표면 거칠기로 마모시험을 행한 후에는 마모시험 전에 비하여 전반적으로 표면의 거칠기가 크게 증가하며 특히 코팅함으로써 표면의 거칠기가 감소함을 알 수 있다. 특히 gold 나사에 ZrN을 코팅한 경우인 (c)는 TiN을 코팅한 (b)에 비하여 거칠기가 마모시험전의 양상과 같은 균일한 거칠기를 나타내어 거칠기가 감소함을 보인다.

Table IV는 모든 시편에 대하여 거칠기 평균값 Ra와 최대 거칠기 값 Rmax 값을 도표로 나타낸 것이다. 여기에서 보면 Ra 값이 gold 나사가 titanium 나사에 비하여 밀링가공성이 우수하여 표면의 거칠기가 작게 나타남을 알 수 있다. 그러나 마모시험을 행

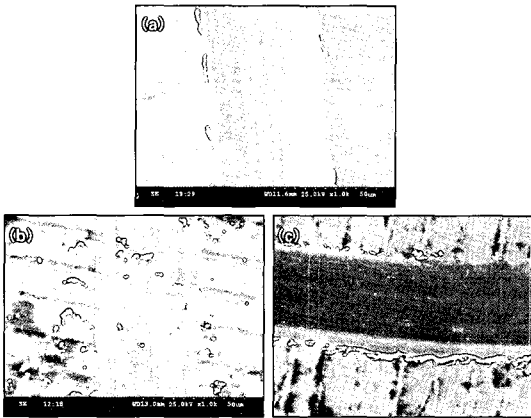
하면 전반적으로 증가하며 AVANA의 Ti 나사의 경우 원래 존재한 굽힘의 영향도 함께 나타나 Ra값이  $0.38\mu\text{m}$ 로 높은 값을 보인다. TiN 및 ZrN코팅의 경우는 크게 Ra가 감소하였다.

#### 4. 지대주 나사에 TiN 및 ZrN 코팅된 표면의 굽힘특성

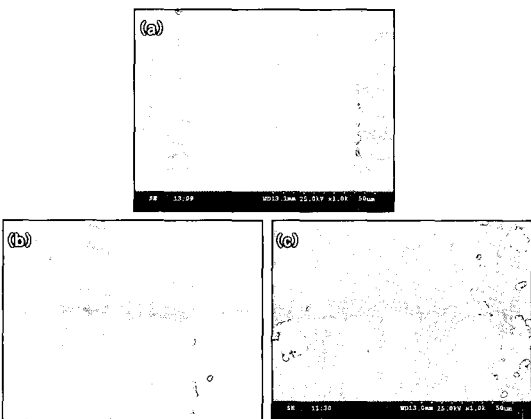
Fig. 20은 표면에서 코팅피막의 접착능을 시험하기 위하여 다이아몬드 tip을 사용하여 표면 굽힘 시험기로  $100\text{gr}/\text{mm}^2$ 의 하중과  $100\text{mm}/\text{min}$ 속도로 굽힘시험을 한 3i의 Ti 나사의 굽힘 사진이다. (a)는 Non coated, (b)는 TiN coated, (c)는 ZrN coated사진이

다. 코팅하지 않은 경우인 (a)는 깊고 넓은 긁힘을 보이나 TiN이 코팅된 (b)는 깊지 않은 흔적을 보인다. 그러나 ZrN이 코팅된 경우인 (c)는 좁게 흔적을 나타내 Ti기지에 TiN의 접착이 우수함을 보인다. 회사가 다른 Steri-Oss Ti의 경우인 Fig. 21을 보면 TiN이 접착능이 우수함을 확연히 알 수 있다.

Fig. 22는 AVANA의 gold나사의 긁힘 사진으로 (a)는 Non coated, (b)는 TiN coated, (c)는 ZrN coated 사진이다. 코팅하지 않는 경우는 gold의 연성특성



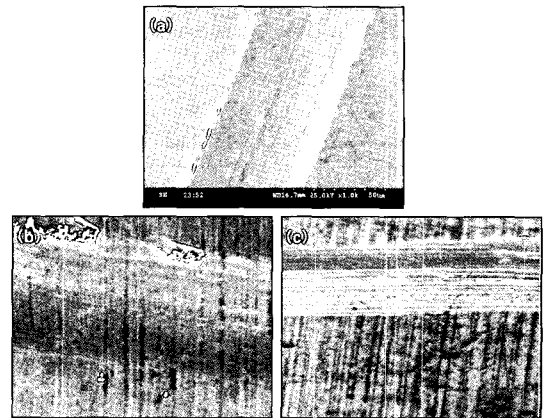
**Fig. 20.** SEM micrographs showing scratch trace of TiN and ZrN coated titanium screw of 3i. (a) Non coated, (b) TiN coated, (c) ZrN coated



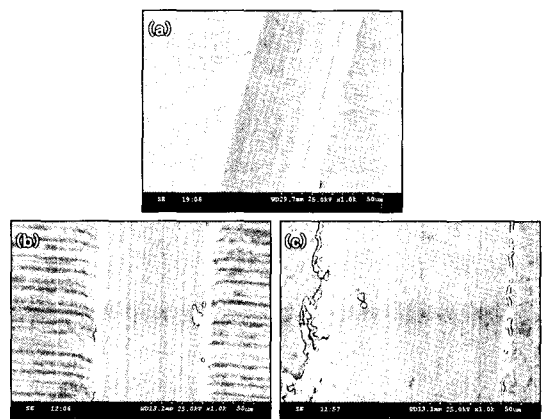
**Fig. 22.** SEM micrographs showing scratch trace of TiN and ZrN coated gold screw of AVANA. (a) Non coated, (b) TiN coated, (c) ZrN coated

과 함께 흔적의 폭이 넓게 나타나고 있음을 알 수 있다. (b)의 TiN 코팅된 경우는 흔적이 좁지만 깊고 (c)의 ZrN을 코팅한 경우는 TiN을 Ti에 코팅한 시편의 흔적 양상과 같은 흔적을 보인다.

Fig. 23은 AVANA의 Ti나사를 긁힘 시험한 사진으로 TiN이 코팅된 경우는 긁힘 흔적의 경계가 연성의 특성이 없이 나타나지만 ZrN은 연성의 흔적이 나타나 Ti기지에 ZrN이 코팅된 나사에서는 접착이 TiN 보다 낮음을 알 수 있다.



**Fig. 21.** SEM micrographs showing scratch trace of TiN and ZrN coated titanium screw of Steri-Oss. (a) Non coated, (b) TiN coated, (c) ZrN coated



**Fig. 23.** SEM micrographs showing scratch trace of TiN and ZrN coated titanium screw of AVANA. (a) Non coated, (b) TiN coated, (c) ZrN coated

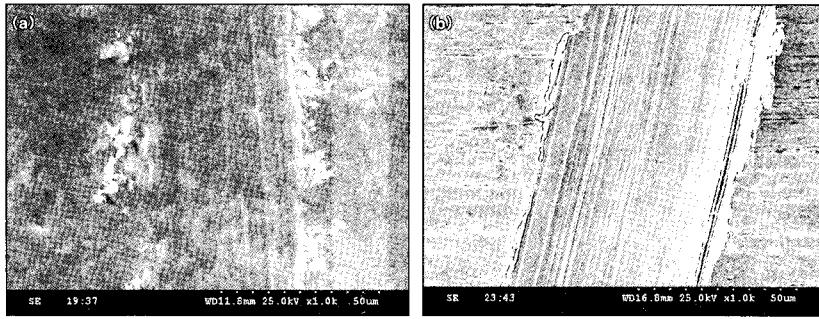


Fig. 24. SEM micrographs showing scratch trace of TorqTite screw of Steri-Oss and GoldTite screw of 3i. (a) TorqTite of Steri-Oss (b) GoldTite of 3i

Fig. 24는 Steri-Oss의 TorqTite와 3i의 GoldTite 나사의 굽힘시험 후 흔적을 나타낸 것이다. 에폭시를 코팅한 경우는 표면에서 박리되는 현상을 보이며 gold의 경우는 연성이 풍부한 양상을 보인다.

#### IV. 총괄 및 고안

구강 내에서 화학적으로 안정적이고 내마모성을 갖는 생체 친화적인 물질을 나사에 코팅하려는 시도가 되고 있다.<sup>22)</sup> 치과용 지대주 나사의 표면 물성을 증진시키기 위하여 질화물 코팅이나 에폭시코팅 등을 하기도 하며, 이는 부수적으로 biodegradation을 막는 역할을 하기도 한다.<sup>16,17)</sup> 하지만 coating은 그 부위나 목적에 따라서 필요한 성질이 다르고 각각의 목적에 따라 강하게 또는 약하게 물성을 바꾸는 것이 사용 목적에 유리할 수 있다. 임플란트 지대주 나사의 코팅의 성질 중 3i의 gold 코팅나사는 표면의 물성을 약하게 하고 그 변형된 성질을 이용해서 지대주 나사의 풀림 현상을 방지하고자 하였다.<sup>23)</sup> 또한 pure gold의 낮은 마찰계수는 지대주 나사를 조이는데 있어 약간의 회전을 더 허용하기에 초기 토크를 증대시키는 효과를 얻고자 하였다.<sup>15)</sup> 이러한 지대주 나사의 풀림 방지 효과를 증대시키기 위하여 본 연구에서는 지대주 나사의 표면 마찰계수를 낮추어서<sup>24)</sup> 초기 토크를 더 가할 수 있도록 표면특성이 우수하고 내마모성이 우수하고 마찰계수가 낮은 물질을 지대주 나사 표면에 이온도금법을 이용하여 코팅하였다.<sup>20,23-25)</sup> 코팅재료 중에서 TiN과 ZrN은 부식환경에서 안정성이 우수하고 강도도 우수한 것으로 보고되

고 있으나 지대주 나사의 표면에 코팅하여 마찰저항을 감소시킨 연구는 없다. 따라서 본 연구에서는 이온도금법을 사용하여 TiN과 ZrN을 코팅하였으며 사용된 이온도금법은 Berghaus<sup>18)</sup>에 의해 처음 보고된 이후 질화장비의 하드웨어적인 발달과 플라즈마의 용이한 조절이 가능해짐에 따라 급격한 발전을 거듭하여 이미 저합금강의 표면경화목적으로 사용되고 있다.<sup>26)</sup> 이 방법은 고온에서 행하는 침탄에 의한 경화와는 달리, 이온 질화의 경우 플라즈마를 이용한 저온공정이 가능하므로 재료의 변형을 최소화하면서도 표면경화를 얻을 수 있다.<sup>27)</sup> 또한 가스연질화, 가스질화, 및 염욕질화와는 달리 경제적이고 무공해의 특징을 나타내며, 비철 등의 재료에도 질화가 가능하여 정밀한 규격을 요하는 미세 부품의 표면경화에 응용되고 있다. 하지만 질화층의 형성시 여러 가지 공정변수에 의해 생성되는 질화상이 결정되며 이에 따라 부품의 기계적 특성도 결정되어진다. 일반적으로 이온질화의 경우 질소가 대상물에 유입되어 질화층을 형성하는 단계는 플라즈마에 의한 표면반응과 질화 대상물 내로의 질소확산 두단계로 나눌 수 있다. 플라즈마에 의한 표면반응이란 양극에 작용하는 전압차에 의해 이온화된 질소이온이 질화대상물로 가속되어 일어나는 스퍼터링 현상이다. 이온질화시 질화 대상물의 표면에서 일어나는 스퍼터링 현상은 크게 두 가지가 있다. 첫째는 가스 질화와는 달리 스퍼터링 현상에 의해 질소이온과 Ar 이온이 연속적으로 질화대상물에 전달됨으로써 표면산화막을 파괴하여 제거하고, 첨가된 Ar gas가 플라즈마현상에 의해 질소원자에 대한 질화 대상물의

흡착 및 확산을 용이하게 하는 현상이다. 둘째는 고속된 질소이온에 의해 도금 source와 결합하여 TiN 및 ZrN을 형성하는 것이다.<sup>21)</sup>

플라즈마에 의해 표면에 도달한 질소는 확산을 통해 재료의 내부로 이동하고 질화물을 형성한다. 이때 질화층의 형성에 사용되는 질소의 공급원은 재료의 표면에 형성된 질화물의 분해과정에서 생성된 질소이며, 전형적인 확산 거동을 통하여 내부로 확산하여 질화물을 형성한다. 일반적으로 질화온도와 질화 압력이 높을수록 빠른 질화층의 성장을 관찰할 수 있으며 다른 질화법보다 우수한 특징으로는 낮은 질화 온도에서 빠르게 질화층을 형성하는 것인데 이는 가스질화시 흔히 발생하는 고온에서의 질화로 인한 강의 변형을 방지한다. 이온도금의 경우 플라즈마에 의해 질화대상물의 표면이 스퍼터링되므로 질화층의 표면은 질화층의 내부와는 상이한 구조를 갖는다<sup>28)</sup>. 또한 질화층의 내부로 확산되는 질소의 양을 결정하는 것은 질화층의 표면 구조이므로 이온 질화시 확산 거동을 이해하는 데 중요한 역할을 한다. 여기에서 형성된 질화층의 구조는 NaCl과 같은 결정구조<sup>29)</sup>를 하여 강도가 높고 내마모성이 우수한 코팅물질로 알려져 있다.

이러한 물질로 도금된 지대주의 나사에 이온도금된 ZrN과 TiN피막을 입체사진기를 이용하여 촬영한 결과 TiN의 경우는 gold 색깔을 띄어 전형적인 TiN 코팅막의 형성을 보였으며 ZrN은 옅은 녹색을 보여 코팅이 잘 이루어졌고 균일하게 이루어졌음을 나타내었다. 특히 주사전자현미경으로 관찰한 결과 지대주 나사에 코팅을 하지 않은 경우에 비하여 아주 매끄러운 형상을 보였는데 ZrN은<sup>26)</sup>TiN에 비하여 코팅이 균일하게 될뿐더러 고배율로 관찰하더라도 입자가 아주 작게 나타나 표면에서 도금이 균질하고 코팅피막의 밀도가 높음을 알 수 있었다. 나사의 재질에 따라 차이를 보이는데 gold 합금으로 된 나사와 Ti로 구성된 합금의 표면을 관찰해 보면 gold로 구성된 나사의 표면은 가공이 잘되어 표면의 거칠기가 Ti보다는 낮음을 알 수 있었다. 그러나 TiN과 ZrN을 코팅처리하면 그 표면의 거칠기는 크게 감소되며 특히 ZrN의 코팅이 표면의 거칠기를 최소화하였다. 같은 재료일지라도 AVANA의 경우는 가공 시 나타나는 표면의 결함이 아주 심하게 나타나 코팅을 하

더라도 큰 결함은 그대로 존재하였다.

코팅피막의 경도를 보면 나사의 헤드부분에 vickers 경도계를 이용하여 경도를 측정된 결과 TiN, ZrN을 코팅한 경우가 코팅하지 않은 경우에 비하여 약 100 VHS에서 200 VHS 정도 높게 경도 값이 나타났다. 특히 코팅이 되지 않은 경우는 gold가 Ti에 비하여 경도가 낮게 나타났으며 여기에 TiN과 ZrN을 코팅하여 경도가 크게 증가되지만 gold 역시 코팅하여도 Ti에 코팅한 것보다는 낮게 나타났다. 이는 기지 조직의 경도도 코팅에 영향을 미침을 알 수 있다. 코팅을 테프론으로 한 경우는 391로 가장 낮은 경도 값을 보여 코팅물질에 따라 경도가 다를 수 있다. 경도는 보통 합금강에 코팅을 할 경우 TiN은 2000 kg/mm<sup>2</sup>을 ZrN은 2500 kg/mm<sup>2</sup>을 나타낸다고 보고<sup>26)</sup>하고 있어 대체적으로 TiN보다는 ZrN피막이 안정하고 표면의 특성이 좋음을 알 수 있었다. 따라서 조임과 풀림특성에 코팅하지 않는 경우보다는 TiN과 ZrN을 코팅한 경우가 우수한 특성을 나타낼 것이라는 것이 예측된다.

나사에 코팅피막의 내마모성과 접착성을 파악코저 행한 내마모성시험은 임플란트의 지대주의 헤드부분을 택하여 시험한 결과 TiN, ZrN을 코팅한 나사면이 내마모성이 우수함을 보였다. 따라서 나사의 조임과 풀림시 발생하는 나사부위의 소성변형을 최소화함으로써 적은 조임력으로 쉽게 고정체의 나사면과 접촉을 할 수 있을 것으로 판단된다. 마모면의 특성은 gold의 경우는 연성의 특성을 가지는 표면<sup>25)</sup>을 나타내지만 Ti의 경우는 취성에 가까운 마모면을 보였다. 그러나 TiN이나 ZrN이 코팅된 면에서의 마모면은 거의 마모되지 않은 형태를 보임으로써 코팅효과가 큼을 알 수 있었다. 마모의 저항은 ZrN은 0.6보다 작은 마찰계수를 가지나 TiN은 0.6보다 높은 마찰계수를 가진다는 보고에서도 알 수 있다.<sup>30)</sup> 또한 피막의 접착능은 일반적으로 ZrN이 45N, TiN이 55N으로 TiN이 접착능이 우수하지만 본 연구에서는 ZrN과 TiN이 기지에 따라서 다소 차이를 보였는데 TiN이 Ti에 코팅된 경우, ZrN이 gold에 코팅된 경우 각각 우수한 것으로 나타나고 있다. 이는 체심입방 결정구조(bcc)를 갖는 Ti기지에 TiN을 코팅처리함으로써 기지와 구조적인 match가 잘 일어나 접착능이 증가되고 면심입방격자를 갖는 gold에 ZrN이 잘

구조적으로 원자간의 면에서 match가 잘 되었기 때문으로 생각된다. 이러한 결과는 굽힘시험과 마모시험에서 확인 되고 있다.<sup>29)</sup>

이러한 결과를 토대로 지대주 나사와 고정체와의 조임과 풀림에 대한 문제는 마찰계수가 어느 정도 낮고 나사의 표면에 강도를 부여하면서 영구히 강도를 유지할 수 있다면 반복되는 조임과 풀림 시에 변형으로 인한 지대주나사의 실패를 크게 개선할 수 있을 것으로 생각된다.

## V. 결 론

본 연구에서는 임플란트와 지대주나사 계면의 적합도와 풀림 및 조임의 특성을 개선하기 위하여 지대주나사의 표면에 TiN 및 ZrN을 코팅하여 표면특성을 조사한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 나사에 이온도금된 ZrN과 TiN을 주사전자현미경으로 관찰한 결과 지대주 나사에 코팅을 하지 않은 경우(Ra:0.15~0.24 $\mu$ m)에 비하여 아주 매끄러운 형상(Ra:0.07~0.04 $\mu$ m)을 보였다. ZrN은 TiN에 비하여 코팅이 균일하고 코팅피막의 밀도가 높았다.
2. 재질에 따라 gold로 이루어진 나사의 표면은 거칠기가 Ti보다는 낮으나 TiN과 ZrN을 코팅처리하면 그 표면의 거칠기는 크게 감소되며 ZrN의 코팅이 표면의 거칠기를 최소화 하였다.
3. 경도를 측정할 결과 TiN, ZrN을 코팅한 경우가 코팅하지 않은 경우에 비하여 약 100 VHS에서 200 VHS이상의 높은 경도를 보였다. 코팅이 되지 않은 경우는 gold가 Ti에 비하여 경도가 낮게 나타났으며 여기에 TiN과 ZrN을 코팅하여 경도가 크게 증가되지만 gold역시 코팅하여도 Ti에 코팅한 것보다는 낮게 나타났다.
4. 내마모성시험 결과 TiN, ZrN을 코팅한 나사면이 내마모성이 우수함을 보였다. 마모면의 특성은 gold의 경우는 연성의 특성을 가지는 표면을 나타내지만 Ti의 경우는 취성에 가까운 마모면을 보였으며 피막의 접착능은 ZrN이 gold에 코팅된 경우, TiN이 Ti에 코팅된 경우가 각각 우수한 것으로 나타났다.

## 참고문헌

1. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Acta Othop Scand 1981;pp155-70.
2. Richard LB, Richard BJ, Toby K. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent 1994;71:592-529.
3. McGlumpy EA, Elfers CL, Mendel DA. Optimum torque values for implant abutment screws. J Dent Res 1993;72:191-3.
4. Samandi M, Shedden BA, Beil T, Collins GA, Hutching SR, Tendy SJ. Significance of nitrogen mass transfer mechanism on the nitriding behavior of austenitic stainless steel. J. Vac. Sci. Technol 1994;B12:935-9.
5. Larry CB, Donna LD, Eric WN, James, D T. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screw before and after simulated function. Int J Prosthodont 1993; 6:435-9.
6. Kim H, Johnson JW. Corrosion of stainless steel, nickel-titanium, coated nickel-titanium, and titanium orthodontic wires. Angle Orthod 1999;69:39-44.
7. Will CM, Ronald DW, Barbara HM, Amp WM. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surface. J Prosthet Dent 2001;86:24-32.
8. Charles JG, Joseph YKK, Kitichai R. Clinical complications of osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1999;81:537-52.
9. Miller RB, McGlumpy EA, Kerby RE. Comparison of abutment screw preload in different implant designs. J Dent Res 1994;73:No.807 (IADR Abstracts).
10. Motosch N. Development of design charts for bolts preloaded up to the plastic range. J Eng Ind 1976;98:849-51.
11. Burguette RL, John RB, King T, Patterson

- EA. Tightening characteristic for screwed joint in osseointegrated dental implant. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-5.
12. Gil FJ, Solano E, Campos A, Bocci F, Saez I, Alfonso MV, Planell JA. Improvement of the friction behavior of NiTi orthodontic archwires by nitrogen diffusion. *Biomed Mater Eng* 1988;8:335-42.
  13. Cui FZ, Luo ZS, Feng QL, Highly adhesive hydroxyapatite coatings on titanium alloy formed by ion beam assisted deposition. *J. Mater. Sci.:Mater. Med.*, 1997;8:403-5.
  14. Motosch N. Development of design charts for bolts preloaded up to the plastic range. *J Eng Ind* 1976;98:849-51.
  15. Berghaus B. German Patent DRP 1932:639.
  16. Keating K. Connecting abutments to dental implants. *Irish Dentistry* 2001;July:43-6.
  17. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey J P. Determination of preload stress in dental implant screws. *J Dent Res* 1994; 73:No.808 (IADR Abstracts).
  18. Shin JH, Lee KH. *Metals as Biomaterials*. *Biomaterials Research* 1999;3:28-38.
  19. Santhanam AT. US Patent 5, pp.257-367, 1993. Eckert S E, Wollan P C. Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. *J Prosthet Dent* 1998; 79:415-21.
  20. Yoshinari M, Ozeki K, Sumil T. Properties of hydroxyapatite-coated Ti-6Al-4V alloy produced ion plating method. *Bull. Tokyo. Dent. Coll.*, 1991;32:147-56.
  21. Perry AJ, Jagner M, Sproul WD, Rudnik PJ. The residual stress in TiN films deposited onto cemented carbide by high-rate reactive sputtering. *Surf. Coat. Technol.*, 1989;39:387-95.
  22. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001;86: 24-32.
  23. Zhang ZL, Bell T. *Surface Engineering* 1985;1:131-6.
  24. Koak JY, Heo SJ, Chang IT, Yim SH, Lee JY, Lee KR. The study on the removal torque of the diamond like carbon coated titanium abutment screws. *J. Korean Acad Prothodont* 2003;41:128-35.
  25. Calister WD. *Materials Science and Engineering An Introduction*, 5th. Edition. John Wiley & Sons, Inc. New York, 2000, pp. 30-59.
  26. Thornton JA, Penfold AS. *Thin Film Processes*, edited by Vossen JL and Kern W, Academic Press 1978, pp.75-118.
  27. Porter SS, Robb TT. Increasing implant-abutment preload by thin-gold coating abutment screws. *J Dent Res* 1998; 77:No.837 (IADR Abstracts).
  28. William JD. *Dental Materials and their selection*. 2nd Edition. Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, 1997, pp. 16-7.
  29. Jemt T, Lacey WR, Harris D, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1991;6:29-36.
  30. Binon PP. Implants and components: Entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2000;15:76-94.

---

**Reprint request to:**

**Chae-Heon Chung**, D.D.S., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University  
421, Seosuk-Dong, Dong-Gu, Gwangju, 501-759, Korea  
jhajung@mail.chosun.ac.kr

ABSTRACT

## EFFECTS OF SURFACE COATING ON THE SCREW RELEASE OF DENTAL IMPLANT SCREW

Cheol-In Koo, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Chae-Heon Chung, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,  
Han-Cheol Choe, Ph.D.\*

*Dept. of Prosthodontics and Dental Materials\*, College of Dentistry, Chosun University*

**Statement of problem:** Implant screw loosening has been remained problem in restorative practices. Surface treatment of screw plays a role of preventing screw from loosening in implant screw mechanism.

**Purpose:** The purpose of this study was to investigate surface characteristics of TiN and ZrN film ion plated screw with titanium and gold alloy screw and to evaluate wear resistance, surface roughness, and film adhesion on screw surface using various instruments.

**Material and methods:** GoldTite screws and titanium screws provided by 3i (Implant Innovation, USA) and TorqTite screws or titanium screws by Steri-Oss (Nobel Biocare, USA) and gold screws and titanium screws by AVANA (Osstem Implant, Korea) were selected. Ion plating which is much superior to other surface modification techniques was carried out for gold screws and titanium screws using Ti and Zr coating materials with nitrogen gas. Ion nitrided surface of each abutment screw was observed with field emission scanning electron microscopy (FE-SEM), micro-diamond scratch tester, vickers hardness tester, and surface roughness tester.

### **Results:**

- 1) The surface of gold screw and GoldTite is more smooth than ones of other kinds of non coated screw.
- 2) The ZrN and TiN coated surface is the more smooth than ones of other kinds of screw.
- 3) The hardness of TiN and ZrN coated surface showed higher than that of non coated surface.
- 4) The TiN coated titanium screw and ZrN coated gold screw have a good wear resistance and adhesion on the surface.
- 5) The surface of ZrN coated screw showed low surface roughness compared with the surface of TiN coated screw.

### **Conclusion:**

It is considered that the TiN and ZrN coated screw which would prevent a screw from loosening can be applicable to implant system and confirmed that TiN and ZrN film act as lubricant on surface of screw due to decrease of friction for recycled tightening and loosening.

---

**Key words :** TiN, ZrN, Wear resistance, Surface roughness, Film adhesion