대한치과기재학회지 32(1):85-93, 2005

반복하중이 지대주 나사의 풀림 토크에 미치는 영향

[1]전북대학교 치과대학 치과생체재료학교실 및 구강생체과학연구소,
[2](주)메가젠, [3]광주 미르치과병원, [4]대구 미르치과병원

김강남[1] · 김남규[1] · 배태성[1] · 최석규[2] · 류경호[3] · 박광범[4]

Effect of Cyclic Loading on the Loosening of Abutment Screw

Kang-Nam Kim[1], Nam-Kyu Kim[1], Tae-Sung Bae[1], Seok-Kyu Choi[2], Gyeong-Ho Ryoo[3], Kwang-Bum Park[4]

[1]Dept. of Dental Biomaterials and Institute of Oral Bioscience, School of Dentistry,
Chonbuk National University, Chonju 561-756
[2]Megagen Co., Ltd., [3]Gwangju Mir Dental Hospital, 4Daegu Mir Dental Hospital

This study was performed to evaluate the effect of cyclic loading on the loosening of abutment screw. Three implant system with external connection of 3i (Implant Innovation Inc, USA; TI), Avana (Osstem Implant Co, Ltd, Korea; AV), and Megagen (Megagen Co, Korea; ME) and five different abutment screws of two pure titanium screws (Avana: AT, Megagen: MT), TiN-coated titanium screw (Megagen: MN), Teflon-coated titanium screw (TorqTite, Steri-Oss, Nobel Biocare USA Inc, USA: ST), and Gold alloy screw (Gold-Tite, 3i, Implant Innovation Inc, USA: GT) were used. Each abutment screw was tightened with closing torque value of 32 Ncm. The cyclic compression load of the amplitude range of 2 to 250 N was applied at 1 ㎜ eccentric using dynamic testing machine (Model 8516, Instron, USA). Frequency of load cycles was 10 Hz and detorque values after 2×10^6 cycles were measured using digital torque gauge (9810P, Aikoh Engineering Co, Japan). Abutment screw surfaces were examined using a scanning electron microscope (S-4700, Hitachi Co, Japan). Static detorque values of AV and ME groups indicated significantly high differences to that of TI group ($P<0.05$). However, they did not show significant differences after cyclic loading ($P>0.05$). Static detorque values of titanium screw groups (AT and MT) showed significant differences to that of gold-alloy screw group (GT) ($P<0.05$). However, MN group indicated significantly lower marks among others after cyclic loading ($P<0.05$). The titanium screw groups of AT and MT showed uniform machining traces, but the gold-alloy screw group of GT showed relatively smoother surface.

Key Words : Loosing of abutment screw, Cyclic loading.

J Korean Res Soc Dent Mater 32(1):85-93, 2005

주소 : 전주시 덕진구 덕진동 1가 664-14, 우편번호 561-756
전북대학교 치과대학 치과생체재료학교실, 배태성

서 론

단일 치아 결손부의 수복을 위해 주로 고정성 의치를 이용하는 방법이 적용되어 왔지만, 최근 인접하는 치아에 우식이나 기존의 수복물이 없을 때 인접하는 치아의 삭제를 지양하며 기능적, 심미적 수복이 가능한 임플란트를 이용한 수복이 빈번하게 이루어지고 있다.

단일 치아 임플란트 수복부에서 빈번하게 발생하는 문제의 하나는 각 구성요소를 연결하는 나사의 풀림 현상이다(Jemt 등, 1991). 나사의 풀림 현상은 골조직의 해부학적 형상이나 인접 치아와 관련한 문제들로 인한 부적절한 위치로의 매식체 식립, 과도한 교합력, 불충분한 조임 등에서 기인하기도 하지만, 나사 자체의 장력 감소로 인한 예하중(preload)의 상실에 의해서도 나타날 수 있다. Jemt 등(1990; 1991)은 단일 치아 임플란트를 갖는 환자의 경우 3년 후 35%에서만 지대주 나사의 안정성을 보였으며 가장 일반적인 문제는 지대주 나사의 풀림 현상이라고 보고하였고, Hass 등(1995)은 CeraOne 임플란트 시스템에서 가장 일반적인 합병증은 지대주 나사의 풀림 현상으로, 전체 임플란트 수복물의 16%에서 나사의 풀림이 발생했다고 하였다.

나사 체결부에 조임 토크를 가하면 인장력 즉 예하중이 발생한다. 예하중이 증가할수록 지대주와 매식체 사이의 접촉이 커지므로 임플란트의 구조 안정성은 개선되지만, 예하중은 나사 재질의 한계를 초과할 수 없다. McGlumphy 등(1998)은 예하중은 나사의 파절을 초래하는 최대 토크 조건의 75% 정도 일 때가 이상적이라고 보고한 바 있다. Bickford(1981)는 나사의 풀림은 두 단계에 걸쳐서 일어난다고 언급하였다. 첫 번째는 나사 체결부에 작용한 저작이나 교합에 의한 외력이 나사산의 미끄러짐을 야기하여 예하중이 제거되는 단계이고, 두 번째는 예하중이 임계점 이하로 감소되어 풀림이 일어나서 나사 연결부의 기능이 상실되는 단계이다. 나사의 풀림 현상이 일어나는 원인으로는 나사의 신장(Lazza, 1994), 나사를 조이는 손가락 힘(Wicks 등, 1994), 부적절한 임플란트의 위치와 교합면 형태 및 적합도와 정확성의 차이(Binon, 1994), 부적절하게 적합된 보철물과 지대주에 의한 응력(Galante, 1994) 등이 언급되고 있다. 이러한 현상을 줄이기 위해 임플란트와 지대주 계면의 변형, 금 나사와 torque-controlling device의 사용, 나사의 접착(McGlumphy, 1994; Edmund, 1996) 등이 검토되어 왔다.

나사의 풀림은 단기간에 걸쳐서 일어난 풀림과 장기간 풀림으로 구분한다. 단기간에 걸쳐서 일어난 풀림은 나사를 조인 후 곧바로 발생하는 현상으로, 소성변형으로 인한 나사의 신장 및 접촉부의 표면특성 변화로 일어난다. 장기간에 걸쳐서 일어난 풀림은 오랜 기간에 걸쳐서 진행되는 현상으로, 진동에너지의 흡수로 임계점에 이르러서 일어나는 풀림, 크리프와 유사한 응력이완 등이 원인이 되고 있다. 나사의 풀림을 억제하기 위해 나사의 길이, 나사의 산과 골의 형상, 나사산의 수 등과 같은 거시적 구조에 변화를 주기도 하지만, 나사 표면의 거칠기, 윤활제의 개재 등과 같은 미시적인 인자에 변화를 주기도 하고(Burguete 등, 1994), 와셔를 개재시켜 풀림을 억제하기도 한다(Korioth 등, 1999).

나사의 풀림 현상을 측정하는 방법에는 나사 길이의 변형 정도를 측정하는 방법(Haack 등, 1995), strain gauge를 이용한 예하중 측정법(Martin 등, 2001) 및 풀림 토크를 측정하는 방법(Cibirka 등, 2001) 등이 적용되어 왔다.

본 연구에서는 외부육각구조(external hex type)를 갖는 3종의 임플란트 매식체를 단일치 수복 시를 고려하여 각각의 cemented abutment와 지대주 나사로 체결한 경우 및 이종의 지대주 나사로 체결한 경우에 반복하중을 가하기 전후의 지대주 나사의 풀림 토크의 차이를 비교하였다.

연구재료 및 방법

본 연구에서는 외부육각구조를 갖는 3개 사의 직경 4.0 ㎜ × 13.0 ㎜ 임플란트 매식체와 cemented abutment를 32 Ncm의 조임 토크를 가하여 각각의 지대주 나사로 체결하고(Table 1), 무하중 상태 및 중심에서 1 ㎜ 편심된 위치에서 250 N의 하중을 2×10^6 cycles 가한 후의 풀림 토크를 비교하였다. 또한 지대주 나사의 변화가 풀림 토크에 미치는 영향을 평가하기 위해 Megagen 사의 매식체와 TiN 코팅 처리한 순티타늄제 cemented abutment를 5종류의 지대주 나사(Table 2)로 체결하고 동일한 하중조건에서의 풀림 토크를 비교하였다. 또한 지대주 나사 표면의 미세구조가 풀림 토크에 미치는 영향을 조사하기 위해 각각의 표면을 주사전자현미경(S-4700, Hitachi Co, Japan)으로 관찰하였다.

임플란트 매식체는 나사면을 테플론 테이프로 수회 감싼 다음 직경 4.1 ㎜ × 깊이 11.0 ㎜의 구멍이 형성되어 있으며 상단으로부터 3 ㎜ 하방에서 2개의 나사로 고정할 수 있도록 제작된 고정장치(Fig. 1)를 사용하여 고정하였다. 지대주 나사의 조임 시와 풀림 시의 토크량은 0.1 Ncm의 정밀도를 갖는 디지털 토크 게이지(9810P, Aikoh Engineering Co, Japan; Fig. 2)를 사용하여 측정하였고, 반복하중은 유압식 동적 재료시험기(Model 8516, Instron, USA; Fig. 3)를 사용하여 진폭 2-250 N, 주파수 10 Hz의 조건에서 반복압축하중을 가하였다. 각각의 시험군에 대하여 5회의 측정을 반복하였으며, 측정 결과는 oneway anova test에 의해 통계적 유의성을 검증한 다음 각각의 시험군 사이의 차이를 Tukey 다중범위검증법에 의해 비교하였다. 또한 무하중과 반복하중을 가한 후의 풀림 토크의 비교를 위해 t-test를 실시하였다.

Table 1. Implant systems used in this study

Implant system	Self-Tapping Fixture	Cemented Abutment	Abutment screw	Code	Manufacturer
3i	LTX413	APP452G	UNIHG	TI	Implant Innoviation Inc, USA
Avana	BFR 413	Pure titanium (CAR538)	ASR200	AV	Osstem Implant Co, Ltd, Korea
Megagen	LRDR 4013	Pure titanium RCH618)	RCS200	ME	Megagen Co, Korea

Table 2. Abutment screws used in this study

Implant system	Abutment screw	Code	Manufacturer
Avana	Pure titanium (ASR200)	AT	Osstem Implant Co, Ltd, Korea
Megagen	Pure titanium RCS200	MT	Megagen Co, Korea
Megagen	TiN-coated	MN	Megagen Co, Korea
Steri-Oss	TorqTite	ST	Nobel Biocare USA Inc, USA
3i	Gold-Tite	GT	Implant Innoviation Inc, USA

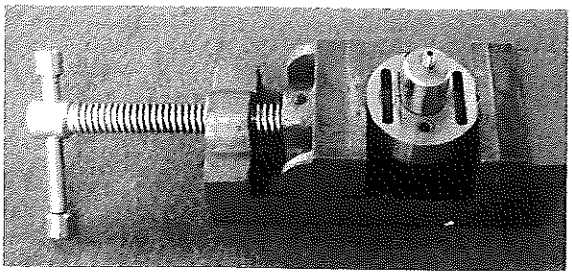


Fig. 1. Device for fixing of implant fixture.

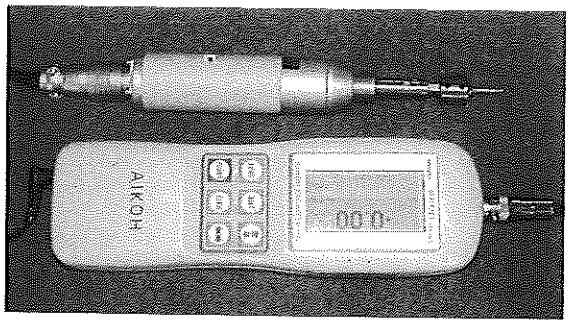
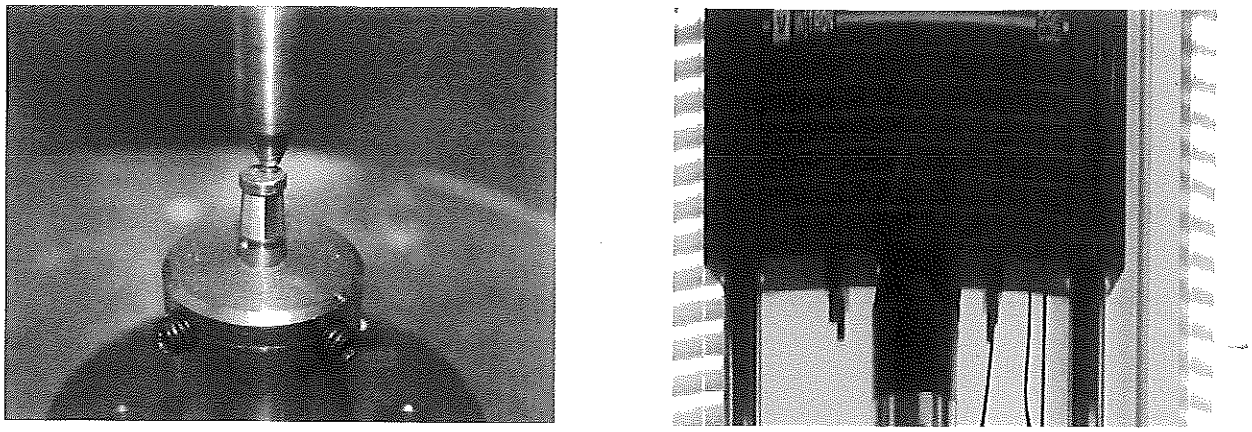


Fig. 2. Digital torque gauge (9810P, Aikoh Engineering Co, Japan).



(a) (b)

Fig. 3. Specimen holder (a) and Dynamic testing machine (b).

연구 결과

Fig. 4는 3개 사의 직경 4.0 ㎜ × 길이 13.0 ㎜ 임플란트 매식체와 cemented abutment를 32 Ncm의 조임 토크를 가하여 각각의 지대주 나사로 체결한 다음 정적 풀림 토크 및 중심에서 1 ㎜ 편심된 위치에서 250 N의 하중을 2×10^6 cycles 가한 상태에서의 풀림 토크를 도시한 것이고, Table 3은 그의 결과치를 나타낸 것이다. 정적 풀림 토크는 AV군과 ME군이 TI에 비해 통계학적으로 유의하게 높은 토크량을 나타냈지만 ($P<0.05$), 반복하중을 가한 후에는 상호간에 유의한 차이를 보이지 않았다($P>0.05$). 반복하중을 가한 후의 풀림 토크는 TI군에서는 유의수준 $\alpha=0.05$에서 정적 토크에 비해 유의한 감소를 보였지만, AV군과 ME군에서는 유의수준 $\alpha=0.01$에서 유의한 감소를 보였다.

Table 3. Detorque values before and after 2×10^6 cycles of 250 N at 1 ㎜ eccentric

Group	Before (Mean±SD)	After (Mean±SD)
TI	23.8 ± 1.38^{A}	21.1 ± 0.87^{A}
AV	28.8 ± 1.44^{B}	23.6 ± 1.89^{A}
ME	29.6 ± 1.45^{B}	24.3 ± 1.24^{A}

* Means in each column designated with the same superscript are not significantly different($P>0.05$, ANOVA, Tukey's test).

Fig. 5는 ME 매식체와 cemented abutment를 5개군의 지대주 나사로 체결한 다음 정적 풀림 토크 및 중심에서 1 ㎜ 편심된 위치에서 250 N의 하중을 2×10^6 cycles 가한 상태에서의 풀림 토크를 비교한 것이고, Table 5는 그의 결과치를 표시한 것이다. 정적 풀림 토크는 티타늄 나사를 사용하는 AT 군과 MT 군이 금합금 나사를 사용하는 GT군에 비해 통계학적으로 유의하게 높은 값을 보였지만, 반복하중을 가한 상태에서는 MN군의 풀림 토크량이 나머지 모든 군에 비해 유의하게 낮은 값을 보였다($P<0.05$). 반복하중을 가한 후의 풀림 토크는 ST군과 GT군에서는 유의수준 $\alpha=0.05$에서 정적 토크에 비해 유의한 감소를 보였지만, AT군, MT군 및 MN군에서는 유의수준 $\alpha=0.01$에서 유의한 감소를 보였다.

Table 5. Detorque values by screw type before and after 2×106 cycles of 250 N at 1 ㎜ eccentric.

Group	Before (Mean±SD)	After (Mean±SD)
AT	27.1±1.74A	22.9±1.78A
MT	27.8±1.38A	23.7±1.67A
MN	25.7±0.78AB	15.5±2.96B
ST	25.2±0.60AB	22.1±1.94A
GT	24.3±0.97B	21.7±1.67A

* Means in each column designated with the same superscript are not significantly different($P>0.05$, ANOVA, Tukey's test).

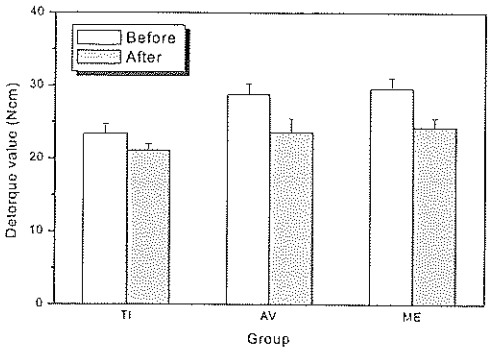


Fig. 4. Detorque values before and after 2×10^6 cycles of 250 N at 1㎜ eccentric.

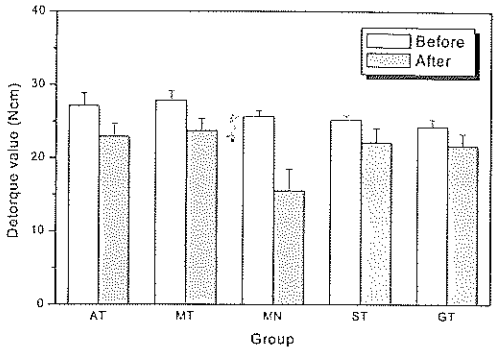
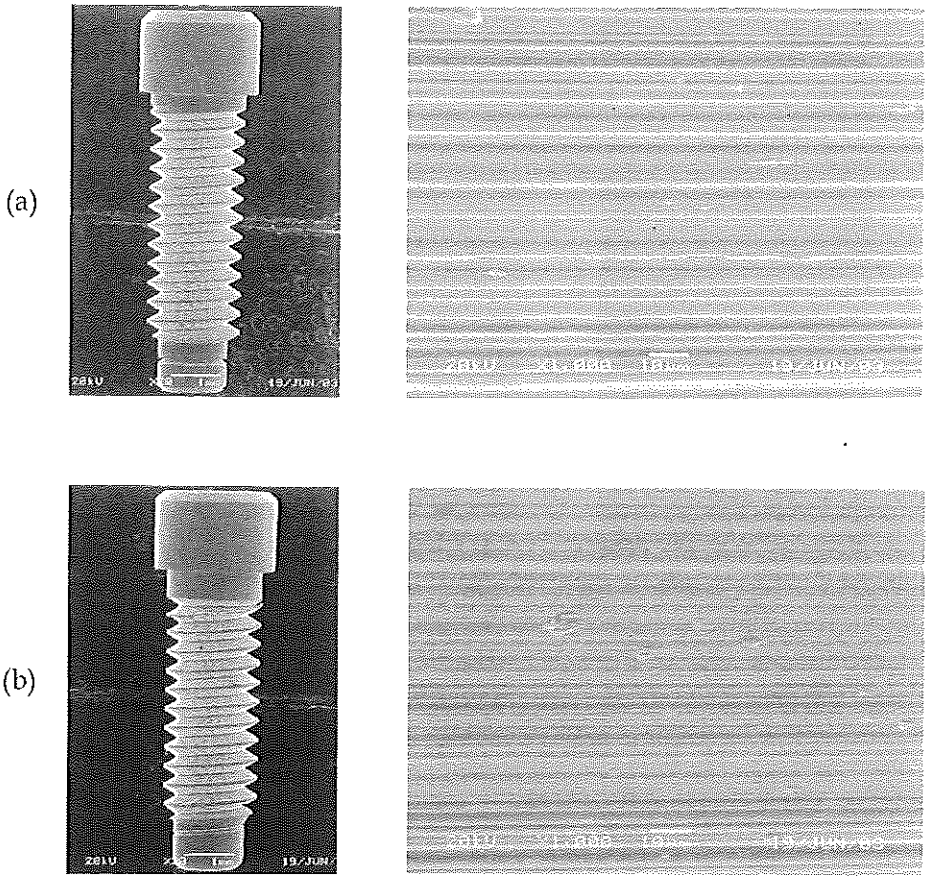


Fig. 5. Detorque values by screw type before and after 2×10^6 cycles of 250 N at 1 ㎜ eccentric.

Fig. 6은 5개 시험군의 지대주 나사 표면을 주사전자현미경으로 관찰한 사진이다. AT군과 MT군의 경우에는 나사산의 표면에서 균일한 방향성을 갖는 가공흔이 관찰되었고, MN군의 경우에는 TiN 코팅층의 형성에도 불구하고 MT군과 뚜렷한 조직상의 차이를 보이지 않았다. GT군의 금합금 나사의 경우에는 MT군과 AT군에 비해 상대적으로 매끈한 표면을 보였고, ST군의 경우에는 나사산의 표면에서 미세한 요철구조가 관찰되었다.



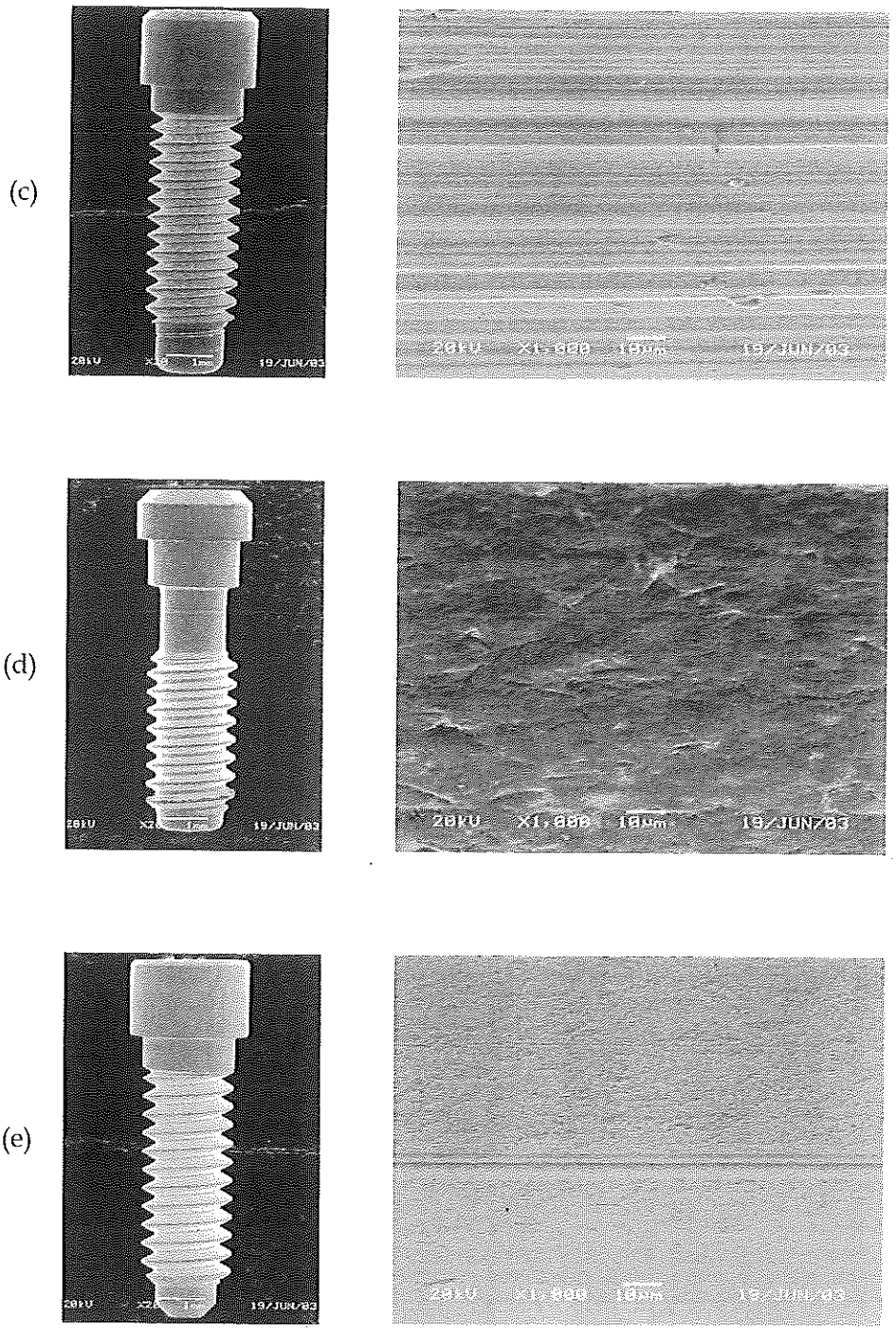


Fig. 6. Scanning electron micrographs of abutment screws.
(a) AT, (b) MT, (c) MN, (d) ST, and (e) GT

고 찰

나사로 체결된 임플란트 수복물에 반복적으로 기능력 (functional force)이 작용할 경우 임플란트와 지대주 사이에 발생하는 상대적인 micromotion으로 인해 microgap이 발생하게 되고, 이러한 microgap은 구강내 음식물 찌꺼기의 유입과 세균의 침착을 유발하게 되므로 임플란트의 부식이나 주위 조직의 염증반응 및

나사의 풀림 현상 등에 영향을 미칠 수 있다.

Bickford(1981)에 의하면 나사의 풀림은 2단계에 걸쳐서 일어난다. 첫 번째 단계는 음식물의 저작과정에서 발생한 외력으로 인해 나사 체결부에 가해진 전하중이 저하되는 현상이다. 체결된 나사는 전하중에 의해 신장된 스프링으로 간주될 수 있다. 그 이유는 전하중에 의한 나사의 신장이 나사산에서 마찰에 의해 유지되기 때문이다. 나사산 사이에서 미끄러짐을 야기하는 축방향 외력은 그것이 아무리 미소할지라도 신장력의 일부를 소멸시키게 되므로 전하중의 저하를 초래하게 된다. 전하중이 클수록 나사의 풀림에 대한 저항성은 커진다. 이는 나사산 사이의 마찰력은 전하중이 클수록 커져서 나사의 미끄러짐이 일어나기 위해서는 큰 힘을 가해야 하기 때문이다. 나사 풀림의 두 번째 단계는 전하중이 어떤 한계 값 이하로 감소되어 그때 작용한 외력과 진동이 맞물린 나사산의 회전 또는 되돌림을 야기하는 현상이다. 일단 이 단계에 도달하면 나사 체결부는 더 이상 그 기능을 수행 할 수 없게 되어 실패를 초래하게 된다.

나사의 체결기구에 따른 체결력의 차이를 조사한 연구에서, Standlee 등(2002)은 DynaTorq ITL의 3종 기계식 토크 콘트롤러의 실제 토크를 측정해 본 결과, Nobel Biocare는 목표치와 8~41% 차이를 보였고 나머지 콘트롤러의 경우에도 목표치에서 10% 이하의 차이를 보였다고 하였다. Mitrani 등(2001)도 Nobel Biocare의 전동식 토크 콘트롤러를 사용한 실험에서 목표 토크량과 20~35%의 차이을 보였다고 하였다. Gutierrez 등(1997)은 렌치형 토크 콘트롤러의 실제 토크량은 안정된 목표치를 보이지는 않았지만 사용기간과 사용회수가 측정한 토크량에는 영향을 미치지 않았다고 보고하였다.

전하중이 풀림 토크에 미치는 영향에 관한 연구에서, Gratton 등(2001)은 지대주 나사를 16 Ncm, 32 Ncm, 48 Ncm의 조임 토크로 체결한 다음 임플란트와 지대주의 계면에서 micromotion을 측정한 결과, 32 Ncm와 48 Ncm의 조임 토크를 가한 경우에는 micromotion에서 유의한 변화를 보이지 않았지만, 16 Ncm의 조임토크를 가한 경우에는 현저한 증가를 보였다고 하였다. Binon과 McHugh(1996)는 임플란트와 지대주 육각부의 회전에 대한 부적합도가 개선될수록 나사풀림에 대한 저항성이 개선되었다고 하였으며, 또한 20 Ncm와 30 Ncm의 토크로 조인 후 133 N의 하중을 10 Hz로 부과한 경우, 20 Ncm로 고정한 경우에는 3.6×10^5회에서 연결부 실패가 일어났으나, 30 Ncm의 토크로 고정한 경우에는 5×10^6회에서도 실패가 발생하지 않아, 전하중이 증가할수록 나사의 풀림에 대한 저항성이 증가하였다고 보고하였다.

임플란트와 지대주 사이의 micromotion은 작용한 하중의 크기, 힘의 위치, 작용방향 및 작용간격 등의 영향을 받을 수 있다. 자연치열을 갖는 성인의 최대 교합력은 나이와 성별에 따라 차이를 보이지만 평균 313.6~640 N으로 보고되었고(Lee와 Kim, 1994), 평균 저작력은 196 N으로 보고되었으며(Zarb 등, 1990), 구강 내에서 측정한 구치부 임플란트 치아의 최대 교합력은 121.1±69.6 N, 저작력은 53.8±21.9 N으로 보고되었다(Richter, 1995). 본 연구에서는 전자식 렌치형 토크 콘트롤러를 사용하여 32 Ncm의 조임 토크로 임플란트 매식체와 지대주를 나사로 체결한 다음 무부하 상태에서의 정적 풀림 토크와 중심에서 1 ㎜ 편심된 위치에서 250 N의 하중을 2×10^6 cycles 가한 후의 풀림 토크를 비교하였다. 반복압축하중을 중심에서 1mm 편심된 위치에서 가한 것은 대합치에 의해 가해지는 교합력이 항상 치아 중심부에서 장축방향으로만 작용하는 것이 아니고 편측운동에 의한 측방압에도 함께 작용하므로 임상적 측면을 고려하여 편심된 접촉관계를 고려하였다.

3개사의 외부육각구조를 갖는 매식체와 cemented abutment를 32 Ncm의 조임 토크를 가하여 각각의 지대주 나사로 체결한 후의 정적 풀림 토크를 비교한 결과, 티타늄제의 지대주 나사를 사용하는 AV군과 ME군이 금합금제의 지대주 나사를 사용하는 TI군에 비해서 높은 풀림 토크량을 보였는데, 이는 나사산의 표면에서 티타늄과 티타늄이 접촉하는 AV군과 ME군이 티타늄과 금합금이 접촉하는 TI군에 비해 더 높은 마찰저항을 보였기 때문으로 생각된다. 또한 1 ㎜ 편심된 위치에서 250 N의 하중을 2×10^6 cycles 가한 후의 풀림 토크를 비교한 결과, AV군과 ME군이 TI군에 비해 더 큰 폭으로 감소를 보였는데, 이는 티타늄제의 지대주 나사를 사용하는 AV군과 ME군이 금합금제의 지대주 나사를 사용하는 TI군에 비해 나사산의 표면에서 더 높은 마찰을 나타내어 반복하중이 작용하는 동안에 전하중의 감소가 더 크게 나타났기 때문으로 생각된다. ME 매식체와 cemented abutment를 5개군의 지대주 나사로 체결한 다음 정적 풀림 토크를 비교한 경우에는 티타늄 나사군의 AT군과 MT군이 테플론을 코팅한 ST군 및 금합금 나사군의 GT군에

비해 유의하게 높은 토크량을 보였는데($P<0.05$), 이는 티타늄과 티타늄이 접촉하는 경우에 더 높은 마찰저항을 보였기 때문으로 생각된다. 또한 250 N의 하중을 2×10^6 cycles 가한 후의 풀림 토크를 비교한 경우에는 TiN을 코팅 처리한 MN군에서 상대적으로 큰 감소를 보였으며 나머지 시험군과 유의한 차이를 보였는데, 이는 상대적으로 경도가 높은 TiN의 코팅 처리로 인해 반복하중이 작용하는 동안에 나사산의 접촉면에서 마찰저항이 감소하여 전하중의 저하를 초래하였기 때문으로 생각된다. 또한 테플론을 코팅 처리한 ST군 및 금합금 나사를 사용하는 GT군이 티타늄 나사를 사용하는 AT군 및 MT군에 비해 반복하중을 가한 후 상대적으로 작은 토크량 감소를 보였는데, 이는 티타늄과 티타늄이 접촉하는 경우보다 티타늄과 테플론 및 금합금이 접촉하는 경우에 상대적으로 낮은 마찰저항을 나타내어 반복하중이 작용하는 동안에 전하중 감소가 작았기 때문으로 생각된다.

결 론

본 연구에서는 외부육각구조를 갖는 3종의 임플란트 매식체와 cemented abutment를 각각의 지대주 나사로 체결한 경우 및 1종의 매식체를 5종의 지대주 나사로 체결한 경우를 시험대상으로 하였다. 모든 시험군을 32 Ncm의 조임 토크로 체결한 다음 정적 풀림 토크 및 중심에서 1 ㎜ 편심된 위치에서 250 N의 하중을 2×10^6 cycles 반복하여 가한 후의 풀림 토크량을 비교하였으며, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 정적 풀림 토크는 AV군과 ME군이 TI군에 비해 통계적으로 유의하게 높은 토크량을 나타냈지만 ($P<0.05$), 2×10^6 cycles의 반복하중을 가한 후에는 상호간에 유의한 차이를 보이지 않았다($P>0.05$).
2. 정적 풀림 토크는 티타늄 나사를 사용하는 AT군과 MT군이 금합금 나사를 사용하는 GT군에 비해 통계학적으로 유의하게 높은 값을 보였지만($P<0.05$), 반복하중을 가한 후의 풀림 토크는 MN군이 나머지 모든 시험군에 비해 유의하게 낮은 값을 보였다 ($P<0.05$).
3. 티타늄 나사군인 AT군과 MT군의 나사산 표면에서는 균일한 방향성을 갖는 가공흔이 관찰되었지만, 금합금 나사군인 GT군에서는 상대적으로 매끈한 표면이 관찰되었다.

참고문헌

Bickford JH(1981). An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York, NY:Marcel Dekker, Inc.

Binon P(1994). Screw joints, components, and other intimate relationships. J Prosthet Dent 72:625.

Binon PP, McHugh MJ(1996). The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont 9:511-519.

Burguete RI, Johns RB, King T, Patterson EA(1994). Tightening characteristics for screw joints in osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent 71:592-599.

Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA(2001). Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. J Prosthet Dent 85:268-275.

Edmund CJ, Fred AB(1996). Preventing loosening of implant abutment screws. J Prosthet Dent 75:566-569.

Galante J(1994). Stress-free prosthesis: a goal in implant dentistry. J Prosthet Dent 72:632.

Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM(2001). Micromotion and dynamic fatique properties of the dental implant-abutment interface. J Prosthet Dent 85:47-52.

Gutierrez J, Nicholls JI, Libman WJ, Butson TJ(1997). Accuracy of the implant torque wrench following time in clinical service. Int J Prosthodont 10:562-567.

Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP(1995). Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. Int J Oral Maxillofac Implants 10:529-536.

Hass R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzrk G(1995). Branemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. J Prosthet Dent 73:274-279.

Jemt T, Lekholm U, Grondahl K(1990). 3-year followup study of early single implant restorations ad modum Branemark. Int J Periodont Rest Dent 10:340-349.

Jemt T, Laney WR, Harris D(1991). Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 6:29-35.

Korioth TW, Cardoso AC, Versluis A(1999). Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. J Prosthet Dent. 82:312-316.

Lazza RJ(1994). Criteria for implant selection: surgical and prosthetic consideration. Pract Perio Aesthet Dent 6:55-62.

Lee JH, Kim JS(1994), editor. Oral physiology. 4th ed. Koonja;121-125, 156-157.

Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW(2001). Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. J Prosthet Dent 86:24-32.

McGlumphy E(1994). Keeping implant screws tight: Are we beyond retrievability. J Prosthet Dent 72:628.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA(1998). Implant screw mechanics. Dent Clin North Am 42:71-89.

Mitrani R, Nicholls JI, Phillips KM, Ma T(2001). Accuracy of electric implant torque controllers following time in clinical service. Int J Oral Maxillofac Implants 16:394-399.

Richter EJ(1995). In vivo vertical forces on implants. Int J Oral Maxillofac Implants 10:99-108.

Standlee JP, Caputo AA, Chwu MJ, Sun TT(2002). Accuracy of mechanical torque-limiting devices for implants. Int J Oral Maxillofac Implants 17:220-224.

Wicks RA, de Rijk WG, Windler AS(1994). An evaluation of fit in osseointegrated implant components using torque/turn analysis. J Prosthodont 3:206-212.

Zarb GA, Bolender CL, Hickey JC, Carlsson GE(1990). Boucher's prosthodonic treatment for edentulous patients. 10th edition, C.V. Mosby Company, 8.