

# 임플란트 지대주나사의 조임회전력이 연결부 안정성에 미치는 영향에 관한 3차원 유한요소해석 연구

엄태관<sup>1,2</sup> · 서승우<sup>2</sup> · 전계록<sup>3</sup> · 신정욱<sup>4</sup> · 정창모<sup>5\*</sup>

<sup>1</sup>부산대학교 대학원 의공학협동과정, 대학원생, <sup>2</sup>오스템임플란트(주) 임플란트연구소, <sup>3</sup>부산대학교 의학전문대학원, 교수

<sup>4</sup>인제대학교 공과대학 의공학과, 교수, <sup>5</sup>부산대학교 치의학전문대학원, 교수

**연구목적:** 임플란트 치료에서 흔히 발생하는 기계적인 문제점을 하나가 지대주나사의 풀림과 파절이다. 일반적으로 나사 연결의 안정성을 위해서는 지대주나사의 조임회전력에 의한 전하중을 나사의 탄성한계까지 증가시킬 필요가 있다. 그러나 저작운동에 의한 기능부하는 전하중이 가해진 지대주나사에 추가적인 인장력을 가하게 되어 나사의 풀림이나 파절의 가능성을 높인다. 이러한 풀림이나 파절을 방지하면서 동시에 최대의 결합 강도를 가지는 조임회전력을 찾는 연구가 필요하다. 본 연구는 지대주나사의 조임회전력이 임플란트-지대주 연결부 안정성에 미치는 영향을 3차원 유한요소 분석을 통하여 확인하고자 했다.

**연구 재료 및 방법:** External butt joint를 가진 임플란트를 기반으로 3차원 유한요소 해석모형을 설계하였다. 조임회전력에 따른 지대주나사의 전하중을 이론치, 실험치 및 해석치를 비교하여 해석모형을 검증하였다. 검증한 해석모형에서 대해 조임회전력을 10 Ncm, 20 Ncm, 30 Ncm, 그리고 40 Ncm로 각각 적용하고 지대주에 30도 경사지게 250 N의 외부하중을 가하여 유한요소 해석을 실시하였다. 그 결과를 통해 지대주나사의 최대 등가응력을 계산하고 고정체와 지대주 연결부의 응력분포 및 이개거리 (gap distance)를 산출하였다.

**결과 및 결론:** 본 연구조건 하에서 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 전하중은 조임회전력이 클수록 증가하였다.
2. 조임회전력 적용 후 최대 등가응력은 지대주나사 경부에서 발생하였으며, 나사산 체결부에서는 주로 경부쪽 네 개의 나사산에 응력이 집중되었다.
3. 외부하중을 가했을 때에도 조임회전력을 적용했을 때와 동일하게 최대 등가응력은 주로 지대주나사 경부에서 발생하였으나, 10 Ncm의 조임회전력을 적용한 경우에서는 지대주나사 두부밑면에서 발생하였다.
4. 외부하중을 가했을 때 10 Ncm와 20 Ncm의 조임회전력을 적용한 경우에는 연결부 이개 (joint opening) 현상이 관찰 되었다.
5. 조임회전력이 40 Ncm인 경우에는 경사하중에 의해 지대주나사의 경부에 발생하는 최대등가응력이 나사의 소재인 티타늄 합금의 허용응력을 초과하였다. 이상의 결과로 볼 때, 조임회전력은 고정체와 지대주 연결부의 안정성에 영향을 미치는 것이 확인되었다. 임플란트 지대주나사는 임상에서 발생하는 기능하중을 고려하여 고정체와 지대주 연결의 안정성을 유지할 수 있는 적정 조임회전력의 크기가 제안되어야 한다. (대한치과보철학회지 2009;47:125-35)

**주요단어:** 연결부 안정성, 지대주나사 풀림, 조임회전력, 전하중, 유한요소분석

## 서론

임플란트 치료에서 흔히 발생하는 기계적 문제점 중 하나는 나사의 풀림과 파절이다.<sup>1,7</sup> 나사 풀림은 부적절한 조임회전력, 과부하에 의한 나사의 소성변형과 전하중의 상실, 표면침하 현상, 기능하중에 의한 진동 등에 의해 발생하며,<sup>8</sup> 세균막의 침착은 물론 인접 임플란트의 과부하로 인한 변연골 흡수나 골유착 상실과 같은 문제를 유발할 수 있다.<sup>9</sup> 한편 나사 파절은 반복하중에 의한 피로 또는 과부하에 의해 발생한다.<sup>10</sup>

이러한 나사 풀림이나 파절을 방지하기 위해서는 나사 연결부에 가해지는 과부하를 예방함과 동시에, 나사 신

장에 의한 고정체와 지대주 사이의 압축력, 즉 전하중을 증가시켜야 한다.<sup>10</sup>

과부하를 예방하기 위해서는 적절한 위치에 고정체를 식립하고, 보철물 설계 시에 지렛대 길이를 최소화해야 하며, 임플란트의 장축을 따라 하중이 전달되도록 교합을 설계함으로써 모멘트에 의한 과도한 응력집중을 피해야 한다.<sup>11,12</sup> 한편 전하중은 나사 연결부 구성 요소의 기하학적 형태, 재질 및 가공 정밀도, 나사의 설계제원, 지대주나사의 조임회전력, 지대주나사가 접촉하는 계면의 마찰계수 등에 의해 영향을 받는데,<sup>13-17</sup> 임상에서는 마찰계수가 적은 나사를 선택하여 사용하거나 조임회전력의 크기를 조절함으로써 전하중을 조절할 수 있다.<sup>5,6,13</sup>

교신저자: 정 창 모

602-739 부산 서구 아미동1가 10 부산대학교 치의학전문대학원 051-240-7438; e-mail, cmjeong@pusan.ac.kr

원고접수일: 2008년 7월 24일 / 원고최종수정일: 2008년 12월 10일 / 원고채택일: 2008년 12월 24일

나사의 마찰계수는 금속학적 성질, 기하학적 형태, 표면연마 등에 의해 영향을 받으며,<sup>13</sup> butt joint 형식의 나사 연결 시스템에서는 조임회전력의 약 90%가 나사 접촉면 간의 마찰력 극복에 사용되고 약 10% 만이 전하중으로 전환되는 것으로 보고되고 있다.<sup>56</sup> 나사 체결 시 마찰력은 구강 내 타액이나 혈액같은 윤활제의 존재에 의해 감소될 수 있으나 임상적인 효과에 대한 예측은 불가능하다.<sup>18</sup> 따라서 근자에 몇몇 임플란트 제조사들은 마찰력을 보다 효과적으로 감소시키기 위하여 순금이나 텅스텐 카바이드/카본과 같은 고체 윤활제로 코팅한, 마찰계수가 작은 나사를 개발하여 시판하고 있다.

전하중은 조임회전력의 크기에 비례한다.<sup>21,40</sup> 나사의 조임회전력이 너무 작을 경우에는 전하중 부족으로 인해 나사 연결부의 안정성이 저하되지만, 반대로 나사 긴장이 항복강도에 근접할 만큼 과도한 조임회전력을 적용하게 되면 외부하중으로 인한 추가적인 인장력으로 인해 나사의 파절이나 풀림이 일어날 가능성이 높아진다.<sup>19</sup> 일반적으로 전하중은 나사 소재 항복강도의 약 75% 정도가 적정한 것으로 알려져 있는데,<sup>20</sup> 여러 임플란트 제조회사가 추천하는 조임회전력에 의한 전하중은 이 수치에 미치지 못하는 것으로 보고되고 있다.<sup>19</sup>

Shin, Jeong 등은 고정체-지대주 연결부 형태가 다른 세 가지 임플란트 시스템에서 각 지대주나사에 20 Ncm, 30 Ncm, 40 Ncm의 조임회전력을 적용하고 십만 회의 반복하중을 가했을 경우 나사의 풀림회전력 상실률이 임플란트 시스템의 종류와 조임회전력의 크기에 따라 유의한 차이가 있었음을 보고하면서 임플란트 시스템마다 적정 조임회전력의 크기가 제시되어야 한다고 하였다.<sup>21</sup> 이러한 실험적 연구를 통하여 각 임플란트 시스템마다 적정 조임회전력이 존재함을 알 수 있으나, 외부하중을 받고 있는 나사 연결부에서 조임회전력에 따른 전하중의 크기가 연결부 안정성에 미치는 영향에 관한 해석적 연구는 미비한 상황이다.

치과 임플란트에 대한 역학적 특성을 규명하는 방법으로 유한요소해석이 이용되고 있으며, 이에 관한 다수의 연구보고가 있어 왔다.<sup>22,23</sup> 그러나 기존의 유한요소해석법을 이용한 연구들의 대부분은 나사 연결부에 전하중을 구현하지 않고 외력만을 가하여 해석을 실시한 결과로써 실제 조건과는 큰 차이가 존재한다. 또한 비록 전하중을 부여한 몇몇 유한요소 연구들이 보고된 바 있으나, 2차원 해석모형을 사용하였거나<sup>24-26</sup> 또는 지대주나사에 회전력을 직접 가하는 대신 나사에 열하중을 가하거나,<sup>24,27,28</sup> 나사에 수직 신장량을 작용시키는<sup>25</sup> 간접적인 방법이 주로 이용되었다.

이에 본 연구에서는 치과용 임플란트에서 실제와 유사한 구성 요소 간의 계면 접촉구조를 갖으며 조임회전력을 지대주나사에 직접 적용하여 전하중을 구현할 수 있는 3차원 유한요소해석모형을 설계한 후 전하중에 대한 이론식과 역학실험을 통하여 해석모형에 대한 검증을 하고, 검증된 해석모형에서 지대주에 저작력을 가할 경우 조임회전력의 크기가 고정체와 지대주 연결부의 역학적 특성에 미치는 영향을 비교 분석하여, 적절한 조임회전력을 찾는 구간을 제시하고자 하였다.

## 연구 재료 및 방법

### 1. 연구재료

본 연구에서는 external butt joint 연결 형태를 가지는 임플란트 시스템 (US II, OSSTEM Inc., Seoul, Korea)을 사용하였다. 지대주 (abutment)는 시멘트 유지형 지대주인 Cement Abutment를 사용하였으며, 지대주나사 (abutment screw)는 기계 가공된 상태의 티타늄 합금 (Ti-6Al-4V) 나사를 사용하였다. 이를 도형화하면 Fig. 1과 같으며 실험에 사용한 재료의 사양을 정리하면 Table I과 같다.

Table I. Specification of experimental materials

Components	Sizes	Material
US II Fixture	Ø 4.1 mm × L 11mm	Titanium Gr. 4
Cement Abutment	Ø 5.0 mm × H 5.5 mm	Titanium Gr. 3
Abutment Screw	M 2.0 × 0.4 P (Diameter 2.0 × Pitch 0.4 mm)	Ti-6Al-4V

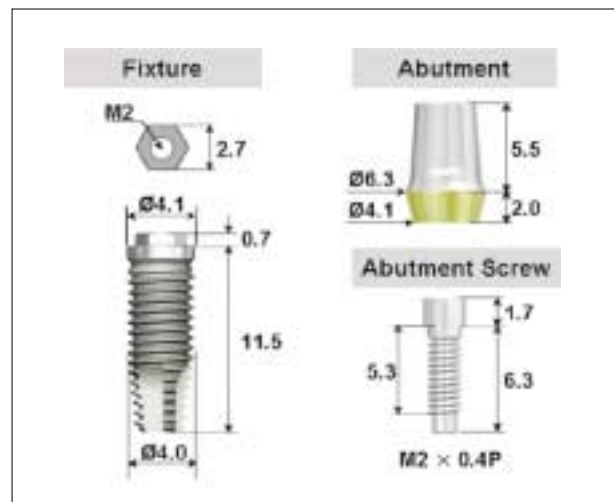


Fig.1. Schematic diagram of experimental materials.

## 2. 연구방법

본 연구에서는 치과용 임플란트에서 지대주에 저작력이 가해질 경우, 조임회전력이 고정체와 지대주 연결부의 역학적 특성에 미치는 영향을 알아보고자 3차원 유한요소 해석을 실시하였다. 유한요소 모형은 치조골, 고정체, 지대주 및 지대주나사 등으로 구성되었다. 유한요소 해석으로 계산된 전하중 값을 역학실험으로 측정된 값과 이론식으로 계산된 값과 비교 분석하여 유한요소 모형을 검증하였다. 검증된 모형에 기능하중을 적용하여 고정체와 지대주 접촉간의 이개거리 (gap distance)를 계산하고, 지대주나사 연결부에서 발생하는 최대 등가응력을 계산하여 항복강도와 비교분석 하였다. 상기의 연구방법을 도식화하면 Fig. 2와 같다.

### (1) 유한요소모형 검증

#### 1) 역학실험에 의한 전하중 측정

조임회전력을 가할 때 지대주나사의 신장으로 고정체와 지대주 간에 발생하는 수직 압축력을 측정하기 위하여, 압전 소자방식으로 되어 있는 힘센서 (SlimLine force sensor, 9132B21, KISTLER, Switzerland)를 이용한 압축력 측정 장치를 고안하여 제작하였다. 이를 도형화하면 Fig. 3과 같다. 임플란트의 고정체에는 센서를 부착하기 어려우므로 내부 형태 및 크기가 실제 고정체와 동일한 2개의 지그를 제작하였으며 그 사이에 힘센서를 위치시켰다. 나사가 접촉되는 면적은 실제 고정체와 동일하게 구현하였다.

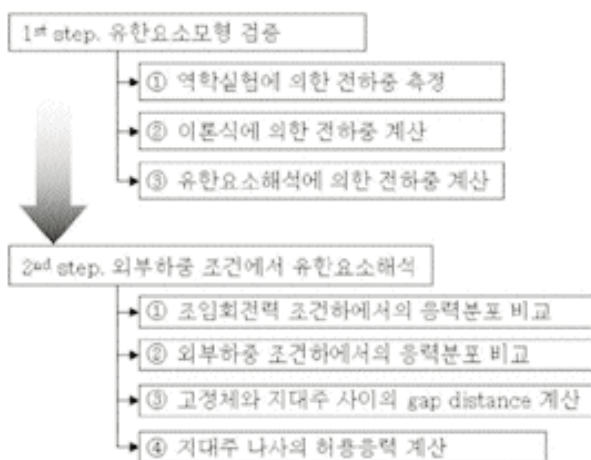


Fig. 2. Schematic diagram of this study.

별도 제작된 지그에 센서와 지대주를 연결시킨 후, 디지털 토크게이지 (MGT12E, MARK-10 corp., USA)를 이용하여 각 지대주나사에 10 Ncm, 20 Ncm, 30 Ncm, 그리고 40 Ncm의 각기 다른 조임회전력을 가하였다. 조임회전력을 적용했을 경우 시간에 따른 전하중값의 변화를 확인하고, 그 결과를 바탕으로 조임회전력을 가하고 있는 상태에서 전하중 값을 기록하였다. 지대주나사의 반복 체결 시에 발생할 수 있는 표면변화 영향을 배제시키기 위하여, 각 시험군 별로 5개씩, 총 20조의 새로운 지대주 및 지대주나사를 사용하였다.

전하중 측정치의 평균과 표준편차를 계산하고, 시험군 별로 조임회전력 크기에 따른 유의차를 확인하기 위해 Minitab (Minitab release14.0, Minitab Inc., USA)을 사용하여 일원배치 분산분석 (one-way ANOVA)를 실시하였고, Turkey test를 이용하여 사후 검정하였다.

#### 2) 이론식에 의한 전하중 계산

지대주나사의 제원은 M2.0 × 0.4P로서  $P = 0.40 \text{ mm}$ ,  $r_i = 0.85 \text{ mm}$ ,  $\beta = 30^\circ$ ,  $r_n = 1.10 \text{ mm}$ 의 특성값을 가지며, 고정체 두부 및 나사산 체결부에서의 마찰계수는 티타늄 합금의 특성치  $\mu = 0.5$ <sup>3)</sup>를 적용하여 전하중을 산출하기 위한 이론식<sup>10)</sup>은 다음과 같다.

$$(식 1) \quad T_i = F_p \left( \frac{P}{2\pi} + \frac{\mu r_i}{\cos\beta} + \mu_n r_n \right)$$

여기서,  $T_i$ 는 조임회전력,  $F_p$ 는 전하중,  $P$ 는 나사의 피치,  $\mu$ 는 나사산 체결부의 마찰계수,  $r_i$ 는 나사부 유효 반지름,  $\beta$ 는 리드각,  $\mu_n$ 은 나사의 두부와 지대주 사이의 마찰계수,  $r_n$ 은 나사의 두부 유효 반지름을 나타낸다.

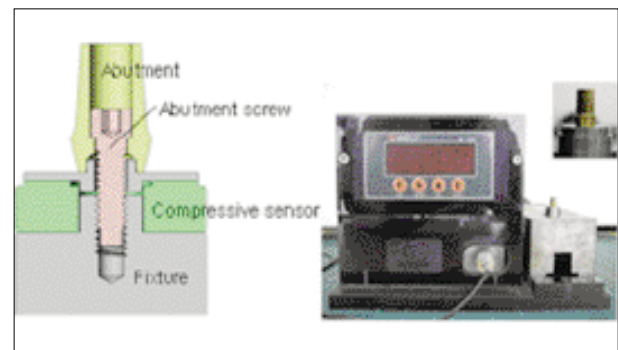


Fig. 3. Preload measuring device.

## (2) 유한요소해석

유한요소 해석은 ANSYS Workbench 10.0 (ANSYS Inc., Canonsburg, USA)를 사용하였다. 유한요소 모형은 선형 탄성, 등방성, 균질성을 가정하였고, 사용한 재료의 물성치는<sup>29-33</sup> Table II와 같다.

### 1) 유한요소모형 생성

External butt joint 연결 형태를 가지는 US II 임플란트 시스템이 하악 제 2 소구치 무치악 부위에 단일 임플란트로 식립된 것으로 가정하였으며 악골, 고정체, 지대주 및 지대주나사를 유한요소모형으로 생성하였다. 이때, 고정체와 지대주나사의 나사산은 해석 과정에서 형상에 의한 특이해 (singularity solution)를 방지하고자 실제 제품 형상을 단순화하였다.

해석에서 사용된 유한요소 격자 형태는 ANSYS의 solid 187의 10절점 4면체 요소를 사용하였으며, 기본 격자의 크기를 1 mm로 하고, 세밀한 분석이 요구되는 영역에서는 조밀하게 격자를 형성시켰다. 유한요소모형의 외형, 임플란트 조립품의 격자모형 및 지대주나사의 격자모형을 Fig. 4에 나타냈으며, 유한요소모형에서 구성 요소별 절점 및 격자수를 Table III에 나타내었다.

### 2) 구속 및 경계조건

고정체와 치조골 사이에 완전한 골유착이 일어났다는 가정 하에 치조골과 고정체의 계면은 bonded 조건으로 설정하였고, 하악골의 근원심 절단면을 구속시켜 하중이 가해지더라도 위치 변화가 발생하지 않도록 구속하였다. 고정체와 지대주 사이 접촉 계면의 경계조건은 압축력은 전달되고 인장력에서는 분리되도록 separation (rough) 조건으로 설정하였고, 지대주나사의 두부의 접촉

계면과 나사산의 접촉계면은 sliding 조건으로 설정하고 마찰계수를  $\mu=0.5$ <sup>34</sup>로 부여하였으며, 이상의 조건을 도형화 하면 Fig. 5와 같다.

### 3) 하중조건

유한요소 모형에 가해지는 하중은 지대주나사에 가해지는 조임회전력과 지대주에 가해지는 외부하중 (저작력)이 있다. 조임회전력은 ANSYS Workbench의 Moment 기능을 활용하여, 지대주나사 두부의 육각 홈의 각 단면을 지정하고 시계 방향으로 10, 20, 30, 40 Ncm로 가하였다 (Fig. 6a). 외부하중은 지대주나사에 서로 다른 조임회전력이 가해진 상태에서 지대주의 상단면에 구강 내 평균 저작력<sup>35</sup>인 250 N을 30도 경사지게 적용하였다 (Fig. 6b).

### 4) 전하중 계산

전하중은 조임회전력에 의해 압축력을 받고 있는 각 절점에서의 압축응력을 계산하고 각 절점의 면적을 곱하여 계산되어지는 ANSYS의 Force Reaction 기능을 이용하였다. 이를 도식화한 원리도는 Fig. 7과 같다. 신뢰성을



Fig. 4. 3-dimensional FE-model and mesh shape.

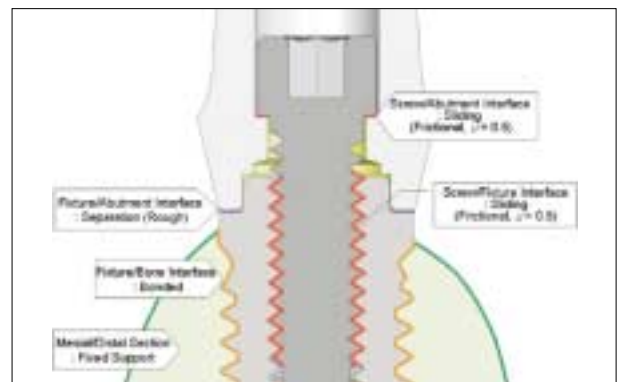


Fig. 5. Contact and boundary conditions of FE-model.

Table II. Material properties<sup>29-33</sup>

	Material	Young's modulus	Poisson's ratio
Fixture	Ti Gr4	105 GPa	0.34
Abutment	Ti Gr3	104 GPa	0.34
Screw	Ti-6Al-4V	113 GPa	0.342
Cortical Bone	-	13.7 GPa	0.3
Cancellous Bone	-	1.37 GPa	0.3

Table III. Number of nodes and elements at FE-model

Geometry	Nodes	Elements
Cortical bone	94,345	63,531
Cancellous bone	82,314	55,685
External type fixture	130,502	87,728
Cemented abutment	15,784	9,770
Abutment screw	26,436	16,925
Total	349,381	233,639



확인하기 위해 지대주나사의 두부밑면과 지대주 밑면에  
서 각각 계산하여 비교하였다.

### 5) 이개거리 (Gap distance) 계산

ANSYS Workbench의 post-processing 명령 중 Contact Tool을 사용하여 고정체와 지대주 간을 이개 (gap)로 지정 하였으며, 외부하중에 의한 이개거리 (gap distance)를 계 산하였다.

### (3) 지대주나사의 허용응력 계산

허용응력을 산출하는 계산식<sup>37)</sup>은 다음과 같다.

$$(식 2) \quad S = \frac{\sigma_s}{\sigma_a} \quad (\sigma_s: \text{기준응력}, \sigma_a: \text{허용응력})$$

일반적으로, 나사 설계 시 안전계수는 사용자가 조임 회전력을 조절할 수 있을 경우 1.3 - 1.5의 안전계수를 설 정하고, 조절할 수 없을 경우 1.5 - 2.5를 설정한다.<sup>37)</sup> 치과 임플란트 시스템은 회전력 조절장치를 사용한다는 조건 하에서 안전계수를 1.5로 설정하여 적용하였다.

기준응력은 지대주나사의 소재인 티타늄 합금의 항복

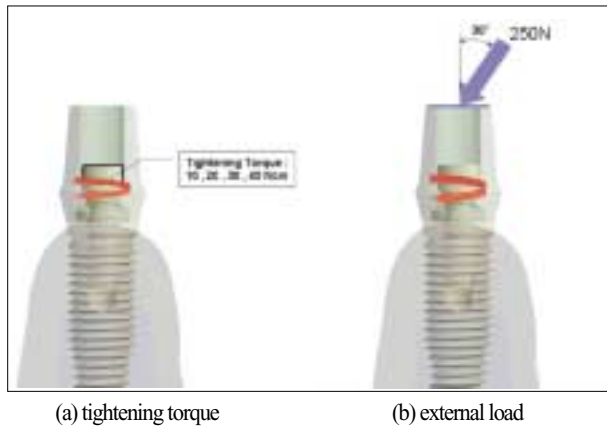


Fig. 6. Application method of Loading Condition on the abutment screw.

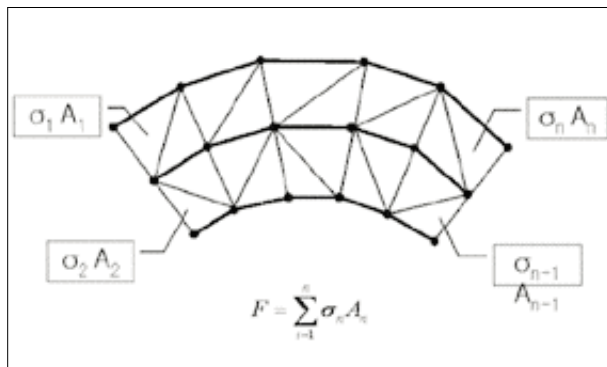


Fig. 7. Principle of preload calculation.

강도 965 MPa<sup>38)</sup>을 적용하였다. 지대주나사의 허용응력은 식 2에 의해 계산하였다.

## 결과

### 1. 유한요소모형 검증

#### (1) 역학실험에 의한 전하중 측정

30 Ncm의 조임회전력을 가한 후, 그 값을 일정하게 유 지시켜 주는 시간에 따른 전하중의 변화를 측정할 결과 를 Fig. 8에 나타냈다. 전하중은 조임회전력을 유지하고 있는 동안은 일정한 값을 보였다. 조임회전력의 유지시 간이 길수록 전하중의 감소량이 작았다.

본 연구의 전하중 값은 조임회전력을 일정하게 유지하 고 있는 상태에서 기록한 결과이다. 조임회전력의 크기 에 따라 각각 측정된 전하중의 평균값과 표준편차는 Table IV와 같다. 전하중은 조임회전력의 크기가 클수록 증가하였다 ( $P < .05$ ). 조임회전력 유지시간이 작을수록 전하중의 차이가 크게 나타났다.

#### (2) 이론식에 의한 전하중 계산

이론식에 의해 계산된 전하중은 Table V와 같다.

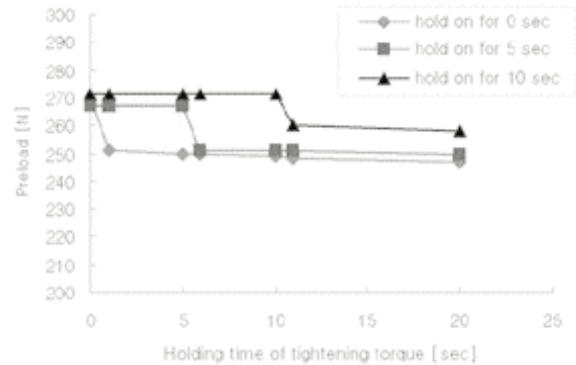


Fig. 8. Preload according to holding time of tightening torque 30 Ncm.

Table IV. Mean values  $\pm$  SDs of measured preload [N]

Tightening torque	n	Mean $\pm$ SD* [N]
10 Ncm	5	47.7 $\pm$ 2.1 <sup>a</sup>
20 Ncm	5	126.0 $\pm$ 14.2 <sup>b</sup>
30 Ncm	5	253.0 $\pm$ 9.2 <sup>c</sup>
40 Ncm	5	396.7 $\pm$ 29.1 <sup>d</sup>

\*Same letters indicate values that were not statistically different.

Table V. Preload [N] calculated by theoretical formula

	Tightening torque			
	10 Ncm	20 Ncm	30 Ncm	40 Ncm
Preload [N]	90.6	181.2	271.8	362.4

### (3) 유한요소해석에 의한 응력분포 및 전하중 계산

유한요소해석을 통하여 산출한 지대주나사 두부 밑면의 축방향 응력 분포를 Fig. 9에 나타내었다. 지대주와 지대주나사 사이에서의 계산된 전하중과 고정체와 지대주 사이의 전하중은 Table VI과 같았다. 유한요소 해석을 통해 계산된 전하중은 계산된 위치와 관계없이 동일한 값을 보였다. 전하중은 조임회전력이 클수록 증가하는 경향을 보였다.

### (4) 전하중에 대한 실험치, 이론치 및 해석치 비교

유한요소 모형을 검증하기 위해 역학실험에 의한 측정된 실험치, 이론식에 의해 계산된 이론치, 유한요소해석을 통한 해석치를 각각 비교하였다. 조임회전력 10 Ncm와 20 Ncm에서는 해석치와 이론치는 유사하였으나 실험치는 상대적으로 낮은 값을 보였다. 30 Ncm에서는 실험치, 해석치 및 이론치가 거의 일치하였다. 40 Ncm에서는 해석치와 이론치는 유사하였으나 실험치는 상대적으로 높은 값을 보였다.

실험치, 이론치 및 해석치의 전하중과 조임회전력에 대한 회귀분석 그래프는 Fig. 10과 같았다. 조임회전력이 10 Ncm일 경우 95% 예측구간을 벗어났으며, 다른 조건에서는 예측구간 내에 포함되었다.

## 2. 외부하중 조건에서 유한요소해석

### (1) 조임회전력 조건하에서의 응력분포 비교

조임회전력만을 가했을 경우 지대주나사 연결부에서

의 응력분포도를 Fig. 11에 나타내었다. 고정체, 지대주 및 지대주나사에서 발생하는 응력은 조임회전력이 클수록 증가하는 경향을 보였다. 모든 조임회전력 조건에서 최대 등가응력은 지대주나사 경부에서 발생하였다. 최대 등가응력의 크기는 조임회전력의 크기가 클수록 증가하는 경향을 보였다. 10 Ncm 증가할 때 마다 약 190 MPa 정도 균일하게 증가하였다 (Table VII).

### (2) 외부하중 조건하에서의 응력분포 비교

각각의 조임회전력에서 외부하중 조건을 가하였을 때 지대주나사 연결부에서의 등분포도를 Fig. 12에 나타내었다. 외부하중을 가한 후에도 모든 조임회전력 조건에서 조임회전력의 크기가 클수록 고정체, 지대주 및 지대주나사에서 발생하는 응력이 증가하는 경향을 보였다. 최대 등가응력의 발생 위치는 20 Ncm, 30 Ncm 및 40 Ncm의 경우에는 지대주나사의 경부에서 발생하였다. 그러나 10 Ncm의 경우에는 지대주나사의 두부 밑면에서 발생하였다. 10 Ncm 경우의 최대 등가응력은 20 Ncm 경우보다 높게 나타났으나, 30 Ncm, 40 Ncm 보다는 낮았다. 모든 경우에서 가장 큰 응력은 40 Ncm의 경우에서 발생하였으며, 800.7 MPa이었다 (Table VII). 조임회전력을 가한 상태에서 외부하중의 적용 전후에 최대 등가응력의 변화는 10 Ncm일 때 가장 크게 나타났다.

### (3) 고정체와 지대주 사이의 이개거리 계산

외부하중 조건하에서 고정체와 지대주 사이에 발생하는 이개거리는 Table VIII과 같았다. 조임회전력 30 Ncm와 40 Ncm에서는 이개가 발생하지 않았으나, 10 Ncm와 20 Ncm에서는 이개거리가 나타났고, 10 Ncm에서 더 큰 이개가 발생했다.

Table VI. Measured Preload [N] from FEA

	Tightening torque			
	10 Ncm	20 Ncm	30 Ncm	40 Ncm
Preload [N] at Abutment and Screw interface	81.3	161.6	238.2	342
Preload [N] at Abutment and Fixture interface	81.3	161.6	238.2	342

Table VII. Maximum equivalent stress [MPa] on the abutment screw

	Tightening torque			
	10 Ncm	20 Ncm	30 Ncm	40 Ncm
Tightenign torque condition [MPa]	193	387.4	594.1	798
External loading condition [MPa]	411.1	406.4	601.6	800.7

Table VIII. Gap distances [mm] different tightening torque

	Tightening torque			
	10 Ncm	20 Ncm	30 Ncm	40 Ncm
Gap distance [mm]	0.005	0.002	0.000	0.000

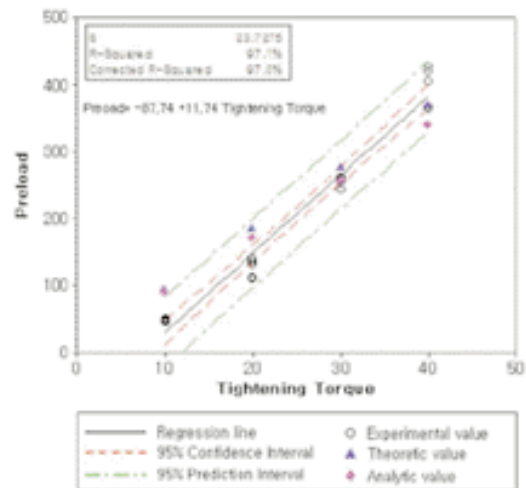


Fig. 10. Experimental value, theoretic value or analytic value about preload.

#### (4) 지대주나사의 허용응력 계산

외부하중 조건에서 계산된 지대주나사의 허용응력은 643.3 MPa로 계산되었고, 조임회전력이 40 Ncm인 경우 외부하중 적용 전후 모두에서 지대주나사의 최대등가응력이 허용응력을 초과하였다. 나머지 조건에서는 허용응력 범위 내에 있었다.

#### 고찰

치과 임플란트 시스템에서 나사의 풀림은 크게 임상적 요인과 제품적 요인에 의해 나타난다. 전자는 임플란트의 부적절한 식립 위치, 교합 관계 및 치관 형태, 조임회전력 등에 의한 것이고, 후자는 제품의 가공 오차, 표면 거칠기, 부품간의 연결형태 등에 의한 것이다.<sup>38</sup> 오래전부

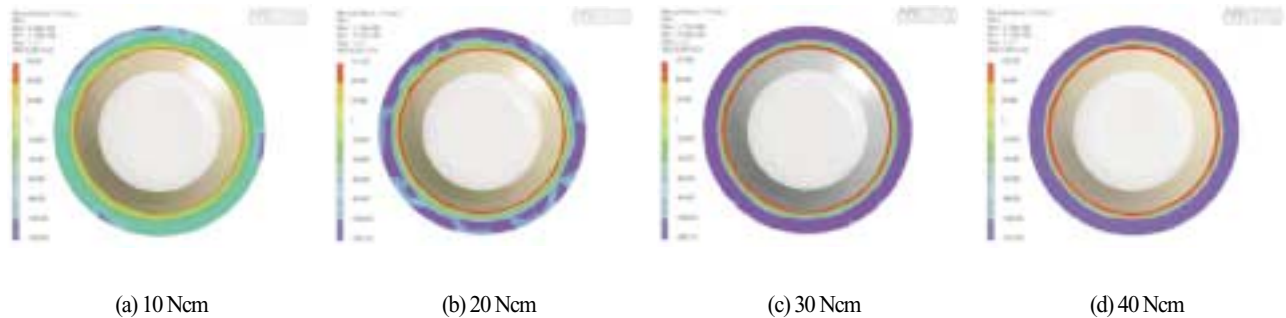


Fig. 9. Axial normal stress distribution for each tightening torque.

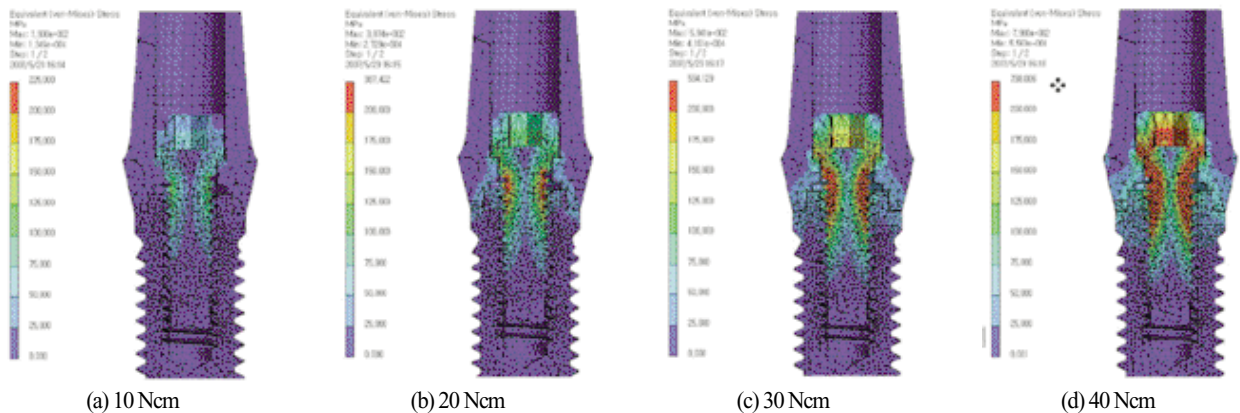


Fig. 11. Equivalent stress distribution for each tightening torque.

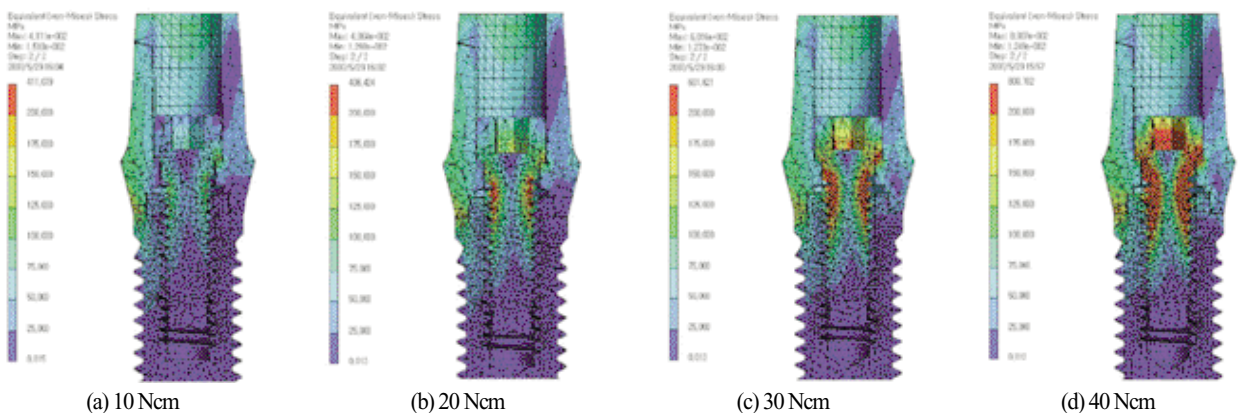


Fig. 12. Equivalent stress distribution for each tightening torque under external loading.

터 임플란트 시스템에서 나사의 풀림을 방지하기 위해 연결형태의 변화, 기계적인 저항형태 부여, 금나사 및 회전력 조절기의 사용, 나사 합착제의 사용, 와셔 사용, 실리콘 폐색장치의 사용 등 다양한 시도가 있어왔다.<sup>13-15</sup>

나사의 풀림은 과하중이나 반복 하중, 복원력, 열적 원인 등에 의해 전하중이 감소되는 현상이다. 임플란트 지대주나사의 전하중은 나사 풀림과 직접으로 관련되어 있다. 따라서 지대주나사의 허용응력 내에서 전하중을 최대화하는 것은 나사 풀림 예방에 크게 기여한다.<sup>10</sup> 일반적으로 나사 연결부에 가해지는 외부 인장력이 전하중을 초과하면 압축력이 소실되어 연결부의 이개가 발생한다. 또한 하중이 직접 나사에 전달되어 나사의 소성변형에 의한 풀림이나 피로파절이 유발될 가능성이 높아진다.<sup>17,39</sup> 특히 External butt joint 임플란트에서는 조임회전력과 외부하중에 의한 응력이 나사에 집중되기 때문에<sup>26</sup> 연결부 안정성을 위해서 적정 전하중의 적용이 매우 중요하다.

전하중의 크기는 조임회전력의 크기와 속도, 나사의 재질과 기하학적 형태, 지대주의 형상, 가공 오차, 윤활제의 사용, 그리고 표면침하와 같은 다양한 요소에 의해 영향을 받는다. 따라서 동일한 조임회전력을 적용하더라도 전하중의 크기가 달라질 수 있다.<sup>13-17</sup>

나사 역학에서 일반적으로 제시되는 전하중의 지배방정식은 다음과 같다.

$$(식 3) \quad F_p = \frac{T_m}{\left( \frac{P}{2\pi} + \frac{\mu_r r_i}{\cos \beta} + \mu_n r_n \right)}$$

식 3에서 나사의 전하중에 미치는 요소는 나사 형상 ( $\frac{P}{2\pi}$ ), 나사산의 마찰 조건 ( $\frac{\mu_r r_i}{\cos \beta}$ ), 나사 두부 마찰 조건 ( $\mu_n r_n$ )으로 나눌 수 있다. 따라서 전하중을 증가시키기 위해서는 조임회전력을 증가시키거나, 나사 두부 및 나사산부의 마찰계수를 줄여야 한다.<sup>18</sup>

만약 동일한 나사를 사용할 경우에는 조임회전력을 제외한 나머지 요소들을 상수화 할 수 있기 때문에 조임회전력과 전하중은 선형적인 관계를 갖게 된다.

임플란트 시스템에서의 전하중 측정을 위해서는 스트레인 게이지<sup>20</sup>나 힘 센서<sup>23</sup> 등이 주로 사용되고 있다. 본 연구에서는 힘 센서를 이용하여 지대주와 고정체 사이의 압축력을 측정하였다. 전하중 측정 결과, 이론식과 마찬가지로 조임회전력이 증가함에 따라 전하중이 증가하는 선형적 비례관계를 보였다 (Fig. 10).

조임회전력과 나사 연결부 안정성에 관한 연구에는 반복하중 후 미세동요도를 계측하거나, 풀림회전력을 측

정하는 방법들이 이용되어 왔다. David 등은 External butt joint형태의 임플란트 시스템에서 16 Ncm, 32 Ncm, 48 Ncm의 조임회전력을 인가한 후 20 - 130 N의 반복하중을 십만 회 가한 결과, 16 Ncm의 조임회전력에서 가장 큰 미세동요가 나타났다고 하였다.<sup>12</sup> Shin, Jeong 등은 고정체-지대주 연결부 형태가 다른 세 가지 임플란트 시스템에서 지대주나사에 각각 20 Ncm, 30 Ncm, 40 Ncm의 조임회전력을 적용하고 십만 회의 반복 하중을 가했을 경우 나사의 풀림회전력 상실률이 모든 임플란트 시스템에서 조임회전력이 30 Ncm 일 때 가장 작았다고 보고하였다.<sup>21,22</sup>

30 Ncm에서의 전하중은 세 가지 결과가 모두 유사하였다. 그러나 10 Ncm, 20 Ncm 그리고 40 Ncm에서는 미세한 차이를 보였다 (Fig. 10). 이는 유한요소 해석치 및 이론치는 동일한 마찰계수가 적용되었지만 역학 실험치의 경우에는 나사 조임 시 표면 마모 등의 원인으로 마찰계수의 변화가 발생하여 낮은 조임회전력에서는 상대적으로 낮은 전하중이 발생된 것으로 추측된다. 그러나 유한요소 해석으로 계산된 20 Ncm, 30 Ncm, 40 Ncm의 전하중 값이 역학실험값으로 계산된 95% 예측구간 내에 있다. 조임회전력만 가해진 상태에서의 최대 등가응력은 지대주나사의 경부에서 발생하였다. 지대주나사와 고정체간의 나사산 체결부에서는 주로 경부쪽 네 개의 나사산에 응력이 집중되었다. 이는 일반적으로 임상에서 지대주나사의 파절위치와 유사하였다.<sup>42</sup> 따라서 본 연구에서 설계한 치과용 임플란트의 3차원 유한요소 모형은 고정체와 지대주의 연결부 안정성을 분석하기에 적합한 모형이라 사료된다.

한편 조임회전력이 가해진 상태에서 외부하중이 가해졌을 경우, 고정체와 지대주 사이에 발생하는 이개거리는 조임회전력의 크기가 작을수록 크게 나타나는 경향을 보였다. 30 Ncm와 40 Ncm에서는 이개가 발생하지 않았다. 지대주나사의 최대 등가응력은 조임회전력 20 Ncm, 10 Ncm, 30 Ncm, 40 Ncm 순으로 커졌으며, 40 Ncm에서의 최대 등가응력은 800.7 MPa이었다.

고정체와 지대주 연결부의 안정성과 관련된 문제는 크게 나사의 풀림과 파절이다. 일반적으로 나사 연결부에 가해지는 인장력이 전하중을 초과하여 압축력이 소실되면 연결부의 이개가 발생한다. 그리고 하중이 직접 나사에 전달되어 나사의 소성변형에 의한 풀림이나 피로파절이 유발될 가능성이 높아진다.<sup>17,39</sup> 전하중을 초과한 외력이 작용할 경우 나사는 탄성변형을 일으키고 외력이 제거되면 복원된다. 이 때 나사 체결면에서 미끄러짐이 발생하면 전하중을 크게 감소된다.<sup>41</sup> 본 연구에서 조임회전력이 10 Nm인 경우가 20 Ncm인 경우보다 더 큰 최대



등가응력이 발생하였다. 이는 연결부의 이개거리가 10 Ncm일 때 더 크게 발생했기 때문이라고 사료된다. 따라서 조임회전력은 기능하중이 가해질 때 연결부에서 이개거리가 발생하지 않도록 일정 수준 이상의 크기로 적용되어야 한다.

지대주나사의 재료인 티타늄 합금 (Ti-6Al-4V)의 항복강도는 965 MPa<sup>29)</sup>이다. 조임회전력만 적용되었을 경우 지대주나사의 최대 등가응력은 조임회전력이 40 Ncm일 때 가장 큰 값인 798.0 MPa이 발생하였으며 지대주나사의 항복강도를 초과하지 않았다.

그러나 외부하중이 적용될 경우 지대주나사의 허용응력은 하중의 형태, 하중의 반복여부, 재료성질의 차이, 해석해의 정밀도, 조임회전력의 제어 여부 등을 고려하여 계산되어야 한다. 본 연구에서는 임상 상황을 고려하여 안전계수를 1.5로 선정하였다. 그 결과를 바탕으로 허용응력은 643.3 MPa이었다. 외부하중 조건에서 유한요소해석으로 계산된 지대주나사의 최대 등가응력은 조임회전력 30 Ncm까지는 허용응력을 초과하지 않았으나 40 Ncm에서는 800.7 MPa으로 지대주나사의 허용응력을 초과하였다.

이상의 유한요소 해석결과를 종합해보면 조임회전력의 크기가 커지면 전하중이 증가하여 연결부에서 이개 현상이 발생할 가능성은 감소된다. 그러나 40 Ncm와 같이 과도한 조임회전력이 적용되면 외부하중이 가해질 경우 지대주나사의 허용응력을 초과하여 반복하중에 의한 지대주나사의 파절이나 풀림을 유발할 가능성이 커짐을 알 수 있다. 따라서 External butt joint의 직경 4.0 mm인 US II 임플란트 시스템에서 나사 연결부의 안정성을 확보하기 위한 조임회전력은 30 Ncm가 적절할 것으로 사료된다.

본 연구는 3차원 유한요소 해석을 통하여 실제 현상과 유사하게 해석 모형을 설계하고 조임회전력을 구현하였으나, 일반적인 나사 연결 구조에서 발생하는 미세마모, 초기 복원력, 나사산의 미세변형 등을 반영할 수는 없었다. 이러한 요인들로 인해 전하중에 대한 해석치와 역학 실험치 및 이론치 간에 차이를 가져왔을 것으로 보인다. 따라서 이후 피로시험이나 미세마모분석 등을 통한 유효해석을 함으로써 심도있는 나사풀림의 기전연구가 필요하겠다.

## 결론

본 연구에서는 치과용 임플란트에 대한 3차원 유한요소 해석모형을 조임회전력에 따른 지대주나사의 전하중

을 이론치, 실험치 및 해석치를 비교하여 검증하였다. 검증된 해석모형에 지대주나사에 10 Ncm, 20 Ncm, 30 Ncm, 그리고 40 Ncm의 조임회전력과 지대주에 외부하중을 가한 후 지대주나사의 최대 등가응력을 계산 및 고정체와 지대주 연결부의 이개거리를 산출하였다. 본 유한요소해석적 연구를 통하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 전하중은 조임회전력이 클수록 증가하였다.
2. 조임회전력 적용 후 최대 등가응력은 지대주나사 경부에서 발생하였으며, 나사산 체결부에서는 주로 경부쪽 네 개의 나사산에 응력이 집중되었다.
3. 외부하중을 가했을 때에도 조임회전력을 적용했을 때와 동일하게 최대 등가응력은 주로 지대주나사 경부에서 발생하였으나, 10 Ncm의 조임회전력을 적용한 경우에는 지대주나사 두부밑면에서 발생하였다.
4. 외부하중을 가했을 때 10 Ncm와 20 Ncm의 조임회전력을 적용한 경우에는 연결부 이개 (joint opening) 현상이 관찰되었다.
5. 조임회전력이 40 Ncm인 경우에는 경사하중에 의해 지대주나사의 경부에 발생하는 최대등가응력이 나사의 소재인 티타늄 합금의 허용응력을 초과하였다.

이상의 결과를 종합해볼 때 조임회전력은 고정체와 지대주 연결부의 안정성에 영향을 미친다. 외부하중이 가해질 경우 조임회전력이 부족하면 연결부에서 이개가 발생하고, 과도한 조임회전력이 적용되면 나사의 허용응력을 초과할 수 있다. 따라서 임플란트 제조사들은 실제 임상에서 발생하는 기능하중을 고려한 적정 조임회전력의 크기를 제시해야 할 것으로 사료된다.

## 참고문헌

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
2. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1988;60:75-84.
3. Johansson G, Palmqvist S. Complications supplementary treatment and maintenance in edentulous arches with implant-supported fixed prostheses. *Int J Prosthodont* 1990;3:89-92.
4. Tolman DE, Laney WR. Tissue-integrated prosthesis complications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:477-84.
5. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:90-4.
6. Hemmings KW, Schmitt A, Zarb GA. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a 5-year report. *Int J*

- Oral Maxillofac Implants 1994;9:191-6.
7. Jemt T, Pattersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993;21:203-8.
8. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-9.
9. Misch CE. Principles for screw-retained prostheses. in: Misch CE, ed. *Contemporary implant dentistry*, Missouri: CV Mosby, 1999.
10. Bickford JH. *An Introduction to the design and behavior of bolted joints*. New York: Marcel Dekker 1995.
11. Sakaguchi RL, Sun T, Haack JE. External strain distribution on implant prosthetic components. *J Dent Res* 1994;71(special issue):232.
12. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998;42:71-89.
13. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-9.
14. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-9.
15. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Comparison of "Look-Alike" implant prosthetic retaining screws. *J Prosthodont* 1995;4:23-7.
16. Binon P, Franz, Brunski J, Gulbransen H. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9:48-63.
17. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7.
18. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84:194-9.
19. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:529-36.
20. Griffith HT. Suggested tightening torques for structural bolts. *Fastener Technology*/ February 1987.
21. Shin HM, Jeong CM. Influence of tightening torque on implant - abutment screw joint stability. *J Korean Acad Prosthodont* 2008;46:396-408.
22. Lin CL, Wang JC. Nonlinear finite element analysis of a splinted implant with various connectors and occlusal Forces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:331-40.
23. Kang TH, Kim SG. Finite element stress analysis according to apical-coronal implant position. *J Korean Oral Maxillofac Surg* 2006;32:52-9.
24. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-26.
25. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:295-302.
26. Genna F. Shakedown self-stresses, and unilateral contact in a dental implant problem. *J Euromchsol* 2004;23:485-98.
27. Ekici B. Numerical analysis of a dental implant system in three-dimension. *Advances in Engineering Software* 2002;33:109-13.
28. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preload dental implant screws. *J Prosthet Dent* 2004;91:319-25.
29. Boyer R, Welsch G, Collings EW. *Materials properties handbook: Titanium alloys*. ASM International: Materials Park, 1994.
30. John M, Tim H. *Structural alloys handbook*. West Lafayette: CINDAS, 1996.
31. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 2nd ed. Chicago: Quintessence, 1997.
32. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative Materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent* 1992;361-4.
33. Jeong CM, Lee HY. A finite element stress analysis of the stress distribution and the shock absorption in an osseointegrated implant-natural tooth supported fixed partial denture. *J Korean Acad Prosthodont* 1992;30:493-521.
34. Davis JR. *Concise Metals Handbook*. ASM International, 1997.
35. Gibb CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 1986;56:226-9.
36. ISO/DIS 14801. *Dentistry-Fatigue test for endosseous dental implants*. International Organization for Standardization, 2005.
37. Lee YB, Chang HS. *Synthetic machine design*. CMG book, 2001;112-6.
38. Lazzara RJ. Criteria for implant selection: surgical and prosthetic considerations. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1994;6:55-62.
39. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:26-34.
40. Lang LA, Kang B, Wang R, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent* 2003;90:539-46.
41. David DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001;85:47-52.

## Effect of Tightening Torque on Abutment-Fixture Joint Stability using 3-Dimensional Finite Element Analysis

Tae-Gwan Eom<sup>1,2</sup>, MS, Seung-woo Suh<sup>2</sup>, MS, Gyeo-Rok Jeon<sup>3</sup>, PhD, Jung-Wook Shin<sup>4</sup>, PhD, Chang-Mo Jeong<sup>5\*</sup>, DDS, PhD

<sup>1</sup>Graduate Student, Interdisciplinary Program in Biomedical, Pusan National University, Busan, South Korea

<sup>2</sup>Implant R&D Center, OSSTEM Inc, Busan, South Korea

<sup>3</sup>Professor, The School of Medicine, Pusan National University, Busan, South Korea

<sup>4</sup>Professor, The Department of Biomedical Engineering, Inje University, Gimhae, South Korea

<sup>5</sup>Professor, The School of Dentistry, Pusan National University, Busan, South Korea

**Statement of problem:** Loosening or fracture of the abutment screw is one of the common problems related to the dental implant. Generally, in order to make the screw joint stable, the preload generated by tightening torque needs to be increased within the elastic limit of the screw. However, additional tensile forces can produce the plastic deformation of abutment screw when functional loads are superimposed on preload stresses, and they can elicit loosening or fracture of the abutment screw. Therefore, it is necessary to find the optimum tightening torque that maximizes a fatigue life and simultaneously offer a reasonable degree of protection against loosening. **Purpose:** The purpose of this study was to present the influence of tightening torque on the implant-abutment screw joint stability with the 3 dimensional finite element analysis. **Material and methods:** In this study, the finite element model of the implant system with external butt joint connection was designed and verified by comparison with additional theoretical and experimental results. Four different amount of tightening torques (10, 20, 30 and 40 Ncm) and the external loading (250 N, 30°) were applied to the model, and the equivalent stress distributions and the gap distances were calculated according to each tightening torque and the result was analyzed. **Results:** Within the limitation of this study, the following results were drawn; 1) There was the proportional relation between the tightening torque and the preload. 2) In case of applying only the tightening torque, the maximum stress was found at the screw neck. 3) The maximum stress was also shown at the screw neck under the external loading condition. However in case of applying 10 Ncm tightening torque, it was found at the undersurface of the screw head. 4) The joint opening was observed under the external loading in case of applying 10 Ncm and 20 Ncm of tightening torque. 5) When the tightening torque was applied at 40 Ncm, under the external loading the maximum stress exceeded the allowable stress value of the titanium alloy. **Conclusion:** Implant abutment screw must have a proper tightening torque that will be able to maintain joint stability of fixture and abutment.

**Key words:** joint stability, screw loosening, tightening torque, preload, FEA

Corresponding Author: **Chang-Mo Jeong**

The School of Dentistry, Pusan National University, 10 Ami-dong 1ga, Seo gu, Busan, 602-739, Korea

+82 51 240 7438: e-mail, cmjeong@pusan.ac.kr

Article history

Revised July 24, 2008 / Last Revision December 10, 2008 / Accepted December 24, 2008