지대주 나사 조임 토크가 맞춤형 지대주 임플란트 시스템의 연결부 안정성에 미치는 영향: 3차원 유한 요소 해석

홍민호

부산가톨릭대학교 보건과학대학 치기공학과

Effect of tightening torque on the connection stability of a custom-abutment implant system: 3D finite element analysis

Min-Ho Hong

Department of Dental Laboratory Science, College of Health Sciences, Catholic University of Pusan, Busan, Korea

Article Info

Received August 18, 2021

Revised September 16, 2021

Accepted September 16, 2021

Corresponding Author

Min-Ho Hong

Department of Dental Laboratory Science,
College of Health Sciences, Catholic University of Pusan, 57 Oryundae-ro, Geumjeong-gu, Busan 46252, Korea

E-mail: mhhong@cup.ac.kr

<https://orcid.org/0000-0002-6456-2200>

*This paper was supported by grant from Catholic University of Pusan, 2021.

Purpose: This study aims to examine the stress distribution effect of tightening torques of different abutment screws in a custom-abutment implant system on the abutment-fixture connection interface stability using finite element analysis.

Methods: The custom-abutment implant system structures used in this study were designed using CATIA program. It was presumed that the abutment screws with a tightening torque of 10, 20, and 30 N·cm fixed the abutment and fixture. Furthermore, two external loadings, vertical loading and oblique loading, were applied.

Results: When the screw tightening torque was 10 N·cm, the maximum stress value of the abutment screw was 287.2 MPa that is equivalent to 33% of Ti-6Al-4V yield strength. When the tightening torque was 20 N·cm, the maximum stress value of the abutment screw was 573.9 MPa that is equivalent to 65% of Ti-6Al-4V yield strength. When the tightening torque was 30 N·cm, the maximum stress value of the abutment screw was 859.6 MPa that is similar to the Ti-6Al-4V yield strength.

Conclusion: As the screw preload rose when applying each tightening torque to the custom-abutment implant system, the equivalent stress increased. It was found that the tightening torque of the abutment influenced the abutment-fixture connection interface stability. The analysis results indicate that a custom-abutment implant system should closely consider the optimal tightening torque according to clinical functional loads.

Key Words: Dental implant-abutment connection, Dental prosthesis implantation, Finite element analysis, Screw, Torque

INTRODUCTION

임플란트 보철 수복에 적용되는 기성 지대주는 일반적으로 대다수의 임플란트 치료환자에게 적용되고 있다. 하지만 기성 지대주는 고정체의 식립 위치, 짧은 치관 길이, 그리고 고정체 주변 지지 조직의 두께에 따라서 보철 수복이 제한적일 수 있다[1]. 이러한 문제점을 해결하기 위한 전략으로 최근 맞춤형 지대주가 도입되었다. 맞춤형 지대주는 기성 지대주보다 보철물 형태를 이상적으로 제작할 수 있어 의도치 않은 보

철물 파절 위험을 줄일 수 있다[2]. 또한 수월한 임플란트 주위 조직 위생관리 및 자연치와 유사한 치은 출현각 형성으로 심미성을 확보 할 수 있다[3].

최근 치과용 CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing)이 보급화 되면서 맞춤형 지대주를 적용한 임플란트 시스템이 선호되고 있다. 치과용 CAD/CAM을 이용한 맞춤형 지대주 제작은 종래의 casting 및 post-casting 절차가 필요 없으므로 고정체와 연결되는 연결부를 더욱 정확하게 형성할 수 있다[3]. 또한 검

증된 가공 조건에서 균질한 금속 소재를 밀링하는 방법이기 때문에 주조법으로 생산된 맞춤형 지대주보다 물리적 특성이 우수하다[3,4].

임플란트 유지 고정성 보철물의 구조에서 가장 흔한 기계적 문제점은 지대주 나사의 풀림 및 파절 현상이다[5]. 이러한 문제점은 주로 구치부 단일 임플란트 보철물에서 주로 발생한다. 지대주 나사의 풀림 현상은 외부 하중에 대한 소성 변형, 부족한 나사 조임 토크, 전하중(pre-load) 상실, 임플란트 표면 침하, 저작 과정 중 생기는 진동 등과 같은 원인으로 일어난다[6]. 지대주 나사의 파절은 동적 하중에 의한 피로에 의해 발생한다[7]. 지대주 나사가 체결될 때 발생하는 전하중은 지대주 나사와 고정체를 단단하게 연결하고, 임플란트 시스템의 유지와 안정에 영향을 미치게 된다[7]. 이러한 전하중은 지대주 나사의 조임 회전력을 적용하면 발생하고 외부 하중이 나사에 지속해서 적용될 때 전하중을 상실하게 된다[5]. 이처럼 지대주 나사의 장력이 감소하는 것을 풀림 효과라고 한다[7]. 기존 선행 연구에서는 나사 풀림을 예방하기 위해서 나사에 가해지는 조임 토크는 재료 파괴를 발생시키는 토크의 75% 수준이 가장 적정하다고 하였다[8].

지대주 나사의 풀림은 일반적으로 2단계의 기전을 따른다[9]. 첫 번째 단계는 지대주 나사 연결부위에 반복 하중이 적용되어 지대주 나사 연결부위에 침식이 생기고 고정체와 지대주 나사의 나사산 마찰의 영향으로 전하중이 상실되는 과정이 발생한다[10]. 두 번째 단계에서 상실된 전하중은 일정한 값으로 감소하고 외부 응력과 진동의 영향으로 서로 결합된 나사산이 회전력을 발생하면서 풀림이 시작된다[10]. 현재 치과 분야에 적용되고 있는 맞춤형 지대주는 임상적으로 높은 성공률과 안정성이 보고되고 있다[11]. 하지만 맞춤형 지대주 임플란트 시스템에서 전하중 상실에 따른 지대주 나사의 풀림에 관한 연구는 부족하다. 따라서 지대주 나사 풀림 현상을 방지하고 고정체-지대주 연결부 안정성을 보장하기 위해 지대주 나사의 적정 조임 토크를 적용하는 것

이 중요하다.

임플란트 구조물의 기초 물성 평가는 생체 역학적 연구 및 실제 실험 기반 소재의 기계적 성질 평가 및 피로 파괴 시험 등으로 측정할 수 있다. 하지만 식립 이후의 지대주 평가는 실제 실험으로는 접근 한계가 있다. 이 경우 유한요소분석을 통한 시뮬레이션을 적용하여 수학적 계산방법으로 복잡한 구조물의 응력과 변위를 통제된 조건에서 분석할 수 있다[6]. 일반적으로 실험적 설계 범위와 해석 조건을 기반으로 정확한 계산과정이 이루어진다면 임플란트 구조물에 대한 응력 및 변위를 실험 외적 요인에 영향을 받지 않으면서 분석할 수 있다. 또한 유한 요소 분석은 생체 실험 전 단계로써 임플란트 시스템 구조물에 대한 기능 평가, 설계 지침, 그리고 신뢰성 평가로 널리 사용되고 있다[12].

따라서 본 연구의 목적은 유한 요소 분석법을 이용하여 맞춤형 지대주 임플란트 시스템에서 서로 다른 지대주 나사의 조임 토크가 지대주-고정체 연결부 안정성에 미치는 응력 분포 영향을 알아보고자 하였다.

MATERIALS AND METHODS

1. 3차원 모델 구축

본 연구에 사용된 3차원 맞춤형 지대주 임플란트 시스템의 구조물은 CATIA 프로그램(Dassault Systemes, Vélizy-Villacoublay, France)에서 구축되었다(Fig. 1). 본 연구에 사용된 고정체(Dio Implant, Busan, Korea)는 직경 4.5 mm, 높이 11.5 mm의 구치부 고정체를 사용하였다. 지대주 나사(Dio Implant, Busan, Korea)는 직경 1.8 mm, 높이 8.5 mm의 형상을 가지는 나사를 적용하였다. 맞춤형 지대주와 하악골에 대한 모델은 NX 프로그램(Siemens PLM software, Siemens, München, Germany)에서 역설계를 통해 제작되었다. 맞춤형 지대주 임플란트 시스템의 각 구조물의 설계를 마친 후

Figure 1. Finite element model of implant and bone block (element numbers: custom abutment: 4732, screw: 6193, fixture: 21419, cortical bone: 75530, cancellous bone: 85114).

Hypermesh 17.0 (Altair, Troy, MI, USA) 프로그램에서 노드와 요소를 설정하고 이산화 과정을 수행하였다. 본 연구에서는 10-node tetrahedral 요소를 선택하였다. 평균 요소 크기는 0.25 mm이다. 응력 분석의 해석 결과는 Abaqus (Dassault Systemes) 프로그램에서 결과를 도출하였다.

2. 하중 조건 및 전하중 계산

지대주, 임플란트, 지대주 나사, 피질골, 해면골은 등방성, 균질한 선형 탄성 재료로 가정하였다. 뼈 및 임플란트 구성요소의 재료 특성은 Table 1에 요약되었으며 선행 연구를 기반으로 물성치를 선정하였다 [13,14]. 또한 임플란트와 주변 뼈 사이의 완전한 골유착을 가정하고 모델을 임플란트 표면에서 X, Y, Z 방향으로 구속하였다. 지대주, 임플란트, 지대주 나사 경계면과 임플란트, 피질골, 해면골 경계면 사이의

Table 1. Material properties adopted in the study

Material	Elastic modulus (GPa)	Yield strength (MPa)	Poisson's ratio
Titanium (Ti-6Al-4V)	117	880	0.35
Cortical bone	13.70	-	0.30
Cancellous bone	1.85	-	0.30

Table 2. Summary of the contacts between all components

Component	Abutment	Screw	Implant	Cortical bone	Cancellous bone
Abutment	-	Frictional	Frictional	-	-
Screw	-	-	Frictional	-	-
Implant	-	-	-	Frictional	Frictional
Cortical bone	-	-	-	-	Bonded

접촉 유형은 Table 2에 요약하였으며 마찰 계수는 0.3이다[5].

나사 조임 토크는 아래의 수식에 따라 계산되었다. 토크 조임 방정식은 다음과 같다[15].

$$T = K \times D \times F \quad (\text{식 1})$$

T =나사 조임 토크(N)

K =0.2, 나사 계수(토크 계수)

D =나사 지름(mm)

F =나사 전하중(N)

나사 전하중은 식 1에 따르면, 조임 토크 값이 10 N·cm일 때 나사 전하중의 F 값은 228 N, 조임 토크 값이 20, 30 N·cm일 때 각각 556, 833 N을 나타냈다(Fig. 2).

10, 20, 그리고 30 N·cm의 조임 토크를 가진 지대주 나사가 지대주와 고정체를 고정된 것으로 가정하였다. 본 연구에서 적용된 외부 하중은 수직 하중, 경사 하중 두 가지 조건으로 설정되었다. 수직 하중은 고정체 장축에 수직으로 평행하게 175 N의 외부 하중이 적용되었으며 경사 하중은 고정체 장축에 30° 기울기를 적용하여 175 N의 외부 하중을 적용하였다(Fig. 2).

3. 피로 분석

본 연구에서는 유한 요소 분석 결과를 바탕으로 맞춤형 지대주 임플

Figure 2. The contact and boundary condition of model (A) and application method of loading condition on the abutment screw (B).

란트 시스템의 피로 수명을 식을 이용하여 예측하였다[12]:

$$\sigma_a = \Delta\sigma/2 = (\sigma_{\max} - \sigma_{\min})/2 \text{ (식 2);}$$

$$\sigma_m = (\sigma_{\max} + \sigma_{\min})/2 \text{ (식 3);}$$

$$(\sigma_a/\sigma_e) + (\sigma_m/\sigma_u) = 1/n \text{ (식 4).}$$

Goodman 피로 수명 이론은 σ_m (평균 응력) 및 σ_a (응력 진폭)를 사용하여 정의할 수 있다. σ_e 는 피로 한계, σ_u 는 최대 인장 강도, n 은 안전 계수를 나타낸다. 피로수명(number of cycles)은 사이클 횟수를 기준으로 계산하게 된다. Ti-6Al-4V의 피로 사이클을 10^7 로 기준했을 때, 안전 계수(SF)는 위의 식에서 피로 한계[16]에 대한 수치를 510 MPa로 계산할 수 있다.

RESULTS

Fig. 3은 세 가지 다른 조임 토크 조건에서 맞춤형 임플란트 시스템의 등가응력(equivalent stress) 분포를 나타낸다. 지대주 나사의 최대 응력 값은 머리 부분과 첫 번째 나사산 아래에 집중되었다. 맞춤형 지

대주의 최대 응력 값은 나사 머리 부분과 연결되는 연결부에 집중되었다. 고정체의 최대 응력 값은 지대주와 첫 번째 나사산의 접촉 부위에 응력이 집중되었다.

Figure 3. Equivalent stress distribution of abutment screw, custom abutment and implant under each tightening torque condition.

Figure 4. Equivalent stress distribution. (A) Prior to external loading. (B) Under vertical loading. (C) Under oblique loading.

Fig. 4A는 외부 하중 적용 전 세 가지 다른 조임 토크 조건에서 지대주-고정체 연결부의 등가응력 분포를 나타낸다. 각 조임 토크 조건에서 등가응력은 지대주 나사 머리 아래에 집중되었다. 조임 토크가 증가함에 따라 등가응력 값이 증가한 것으로 나타났다. 등가응력 값은 10 N·cm에서 조임 토크 크기에 비례해서 증가하였다. 조임 토크 값이 10 N·cm일 때 지대주 나사의 최대 응력 값은 Ti-6Al-4V 항복 강도의 33.0%인 287.2 MPa를 나타내었다. 조임 토크 값이 20 N·cm일 때 지대주 나사의 최대 응력 값은 Ti-6Al-4V 항복 강도의 65.0%인 573.9 MPa를 나타내었으며 75.0%에 비해 값이 더 낮았다. 조임 토크 값이 30 N·cm일 때 지대주 나사의 최대 응력 값은 859.6 MPa로 Ti-6Al-4V 항복 강도와 매우 유사하였다.

Fig. 4B, C는 세 가지 다른 조임 조건에 대한 적용 하중(B: 수직 하중, C: 경사 하중)에서 지대주-고정체 연결부위의 등가응력 분포를 보여준다. 각 조임 토크 조건(10, 20, 그리고 30 N·cm)에서 경사 하중에서는 5.0%, 2.0%, 1.4% 이내에서 더 높은 값을 보였으나 수직 하중은 최대 응력 값 사이에 큰 차이를 보이지 않았다. 조임 토크 값이 10 N·cm일 때 지대주 나사의 최대 응력 값은 294.9 MPa (수직 하중), 309.9 MPa (경사 하중)로 원재료 항복 강도의 34.0%, 35.0%를 나타내었다. 조임 토크 값이 20 N·cm일 때 지대주 나사의 최대 응력 값은 582.1 MPa (수직 하중), 593.5 MPa (경사 하중)로 Ti-6Al-4V 항복 강도의 66.0%, 67.5%로 75.0%보다 약간 낮은 값을 보였다. 조임 토크 값이 30 N·cm일 때 지대주 나사의 최대 응력 값은 868.1 MPa (수직 하중), 879.7 MPa (경사 하중)로 880 MPa (Ti-6Al-4V 항복 강도)와 매우 유사하였다. 모든 하중 조건 힘에 대해 지대주 나사에서 발생한 최대 등가응력은 Table 3에 나타내었다.

Fig. 5는 수직 및 경사 하중 조건에서 세 가지 다른 조임 토크를 갖는 맞춤형 임플란트 시스템의 안전 계수를 나타낸다. 안전 계수는 일반적으로 설계 응력에 대한 항복 응력을 기반으로 계산된다. 안전계수의 최소 기준 값은 1로 가정하여 구조물에 발생하는 하중이 파괴한계에 도달함을 설명한다. 수직 하중과 경사 하중의 경우 10 N·cm에서 SF의 가장 높은 값이 발생하였다. SF의 두 번째 수준은 20 N·cm로 거의 같은 수준으로 나타났다. 또한 30 N·cm는 세 번째 수준을 가졌다. SF (3.2)가 가장 높은 값은 10 N·cm의 수직 하중에서 관찰되었다. 수직 및 경사 하중에 대한 SF의 비교는 수직 하중이 SF의 크기가 가장 높았

고($1.1 < SF < 3.2$), 경사 하중이 SF의 크기가 가장 작았다($1.1 < SF < 3.0$).

DISCUSSION

지대주 나사의 전하중은 나사 조임 토크로 발생하는 압축력이 나사 머리에서 나사산까지 나사를 구성하는 인장력으로 정의된다[17-20]. 지대주-지대주 나사 머리, 지대주-고정체 및 지대주 나사-고정체 결합 나사산 계면에서 압축력을 생성한다[5,21]. 이 전하중의 적용은 맞춤형 임플란트 시스템의 구성요소 사이에 전체에서 클램핑력(clamping force)을 발생시킨다[6,22].

선행 연구에서 지대주 나사 연결부 사이의 전하중 조건을 시뮬레이션하기 위해 유한 요소 해석 기법을 사용했다[6,22,23].

Versluis 등[23]은 나사 연결부의 구성 요소에 수축 열 하중을 가하여 나사의 전하중을 분석하였다. Sakaguchi 등[24]은 고정된 지대주 나사에 클램핑력을 생성하기 위해 나사의 탄성 회복을 허용하면서 나사 신장력을 부여하는 방법을 선택했다. 그리고 Alkan 등[6]은 나사산이 없는 나사 축에 열 수축을 제공하여 나사의 원래 치수를 줄이지 않고 나사의 전하중 조건을 시뮬레이션하였다. 본 연구에서 나사 전하중은 식 1에 의해 계산하여 나사에서 생성된 축력에 대한 신뢰성을 확보하였다. 또한 모델 형상 측면에서 맞춤형 지대주 설계를 위해 역설계를 사용하였으며 심미적인 해부학적 출현 윤곽을 제공할 수 있는 구조의 지대주를 구현하였다.

본 연구에서 서로 다른 조임 토크 조건에서 지대주 나사, 맞춤형 지대주 및 고정체의 등가응력 분포 결과에서 지대주 나사 조임 토크를 힘의 모멘트(N·cm)로 나사 머리에 적용하였다. 적용된 모멘트는 지대주 나사 표면과 고정체 나사 표면의 경계면을 따라 변형되었다. 그런 다음 적용된 힘은 맞춤형 지대주와 함께 클램핑된 임플란트 연결부 표면 사이의 계면에서 접촉력을 유도하였다[24,25]. 따라서 적용된 지대주 나사에서 전하중이 유한 요소 모델의 지대주 나사에 적절하게 반영

Table 3. Summary of the maximum stress within the abutment screws

Load condition	Tightening torque (N·cm)		
	10	20	30
No external loading	287.2* (33.0) ^{a)}	573.9 (65.0)	859.6 (97.7)
Vertical loading	294.9 (34.0)	582.1 (66.0)	868.1 (98.6)
Oblique loading	309.9 (35.0)	593.5 (67.5)	879.7 (100)

*Equivalent stress (MPa).

^{a)}Yield strength/equivalent stress×100 [percent].

Figure 5. Goodman safety factor value of the models in which the tightening torque and oblique load of screw are applied.

되었음을 알 수 있다(Fig. 3).

나사 연결부를 조립할 때 구성 요소를 함께 효과적으로 함께 유지력을 확보할 수 있는 최적의 전하중을 사전에 아는 것은 임플란트 시스템의 안정성을 확보하는데 매우 중요하다. 최적의 나사 조임력을 선택하려면 지대주 나사의 항복 강도에 대한 정보가 필요하다[25,26]. McGlumphy 등[27]은 나사 풀림에 대한 연구에서 나사 풀림을 예방하기 위해서 나사에 가해지는 조임 토크는 재료 파괴를 발생시키는 토크의 75% 수준이 가장 적정하다고 하였다. 이 연구에 적용된 Grade 5 Ti-6Al-4V 합금은 일반적으로 880 MPa의 전형적인 항복 강도를 가지고 있다. 모든 임플란트 나사에 권장되는 최적의 전하중은 항복 강도의 75% 기준으로 설정하고 있다. 또한 이 연구에서 나사의 경우 660 N (880 N 항복 강도 $\times$ 0.75=660)이다. 10 N·cm 토크를 적용한 외부 하중 조건에서 등가응력 분석 결과, 반복 하중이 전달되었을 경우 나사 풀림이 발생할 수 있을 것으로 사료된다. 나사는 지대주를 고정체에 고정시켜 동요를 방지하는 기능을 담당하지만, 나사 체결력이 부족하면 나사의 풀림이 발생된다[28,29]. 반면에 10 N·cm 토크를 적용한 외부 하중 조건에서 등가응력 분석 결과, 나사의 비례 한도를 초과하여 나사가 소성 변형을 나타낼 수 있다[29]. 하지만 조임 토크 값이 20 N·cm 일 때 최대 응력 값은 Ti-6Al-4V 항복 강도의 75%보다 약간 낮았다. 따라서 실험한계에서는 최적의 토크가 20 N·cm보다 약간 높게 설정되어야 함을 알 수 있다.

FEA (finite element analysis) 결과는 맞춤형 지대주를 사용하는 것이 두 하중 조건에서 임플란트 시스템 구성 요소의 크기와 응력 분포에 큰 영향을 미치지 않을 수 있음을 보여주었다. 이러한 결과는 맞춤형 임플란트 시스템의 접촉 영역에서 높은 압력이 유지되는 연결 때문에 서로 다른 하중에 대한 저항이 유사하기 때문이다. 안정적인 지대주-고정체 연결부를 제공하기 위해서는 큰 접촉 압력과 마찰 저항에 의존한다. 나사 체결 및 마찰요소가 응력의 크기 및 분포에 주요 결정인자가 됨을 확인하였고[29] 이를 통해 안정적인 지대주-고정체 연결부를 제공하기 위해서는 큰 접촉 압력과 마찰 저항력이 중요함을 알 수 있다[29].

설계의 안전성을 보장하기 위해 임플란트 구성요소의 정적 및 동적 분석을 수행해야 한다. 문헌에서 임플란트 구조물은 정적 하중 해석 결과에 따라 설계되는 경우가 많다[26-29]. 정적 유한 요소 해석은 대부분 하중을 받는 상태에서 수행된다. Fig. 5의 결과로부터 Ti-6Al-4V 재료의 안전율이 1.0 (피로수명=10⁷ 사이클)을 초과함을 알 수 있었다[29]. 피로강도 확인 시 허용되는 안전계수는 1.3에서 1.5까지 다양하다. 시뮬레이션을 통해 부품의 최대 응력 값에 따라 계산된 안전율은 약 1.7로 충분한 강도를 나타내었다. 본 연구에서 수행한 유한 요소 해석에서는 안전계수에 대해서도 유사한 데이터를 얻었다.

FEA 계산의 결과는 재료 속성, 경계 조건, 부품 연결 계면 정의 및 분석 모드에 대한 전반적인 접근을 비롯한 여러 개별 요소에 따라 달라질 수 있다. 하지만 본 연구에서 제시된 모델은 임상 상황의 근사치임이

분명하다. 따라서 추후 연구에서는 맞춤형 지대주의 크기 정량화와 동적 하중의 전하중 해석이 필요하다고 판단된다.

CONCLUSIONS

FEA 연구의 한계 내에서 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 맞춤형 지대주 임플란트 시스템에 적용되는 서로 다른 외부 하중은 지대주 나사의 등가응력에 영향을 미치지 않았다.
2. 맞춤형 지대주 임플란트 시스템에서 각각의 조임 토크를 적용할 때 나사 전하중이 증가함에 따라 등가응력이 증가했다. 지대주의 클램핑력이 지대주-고정체 연결부 안정성에 영향을 미치는 것을 알 수 있었다. 따라서 맞춤형 지대주 임플란트 시스템은 임상 기능 부하에 의해 고려된 최적의 조임 토크를 준수해야 한다.

CONFLICT OF INTEREST

No potential conflict of interest relevant to this article was reported.

ORCID

Min-Ho Hong, <https://orcid.org/0000-0002-6456-2200>

REFERENCES

1. Rieder CE. Customized implant abutment copings to achieve biologic, mechanical, and esthetic objectives. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1996;16:20-29.
2. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME. Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *Int J Prosthodont*. 2002;15:488-493.
3. Wu T, Liao W, Dai N, Tang C. Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis. *J Biomech*. 2010;43:1941-1946.
4. Grossmann Y, Pasciuta M, Finger IM. A novel technique using a coded healing abutment for the fabrication of a CAD/CAM titanium abutment for an implant-supported restoration. *J Prosthet Dent*. 2006;95:258-261.
5. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. *J Oral Implantol*. 2003;29:242-245.

6. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent.* 2004;91:319-325.
7. Wang RF, Kang B, Lang LA, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. *J Prosthet Dent.* 2009;101:359-371.
8. Karaman T, Kahraman OE. Comparison of reverse torque in different types of implant screw systems. *J Int Dent Med Res.* 2020;13:101-105.
9. Seddigh MA, Mostafavi AS. Implant abutment screw loosening: a review of effective factors. *JCDR.* 2019;13:ZE06-ZE09.
10. Huang Y, Wang J. Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw: a review. *J Esthet Restor Dent.* 2019;31:338-345.
11. Zembic A, Philipp AO, Hämmerle CH, Wohlwend A, Sailer I. Eleven-year follow-up of a prospective study of zirconia implant abutments supporting single all-ceramic crowns in anterior and premolar regions. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17 Suppl 2:e417-e426.
12. Jörn D, Kohorst P, Besdo S, Rücker M, Stiesch M, Borchers L. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *J Prosthet Dent.* 2014;112:340-348.
13. Kayabasi O, Ekici B. The effects of static, dynamic and fatigue behavior on three-dimensional shape optimization of hip prosthesis by finite element method. *Mater Des.* 2007;28:2269-2277.
14. Verplancke K, De Waele W, De Bruyn H. Dental implants, what should be known before starting an in vitro study. *Int J Sustain Constr Des.* 2011;2:360-369.
15. Wu YL, Tsai MH, Chen HS, Chang YT, Lin TT, Wu AY. Biomechanical effects of original equipment manufacturer and aftermarket abutment screws in zirconia abutment on dental implant assembly. *Sci Rep.* 2020;10:18406.
16. Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A non-linear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:444-454.
17. Jörnés L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:353-359.
18. English CE. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices: a comprehensive overview. *Implant Dent.* 1992;1:273-282.
19. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4:241-247.
20. Bulaqi HA, Mousavi Mashhadi M, Safari H, Samandari MM, Geramipanah F. Dynamic nature of abutment screw retightening: finite element study of the effect of retightening on the settling effect. *J Prosthet Dent.* 2015;113:412-419.
21. Hotinski E, Dudley J. Abutment screw loosening in angulation-correcting implants: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2019;121:151-155.
22. Jung WK, Lee WS, Kwon HB. Effects of abutment screw preload in two implant connection systems: a 3D finite element study. *J Prosthet Dent.* 2019;122:474.e1-474.e8.
23. Versluis A, Koriath TW, Cardoso AC. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:337-341.
24. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:295-302.
25. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent.* 2003;90:539-546.
26. Bulaqi HA, Barzegar A, Paknejad M, Safari H. Assessment of preload, remaining torque, and removal torque in abutment screws under different frictional conditions: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2019;121:548.e1-548.e7.
27. McGlumphy EA. Keeping implant screws tight: the solution. *J Dent Symp.* 1993;1:20-23.
28. Lemos CA, de Souza Batista VE, Almeida DA, Santiago Júnior JF, Verri FR, Pellizzer EP. Evaluation of cement-retained versus screw-retained implant-supported restorations for marginal bone loss: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2016;115:419-427.
29. Liu YJ, Cui SM, He C, Li JK, Wang QY. High cycle fatigue behavior of implant Ti-6Al-4V in air and simulated body fluid. *Biomed Mater Eng.* 2014;24:263-269.