

치과용 임플란트의 풀림현상 규명을 위한 해석적 모델에 관한연구

서준우^{*}, 강경탁[†], 전홍재^{**}, 한종현^{***}

Study of an analytical model for screw loosening mechanism of dental implants.

June-Woo Seo, Kyoung-Tak Kang, Heoung-Jae Chun, Chong-Hyeon Han

Key Words: Dental Implant(치과용 임플란트), Preload(전하중), Joint Separating Force(나사분리력), Clamping Force(조임력), Morse taper(모스테이퍼), Butt joint(버터 조인트)

Abstract

This research focuses on the development of an analytical model for loosening mechanism of dental implant system. The model is utilized for predictions of preload values for internal and external types of implants. It identifies the effects of various parameters such as friction, geometric factors and mechanical properties on the loosening mechanism of the implant system. The results of analytical model are compared to those of the numerical method for validation.

1. 서 론

치과용 임플란트(Dental implant)란 상실된 자연 치아를 대신하여 골내에 매식하는 인공치근을 말한다. 나사는 치과용 임플란트의 지대주(Abutment)와 고정체(Fixture)를 연결해 주는 요소이다. 최근 임상적 연구결과를 살펴보면 치과용 임플란트의 가장 빈번한 문제로 지대주와 고정체를 결합하는 나사의 풀림현상이 큰 문제로 지적되고 있다. Jemt et al.[1]의 연구에서는, 단일치아 임플란트에서 1년 내에 높은 빈도의 나사 풀림 현상을 보고하였다. 나사의 체결 메커니즘으로 나사가 조여졌

을 때 나사의 머리에 가해지는 모멘트(Moment)는 나사를 통해 지대주와 고정체에 접촉력(Contact force)을 발생시키고 이 접촉력은 지대주와 고정체를 조이는 체결력을 발생시킨다. 나사머리에 작용하는 모멘트에 의해 발생하는 나사신장력을 전하중(Preload)이라고 한다. 탄성영역내에서 전하중의 증가는 나사의 체결력 증가를 의미하며 전하중의 상실은 나사의 풀림의 중요원인이기도 하다. 나사 풀림에 영향을 주는 인자로 나사의 직경, 나사산의 각도 등의 설계변수와 재료가 가지는 고유의 마찰력, 탄성개수 등이 있다. Bickford[2]는 나사풀림을 두 단계로 구분하여 첫 번째 단계로 초기의 교합력과 같은 외력이 나사에 작용하여 나사산의 미끄러짐(Slippage)현상을 발생시켜 나사의 전하중을 감소시키고, 두 번째 단계로 외력으로 인한 나사의 회전등으로 나사의 기능을 상실하면서 조임력에 의해 얻어진 예비하중이 임계점 아래로 감소하게 된다. Scacchi M et al.[3]은 치과용 임플란트의 체결형태 및 체결면적에 대한 연구와 함께 풀림을 방지하기 위해 지대주와 고정체의 결합을 나사

^{*} 연세대학교 기계공학과

E-mail : tag1024@yonsei.ac.kr

TEL : (02)2123-4827 FAX : (02)324-6784

[†] 연세대학교 기계공학과

^{**} 연세대학교 기계공학부

^{***} 연세대학교 치과대학 보철학교실

를 이용하여 테이퍼(Taper)형태로 결합하였다.

본 연구는 체결방법에 따라 구분되는 치과용 임플란트가 초기 조임력이 주어지는 경우 토크와 전하중의 관계를 통하여 풀림에 관여하는 인자들을 찾고 이를 나사이론식에 적용하였다. 또한 정확한 이론식의 접근을 위해 나사의 상부구조물의 형태에 따른 접촉면에 대한 접촉압력(Contact pressure)분포를 4가지의 예측(분포압력, 싸인형태의 압력, 지수형태의 압력, 선형감소 및 증가의 압력형태)을 통하여 분포에 따른 이론식을 성립하였다. 또한 체결방법에 따른 치과용 임플란트의 유한요소해석을 통하여 나사의 상부구조물의 형태에 따른 접촉압력 분포경향을 역학적 관계식에 적용하여 관계식을 재 유도한다. 위 식의 검증을 위하여 유도된 역학적 관계식과 유한요소해석을 통하여 얻은 결과를 비교한다.

2. 본 론

2.1 연구대상

본 연구에서 서로 다른 체결방식을 가지는 모스테이퍼 체결(Morse taper)방식과 버터조인트 체결방식(Butt joint)을 가지는 치과용 임플란트를 비교하였다. (주)워렌텍 (Warantec Co., Ltd, Korea) 제품의 Inplant 와 Straumann (Straumann, Swiss)사 제품의 ITI이며 지대주와 고정체가 테이퍼 진 형태로 결합된 방식으로 Morse taper방식과 (주)워렌텍 (Warantec Co., Ltd, Korea)제품의 Hexplant와 Frident사의 (Frident Germany) Frialit-2 제품으로서 지대주와 고정체가 내부 조인트로 결합된 형태의 Butt joint 방식이다.

2.2 이론

2.2.1 나사산에서의 토크와 전하중 관계

구성요소가 나사에 의하여 단단하게 체결 되었을 때 나사의 풀림은 외력(Outside force)이 나사를 체결을 유지시키려는 힘보다 클 때 발생한다.

여기서, F_p 는 전하중을 나타내며, P 는 나사산의 길이 r_t 는 나사산의 유효반지름, β 은 나사산의 각도, r_s 는 나사산의 유효반지름으로 나타낸다. 또한 Fig. 1에서 나타내는 나사산의 유효지름($D_{effective}$)과 나사산의 폭(w)을 고려한 나사산의 체결토크는 식

(1)과 같이 구할 수 있다.

$$T_{Thread} = \frac{F_p}{2} \left[\frac{P}{\pi} + \frac{\mu}{\cos\beta} \times d - \mu \times w \right] \quad (1)$$

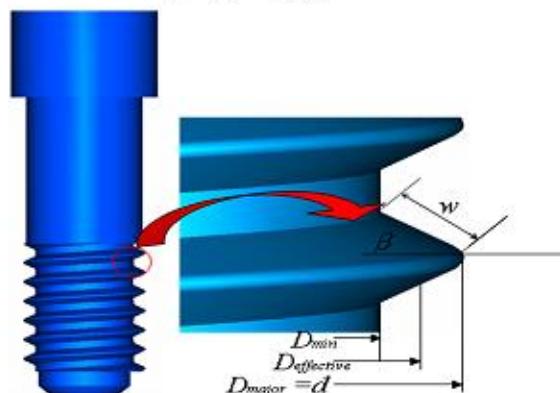


Fig. 1 Schematic drawing showing design parameter

2.2.2 나사머리부에서의 토크와 전하중 관계

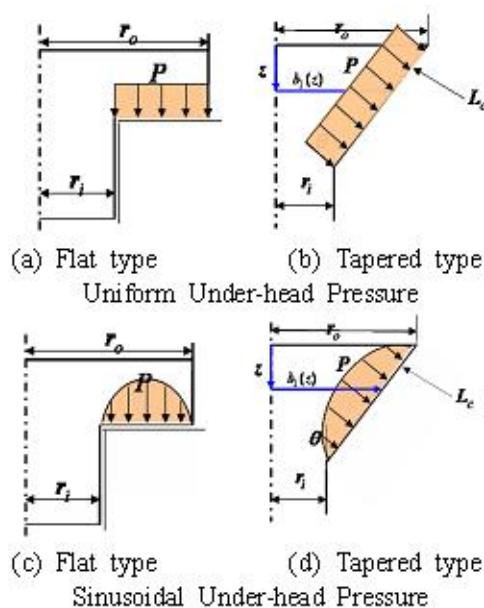
나사체결의 과정에서 체결력 F 와 나사머리부의 접촉압력은 다음과 같은 식으로 표현될 수 있다.

$$F = \int_{contact\ area} P dA = 2\pi \int_{r_i}^{r_o} r P dr \quad (2)$$

나사머리부의 토크는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} T_{Head} &= Fr \\ &= \int_{r_i}^{r_o} 2\pi P \mu r^2 dr = 2\pi \mu \int_{r_i}^{r_o} P r^2 dr \end{aligned} \quad (3)$$

나사머리부의 조임 토크는 나사머리부의 접촉압력의 Fig. 2와 같이 4가지의 형태로 가정할 수 있다.



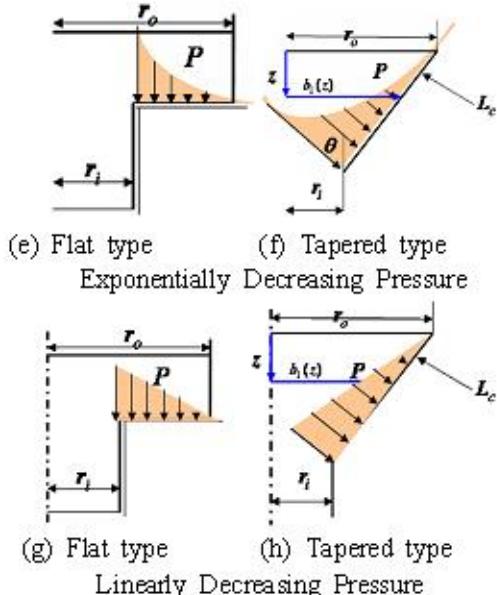


Fig. 2 Schematic showing contact pressure distribution

(1) Uniform Under-head Pressure

Fig. 2의 P 는 접촉압력, r_o 는 나사머리부의 반지름, r_i 는 나사머리부와 나사 쓰레드부분을 연결하는 반지름을 나타내며 L_c 는 테이퍼의 길이를 나타낸다.

Fig. 2의 (a)에서 Flat type의 경우 압력의 분포는 일정하며, 나사 머리부의 토크는 식 (4)과 같이 나타낼 수 있다.

$$T_{Head} = \frac{2\pi P \mu}{3} [r_o^3 - r_i^3] \quad (4)$$

또한, Fig. 2의 (b)와 같이 나사머리부가 테이퍼 진 형태로 접촉할 경우 테이퍼의 각도(θ), r_o 테이퍼의 길이(L_c)를 이용하여 임의의 반지름 $b_1(z)$ 를 표현할 수 있다.

$$b_1(z) = r_i + (L_c \cos \theta - z) \tan \theta \quad (5)$$

식 (5)를 식(3)에 대입하여 다음 식 (6)과 같이 나타낼 수 있다.

$$T_{Head} = \frac{2}{3} \pi \mu P L_c \cos \theta [3r_i^2 + 3r_i L_c \sin \theta + L_c^2 \sin^2 \theta] \quad (6)$$

(2) Sinusoidal Under-head Pressure

Fig. 2의 (c)에서 접촉압력 P 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$P = P_{max} \sin \frac{\pi(r - r_i)}{r_o - r_i} \quad (7)$$

식 (7)을 식 (3)에 대입하면 식 (8)으로 나타낼 수 있다.

$$T_{Head} = 2P_{max} \pi \mu \left(\begin{aligned} & \left(\frac{r_o - r_i}{\pi} \right)^2 \left(-r_o \cos \frac{\pi r_o}{r_o - r_i} + r_i \cos \frac{\pi r_o}{r_o - r_i} \right) + \\ & \left(\frac{(r_o - r_i)^2}{\pi^2} \right) \left(-r_o \cos \frac{\pi r_o}{r_o - r_i} + r_i \cos \frac{\pi r_o}{r_o - r_i} \right) + \\ & \left(\frac{r_o - r_i}{\pi^2 r_o} \right) \left(-r_o \cos \frac{\pi r_o}{r_o - r_i} + r_i \cos \frac{\pi r_o}{r_o - r_i} \right) \end{aligned} \right) \quad (8)$$

또한 식 (7)을 테이퍼 형태의 (d)로 다시 표현하면 다음 식 (9)과 같이 나타낼 수 있다.

$$P = P_{max} \sin \left[\frac{z \pi}{L_c \cos \theta} \right] \quad (9)$$

식 (9)를 식(3)에 대입하면 식 (10) 테이퍼진 나사머리부의 토크식으로 나타낼 수 있다.

$$T_{Head} = \frac{2\mu P L_c \cos \theta}{\pi^2}$$

$$[L_c^2 \sin^2 \theta (\pi^2 - 4) + 2\pi^2 r_i (r_i + \sin \theta)] \quad (10)$$

(3) Exponentially Decreasing Pressure

Fig. 2 (e)에서 접촉압력 P 는 다음과 같이 정의 할 수 있다. ($0 \leq r \leq r_o - r_i$)

$$P = P_{max} e^{-ar}, \quad a = \frac{\ln(P_{max}/P_{min})}{r_o - r_i} \quad (11)$$

식 (11)을 동일한 방법으로 식 (3)에 대입하여 식 (12)와 같이 나타낼 수 있다.

$$T_{Head} = 2\pi \mu \int_0^{L_c \cos \theta} b_1^2(z) P dz \quad (12)$$

다시 테이퍼 형상을 가지는 상부구조형태에 적용하기 위해 접촉압력의 식을 테이퍼구조에 맞추어 식 (13)으로 표현할 수 있다.

$$P = P_{max} e^{-a(\frac{L_c \cos \theta - z}{\cos \theta})}, \quad a = \frac{\ln(P_{max}/P_{min})}{L_c \sin \theta}$$

$$b_1(z) = r_i + (L_c \cos \theta - z) \tan \theta \quad (13)$$

식 (13)을 식 (12)에 대입하여 식 (14)으로 나타낼 수 있다.

$$T_{Head} = \frac{2\pi \mu P_{max} \cos \theta}{e^{a L_c} a^3} \left[\begin{aligned} & e^{a L_c} (r_i^2 a^2 + 2\sin^2 \theta + 2r_i a) - (\sin^2 \theta (a L_c)^2) \\ & - 2\sin(r_i a^2 L_c + r_i a + a L_c) - (r_i a)^2 \end{aligned} \right] \quad (14)$$

평평한 형태의 접촉압력 분포는 식 (13)이며 접촉압력의 최대값이 테이퍼 끝부분일 때를 가정하여 다시 유도하였다.

$$P = P_{\max} e^{\frac{a(L_c \cos \theta - z)}{\cos \theta}}, a = \frac{\ln(P_{\max}/P_{\min})}{L_c \sin \theta}$$

$$b_1(z) = r_i + (L_c \cos \theta - z) \tan \theta \quad (15)$$

동일한 방법으로 식 (15)과 같이 나사머리부의 테이퍼형상에 관한 토크식(16)로 나타낼 수 있다.

$$T_{\text{Head}} = \frac{2\pi\mu P_{\max}}{a^3 \tan \theta} \quad (16)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} e^{aL_c \sin \theta} \left[r_i^2 a^2 + 2r_i L_c a^2 \sin \theta + 2 + \right. \\ \left. \left[L_c^2 a^2 \sin^2 \theta - 2r_i a - 2L_c a \sin \theta \right] \right] \\ -r_i^2 + 2r_i a - 2 \end{array} \right\}$$

(4) Linearly Decreasing Pressure

Fig 2의 (g)에서 접촉압력 P는 다음과 같이 나타낼 수 있다

$$P = P_{\max} \frac{r_o - r}{r_o - r_i} \quad (17)$$

식 (17)를 식 (3)에 대입하면 식 (18)으로 나타낼 수 있다.

$$T_{\text{Head}} = P_{\max} \frac{\pi \mu (r_o^4 - r_i^3 (4r_o^4 - 3r_i^3))}{12(r_o - r_i)} \quad (18)$$

또한 식 (18)을 테이퍼 형태의 (h)로 다시 표현하면 다음 식 (19)과 같이 나타낼 수 있다.

$$P = P_{\max} \frac{z}{L_c \cos \theta} \quad (19)$$

동일한 방법으로 식 (19)과 같이 나사머리부의 테이퍼형상에 관한 토크식(20)로 나타낼 수 있다.

$$T_{\text{Head}} = P_{\max} \pi \mu L_c \cos \theta (6L_c^2 \sin^2 \theta + 24L_c r_i \sin \theta + r_i^2) \quad (20)$$

접촉압력의 분포가 선형감소형태의 Fig. 2의(g)와 달리 선형증가형태를 가질 경우 테이퍼 형상의 접촉 압력은 다음 식 (21)과 같이 나타낼 수 있다.

$$P = P_{\max} \frac{(L_c \cos \theta - z) \tan \theta}{L_c \sin \theta} \quad (21)$$

$$b_1(z) = r_i + (L_c \cos \theta - z) \tan \theta \quad (21)$$

식 (21)을 식 (12)에 대입하여 나사머리부의 토크식(22)과 같이 나타낼 수 있다.

$$T_{\text{Head}} = \frac{P_{\max} \pi \mu L_c \cos \theta}{6} \frac{(3L_c^2 \sin^2 \theta + 8L_c r_i \sin \theta + 6r_i^2)}{} \quad (22)$$

2.3 유한요소 해석의 적용

본 연구에서는 체결력에 영향을 주는 나사산 및 나사머리부의 접촉력을 유한요소해석을 통하여 압력분포를 확인하기 위해 유한요소해석을 수행하였다. 체결력에 영향을 주는 나사산 및 나사머리부의 접촉압력의 분포를 유한요소해석의 결과를 통해서 압력분포를 파악한다. 압력분포에 따라 위에서 보여준 식과 유한요소해석 결과에서 나타낸 분포를 적용하여 치과용 임플란트의 체결나사의 역학적 관계식을 찾고 역학적 관계식의 결과와 유한요소해석 결과를 비교한다.

2.3.1 해석대상 및 재질특성

해석에 사용된 지대주, 고정체와 나사는 동질성과 등방성을 또한 물체는 선형탄성변형을 하는 것으로 가정하였다. 본 연구에 이용된 재료들의 기계적 물성값과 설계변수는 Table 1과 Table 2와 같다. Fig 3은 모스테이퍼방식의 Implant, ITI 버트조인트방식의 Hexplant, Frialit-2의 유한요소모델을 나타내었다.

Table 1 Mechanical properties of materials

Material		Young's modulus [MPa]	Poisson's ratio
Implant, Hexplant	Titanium grade ELI (Abutment)	113.8	0.34
Frident (Frialit-2)	Titanium Grade 2 (Abutment, Fixture)	105	0.37
ITI	Titanium grade 4 (Abutment & Implant)	104.76	0.37

Table 2 Screw shape parameters

Type Parameters	Morse taper		Butt joint	
	Implant	ITI	Hexplant	Frialit-2
Pitch(p)	0.37	0.43	0.38	0.4
Thread angle(β)	30	24	30	32
d_{major}	2	1.82	2	1.95
Width(w)	0.21	0.38	0.21	0.22
l	0.05	4	0.05	0.04
μ	0.4	0.4	0.4	0.4
D_{shape}	1.95	1.9	1.95	2
D_{Screw}	2.2	1.95	2.4	2.4
Taper angle	7	8	0	0

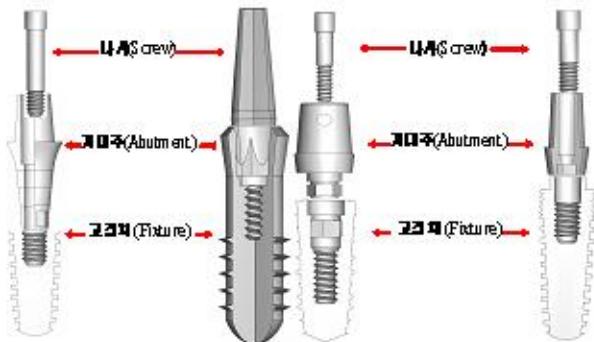


Fig. 3 Schematic drawn showing the Morse taper and Butt joint connection type of implant

2.3.2 유한요소모델의 하중조건 및 경계조건

해석에 사용된 유한요소모델의 경계조건과 하중조건을 나타낸 것으로, 경계조건으로는 임플란트가 매식된 골이 어떠한 방향으로 변위가 발생하지 않도록 x, y, z 세방향으로 구속하였다.

또한 버트조인트 체결방식의 경우 고정체와 함께 지대주 역시 고정체와 동일한 조건으로 구속하였다.

하중조건으로 320Nmm의 토크를 나사의 상단중심부에 시계방향으로 가하여 전하중이 발생하도록 하였으며 하중조건인 토크를 적용하기 위해 ABAQUS에서 제안되어지는 나사 상단 중심부에 MPC(Multi-point-constraint)를 적용하여 중심부 점에 토크를 발생시켜 해석을 수행하였다. 또한 접촉요소는 Surface to surface contact element를 사용하였으며, 접촉해석을 수행하기 위한 알고리즘으로 페널티(penalty)방법을 적용하였다. 해석에서 이용되는 3D요소는 10절점 솔리드 요소와 8절점 솔리드 요소이다.

3. 결과

3.1 치과용 임플란트의 유한요소해석

나사체결 방식 중 모스테이퍼 체결방식을 가지는 ITI의 경우 지대주와 나사가 일체형으로 구성되어 초기조임 시 나사머리부의 높은 접촉압력을 발생시켜 높은 전하중을 발생할 수 있도록 구성되어 있다. 또한 테이퍼 형태로 접촉하는 나사머리부의 역학적 관계식 역시 미비한 부분을 가지며 이를 해결하기 위해 유한요소해석 결과를 통하여 식을 재유도 하였다. 우선 ITI의 테이퍼 부분의 접

촉압력의 분포를 알기 위해 테이퍼 부분의 상세메쉬(fine mesh)를 통하여 결과를 얻을 수 있었다. 최대 접촉압력은 17.64MPa를 얻을 수 있었다. Fig. 5는 테이퍼 부분의 접촉압력이 엘리먼트에 따라 연속적으로 접촉압력이 발생하지 않았으며 따라서 테이퍼의 원주방향의 각 노드점들의 경로를 지정하여 얻은 결과를 평균하여 나타내었으며 역학적 관계식의 가정에는 지수 증가형 접촉압력의 분포를 가정하였다.

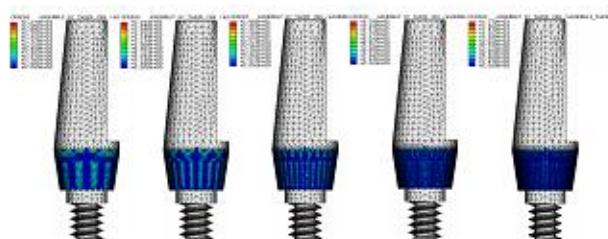


Fig. 4 Schematic showing ITI of convergence test

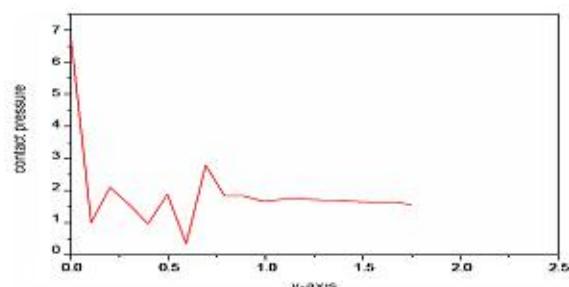


Fig. 5 Averaging contact pressure of taper

역학적 관계식에 대입하여 얻은 결과들은 다음 Table 3에서 나타내었다.

Table 3 Comparisons of preload between analytical model and FEM model

	Morse taper connection type				Butt joint connection type			
	Implant		ITI		Hexplant		Trialit-2	
	Analytical	FEM	Analytical	FEM	Analytical	FEM	Analytical	FEM
Preload [N]	717.81	866.57	498.47	577.49	464.98	405.33	376.67	378.7

체결방식에 따라서 모스테이퍼 체결방식이 버트조인트 체결방식에 비해 높은 전하중을 발생하였으며 역학적 관계식을 통한 결과 및 유한요소 결과에서도 높은 전하중을 발생하였다. 모스테이

퍼 체결방식의 ITI의 경우 지대주와 고정체가 일체형으로 구성되어 나사머리부에 높은 전하중을 발생할 수 있게 하였으며 동일한 체결방식의 Implant의 경우 나사머리부에서는 3.562MPa를 나타내었으며 Inplant의 버트조인트 부분에서는 15.69MPa이 발생되었다. 이에 반해 버트조인트 체결방식의 지대주와 고정체에서 접촉하는 부분에서 7.722MPa이 발생하였다. 또한 Frialit-2의 경우 4.866MPa의 접촉압력이 발생하였다.

임플란트의 상부구조물의 영향을 관찰하기 위해 나사산에 임력을 가하여 해석결과 및 역학적 관계식을 비교하였다. 역학적 관계식에서 상부구조물에 해당하는 나사머리 부분의 관계식을 제외하여 적용하였다. Table 4에서 역학적 관계식과 유한요소해석 결과를 비교 하였다.

Table 4 Comparisons of preload between analytical model and FEM model (Preload[N])

		Analytical result	FEM result
Morse taper connection type	Inplant	659,087	703.83
	ITI	798,367	827,686
Butt joint connection type	Hexplant	656,332	703.03
	Frialit-2	652,396	719.77

나사산만을 유한요소해석결과와 역학적 관계식에 비교하였다. 여기서 모스테이퍼 체결방식이 ITI의 역학적 관계식 및 유한요소 해석결과에선 가장 높은 전하중을 발생시킨다.

ITI의 경우 다른 제품에 비해 긴 Pitch와 작은 나사산의 각 그리고 작은 샤프트의 직경을 가지고 있다. 따라서 각 설계변수들이 전하중에 미치는 영향을 알아보기 위해 5가지의 독립변수를 지정하였다.

4. 결 론

치과형 임플란트 체결방법에 따른 풀립거동 역학적 메커니즘에 대한 연구를 수행하기 위해 초기에 가해지는 토크와 나사의 중앙부에 등가로 발생하여 풀립현상을 방지하기 위해 중요한 인자인 전하중의 관계를 이론적인 식과 초기풀립실험 그리고 유한요소해석을 통하여 비교하였다.

1. 모스테이퍼 체결방식의 경우 버트조인트방식

에 비해 높은 접촉압력을 가지고 있으며 이것은 나사의 신장력에 직접적으로 영향을 미치며 보다 높은 전하중을 발생하는데 기여한다.

2. 모스테이퍼 체결방식의 ITI의 경우 지대주와 고정체가 일체형으로 구성되어 있으며 유한요소해석을 통하여 ITI의 접촉압력의 분포는 지수증가형으로 결론지을 수 있었다.

3. 모스테일퍼 체결방식의 경우 초기 조임력에 의해 발생하는 전하중이 버트조인트에 비해 높게 발생되었으며 버트 조인트체결방식의 경우 초기 조임시 전하중 발생에 영향을 미치지 못한다.

참고문헌

- (1) Jemt T, Laney WR, 1991, "Osseointegrated Implants for single tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective study," *Int J Oral Maxillofac Implants*, Vol. 6, pp. 29-36.
- (2) Bickford JH. 1995, "An interdiction to the design and behavior of bolted joints." 3rd ed. New York: Mark Dekker.
- (3) Ronald L. Sakaguchi, Svenn E. Borgersen, 1993, "Nonlinear Finite Element Contact Analysis of Dental Implant Components", *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, Vol. 8, No. 6, pp. 655-661.
- (4) Q. Zou, T. S Sun, S. Nassar, G. C. Barber, H. El-Khiamy, "Contact mechanics approach to determine effective radii in bolted joints," *Transactions of the ASME*, Vol. 127, pp. 30-36.
- (5) Scacchi M, Merz BR, Schar AR., 2002, "The development of the ITI dental implant system" *Clinical Oral Implant Res*, Vol.11, pp.22-32.
- (6) Dincer Bozkaya, Sinan Muftu, 2003, "mechanics of the tapered interference fit in dental implants", *Journal of biomechanics*, Vol. 36, pp. 1649-1658.