

# 지대주와 고정체의 체결방법에 따른 임플란트의 풀림거동에 관한 연구

최재민<sup>†</sup> · 전흥재<sup>\*</sup> · 한종현<sup>\*\*</sup> · 이수홍<sup>\*\*\*</sup>

Effect of connection type on the screw loosening of implant system

Jae-Min Choi, Heoung-Jae Chun, Chong-Hyeon Han, Soo-Hong Lee

**Key Words :** Implant system(임플란트 시스템), Preload torque(초기조임력), Cyclic load(반복하중), Precise suitability(정밀 적합도), Implant screw loosening(나사 풀림)

## Abstract

A comparative study on the implant screw loosening under the initial clamping force and cyclic loads was conducted. The experiments were performed to evaluate the screw loosening behavior of the internal and external implant systems. It was found that the screw loosening torques of implant systems were significantly affected by the way how the abutment and fixture were connected due to the difference in the load transfer mechanism between abutment and fixture..

## 1. 서 론

치과용 임플란트(Implant)란 상실된 자연치아를 대신하여 골 내에 매식하는 인공치근을 말한다. 인공치근은 자연치아의 치근과 같이 결손된 치아 부위의 악골속에 심어져 가공치아를 지지하도록 되어 있는 고정체이다. 이 인공치근은 지대주를 통하여 가공치아와 연결된다. 그러나 인공치근과 지대주 나사와의 결합에 있어 치아의 저작력과 같은 반복하중은 고정체 시스템에 진동현상을 유발시키고, 각 나사산 계면 사이에서의 마찰력에 의해 이루어진 조임현상은 이러한 진동 현상을 흡수하며, 임계점에 이르면 급격한 나사풀림이 발생한다. 많은 연구 결과를 통해, 임플란트의 나사풀림 현상 (Screw loosening)은 임플란트와 관련하여 가장 흔한 문제로 나타나고 있다.[1] 나사풀림은 단일 보철물인 경우, 주변조직에 유해 작용을 줄 수 있어 나사파절 등으로 골유착에 악영향을 미칠 가능성이 높다. 그리고, 보철물에서 나사가 풀린 쪽

의 하중은 풀리지 않은 고정체에 부가되어 골유착에 좋지 않은 결과를 가져올 수 있다.[1]

Carlsson 등은 Brånemark 사의 임플란트를 사용한 77 명의 환자들은 3 년간 관찰해 본 결과, 43%에 달하는 환자들에게서 나사 풀림 현상이 나타났음을 보고하였다.[2] Jemt 등은 임플란트에서 1 년 내에 높은 빈도의 나사 풀림 현상을 보고하였다.[3] Jörneus 등의 연구에서, 구강의 교합력은 임플란트에 굽힘력을 가하게 되며, 이는 임플란트의 파절 및 나사 풀림 현상을 수반하게 된다고 보고하였다.[4]

이에 본 연구에서는, 실험적 방법으로 임플란트의 나사 풀림 현상을 연구함으로써, 지대주와 고정체의 체결방법에 의해 달라지는 임플란트 시스템 별로 풀림회전력을 측정하여, 임플란트 시스템의 체결방법이 임플란트의 풀림거동에 어떠한 영향을 미치는지에 대해 알아보려고 하였다.

## 2. 본 론

### 2.1 실험 재료

본 연구에서 실험재료로 사용된 임플란트는 크게 인터널 타입 임플란트(Internal type implant)과 익스터널 타입 임플란트(External type implant)으로 구분된다. 인터널 타입 임플란트는 그림 1(a)에서 보는 바와 같이 임플란트의 상부구조물인 지대주(Abutment)와 하부구조물인 고정체(Fixture)가 모스

<sup>†</sup> 연세대학교 기계공학과 대학원  
E-mail : jm8726@yonsei.ac.kr  
TEL : (02)2123-4827 FAX : (02)362-2736

<sup>\*</sup> 연세대학교 기계공학과

<sup>\*\*</sup> 연세대학교 치과대학 보철학교실

<sup>\*\*\*</sup> 연세대학교 기계공학과

테이퍼(Morse taper)를 통하여 결합된 형상이며, 모스 테이퍼의 하단에는 임플란트의 풀림을 방지하기 위하여, 회전방지기구로 사용되는 8 각 구조(Octagon)가 있다. 익스터널 타입 임플란트는 그림 1(b)에서 보는 바와 같이 인터널 타입 임플란트와 마찬가지로, 회전방지기구로 사용되는 고정체의 상단의 육각 구조(Hexagon)의 버트 조인트(Butt joint)를 통하여 결합된 형상을 나타낸다. 인터널 타입 임플란트로 는 Inplant (Warantec, Korea)와 대조 군으로 ITI (Straumann, Switzerland)를 사용하였으며, 익스터널 타입 임플란트로는 Hexplant (Warantec, Korea)와 대조 군으로 Frialit-2 (Friadent, Korea)를 사용하였다. 그림 2 는 는 연구에 사용된 임플란트 종류별 실제 형상의 사진을 나타낸다.

2.2 전 하중에 따른 초기 풀림 실험

초기 풀림실험은 각각의 임플란트 시스템에 지대주와 고정체를 체결하기 위한 32.0 Ncm 의 회전력을 가한 후, 초기 풀림력을 측정하여 임플란트 시스템의 타입별로 발생하는 차이를 비교하고자 하였다. 실험은 총 3 회 실시하였다.

풀림력은 체결을 위하여 가해진 회전력 뿐 아니라 마찰력에 의해서도 영향을 받는다. 마찰력은 나사가 체결된 상태에서는 임플란트의 구성요소가 풀리지 않도록 요인으로 작용하지만, 나사를 조이는 과정 중에는 반대로 체결을 위하여 가해지는 회전력이 체결에 모두 사용되도록 전환되는 것에 방해하는 요인으로 작용할 수 있으며, 가해진 회전력의 90% 이상이 마찰을 극복하는데 쓰일 수도 있다는 보고도 있다. [5] 구성요소 간의 체결을 위하여 나사를 조일 때 필요한 회전력의 크기가 클수록 손으로 나사를 적정 회전력이 가해지도록 조이는 것은 불가능하며, 또한 술자마다 차이가 심하

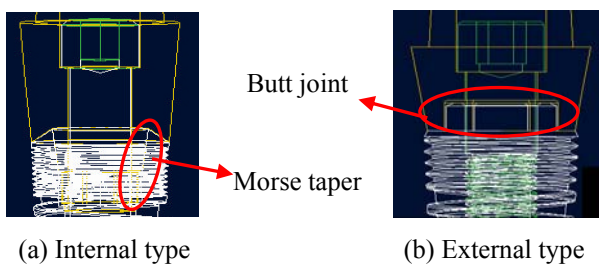


Fig. 1 Schematic drawings showing two different types of implant system



Fig. 2 Various implant systems used in this study



(a) Digital torque gauge



(b) 3-Dimensional non-contact surface roughness profilometer

Fig. 3 Torque gauge and roughness profilometer

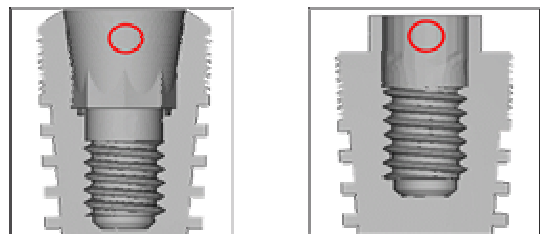
다. 따라서 일정하며 적정한 전 하중을 얻기 위해서는 토크 컨트롤러(Torque controller)의 사용이 필수적이다. [6, 7] 그림 3(a)는 초기 풀림력 측정에 사용된 Mark-10 사의 디지털 토크게이지(MARK-10 Corp., N.Y.)를 나타낸다.

2.3 표면 거칠기 측정 실험

임플란트의 풀림거동은 표면 거칠기에 따라서 차이를 보일 수 있으며, 이러한 표면 거칠기는 제품 가공의 문제로 볼 수 있다. 그림 3(b)는 본 연구에서 사용된 표면 거칠기를 측정하기 위한 장비인 3 차원 광학식 비접촉 표면조도측정기(3-Dimensional non-contact surface roughness profilometer, ACCURA-1500F, Korea)를 나타낸다. 표면 거칠기는 그림 4 와 같이 초기풀림 실험 전 모스테이퍼 부를 측정하였다.

2.4 반복하중에 따른 풀림력 실험

임플란트의 나사 풀림은 단기간 풀림(Short term loosening)과 장기간 풀림(Long term loosening)의 두 가지 형태로 분류할 수 있는데, 단기간 풀림은 초기 풀림실험에서 모사한 것으로서, 나사를 조인 뒤 초기에 나타나는 현상이다. 장기간 풀림은 오랜기간에 걸쳐 일어나는 현상으로, 구강의 교합력에 의한 반복하중에 따라 임플란트 내부의 각 계면들 사이에서 조임현상이 반복하중에 의한 진동 에너지를 흡수해 가다가 임계점에 이르면 급격히 풀리는 현상을 말한다. [8]



(a) Internal type (b) External type

Fig. 4 Measuring position



(a) In-house built smart impact tester  
 (b) Specimen  
**Fig. 5** Tester and specimen used in this study

반복하중에 의한 임플란트 시스템의 풀림현상을 임플란트 시스템의 종류에 따라 비교 분석하기 위하여 각각의 시편에 구강의 저작력을 구현한 100,000, 200,000, 500,000, 1,000,000 사이클을 갖는 200 N의 반복하중을 가하여, 3회의 실험을 수행하였다. 그림 5 (a)는 반복하중을 가하기 위한 고기능성 충격 시험기 (Smart impact tester)를 나타낸다. 구성은 전체적인 메커니즘을 통제하는 전자회로박스부와 6개의 실린더부, 전자신호에 따라 원하는 공압과 작동기기의 속도를 조절하고 압력을 증감시키거나 유체의 흐름의 방향을 조절할 수 있는 방향제어밸브부로 구분된다. 또한 그림 5(b)는 반복하중 실험에 사용된 시편의 형상을 나타내고 있다. 그림에서 보는 바와 같이 고정체를 수직방향으로부터 30°의 경사를 갖도록 아크릴릭 레진 (Acrylic resin, Ortho-Jet, USA)에 매식하였다.[9] 지대주는 Titanium Grade ELI 로, 고정체와 나사는 Titanium Grade IV 로 제작되었다.

2.5 하중에 따른 임플란트 변위 측정

임플란트 시스템 내에서 하중에 의한 임플란트 시스템의 하중-변위관계 측정을 수행하였다. 반복하중 시험 후 각각의 사이클마다 임플란트 시스템의 종류별로 하중-변위관계를 측정하여 반복하중의 횟수가 증가함에 따라 그 변화를 파악하였으며, 그림 6(a)는 하중-변위관계 측정을 위한 시험기를 나타내며, 압축하중은 반복하중 시 가해진 200 N 까지 가하였다.

2.6 정밀적합도 측정

임플란트 시스템 내의 구성요소 사이의 부적합으로 인해서, 치태침착, 나사풀림/파절, 임플란트 주위 연조직의 염증, 골 유착의 상실 등이 발생할 수 있다. 따라서 인체의 운동으로 인하여 구강 내에 발생하는 반복하중에 대하여 임플란트 시스템의 정밀적합도 측정은 필수적이다. 정밀적합도 측정은 그림 6(b)의 광학현미경 (ST-2000DLX, KMAC, Korea)을 이용해서 150 배율로 계측하여, 고정체와 지대주의 접촉부를 측정하였다.



(a) Load-displacement measuring instrument  
 (b) The metallographic microscope

**Fig. 6** Load-displacement measuring instrument and microscope used in the experimental tests

3. 결 과

3.1 전 하중에 따른 초기 풀림실험 결과

표 1 에서는 32 Ncm 의 체결을 위한 조임력에 따른 각각의 임플란트 종류별 초기 풀림 실험 결과를 나타내었다. 각각의 결과에서, 체결을 위한 조임력에 따른 초기 풀림력은 임플란트 시스템의 종류별로 차이를 나타냈다. 실험적 오차를 고려하여, 총 3 회의 실험결과에서 2 회의 결과와 차이를 보이는 1 회의 결과를 제외하고, 평균값을 그림 7 에 그래프로 나타내었다. 인터널 타입 임플란트의 경우, ITI 가 Implant 에 비해 풀림력이 평균적으로 7 Ncm 높게 풀렸으며, 익스터널 타입 임플란트의 경우, Frialit-2 가 Hexplant 에 비해 0.25 Ncm 높게 풀렸으나, 인터널 타입 임플란트에 비해 그 차이가 크지 않았다.

3.2 표면 거칠기 측정 실험 결과

초기풀림 실험에서 실험군인 인터널 타입 임플란트 Implant 의 경우, 익스터널 타입 임플란트인 Hexplant 와 Frialit-2 에 비해 상대적으로 풀림력이 낮게 측정되었다. 이러한 현상은, 소성변형 외에 임플란트의 가공상의 문제가 임플란트의 풀림거동에 영향을 미치는 것으로 판단된다.

**Table 1** Screw loosening torque with the same preload due to types of implant system

Type Frequency	Internal type		External type	
	Implant	ITI	Hexplant	Frialit-2
1	24.0	31.0	29.5	31.0
2	24.5	27.0	28.0	29.5
3	24.0	31.0	28.5	27.5

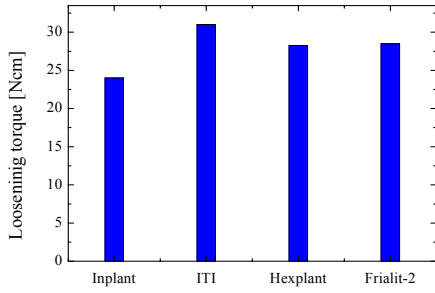


Fig. 7 Mean loosening torque of different implant systems due to preload torque

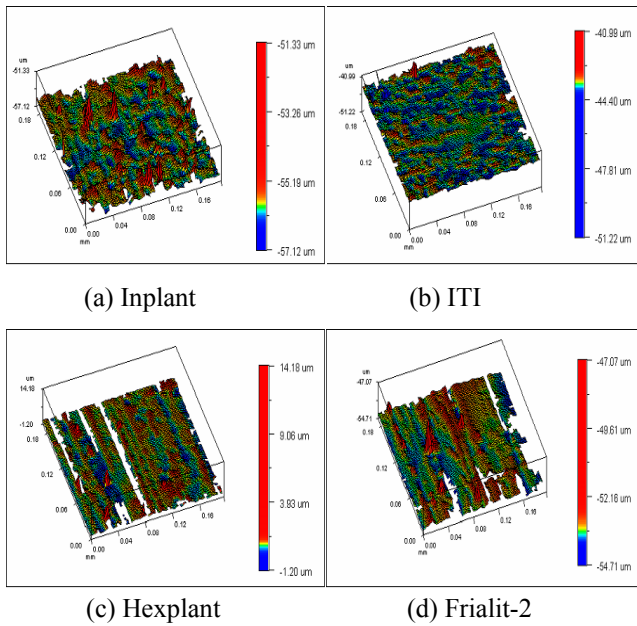


Fig. 8 Surface roughness of different implant systems

그림 8에서는 임플란트의 초기풀림 실험 전 제품별 표면상태 및 조도를 그래프로 나타내었다. 인터널 타입 임플란트의 경우, Inplant의 평균 표면조도(Ra)는 231.6 nm, ITI의 평균 표면조도는 201.6 nm로 ITI에 비해 Inplant의 평균 표면조도가 높게 측정되었으며, 익스터널 타입 임플란트의 경우, Hexplant의 평균 표면조도(Ra)는 231.7 nm, Frialit-2의 평균 표면조도는 233.0 nm로 Hexplant와 Frialit-2의 평균 표면조도는 비슷하게 측정되었다. 표면의 전체적인 형상은 ITI에 비해 Inplant의 경우가 상대적으로 거칠게 측정되었다. 따라서, 같은 type의 임플란트 시스템의 경우, 표면 거칠기가 낮은 것이 풀림력에 좋은 효과가 있음을 알 수 있다.

3.3 반복하중에 의한 풀림력 측정

그림 9는 반복하중에 따른 임플란트 종류별 풀림력을 나타내고 있다. 모든 임플란트에서 반복하중의 사이클이 증가함에 따라 풀림력은 감소하

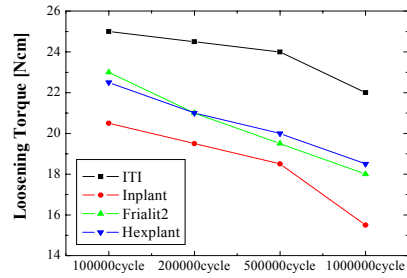


Fig. 9 Loosening torque of different implant systems due to cyclic load.

는 경향을 보인다. 또한 반복하중에 의한 풀림력은 임플란트의 종류에 따라 차이를 보인다. 인터널 타입 임플란트에서는, Inplant와 ITI의 경우 모두 반복하중이 500,000 사이클이 넘어서면서, 풀림력이 상대적으로 많이 감소하고 있다. 이는 모스 테이퍼에 의한 결합이 500,000 사이클 이상의 높은 사이클에는 약한 것으로 판단된다. Inplant의 경우 ITI에 비해, 100,000 사이클에서는 4.5 Ncm, 200,000 사이클에서는 5.0 Ncm, 500,000 사이클에서는 5.5 Ncm, 1,000,000 사이클에서는 6.5 Ncm가 높게 측정되었다. 또한 사이클이 증가하면서 두 종류의 풀림력 차이가 증가하는 것을 알 수 있다. 이를 통해, 반복하중에 따른 풀림력 측정 실험이 초기 풀림 실험에서의 결과와 비슷한 경향을 나타내는 것을 알 수 있다.

마찬가지로, 이러한 Inplant와 ITI의 풀림력의 차이는 8각구조(Octagon)의 기하학적 형상의 크기 차이와 모스 테이퍼부의 가공상의 차이에 기인한 것으로 판단된다. 익스터널 타입 임플란트에서는, Hexplant와 Frialit-2 모두 사이클이 증가함에 따라 반복하중에 따른 풀림력이 꾸준히 감소하는 경향을 나타낸다. 그리고, 두 종류의 임플란트 모두, 반복하중에 따른 풀림력이 사이클 별로 0.5 Ncm 이내임을 알 수 있다. 익스터널 타입 임플란트의 경우에도, 반복하중에 따른 풀림 실험의 결과가 초기 풀림 실험의 결과와 비슷한 경향을 보였다. 다시 말해, ITI와 같이 초기 풀림력이 높은 경우, 반복하중이 가해진 후에도 높은 풀림력을 나타냈으며, Inplant와 같이 초기 풀림력이 낮은 경우, 반복하중이 가해진 후에도 낮은 풀림력을 나타냈다. 또한, 인터널 타입인 ITI가 익스터널 타입인 Frialit-2에 비해 보다 높은 풀림력을 보였다. 이는 접촉면의 면적이 익스터널 타입 임플란트의 결합 방식인 버트 조인트 체결에 비해 인터널 타입 임플란트의 결합 방식인 모스 테이퍼로 체결된 경우가 상대적으로 넓어, 전 하중에 의해 발생한 조임력이 증가하는 것에 기인한다. 그러나 개발종인(주)워랜텍 제품으로 인터널 타입인 Inplant는 익스터널 타입인 Hexplant에 비해 낮은 풀림력을 보였다.

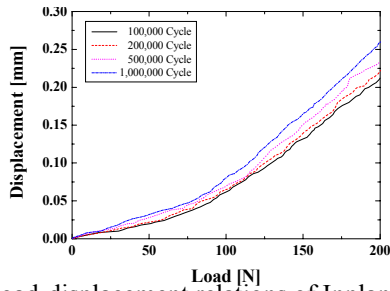


Fig. 10 Load-displacement relations of Inplant after cyclic loads

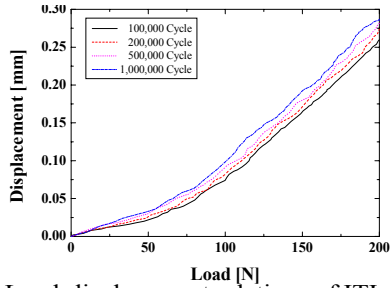


Fig. 11 Load-displacement relations of ITI after cyclic loads

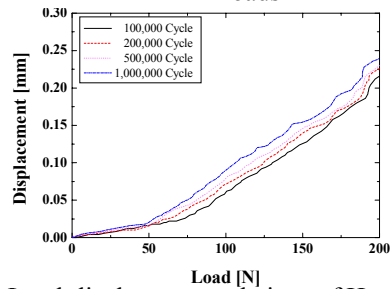


Fig. 12 Load-displacement relations of Hexplant after cyclic loads

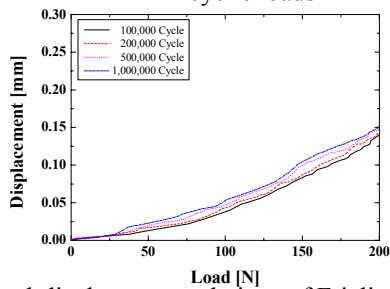


Fig. 13 Load-displacement relations of Frialit-2 after cyclic loads

3.4 하중에 따른 임플란트 변위 측정

그림 10, 11, 12, 13에서는 각 임플란트 종류에 따라 반복하중을 가한 후, 사이클 별로 압축하중에 대한 변위를 나타냈다. 모든 임플란트 종류에서 하중이 증가함에 따라 변위도 거의 선형적으로 증가하였다. Inplant 와 Frialit-2의 경우, 약 25 N까지는 하중에 대한 변위는 모든 사이클에 대해 비슷하고, ITI의 경우는 약 20N까지, Hexplant의 경우는 약 50N까지 모든 사이클에서 하중에 대한 변위가 비슷한 경향을 보였다. 또한 사이클이 증가함에 따라 200N의 하중에 대한 임플란트 종류별 최대 변위는 증가하는 경향을 나타냈다. 사이클이

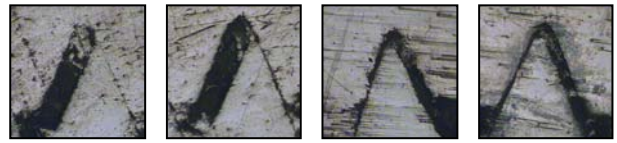


Fig. 14 Boundary between abutment and fixture of Inplant

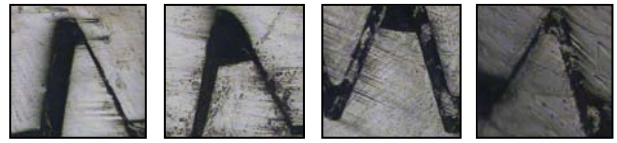


Fig. 15 Boundary between abutment and fixture of ITI

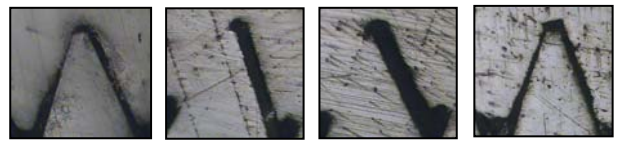


Fig. 16 Boundary between abutment and fixture of Hexplant

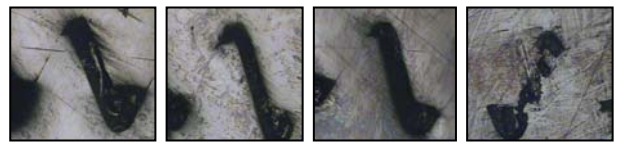


Fig. 17 Boundary between abutment and fixture of Frialit-2

증가함에 따라 변위가 증가하는 경향은, 반복하중에 따라 임플란트 시스템 내부의 결합부에서 발생하는 미세운동으로 인한 소성변화에 기인한 것으로 생각된다. 사이클이 증가함에 따라 하중에 따른 변위가 증가하고, 또한 풀림력은 감소한다. 이는 소성변화로 인한 내부 정밀적합도의 변화가 풀림력의 감소에 영향을 준다는 것을 의미한다.

3.5 정밀적합도 측정

그림 14, 15, 16, 17은 반복하중에 따른 임플란트 종류별 고정체와 지대주의 접촉부의 계면을 각각 같은 위치에서 나타내었다. 고정체와 지대주의 접촉 부를, 그림 5(b)의 임플란트 시편의 중심축을 기준으로, 우측 계면의 일부를 확대하여 나타내었다.

반복하중의 사이클이 증가함에 따라 고정체와 지대주 사이의 계면에는 과도한 굽힘이 가해지며, 이에 따라 계면 사이에서 미세운동에 의한 세틀링이 발생하였다.

4. 결론

4.1 본 연구에서는 임플란트의 나사 풀림 현상

을 연구하기 위하여, 임플란트의 초기 조임력에 따른 풀림현상을 측정하기 위한 초기 풀림 실험과 표면 거칠기 측정, 그리고 인체의 저작운동을 실험적으로 구현한 반복하중 실험을 수행하였으며, 임플란트 시스템의 종류에 따라 전 하중에 따른 초기 풀림력, 반복하중에 따른 풀림력에서 차이를 보였다. 따라서, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1) 전 하중에 의한 초기 풀림력을 측정한 결과에서 임플란트 시스템의 종류에 따라 차이를 보였으며, 인터널 타입 임플란트와 익스터널 타입 임플란트의 초기 풀림력 결과가 상이하게 측정되는 것은 임플란트 시스템의 기하학적 형상의 차이에 기인한 것이라 판단되며, 같은 인터널 타입 임플란트인 Inplant 와 ITI 의 초기 풀림력 결과의 차이를 나타낼 수 있는 요인으로는, 모스 테이퍼(Morse taper)부와 나사부의 가공 차이를 들 수 있다. 따라서, 초기 풀림력을 극대화할 수 있는 Morse taper 부와 나사부의 가공이 필요하다.

2) 반복하중에 따른 풀림력 측정 실험에서 반복하중의 사이클이 증가함에 따라 모든 임플란트 시스템에서 풀림력은 감소하는 경향을 보였으며, 풀림력의 크기는 임플란트 시스템의 종류에 따라 차이를 나타냈다.

3) 반복하중 후, 압축하중에 의한 하중-변위 관계는 선형적이었으며, 하중에 따른 변위는 임플란트 시스템의 종류에 따라 차이를 보였다

4) 소성변형 측정을 위한 정밀적합도 평가를 통해, 구강의 교합력에 의한 과도한 굽힘과 축하중은 계면 사이에서 미세운동에 의한 소성변형이 발생하며, 스크류의 나사산과 고정체 사이의 계면은 구성요소간의 미세한 운동에 의해 소성변형 현상이 발생하며, 밀착된 계면은 조금씩 분리되고, 계면의 간격은 넓어지는 경향을 보였으며, 이러한 계면 간격의 분리는 임플란트의 풀림거동의 중요한 원인이 되는 것으로 판단된다.

결론적으로, 임플란트의 풀림력을 높이기 위해서는, 임플란트에 발생하는 응력을 분산시킬 수 있는 설계와 체결부의 매끄러운

면을 위한 임플란트 표면 가공상태를 향상시켜야 할 것으로 판단된다.

## 후 기

4.2 본 연구는 한국과학재단 기초과학연구사업 특정기초연구의 지원으로 수행되었습니다.

## 참고문헌

- (1) Scott A. Hoyer, Clark M. Stanford, 2001, "Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: Joint opening in side-diameter versus standard-diameter hex-type implants" *J. Prosthet. Dent.*, Vol. 85, pp. 599 – 607
- (2) Ekfeldt A. Carlsson, 1994, "Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study" *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Vol. 9, pp. 179 – 183
- (3) Jemt T., 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
- (4) Jörneus L., 1992, "Loads and design of screw joint for single crowns supported by osseointegrated implants" *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Vol. 7, pp. 353 – 359
- (5) Haack J. E., Sakaguchi R. L., Sun T, Coffey JP, 1995, Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*; 10, 529-536
- (6) Dellinges M, Curtis D, 1996, Effects of injectioncontrol procedures on the accuracy of a new mechanical torque wrench system for implant restoration, *J. Prosthet. Dentistry*, 75, 93-98
- (7) Jaarda M. J., Razzoog ME, Gratton DG, 1996, Ultimate tensile strength of five interchangeable prosthetic retaining screws, *Implant Dentistry*; 5, 16-19
- (8) 최설희, 전영찬, 황희성, 정창모, 2000, 피복된 임플란트 보철용 유지나사의 예비하중 및 풀림 회전력에 관한 연구, *대한 치과기재 학회지*, 27, 117-127
- (9) Class II Special Controls Guidance Document, 2002, *Draft Guidance for Industry and FDA*