



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

치의학석사학위논문

858 Bionix II 를 사용한
반복 하중 후 내부 경사형
임플란트에 나타나는
수직침하현상의 정량적 분석

2015년 2월

서울대학교 대학원
치의학과 치의학전공
현 정 민

858 Bionix II 를 사용한
반복 하중 후 내부 경사형
임플란트에 나타나는
수직침하현상의 정량적 분석

지도교수 허 성 주

이 논문을 치의학석사학위논문으로 제출함

2014년 10월

서울대학교 대학원

치 의 학 과 치 의 학 전 공

현 정 민

현정민의 석사학위논문을 인준함

2014년 12월

위 원 장 곽재영 (인)

부 위 원 장 허성주 (인)

위 원 김성균 (인)

국문초록

858 Bionix II 를 사용한
반복 하중 후 내부 경사형
임플란트에 나타나는
수직침하현상의 정량적 분석

서울대학교 대학원 치의학과

(지도교수 허 성 주)

현 정 민

연구목적 : 이 연구의 목적은 내부 경사형 임플란트에 서로 다른 두 종류의 지대주를 체결하여 반복 하중을 부여했을 때 연결 방식에 따른 수직침하현상을 측정하고 분석하는 것이다.

재료 및 방법 : 임플란트와 지대주는 동일한 회사(Warantec Co., Seoul, Korea)의 제품을 사용하였다. 7도 경사를 갖는 내부 경사형 임플란트에 1-piece 지대주(1-piece 그룹, Inplant[®]와 non-octagonal Top abutment[®])와 2-piece 지대주(2-piece 그룹, Inplant[®]와 octagonal Top abutment[®])를 각각 제조사에서 권장한 30 Ncm의 체결 토크로 체결하였다. 각 그룹

당 5 개의 시편을 준비하였다. 10 분 뒤 같은 체결 토크로 반복 체결한 후 시편을 홀더에 고정하였다. 유압식피로시험기인 858 Bionix II를 이용하여 14 Hz, 150 N의 반복적인 수직하중을 1,000,000 번 가하였다. 전자 디지털 마이크로미터를 이용하여 반복 하중 전과 후에서 임플란트-지대주의 총 길이를 각각 측정하여 수직침하현상을 계산하였다. 디지털 토크 게이지로 풀림 토크를 측정하여 나사 풀림을 계산하였다. 평균 수직침하량과 풀림 토크 값을 통계적으로 분석하였다.

결과 : 1,000,000 번의 반복 하중에 따른 수직침하량은, 1-piece 그룹에서 $14 \pm 17 \mu\text{m}$, 2-piece 그룹에서 $46 \pm 36 \mu\text{m}$ 를 나타내었다. 두 그룹의 평균에서 통계적으로 유의할만한 차이는 없었다. 풀림 토크 값의 경우, 1-piece 그룹에서 $46.7 \pm 16 \text{ Ncm}$, 2-piece 그룹에서 $11.6 \pm 11.1 \text{ Ncm}$ 를 나타내었다.

결론 : 본 연구를 통하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 모든 그룹에서 반복 하중 후 수직침하현상이 관찰되었다. 2-piece 그룹에서 더 많은 수직침하량을 보였다.
2. 반복 하중 후 1-piece 그룹에서는 풀림 토크가 증가하였고, 2-piece 그룹에서는 풀림 토크가 감소하였다.

이번 연구를 통해 내부 경사형 임플란트의 수직침하현상을 정량적으로 측정하여 분석하였으며, 풀림 토크 값이 변화하는 것을 확인하였다. 임상에 적용함에 있어 내부 경사형 임플란트에서 수직침하현상이 안정화될 때까지 주기적으로 나사 풀림을 확인하고 재체결하는 것이 추천된다.

주요어 : 내부 경사형, 수직침하현상, 유압식피로시험기, 반복 하중, 풀림 토크, 나사 풀림

학 번 : 2011-22496

858 Bionix II를 사용한
반복 하중 후 내부 경사형
임플란트에 나타나는
수직침하현상의 정량적 분석

서울대학교 대학원 치의학과

(지도교수 허 성 주)

현 정 민

목 차

- I. 서론
 - II. 재료 및 방법
 - III. 결과
 - IV. 토의
 - V. 결론
- 참고문헌
영문초록

I. 서론

Brånemark에 의해 골유착 개념이 소개된 후, 부분 무치악이나 완전 무치악 부위를 수복하는데 있어 임플란트의 사용이 선택할 수 있는 치료 방법 중 하나가 되었고, 임상적으로도 우수한 결과를 보여준다.¹⁻³

하지만 장기간의 임상 결과, 임플란트를 이용한 수복에서 생물학적/기계적 합병증이 문제가 된다. 생물학적 실패는 초기에 골유착을 유도하거나 또는 이를 유지하는데 실패한 경우를 의미한다.⁴ 기계적인 실패는 나사 풀림이나 나사 파절, 임플란트 파절 등 수복물 재료에 기계적인 결함이 일어나는 경우를 말한다.⁵ 임상에서 나사의 풀림은 나사 연결부의 이개를 야기하며, 이로 인하여 세균막의 침착, 나사의 파절 및 인접 임플란트의 과부하로 인한 변연 골 흡수나 골유착 상실과 같은 문제를 유발할 수 있다.⁶

임플란트-지대주 디자인은 임플란트 시스템의 기계적 성질과 접합부 안정성과 강도를 결정한다.⁷ 외부형 임플란트에서는 나사 풀림이 임플란트 합병증의 주요 원인이다. ITI에서 고안한 내부형 임플란트는 외부형보다 나사 풀림 발생 빈도가 낮다.⁸⁻¹¹ 내부 경사형 임플란트는 나사의 미세 진동을 감소시키는 구조적 특성을 가지고 있기 때문에 나사 풀림의 방지에 효과적이고,¹² 임플란트-지대주 연결부 안정성이 우수하고 굽힘 응력에도 저항력이 크다.^{13,14}

내부 경사형 임플란트는 외부형 임플란트에 비해 수직침하현상이 많이 일어난다.^{15,16} 임플란트와 지대주 표면의 미세 거칠기 차이에 의하여 발생하는 수직침하현상은 임플란트 나사 풀림의 주된 원인이다. 수직침하현상의 기전은 가공된 금속 표면이 완전히 평탄하지 않다는 사실에 근거하여, 나사에 가해진 체결 토크나 기능 하중에 의해 금속표면의 미세 거칠기가 평탄해지는 현상을 말한다. 이로 인해 지대주와 임플란트 사이의 거리가 가까워져 나사의 인장력이 감소되면 나사의 풀림이 일어난다.¹⁷

최소 두 번 이상의 반복 체결 토크에 의해 수직침하현상은 감소될 수 있다.¹⁸ 썬치 작용에 의해서도 수직침하현상이 일어난다. 외부형과 달리 기능적 하중을 받은 지대주는 썬치 역할을 한다. 지대주와 임플란트의 접합부에 마찰 저항이 증가하고 수직침하현상이 일어난다.^{15,19}

장기간의 임상 결과가 있는 외부형 임플란트와 비교하여 내부 경사형 임플란트는 연구 결과가 많지 않다. 게다가 내부 경사형 임플란트에서 1-piece 지대주와 2-piece 지대주의 수직침하현상에 대한 비교 연구는 거의 없다. 이전 우리 연구에서는 자체적으로 제작한 타격 방식의 반복 하중 기계(Hatis Co., Korea)를 이용하여 내부 경사형 임플란트의 수직침하현상을 정량적으로 측정하였다. 외부형 임플란트에서는 수직침하현상이 거의 일어나지 않았지만, 내부 경사형 임플란트에서는 10,000 번의 반복 하중 후에 지속적인 수직침하현상이 일어났다.²⁰

이번 연구에서 우리는 유압식피로시험기인 858 Bionix II (MTS, USA)로 저작 환경을 재현하여 두 가지 다른 종류의 내부 경사형 임플란트에 반복 하중을 가하고, 그에 따라 발생한 수직침하현상을 각각 정량적으로 측정하였다. 그리고 반복 하중 후 풀림 토크를 측정하여 나사 풀림을 측정하였다. 본 연구의 목적은 내부 경사형 임플란트에서 지대주 연결 방식에 따른 수직침하현상을 측정하고 비교 분석하는 것이다.

II. 재료 및 방법

1. 임플란트와 지대주

이번 연구에서 임플란트와 지대주는 워랜텍(Warantec Co., Seoul, Korea) 제품을 사용하였다 (표 I, 그림 1). 임플란트는 내측연결형 임플란트 (Inplant[®] Ø4.3 x 11.5mm, Art.No. FIT43115)를 두 그룹에서 동일하게 사용하였다. 1-piece 그룹에서는 지대주로 1-piece 형태인 non-octagonal Top abutment[®] (Ø4.5, gingival height 2.0mm, abutment height 6.0mm Art.No. I0TA4526)를 사용하였고, 2-piece 그룹에서는 2-piece 형태인 octagonal Top abutment[®] (Ø4.5, gingival height 2.0mm, abutment height 6.0mm Art.No. I0TA4526E)를 지대주로 사용하였다. Inplant[®]는 Grade 4 타이타늄으로 구성되고 탄성계수는 105 GPa를 보이며 7도 경사 내측벽을 가지고 있다. Top abutment[®]는 Grade 5 Ti-6Al-4V 타이타늄으로 구성되며 탄성계수는 113.8 GPa를 보인다.

각 그룹마다 5 개의 시편을 준비하였고, 디지털 토크 게이지 (MGT50, Mark-10 Co., Hicksville, NY, USA)를 이용하여 제조사의 설명에 맞게 30 Ncm의 체결 토크로 임플란트와 지대주를 체결하였다 (그림 2). 10분 후 같은 체결 토크로 한 번 더 임플란트와 지대주를 결합하였다.

표 I. 연구에 사용된 임플란트와 지대주 (그룹 당 다섯 시편)

Group	Implant system, Diameter	Art No.	Abutment	Art No.
1-piece	Inplant [®] 4.3mm	FIT43115	Top abutment [®] (Non-Oct Ø4.5, GH 2.0, AH 6.0)	I0TA4526
2-piece	Inplant [®] 4.3mm	FIT43115	Top abutment [®] (Oct Ø4.5, GH 2.0, AH 6.0)	I0TA4526E

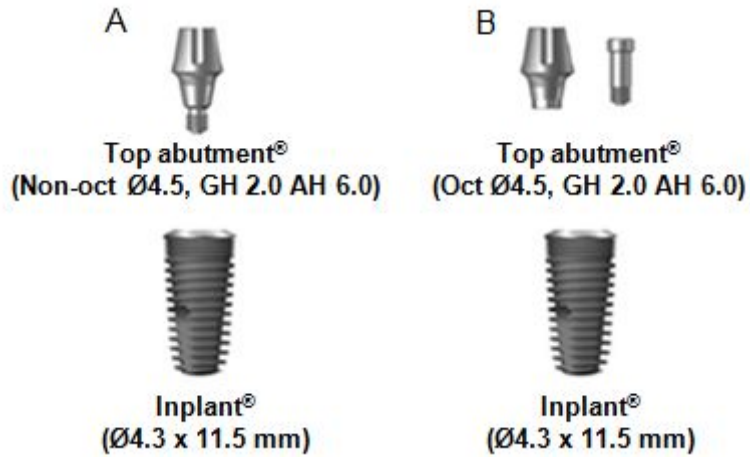


그림 1. 임플란트-지대주 외형. A: 1-piece 그룹: 1-piece Top abutment®를 (non-octagonal) Implant® 임플란트에 연결하였다; B: 2-piece 그룹: 2-piece Top abutment®를 (octagonal) Implant® 임플란트에 연결하였다.



그림 2. 디지털 토크 게이지를 이용해 원하는 토크로 임플란트와 지대주를 체결하였다.

2. 반복하중

구강 내 저작 환경을 재현하기 위해 유압식피로시험기인 858 Bionix

II (MTS, USA)를 이용하였다 (그림 3). 시편을 임플란트 장축을 따라 홀더에 고정한 후 여기에 150 N의 수직적 힘을 14 Hz로 1,000,000 번 가하였다. 150 N의 힘은 저작 시 가해지는 힘의 생리적 범위 내에 있고, 1,000,000 번 반복하중을 가하는 것은 평균 1 년간 저작하는 횟수에 해당한다.^{21, 22} 임플란트에 가해지는 수직적 힘은 수직침하현상에 직접적 영향을 미친다.

스테인리스 스틸 재질의 금속 캡을 제작하여 반복 하중 시 지대주 위에 장착하였다. 이는 실험에서 크라운 역할을 대신하고, 지대주의 손상을 예방하기 위해 사용되었다.

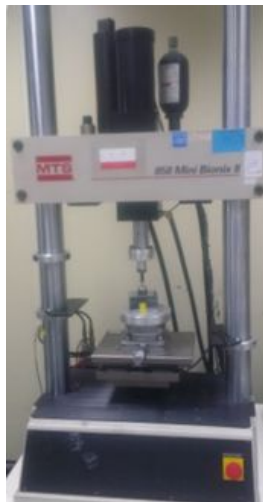


그림 3. 유압식피로시험기인 858 Bionix II를 이용하여 각 시편에 150 N의 수직적 힘을 14 Hz로 1,000,000 번 반복 하중을 가했다.

3. 수직침하현상과 폴립 토크 측정

임플란트와 지대주의 총 길이는 전자 디지털 마이크로미터 (No. 293-240, Mitutoyo, Kawasaki, Japan)로 측정하였다 (그림 4). 측정은 동일인에 의해 반복적으로 수행되었고, 0.001 mm (1 μ m) 단위까지 기록되었다. 수직침하현상은 초기 체결 토크 후 측정된 시편의 총 길이와 반복

하중 후 측정된 시편의 총 길이를 비교하여 계산되었다.

반복 하중 후 나사의 풀림을 측정하기 위해 디지털 토크 게이지로 각 시편의 풀림 토크를 측정하였다.



그림 4. 전자 디지털 마이크로미터로 임플란트-지대주의 총 길이를 1 μm 단위까지 측정하였다.

4. 통계 분석

통계 분석은 SPSS 20 (IBM® SPSS® Statistics, IBM Co., NY, USA) 을 이용하여 시행하였다. 두 그룹의 수직침하현상, 풀림 토크 평균에서 각각 차이가 있는지 검정하기 위해 Wilcoxon rank-sum 검정을 실시하였다.

Ⅲ. 결과

두 그룹에서 반복 하중 후 임플란트-지대주의 평균적인 수직침하현상을 표 II와 그림 5에 나타내었다. 반복 하중 후 2-piece 지대주와 1-piece 지대주의 수직침하량에서 유의할만한 통계적 차이는 없었지만, 평균적으로 2-piece 지대주에서 더 많은 수직침하현상이 나타났다. 반복 하중에 따른 수직침하량은, 1-piece 그룹에서 $14 \pm 17 \mu\text{m}$, 2-piece 그룹에서 $46 \pm 36 \mu\text{m}$ 를 나타내었다.

두 그룹에서 반복 하중 후 평균적인 풀림 토크를 표 III과 그림 6에 나타내었다. 반복 하중 후 1-piece 그룹의 풀림 토크는 $46.7 \pm 16 \text{ Ncm}$ 로 2-piece 그룹의 풀림 토크인 $11.6 \pm 11.1 \text{ Ncm}$ 보다 증가하였다. 풀림 토크를 체결 토크인 30.0 Ncm 와 비교하면 1-piece 그룹의 경우 155.7 %였고, 2-piece 그룹의 경우 38.7 %를 보였다.

표 II. 평균 (표준편차) 수직침하현상.

Group	1-piece	2-piece
Axial displacement (mm)	0.014 (0.017)	0.046 (0.036)

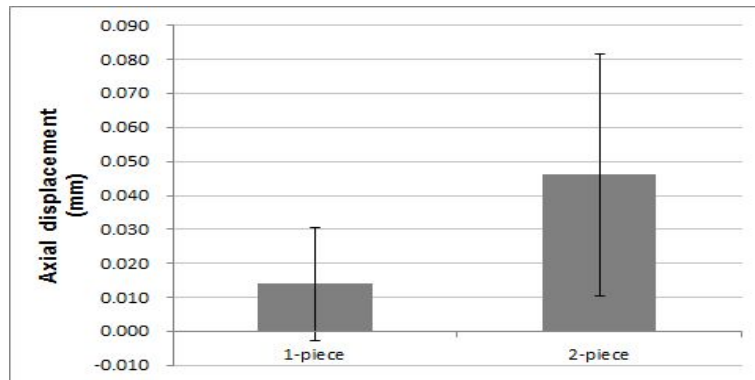


그림 5. 반복 하중 후 수직침하현상

표 III. 반복 하중 후 평균 (표준편차) 풀림 토크

Group	1-piece	2-piece
Removal Torque Value (Ncm)	46.7 (16.0)	11.6 (11.1)

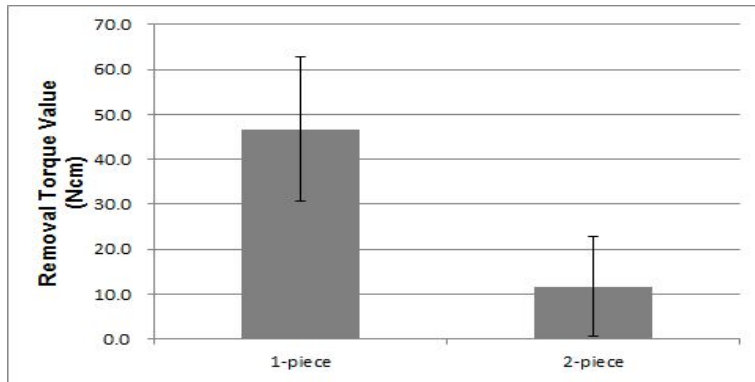


그림 6. 반복 하중 후 풀림 토크

IV. 토의

이번 연구에서 구강 내 저작 환경을 재현하여 반복 하중 후에 내부 경사형 임플란트와 지대주 결합부위에서 일어나는 수직침하현상을 정량적으로 측정하였다. 다양한 임플란트-지대주 연결 방식이 소개되었지만, 여러 연구에서 외부 연결형 방식보다 내부 연결형 방식의 결합부 안정성을 증명하였다.^{7,11,13}

초기에 체결 토크 적용 시 임플란트-지대주 연결부에서 수직침하현상이 일어난다. 이전의 다른 연구에서 2-piece 지대주의 수직침하현상이 1-piece 지대주보다 더 많이 일어난다고 보고하였다.^{18,23} 1-piece 지대주의 경우 수직침하현상이 제한되는데 이는 임플란트-지대주 연결부에서 두 요소 간 접촉에 의해 체결 토크 적용 시 마찰 저항이 발생하기 때문이다. 반면, 2-piece 지대주의 경우 나사에 의해 임플란트와 지대주가 결합되는데 체결 토크가 나사에 적용되면 지대주가 임플란트 내 빈 공간으로 압입 된다. 이때 1-piece 지대주보다 더 큰 썩기 현상이 발생하여 수직침하현상은 더 커지게 된다.²³ 썩기 효과는 초기 체결 토크를 가할 때와 기능 하중이 가해질 때 일어난다. 임상적으로 내부 경사형 지대주에 최종 보철물을 시적 시, 30 Ncm의 체결 토크를 10 분 간격으로 두 번 체결한 후 세 네 번 최대 저작 힘으로 저작 시킨 후 다시 한 번 체결 토크로 체결하는 것을 추천하고 있다.²⁴ 내부 경사형 임플란트의 경우 조절된 힘으로 체결 토크를 적용해야 인상 체득 시나 보철물 제작 과정 시, 또는 기능 하중 시에 의도치 않은 수직침하현상을 방지할 수 있다.

외부 연결형 임플란트의 경우 임상적으로 수직침하현상을 무시할만한 수준이다. 이번 연구에서 150 N으로 1,000,000 번 반복 하중 후 1-piece 그룹의 경우 평균적으로 14 μm 의 수직침하현상을 보였고, 2-piece 그룹의 경우 평균 46 μm 의 수직침하현상을 보였다. 두 그룹 간 통계적으로 유의할만한 차이는 없었지만 평균에서는 약 30 μm 의 차이를 보였다. 우

리는 1,000,000 번을 일 년 평균 저작 횟수로 가정하였지만 다른 연구에서는 50,000 번,^{25,26} 250,000 번,²⁷ 800,000 번을²¹ 일 년 평균으로 가정하기도 한다.^{22,28} 감각이 예민한 환자의 경우 약간의 교합 변화에도 불편감을 느끼게 된다.²⁹ 따라서 임상가는 수직침하현상이 안정화되는 시기까지 주기적인 검사를 시행한 후 최종 보철물을 수복해야 한다. 이전 연구에 의하면 1-piece 지대주의 경우 약 하루 동안 수직침하현상이 일어난다고 하였고, 2-piece 지대주의 경우 약 한 달 동안 수직침하현상이 진행된다고 보고하였다.²⁰ 외부 연결형 임플란트의 경우 수직침하현상이 거의 일어나지 않기 때문에 임상가는 여기에 신경 쓸 필요가 없다.

이번 실험에서 반복 하중 후 풀림 토크를 측정하였다. 2-piece 그룹의 경우 풀림 토크가 11.6 Ncm로 체결 토크의 38.7 %를 보였다. 2-piece 그룹에서 풀림 토크가 감소한 원인은 반복 하중 시 수직침하현상이 진행되어 나사의 장력이 감소하면서 나사 풀림이 일어났기 때문이다. 내부 연결형 임플란트에서 대부분의 체결 토크는 임플란트-지대주의 경사진 경계면에서 마찰력으로 전환되고, 오직 10% 정도만 나사의 전하중에 영향을 미친다.³⁰ 따라서 이번 실험에서 나사 풀림이 상당히 일어났어도 임플란트-지대주 연결은 안정적인 수 있었다. 하지만 구강 내 저작 환경은 수직적 힘만 가하는 것이 아니고 수평 힘을 임플란트에 가하기 때문에 이 힘에 의해 연결부 안정성이 저하될 수 있다. 내부 경사형 임플란트에서는 주기적인 검사를 통해 나사 풀림을 해결하여 연결부 안정성을 유지시키는 과정이 필수적이라 할 수 있다. 1-piece 그룹의 경우 반복 하중 후 풀림 토크가 46.7 Ncm로 체결 토크의 155.7 %를 보였다. 1-piece 그룹에서 체결 토크보다 풀림 토크가 증가한 것은 임플란트-지대주의 경계부에서 정지 마찰 계수가 운동 마찰 계수보다 크기 때문이다. Cehreli 등은³¹ 내부 경사형 임플란트에 체결된 1-piece 지대주와 2-piece 지대주에 수직적으로 당김 힘을 주어 그 힘을 비교하였다. 1-piece 지대주의 당김 힘이 2-piece 그룹보다 상당히 높았는데, 이는 1-piece 지대주는 주로 썩기 효과로 유지되고 2-piece 지대주는 나사에 가해진 전하중에 의

해 유지됨을 의미한다.

이번 연구에서는 반복 하중 후 내부 경사형 임플란트에서 일어나는 수직침하현상을 정량적으로 측정하고 임상적 의미에 대해 알아보았다. 2-piece 지대주로 연결된 임플란트의 경우 반복 하중에 의한 뼈기 효과로 더 많은 수직침하현상이 일어났고, 나사의 전하중 감소로 나사 풀림이 일어났으며, 이로 인해 풀림 토크가 감소하는 것을 보았다. 이번 연구에서는 그룹 당 시편 수가 많지 않았고 특정 회사의 제품만 사용했기 때문에 이 결과를 일반화시키기는 어렵다. 다른 회사의 임플란트와 지대주로 추가 실험을 통하여 이 실험 결과를 확인해 볼 필요성이 있다. 또한 반복 하중 시 수직적 힘이 아닌 수평 힘을 가했을 때 임플란트-지대주 연결부에 미치는 영향을 알아볼 필요가 있다. 본 연구를 임상에 적용함에 있어 내부 경사형 임플란트 사용 시 제조사에서 권고한 정확한 체결토크를 지키는 것이 필요하고, 기능 하중에 의한 수직침하현상이 안정화될 때까지 주기적으로 나사 풀림을 확인하고 재체결하는 것이 추천된다.

V. 결론

본 연구를 통하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 모든 그룹에서 반복 하중 후 수직침하현상이 관찰되었다.
2-piece 그룹에서 더 많은 수직침하량을 보였다.
2. 반복 하중 후 1-piece 그룹에서는 풀림 토크가 증가하였고,
2-piece 그룹에서는 풀림 토크가 감소하였다.

이번 연구를 통해 내부 경사형 임플란트의 수직침하현상을 정량적으로 측정하여 분석하였으며, 풀림 토크 값이 변화하는 것을 확인하였다. 임상
에 적용함에 있어 내부 경사형 임플란트에서 수직침하현상이 안정화될
때까지 주기적으로 나사 풀림을 확인하고 재체결하는 것이 추천된다.

참고문헌

1. Brånemark PI. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand. J. Plast. Reconstr Surg* 1977; 16: 1-132.
2. Jemt T. Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. A five-year follow-up report. *Clinical oral implants research* 1994; 5: 142-147.
3. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery* 1981; 10: 387-416.
4. Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P. Differential diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: a review of the literature. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1999; 14: 473-490.
5. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003; 90: 121-132.
6. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh Jr P, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1990; 6: 29-36.
7. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clinical Oral Implants Research* 1997; 8: 290-298.
8. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications

- of osseointegrated implants. *The Journal of prosthetic dentistry* 1999; 81: 537-552.
9. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry* 1999; 82: 436-440.
 10. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh P, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1995; 11: 450-455.
 11. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *Journal of oral rehabilitation* 2006; 33: 75-78.
 12. Quek H, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2007; 23: 253-262.
 13. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002; 88: 604-610.
 14. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1999; 15: 519-526.
 15. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *Journal of Biomechanics* 2003; 36: 1649-1658.

16. Dailey B, Jordan L, Blind O, Tavernier B. Axial displacement of abutments into implants and implant replicas, with the tapered cone-screw internal connection, as a function of tightening torque. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2008; 24: 251-256.
17. Jörn us L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1991; 7: 353-359.
18. Kim KS, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB, Yang JH, Lee JB, Yim SH. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant-abutment connection. *Clinical oral implants research* 2011; 22: 834-839.
19. Scacchi M, Merz BR, Sch ar AR. The development of the ITI[®] Dental Implant System. *Clinical oral implants research* 2000; 11: 22-32.
20. Seol HW, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Han CH. Effect of cyclic loading on axial displacement of abutment into implant with internal tapered connection: a pilot study. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics* 2013; 51: 315-322.
21. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: an overview. *Journal of Oral Implantology* 2003; 29: 242-245.
22. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: Basic principles and prosthodontic implications. *The International journal of prosthodontics* 1994; 8: 105-116.
23. Lee JH, Kim DG, Park CJ, Cho LR. Axial displacements in

- external and internal implant–abutment connection. *Clinical oral implants research* 2014; 25: e83–e89.
24. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. The relationship between implant preload and screw loosening on implant–supported prostheses. *Journal of Oral Implantology* 2002; 28: 67–73.
 25. Sakaguchi R, Douglas W, DeLong R, Pintado M. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dental Materials* 1986; 2: 235–240.
 26. Hakimeh S, Vaidyanathan J, Houpt ML, Vaidyanathan TK, Von Hagen S. Microleakage of compomer class V restorations: effect of load cycling, thermal cycling, and cavity shape differences. *The Journal of prosthetic dentistry* 2000; 83: 194–203.
 27. Outhwaite W, Twiggs S, Fairhurst C, King G. Slots vs. pins: a comparison of retention under simulated chewing stresses. *Journal of dental research* 1982; 61: 400–402.
 28. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all–ceramic fixed–partial dentures. *Dental Materials* 2006; 22: 176–182.
 29. Lundqvist S, Haraldson T. Occlusal perception of thickness in patients with bridges on osseointegrated oral implants. *European Journal of Oral Sciences* 1984; 92: 88–92.
 30. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed–in (TIS) abutments used in dental implants. *Journal of biomechanics* 2005; 38: 87–97.
 31. Cehreli MC, Akça K, Iplikçioglu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant–abutment junction in an internally notched morse–taper oral implant: influence of abutment design. *Clinical Oral Implants Research* 2004; 15: 459–465.

-ABSTRACT-

A quantitative analysis of
settling effect in internal tapered
connection implants after
cyclic loading using 858 Bionix II

Jeong-Min Hyeon

School of Dentistry
The Graduate School
Seoul National University

(Directed by Professor **Seong-Joo Heo**, D.D.S., M.S., Ph.D.)

Purpose : The purpose of this study was to analyze the quantity of axial displacement of two different types of abutment assembled to internal tapered implants after cyclic loading.

Materials and methods : The implants and abutments produced by Warantec Company (Seoul, Korea) was used in this study. Non-octagonal Top abutment[®] (1-piece group) and octagonal Top abutment[®] (2-piece group) were assembled to 7 degree tapered internal connection implants (Implant[®]), respectively. For each groups, five implant-abutment assemblies were tested. All abutments of each group were connected by the recommended tightening torque using a digital torque gauge, 30 Ncm in this system. After 10 minutes, each assembly were re-tightened and mounted in 858 Bionix Testing Machine (MTS, Minnesota, USA). The testing machine delivered cyclic loading force of 150 N, at 14 Hz for 1,000,000 cycles. Quantity of axial displacement was calculated by comparing the total length of the each sample before and after cyclic loading. Removal torque values (RTVs) were measured by digital torque gauge. The mean axial displacement was statistically analyzed (Wilcoxon rank-sum test).

Results : The mean axial displacement after one million cycles were $14 \pm 17 \mu\text{m}$ in 1-piece group and $46 \pm 36 \mu\text{m}$ in 2-piece group, but the differences were not significant. It was calculated that the mean removal torque value after cyclic loading were $46.7 \pm 16 \text{ Ncm}$ in 1-piece group and $11.6 \pm 11.1 \text{ Ncm}$ in 2-piece group.

Conclusions : Within the limitations of this study, the following conclusions can be drawn:

1. The axial displacement after cyclic loading occurred in all groups. There was more axial displacement in the 2-piece group than that of the 1-piece group.

2. After the cycles, the RTVs decreased in the 2-piece group and increased in the 1-piece group.

This study evaluated the quantity of axial displacement and RTVs in internal implant system after functional loading. It is recommended that the screw loosening be checked periodically and re-tightened for preventing clinical prosthetic failures in the system.

Keywords : internal tapered connection, axial displacement, 858 Bionix Testing Machine, cyclic loading, removal torque, screw loosening

Student number : 2011-22496