

원추형 연결 임플란트에서 지대주 종류에 따른 나사풀림과 침하현상에 관한 연구

이진선 · 이준석*

단국대학교 치과대학 치과보철학교실, 치의학연구소

연구 목적: 본 연구 목적은 서로 다른 재료로 제작된 지대주를 이용하여 동적하중을 가했을 때 폴립토크와 침하량에 대한 임플란트-지대주 연결부의 안정성에 대하여 알아보는 것이다.

연구 재료 및 방법: 원추형 내부연결 구조를 갖는 임플란트에 이용되는 세 가지 지대주, 티타늄 합금 지대주(Cement abutment, Osstem Co., Seoul, Korea), 귀금속 UCLA 지대주(UCLA Goldcast abutment, Osstem Co., Seoul, Korea), 비귀금속 UCLA 지대주(CCM Metalcast abutment, 3M ESPE, Seefeld, Germany)를 사용하였다. 귀금속 UCLA 지대주와 비귀금속 UCLA 지대주를 티타늄 지대주와 유사한 형태로 납형을 형성 한 후 각각 제 3형 금합금(E-3, Heesung catalyst Co., Seoul, Korea)과 니켈-크롬 합금인(Rexillum III®, Pentron®, San Diego, USA)를 사용하여 주조 하였다. 임플란트와 지대주를 디지털 토크 컨트롤러를 이용하여 30 Ncm로 체결하였고 전하중 상실을 보상하기 위하여 10분 후 다시 같은 힘으로 체결 하였다. 디지털 토크 게이지를 사용하여 폴립토크를 측정하였고 디지털 마이크로미터를 이용하여 임플란트/지대주 길이를 측정하였다. 그 후 동적 하중 피로 시험기에 지대주를 장착한 후 최대 250 N, 최소 25 N, 주기 14HZ의 sine형의 하중을 장축과 평행하게 가하였다. 하중 후 임플란트/지대주의 길이를 재측정 하고, 전후 길이변화량을 이용하여 침하량을 계산하였으며 폴립토크를 측정하였다.

결과: 하중 전후의 길이를 비교하였을 때 세 군 모두에서 유의한 차이를 보였다($P < .05$). 군 간의 침하량을 비교하였을 때 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았다. 하중 전후의 폴립토크를 비교하였을 때 역시 세 군 모두에서 유의한 차이를 보이며 감소하였다($P < .05$). 하중 전 폴립토크와 하중 후 폴립토크를 군간 비교하였을 경우에는 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았다.

결론: 원추형 내부 연결구조를 갖는 임플란트에서 동적하중은 임플란트의 침하량과 폴립토크에 영향을 미치는 것으로 보이나 지대주간 차이는 나타나지 않았다. 비귀금속 UCLA 지대주에 사용은 귀금속 UCLA 지대주와 마찬가지로 기능적 하중에서 안정적인 것으로 사료된다. (대한치과보철학회지 2012;50:92-8)

주요단어: 비귀금속 UCLA 지대주; 정착효과; 동적하중; 임플란트-지대주

서론

치과용 임플란트 치료는 40년 전 처음 소개된 후로 높은 성공률로써 보고되고 있지만,^{1,2} 많은 장기간의 임상 결과는 또한 임플란트 보철물의 생물학적, 기계적 합병증들에 관하여 보고하고 있다. 사용 기간의 증가에 따른 나사 풀림, 지대주 파절, 임플란트 파절, 레진이나 도재 보철물의 파절과 같은 기계적 합병증은 임플란트 보철 치료에서 필연적일 수밖에 없다.

소구치나 대구치 부위의 임플란트 단일치아 수복 시 가장 빈번하게 발생하는 합병증은 지대주의 나사풀림이다.³ Jemt 등⁴에 의하면 단일치 수복 시 57%의 지대주에서 초기 1년 내에 나사 풀림이 관찰된다 하였으며, 3년 관찰시 37%에서만 안정적으로 유지된다고 보고한 바 있다. 최근 재료와 기전 등의 발달로 인하여 나사 풀림의 발생이 감소하였다. 특히 최근 널리 사용되는 내부 경사형 연결구조를 가지는 임플란트는 구조적 특성상 나사의 미세진동을 감소시켜 나사풀림의 방지에 효과적 인 것으로 알려졌다.⁵ 하지만 연구에 따르면 여전히 대구치와

소구치부 수복물에서 7%정도의 나사 풀림을 보고하고 있다.⁶ 임상에서 나사의 풀림은 나사 연결부의 이개를 야기하며, 이로 인하여 세균막의 침착, 나사의 파절 및 인접 임플란트의 과부하로 인한 변연골 흡수나 골유착 상실과 같은 문제를 유발할 수 있다.⁷

임플란트와 지대주의 미세거칠기 차이에 의하여 발생하는 정착효과는 임플란트 나사 풀림의 주된 원인이 된다. 정착효과와의 기전은 가공된 금속 표면은 완전히 평탄하지 않다는 사실에 근거하며, 나사에 가해진 조임토크나 기능 하중에 의해 금속표면의 미세 거칠기가 평탄해지는 현상을 말하며, 이로 인해 지대주와 임플란트 사이의 거리가 가까워져 나사의 인장력이 감소되면 나사의 풀림이 일어난다.⁸ Shigley와 Mische⁹는 최초 나사체결 시 초기 전하중의 10%가 접촉면의 정착효과에 의해 상실된다고 하였다. Kim 등¹⁰에 의하면 내부 임플란트-지대주 연결 구조에서 더 많은 양의 침하현상 발생을 보고 하였고, Siamos 등¹¹은 이에 따른 전하중 감소를 최소화 하기 위해서는 새 나사 체결 시 10분 후에 조임 토크를 다시 적용하는 것이

*교신저자: 이준석

330-716 충청남도 천안시 신부동 산7-1 단국대학교 치과대학 치과보철학교실 041-550-1865; e-mail, joon322@dku.edu

원고접수일: 2012년 3월 7일 / 원고최종수정일: 2012년 4월 2일 / 원고채택일: 2012년 4월 16일

*본 연구는 2011년도 단국대학교 교내연구비를 지원받아 연구되었음.

필요하다고 하였다. 내부 연결 구조의 임플란트는 지대주와 나사가 연결되어 있는 일체형 형태와 나뉘어져 있는 분리형 형태가 있다. 분리형에서 더 많은 전하중 감소를 보인다는 다수의 연구가 존재한다.^{12,13}

UCLA 지대주는 단일 치아 수복시에 널리 사용되고, 임플란트와 직접적으로 연결되며 약간간격이 부족하거나 각도변형이 필요한 경우에 주로 사용된다. 또한 우수한 연조직 반응을 보이며 보철물의 변연을 치은 연하로 설정할 수 있어 심미적인 보철물 제작이 가능하다.^{14,15} 이러한 UCLA 지대주는 연결부가 금속으로 미리 제작된 형태와 플라스틱으로만 제작된 형태가 있다. 다수의 연구에서 금속 연결부가 미리 제작된 형태가 더 높은 정확성을 보인다고 보고하고 있으며, 이는 대부분 금합금으로 제작된다.^{16,17} 이 경우 대부분 보철물은 귀금속 합금을 이용하여 제작되며 용융온도의 차이로 인하여 대체 금속을 사용하기가 어렵다.¹⁷ 하지만 최근 들어 계속되는 금합금 가격의 상승은 이러한 귀금속 UCLA 지대주의 사용을 제한하는 요인으로 작용하고 있다. 이에 비귀금속 UCLA 지대주의 사용에 관심이 높아지고 있다.

앞서 언급한 용융점의 차이로 인하여 비귀금속 UCLA 지대주는 임플란트와 연결 부위를 주조하여 사용하는 플라스틱 실린더 형태로 주로 사용이 되었다. Kano 등¹⁸이 귀금속 실린더 형태의 지대주와 비귀금속을 사용하는 플라스틱 실린더 형태를 비교한 실험에서 귀금속 실린더 형태의 더 우수한 결과를 보고한 바 있지만 비귀금속 UCLA 지대주에 관한 연구는 부족한 현실이다.

이에 본 연구에서는 임플란트 수복에 사용되는 세 가지 종류의 지대주에 동적 하중을 가하기 전과 후 풀림토크를 비교해 보고 침하량을 측정함으로써 교합력이 임플란트-지대주의 안정성에 어떠한 영향을 미치는지 연구하여 최근 사용이 증가하고 있는 비귀금속 UCLA 지대주의 활용에 대해 평가해 보고자 하였다.

연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

1) 사용된 임플란트 시스템

원추형 연결 구조를 가진 직경 4 mm, 길이 11.5 mm 인 티타늄 임플란트(GS II, Osstem Co., Seoul, Korea)를 사용하였고, 지대주는 티타늄 지대주(Cement abutment, Osstem Co., Seoul, Korea), 귀금속

UCLA 지대주(UCLA Goldcast abutment, Osstem Co., Seoul, Korea), 비귀금속 UCLA 지대주(CCM Metalcast abutment, 3M ESPE, Seefeld, Germany)를 사용하였다. 연구에 사용된 지대주의 제조사와 조성은 Table 1과 같다. 또한, Cement abutment와 UCLA Goldcast abutment에서 지대나사는 Ebony gold screw (Osstem Co., Seoul, Korea)를 사용하였으며 CCM Metalcast abutment에서는 Ti screw (3M ESPE, Seefeld, Germany)를 사용하였다. 각 군당 7개의 지대주와 지대주 나사를 준비하여 티타늄 지대주를 1 군, 귀금속 UCLA 지대주를 2 군, 비귀금속 UCLA 지대주를 3 군으로 설정하여 실험하였다.

귀금속 UCLA 지대주에는 제 3형 금합금 E-3 (Heesung catalyst Co., Seoul, Korea)를 사용하였으며 비귀금속 UCLA 지대주에는 니켈-크롬 합금인 Rexillum III® (Pentron™, San Diego, USA)를 사용하였다.

2. 연구 방법

1) 상부 구조물 제작

1 군인 티타늄 지대주는 2 mm의 치은부 높이, 6 mm의 수직고경, 4 mm 폭경의 원추형 지대주를 사용하였다. 2 군과 3 군을 1 군과 유사한 형태로 제작하기 위하여 임플란트 유사체를 석고 모형에 식립한 후 납형을 제작하였다. 이러한 방법으로 각 군마다 1군과 같은 높이와 폭경으로 7개의 납형을 형성하였고 이를 주조하기 위해 인산염계 매몰재(Uni vest non-precious, Shufu Inc., Tokyo, Japan)로 매몰하여 850°C의 온도로 소환 후 주조하였다. 또한 모든 주조체는 50-125 μm 글라스 비드를 21.7-29.0 psi의 공기압으로 분사하여 산화막을 제거한 후 연마하였다. 이 모든 가공 과정은 한 명의 기공사가 시행하였으며 매몰 등 주조 작업에 관한 기준은 해당 제품 제조사의 지침을 준수하였다(Fig. 1).



Fig. 1. Abutment specimens of this study.

Table 1. Material characteristics used in this study

Group	Abutment system	Composition	Brand name & Manufacturer
1	Titanium	Ti-6Al-4V	Cement abutment (Osstem Co., Seoul, Korea)
2	UCLA	Type III gold	UCLA goldcast abutment (Osstem Co., Seoul, Korea)
3	UCLA	Cr-Co-Mo	UCLA metalcast abutment (3M ESPE, Seefeld, Germany)

2) 초기 풀림 토크 측정

임플란트를 지그에 고정하고 각각의 지대주를 임플란트에 일정한 힘을 적용하기 위하여 디지털 토크 컨트롤러(iSD900, NSK, Tochigi-ken, Japan)를 사용하여 30 Ncm의 힘으로 체결하였다. 계면의 표면 침하에 의한 전하중 소실을 보상하기 위해 10 분 후 동일 조임 토크를 가하고 다시 10분을 기다렸다가 풀림 토크를 측정하였다(Fig. 2).

3) 침하량 측정

풀림 토크 측정 후 다시 30 Ncm의 힘으로 지대주를 체결한 후 각각의 지대주에 하중 전후 같은 부위를 측정하기 위하여 기준점을 표시하였다. 그 후 디지털 마이크로미터(HTG2-200Nc, IMADA, Toyohashi, Japan)를 이용하여 임플란트와 지대주 총길이를 측정하였다(Fig. 3).

4) 동적 하중 적용 후 침하량과 풀림토크 측정

지대주 장축 방향으로 힘을 가할 수 있도록 맞춤 지그를 제작한 후 시편을 지그에 고정하였다. 동적 하중 피로시험기(MTS 810, Material Test Systems Co., MN, USA)에 시편을 장착하고 지대주에 맞춰 제작한 원통형 스테인리스 스틸 금속관을 지대주 위에 장착한 후 최대 250 N, 최소 25 N, 주기 14 Hz의 sine형의 하중을 지대주 장축과 평행하게 10⁶ 회 적용하였다. 동적 하중을 적용한 후 각각의 시편의 총 길이를 다시 측정하였다. 하중

전의 길이에서 하중 후의 길이를 감하여 지대주의 침하량을 계산 하였으며 풀림토크 역시 측정하였다.

5) 통계 분석

SPSS (Release 12.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA)를 사용하여 통계처리 하였다. 지대주간 나사풀림 정도와 풀림토크를 비교하기 위해 Kruskal-Wallis test를 사용하였고, 하중 전후의 나사풀림 정도와 풀림토크를 비교하기 위해 Wilcoxon signed rank test 를 사용하여 유의수준 P=.05 에서 평가하였다.

결과

1) 침하량

동적 하중 전과 후의 임플란트-지대주의 길이를 디지털 마이크로미터로 측정하여 기록하였다. 하중 전과 후의 길이를 비교했을 때 세가지 군 모두에서 길이가 감소하였으며, Wilcoxon signed rank test를 시행한 결과 하중 전후 유의한 차이를 보였다(P<.05) (Table 2).

동적 하중을 적용하기 전과 후의 길이를 감하여 임플란트 지대주의 침하량을 계산한 결과, 침하량은 3 군(39.57 ± 34.15 μm), 2 군(22.43 ± 19.26 μm), 1 군(20.86 ± 23.56 μm) 순으로 나타났다 (Fig. 4). 그러나 각 지대주간 침하량을 비교하기 위하여 Kruskal-Wallis test를 시행한 결과 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.



Fig. 2. Digital torque gauge used in this study.



Fig. 3. Measurement of implant-abutment length.

Table 2. Results of Wilcoxon signed rank test of implant-abutment length before and after loading (unit: mm)

	N	Before loading		After loading		P-value
		Mean	SD	Mean	SD	
Group 1	7	19.02	0.04	18.99	0.02	.042
Group 2	7	18.47	0.22	18.45	0.21	.018
Group 3	7	18.36	0.12	18.32	0.12	.018

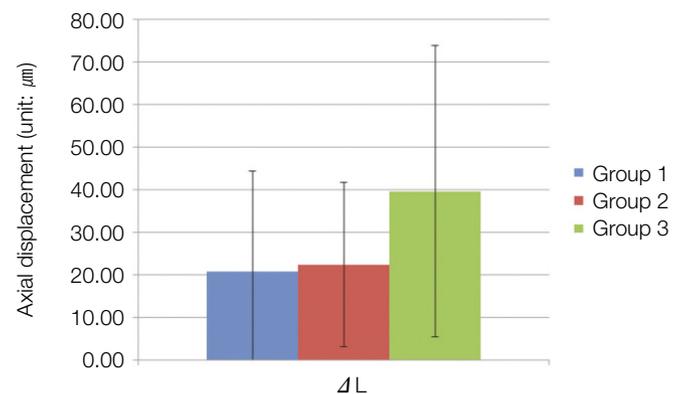


Fig. 4. Graph for average deviation of axial displacement of each group before and after loading.

2) 풀림토크

하중 전과 후의 풀림토크를 비교하기 위해 Wilcoxon signed rank test를 시행한 결과 세 가지군 모두에서 감소를 보였으며 이는 통계적으로 유의한 차이를 보였다($P < .05$) (Table 3). 각 지대주의 하중을 가하기 전 풀림토크는 1군(18.85 ± 0.41 Ncm), 3군(18.10 ± 1.21 Ncm), 2군(18.04 ± 1.61 Ncm)의 순이었으나 동적 하중을 적용한 이후 풀림토크는 1군(17.12 ± 0.49 Ncm), 2군(16.59 ± 0.78 Ncm), 3군(15.94 ± 0.87 Ncm)의 순으로 나타났다 (Fig. 5). 하지만 각 지대주간의 초기 풀림토크와 동적 하중 후 풀림토크를 비교하기 위해 Kruskal-Wallis test를 시행한 결과 통계적으로 유의한 차이를 나타내지는 않았다.

고찰

지대주의 나사 풀림은 임플란트 보철물에서 가장 흔하게 발생하는 기계적 합병증이다.²¹⁹ 나사풀림의 원인으로는 나사 연결부에 가해지는 반복하중과 굽힘하중, 접촉면에서의 침하현상에 따른 전하중 상실, 부적절한 조임 토크, 임플란트 부속품의 정착효과, 부적절한 임플란트 위치, 상부 구조물과의 부적합, 잘못된 형태의 나사 디자인, 큰 교합력 등을 들 수 있다.^{20,24}

Table 3. Results of Wilcoxon signed rank test of removal torque values before and after loading (unit: Ncm)

	N	Before loading		After loading		P-value
		Mean	SD	Mean	SD	
Group 1	7	18.85	0.41	17.12	0.49	.018
Group 2	7	18.04	1.61	16.59	0.78	.046
Group 3	7	18.10	1.21	15.94	0.87	.018

Dailey 등²⁵의 연구에 의하면 내부 경사 구조를 가진 임플란트에서 임플란트와 지대주를 체결 시 조임 토크를 증가 시킬수록 침하량은 증가하였다. 또한 임플란트와 임플란트 유사체 사이의 침하량 차이를 비교한 결과 임플란트 유사체에서 그 양이 더 큰 것으로 보고 하였다. 이는 임플란트 레벨로 인상채득시 가공과정에서 부적절한 조임 토크가 가해질 경우 임플란트 보철물의 오차가 증가할 수 있음을 의미한다. 또한 Kim 등¹⁰은 연결구조에 따른 임플란트 침하량에 관한 연구를 시행하였는데 30 Ncm 이하의 토크에서는 많은 침하량이 관찰되었으며 30 Ncm로 2회 이상 추가로 조임 토크를 가했을 경우 침하현상이 줄어들음을 보고 하였다. Siamos 등¹¹ 역시 표면침하에 따른 전하중 감소를 최소화 하기 위해서는 새나사 체결시 10분 후에 조임토크를 다시 적용하는 것이 필요하며, 기능하중에 의한 표면침하를 보상하기 위해서는 조임토크를 주기적으로 반복 적용해야 한다고 하였다. 본 실험에서도 제조사의 추천 토크인 30 Ncm의 조임 토크로 체결 하였으며 10분후 재체결하여 하중을 가하기 전 발생 할 수 있는 침하현상을 방지하였다.

내측 경사형 연결 구조의 경우 기하학적으로 임플란트 내부로 들어간 연결부의 경사진 형태로 인해 조임 토크가 나사의 신장뿐만 아니라 원추형 지대주의 침하로 인한 마찰과 꿰끼효과로 전환되어 나타난다. 이와 같은 특성으로 연결부의 기계적 안정성이 향상되고 원추형 계면을 통한 진동완충효과를 기대할 수 있어 나사풀림과 피로파절의 가능성이 외측 연결 구조보다는 작게 나타난다.²⁶

본 연구에서는 군 간 동일한 지대주 나사를 사용하지 않았다. 이는 임상에서 사용하는 제조사의 추천 그대로의 형태로 연구를 진행하기 위함이었으며 1군과 2군에서는 Ebony gold 지대주 나사를 3군에서는 Ti-screw 지대주 나사를 사용하였다. Ebony gold 지대주 나사는 전하중을 증가시키기 위하여 텅스텐 카바이드/탄소로 코팅된 티타늄 나사이다. Choi 등²⁷은 텅스텐 카바이드/탄소 코팅을 한 지대주 나사와 티타늄 지대주 나사를 비교 한 시험에서 전하중을 증가시켜 나사 풀림을 예방하는데 효과적이고 안정된 방법이라 보고하였다.

내부 연결형 임플란트의 경우 연결부의 안정성이 우수하여 나사 풀림이 적기 때문에 나사의 재료나 형태에 의한 영향을 덜 받는다고 알려져 있다.²⁸ 하중 전과 후 풀림토크를 비교한 결과 Ebony gold 지대주 나사를 사용한 1군, 2군과 3군의 값 사이에 통계적으로 유의한 차이가 발견되지 않은 것으로 보아 나사의 재료 종류에 의한 차이는 크게 작용하지 않은 것으로 생각 되나 동일한 나사를 사용하여 추가적인 연구를 해보는 것도 의미가 있을 것으로 사료된다.

임플란트로 지지되는 고정성 보철물에 대한 최대 구치부 교합력과 기능 중 구치부 임플란트의 최대 수직 교합력을 참고하여 최소 하중은 25 N, 최대하중은 250 N의 sine형의 동적 하중을 본 실험에서는 가하였다.^{29,30} Siamos 등¹¹에 따르면 1달에 약 105회의 저작운동을 한다고 가정하고 있다. 본 실험 결과 한달의 저작 운동에서는 모든 군에서 침하 현상이 발생하였다. 또한

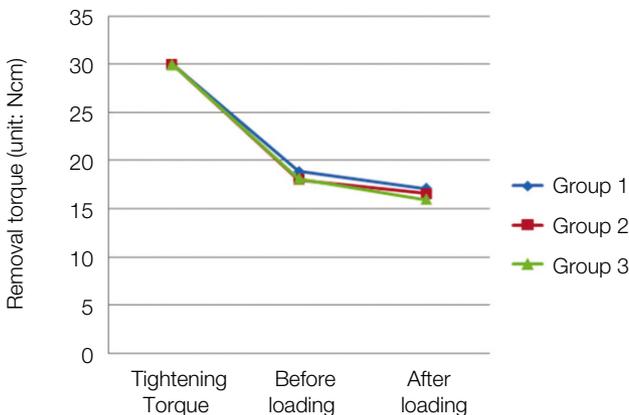


Fig. 5. Graph for average removal torque values of each group before and after loading.

하중 전과 후 모든 군에서 풀림토크가 감소 하였으나 그 양은 많지 않았다. 침하 현상, 풀림 토크 모두 군간 비교하였을 경우 통계적으로 유의성을 보이지는 않았는데 이것은 하중이 가해졌을 때 나타나는 양상이 매우 다양하게 나타나기 때문에 결과값의 편차가 심했기 때문으로 생각되며, 또한 단기간인 한 달의 기간에 해당하는 저작 운동에서 지대주간에 큰 차이를 보이지 않는 것으로 생각된다. 하지만 지대주 종류에 상관없이 임플란트 보철물을 장착한 후 한 달 이내에 재점검을 시행하는 경우 지대주 나사에 다시 조임 토크를 반복 적용하는 것이 필요하다고 사료된다.

최근 금 가격 상승으로 인하여 이를 대체 할 수 있는 합금에 관한 관심이 높아지고 있다. 통상적인 보철물의 제작에 있어서 비귀금속 합금과 같은 대체적 합금들은 금합금에 비해 상대적으로 저렴한 가격으로 오랫동안 광범위한 영역에서 사용되어 왔다.³¹ 하지만 임플란트에서는 주로 귀금속합금이 이용되었는데, 일반적으로 귀금속 합금으로 제작된 UCLA 지대주 기성 실린더의 용융 온도는 1280-1350°C이므로 주조 합금의 용융 온도는 1000°C를 넘어서는 안된다.³² 대체 합금으로 많이 사용되는 니켈-크롬 또는 코발트-크롬 합금의 경우, 1200-1315°C의 용융 온도를 나타내므로 기성 UCLA 지대주와 함께 사용될 수 없다. 그렇기 때문에 본 연구에서는 크롬-코발트-몰리브덴 합금으로 제작된 비귀금속 UCLA 지대주를 사용하였으며 1380-1420°C의 용융온도를 가지기에 대부분의 금속을 같이 사용할 수 있다는 장점을 가지고 있다.³³ 하지만 비귀금속 합금은 부식저항성이 귀금속에 비해 낮다. 이런 비귀금속이 티타늄 지대주와 접촉할 경우 이종금속 간의 전기화학적 반응으로 인해 부식 발생 가능성이 더욱 높아질 수 있다. 갈바닉 부식은 전위차가 클수록 더 빨리 많이, 발생하며, 점액성 피막으로 덮여있거나 온도가 높고 습함 경우 가속화 될 수 있다.³⁴ 하지만 Lee 등³⁵은 다양한 성분의 Ni-Cr 합금의 부식 전, 후의 거칠기에 관한 연구에서 부식 후 거칠기가 증가하는 경향이 나타났으나 이는 임상적으로 받아 들일만한 표면거칠기인 0.2 μm 이내였다고 보고하였다. Oh와 Kim³⁶은 코발트 크롬 합금에서 갈바닉 부식이 가장 잘 일어났지만 그 가능성과 위험도가 그리 크지는 않다고 하였으나 갈바닉 부식이 있을 경우 임플란트와 지대주의 접합부 부식이 가속화될 수 있으므로 비귀금속 UCLA 지대주에 대한 내부식성에 부식으로 인한 표면 특성 변화에 관한 추가적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

본 실험은 105 회라는 단기간의 실험이라 앞으로 좀 더 장기간의 하중 조건하에서의 실험이 요구되어진다고 할 수 있다. 또한 이 실험은 건조 상태에서 이루어졌으므로 향후에 구강 내와 유사한 습윤 상태에서도 실험이 필요할 것이며, 실제 기공과정에서 시행되는 다른 조건들이 지대주 나사 안정성에 미치는 영향에 대한 연구도 필요할 것으로 생각된다.

결론

1. 하중 전과 후의 총 길이를 비교한 결과 세 종류 지대주 모두에서 감소하였으며 이는 통계적으로 유의한 차이를 보였다.
2. 침하량을 지대주간 비교하였을 경우 계산 결과 침하량은 3군, 2군, 1군 순으로 나타났지만 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.
3. 하중 전과 후의 풀림토크를 비교한 결과 세 종류 지대주 모두에서 통계적으로 유의하게 감소하였다($P < .05$).
4. 지대주 종류에 따른 초기 풀림토크 및 하중 후 풀림토크를 비교한 결과 지대주의 초기 풀림토크는 1군, 3군, 2군의 순으로 높았고 동적 하중을 적용한 이후 풀림토크는 1군, 2군, 3군의 순으로 높게 나타났지만 모두 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

비귀금속 UCLA 지대주는 통상적으로 사용되어온 귀금속 UCLA 지대주와 마찬가지로 기능적 하중에 견딜 수 있을 것으로 나타났다. 하지만 앞으로도 금속의 내마모성, 내부식성, 생체 안정성, 변색 등 장기적인 예후에 관한 보다 많은 연구가 이루어져야 할 것이다.

참고문헌

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
2. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90:121-32.
3. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995;74:51-5.
4. Jemt T, Lindén B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:40-4.
5. Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:253-62.
6. Simon RL. Single implant-supported molar and premolar crowns: a ten-year retrospective clinical report. *J Prosthet Dent* 2003;90:517-21.
7. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:29-36.
8. Jörnæs 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. Shigley JE, Mische CR. *Standard Handbook of Machine Designs*. New York; McGraw-Hill; 1986. p. 16-23.

10. 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. *Clin Oral Implants Res* 2011;22:834-9.
11. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol* 2002;28:67-73.
12. Ricciardi Coppedè A, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:624-32.
13. 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.
14. Lewis S, Avera S, Engleman M, Beumer J 3rd. The restoration of improperly inclined osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:147-52.
15. Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prosthet Dent* 1992;67:509-15.
16. Carotenuto G, Palumbo M, Zarone F, Nicolais L. Characterization of the interface between prefabricated gold copings and cast dental alloy in implant restorations. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:131-8.
17. O'Brien WJ. Base metal casting alloys. In: O'Brien WJ, editor. *Dental material and their selection*. Quintessence; 1997. p. 259-68.
18. Kano SC, Bonfante G, Hussne R, Siqueira AF. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. *J Appl Oral Sci* 2004;12:337-43.
19. Lim JH, Lee MR, Cho IH. A study on the photoelastic analysis of stresses induced by the connection modalities between natural tooth abutment and dental implant. *J Dankook Dent Res Inst* 1992;4:141-51.
20. Artzi Z, Dreingel A. A screw lock for single-tooth implant superstructures. *J Am Dent Assoc* 1999;130:677-82.
21. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:156-8.
22. Cavazos E, Bell FA. Preventing loosening of implant abutment screws. *J Prosthet Dent* 1996;75:566-9.
23. Kang YM, Lim JH, Cho IH. A study on the abutment screw loosening of dental implants. *J Korean Acad Prosthodont* 1996;34:1-14.
24. Im SM, Kim DG, Park CJ, Cha MS, Cho LR. Biomechanical considerations for the screw of implant prosthesis: A literature review. *J Korean Acad Prosthodont* 2010;48:61-8.
25. 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. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:251-6.
26. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodont Rest Dent* 1993;13:409-31.
27. Choi JU, Jeong CM, Jeon YC, Lim JS, Jeong HC, Eom TG. Influence of tungsten carbide/carbon coating on the preload of implant abutment screws. *J Korean Acad Prosthodont* 2006;44:229-42.
28. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:458-64.
29. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:153-61.
30. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:99-108.
31. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent* 2000;83:223-34.
32. White GE. *Osseointegrated dental technology*. Carol Stream, IL: Quintessence; 1993. p. 70-83.
33. Hulterström M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:475-80.
34. Geis-Gerstorfer J, Weber H, Sauer KH. In vitro substance loss due to galvanic corrosion in Ti implant/Ni-Cr supraconstruction systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:119-23.
35. Lee JJ, Song KY, Ahn SK, Park JM. Surface roughness changes caused by the galvanic corrosion between a titanium abutment and base metal alloy. *J Korean Acad Prosthodont* 2011;49:65-72.
36. Oh KT, Kim KN. Electrochemical properties of suprastructures galvanically coupled to a titanium implant. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;70:318-31.

Effect of various abutment systems on the removal torque and the abutment settling in the conical connection implant systems

Jin-Seon Lee, DDS, MSD, Joon-Seok Lee*, DDS, MSD, PhD

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Dankook University, Cheonan, Korea

Purpose: The aim of this study was to evaluate the effects of different abutment materials on abutment screw loosening and settling-down effect in conical connection type implant system. **Materials and methods:** Three types of abutment, cementation, gold UCLA, and metal UCLA abutment were used. Two UCLA groups were fabricated in a similar pattern to cementation abutment. Type III gold alloy and Nickel-Chromium alloy was used for casting gold UCLA abutment and metal UCLA abutment, respectively. Fixture and abutment were tightened to 30 Ncm by using digital torque controller and re-tightening was conducted with same force after 10 minutes. Digital torque gauge was used to measure loosening torque and fixture/abutment length was measured by digital micrometer. Dynamic loads between 25 N and 250 N were applied with 0° angle to the abutment axis. After loading, fixture/abutment length was re-measured and amount of settlement was calculated. Loosening torque value was also measured for comparison. **Results:** All three groups showed significant differences of length when comparing before and after loading, but there was no significant difference of settling amount in all groups. Loosening torque values were significantly decreased when comparing before and after loading in all groups ($P < .05$). However, there was no significant difference in loss of loosening torque values when compared to groups. **Conclusion:** In internal conical connection type implants, dynamic load affected on settlement and loosening torque of implant, but there was no differences between abutments materials. Likewise gold UCLA abutment, metal UCLA abutment might be able to withstand functional load. (*J Korean Acad Prosthodont 2012;50:92-8*)

Key words: Metal UCLA abutment; Settling effect; Dynamic loading; Implant-abutment

*Corresponding Author: Joon-Seok Lee

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University, 7-1, Shinbu-dong, Cheonan, 330-716, Korea

+82 41 550 1865; e-mail, joon322@dku.edu

Article history

Received March 7, 2012 / Last Revision April 2, 2012 / Accepted April 16, 2012