

임플란트 나사에 적용되는 생역학적 원리: 문헌고찰

임소민¹ · 김대곤¹ · 박찬진¹ · 차민상² · 조리라^{1*}

¹강릉원주대학교 치과대학 보철학교실 및 구강과학연구소, ²강릉아산병원 보철과

연구 목적: 임플란트 보철물의 유지 나사에 적용되는 전하중은 나사를 조임으로써 임플란트와 지대주 사이에 인장력이 발생하면서 나사가 신장되는 힘을 말한다. 이 연구는 전하중에 영향을 미치는 생역학적 요인들과 나사 풀림에 기여하는 다양한 요인에 대하여 문헌을 고찰하고자 하였다.

연구 재료 및 방법: 1981년부터 2009년까지 발표된 나사 풀림을 다룬 임상연구 중 설정한 기준에 합당한 문헌을 요약하여 나사 풀림의 빈도를 밝혔고 나사의 안정성과 전하중에 관한 생역학을 다룬 문헌을 조사하고 요약하였다. 또한, 본 교실에서 연구한 실험실적 결과도 포함시켰다.

결과 및 결론: 나사 풀림의 정도는 나사에 토크를 가하는 기술이 발달함에 따라 현저히 감소하고 있다. 그 외에도 나사의 재질, 마찰계수를 감소시키기 위한 피복 기술의 발달 및 나사산의 모양 등 전하중에 영향을 줄 수 있는 요인을 고찰하였다. 전하중이 일정 수준 이하로 떨어지게 되면 나사의 움직임이 발생하게 되는데 이는 장기적으로 축적되어 피로파절 및 응착 마모, 소성 변형 등을 유발하게 되므로 주의해야 한다. 최적의 전하중을 주기 위해서는 토크 렌치를 이용하고 환자의 재내원시 다시 토크를 가하는 방법 등이 추천된다. (*대한치과보철학회지* 2010;48:61-8)

주요단어: 나사, 전하중, 나사풀림, 토크, 정착효과

서론

일반적으로 나사로 두 구성요소를 잠그게 되면 두 구성요소 사이에는 잠금력 (clamping force)이 발생하게 된다. 이는 나사에 가해지는 회전력 (torque)이 나사를 신장 (elongation)시킴으로써 생기는 인장력 (tensile force)의 결과이다. 하지만 나사를 유지시키려는 힘보다 더 큰 외력 (joint opening)이 작용하면 나사는 풀리게 된다.¹ 그렇기 때문에 나사가 계속 잠긴 상태를 유지할 수 있으려면 상, 하 구성요소를 분리시키려는 힘보다 더 큰 잠금력이 필요하게 된다. 임플란트 지대주의 나사풀림의 빈도에 대한 많은 연구^{2,7}가 있었는데 이를 요약한 것이 Table I이다. Jung 등²은 여러 연구를 요약하면서 첫 1년 내에 가장 흔히 나사 풀림이 발생하며 상악에서 하악보다 더 많이 발생한다고 하였다. 또한 최근의 기술발전에 힘입어 대략 5.8% 정도의 단일치 수복물에서 나사 풀림이 발생하며 다수치를 수복할 경우 덜 발생한다고 하였다.²

임플란트 보철물의 나사가 풀리게 되면 보철물과 임플란트 지대주 사이에 치면세균막이 침착되는데 이 상태가 지속되면서 금속인 나사에는 피로 (fatigue)응력이 축적되게 된다. 최대로 응력을 받는 부위에서 어느 순간 균열이 발생하면서 피로파절이 발생하게 되는데 대부분의 파절은 상부 몇 개의 나사산의 기저부에 주로 응력이 집중되어 파절이 발생하는 주된 부위가 된다 (Fig. 1). 임상적으로 나사가 파절될 경우 주변골의 상실이

동반되면서 골유착이 상실될 수 있고 다수치 임플란트 보철인 경우 인접 임플란트에 과도한 하중이 가해지며 먼저 변연골이 상실되기도 한다 (Fig. 2).

논문은 대부분 PUBMED를 이용하여 검색하였으며, 나사 풀림, 나사의 전하중, 나사의 생역학 등의 검색어로 검색하여 이중 임상적으로 나사의 풀림 빈도를 관찰한 논문에서 풀림 빈도를 요약하였고 생역학을 다루고 있는 문헌 중 전하중과 나사 풀림에 대한 각각의 조건을 다루고 있는 논문을 간추려 요약하였다. 이 문헌고찰에서는 임플란트 나사에 대한 전하중 (pre-load) 적용의 개념과 전하중에 영향을 미치는 요인 및 임플란트 나사의 단기적, 장기적 풀림과 나사 풀림의 원인과 나사 마모의 결과에 대하여 살펴보고자 한다.

Table I. Screw loosening in single implant prosthesis

Author	Observation time	Frequency (%)	
Jemt <i>et al.</i> (1991) ³	1 Y	27%	Cantilever
Jemt <i>et al.</i> (1993) ⁴	3 Y	45%	CP Ti screw
Laney <i>et al.</i> (1994) ⁵	3 Y	9.3%	
Henry <i>et al.</i> (1996) ⁶	5 Y	18.3%	old gold screw design
Priest G. (1999) ⁷	10 Y	7.1%	
Jung <i>et al.</i> (2008) ²	5 Y	5.8%	1996 - 2006 Review

*교신저자: 조리라

201-702 강원도 강릉시 강릉대로 1번지 강릉원주대학교 치과대학 치과보철학교실 033-640-3163; e-mail, lila@gwnu.ac.kr

원고접수일: 2009년 12월 21일 / 원고최종수정일: 2010년 1월 14일 / 원고채택일: 2010년 1월 15일



Fig. 1. Clinical images and SEM images of fractured screws. Arrow indicates the starting point of crack line.

본론

전하중

나사를 조일 때 발생한 조임 회전력 (tightening torque)을 가할 때 나사의 상부에는 N_{cm} 단위의 회전 모멘트가 작용된다.⁸ 이 모멘트는 나사산의 면과 임플란트 내부의 나사산 계면을 따라 전달되면서 나사에는 인장력이 가해져 나사를 신장 (extension) 시키게 된다. 이 경우 조여지는 양쪽 계면의 접촉을 더 강화시키는 접촉력 즉 전하중 (preload)이 발생하게 되는 것이다. 그러므로 나사의 전하중 크기는 나사에 대한 잠금력의 크기와 동일하다. 전하중 즉 잠금력의 크기는 지대주 나사의 탄성한계까지는 증가할 수 있으며 외력이 전하중을 넘어서지 않는 한 나사의 연결부는 외력에 대해 보호받을 수 있다. 이러한 전하중에 영향을 미치는 요소로는 토크의 강도, 나사의 마찰계수와 같은 표면조건, 나사의 재료, 나사의 형태 등을 들 수 있다.^{9,11} 각각의 요소에 대해 자세히 살펴 보겠다

1. 토크

Patterson 등⁹은 임플란트 고정성 보철물에 사용된 금나사의 금속 피로 실패를 수학적 분석하였다. 저자들의 분석에 따르면 전하중이 가해질 때 나사의 휨이 먼저 발생하고 그 후에 상하 두 구조물의 휨이 발생하며 이 두 가지의 휨을 합한 전체



Fig. 2. Marginal bone loss around the fractured abutment screw. From first fracture, the other fractures were consequently happened (Fig. 1).

구조물의 휨이 전하중에 의해 발생한다고 한다.⁹ 또한 탄성계수로 비교해 보면 나사의 경직도보다 상하 두 구조물의 경직도가 더 크기 때문에 나사에서 더 많은 휨이 발생하고 나사의 실패가 더 많이 발생한다고 하였다.⁹ 휨의 양과 전하중의 관계를 나타낸 식은 아래와 같다.⁹

$$\delta = \frac{F_p L}{AE}$$

(δ : 휨, F_p : 전하중, L : 하중받는 부분의 하중 방향 길이, A : 하중받는 부위의 절단면 면적 E : 탄성계수)

나사산에서 응력이 집중되는 부위는 나사의 상부와 경부를 연결하는 곳인데 이는 상부와 경부의 단면 직경의 비와 연결만곡의 직경 (fillet radius)에 영향을 받는다. 임상적으로도 나사가 주로 파절되는 부위는 이 부위나 바로 아래 나사산인 경우가 대부분이다 (Fig. 1). 나사의 평균피로수명을 계산할 때는 먼저 항복강도를 고려해야 하는데 이를 Yield failure line으로 표시할 수 있지만 Goodman에 의해 재료의 특성을 감안한 선으로 재해석 할 수 있으며 나사의 흠과 같은 지형학적 불연속 부분에 응력이 집중됨으로 인해 나사의 피로한도는 감소하게 되는데 이를 나타낸 것이 Cook-Snow-Langer line이다 (Fig. 3). 이 그림으로부터 나사의 이론적인 항복강도보다 훨씬 낮은 값에서 나사의 파절이 발생하는 이유를 알 수 있다. 그러므로 피로파절을 방지하기 위해 나사의 피로한계보다 낮은 토크를 가해야 한다. 금나사에 가할 수 있는 최대 전하중은 항복강도의 70-80%이며 이러한 전하중을 가하게 되면 연결부에 가해진 하중의 전체

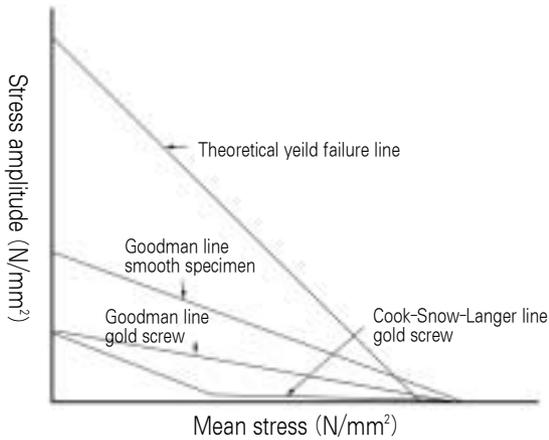


Fig. 3. Estimation of fatigue life of gold screw; theoretical failure and realistic failure.

효과로부터 금나사를 보호하는 역할을 할 수 있기 때문에 토크 렌치 등을 이용하여 적절한 양의 전하중을 가하는 것이 필수적이다.

너무 작은 토크를 가할 경우 나사풀림이 쉽게 발생하기 쉽고, 과도한 토크를 가할 경우 나선 표면의 구조가 떨어져 나가거나 나사 파절이 발생하기도 한다. 임상에서 일반적으로 티타늄 지대주 고정나사는 20 Ncm의 토크를 가하게 되는데 이 경우 300-450N의 전하중이 가해지는 반면 금합금 유지나사는 10 Ncm의 토크를 가해도 250-300N의 전하중을 발생시키게 되며 항복강도도 더 높기 때문에 더 높은 토크를 가할 수도 있다.⁹ 또한 금합금 나사의 크기가 클수록 더 큰 회전력을 적용할 수 있다.⁹ 토크를 가할 때 필요한 회전력의 크기가 클수록 손으로는 적절한 수준의 회전력을 얻기가 불가능하며, 술자의 악력 차이에 의해 가해지는 전하중의 차이는 매우 크다.¹⁰ Jaarda 등¹⁰은 나사 풀림의 가장 근본적인 원인이 부적절하게 적용된 토크와 전하중의 상실이라고 하면서, 임상에서 단지 손으로만 지대주 나사를 잡으면 15%에서 48%까지 오차가 발생하므로 제조사에서 권장하는 적절한 토크를 적용하기 위해서는 기계적인 토크 조절기를 사용할 것을 권유하였다. 적절한 토크 적용을 위해 다양한 토크 조절기가 개발되었다. 기계적인 토크 발생장치를 이용하여 적정 회전력을 가하는 전자 토크 조절기 (electronic torque controller)와 일정 토크 수준이 넘으면 핸들의 앞부분이 꺾이도록 만들어진 토크 최대값 제한 장치 (torque limiting device), 눈금자가 표시되어 있는 활 형태로 조임력의 크기를 조절할 수 있는 토크 표시 장치 (torque indicating device), 콘트라앵글 핸드피스 형태에 조임력의 크기를 조절하거나 이미 정해진 조절기를 끼워서 사용하는 콘트라앵글 토크 조절장치 (contra-angle torque device) 등 다양한 방식의 토크 조절기가 사용되고 있다 (Fig. 4). 하지만, 토크 조절기로 적용한 토크값과 제조회사에서 권장하는 적정 토크값은 차이가 있는데 이를 토크 오차율이라고 한다.¹¹ 이러한 토크 오차율은 17.0% - 58.6%에 달한다고 한다.¹² Kim 등¹³에 따르면 다양한 토크 조절기 중 토크 최대값

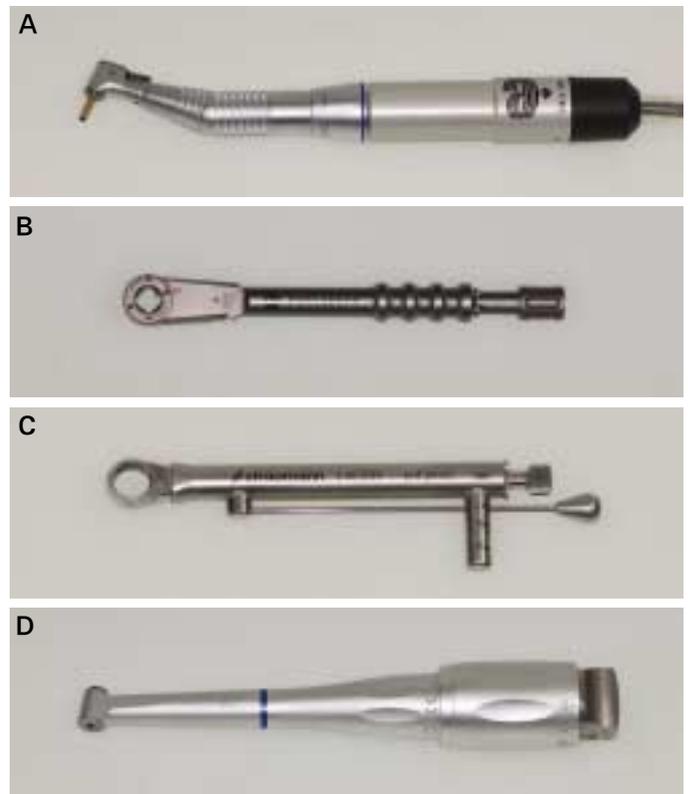


Fig. 4. A, Electronic torque controller; B, Torque limiting device; C, Torque indicating device; D, Contra-angle torque device.

제한 장치가 기준값에 가장 근접한 결과 및 정확도를 보인다고 하였다. Dellinges 등¹⁴은 소독 유무에 따라 오차율이 다를 수 있다고 하면서, 토크 발생장치의 사용 빈도와 장치에 들어간 이물질 및 스프링 부식 등에 의해 부정확하고 부적절한 토크가 발생할 수 있다고 하였다.

2. 마찰계수

Lang 등⁸은 마찰력이 나사의 전하중에 긍정적인 역할과 부정적인 역할을 모두 할 수 있다고 하였다. 이 논문⁸에서 나사가 체결된 상태에서의 마찰력은 풀림 회전력에 저항하는 요인으로 작용한다고 하였지만, 나사를 조이는 과정에서의 마찰력은 토크가 전하중으로 전환되는 것을 방해하는 요인이 될 수도 있다고 한다. Haack 등¹⁵은 나사의 표면의 거칠기가 너무 크면 토크가 전하중을 발생시키지 않고 오히려 나사의 거친 표면을 마모시키게 되어 가해진 회전력의 90% 이상이 마찰을 극복하는데 소비할 수도 있다고 하였다.

마찰력은 나사의 기하학적 형태와 재질에 따라 달라지는데, Lang 등⁸은 유한 요소 분석 (FEA)을 통해 임플란트와 지대주 사이에 발생하는 전하중에 관해 연구하였다. Mark III 임플란트 (Nobelbiocare, Gothenburg, Sweden)는 티타늄 지대주 및 금나사 사용을 가정하였고 Replace 임플란트 (Nobelbiocare, Gothenburg,

Sweden)에서는 티타늄 지대주와 티타늄 나사를 가정하였으며 계면의 마찰계수를 달리한 두 가지 조건에서 가해지는 전하중의 차이를 알아 보았다. 같은 조건의 토크를 가하였을 때 발생하는 전하중은 내부 연결형 (internal connection)인 Replace에서 외부 연결형인 Mark III보다 컸으며 마찰계수가 크면 전하중이 감소하는 것을 알 수 있다. 또, 제조사에서 추천하는 토크로 임플란트-지대주 복합체를 잠글 때 대부분의 전하중이 800 N보다 낮게 나타나서, 이론적인 항복강도 (1100 N)에서 추론한 적정 전하중 크기인 825 N의 전하중은 발생하지 않는 것을 알 수 있었다.⁸ 그러므로 마찰계수를 낮추는 것이 전하중 증가에 효과적이므로 나사에 대한 표면처리나 윤활제를 사용하는 방법 등을 고려해 볼 수 있겠다. 이것이 최근 많은 제조사에서 나사에 대한 표면처리를 통해 마찰계수를 줄임으로써 나사의 재료를 변화시키지 않고 전하중을 증가시키는 시도를 하는 이유라 할 수 있다. 예를 들어 순금 (pure gold)을 피복 (coating)하게 되면 순금은 전단강도 (shear strength)가 낮아 건조 윤활제로서 작용할 수 있기 때문에 마찰계수를 낮출 수 있게 된다.

3. 나사의 재료 (Gold vs Titanium)

마찰계수에서도 일부 언급되었던 바와 마찬가지로 나사의 재질에 따라 다른 전하중이 발생되는데, Haack 등¹⁵은 금나사와 티타늄 나사를 이용하여 나사를 조일 때 나사의 경부나 나사산에 신장 (elongation)이 되는 양을 측정하였다. 탄성계수 (Young's modulus)는 금나사가 99.3 GPa인 반면 티타늄 나사는 110 GPa로 티타늄 나사가 더 경직도가 높음을 알 수 있었다.¹⁵ 반면 금나사의 항복강도 (yield strength)는 565.4 MPa인데 티타늄 나사의 항복강도는 462 MPa로 금나사가 더 높은 항복강도를 가진다고 하였다.¹⁵ 금나사는 5 Ncm, 10 Ncm, 그 후 2 Ncm씩 증가시키며 32 Ncm까지 토크를 가하였고 티타늄 나사는 4 Ncm, 8 Ncm, 그 후 2 Ncm씩 증가시키며 20 Ncm 까지 토크를 가하면서 매 실험 후의 나사 길이를 측정하였다.¹⁵ 제조사가 권장한 토크로 조인 후 발생한 응력은 금나사의 경우 항복강도의 57.5% 정도였고 티타늄 나사는 56% 정도로 금나사에서 미세하지만 응력이 더 크게 나타났다. 나사의 신장량은 4 - 11 μ m로 재료의 탄성한계 내에 있는 정도의 신장이 발생했는데 금나사의 신장량이 티타늄 나사의 신장량보다 컸으며 발생된 전하중도 금나사 (468.2 N)에서 티타늄 나사 (381.5 N)보다 더 컸다. 이 논문에서 저자들은 나사를 조이는 잠금력보다 더 큰 압축력이 가해진다면 나사의 잠금 효과가 감소되어 전하중이 상실되는 정착현상 (settling)이 발생할 수 있으며 나사의 표면이 거칠다면, 나사를 잠글 때 가한 전하중이 거친 표면을 마모시키는데 사용되어 정착현상이 발생하기 쉽지만 여러 번의 잠금/풀림을 반복하여 표면이 매끈해지면 이론적으로는 더 큰 나사의 신장량과 더 높은 전하중을 발생시킬 수 있다고 하였다.¹⁵ 하지만 여러 번의 잠금/풀림을 반복하면 Fig. 5와 같이 잠금 토크에 비해 풀림토크가 감소한다는 것이 본 연구진의 실험 결과, 증명되었다. 특히 금나사는

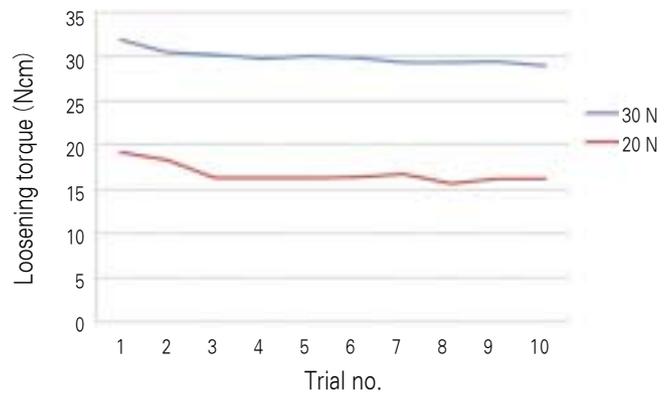


Fig. 5. Loosening torque of titanium screw at 20 Ncm and 30 Ncm tightening torques.

잠금/풀림 횟수가 증가해도 풀림 토크에 유의한 차이가 없는 반면 티타늄 나사는 횟수가 증가할수록 풀림토크가 확연히 감소하기 때문에¹⁵ 수십 번의 잠금/풀림이 있는 기공과정에서는 따로 기공용 나사를 사용하는 것이 추천된다.

Jóméus 등¹⁶은 외부 하중이 가해질 때 미세한 움직임으로 인해 나사의 표면이 마모되면서 두 표면이 근접하는 것을 정착효과 (settling effect)라고 하였다. 정착효과를 증명하기 위한 실험에서 금나사는 티타늄 나사에 비해 더 높은 풀림토크를 유지할 수 있음이 증명되었지만 나사의 재질보다 더 중요한 것은 나사를 잠그는 방법 즉, 잠금토크의 양이라고 하면서 토크렌치 등을 이용하여 적절한 전하중을 가하는 것이 나사의 형태나 재료 선택보다 더 중요한 요인이라고 주장하였다.¹⁶ 내부 연결형 (internal connection) 임플란트의 경우 연결부의 안정성이 우수하여 나사 풀림이 적기 때문에 나사의 재료나 형태에 의한 영향을 덜 받는다고 알려져 있다. Theoharidou 등¹⁷은 단일치 임플란트 수복물에서 임플란트의 연결형태에 따른 나사 풀림을 문헌을 고찰하여 비교하였다. 1526개의 논문 조건을 만족시키는 27개의 논문 (2,038명, 13-90세)에서 외부 연결형 (external connection)은 586개였는데 보철물 장착 3년 후 풀림이 발생하지 않은 비율이 97.3%였던 반면 내부 연결형 (internal connection)은 1,113개 중 97.6%로 나타나서 외부 연결형이라도 나사 재료가 개선되었고 적절한 전하중을 가하는 방법이 일반적으로 사용되면서 내부 연결형과 비슷한 정도의 풀림 밖에는 발생되지 않는다고 하였다.¹⁷

4. 나사의 형태

Jóméus 등¹⁶은 나사머리의 형태가 원추형일 경우 원추의 측면이 지대주 내면과 접촉하는 데에 대부분의 토크가 상실되어 나사산으로는 적은 힘만 전달되기 때문에 평평한 머리 형태를 가진 나사에 비해 풀림 토크가 훨씬 낮다고 하였다. 또한 평평한 머리 형태를 가진 나사는 잘 맞지 않는 구조체를 덜 변형시

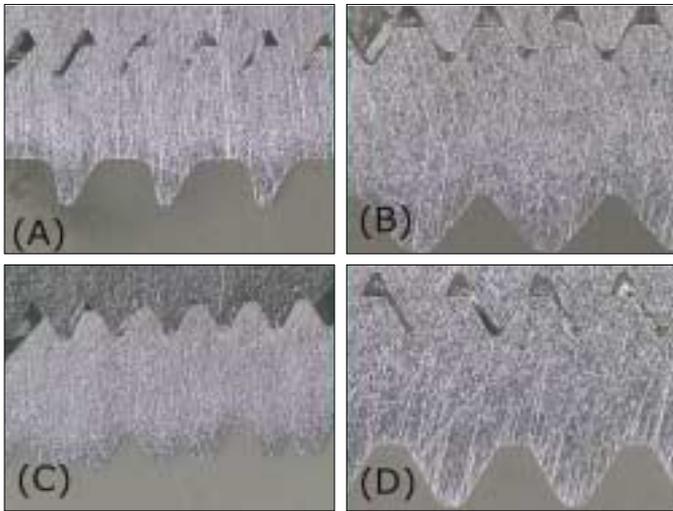


Fig. 6. Mechanical tolerance of various implants. A, Implantium (Dentium, Seoul, Korea); B, Astra (Astratech, Mölndal, Sweden); C, GS (Osstem, Pusan, Korea); D, M implant (Shinhung, Seoul, Korea).

키며 나사산에 가해지는 인장력과 나사머리에 가해지는 조임력을 보다 더 고르게 분배시킨다고 하였다.¹⁶ 나사의 직경이 클수록 전하중을 더 크게 가할 수 있으며 조임력도 증가한다. 일반적으로 나사는 위 30° 아래 30° 정도의 경사를 갖는 60° V형 태로 6개의 나선을 가지는 경우가 대부분이다. 나사산과 임플란트 내면의 암나사산은 이론적으로 완벽하게 맞아야 하지만 실제 결합된 상태를 입체현미경으로 검사해 보면 다양한 정도의 맞물림을 가지고 있음을 알게 된다. 이는 제작시의 공차 때문인데 많은 경우 나사산의 윗부분 혹은 아랫부분만이 접촉하고 있음을 알 수 있다 (Fig. 6). 이러한 형태의 나사 머리에 토크를 가하면 나사의 튀어나온 부분이 임플란트 내면의 들어간 부분에 대해 30° 각도로 신장되기 때문에 토크의 대부분이 처음 몇 개의 나선에 집중되기 때문에 나사의 전체 길이에 나선을 형성하는 것이 불필요하다. 일반적인 나사 형태에 약간의 변형을 가한 것도 있는데 Spirallock (BioHorizons, Birmingham, USA)은 암나사의 형태를 변형시켜 나선을 더 증가시킴으로써 전하중을 증가시키는 방법을 취하고 있다 (Fig. 7).

나사 마모 및 풀림

나사 풀림은 나사를 조인 뒤 정착효과에 의해 2-3주 내에 나타나는 단기 풀림과 진동에 의해 점진적으로 나사가 풀리는 장기 풀림이 있다. 단기 풀림에 영향을 미치는 것은 나사의 표면 경도, 외부 하중의 크기 외에도 표면의 거칠기 정도가 있다.¹⁶ 나사표면은 미세한 거칠기로 인해 서로 완벽하게 접촉할 수 없는 상태이기 때문에 암나사와 수나사 사이에 미세한 틈이 있다. Joméus 등¹⁶은 정착효과가 나사의 탄성신장보다 클 때 나사는 더 이상 신장되지 않고 구조물 간의 접촉력이 상실되면서 나사 풀림이 발생하게 된다고 하였다. 이러한 단기 나사

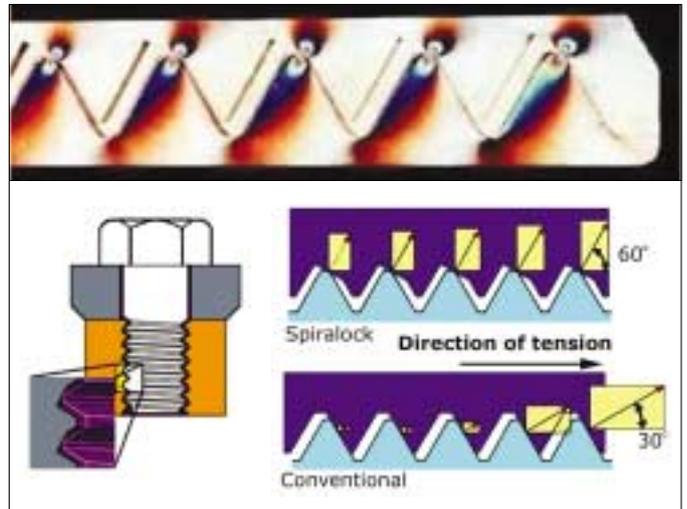


Fig. 7. Spirallock system of Biohorizon (Detroit Tool Industries, Madison Heights, MI).

Table II. Multiple factors for screw loosening

Extrinsic factors	Intrinsic factors
Mal-aligned implant position	Preload reduction by reduced tension
Off-axis occlusal force	Mechanical tolerance
Malocclusion	Screw material
Bruxism, Clenching	Fatigue resistance of metal
Cantilever	
Insufficient tightening torque	
Misfit between implant and abutment	
Settling effect	

풀림에 의해 전하중의 10-20%가 감소한다고 하였으며 Kang 등¹⁸은 나사를 조이고 풀기를 몇 번 반복함으로써 계면 간에 미리 정착효과를 유도한 후 최종적으로 나사에 적절한 토크를 가할 것을 추천하였다. 오랜 기간에 걸쳐 전하중이 감소하면서 나사 풀림이 일어나는 현상에 대한 확실한 원인은 아직 규명하지 못하고 있다. 하나의 가설로 진동 풀림 (vibration loosening)¹⁹이 대두되었는데 이는 인장력을 가진 나사가 용수철과 같은 작용을 하면서 각 계면들 사이에서의 조임 현상이 진동 에너지를 흡수하다가 임계점에 이르면 나사가 급격히 풀리게 되는 것이라고 한다. 이러한 진동 풀림도 두 가지 단계를 거치는데 첫 단계로는 나사 결합부위에 저작력 등 외력이 가해져서 나사산 사이에 미세한 미끄러짐이 발생하여 나사의 전하중과 신장력 감소를 유발하는 단계이며 두 번째 단계는 외력이나 진동에 의해 나사산이 약간 회전하면서 전하중이 임계치 이하로 감소하여 완전한 풀림이 발생하게 되는 것이다. 나사의 풀림을 유발하는 원인은 외부적 요인과 내부적 요인으로 나뉘게 되는데 이를 다음과 같이 정리할 수 있다 (Table II).¹⁹

이 중 여러 문헌으로 검증된 몇 가지 요소에 대해서만 언급하고자 한다. Misch²⁰는 이갈이와 같은 부기능에 의해 가해지는

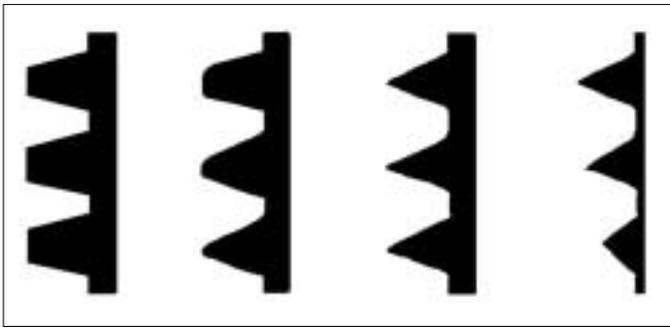


Fig. 8. Schematic diagram of the mechanism of adhesive wear of screws in implant prostheses. (Upper thread indicates much milder state, while lower thread indicates much severe state of wear).

과도한 힘은 장기적인 임플란트 합병증의 1차적 원인이라고 언급하면서 치료 계획 시 추가적인 임플란트를 식립하고 더 넓은 직경의 임플란트를 식립함으로써 한 개의 임플란트에 가해지는 응력을 감소시켜야 한다고 하였다. 또 전치의 전방유도를 확고히 하고 캔티레버의 양을 줄이고 금속 교합면을 제작할 것을 추천하였다.²⁰

Khraisat 등²¹은 측방력을 각기 다른 위치에 가함에 따라 어떻게 나사 풀림이 발생하는지 연구하였는데, 중심 교합력만 가한 군, 편심 측방력을 가한 군, 하중을 가하지 않은 대조군에서 다른 형태의 나사 마모가 발생한다고 하였다.

세 군 모두 나사산 표면에 하중을 가한 후에는 약간의 마모 흔적이 나타나지만 군간에 그 차이가 크지 않은 반면, 하중을 받은 후 압력을 받는 육각 나사머리의 모서리에서 발생한 마모 흔적은 편심 측방력이 가해진 군에서 중심 교합력이 가해진 군보다 두드러지게 발생한다고 하였다.²¹ 이는 편심 측방력이 가해지면 임플란트-지대주 계면에서 지대주가 회전 부적합 (rotational misfit)²²의 한계 내에서 비틀림을 받는데 육각 나사의 모서리가 단단한 저항을 제공하고 이 부위를 통해 측방력이 분산되게 함으로써 지대주 나사의 힘을 방지하는 기전을 담당하고 있다는 것을 의미한다. 외부 육각나사의 높이는 0.7, 0.9, 1.0, 1.2 mm 등으로 다양한데 Boggan 등²³은 육각나사의 높이가 높을수록 지대주 나사에 가해지는 힘은 감소한다고 하였다.

Al Jabbari 등²⁴은 환자의 임플란트 보철물에서 사용된 유지나사의 마모를 비교함으로써 유지 나사의 교체 시기에 대해 연구하였는데, 보철물 최소 18개월 이상 사용한 유지나사를 수집하여 주사전자현미경으로 나사산의 마모, 피로 균열 확인 및 보철물상 위치에 따른 마모 패턴을 비교하였다. 연구 결과 사용한 나사에서는 응착마모 (adhesive wear)가 나타났는데 이는 압력이 가해질 때 두 표면이 미끄러지면서 재료가 표면으로부터 변위 되거나 제거되는 현상으로 이로 인해 나사 풀림 및 전하중 감소가 발생하고 궁극적으로는 피로파절을 유발하는 계기가 된다. 응착 마모량은 최후방 나사보다 중앙 나사에서 훨씬 컸는데 이는 최후방 나사에 가해지는 압축력보다 중앙부 나사에 가해지는 인장력이 연결부를 분리시키는 효과가 크다는 것

을 의미한다.²⁴ 이렇게 응착마모가 발생하는 기전을 Fig. 8로 나타내 보았다. 응착 마모의 초기에는 표면이 약간 거칠어 지는 측면을 나타내다가 나사 표면에서 균열이 발생하고 점차적으로 균열된 부분이 떨어져 나가면서 원래의 형태보다 얇고 작은 나사산을 가지게 되는 것이다. 이렇게 나사의 마모는 느리고 피할 수 없지만 바람직하지 않은 과정이며 오래 사용한 유지 나사에서 확인되는 것처럼 마모로 인해 서서히 전하중이 감소되면서 장기적으로 풀림 현상이 생긴다는 일반적인 견해를 뒷받침하는 근거라 할 수 있다.

10년간 사용된 1개의 나사에서 소성변형 (plastic deformation)이 관찰되었는데, 이는 상방 보철물의 부적합으로 인해 나사 구멍이 잘 맞지 않는데 억지로 토크를 가하여 밀어 넣어서 생긴 변형이라고 하면서 이렇게 잘 맞지 않는 보철물의 유지 나사에 전하중을 가할 경우 부적합 되는 부분이 토크를 흡수하여 나사의 전하중이 감소되고 이로 인해 풀림 현상이 발생할 가능성이 높다고 하였다.²⁴ 또, 나사 장축을 따라 길게 난 균열은 나사를 제작하는 과정에서 발생한 흠이지만 10년간 피로파절이 발생하지 않은 예라고 하였다.²⁴ 이상의 문헌에서 고찰했듯이 임플란트 보철물의 유지나사에서 응착마모는 매우 흔하지만 소성변형이나 구조적 결함은 매우 드물다고 할 수 있다.

결론

임플란트 지대주나 보철물을 나사로 잠그게 되면 나사를 신장시켜 양쪽 계면이 더 접촉되게 하는 전하중이 발생한다. 전하중에 영향을 미치는 요인으로는 토크의 강도, 나사의 마찰계수와 같은 표면조건, 나사의 재료, 나사의 형태 등이 있다. 적절한 전하중을 가하기 위해서는 토크렌치를 이용하여 적절한 양의 토크를 가해야 한다. 나사의 마찰계수는 나사가 체결된 상태에서는 풀림 회전력에 저항하는 요인이지만 나사를 조이는 과정에서는 토크가 전하중으로 전환되는 것을 방해하는 요인이 될 수 있으므로 나사의 마찰계수를 줄이기 위한 다양한 시도가 이루어지고 있다. 사용되는 나사 재료는 금합금이 티타늄 합금보다 더 높은 조임 토크를 받을 수 있고 더 높은 전하중을 발생시킬 수 있지만 임플란트와 지대주의 연결부가 안정적인 내부 연결형 임플란트-지대주 복합체에서는 티타늄 나사도 안정적이라 할 수 있다.

나사를 1차로 조인 후 정착효과에 의해 전하중이 상실되면서 일차적으로 헐거워지는 현상이 나타나기 때문에 약 5분 후 2차로 조임으로써 나사의 신장을 증가시켜 나사 풀림을 줄이는 것이 좋다. 또, 임플란트의 정기적 검사시 능력에 노출된 임플란트 보철물에서는 반드시 나사 풀림을 확인하여 필요시 추가적으로 토크를 가하는 것이 좋다. 또한 나사 풀림을 증가시키는 외부적 요인으로는 상부 구조물의 부적합, 과도한 캔티레버, 이갈이 같은 악습관, 과도한 교합압 등을 들 수 있다. 나사가 능력에 노출되면서 필연적으로 응착마모가 발생하게 되므로 나사의 수명은 최대 10년 정도로 생각하고 교환하는 것

이 추천되며 환자의 재내원 시 적절한 토크를 다시 가한다면 수명을 연장시키는 방안이 되리라 사료된다.

참고문헌

- McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998;42:71-89.
- Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:119-30.
- 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.
- Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993;21:203-8.
- Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:49-54.
- Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:450-5.
- Priest G. Single-tooth implants and their role in preserving remaining teeth: a 10-year survival study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:181-8.
- Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent* 2003;90:539-46.
- Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:26-33.
- Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dent* 1994;3:17-21.
- Mitrani R, Nicholls JI, Phillips KM, Ma T. Accuracy of electronic implant torque controllers following time in clinical service. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:394-9.
- Gutierrez J, Nicholls JI, Libman WJ, Butson TJ. Accuracy of the implant torque wrench following time in clinical service. *Int J Prosthodont* 1997;10:562-7.
- Kim DG, Park CJ, Cho LR. Comparison of accuracy of implant torque controllers. *J Kor Acad Stomatognathic Func and Ocul* 2008;24:157-68.
- Dellings M, Curtis D. Effects of infection control procedures on the accuracy of a new mechanical torque wrench system for implant restorations. *J Prosthet Dent* 1996;75:93-8.
- Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:529-36.
- Jörnér 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.
- Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:681-90.
- Kang YM, Lim JH, Cho IH. A study on the abutment screw loosening of dental implants. *J Korean Acad Prosthodont* 1996;34:1-14.
- Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 1: Characterization of adhesive wear and structure of retaining screws. *J Prosthodont* 2008;17:168-80.
- Misch CE. The effect of bruxism on treatment planning for dental implants. *Dent Today* 2002;21:76-81.
- Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent* 2004;91:326-34.
- Lang LA, Wang RF, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent* 2002;87:74-9.
- Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82:436-40.
- Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 1: Characterization of adhesive wear and structure of retaining screws. *J Prosthodont* 2008;17:168-80.

Biomechanical considerations for the screw of implant prosthesis: A literature review

So-Min Im¹, DDS, Dae-Gon Kim¹, DDS, MSD, Chan-Jin Park¹, DDS, PhD, Min-Sang Cha², DDS, MSD, Lee-Ra Cho¹, DDS, PhD

¹Department of Prosthodontics and Research Institute of Oral Science, College of Dentistry, Gangneung-Wonju National University

²Gangneung Asan Hospital, College of Medicine, University of Ulsan, Gangneung, Korea

Purpose: This article attempted to determine the factors affecting the preload and screw loosening. **Methods:** Available clinical studies from 1981 to 2008 from the PUBMED that presented screw loosening data and review articles regarding screw joint stability were evaluated. Eleven studies dealing the biomechanical principles of the screw mechanics were reviewed. Moreover, the results of our data were included. **Results:** The frequency of screw loosening was consequently reduced due to the advancement in torque tightening with torque wrench, screw material, coating technique for reducing the frictional force, and thread design, etc. If preload in the screw falls below a critical level, joint stability may be compromised, and the screw joint may fail clinically. The types of fatigue failure of screw were divided to adhesive wear, plastic deformation, and screw fracture. **Conclusion:** An optimum preload is essential to the success of the implant-abutment complex. To maintain optimum preload, using a torque wrench and re-tightening at recall time were needed. (*J Korean Acad Prosthodont* 2010;48:61-8)

Key words: Preload, Screw, Screw loosening, Torque

*Corresponding Author: **Lee-Ra Cho**

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Gangneung-Wonju National University, 1, GangneungDaehangno, Gangneung, Gangwon-Do, 210-702, Korea

+82-33-640-3163: e-mail, lila@gwnu.ac.kr

Article history

Received 21 December, 2009/ Last Revision 14 January, 2010/ Accepted 15 January, 2010