임플란트 나사의 안정성

조선대학교 치과대학 보철학 교실 및 구강생물학 연구소

정재헌·곽종하·장두익

Stability of implant screw joint

Chae-Heon Chung, Jong-Ha Kwak, Doo-IK Jang

Department of Prosthodontics and Oral Biology Research Institute, College of Dentistry, Chosun University

The use of screw-retaind prosthesis on an osseointegrated implant is a popular treatment modality offering relative ease in the removal of the restoration. One of the complications associated with this modality is the loosening of the abutment and coping screws. Loosening of the screws results in patient dissatisfaction, frustration to the dentist and, if left untreated, component fracture. There are several factors which contribute to the loosening of implant components which can be controlled by the restorative dentist and lab technician. This article offers pratical solutions to minimize this clinical problem and describes the factors involved in maintaining a stable screw joint assembly. To avoid joint failure, adherence to specific clinical, as well as mechanical, parameters is critical . With respect to hardware, optimal tolerance and fit, minimal rotational play, best physical properties, a predictable interface, and optimal torque application are mandatory. In the clinical arena, optimal implant distribution; load in line with implant axis; optimal number, diameter, and length of implants; elimination of cantilevers; optimal prosthesis fit; and occlusal load control are equally important.

임플란트 나사의 안정성

조선대학교 치과대학 보철학 교실 및 구강생물학 연구소

정재헌·곽종하·장두익

Ⅰ. 서 론

나사-유지형 임플란트 보철 수복의 중요한 장점의 하나는 철거성(retrievability) 이다. 나사의 이용으로 철거가 가능함으로서 필요시에 개개 임플란트의 평가, 연조직의 검사, 치석제거, 그리고 필요한 보철물의 변형을 제공하며 추가적으로 향후 치료에 대한 고려 및 경제적인 제작을 가능케 한다. 그러나 이러한 이점을 실현시키고 또한 임상적인 문제점을 피할 수 있기 위해서는 기능시에 나사가 단단히 조여져 있어야만 한다.[1)]

그러나, 임플란트 나사의 풀림은 종종 단일치아 임플란트 수복에서 가장 많이 발생하는 것 처럼 보이지만 다수치 수복의 경우에서도 발생한다고 보고되고 있으며,[2,3)] 구치부 수복의 경우는 긴밀한 조임을 유지하기가 가장 어렵다. 개개 임플란트를 자연치와 연결시키거나 임플란트 보철에서 긴 cantilever가 만들어져 있는 경우엔 나사 풀어짐을 더욱 악화시킬 수 있다. 많은 상품, 구성요소, 기술 등이 긴밀한 나사 연결을 유지하기 위해 제시되어 왔다. 즉 항 진동성 thread compound, 직접 기계적 결합(direct mechanical interlock), 나사 디자인 변화, 토크 조절기전 등이 그것이다.[1)] 이러한 시도가 몇몇 경우에서 나사가 느슨해지는 문제점을 줄이는데 도움이 되어왔으나 어떠한 것도 이러한 문제를 완전히 제거하지는 못했다. 한 예로 단일치아 임플란트 치관이 external 임플란트 hexagon 에 맞물려 있음에도 불구하고 3년 후, 65%의 나사 풀림이 보고 되었다.[2)] 만약 교합력을 조절하는 일 없이 나사를 단단히 조이는데에 만 열중한다면 골소실, 임플란트 파절과 같은 최악의 문제를 야기할 수도 있다. 또한 나사-유지형 임플란트 보철물을 임상에서 필요에 의해 철거한 경우에 있어서 나사 부위를 검사해 보면 많은 이물, 변색, 심한 악취 등을 경험할 수 있으며 이는 나사와 접촉을 이루는 부위에 접촉 정도가 완전하지 않음으로서 많은 이물 등이 들어갈 수 있음을 보여준다.[4)]

이에 본 연구에서는 나사와 관련된 임상적 문제점을 최소화하기 위한 실질적인 해법을 제공하고저 안정된 나사 조인트 결합체(screw joint assembly)를 유지하는데 관련된 요소를 전반적으로 살펴보고자 한다.

Ⅱ. 본 론

1. 나사 역학(screw mechanics)[1)]

나사를 단단히 조이는 방법을 이해하려면 왜 나사가 느슨해지는가를 먼저 이해해야 하는데, 두 부분이 나사에 의해 함께 조여질 때 이 연결단위를 screw joint라 하며, 나사는 이 부분을 분리시키려는 힘이 유지하려는 힘보다 클 때만 느슨해진다(Fig.1).[1)]

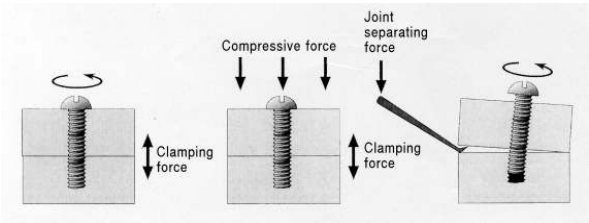


Fig. 1. A, Torque applied to a screw develops a clamping force. B, Force along the same axis of the screw maintain the tight connection. C, A force sufficient to separate the two components will cause the screw to loosen.1)

이 부분을 풀게 하는 힘을 이개력(joint separating force)라 하며 또한 이 부분을 함께 유지하는 힘을 잠금력(joint clamping force)이라 한다. 나사의 느슨해짐을 방지하기 위해서 이개력(joint seperating force)을 반드시 제거해야만 하는 것은 아니다. 이개력은 제공된 잠금력의 역치보다 작아야 한다. 힘이 적용될 때 joint가 열리지 않으면, 나사는 느슨해지지 않는다. 그러므로 임플란트 나사를 단단하게 유지하는데 관여하는 두가지 주요소로서, 즉 (1)잠금력의 최대화와 (2) 이개력의 최소화이다.

결합체(assembly)를 안전하게 하기 위해서는, 결합부를 이개시키려는 외력보다 더 큰 잠금력이 만들어지도록 나사는 인장되어야 한다. 견고한 나사 joint의 디자인에서, 기능적 관점에서 가장 중요한 고려는 나사를 조임(screw tightening)으로써 얻어지는 초기의 잠금력이다. joint 강도(joint strength)는 나사의 인장력에 의해서 보다 잠금력에 의해 더 많이 영향을 받는다. 잠금력은 보통 조여진 토크(tightening torque)에 비례한다. 토크는 원하는 인장력(tension)을 얻는데 편리하고 측정할 수 있는 방법이다. 너무 적은 토크는 결합부의 분리를 야기하고, 나사의 피로실패(fatigue failure) 또는 풀림을 가져온다. 너무 큰 토크는 나사의 실패 또는 나사 thread의 날이 닳아 없어지게 만든다.

적용된 토크는 전하중(preload)이라 불리는 나사 내에서의 힘을 발생시킨다. 전하중(preload)은 나사에 인장의 초기 하중이다. 나사에 가해지는 이러한 인장력은 각 부분 사이에 압축성 잠금력(compressive clamping force)을 발생시킨다(Fig. 2). 그러므로 나사의 전하중(preload)은 잠금력(clamping force)과 크기에 있어서 같다.

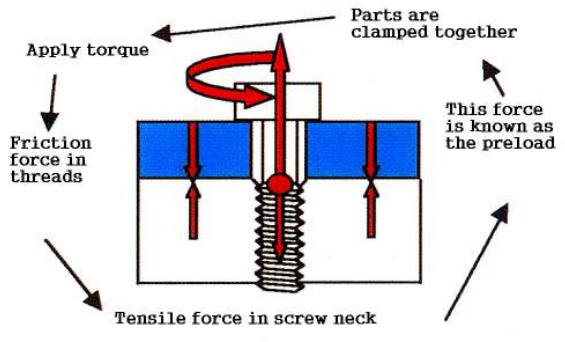


Fig. 2. How torque develops preload.[1]

2. 나사 풀림의 시간에 따른 분류

1) 단기간 풀림(short-term loosening)과 장기간 풀림(long-term loosening)

Bickford[5]는 나사 풀림 현상을 단기간 풀림과 장기간 풀림의 두가지 형태로 분류하였다.

나사의 풀림은 대부분 조여진 후 초기 수초 또는 수분 내에 발생하며 소량은 그 이후 시간을 두고 발생한다. 전자를 단기간 풀림(short-term loosening), 후자를 장기간 풀림(long-term loosening)이라고 하는데, 단기간 풀림은 주로 표면 침하(surface settling or embedment relaxation)와 나사의 신장(screw lengthening)에 의해 발생하며, 장기간 풀림은 진동풀림(vibration loosening)과 응력풀림(stress loosening)에 의해 발생한다.

*표면 침하(surface settling or embedment relaxation)[6]

표면침하(surface settling)란 미세거칠기(micro-roughness)를 가진 나사에 조임 회전력이 가해지면 현미경적 소견으로는 항복강도 이상의 하중을 받게 되는 지점들이 생기며, 이 지점들에서 소성변형(plastic deformation)이 발생하게 되고 표면의 초기 접촉 부위가 변형되어 편평하게 되는 것을 말한다. 이렇게 나사를 안정화시킬 수 있는 접촉 면적이 생길 때까지 소성 변형이 일어나며, 전체 침하(settling) 효과가 나사의 탄성신장(elastic elongation)보다 크면 더 이상 나사를 잡아줄 능력이 없게 되어 풀리게 된다.

*진동 풀림(vibration loosening)과 응력 풀림(stress loosening)

조임 회전력을 가하면 나사에 일종의 에너지가 발생하고 그 에너지가 마찰력에 의해 나사 조임을 유지하지만, 조임 현상이 진동에너지를 흡수하여 임계점에 이르면 급격히 에너지가 방출되고 마찰력이 소실되어 나사가 나선의 경사면을 따라 원래의 길이로 되돌아가게 되는데 이것을 진동 풀림(vibration loosening)이라고 한다. 진동 풀림(vibration loosening)은 장기간 풀림의 가장 보편적인 것이며, 축력(axial force)보다는 수평력(horizontal force)이, 인장력(tension force)보다는 전단력(shear force)이 더 큰 영향을 준다고 알려져 있다.

응력 풀림(stress loosening)은 일정하게 상당한 크기의 힘이 고온과 함께 수반될 경우, 물체가 파괴될 때까지 천천히 길이가 신장되는 현상이다. 이러한 응력 풀림(stress loosening)은 어떤 온도에서도 발생되나, 그 속도가 너무 느려 대부분의 경우에서 거의 생각할 필요가 없다고 하였다.

3. 치과 임플란트에 나사 역학의 적용

앞에서 언급한 바와 같이 임상적으로 임플란트 치의학에 나사 역학의 적용은 간단하다. 인공치관을 임플란트에 고정하기 위해 나사를 조일 때 전하중이 발생한다(Fig.2). 나사에서 발생된 인장력은 결과적으로 임플란트와 치관부 사이에서 압축력으로 작용된다. 이 나사 결합부는, 이개력이 적용된 잠금력보다 크지 않았을 때 단단하게 고정된 채로 남아 있다. 임플란트 나사는 잠금력을 최대화하고 이개력을 최소화 함으로써 단단하게 유지된다.

1) 최대잠금력[maximizing clamping force (preload)]

적용된 토크와 전하중(preload) 사이에는 나사 기하학(screw geometry), 재질(material properties, particularly stiffness), 접촉면의 표면질감 및 조건(surface texture and condition of the mating surfaces), 윤활의 정도(degree of lubrication), 조임의 속도(rate of tightening), 연결부의 정밀적합도(integrity of joint) (Fig.3) 의 요소 등이 관련되기 때문에 나사와 관련된 지대주(screw-retained abutment)에서 적절한 전하중을 얻는 것이 어려운 이유라고 하였다.[7)]

따라서 최대 잠금력과 관련된 다음 요소들 즉 (1) 적용된 토크(applied torque), (2) 표면침하, (3) 나사의 재질, (4) 나사의 형태, (5) 건조윤활제, (6) 연결부의 정밀 적합도 등에 대해 순서적으로 살펴보고저 한다.

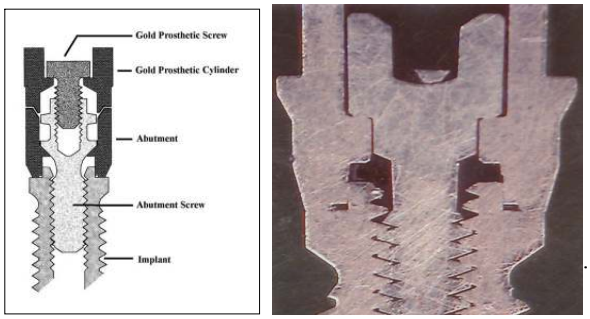


Fig. 3. Screw joint showing gaps.

(1) 적용된 토크(applied torque)

일차적인 전하중의 결정요소는 적용된 토크이다. 일반적으로 더 많은 토크가 적용되면, 더 많은 전하중이 발생된다. 그러나 다음 몇가지 요소가 적용되는 토크의 양을 제한한다. 즉 나사 강도의 기계적인 제한 및 골유착의 파괴 방지와 토크가 적용되는 방법에 의해 토크는 제한된다.

① 나사강도의 기계적 제한 및 골유착의 파괴 방지

나사를 손으로 조여 불충분한 회전력을 가하게 되면 전하중이 적정수준 이하가 될 수 있어 적절한 회전력으로 조여진 경우에 반해 주기적인 풀림이 유발될 수 있으며, 지대나사에 과도한 회전력을 가하게 되면 나사산이 벗겨지거나 나사가 파절될 수 있고 골유착을 방해하고 주위골의 미세파절에 의해 골유착이 깨지는 문제가 발생할 수 있다. 따라서 지대나사상의 불충분한 전하중으로 인해 적은 교합력하에서도 과 부하상태가 되어 쉽게 나사풀림이 발생되지 않으면서, 골유착과 나사구조물에 대한 손상이 없는 범위의 적절한 조임 회전력이 요구된다.

이론적으로, 최대의 전하중은 나사의 비틀림의 파절이 발생하기 직전에 발생되는데 전하중을 증가시키고 사용 중 나사 파절의 위험을 최소화하기 위해서는 안전역이 확립되어야 한다. 즉, 최적의 죄는 토크는 나사를 파절시키는데 요구되는 토크의 75% (75% of yield strength)로 산정된다.[6)]

공업분야에서 큰 나사는 더 큰 토크를 적용하기 위해 만들어진다. 그러나 이는 구강 내에서는 쉽지는 않다. 나사의 크기는 치아 크기에 의해 제한되기 때문이다. 그리고 골-임플란트 계면간 결합강도가 적용된 토크의 생물학적 한계를 가져온다. 사실 구강 내로 높은 토크를 적용하는 가장 안전한 방법은 countertorque mechanism을 사용하는 것이다. 나사를 조일 때 지대치에 countertorque가 적용되면 골계면에서 총힘은 반드시 zero가 될 것이다. 최근 20 ~ 30N-cm범위의 토크가 골 계면에 위험없이 유의한 전하중을 제공한다고 생각되어진다.

② 토크 적용 방법

i) 적정한 토크의 크기

지대나사를 조이는 회전력은 일반적으로 Brånemark 시스템의 경우 지대나사 위의 금나사는 10 Ncm, 지대원주는 20 Ncm, CeraOne abutment (Nobelpharma Co., Sweden)와 같은 단일 일플란트 보철물은 32 Ncm의 조임 회전력을 사용하도록 제안하고 있으며, Steri-Oss 시스템의 경우 티타늄 지대나사를 조이는데 35 Ncm의 회전력을 사용하도록 하고 있다. Jörnéus 등[8]은 20-35 Ncm 범위의 회전력을 사용하여 실험한 결과 회전력이 큰 경우 즉 35 Ncm에서 나사의 안정에 가장 양호한 결과를 보인다고 하였다. 그러나 일반적으로 제조회사들은 티타늄 나사의 경우는 20 N-cm, 금 나사의 경우는 32 N-cm의 토크를 요구하나, Haack 등[9]은 이러한 토크는 각각 금합금의 항복강도(565.4 MN/㎡)에 57.5%, 티타늄의 항복강도(462 MN/㎡)에 56.0% 수준이므로 이보다 더 초과해서 조여주어도 별문제는 없다고 하였다.

ii) Torque Driver나 Torque Controller의 이용

임상적으로 치과 영역에서 나사를 조이는데 있어 torque control의 방법이 주로 사용되고 있다. 이것은 손이나 powered device을 이용하여 회전력을 가하는 방법인데, 전자의 경우 회전력이 ratchet같은 기계적인 도구에 의해 제한되거나, 회전력을 인지하는 임상가의 능력에 따라 많은 오차가 생길 수 있다. Goheen 등,[10] 문 등,[11] Binon 등[6]은 손으로 쥘수 있는 스크류 드라이버를 가지고 일정 회전력으로 지대나사를 조이게 한 후 발생한 회전력을 측정한 결과 술자에 따라 많은 차이가 보이며, hand screw driver는 일반적으로 20 N-cm 보다 더 큰 토크는 만들 수 없음을 보여주므로서 기계적인 조임장치(torquing device)의 사용을 제안한 바 있다.

Powered device는 회전력이 전자적으로 조절되어 보다 더 정확한 회전력을 가할 수 있으나, 모터에 공급되는 power에 의해서 제한될 수 있다. 따라서 Youm 등[12]도 잠금나사의 헐거워짐은 나사를 조일 때 술자 개개인에 따라 생기는 회전력에 의해 달라질 수 있다고 하였으며 회전력 적용기구(torquing device)의 사용이 잠금나사 헐거워짐을 감소시켜 준다고 하였다.

기계적인 조임장치를 사용하여 적정 회전력을 표준화하는 것에 대한 중요성을 인식하여 몇 제조회사들이 조임장치를 개발해내고 있다. 그 예로 Nobelpharma Torque Controller (Nobelpharma AB, Gothenburg, Sweden), 3i Torque Driver (3i, West Palm Beach, FL), Accu-Torque (Implant Support System, Irvine, CA) 등을 들 수 있다.

iii) 조임의 속도(rate of tightening)

일반적으로 빠른 속도로 나사를 조이게 되면, 조이는 과정 중에 나사 계면 상에서 표면 침하효과(settling effect)가 발생할 시간적 여유가 없게 되어 조인 후에 나사 풀림이 더 쉽게 생길 수 있다. 그리고 한번에 조이는 것보다는 연속적으로 나사를 조임으로서 계면상에 침하효과(settling effect)가 일어날 시간을 더 많이 허용해주고, 나사 계면간의 접촉이 보다 균일하게 되도록 해준다. 이러한 이유로 수차례 나사의 조이기와 풀기를 반복하는 점차적 조임(progressive tightening)이 권장되고 있다. 강 등[13]은 이 효과를 응용하여 임플란트 지대나사의 조이기와 풀기를 반복한 결과 3회째 조임에서 가장 큰 풀림 회전력을 보였다고 보고하기도 하였다.

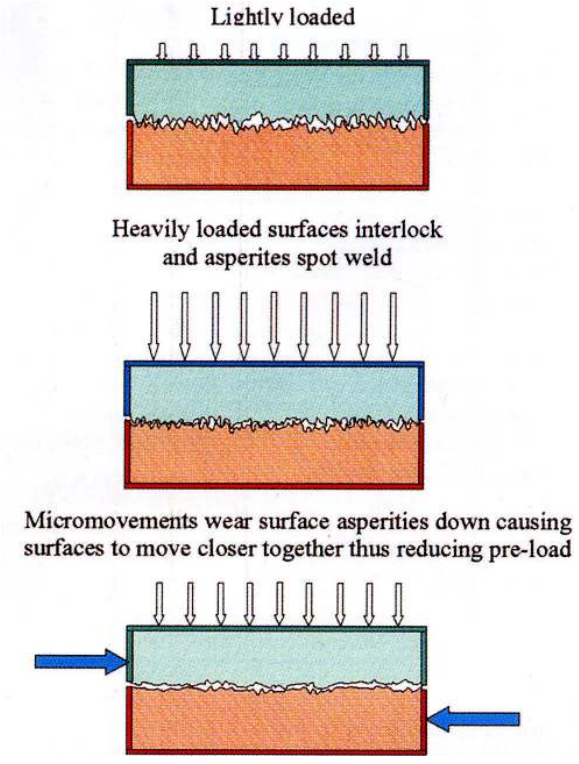


Fig. 4. Shows how preload is lost as asperities break off due to lateral movement.[7]

(2) 표면 침하(surface settling or embedment relaxation)[8,14)]

조심스럽게 깎여진 나사 표면도 현미경으로 관찰해보면 약간 거칠다. 이러한 미세한 거칠음 때문에 두면이 서로 완벽하게 접촉하지는 않는다. 나사의 계면이 외부의 하중을 받을 때 표면 사이에서 미세운동이 나타난다. 접촉면의 마모는 이러한 움직임의 결과로서 두면이 서로 접근하게 된다(그림4).

표면침하(surface settling)의 정도는 하중의 크기는 물론 초기 표면의 거칠기와 표면의 경도에 좌우된다. 전체적인 침하효과(settling effect)가 나사의 탄성 신장(elastic elongation)보다 크면, 나사를 잡아주는 더 이상의 접촉력이 없어지기 때문에 느슨해지게 된다. 초기 전하중의 10%는 이러한 표면 침하 때문에 잃을 수 있다.[15)] 가해진 torque가 나사를 신장 시키거나 전하중을 발생시키기 보다는 오히려 거치른 대합되는 표면을 편평하게 하는데 사용될 때 전하중은 감소하게 된다.

조임과 풀림 과정을 거치지 않은 새 나사는 현미경적 소견으로는 거친 표면을 가지는데, 이러한 새 나사에 조임 회전력을 가하면 여기에 가해진 에너지는 맞물리는 계면을 편평하게 하는데 사용되며 비교적 적은 에너지만이 나사를 신장시키는데 이용된다. 조임을 반복하여 계면이 편평해지고 나면 조임 회전력의 더 많은 에너지가 나사 신장에 사용되고 전하중을 발생시키게 된다[16)]. 즉 초기 조임과 풀림 과정에서는 나선 계면상의 마찰이 크지만, 조임과 풀림 과정을 반복하고 나면 표면이 활택해지므로 마찰이 감소하는데, 이러한 결과로 전하중은 더 커지게 된다.[13)] 따라서 임상에서는 초기에 발생되는 이러한 침하현상을 해결해주기 위해 몇차례 조임과 풀름의 반복 그리고 초기 장착 후 및 주기적 내원 후 다시 조여주는 과정의 임상 술식이 필요하다.[6)]

(3) 나사의 재질

Burgutte 등[17)]은 나사에 가해진 회전력과 preload의 상관관계에는 나사의 마찰계수(coefficient of friction), 기하학(geometry), 재료의 물리적 성질(material properties) 등이 작용하는데, 마찰계수는 나사산의 경도(hardness), 표면마무리, 윤활제의 양 및 성질, 나사조임시 속도에 의존하며, 기하학적 요소로는 나사의 반경, 나사산의 형태를 들 수 있고, 물리적 성질에는 탄성계수(modulus of elasticity), 포와송 비(Poissons ratio), 항복강도(yield stress) 등 다양한 요소들이 관여한다하였다.

따라서 나사를 조이는 특성을 결정해 주는 하나의 아주 중요한 요소는 나사 재질이며, 많은 제조회사들이 이에 관하여 많은 변화를 만들어 왔다.[18)]

① 마찰(friction)[7)]

나사를 꽉 조이게 유지 시키는 힘은 나사산(thread) 사이, 볼트의 머리와 abutment 사이, 임플란트와 abutment 사이의 마찰력이다. 마찰력의 크기는 재료간 조합(material combination), 표면질감(surface texture), 오염(contamination) 또는 윤활(lubrication)의 정도는 물론이고 전하중에 좌우된다. 마이크로 수준에서 마찰은 대합되는 면 위에 표면의 꺼칠꺼칠함(asperity)이라고 불리는 미세한 첨단(peak)의 맞물림(interlocking)과 밀착(welding)이다. 어느 움직임, 미세한 움직임조차도 마찰평면에 평행하게 나타난다면 이러한 표면의 꺼칠꺼칠함은 깎아내어 두면 사이에 마모 가루를 만들어낸다(Fig.4). Hamrock 등[17)]은 마모에 의해 제거된 양은 재료의 경도에 역비례하므로 타이타늄 합금이 순 타이타늄에 비해 마모가 적다고 하였다. 전하중(preload)은 조그마한 gap을 가깝게 접근시키도록 표면을 밀어부친다. 이것은 전하중(preload)과 마찰력의 감소를 초래한다. 그리하여 결합체의 고정(rigidity)의 감소는 측방력이 걸리기 쉽도록 만들며 이러한 순환 과정은 계속되게 된다. 이러한 순환이 시작되면 결국 피할수 없이 나사가 이완된다. 고정(rigidity)의 감소는 역시 나사를 굴곡(bending)시키거나 피로마모(fatigue wear)에 의해 파절시키기도 한다.

최초에 가해진 torque의 약 90%는 마찰을 극복하는데 사용되고 오직 10%만이 전하중을 유발하며,[20)] 따라서 나사연결의 안정성(joint stability)을 얻기 위해서는 전하중을 최대화하고 마찰에 의한 가해진 토크의 손실을 최소화해야 한다[21)] 하였다.

Larry 등[16)]은 지대나사의 사용에 있어서, 금 지대나사가 타이타늄 지대나사보다 나사 풀림 현상이 적다고 보고하였고, Miller 등[22)]과 Haack 등[9,23)]의 연구에서도 금나사가 타이타늄 나사보다 생성되는 전하중 양이 크다고 하였다. 이는 Ti-Ti의 마찰계수 μ

=0.5이며 Ti-Au의 마찰계수 μ=0.15 로서, 타이타늄 나사의 경우에는 비슷한 재질의 고정체 또는 지대주와 긴밀한 접촉시 마찰 저항으로 인해 타이타늄 나사의 전하중 생성을 저해하는데 비해, 금나사의 경우에는 고정체 또는 지대주와 긴밀한 접촉시 마찰계수가 낮아 더욱 효과적으로 조여질수 있으며 타이타늄 나사보다 2배 정도인 800N의 전하중을 얻을 수 있다하였고, 또한 타이타늄보다 금의 경우가 항복강도가 높으므로 더 조여질 수 있다고 하였다.

Jeong 등[24]은 지대나사의 재질에 따른 나사의 안정성에 미치는 영향에 대해 규명하고저 여러 가지 재질의 지대나사를 사용한 후, 임플란트 고정체와 지대나사 간의 간극을 주사전자 현미경을 통해 관찰한 결과 titanium alloy screw에서는 고정체와 지대나사 사이에 불규칙적인 접촉과 비교적 큰 틈들이 관찰되었고 Teflon-coated titanium screw(Torqtite)에서는 불완전한 접촉과 부분적인 접촉이 있었으며, gold alloy에 pure gold가 0.76μm 피복된 나사(Gold-Tite)를 사용한 시편에서는 고정체와 지대나사 사이의 나사선 사이에 피복된 pure gold가 밀려들어가 빈 틈을 채우므로서 비교적 긴밀한 접촉을 이루어 내고 있었으며, 일반 gold alloy screw에서는 titanium alloy screw에 비해 비교적 적은 틈을 보이며 긴밀하게 접촉되고 있음을 보여 줌으로서 재질에 따른 나사의 선택시 타이타늄 합금 나사보다는 순금이 피복된 금합금 나사나 금합금 나사의 사용을 권장하였다.

② 탄성계수

유지 나사가 신장되는 정도는 탄성계수(modulus of elasticity)와 연관되어 있는데, 그것은 단위당 받는 응력과 어떤 재질인가에 따라 다르다. 조임 과정을 계속하면, 탄성 한도 내에서 나사가 신장함에 따라 전하중도 증가하다가, 재료의 물성에 따라 전하중 증가도 한계점에 달한다. 일반적으로 금 유지 나사는 타이타늄 유지 나사보다 항복강도도 더 크며, 더 잘 늘어나는 성질이 있다.[9] 어느 정도의 굴성을 허용하는 금나사가 강성의 타이타늄 나사보다 생성되는 전하중 양이 더 많게 된다.

(4) 나사의 형태(기하학)

나사나선(thread)의 디자인이나 표면적, 정점 너비(crest width), 나사의 반경(screw radius), 나사 두부의 직경(diameter of screw head)등은 적용된 회전력과 전하중 관계에 영향을 미친다.

① 나사두부의 직경 및 형태

나사 두부의 직경이 클 수록 보철용 코핑과 유지나사 사이의 계면이 더 커지게 된다. 다른 모든 조건이 동일했을 때 똑같은 조임 회전력을 가했을 경우, 나사 두부의 직경에 따라 발생한 전하중에 차이가 있다[7].

Jörnéus 등[8]은 나사두부의 형태에 따른 나사의 풀림 실험에서 나사두부의 형태가 바닥이 편평한 경우(flat head)가 원추형인 경우(conical head)보다 나사가 잘 풀어지지 않는 우수한 결과를 나타낸다고 하였는데 그 이유로는 원추형의 경우는 나사 두부와 지대치(abutment) 사이에서 마찰로서 torque의 주요부분을 잃게되고 thread에 작은 force만을 허용하여 결국 나사 안정 실험에서 편평한 경우보다 낮은 수치로 나타난다 하였다.

② 나사두부의 조임형태

나사 두부의 조임 형태로서 일자형(slotted type)의 경우는 효율적으로 torque를 전달시키기 어렵고, 육각형 또는 사각형의 형태가 효율적으로 토크를 전달하는데 더 적절하다. Binon 등[6]은 일자형(slotted type)의 나사는 internal hexed type의 나사보다 조이기가 힘들어, 나사 계면상에서 전하중이 덜 발생할 수 있음을 보고하였다.

③ 나사의 길이

나사의 길이는 직접적으로 접촉하는 계면의 표면적에 영향을 미친다. 표면적이 클수록 조임 회전력에 대한 마찰 저항이 커져, 결과적으로 동일한 조임 회전력에 대하여 전하중은 더 작게 발생한다[7].

따라서 최근에 나사의 안정성을 얻기 위해서 flat head, long stem length 적절한 thread 길이 등이 고려되고 있다.[15] 증가된 나사의 축 길이(stem length)는 적절한 신장을 얻는데 도움을 주며, 짧은 나사산 길이(thread length)는 마찰을 줄인다.[19] 따라서 나사 thread의 개수가 과거보다 감소했는데 이것은 torque의 일부분이 thread 간의 마찰력으로 소실되는 것을 막기 위함이다.

(5) 건조윤활제

이러한 나사의 제조회사들중 3i 회사의 Gold -Tite

나사는 순금으로 피복되어 이것이 dry, biocompatable lubricant로 작용하므로서 마찰을 줄여주어 나사를 조이는 동안에 더 나사를 돌릴수 있도록 허용한다하여(32Ncm), 순금 피복된 Gold-Tite 나사가 타이타늄 합금, 금 합금, 피복된 타이타늄의 나사보다 더 큰 전하중 토크를 만들어 낸다고 한 반면 Steri-oss회사의 TorqTite 나사는 teflon으로 피복되어 solid lubrication로 작용함으로서 표준 타이타늄 합금의 나사보다 낮은 마찰계수(low coefficient of friction)를 가져 더 조일수 있으며(35Ncm), 타이타늄 합금과 금합금 나사보다 더 높은 전하중을 유지한다 고 주장하여 서로 다른 재질로 코팅된 자기의 나사 제품이 우수하다고 선전하고 있으므로 앞으로 이에 관한 명확한 규명이 더욱 필요하리라고 생각된다.[24)]

2) 관절이개력의 최소화(minimizing joint-seperating force)

임상적인 현실에서 임플란트 수복물은 계속적으로 이개력을 받고 있다. 이러한 힘은 측방운동시의 접촉, 비-축방향의 중심접촉(경사진 지대치, 넓은 교합면), 인접면 접촉, cantilever contacts, 비-수동적(non-passive) 금속구조물 등을 포함한다.

(1) 임상적 관절 이개력의 최소화(minimizing clinical joint-separating forces)

관절이개력(joint-separating forces)은 힘이 적용됨에 따라 moment arm에 크게 영향을 받을 수 있다. 과도한 임플란트 각도나 보철물의 cantilever는 임플란트의 장축방향과 다른 중심 교합압을 급속히 확대시킬 수 있어서 joint-separating moment arm를 증대시킬 수 있다. 정확한 임플란트 위치와 치료계획은 임플란트 나사를 단단하게 고정시키는데 있어 첫 번째로 중요한 단계이다.

① 적절한 교합의 부여

교합은 임플란트 나사를 단단하게 유지하는데 있어 중요한 역할을 한다. 측방운동 시에 접촉은 이개력으로 작용하므로 가능한한 피해야 한다. 그러나 잠금력의 역치 이하의 가벼운 측방운동은 나사를 느슨하게 하지는 않는다. 그러므로 최소의 측방유도힘이 전방부 임플란트 수복시 부작용 없이 위치될 수 있다.

가장 흔히 간과되는 이개력은 장축을 벗어난 중심접촉이다. 구치교두첨에서의 정상적인 중심접촉은 잠금력의 역치를 초과 할 수 있는데, 특히, 환자에 의해 발생된 전반적 교합력이 클 때 그렇다. 이러한 이론은 구치부 단일 임플란트 수복에서 나사가 느슨해지기 쉬운 이유를 설명해준다. 중심접촉이 나사의 장축방향이고, 편위교합 접촉이 제거될 수 있다면 구치부 임플란트 수복은 단단한 고정을 유지할 수 있을 것이다. 과도한 인접면 접촉은 임플란트 치관에 과도한 측방력을 주고, 그 결과 나사가 느슨해진다.

② 자연치와 임플란트의 비연결

고정성 국소의치에서 자연치와 임플란트의 연결은 보통 임플란트 지대치의 나사를 느슨하게 할 수 있다. 이러한 문제점은 두 종류의 지대치 사이의 동요도 차이 때문에 발생한다. 임플란트는 치주인대내에서 어느 정도 움직일 수 있는 자연치에 비해 상대적으로 동요가 없기 때문이다. 자연치에서의 교합력은 임플란트에 cantilever effect를 가질수 있어서, 이 cantilever force의 대부분은 임플란트 치관과 그의 지대치 스크류 사이의 결합부에 집중된다. 이러한 상황에서 나사가 느슨해지게 될 수 있다. 따라서 가능하면 자연치와 임플란트는 연결시키지 않는 것이 좋다.

③ 구조물간의 수동적 적합

임플란트를 이용한 보철 수복시 각각의 구조물이 수동적으로 완벽하게 적합되므로서 나사로 인한 압축 및 인장력이 임플란트에 굽힘을 야기하는 것을 피할 수 있다. 즉, 나사를 조임으로써 전하중을 적용시키기 전에, 보철물의 기저부와 모든 지대치 상면간의 적합의 질을 최대한 높여 주어야 한다. 만약 어떠한 이유로 인하여 상부 보철물과 임플란트 구조물간에 부적합이 존재하는 경우, 이러한 보철물에 기능하중이 가해지면 그 결과로서 나사결합체(screw joint)내에 미세운동이나 이동이 발생되어 임플란트와 지대치 사이에 부가적인 운동을 허용함으로써 더욱 불안정한 나사결합체를 야기하는 것은 물론 수복물의 불량한 계면적합, 나사의 파절 등을 초래할 수 있다. 또한 적절한 적합이 일어나지 않을 경우 즉, 나사를 조이기 전에 보철물과 임플란트 구성성분간의 양면이 어떠한 응력도 존재하지 않는

수동적인 접촉을 이루지 못하고 있는 상태에서는 보철물 시적 후 나사를 조임으로써 발생하는 전하중이 지대나사에 전체적으로 하중을 가하게 되며, 이러한 하중은 부분적으로만 접촉되어 있던 임플란트 구성성분들을 완전히 접촉시키기 위해 상부 구조물을 당겨 결국 구조물들의 굽힘과 변형을 야기시키게 된다. 또 부적합의 정도 및 양상에 따라 임플란트의 장축과 일치하지 않는 정상적인 치관의 해부학적 형태를 벗어나게 되므로 임플란트 파절에 대해 직접적인 요소로 관여하게된다. 수동적으로 적합되지 않는 금속구조물은 절단하여 확실히 수동적 적합이 되도록 납착시켜야 한다.

Carr 등[25], Hurson[26], Byren 등[27] 은 plastic pattern을 이용하여 주조한 경우가 premade gold cylinder를 이용하는 경우보다 고정체와 지대치 적합에서 더 큰 변위를 보여주고 전하중이 더 적게 걸리며, plastic pattern을 사용하여 주조하는 경우에는 임플란트 cylinder의 마무리 및 연마를 시행한 경우가 이를 시행하지 않은 경우보다 전하중이 증가된다는 실험결과를 보여주었다. 따라서 좋은 적합을 얻기 위해서는 gold abutment를 우선적으로 선택하여야 한다고 하였다. 고 등[28]의 유한요소법적 분석 연구에 의하면 고정체와 상부보철물 간의 적합이 좋지 못한 경우에 응력의 발생이 심하며 특히 임플란트 구성성분과 보철물 간에는 수직적인 적합성분 보다는 수평적인 적합성분이 응력에 더 많은 영향을 미치는 것으로 보고한 바 있다.

이러한 부적합은 보철물을 제작하는 동안 임상 및 기공과정에서 당면할수 있는 인상용 핀과 고정체의 부적합, 인상재료의 변형이나 부적절한 인상채득법, 작업모형과 매몰재의 팽창, 금속의 주조수축등에 의하며 결국 상부 보철물을 임플란트 고정체에 수동적이고 정확하게 적합시키는데 실패하게 된다

(2) 관절이개력에 대한 임상적 저항의 최대화 (maximize clinical resistance to joint separation)

① 항회전 장치(antirotational feature)

임플란트에 사용되는 항회전장치의 한가지 이점은 관절이개력에 대한 저항이다. 적용된 힘에 저항할 수 있도록 hexagon의 수직벽(vertical wall)과 치관 사이의 맞물림은 관절이개력에 대한 부분적인 저항을 제공한다.

임플란트와 지대주 사이에 6각형 또는 8각형의 항회전 장치를 임플란트 시스템 자체에 포함시키고 있는데 이러한 항회전 장치는 임플란트 상연으로부터 교합면으로 돌출되어있는 구조(External Hex Lock : Steri-oss, Branemark, IMZ, 3i, Restore, Swede-Vent 등, Octagonal Projection : Bonefit ITI, Calcitec Integral, Omnilock Implant)를 가지고 있으며, 주된 목적은 나사형 임플란트를 악골속에 위치시킬 때 회전력을 전달하며 단일 임플란트 보철물에서 회전을 방지하는 역할을 한다.

고정체(fixture)의 외육각(external hex)구조에 의해서 회전과 풀어짐이 방지되는 것을 도모하고 있으나, 사실상 일정 정도의 유격을 허용하고 있다. Binon[29]은 다양한 제조회사의 외육각(external hexa) 구조의 고정체(fixture)와 상부구조물 제품들을 조사한 결과 최소 4.6° 이상의 회전 유격을 보고 하였으며, hex 돌출부와 지대주 간의 rotational freedom은 5。이내가 되어야 한다고 하였다. 또한 hex의 높이와 관련해서는 대부분의 임플란트 회사들이 원래 Novel Biocare 0.7mm 높이의 external hex를 모방하여 똑 같은 hex 높이로 제작해 왔으나, 짧은 높이의 hex는 과도한 하중하에서 나사의 풀림이 더 쉽게 되므로 1mm hex 높이를 갖는 제품을 회사에 따라서는 내놓고 있기도 한다.

또한 최근엔 임플란트 내부로 함입된 구조(Internal Hex Lock : Calcitec, 3i, ScrewVent, Frialit), internal and external spline, internal octagon, cone screw, cam tube, cam cylinder 등을 개발하여 관절부의 안정(joint stability)을 도모하고 있다.[18]

② 적정한 토크 부여

관절이개력에 의해 나사가 느슨해지지 않도록 하는 가장 간단한 방법 중의 하나는 나사를 단단하게 조이는 것이다. 초보의 임플란트 임상가는 종종 나사를 덜 고정시킨다. Dellinges 등[30]의 연구에서 hand driver로 주어지는 평균 토크는 11.55 N-cm임을 보여주었다. 20 N-cm보다 큰 토크 level에는 보편적으로 torque wrench가 요구된다. 사실상 대개의 직경이 큰 임플란트 나사에서 토크 value는 골-임플란트 계면에서의 일반적 한계를 초과한다.[7] 임플란트에서 명확한 토크 제거량은 사람에게서는 확립되어 있지 않지만, 동물연구에서는 골-임플란트 계면

에 30 ~ 35N-cm 보다 크지 않은 힘이 적용되어야 함을 제시한다. 사실 구강 내로 높은 토크를 적용하는 가장 안전한 방법은 countertorque mechanism을 사용하는 것이다. 스크류를 조일 때 지대치에 countertorque가 적용되면 골 계면에서 총힘은 반드시 zero가 될 것이다. 최근 20 ~ 30N-cm범위의 토크가 골 계면에 위험없이 유의한 전하중을 제공한다고 생각되어진다.

기술학의 계속적인 발달로 임상가들이 나사를 쉽고 단단히 조일 수 있도록 해줄 것이며, 나사 디자인과 토크 조절의 발달은 이미 이 시점에 가까이 와 있다. 환자에게 놓인 위험은 나사가 느슨해지지 않는다면 과도한 힘이 이 시스템에서 더욱 더 해로운 위치로 전달될 것이라는 점이다. 적당한 임플란트 위치, 금속구조물의 적합성, 교합조절은 나사 joint가 개선됨에 따라 더욱 더 중요해질 것이다. 이러한 기초들이 확립되지 않는다면, 더욱 안정된 나사 연결이라해도 결과적으로 임플란트의 파절이나 치조정의 흡수를 가져올 것이다.

결국 나사가 느슨해지면, 모든 원인요소의 가능성을 반드시 평가하여야 한다. 임상가들은 임플란트 장축에 비스듬한 교합력에 관심을 기울어야 한다. 인접면 접촉과 금속구조물 접합성 또한 평가 되어야 한다. 임플란트 나사는 관절 이개력이 조절될 때까지는 최대로 조여서는 절대로 안된다. 즉 임상가는 나사가 느슨해짐을 제거하는 데만 집중해서는 안되고, 나사를 느슨하게 하는 원인을 또한 제거해야 한다.

4. 나사 부위의 잔사 및 변색(Debris trapped in screw receptor)

임상에서 필요시에 나사를 제거해 보면 나사 주위에 많은 이물, 음식물 잔사와 변색을 볼 수 있으며 아울러 심한 악취등을 느낄수 있다. Gross 등,[31] Jansen 등[32] 은 지대주와 임플란트 계면에 미세누출(microleakage)이 임플란트 시스템 및 조임토크에 따라 다양하게 나타났으며, 이러한 미세누출이 악취와 박테리아의 침투,서식으로 인하여 임플란트 주위조직의 염증을 야기할 수 있다고 하였고, 요구되는 적정한 조임토크의 적용으로 미세누출의 역 효과를 감소시킬 수 있다고 제안한 바 있다. 그러나 이와는 달리 나사 계면과 관련하여 이러한 미세누출에 관한 보고는 별로 없으나 한 등[4]의 연구에서 조여진 나사-고정체-지대주의 단면의 SEM 관찰에서 보면 제품에 따라 차이가 있기는 하지만 나사 주위의 계면에 많은 빈틈이 있음을 관찰할 수 있었고 또한 환자 구강 내에 장착되어 사용중이던 나사를 제거한 경우에도 많은 이물이 끼어 있음을 볼 때 나사 계면에도 미세 누출이 있다고 판단된다. 따라서 임상에서 이러한 미세누출을 방지하기 위한 제반 고려가 필요하리라고 생각된다. 아울러 나사 부위에 낀 이물은 나사의 전하중에 영향을 미칠 수 있으므로 나사 주위에 이물이 끼지 않도록 철저히 깨끗이한 후 사용해야 한다.

일반적으로, sealer는 지대나사와 임플란트 나사홈 사이의 빈틈을 채우고 나사구조간의 마찰저항을 증가시키는 효과를 가지는 것으로 알려져 있다. 제조회사에서도 sealer가 나사구조를 가진 임플란트 구성성분간의 틈을 채우고, 수분과 미생물을 차단하며, 구성성분을 부착시키는 기능을 가진다고 한다. 그러나 Breeding 등[33]은 서로 다른 항회전 구조를 가진 임플란트-지대원주(abutment) 조합의 안정성을 검사하고, 접착성 sealer의 사용이 이들 조합의 안정성에 미치는 영향을 실험한 결과 임플란트 시스템에 따라 차이가 있었으며 이에 대한 연구가 더 필요하다 하였다. 또한 접촉 계면에 홈을 파서 맞물리게 하거나 용접(welding)하는 방법, lock wire 이나 pin, 또는 washer를 이용하는 방법 또한 silicone obturator의 사용, 나사 구멍(screw hole)의 내면에 유지형태를 만들고 봉쇄하는 방법 등이 있다. 그러나 이러한 것들은 임플란트 지대나사에 이들을 임상적으로 적용하기에는 임플란트에 홈을 파야 하거나 특별한 장치를 삽입하는 데 필요한 공간이 제약되는 등의 무리가 있어 다소의 제한점을 갖고 있는 것으로 생각된다.

Ⅲ. 나사의 안정성과 관련하여 전망[18]

지대주와 보철물의 장기간의 안정이 주요 문제이다. 다양한 요소 때문에 이 것과 관련하여 중요하며 빠른 진행이 있어 왔다. 맨처음, 중대한 기계로 깎은 공차(machining tolerances)가 지난 20여년 동안 발전되어 왔으며, 기술과 심한 산업 경쟁에서 추가

적인 진전과 함께 증진되기를 계속해 왔다. 지대주 연결은 기계공학적 관점에서 재 평가되어 왓고 중요한 진전이 있어왔다. 나사 기술학, 토크 요구 및 적용 분야에서 많은 것이 알려졌다. 지대주 디자인에 상당한 과도함이 있다하더라도 다른 제조회사로부터 구성성분 사이에 미세한(미묘한) 차이가 뚜렷하고, 현저하며, 임상적으로 빈도 있게 중요하다. 지대주 안정을 증진시키고 보철수복과정을 단순화시키는 전체의 새로운 계면 형태가 만들어져 왔다. 내부 연결(internal connections)로의 전이가 심도 있게 점차적으로 그러나 심도있게 진행되었다. 증진된 상호접촉과 공차와 함께 외부 hex의 길이에 증가와 변형된 하중 platform, 더좋은 나사, 높은 토크 적용이 디자인의 일생을 연장시켰다. 하지만 이용되는 새로운 계면의 다양성을 가지므로서, 외부 hex가 새로운 천년에 매우 오래 생존할 것 같지는 않다. 오늘날 이용되는 내부 연결(internal connection)은 보다 안정되고, 물리적으로 더 강하며, 수복하기가 쉽고, 우수한 심미성에 보다 더 따르며 보다 사용자에게 친근하다.

제품의 질과 적합도를 증진시키기 위해서 많은 제조회사에 의한 확고한 노력이 환자와 임상가를 위한 경신된 안정과 신뢰를 역시 야기할 것이다. 보다 안정되고 확실한 implant/abutment interfaces의 발전은 다루기 힘들고 성가신 screw-retained FPD와 single implant restorations 로부터 보다 사용자에게 친근한 시멘트 유지 임플란트 보철물로 이동되고 있다. 이러한 경향은 단순성과 안정성을 위한 시장 압력으로 피할수 없이 계속될 것이다.

관절부 불안정이 갖는 문제들을 극복하기 위해서 더 많은 노력속에, 지대주 나사는 전하중을 최대화하고 마찰에 입력 토크의 손실을 최소화하도록 발전시켜 왔다. 현재 나사는 편평한 두부(flat head seat), 줄기 길이(long stem length), 6개의 나사산 길이로 이루어진다. 증가된 줄기 길이는 적절한 신장을 얻는데 도움을 주며, 짧은 나사산 길이는 마찰을 줄인다. 적은 입력 토크가 마찰과 열에 쓰여진다면, 높은 전하중이 성취된다. 나사의 조임 특성을 결정하는 하나의 가장 중요한 요소는 제조 재질이다. 그래서 제조사들은 그 분야에서 여러 가지 변화를 시도해 왔다. 2개의 같은 재료의 긴밀한 sliding contact 동안에 나타나는 adhesive wear의 형태인 "galling"로 부터 부분적으로 결과되는 임플란트 나사산의 타이타늄과 타이타늄 나사산의 타이타늄 사이에 마찰 저항은 타이타늄 나사의 전하중 특성을 제한 시킨다. 그러므로 금합금 나사로 전이되고 있다. 금합금 나사는 높은 전하중에 보다 효과적으로 조일수 있는 낮은 마찰계수를 가지며 타이타늄에 들러 붙지 않는다.(고착) 나사산이 조임동안에 변형되므로 금나사의 적절한 취급이 관심이다. 그러므로 금나사는 최종 장착 과정에 제한되어 사용되도록 요구되고 있다. 마찰 저항을 더 감소시키기 위한 노력으로서 dry lubricant 코팅이 나사에 적용되었다. TorqTite(Novel Biocare)와 Gold-Tite(Implant Innovations)가 가장 주목할 만하다. TorqTite는 타이타늄 합금 나사에 적용된 Teflon 코팅이다. 그러므로서 60% 까지 마찰계수의 감소를 보고하고 있다. 보고된 데이터는 금합금 나사 보다 낮은 비용으로 타이타늄 합금 나사를 위해서 얻을 수 있는 전하중에 효과적인 증가를 지적해준다. Gold-Tite 의 시도는 표준 금합금 나사에 0.76 ㎛ 의 순 금을 코팅한 것이다. 코팅된 나사에 32 Ncm의 조임 토크를 가지고서, 제조사는 24% 증가된 전하중을 보고한다. 마찰-감소 코팅의 효과에 관한 이용할수 있는 데이터는 원초적으로 제조사의 근거이다. 비록 이론적인 계산이 이용할 수 있는 전하중에서 증가를 예견할지라도, 윤활과 비윤활나사의 전하중에 관한 여러 가지 검사는 유의성 있는 통계적 차이를 없을 것이라고 지적해준다. 또 다른 관심은 반복되는 조임후에 coated/plated screw의 마모(wear)와 관련된다. 나사관절부 안정에 관한 이러한 과학기술의 효과는 독립적인 연구와 임상적 시도에서 아직 충분히 규명되지는 못했다.

Ⅳ. 결 론

나사안정을 얻기 위해서는 나사풀림에 관여하는 원인과 나사 역학에 대하여 숙지하고 공학적 및 임상적 원칙을 지켜져야 한다. 공학적 관점에서 적절한 공차 및 적합, 최소의 회전, 최상의 물리적 성질, 예지성 있는 계면, 적정한 토크 적용이 절대적이다. 임상적 관점에선 적절한 임플란트 분포, 임플란트 축상에 하중, 임플란트의 적정한 수, 직경 및 길이, 캔티레버의 제거, 정확한 보철물의 적합, 교합력의

조절 등이 중요하다할 수 있다.

본 연구에서 나사의 안정성과 관련된 여러 요소들을 살펴보았는데 이러한 요소들 중 치과의사가 조절할 수 있는 임상적 요소들도 있지만 다른 몇 요소들은 근본적으로 나사의 제조와 관련하여 계속 연구 발전 시켜야 할 것으로 사료 된다.

참 고 문 헌

1. McGlumpy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Dent Clin North Am 1998;42:71-89.
2. Jemt T, Lacey WR, Harris D, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement : A 1-year report from a multicenter prospective study. Int J Oral Maxillofacial Impl 1991;6:29-36.
3. McGlumpy EA, Elfers CL, Mendel DA. Optimum torque values for implant abutment screws. J Dent Rec 1993;72:191.
4. Han MJ, Chung CH, Choi HC. A study on surface alternation of implant screws after function. J Korean Acad Prosrhodont 2002;40:275-286.
5. Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints, ed 3. New York : Marcel Dekker, 1995.
6. Binon P, Shutter F, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9: 48-63.
7. Keating K. Connecting abutments to dental implants. Irish Dentistry 2001;July:43-46.
8. Jörnéus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:353-359.
9. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10;529-536.
10. Goheen KL, Vermilyea SG, Vassoughi J, Agar JR. Torque generated by hand held screw drivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:149-155.
11. 문익훈, 정재헌. 수종 임프란트 시스템에서의 회전력에 관한 연구. 대한 치과보철학회지 1995;33:335-353.
12. Yoem Y, Vossoughi J, Burgess AR, Poka A. Influence of tightening on the rigidity of external fixations, Proceedings of the 39th Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology Oct 9-11, Bavaria, West Germany, 183, 1986.
13. 강윤모, 조인호. 치과 임플랜트 지대나사의 풀림 현상에 관한 연구. 단국대학교 치과대학 논문집. 1995.
14. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Load and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrared implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7;353-359.
15. Shigley J E, Mischke CR. Standard Handbook of Machine Design. New York: McGraw-Hill, 1986.
16. Larry CB, Donna LD, Eric WN, James DT. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screw before and after simulated function. Int J Proshodont 1993;6:435-439.
17. Burguette RL, John RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristic for screwed joint in osseointegrated dental implant. J Prosthet Dent 1994;71:592.
18. Binon PP. Implants and components: Entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15;76-94.
19. Hamrock BJ, Jaacobson B, Schmid SR. Fundamentals of machine elements. McGraw-hill, New York, 1999
20. Motosh N. Development of design charts for bolts preloaded up to the plastic range. J Eng Ind 1976;98:849-851.
21. Eckert SE, Wollan PC. Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. J Prosthet Dent 1998;79:415-421.
22. Miller RB, Mcglumphy EA, Kerby RE. Comparison of abutment screw preload in different implant designs. J Dent Res 1994;73(IADR abstrcts) No. 807.
23. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Determination of preload stress in dental implant screws. J Dent Res 1994;73(Iadr Abstrcts) No. 808.
24. Jeong YT, Chung CH, Lee HT. Screw joint stability according to abutment screw materials. J Korean Acad Prosrhodont 2002;40:275-286.
25. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effect of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional gold and pastic cylinders. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11:589-598.
26. Hurson S. Laboratory techniques to prevent screw loosening on dental implants. J Dent Technol 1996;April.
27. Byren D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. J Prosthet Dent 1998;80:184-192.

28. 고용석, 손승기, 정재헌. 상부 구조물 적합도에 따른 골유착성 임플랜트 보철물의 유한 요소법적 응력분석. 대한 악기능교합학회지 1996;12:173-191.
29. Binon PP. Evaluation of maching Accuracy and Consistency of Selected Implant, Standard Abutments and Laboratory Analog. Int J Prosthodont. 1995;8:162-178.
30. Dellinges MA, Tebrock OC. A measurement of torque values obtained with hand-held drivers in a simulated clinical setting. J Prosthod 1993;2:212-214.
31. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: A comparative study. Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14;94-100.
32. Jansen VK, Conrads G, Richter E-J. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12;527-540.
33. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screw before and after simulated function. Int J Proshodont 1993;6:435-439.