

조임 회전력에 따른 치과 임플란트 지대나사의 응력에 관한 연구

단국대학교 치과대학 치과보철학교실

이원주 · 임주환 · 조인호

I. 서 론

치과 임플란트는 1952년 Branemark¹⁾에 의해 골유착 개념이 도입된 이래 발전을 거듭하며 치과 치료에 널리 이용되고 있다. 외과적으로 임플란트 식립 후 임플란트와 골계면간에 골유착이 이루어져야 성공한 임플란트라 하겠지만, 장기적으로 기능을 수행하기 위해서는 상부 보철물에 대한 생역학적 고려 역시 철저히 이루어져야 한다.^{3,4,10,28,35)}

치과 임플란트의 보편적인 문제점은 임플란트에 보철물을 연결하는 지대나사의 풀림(screw loosening) 현상이다.^{1,15-17,24,32,35)} 치과 임플란트 보철물은 임플란트에 최종 상부 구조를 고정하는 방법에 따라 나사 유지 형태(screw-retained type)와 시멘트 고정 형태(cement-fixed type)로 분류할 수 있다. 이 중 나사 유지 형태는 짧은 치관에서도 나사에 의해서 유지력을 얻을 수 있고, 유지 보수가 필요하면 언제든지 풀었다가 재장착이 가능하다는 장점을 갖고 있는 반면에 시멘트 공간에 의한 오차 보상이 없으므로 고도의 보철물 적합도가 요구되고 나사 풀림이 발생한다는 단점이 있다.^{1,35)} 나사 풀림은 단일 보철물에서 주변 조직에 위해 작용을 가져올 수 있고, 나사 파절 등으로 골유착에 악영향을 줄 수 있다.²⁵⁾ 다수 보철물에서 풀리지 않은 고정체(fixture)에 풀린 쪽의 하중이 부가되어 골유착에 좋지 않은 결과를 가져올 수 있다.²⁵⁾ 나사 풀림 정도를 측정하는 방법에는 크게 3가지가 있다.³¹⁾ 첫째는 풀림 회전력을 측정하거나, 다시 조

이는 조임 회전력(restarting or breakaway torque)을 측정하는 방법인데, 간편한 방법이지만 윤활제의 유무, 온도 상승, 또는 부식(corrosion) 등에 의해 결과가 왜곡될 가능성이 있다. 둘째는 나사 신장 측정(screw elongation measurement) 방법이다. 셋째는, ultrasonic extensometer를 사용하는 방법에서 적은 양의 외력을 적용하여 전하중을 측정하는 방법(tension load procedure)이다. 나사 신장 측정 방법은 나사의 초기 길이와 풀림 후 신장된 길이 비교로 전하중(preload)⁵⁾을 측정하는 방법이며 사용되는 측정기구에 따라 2가지 종류로 나누어지는데, micrometer 측정과 초음파 측정이 있다.³¹⁾ Micrometer 측정은 대개 C형-micrometer를 사용하며 나사의 양 끝 모두로 접근이 가능할 때 사용할 수 있다. 초음파 측정은 나사 신장이나 평균 응력, 또는 둘 다 측정할 수 있으며 사용되는 기구는 ultrasonic thickness gauge, computerized thickness gauge, ultrasonic stress analyzer, thread strain analyzer, Erdman-Mcfaul extensometer, ROUS system 등이 있다.

전하중은 유지나사와 임플란트를 단단하게 조여 주고, 나사의 두부(screw head)와 임플란트 사이에 고정력(clamping force)을 발생시키고 유지시켜 준다.⁴⁾ 이러한 전하중을 만들기 위해 나사에 조임 회전력을 가하게 되나 나사에 외력 등이 가해지면 전하중을 상실하게 된다. 이와 같이 나사의 장력이 감소하는 것을 풀림 효과(loosening effects)라고 한다. 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 하는데³¹⁾, 단기간 풀림은 주로 surface settling에 의해 발생하며, 장기간 풀림은 vibration loosening과 stress loosening에 의해 발생한다.

Surface settling이란^{8,10,18,33,36)}, 나사에 조임 회전력이 가해지면 현미경적 소견으로는 항복강도 이상의 하중을 받게 되는 지점들이 생기며, 이 지점들에서 소성 변형(plastic deformation)이 발생하게 되고 표면의 초기 접촉 부위가 변형되어 편평하게 되는 것을 말한다. 나사를 안정화시킬 수 있는 접촉면적이 생길 때까지 소성 변형이 일어나며 이러한 소성 변형을 통해 나사가 신장된다³¹⁾.

조임 회전력을 가하면 나사에 일종의 에너지가 발생하고 그 에너지가 마찰력에 의해 나사 조임을 유지하지만, 어떤 원인으로 마찰력이 소실되면 에너지가 방출되고 나사가 나선의 경사면을 따라 원래의 길이로 되돌아가게 되는데 이것을 vibration loosening이라고 하며, 장기간 풀림의 가장 보편적인 형태이다.

Stress loosening은 시간과 하중에 의해 발생하는 creep과 유사한 개념으로, 나사를 조일 때 상당한 중량을 부여하고 온도를 높게 해주면 파절될 때까지 나사가 천천히 늘어나게 되는 것을 말한다. 그러나 고려하지 않아도 될 만큼 발생 속도가 느리다.

본 연구에서는 소성변화가 없는 최대 조임 회전력을 산출하기 위해, 조임 회전력을 가한 후 지대 나사의 신장을 측정하고, 최대 조임 회전력을 가한 후 풀림 회전력을 측정하였다. 측정값으로 UCLA-형 치과 임플란트 지대나사의 응력과 전하중을 평가하였으며, 나사 풀림을 최소화하기 위한 최대 조임 회전력을 계산하여 추정하고, 재료간 풀림 회전력을 비교 연구 하였다.

II. 문 헌 고 찰

지대 나사의 풀림은 임플란트 보철물에서 흔히 발생하는 문제점이다^{15-17,24,32,35)}. Jemt¹⁵⁾와 Jemt 등¹⁶⁾은 무치악에 식립한 임플란트 보철물에서 식립 2주후 첫내원시 30.6%에서 나사 풀림이 발생했으며, 다시 조임 회전력을 가한 후 3개월 후에 그중

6%에서 다시 나사풀림이 발생했다고 보고하였다. 또한 상악은 43%에서 나사풀림이 발생한 반면 하악은 27%의 나사풀림 발생을 보고하였다. 1992년에는 Jemt 등¹⁷⁾이 후방연장 국소의치 보철물의 상악 49%, 하악 21%에서 나사풀림을 보고하였고, 최종 조임 후에도 상악 13.6%에서 나사풀림을 보고하였다.

Binon 등⁸⁾에 의하면, 다수의 임플란트를 식립한 경우에도 나사풀림이 발생하는데, 최근 단일 임플란트 보철물의 26%에서 나사 풀림이 일어났으며, 전치부(28%)보다는 소구치부(31%)에서 나사풀림이 더 빈번하다고 보고하였다. 또한 상악(24%)과 하악(10.5%) 간에 유의성 있는 나사 풀림의 차이를 보고하였다.

Naert 등²⁴⁾은 임상에서 초기 조임 회전력(tightening torque)을 가한후 첫번째 내원시 유지나사의 6%에서 나사 풀림이 발생했다고 보고하였고, Misch³⁵⁾는 임플란트 지지 피개의치 보다는 부분 무치악 증례에서 빈발한다고 보고하였다. 1994년 Kallus¹⁸⁾는 5년 경과된 전악 고정성 임플란트 보철에서 유의할만한 나사풀림을 24.1%의 증례에서 발견하였다고 보고하였다.

유지나사의 풀림은 보철물의 형태, 개인간의 교합력, 같은 구강내에서도 치아마다 교합력 등이 다르므로 다양하게 발생한다^{15,17,24,33)}.

Shigley³⁹⁾는 초기 전하중의 10%가 이러한 surface settling 과정에서 상실된다고 보고하였으며, Hagiwara와 Chashi³⁰⁾는 초기 조임과 풀림 과정에서는 나선 계면상의 마찰이 크지만, 조임과 풀림 과정을 반복하고 나면 마찰이 감소한다고 보고하였다. 1992년 Carr 등¹¹⁾은 임플란트 연구에서 초기 조임 과정시 지대주에서 평균 전하중은 97 N이라 보고하였으며, 1993년에는 Carr 등¹²⁾이 나선의 맞물림 과정을 완료한 후 평균 전하중은 322 N이라고 보고하였다. 통상 사용되는 조임 회전력의 양은 지대나사 위에 금 나사를 조일 때는 10 N, 지대 원주 조임시는 20 N의 힘을 사용하고 있으며, 단일 보철물(CeraOne)에서는 32 N의 힘으로 조인 뒤 상부 보철물을 접착하는 방법을 쓰고 있다^{1,28,34)}.

1994년 Binon 등⁸⁾의 논문에서, 나사 파절에 필요한 조임 회전력의 75%의 힘이 가장 적절한 전하중을 발생시키는 조임 회전력의 양이라 보고된 바

있으며, Carr 등¹³⁾은 골유착된 임플란트에 역 회전력(reverse torque)을 가하는 실험에서 임플란트 성분이나 표면성분에 따라 회전력이 다를 것을 보고하였는데, [HA : Hydroxyapatite]의 경우 186.0 Ncm, [Ti-6Al-4V]는 78.6 Ncm, [CP Ti : Commercially pure titanium]는 74.0 Ncm의 역 회전력(reverse torque)이 요구된다고 보고하였다.

III. 실험 재료 및 방법

1. 실험재료

본 실험에서는 다음과 같은 재료를 사용하였다.

(1) Titanium 임플란트(SDCA 018, Nobelpharma USA, Chicago, IL)

지대나사 길이 측정을 위해 임플란트의 근단부

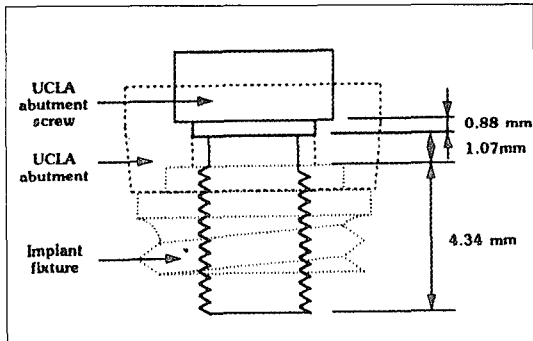


Fig 1. Test configuration showing the assembly of the abutment screw fastened to the implant through the abutment

를 제거하였다(Fig. 1, 2). 지대나사에서 임플란트로 힘이 전달되는데 최소한 3개의 지대나사의 나선이 필요하므로³⁸⁾, 본 실험에서는 6개의 나선이 임플란트 내에 위치하게 하였다.

(2) Gold UCLA hexed abutment(GUCHI, Implant Innovations, USA)

지대나사 길이 측정을 위해 지대주(abutment)의 치관부를 제거 하였다(Fig. 1, 2).

(3) Titanium and gold alloy UCLA screws(UCABH and UCABS, Implant Innovations, USA) (Fig. 3, 4)

(4) Torque driver(15RTDH & 6RTD, Tohnichi MFG. Co., LTD, Japan)

조임 회전력을 가하는 장치로써 15RTDH(0.2-

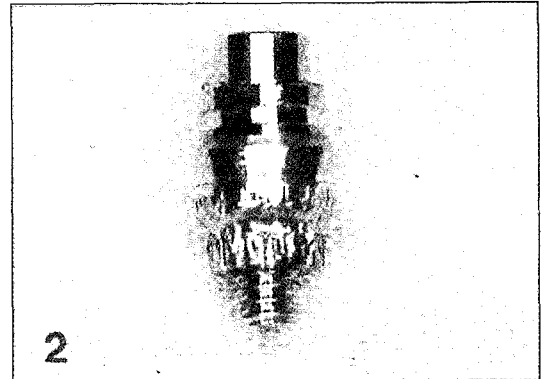


Fig 2. Feature of test configuration

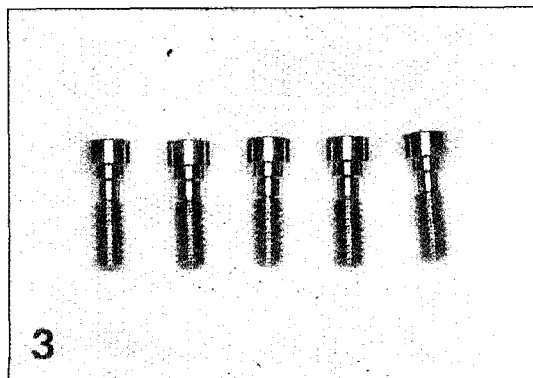


Fig 3. Feature of titanium UCLA screws

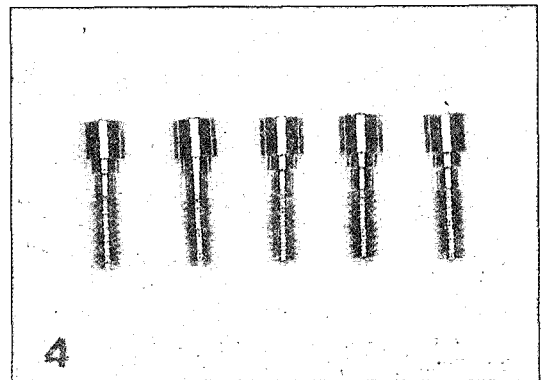


Fig 4. Feature of gold alloy UCLA screws

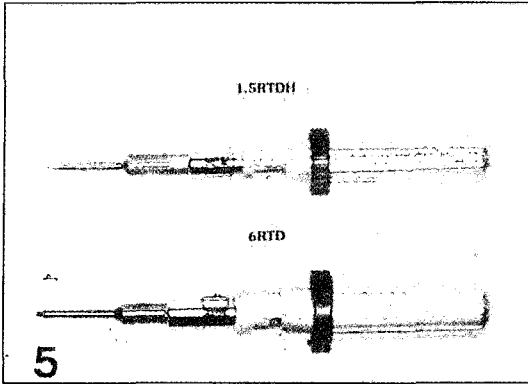


Fig 5. Feature of torque driver

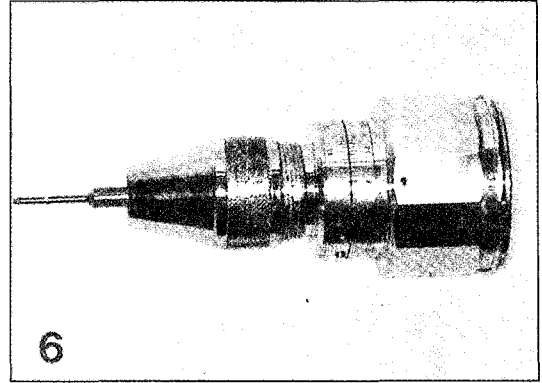


Fig 6. Feature of torque gauge

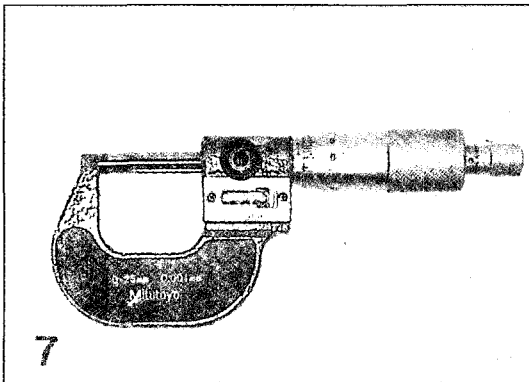


Fig 7. Feature of micrometer

1.5 kgf · cm, 0.01 kgf · cm 단위)와 6RTD(1-6kgf · cm, 0.05 kgf · cm 단위)의 2가지를 사용하였다(Fig. 5).

(5) Torque gauge(3.6 BTG, Tohnichi MFG. Co., LTD, Japan)

폴립 회전력을 측정하는 계측장치로써 0.05 kgf · cm의 눈금단위로 최소 0.4 kgf · cm에서 최대 3.6 kgf · cm까지 계측이 가능하다(Fig. 6).

(6) Micrometer(193-111, Mitutoyo, Japan)

나사 신장을 측정하는 장치로써 0-25 mm에서 1 μ m 단위까지 측정이 가능하다(Fig. 7).

2. 실험방법

지대나사의 길이 측정이 가능하도록 절단된 임플란트와 UCLA-형 지대주를 연결하고, torque

driver를 사용하여 지대나사에 조임 회전력을 가하고 micrometer로 각각의 조임후 길이 측정을 시행하였다.

(1) 금 지대나사의 경우 조임 회전력을 가하기 전, 5 N-cm 가한 후, 그리고 10 N-cm에서 제조회사가 지시하는 32 N-cm까지 2 N-cm씩 증가하면서 힘을 가한 후, 각각의 지대나사 길이와 폴립 회전력을 측정하였다.

위의 과정을 5개의 금 지대나사에서, 지대나사마다 5회 반복 측정하였다.

(2) 타이타늄 지대나사의 경우 조임 회전력을 가하기 전, 4 N-cm 가한 후, 그리고 8 N-cm에서 제조회사가 지시하는 20 N-cm까지 2 N-cm씩 증가하면서 힘을 가한 후, 각각의 지대나사 길이와 폴립 회전력을 측정하였다.

위의 과정을 5개의 타이타늄 지대나사에서, 지대나사마다 5회 반복 측정하였다.

3. 통계처리

본 논문의 통계처리에는 SPSS V5.02 for Win(SPSS Inc., USA)을 사용하였다.

나사 신장과 조임 회전력간의 상관관계 분석을 위해 상관계수 분석(correlation)과 회귀분석(regression analysis, stepwise method)을 시행하였다. 두가지 다른 재료의 지대나사간 폴립 회전력 차이는 independent t-test를 95% 유의수준으로 시행하여 검증하였다.

IV. 실험결과

나사 길이를 측정한 결과를 도표로 정리하면 다음과 같다.

Table 1. Results of measurement of gold alloy(1) screw length and loosening torque

		(unit : mm)				
Ncm	kgf · cm	1회	2회	3회	4회	5회
Before		8,570	8,568	8,570	8,568	8,568
5	0.51	8,571	8,569	8,570	8,569	8,568
10	1.02	8,573	8,570	8,572	8,570	8,570
12	1.22	8,573	8,571	8,573	8,571	8,570
14	1.43	8,574	8,572	8,574	8,571	8,574
16	1.63	8,575	8,573	8,574	8,573	8,575
18	1.84	8,576	8,574	8,574	8,573	8,575
20	2.04	8,577	8,575	8,574	8,573	8,575
22	2.25	8,577	8,575	8,575	8,575	8,575
24	2.45	8,577	8,575	8,576	8,575	8,576
26	2.65	8,578	8,575	8,576	8,576	8,576
28	2.86	8,578	8,576	8,577	8,576	8,576
30	3.06	8,579	8,578	8,578	8,577	8,577
32	3.26	8,580	8,578	8,579	8,578	8,578
Loosening torque	kgf · cm	2.27	2.42	2.20	2.31	2.34
	Ncm	22.31	23.74	21.58	22.73	22.96

Table 2. Results of measurement of titanium(1) screw length and loosening torque

		(unit : mm)				
Ncm	kgf · cm	1회	2회	3회	4회	5회
Before		7,911	7,930	7,934	7,934	7,933
4	0.41	7,912	7,932	7,935	7,935	7,934
8	0.82	7,913	7,933	7,935	7,935	7,934
10	1.02	7,913	7,933	7,936	7,936	7,935
12	1.22	7,915	7,934	7,937	7,936	7,936
14	1.43	7,916	7,935	7,939	7,938	7,937
16	1.63	7,917	7,935	7,939	7,939	7,937
18	1.84	7,918	7,936	7,940	7,940	7,939
20	2.04	7,919	7,938	7,941	7,941	7,940
Loosening torque	kgf · cm	1.62	1.42	1.36	1.42	1.52
	Ncm	15.89	13.93	13.34	13.93	14.91

Table 3. Results of measurement of gold alloy(2) screw length and loosening torque

(unit : mm)

Ncm □	kgf · cm	1회	2회	3회	4회	5회
Before		8,569	8,568	8,569	8,567	8,568
5	0.51	8,570	8,569	8,570	8,568	8,569
10	1.02	8,571	8,569	8,570	8,570	8,570
12	1.22	8,572	8,570	8,571	8,570	8,571
14	1.43	8,572	8,571	8,572	8,571	8,572
16	1.63	8,573	8,572	8,574	8,572	8,573
18	1.84	8,574	8,574	8,575	8,573	8,574
20	2.04	8,575	8,574	8,575	8,573	8,575
22	2.25	8,575	8,575	8,576	8,574	8,576
24	2.45	8,576	8,576	8,576	8,575	8,577
26	2.65	8,577	8,577	8,577	8,575	8,578
28	2.86	8,578	8,578	8,578	8,576	8,578
30	3.06	8,579	8,579	8,578	8,577	8,579
32	3.26	8,580	8,579	8,579	8,577	8,579
Loosening torque	kgf · cm	2.22	2.20	2.23	2.34	2.22
	Ncm	21.80	21.58	21.88	22.96	21.82

Table 4. Results of measurement of titanium(2) screw length and loosening torque

(unit : mm)

Ncm	kgf · cm	1회	2회	3회	4회	5회
Before		7,970	7,989	7,993	7,993	7,994
4	0.41	7,971	7,990	7,994	7,994	7,996
8	0.82	7,972	7,991	7,995	7,995	7,996
10	1.02	7,972	7,992	7,997	7,996	7,997
12	1.22	7,973	7,992	7,998	7,997	7,997
14	1.43	7,974	7,993	8,000	7,998	7,998
16	1.63	7,976	7,995	8,000	7,999	8,000
18	1.84	7,976	7,996	8,001	8,000	8,001
20	2.04	7,977	7,997	8,001	8,000	8,002
Loosening torque	kgf · cm	1.64	1.59	1.32	1.53	1.50
	Ncm	16.09	15.60	12.95	15.01	14.71

Table 5. Results of measurement of gold alloy(3) screw length and loosening torque

		(unit : mm)				
Ncm	kgf · cm	1회	2회	3회	4회	5회
Before		8,545	8,544	8,543	8,543	8,544
5	0.51	8,547	8,545	8,543	8,543	8,544
10	1.02	8,549	8,546	8,543	8,544	8,545
12	1.22	8,550	8,548	8,544	8,544	8,546
14	1.43	8,551	8,549	8,547	8,546	8,547
16	1.63	8,551	8,549	8,547	8,546	8,548
18	1.84	8,552	8,549	8,548	8,549	8,548
20	2.04	8,553	8,551	8,549	8,550	8,550
22	2.25	8,553	8,553	8,550	8,551	8,551
24	2.45	8,554	8,553	8,550	8,552	8,552
26	2.65	8,555	8,553	8,551	8,552	8,552
28	2.86	8,556	8,554	8,552	8,554	8,552
30	3.06	8,556	8,554	8,552	8,554	8,554
32	3.26	8,557	8,555	8,553	8,555	8,555
Loosening torque	kgf · cm	2.42	2.28	2.39	2.47	2.26
	Ncm	23.74	22.37	23.45	24.23	22.14

Table 6. Results of measurement of titanium(3) screw length and loosening torque

		(unit : mm)				
Ncm	kgf · cm	1회	2회	3회	4회	5회
Before		7,970	7,981	7,982	7,980	7,979
4	0.41	7,971	7,982	7,982	7,981	7,980
8	0.82	7,972	7,983	7,984	7,982	7,981
10	1.02	7,973	7,984	7,986	7,98	7,982
12	1.22	7,974	7,985	7,988	7,983	7,983
14	1.43	7,974	7,985	7,989	7,984	7,983
16	1.63	7,976	7,987	7,989	7,984	7,984
18	1.84	7,977	7,988	7,990	7,985	7,986
20	2.04	7,978	7,989	7,990	7,985	7,986
Loosening torque	kgf · cm	1.63	1.53	1.49	1.51	1.48
	Ncm	15.99	15.01	14.62	14.81	14.52

Table 7. Results of measurement of gold alloy(4) screw length and loosening torque

		(unit : mm)				
Ncm	kgf · cm	1회	2회	3회	4회	5회
Before		8,549	8,547	8,546	8,547	8,545
5	0.51	8,550	8,548	8,547	8,549	8,545
10	1.02	8,550	8,548	8,548	8,550	8,547
12	1.22	8,551	8,549	8,548	8,550	8,547
14	1.43	8,553	8,550	8,549	8,550	8,548
16	1.63	8,553	8,551	8,549	8,551	8,559
18	1.84	8,554	8,552	8,550	8,551	8,550
20	2.04	8,555	8,552	8,551	8,552	8,550
22	2.25	8,555	8,553	8,552	8,553	8,551
24	2.45	8,556	8,553	8,553	8,554	8,551
26	2.65	8,557	8,554	8,554	8,555	8,552
28	2.86	8,557	8,556	8,555	8,555	8,553
30	3.06	8,558	8,557	8,556	8,557	8,554
32	3.26	8,559	8,557	8,556	8,558	8,554
Loosening torque	kgf · cm	2.34	2.24	2.35	2.23	2.41
	Ncm	22.95	21.97	23.05	21.88	23.64

Table 8. Results of measurement of titanium(4) screw length and loosening torque

		(unit : mm)				
Ncm	kgf · cm	1회	2회	3회	4회	5회
Before		8,001	8,015	8,009	8,014	8,010
4	0.41	8,002	8,017	8,010	8,015	8,011
8	0.82	8,004	8,018	8,011	8,016	8,012
10	1.02	8,004	8,019	8,012	8,017	8,012
12	1.22	8,004	8,020	8,012	8,017	8,013
14	1.43	8,005	8,021	8,012	8,018	8,013
16	1.63	8,006	8,021	8,014	8,020	8,014
18	1.84	8,008	8,022	8,015	8,021	8,015
20	2.04	8,009	8,023	8,016	8,022	8,017
Loosening torque	kgf · cm	1.64	1.32	1.36	1.43	1.45
	Ncm	16.09	12.95	13.34	14.03	14.23

Table 9. Results of measurement of gold alloy(5) screw length and loosening torque

		(unit : mm)				
Ncm	kgf · cm	1회	2회	3회	4회	5회
Before		8,542	8,540	8,542	8,540	8,540
5	0.51	8,543	8,541	8,542	8,541	8,540
10	1.02	8,544	8,542	8,544	8,542	8,542
12	1.22	8,544	8,543	8,545	8,543	8,542
14	1.43	8,545	8,544	8,546	8,543	8,546
16	1.63	8,546	8,545	8,546	8,545	8,547
18	1.84	8,547	8,546	8,546	8,545	8,547
20	2.04	8,548	8,547	8,546	8,545	8,547
22	2.25	8,549	8,547	8,547	8,547	8,547
24	2.45	8,550	8,547	8,548	8,547	8,548
26	2.65	8,550	8,548	8,548	8,548	8,548
28	2.86	8,551	8,549	8,549	8,548	8,548
30	3.06	8,551	8,551	8,550	8,549	8,549
32	3.26	8,552	8,552	8,551	8,550	8,550
Loosening torque	kgf · cm	2.44	2.39	2.35	2.26	2.31
	Ncm	23.94	23.45	23.05	22.17	22.66

Table 10. Results of measurement of titanium(5) screw length and loosening torque

		(unit : mm)				
Ncm	kgf · cm	1회	2회	3회	4회	5회
Before		8,019	8,030	8,032	8,032	8,031
4	0.41	8,020	8,031	8,033	8,033	8,032
8	0.82	8,022	8,032	8,035	8,034	8,034
10	1.02	8,022	8,032	8,035	8,035	8,034
12	1.22	8,023	8,034	8,036	8,035	8,035
14	1.43	8,023	8,035	8,036	8,037	8,035
16	1.63	8,025	8,035	8,037	8,039	8,036
18	1.84	8,026	8,035	8,039	8,040	8,038
20	2.04	8,027	8,036	8,039	8,040	8,039
Loosening torque	kgf · cm	1.64	1.38	1.51	1.37	1.46
	Ncm	16.09	13.54	14.81	13.44	14.32

이상의 결과에서 신장된 길이(Δl)를 측정한 후 5개의 지대나사 마다 평균하여 그래프로 나타내었다(Fig 8, 9).

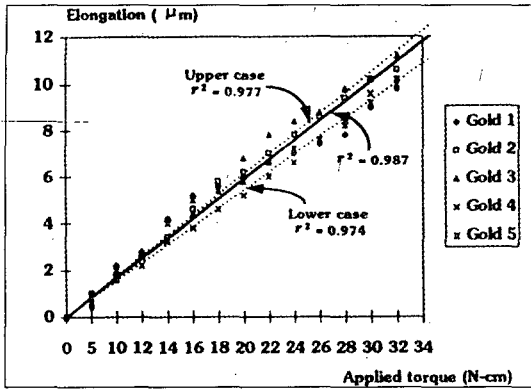


Fig 8. Gold alloy screw elongation for 5 to 32 N-cm torque

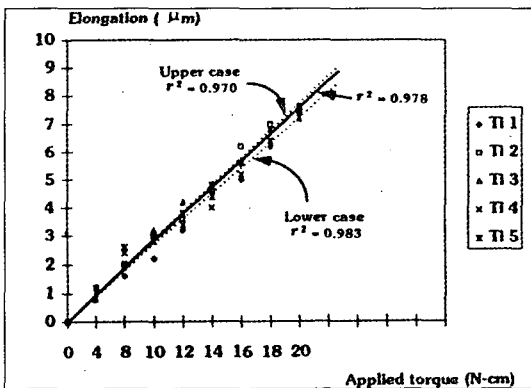


Fig 9. Titanium screw elongation for 4 to 20 N-cm torque

상관계수 분석과 회귀분석을 시행한 결과 금 지대나사와 타이타늄 지대나사에서 나사신장과 조임 회전력 간에 상관관계(gold alloy screws : $r^2=0.987$, titanium screws : $r^2=0.978$)가 있었으며, 가장 많은 신장을 보인 지대나사(gold alloy screws : $r^2=0.977$, titanium screws : $r^2=0.970$)와 가장 적은 신장을 보인 지대나사(gold alloy screws : $r^2=0.974$, titanium screws : $r^2=0.983$)를 포함하여 모든 결과에서 상관관계는 정의 관계(비례 관계)³⁰에 있었다(Fig 8, 9, Table 11, 12).

매회마다 측정된 풀림 회전력을 제조회사가 지시한 조임 회전력(금 지대나사 : 32 N-cm, 타이타늄 지대나사 : 20 N-cm)의 %로 나타내어, 두 가지 다른 재료간의 차이를 그래프로 나타내었다(Fig 10).

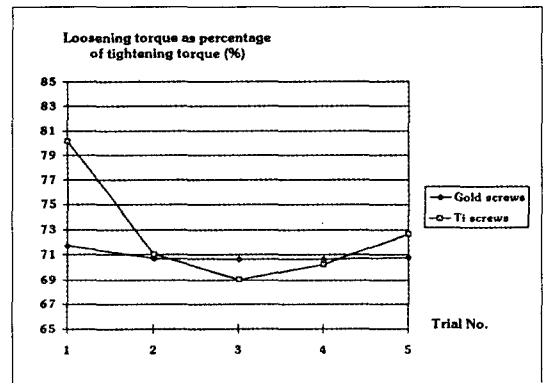


Fig 10. Loosening torque as a percentage of tightening torque

Table 11. Results of regression analysis (gold alloy screw)

Variable	B	SE B	Beta	T	Sig T
(contant)	0.345175	0.011479	0.993430	30.070	0.0000
	-0.919290	0.235432		-3.905	0.0021

Multiple R 0.99343
R Square 0.98690

Table 12. Results of regression analysis (titanium screw)

Variable	B	SE B	Beta	T	Sig T
(contant)	0.378217	0.021508	0.988870	17.585	0.0000
	-0.535349	0.277667		-1.928	0.0952

Multiple R 0.98887
R Square 0.97786

타이타늄 지대나사에서는 1회째와 2-5회째 간에 유의성있는 풀림 회전력의 차이를 보였으나 (p<0.05), 금 지대나사에서는 1회째와 2-5회째 간에 유의성있는 풀림 회전력의 차이를 보이지 않았다(Table 13).

Hooke의 법칙이 성립하므로 신장된 길이는 응력과 하중으로 나타낼 수 있다³⁷⁾.

$$\text{탄성계수} = \frac{\text{응력}}{\text{변형률}} = \frac{\text{하중/단면적}}{\text{변형된 길이/변형전 길이}}$$

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{F/A}{\Delta l/l_0}$$

$$\text{따라서 } E = \frac{F/A}{\Delta l/l_0}, \quad \Delta l = \frac{Fl_0}{EA}$$

으로 나타낼 수 있다^{4,32,37)}.

또한 지대나사의 길이는 Fig 1 에서와 같이 나누어지므로

$$\Delta l = \Delta h + \Delta k + \Delta h$$

Table 13. Results of t-test for loosening torque of gold alloy screw and titanium screw

	Trial	t-value	df	2-Tail Sig.
Gold	1 vs 2	0.56	8	0.593
	1 vs 3	0.63	8	0.545
	1 vs 4	0.72	8	0.492
	1 vs 5	0.59	8	0.572
	2 vs 3	0.04	8	0.972
	2 vs 4	0.04	8	0.968
	2 vs 5	-0.04	8	0.969
	3 vs 4	0.00	8	1.000
	3 vs 5	-0.09	8	0.934
	4 vs 5	-0.10	8	0.921

	Trial	t-value	df	2-Tail Sig.
Ti	1 vs 2	3.76	4.05	0.019
	1 vs 3	5.86	4.09	0.004
	1 vs 4	8.89	8	0.000
	1 vs 5	11.41	8	0.000
	2 vs 3	0.64	8	0.539
	2 vs 4	0.30	8	0.768
	2 vs 5	-0.66	4.53	0.539
	3 vs 4	-0.53	8	0.609
	3 vs 5	-1.83	4.86	0.129
	4 vs 5	-1.95	8	0.086

Trial	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	1 vs 5	2 vs 3	2 vs 4	2 vs 5	3 vs 4	3 vs 5	4 vs 5
Gold										
Ti	*	*	*	*						

Table 14. Results of screw torque at 32 N-cm for gold alloy and at 20 N-cm for titanium

Material	Torque (N-cm)	Elongation (μm)	Force (N)	Stress (MN/m^2)	Yield Strength (%)
Gold	1	9.8 \pm 0.45	474.0 \pm 21.65	279.3 \pm 12.75	49.40
	2	10.6 \pm 0.55	512.7 \pm 26.51	302.1 \pm 15.61	53.46
	3	11.2 \pm 0.84	541.7 \pm 40.45	319.2 \pm 23.85	56.48
	4	10.0 \pm 0.71	483.7 \pm 34.22	285.0 \pm 20.15	50.42
	5	10.2 \pm 1.10	493.4 \pm 52.98	290.7 \pm 31.22	51.42
Ti	1	7.4 \pm 0.55	396.5 \pm 29.30	233.6 \pm 17.31	50.56
	2	7.6 \pm 0.55	407.2 \pm 29.30	240.0 \pm 17.31	51.94
	3	7.2 \pm 1.30	389.8 \pm 61.47	227.3 \pm 41.16	49.22
	4	7.6 \pm 0.55	407.2 \pm 29.30	240.0 \pm 17.31	51.94
	5	7.4 \pm 0.89	396.5 \pm 47.89	233.6 \pm 28.26	50.58

$$\Delta l = \frac{Fl}{EA_1} + \frac{Fk}{EA_2} + \frac{Fb}{EA_3}$$

$$= \frac{F}{E} \left(\frac{l}{A_1} + \frac{k}{A_2} + \frac{b}{A_3} \right)$$

로 나타낼 수 있다³⁰⁾.

지대나사 측정 후 평균하면²¹⁾ 아래와 같다.

$l=0.89$ mm 나사의 경부 중 치관측 넓은 부분
 $k=1.07$ mm 나사의 경부 중 근단측 좁은 부분
 $b=2.44$ mm 지대나사와 임플란트의 나선 부분

$A_1=3,017$ mm² 나사의 경부 중 치관측 넓은 부분
 $A_2=1,697$ mm² 나사의 경부 중 근단측 좁은 부분
 $A_3=2,164$ mm² 지대나사와 임플란트의 나선 부분

금 지대나사의 탄성계수는 99.3 GPa, 항복강도는 565.4 MPa, 타이타늄 지대나사의 탄성계수는 110 GPa, 항복강도는 462 MPa이므로 지대나사의 응력과 하중은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$F = \Delta l \times 48,37 \text{ MN/m (gold alloy)}$$

$$F = \Delta l \times 53,58 \text{ MN/m (titanium)}$$

$$\sigma = \frac{F}{1,697 \text{ mm}^2} \text{ (screw)}$$

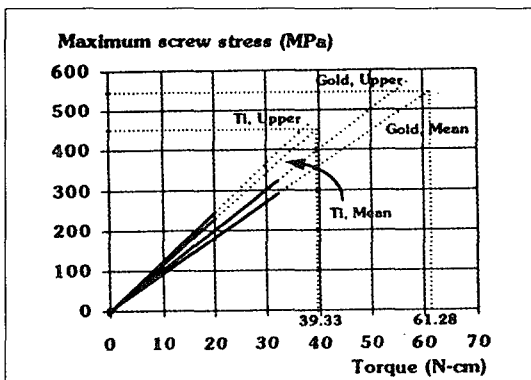


Fig 11. Maximum screw stresses versus tightening torque for gold alloy and titanium screws

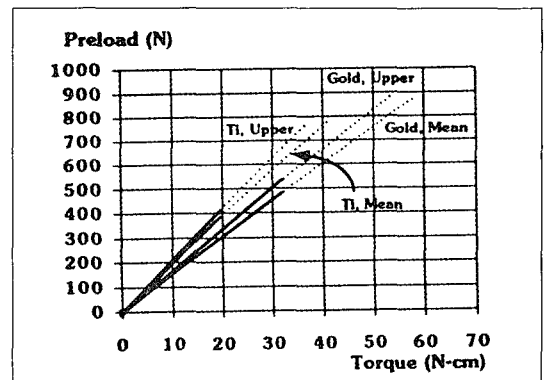


Fig 12. Preload versus tightening torque for gold alloy and titanium screws

따라서 본 실험의 측정치에 대해 응력과 하중을 계산하면 Table 14의 결과와 같다.

제조회사가 지시한 최대 조임 회전력으로 힘을 가한 후 금 지대나사와 타이타늄 지대나사에 항복강도의 60% 이하의 응력이 발생하는 것으로 산출되었으며 탄성한도 이내에 있었다(Table 14).

금 지대나사와 타이타늄 지대나사의 조임 회전력에 따른 응력과 하중을 그래프로 나타내었다(Fig 11, 12).

V. 총괄 및 고안

치과 임플란트의 보편적인 문제점은 임플란트에 보철물을 연결하는 지대나사의 풀림 현상이다^{1,15-17,24,32,35}. 나사의 풀림을 방지 또는 해결하기 위한 공학적, 치과적 노력이 계속되어 왔다^{1,8,19-21,26,29,31}.

공학적으로, 단기간 풀림을 방지하기 위한 방법은 균일한 부품 가공, 고강도의 재질 사용, 조임과 풀림을 반복하는 방법 등이 있고^{1,31}, vibration loosening을 방지하기 위한 방법으로 접촉 면에 흠을 파서 맞물리게 하거나 용접하는 방법, lock wire 이나 pin, 또는 washer^{1,28}를 이용하는 방법 등이 있다. 치과적으로 풀림을 방지하기 위한 방법은 보철물 접촉면의 정확도를 높여서 수동적 접합성을 이루는 것, 임플란트 수를 늘리는 방법, 교합 간섭 제거나 교합 면적 축소 등으로 교합을 조절하는 방법 등이 있다^{8,19,20,26}. 그리고 완전 무치악 증례에서 점차 부분 무치악, 단일 임플란트 보철물 증례가 증가함에 따라 고정체와 상부 구조의 보철적 결합구조와 지대나사에 조임 회전력을 가할때 회전력의 양이 논의되고 있다^{1,21}. 회전과 풀림 방지를 위해 고정체에 외육각 구조를 만들기도 하고, 단일 임플란트 보철물의 경우 일반적으로 인접 치아에 회전 방지용 구조물을 연장하며, 구치부에서는 인접 치아와의 접촉면을 확장하는 방법 등을 사용하여 왔다¹.

지대나사의 조임 회전력의 양은 골유착에 손상이 없는 범위여야 함과 동시에 보철적인 나사 구조에 영향을 주지 않는 범위에서 나사 풀림을 효과적으로 막을 수 있어야 한다. 그러한 조임 회전력의 양에 대하여 많은 논의가 되고 있다^{10,13}. 골유

착된 임플란트의 제거에는 임플란트 성분에 따라 186.0 Ncm (HA), 78.6 Ncm (Ti-6Al-4V), 74.0 Ncm (CP Ti)의 역 회전력(reverse torque)이 요구된다고 보고된 바 있다³³. 조임 회전력의 양은 지대나사 위에 금 나사를 조일 때는 10 N, 지대 원주 조임시는 20 N의 힘을 사용하고 있으며, 단일 보철물(CeraOne)에서는 32 N의 힘으로 조인 뒤 상부 보철물을 접착하는 방법을 쓰고 있다^{128,34}. 다양한 임플란트 제품으로 최적의 회전력 값을 실험한 논문에서 Nobelpharma 금 나사의 경우 12.4 N-cm, Core-Vent TST screw의 경우 83.8 N-cm로 보고된 바 있다⁸.

본 실험에서는 나사 풀림을 방지하는데 도움을 얻고자 지대나사 조임시 최대 조임 회전력을 산출하는데에 지대나사 신장 측정으로부터 얻은 측정값을 이용하여 공학적인 접근을 시도해 보았다.

금 지대나사에 제조회사가 지시한 최대 조임 회전력 32 N-cm를 가했을 때의 평균 응력은 295.26 MN/m²이었으며, 279.30 (±12.75)에서 319.20 (±23.85) MN/m²의 범위에 있었다(Table 14). 타이타늄 지대나사에 제조회사가 지시한 최대 조임 회전력 20 N-cm를 가했을 때의 평균 응력은 234.91 MN/m²이었으며, 227.34 (±41.16)에서 239.96 (±17.31)의 범위에 있었다(Table 14). 이 값을 항복강도(565.4 MPa : gold alloy, 462 MPa : titanium)와 비교하여 백분율로 나타냈을때 두가지 모두 항복강도의 60% 이하의 응력이 발생하는 것으로 산출되었다(Table 14). 최대 응력의 경우도 역시 56.48% (gold alloy)와 51.94% (titanium)로서 탄성한도 이내에 있음을 볼 수 있다.

Fig 11의 상관 그래프로 두가지 재료의 지대나사에서 조임 회전력을 추정해 보았을때, 금 지대나사에서 항복강도에 도달하기 직전까지 가능한 조임 회전력의 양은 61.28 N-cm이었으며 타이타늄 지대나사에서는 39.33 N-cm이었다.

이러한 공학적인 접근에서 추정된 조임 회전력을 그대로 구강에 적용하는데에는 더 연구가 필요하다. 예를 들어 타액이 계면에 흘러들게 되면 일종의 윤활 작용을 하게 되어 추정된 값과 차이가 있는 결과를 만들 수 있다¹. Brunski⁸는 나사 파절에 필요한 조임 회전력의 75%의 힘이 가장 적절한 전하중을 발생시키는 조임 회전력의 양이라 주

장한 바 있다. 이것이 치과 보철에 도입된 조임 회전력을 계산하여 추정한 결과라 한다면, 본 논문에서 산출된 값에 적용했을 때 금 지대나사에서는 약 45.96 N-cm의 조임 회전력이, 타이타늄 지대나사에서는 약 29.50 N-cm의 조임 회전력이 가장 적절한 전하중을 발생시킨다 하겠다. 여러 연구에서 보는 바와 같이, 제조회사가 지시한 32 N-cm, 20 N-cm의 값보다는 더 큰 조임 회전력을 가하여도 나사의 물성에는 무리가 없음을 알 수 있다. 따라서 나사 풀림을 방지하기 위하여, 제조회사가 지시하고 있는 최대 조임 회전력보다 다소 큰 힘을 가하여 나사를 조여도 공학적, 보철적으로 문제가 없다고 사료된다.

나사의 장력은 나사가 탄성회복하려는 결과로서, 보철물과 임플란트를 서로 당기는 고정력을 발생시킨다¹⁴⁾. 조임 회전력을 가하여 나사 내에 유도된 전하중은 이와 같이 당기는 힘으로 고정되어 있는 접촉 계면을 따라 분산된다¹²⁷⁾. 본 논문(최대 조임 회전력시 평균 신장 - gold alloy : $10.36 \pm 0.555 \mu\text{m}$, titanium : $7.44 \pm 0.167 \mu\text{m}$)에서 산출된 평균 전하중은 금 지대나사에서 $501.11 \pm 26.85 \text{ N}$, 타이타늄 지대나사에서 $399.43 \pm 7.61 \text{ N}$ 이었다.

전하중에서 비롯되는 이와 같은 고정 효과(clamping effect)는 고정력을 증가하는 외력이 지대주에 압축력을 가했을 때 상실된다¹⁴⁾. 축력이 가해지면 지대나사의 두부와 지대주의 측벽 사이의 맞물림이 벌어지게 되고, 일단 맞물린 결합이 떨어지게 되면 발생된 전하중을 모두 상실하게 되는 것이다. 편측 운동시에 외력이 가해져도 해당 부위의 맞물림이 떨어지게 되고 마찬가지로 전하중을 상실하게 된다¹⁴⁾. 다양한 방향에서 외력이 가해지면 나사 풀림은 촉진된다. 이러한 나사 풀림을 방지하기 위해서는 전하중을 더 부여해 주어야 한다.

나사 신장은 나선 계면상의 surface settling^{8,10,18,33,36)}과 관련이 있다. 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 된다¹⁴⁾. 초기 전하중의 10%가 이러한 surface settling 과정에서 상실된다³⁰⁾. 다시 말하면 초기 조임과 풀림 과정에서는 나선 계면상의 마찰이 크지만, 조임과 풀림 과정을 반복하고 나면 마찰이 감소한다³⁰⁾. 초기에 가해진 조임 회전력의 약 90%가 마찰력을 극복하는데 사용되고 단지 10%만이 전하중을 발생시킨다¹²³⁾. 또한 조임 과정을 계속하면, 탄성한도내에서 나사가 신장함에 따라 전하중도 증가하다가, 재료의 물성에 따라 전하중 증가도 한계점에 달한다.

이와 같은 공학적인 이론이 보철적 연구에서도 보고된 바가 있다. 임플란트 연구에서 초기 조임 과정시 지대주에서 평균 전하중은 97 N이었고¹¹⁾, 나선의 맞물림 과정을 완료한 후는 322 N¹²⁾이었다. 이는 보철적 영역에서도 조임 회전력이 가해지면 그 에너지가 나사 신장이나 전하중 발생보다 거친 계면을 편평하게 하는데 더 많이 사용됨을 알 수 있다.

그러나 본 논문에서는 Fig 10 및 Table 13에서 보는 바와 같이 타이타늄 지대나사에서는 1회째와 2-5회째 간에 유의성 있는 풀림 회전력의 차이를 보였으나($p < 0.05$) 금 지대나사에서는 유의성 있는 차이를 보이지 않았다. 앞서 설명한 관점에서 본다면 금 지대나사와 타이타늄 지대나사에서 유사한 결과가 나타나야 할 것으로 예상되나, 이 경우와 같이 두가지 중에 한 재료에서만 나타난 특정 결과를 결론으로 받아들이기는 어렵다. 즉, 본 논문에서는 조임 및 풀림 과정의 횟수와, 풀림 회전력으로부터 측정할 수 있는 전하중 간에 특별한 관계가 없었다. 그것은 본 실험에 사용된 임플란트와 지대주는 나사 신장 측정 실험에 동일한 조건을 부여하기 위해 이미 실험에 앞서 조임 및 풀림 과정을 충분히 실행하는 과정이 필요하므로, 지대나사의 나선이 접하는 임플란트와 지대주 계면의 마찰력이 매우 낮기 때문으로 사료된다. 본 논문과 같이 나사 신장 측정과 병행할 때는 동일 조건을 위한 전처리가 필요하므로, 마찰에 대한 효과를 더 연구하기 위해서는 마찰력과 전하중만을 비교할 수 있는 별도의 실험 계획이 필요하리라고 사료된다.

VI. 결 론

조임 회전력에 따른 나사 신장과 폴립 회전력을 측정함으로써, UCLA-형 치과 임플란트 지대나사의 응력과 전하중을 평가하여 나사 풀림을 최소화하기 위한 최대 조임 회전력을 추정하고, 재료간 폴립 회전력을 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 금 지대나사와 타이타늄 지대나사에서 나사 신장과 조임 회전력 간에 상관관계가 있었으며 (gold alloy : $r^2 = 0.987$, titanium : $r^2 = 0.978$), 나사 신장 측정으로부터 산출하여 얻은 평균 전하중은 501.11 \pm 26.85 N (gold alloy) 과 399.43 \pm 7.61 N (titanium) 이었다.
2. 제조회사가 지시한 최대 조임 회전력으로 힘을 가한 후 지대나사에 발생한 응력은 항복강도의 60% 이하로서 탄성한도 이내에 있었으며, 소성 변형이 없는 최대 조임 회전력을 상관 그래프로 추정한 값은 61N-cm (gold alloy) 와 39 N-cm (titanium) 이었다.
3. 타이타늄 지대나사에서는 1회째와 2-5회째 간에 유의성 있는 폴립 회전력의 차이를 보였으나 ($p < 0.05$), 금 지대나사에서는 1회째와 2-5회째 간에 유의성 있는 폴립 회전력의 차이를 보이지 않았다.

참 고 문 헌

1. 강윤모, 조인호 : 치과 임플란트 지대나사의 폴립 현상에 관한 연구. 단국대학교 치과대학 논문집, 1995.
2. 조인호 : 치과 임플란트 시술에 관한 해외 최신 지견 (2), 대한치과의사협회지 29:12, 1991.
3. 조인호 : IMPLANT 보철 수복방법의 생체 역학적 분석, 대한치과의사협회지 31:438, 1993.
4. 김경남, 김교한, 김형일, 박영준, 배태성, 임호남, 조혜원 : 치과재료학. 군자출판사, 34, 1995.
5. 한국과학기술단체 총연합회 : 과학기술용어집. 천풍인쇄주식회사, 1978.
6. 허만형 : SPSS와 통계분석, 교학사, 223, 1995.
7. Adell, R., Lekholm, U., Eriksson, B., Branemark,

- P.I., and Jemt, T. : A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Implants, 5:347, 1991.
8. Binon, P., Franz, Brunski, J., Gulbransen, H. : The role of screws in Implants systems. Int J Oral Maxillofac Implants, 9:(supplement)48, 1994.
9. Branemark, P.I. : Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent, 50:397, 1983.
10. Burguette, R.L., John, R.B., King, T., Patterson, E.A. : Tightening characteristic for screwed joint in osseointegrated dental implant. J Prosthet Dent, 71:592, 1994.
11. Carr, A.B., Brunski, J.B., Luby, M.L. : Preload and load-sharing of strain-gauged CP-Ti Implant components [abstract 106]. J Dent Res, 71(special issue):528, 1992.
12. Carr, A.B., Brunski, J.B., Labishak, J., Bagley, B. : Preload comparison between as-received and cast-to implant cylinders [abstract 695]. J Dent Res, 72(special issue):190, 1993.
13. Carr, A.B., Larsen, P.E., Papazoglou, E., McGlumphy, E. : Reverse torque failure of screw-shaped implants in baboons : Baseline data for abutment torque application. Int J Oral Maxillofac Implants, 10:167, 1995.
14. James, E.H., Ronald, L.S., Sun, T., James P.C. : Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. Int J Oral Maxillofac Implants, 10:529, 1995.
15. Jemt, T. : Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws : A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants, 6:270, 1991.
16. Jemt, T., Laney, W.R., Harris, D., Henry, P.J., Krogh, P., and Polizzi, G. : Osseointegrated implants for single tooth replacement : A 1-year report from a multicenter prospective study. Int

- J Oral Maxillofac Implants, 6:29, 1991.
17. Jernt, T., Linden, B., Lekholm, U. : Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants : from prosthetic treatment to first annual checkup, Int J Oral Maxillofac Implants, 7:40, 1992.
 18. Kallus, T., Bessing, C. : Loose gold screws frequency occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated Implants after 5 years, Int J Oral Maxillofac Implants, 9:169, 1994.
 19. Lawrence, A., Weinberg, : The Biomechanics of force distribution in implant -supported prosthesis, Int J Oral Maxillofac Implants, 8:19, 1993.
 20. Lang, B.G., Lewis, S., Christensen, G.J. : Current Issue Forum, Int J Oral Maxillofac Implants, 8:105, 1993.
 21. McGlumpy, E.A., Lampagni, W.V., Peterson, L.J. : Biomechanical analysis of the tooth and implant supported fixed partial denture, J Dent Res, 67:346, 1988.
 22. Merle, J.J., Michael, E.R., Daved, G.G., : Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws, J Prosthet Dent, 74:373, 1995.
 23. Motosh, N. : Development of design charts for bolts preloaded up to the plastic range, J Eng Ind, 98:849, 1976.
 24. Naert, I., Quirynen, M., van Steenberghe, D., Darius, P.A. : six year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism, J Prosthet Dent, 67:236, 1992.
 25. Patterson, E.A., Johns, R.B. : Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants, Int J Oral Maxillofac Implants, 7:26, 1992.
 26. Rangert, B., Jernt, T., Jorneus, L. : Forces and moments on Branemark implants, Int J Oral Maxillofac Implants, 4:242, 1989.
 27. Sakaguchi, R.L., Borgersen, S.E. : Nonlinear Contact Analysis of Preload in Dental Implant Screws, Int J Oral Maxillofac Implants, 10:295, 1995.
 28. Zarb, G.A., Schmitt, A. : The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants, The Toronto study, Part III : Problem and complications encountered, J Prosthet Dent, 64:185, 1990.
 29. Baubles, R.C., and McCormick, G.J. : Loosening of fasteners by vibration, ENSA, Union, N.J., December 1966.
 30. Hagiwara, M., Chashi, N. : New tightening technique for threaded fasteners, Materials and engineering proceedings of the international offshore mechanics and arctic engineering symposium, vol 3. New York : American Society of mechanical Engineers, 371, 1992.
 31. Bickford, J.H. : An introduction to the design and behavior of bolted joints, New York : Marcel Dekker, Inc, 247, 1981.
 32. Craig, R.G. : Restorative Dental Materials, St Louis : Mosby, 54, 1993.
 33. Landt, Richard. : Preload loss and vibration loosening, SPS technology, Jenkintown, Pa, 1979.
 34. Lief, E.K. : Restorative Dentist's Manual, Nobelpharma AB, 1991.
 35. Misch, C.E. : "Contemporary implant dentistry", Mosby-Year Bok, Inc, St. Louis, 1993.
 36. Robert, O., Parmley, P.E. : Standard handbook of fastening and joining, McGraw-Hill book company, 1997
 37. Ralph, W.P. : Skinner's science dental materials, W. B. Saunders company, 1982.
 38. Shigley, J.E. : Mechanical engineering design, New York : McGrawHill, 1977.
 39. Shigley, J.E., Mischke, C.R. : Standard Handbook of Machine Designs, New York : McGraw-Hill, 1986.

ABSTRACT

**STRESS OF DENTAL IMPLANT ABUTMENT SCREW
BY THE TIGHTENING TORQUE**

Won-Joo Lee, Ju-Hwan Lim, In-Ho Cho

Department of Prosthodontics Graduate School Dankook University

Abutment screw loosening of implant restorations is a common problem in the treatment of dental implant. The purpose of this study was to calculate stress and preload from the elongation measurements and to determine maximum tightening torque without plastic deformation of the screw. The length of each gold alloy UCLA screw was measured after tightening to the manufacturer's recommended torque of 32 N-cm. Similarly, titanium UCLA screws were measured after tightening to the manufacturer's recommended torque of 20 N-cm. Loosening torque was also measured after tightening to 32 N-cm torque for gold alloy abutment screws and 20 N-cm for titanium abutment screws.

The results were as follows :

1. There was a regressive relationship between screw elongation and tightening torque (gold alloy : $r^2 = 0.987$, titanium : $r^2 = 0.978$), and the mean preload calculated from elongation measurements was 501.11 ± 26.85 N (gold alloy) and 399.43 ± 7.61 N (titanium).
2. Stress calculated for the gold alloy and titanium screws at maximum recommended tightening torque was less than 60% of their respective yield strengths and within the elastic range. Maximum tightening torque without plastic deformation was 61 N-cm(gold alloy) and 39 N-cm(titanium).
3. For titanium screws, there was a significant difference between loosening after trial 1 and loosening after trials 2 to 5 ($p < 0.05$). No statistically significant difference was seen in mean loosening torques between the first and subsequent trials for gold alloy screws.

Key word : loosening torque, preload, screw loosening, stress, tightening torque, yield strength.