

호환 가능한 임플란트 보철용 유지 나사들의 형태 비교와 풀림 회전력의 측정에 관한 연구

단국대학교 치과대학 보철학교실

조수미 · 임주환 · 조인호

I. 서 론

스웨덴의 Branemark⁹⁾에 의해 1952년 골유착 개념이 보고된 이래 임플란트를 이용한 각종 보철치료가 시행되어왔다. 장기간에 걸친 임상연구 결과에서 높은 성공률을 보임에 따라 임플란트에 대한 관심과 이용이 증가되고 있다^{9,32-34,36)}. 최근들어 임플란트의 생존율에 있어서 전체적인 임플란트 시스템의 중요성이 인지되어 왔기 때문에, 생역학에 대한 개념이 강조되고 있다. 그러나 임플란트의 각 구성 성분들의 생역학적인 영향에 대해서는 거의 알려진 바 없다²⁶⁾.

임플란트 구성 성분을 교환하여 쓰는 것은 치료비, 보철상의 융통성, 편리함등의 이유로 임상에게 매우 매력적인 일이다. 이러한 호환 가능성(interchangeability)은 최근들어 보다 보편화되어 있기 때문에, 임상술식에 있어 그 안정성과 효율성이 평가되어야 한다^{15,20)}.

전형적인 임플란트 복합체(implant complex)는 여섯 개의 계면을 형성하는 다섯 개의 구성 성분으로 구성되어있다. 이들 여섯 개의 계면은 응력 전달점(stress transmittal points)으로서 작용하여, 힘을 분배 조절한다. 이들 계면의 접촉면은 torque-preload 관계와, 궁극적으로는 나사의 피로 파절(fatigue fracture)에서 중요한 역할을 한다¹⁵⁾.

유지 나사를 조이면 나사는 신장되어 인장력(tensional force)을 발생시키고, 맞물리는 부분에 압축력(compressive force)을 가하게 된다. 외부의 저

작업에 상관없이 나사 결합부에 생긴 이러한 인장-압축력을 preload라고 한다^{4,8,10,13,15,20,24,25,28)}.

Torque와 preload 관계에 관한 공학적 원칙에 의하면, 모든 나사는 디자인에 따라 자신만의 독특한 torque-preload 관계를 갖는다¹⁵⁾. 적용된 회전력과 preload는 계면상에 작용하는 마찰력 때문에 비례한다^{15,29)}.

마찰력은 구성 성분의 기하학적 특성과 나사의 계면을 구성하는 성분의 재질상 특성에 달려있다. 나선(thread)의 디자인이나 표면적, 정점 너비(crest width), 나사의 반경(screw radius), 나사 두부의 직경(diameter of screw head)등은 적용된 회전력과 preload 관계에 영향을 미친다^{8,15,20,29)}.

임플란트 시스템에서 발생하는 나사 풀림은 계속적으로 진행되는 임상적인 문제점이다^{11,22,27,28,32)}. 유지 나사는 덜 조여졌거나, 디자인이 부적절할 때, 부하(load)가 지나치게 가해졌을 경우, 혹은 유지 나사가 수동적으로 적합되지 않을 때 풀릴 수 있다. 그 외의 원인으로는 너무 나사를 빨리 돌렸거나, 윤활제가 묻었을 경우등이 있다^{1,8,20,31)}.

일반적으로 나사풀림은 단기간 풀림과 장기간 풀림으로 구별된다^{1,29)}.

단기간 풀림은 나사 결합부(screw joint)에서 구성 성분의 접촉면상에 존재하는 미세한 표면구조가 초기 접촉력하에서 변형되어 편평하게 되는 settling effect^{8,10,13,19)}에 의해 주로 발생한다. 이러한 현상을 방지하기 위해 한 번에 나사를 조이지 않고 수차례에 걸쳐 조이기와 풀기를 반복하여 미리 set-

ting effect를 유도하는 방법이 이용되고 있다^{1,16,29)}.

장기간 풀림은 장시간에 걸쳐 나사가 preload를 상실할 때 발생하는데, 보통 vibration loosening과 stress loosening으로 나뉜다^{1,29)}.

Vibration loosening은 응력이 가해진 나사가 용수철과 같은 작용을 하여, 각 계면사이에서의 마찰력에 의해 이루어진 조임 현상이 이러한 진동 현상을 흡수해 가다가 임계점에 이르면 급격히 풀린다고 설명된다.

Stress loosening은 일정하게 상당한 크기의 힘이 고온과 함께 수반될 경우, 물체가 파괴될 때까지 천천히 길이가 신장되는 현상이다. 이러한 stress loosening은 어떤 온도에서도 발생되나, 그 속도가 너무 느려 대부분의 경우에서 거의 생각할 필요가 없다.

유지 나사의 풀림을 방지하기 위해 보철물의 정확한 접촉면, 균일한 부품 가공, 교합 간섭 제거, 교합 면적의 축소, 식립된 임플란트의 수를 증가시키는 방법등이 고안되었다^{20,28,32)}.

본 연구의 목적은 임상에서 사용되는 서로 다른 네종류의 임플란트 시스템의 보철용 유지 나사의 형태를 비교해보고, 또한 각각의 풀림 회전력을 측정하여 비교하므로써 임상적인 의의를 찾고자 하는데 두었다.

II. 문헌고찰

현재 치과용 임플란트는 완전 무치악과 부분 무치악의 수복에 널리 사용되고 있다. 그러나 외과적으로 골유착에 성공한 임플란트라도 장기적으로 성공을 거두려면 보철물의 생역학적인 고려가 이루어져야 한다^{2,10,27,32)}.

통상적으로 치과 임플란트는 최종 상부 구조물을 고정하는 방법에 따라 나사 유지 형태와 시멘트 고정 형태로 구분된다. 나사 유지 형태는 낮은 고경의 지대주(abutment)에 사용가능하고, 수리가 필요한 경우 재장착을 할 수 있는 반면, 상부 구조가 수동적으로 맞기 힘들고 나사풀림이 자주 발생한다^{1,32)}.

임플란트 보철용 유지 나사는 임플란트 보철물 구조에서 가장 약한 연결 부위로서 주위의 조건이

나 유지 형태에 따라 풀리기 쉽다^{22,27)}. 임상에서 유지 나사의 6-31%가 처음 조인 후, 몇 주내에 풀리는 것으로 나타났다¹³⁾.

그러나 어떠한 교합 오차나 구조물의 실수라도 나사 풀림이나 나사 파절을 유발할 수 있어, 임플란트 지대주에 과도한 부하가 걸려 임플란트에 직접적으로 교합력이 전달되는 것을 방지한다^{13,19,22,32)}.

1992년 Jemt 등¹⁷⁾은 87명의 부분 무치악 환자에게 임플란트 보철물을 장착시킨지 1년후 상악에서 49%, 하악에서 21%의 나사풀림이 나타난다고 보고하였다.

1994년 Kallus와 Bessing¹⁹⁾은 전악 고정성 임플란트 보철(full-arch fixed implant prosthesis)시술을 받은지 5년된 236명의 환자를 관찰한 결과, 24.1%에서 유의할만한 나사풀림을 발견하였다.

1994년 Binon 등⁸⁾은 임플란트와 지대주의 적합도가 나사 결합부의 안정성에 미치는 영향에 대한 연구를 실시하였다. 그 결과 부적절한 나사 조임이나 지나친 부하, 잘못된 나사 디자인, 골의 탄성, 임플란트 구성 성분의 선반 가공 상태나 보철물 적합도에 문제가 있을 경우 등이 나사 풀림의 원인이 된다고 보고하였다. 또한 slotted type의 나사는 internal hexed type의 나사보다 조이기가 힘들어, 나사 계면상에서 preload가 덜 발생할 수 있음을 보고하였다.

1992년 Patterson 등²³⁾에 의하면 나사결합부에서 적용될 수 있는 가장 큰 preload는 나사를 영구 변형시키는 힘의 70-80%라고 하였고, 1992년 Jorneus 등¹⁸⁾은 나사 결합부에서의 지나친 settling effect 등이 나사 풀림을 유발한다고 발표하였다.

또한 1995년 Jaarda 등¹⁵⁾은 나선, 정점, 나사의 반경, 나사의 두부의 직경과 디자인, 그리고 표면적이 torque-preload 관계에 영향을 미침을 밝혔다.

1993년 Misch³²⁾는 나사에 미리 preload를 주거나, 나사를 적절히 디자인하므로써 수동적으로 적합되지 않는 상부 보철물이나, 재질 자체의 피로 파절 등을 방지하고자 하였다.

일반적으로 나사풀림은 단일 보철물일 경우, 주변 조직에 유해 작용을 줄 수 있어, 나사 파절등으로 골유착에 악영향을 미칠 가능성이 있다^{1,19)}. 또한 보철물에서도 나사가 풀린 쪽의 하중이 풀리지 않은 고정체(fixture)에 부가되어 골유착에 좋

지 않은 결과를 줄 수 있다³²⁾.

1993년 Lang 등³⁰⁾은 동일한 임플란트에서 구성 성분을 호환하여 사용하는 것은 나사의 파절 저항을 상당히 변경시킬 수 있고, 단지 외형이 비슷하다고 해서 구성 성분이 호환가능하다고 판단하는 것은 위험하다고 하였다. 또한 장기간 동안 임플란트의 수명에 영향을 주지 않고, 임플란트 구성 성분을 서로 호환하는 것이 가능하다는 과학적인 증거는 없다고 하였다. 그리고 비슷해 보이는 구성 성분이 대부분의 경우 원래의 기계적 원칙을 유지하지 않고, 골과 임플란트 계면에 영향을 준다고 발표하였다.

1995년 Jaarda 등¹⁵⁾은 나사를 물리적으로 위치시킬 수 있는 것은 나선 정점간의 거리, 주직경, 정점너비에 근거를 둔다고 하였다. 이들 세요소가 유의성있게 다를 경우, 유지 나사는 지대 나사에 삽입될 수 없을 것이라고 보고하였다.

이에 본 실험에서는 임상에서 흔히 교환하여 사용되고 있는 4종의 유지 나사를 연구하여, 이들의 호환가능성 여부를 확인해 보고자 하였다.

III. 실험 재료 및 방법

1. 실험 재료

(1) 임플란트 보철용 유지 나사

Nobelpharma 유지 나사(Nobelpharma Inc., USA), 3i 유지 나사(3i Implant Innovation Inc., USA), Impla-med 유지 나사(Impla-med Inc., USA), Restore 유지 나사(Implant Support System Inc., USA)을 각각 4개씩 준비하였다 (Table 1).

(2) JSM-5200 Scanning microscope®(JEOL, Japan)

확대율 35배로 각각의 임플란트 보철용 유지 나사의 SEM 사진을 촬영하였다.

(3) Digimatic Caliper®(Mitutoyo Co., Japan)

최소 단위 0.01mm으로서 digital로 표시된다. 35배로 확대된 SEM 사진상에서 유지 나사의 각 부위를 측정하는데 사용되었다.

(4) Block 제작

Clear resin에 임플란트 고정체(Nobelpharma Inc., USA)를 매몰한 다음, 지대주(Nobelpharma Inc., USA)와 금원주(Nobelpharma Inc., USA)를 연결하였다. 고정체는 block의 정중앙에 수직으로 flange 아래 부분만 묻히도록 하였다.

(5) Torque controller (Nobelpharma Co., Inc.)

Bur를 장착하여 나사를 조이는 장치로 힘은 10, 20, 32, 45 N-cm, 속도는 10 r.p.m.과 24 r.p.m.을 선택할 수 있다.

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

풀립 회전력을 측정하는 계측장치로서 최소 단위가 0.05 kgf-cm이고, 측정 범위는 0.4-3.6 kgf-cm이다.

2. 실험 방법

(1) 실험 1

1) 4종의 임플란트 시스템의 보철용 유지 나사를 100-150 nm의 두께로 3분간 palladium coating 하고, 유지 나사 두부의 상연과 하연이 바닥과 평행하도록 나사를 위치시킨 다음, 35배율로 SEM 사진을 촬영하였다

Table 1. Summary of implant prosthetic retaining screws

Code	Implant System	Alloy	Number	Source
NO	Nobelpharma		4	Nobelpharma Inc., USA
3i	3i	gold	4	3i Implant Innovation Inc., USA
IM	Impla-med		4	Impla-med Inc., USA
RE	Restore	titanium	4	Implant Support System Inc., USA

2) SEM 사진 상에서 보철용 유지 나사를 8부위로 나누어 caliper로 각 부위를 측정 한 뒤 (Figure 1), 얻어진 측정치를 실측치로 다시 수정 하였다.

: 나사 두부의 직경(diameter of screw head), 나사 길이(screw length), 나선 정점간의 거리(thread pitch), 주 직경(major diameter), 경부 직경(neck diameter), 경부 길이(neck length), 정점 너비(crest width), 근부 너비(root width)

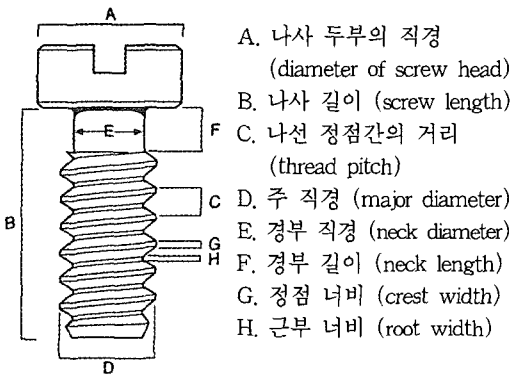


Figure 1. Eight geometric parameters

(2) 실험 2

Block에 매몰되어 있는 고정체에 지대주와 금원주를 연결한 뒤, torque controller를 이용하여 보철용 유지 나사를 10 r.p.m., 10 N-cm으로 조였다. 이 과정은 1회 시행 완료를 알리는 alarm 후에 확인 과정으로써 1회 더 작동하여 조임으로써 조임과정을 완료하였다.

그런 다음, 유지 나사 조임시의 역방향으로 torque gauge를 적용시켜 나사 풀림을 기록하였다. 각 나사당 5회씩 조이기와 풀기를 반복하여 매번 풀림 회전력을 측정하였다.

IV. 실험 결과

각 군의 정규 분포 여부를 확인하기 위해 K-S test (Kolmogorov-Smirnov Goodness of Fit test)를 시행한 결과 모두 정규 분포를 이루고 있음을 확인하였다.

1. 실험 1

각 임플란트 시스템에 따른 유지 나사의 geometric parameter를 측정 한 결과는 다음과 같다.

Table 2. Mean and standard deviation of geometric parameter A according to type of screw (μm)

Type of Screw	Measurement (μm^*)
RE	2202 \pm 11.67
3i	2140 \pm 2.50
NO	2105 \pm 4.55
IM	2091 \pm 1.71

* Mean and standard deviation (N=4)

Geometric parameter A, 즉 나사 두부의 직경에 관한 One way ANOVA test결과에서 4종의 유지 나사 모두 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p<0.05$). Multiple range test 결과, 나사 두부의 직경은 RE가 가장 컸고, 그 다음으로는 3i, NO, IM의 순으로 나타났다 ($p<0.05$) (Table 2).

Table 3. Mean and standard deviation of geometric parameter B according to type of screw (μm)

Type of Screw	Measurement (μm^*)
IM	2894 \pm 1.71
NO	2718 \pm 2.16
RE	2693 \pm 4.57
3i	2612 \pm 2.22

* Mean and standard deviation (N=4)

Geometric parameter B, 즉 나사 길이에 관한 One way ANOVA test 결과에서 4종의 유지 나사 모두 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p<0.05$). Multiple range test 결과, 나사 길이의 직경은 IM가 가장 컸고, 그 다음으로는 NO, RE, 3i 순으로 나타났다 ($p<0.05$) (Table 3).

Geometric parameter C, 즉 나선 정점간의 거리에 관한 One way ANOVA test 결과에서 4종의

유지 나사 사이에 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다 (Table 4).

Table 4. Mean and standard deviation of geometric parameter C according to type of screw (μm)

Type of Screw	Measurement (μm^*)
NO	233 \pm 1.71
3i	232 \pm 0.96
RE	231 \pm 2.22
IM	230 \pm 1.71

* Mean and standard deviation (N=4)
 ** Value within brackets do not differ significantly ($p>0.05$) as determined by the multiple range tests.

Geometric parameter D, 즉 나사 길이에 관한 One way ANOVA test 결과에서 3i, RE, NO와 IM 사이에 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다 ($p<0.05$). Multiple range test 결과, 나사 길이는 IM가 다른 유지 나사에 비해 통계적으로 유의성있게 작았다 ($p<0.05$) (Table 5).

Table 5. Mean and standard deviation of geometric parameter D according to type of screw (μm)

Type of Screw	Measurement (μm^*)
3i	1255 \pm 1.91
RE	1252 \pm 1.50
NO	1251 \pm 4.12
IM	1213 \pm 1.89

* Mean and standard deviation (N=4)
 ** Value within brackets do not differ significantly ($p>0.05$) as determined by the multiple range tests.

Geometric parameter E, 즉 경부 직경에 관한 One way ANOVA test 결과에서 4종의 유지 나사 모두 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p<0.05$).

Multiple range test 결과, IM의 경부 직경이 가장 컸고, 그 다음으로는 RE, NO, 3i 순으로 나타났다 ($p<0.05$) (Table 6).

Table 6. Mean and standard deviation of geometric parameter E according to type of screw (μm)

Type of Screw	Measurement (μm^*)
IM	1272 \pm 1.71
RE	1242 \pm 2.22
NO	1001 \pm 3.00
3i	910 \pm 1.83

* Mean and standard deviation (N=4)

Geometric parameter F, 즉 경부 길이에 관한 One way ANOVA test 결과에서 4종의 유지 나사 모두 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p<0.05$). Multiple range test 결과, 경부 길이의 직경은 3i가 가장 컸고, 그 다음으로는 NO, IM, RE의 순으로 나타났다 ($p<0.05$) (Table 7).

Table 7. Mean and standard deviation of geometric parameter F according to type of screw (μm)

Type of Screw	Measurement (μm^*)
3i	513 \pm 2.63
NO	342 \pm 1.71
IM	276 \pm 2.16
RE	232 \pm 2.75

* Mean and standard deviation (N=4)

Geometric parameter G, 즉 정점 너비에 관한 One way ANOVA test 결과에서 4종의 유지 나사 모두 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다 (Table 8).

Geometric parameter H, 즉 근부 너비에 관한 One way ANOVA test 결과에서 NO와 IM, RE

그리고 3i 사이에 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p<0.05$). Multiple range test 결과, NO의 근부 너비가 가장 컸고, 그 다음으로는 IM, RE의 순이었으며, 3i의 근부 너비가 가장 작은 것으로 나타났다 ($p<0.05$) (Table 9).

Table 8. Mean and standard deviation of geometric parameter G according to type of screw (μm)

Type of Screw	Measurement (μm^*)
IM	52±1.29
NO	51±1.10
RE	51±1.91
3i	50±1.41

* Mean and standard deviation (N=4)

** Value within brackets do not differ significantly ($p>0.05$) as determined by the multiple range tests.

Table 9. Mean and standard deviation of geometric parameter H according to type of screw (μm)

Type of Screw	Measurement (μm^*)
NO	59±0.84
IM	54±1.91
RE	52±1.80
3i	25±0.82

* Mean and standard deviation (N=4)

** Value within brackets do not differ significantly ($p>0.05$) as determined by the multiple range tests.

2. 실험 2

풀림 횟수에 따른 각 임플란트 유지 나사의 풀림 회전력을 측정된 결과는 다음과 같다.

첫 번째 풀었을때의 풀림 회전력에 관한 One way ANOVA test 결과에서 NO, RE 그리고 3i와 IM 사이에 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다 ($p<0.05$). Multiple range test 결과, NO, RE의 풀림

회전력이 유의성있게 컸으며, 그 다음으로는 3i이었고, IM의 경우가 가장 작은 것으로 나타났다 ($p<0.05$) (Table 10).

Table 10. Mean and standard deviation of loosening torque according to 1st loosening number (N-Cm)

Type of Screw	Measurement (N-Cm*)
NO	12.4±0.20
RE	12.1±0.05
3i	9.6±0.17
IM	8.8±0.40

* Mean and standard deviation (N=4)

** Value within brackets do not differ significantly ($p>0.05$) as determined by the multiple range tests.

Table 11. Mean and standard deviation of loosening torque according to 2nd loosening number (N-Cm)

Type of Screw	Measurement (N-Cm*)
RE	13.8±0.17
NO	13.0±0.52
3i	12.5±1.75
IM	9.5±0.59

* Mean and standard deviation (N=4)

** Value within brackets do not differ significantly ($p>0.05$) as determined by the multiple range tests.

두 번째 풀었을때의 풀림 회전력에 관한 One way ANOVA test 결과에서 RE, NO, 3i와 IM 사이에 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다 ($p<0.05$). Multiple range test 결과, IM가 다른 유지 나사의 회전력에 비하여 유의성있게 작았다 ($p<0.05$) (Table 11).

세 번째 풀었을때의 풀림 회전력에 관한 One way ANOVA test 결과에서 NO, RE 그리고 3i와

IM 사이에 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다 ($p < 0.05$). Multiple range test 결과, NO, RE의 풀림 회전력이 유의성있게 컸으며, 그 다음으로는 3i이었고, IM의 경우가 가장 작은 것으로 나타났다 ($p < 0.05$) (Table 12).

Table 12. Mean and standard deviation of loosening torque according to 3rd loosening number (N-Cm)

Type of Screw	Measurement (N-Cm*)
NO	14.5±0.44
RE	13.9±0.38
3i	12.8±0.29
IM	9.6±1.20

* Mean and standard deviation (N=4)

** Value within brackets do not differ significantly ($p > 0.05$) as determined by the multiple range tests.

네 번째 풀었을때의 풀림 회전력에 관한 One way ANOVA test 결과에서 RE, NO 그리고 3i와 IM 사이에 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다 ($p < 0.05$). Multiple range test 결과, RE, NO의 풀림 회전력이 유의성있게 컸으며, 그 다음으로는 3i이었고, IM의 경우가 가장 작은 것으로 나타났다 ($p < 0.05$) (Table 13).

Table 13. Mean and standard deviation of loosening torque according to 4th loosening number (N-Cm)

Type of Screw	Measurement (N-Cm*)
RE	13.8±0.52
NO	13.0±0.42
3i	11.1±0.80
IM	9.0±0.63

* Mean and standard deviation (N=4)

** Value within brackets do not differ significantly ($p > 0.05$) as determined by the multiple range tests.

Table 14. Mean and standard deviation of loosening torque according to 5th loosening number (N-Cm)

Type of Screw	Measurement (N-Cm*)
RE	13.6±0.43
NO	13.1±0.24
3i	10.5±0.30
IM	9.5±0.92

* Mean and standard deviation (N=4)

** Value within brackets do not differ significantly ($p > 0.05$) as determined by the multiple range tests.

다섯 번째 풀었을때의 풀림 회전력에 관한 One way ANOVA test 결과에서 RE, NO 그리고 3i와 IM 사이에 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다 ($p < 0.05$). Multiple range test 결과, RE, NO의 풀림 회전력이 유의성있게 컸으며, 그 다음으로는 3i이었고, IM의 경우가 가장 작은 것으로 나타났다 ($p < 0.05$) (Table 14).

V. 총괄 및 고안

임플란트를 이용한 보철 치료가 점차로 보편화 되어 감에 따라 임플란트 시스템의 종류 또한 다양해져 가고 있다. 이에 임플란트 고정체와는 다른 임플란트 시스템의 구성 성분이 종종 서로 교환되어 사용되고 있다¹⁵⁾.

그러나 이러한 새로운 구성 성분들이 장기간의 안전성과 효율성을 갖고 있는지에 대해서는 알려지지 않았다. 임플란트 상부 구조물의 금속 재질, 직경, 디자인을 변경시키는 것에 대한 장기간의 임상적인 결과 또한 확실히 밝혀지지 않았다^{20,21)}.

Burguete 등¹⁰⁾은 torque-preload 관계가 나사의 독특한 디자인이나 재질에 따라 다르다고 보고하였다. 유지 나사가 신장되는 정도는 탄성계수(modulus of elasticity)와 연관되어 있는데, 그것은 단위당 받는 응력과 어떤 재질인가에 따라 다르다. 일반적으로 금 유지 나사는 타이타늄 유지 나사보다 항복강도는 더 작으나, 더 잘 늘어나는 성질이 있

다^{8,13,30,32}).

유지 나사가 수동적으로 적합되지 않은채 나선과 맞물리게 된다면, 나선끼리 불규칙한 접촉이 발생된다. 이 때 나선은 손상되고, settling effect가 증가하여 나사가 풀리거나 파절될 가능성이 있다⁸⁾.

실험 1에서 Nobelpharma, 3i, Impla-Med, Restore 유지 나사를 비교해 보았을 때 나선 정점간의 거리와 정점 너비는 유의차가 없었으나, 주 직경의 경우에는 Impla-Med 유지 나사가 Nobelpharma, 3i, Restore 유지 나사보다 유의성있게 작았다. 그러나 지대주에 삽입될 수 있었다.

나사의 모든 geometric parameter는 torque-preload 관계에 영향을 미칠 수 있다^{8,15,18,20,29)}. Impla-med 유지 나사가 지대주에 삽입되었더라도, 보다 작은 주 직경이 나선의 접촉 면적을 축소시켜, 조임시 마찰 저항이 감소되므로 torque-preload 관계에 영향을 미칠 것이다¹⁵⁾. 그러므로 Nobelpharma 유지 나사와 Impla-med 유지 나사가 모두 10Ncm의 힘으로 조여진다면, Impla-med 유지 나사는 계면에서 보다 작은 preload가 발생할 것으로 생각된다.

나사 두부의 직경이 클 수록 보철용 코핑과 유지 나사 사이의 계면이 더 커지게 된다. 다른 모든 조건이 동일했을 때 똑같은 조임 회전력을 가했을 경우, 나사 두부의 직경에 따라 발생한 preload에 차이가 있을 것이다¹⁵⁾.

나선의 디자인을 약간만 변경시켜도 나사의 파절저항이 크게 바뀔 수 있다. 또한 나사의 경부 디자인 역시, 응력 집중과 연관되어 있다^{8,15)}.

나사의 길이는 직접적으로 접촉하는 계면의 표면적에 영향을 미친다. 표면적이 클수록 조임 회전력에 대한 마찰 저항이 커져, 결과적으로 동일한 조임 회전력에 대하여 preload는 더 작게 발생할 것이다¹⁵⁾.

이처럼, 나사의 디자인을 변경시키는데 따른 torque-preload 관계는 앞으로 더 연구되어야 할 것으로 사료된다.

일반적으로 마찰력은 나사에 가해지는 조임 회전력을 preload로 전환시키는 효율성에 영향을 미친다. 초기에 조임 회전력의 90% 정도는 마찰력을 극복하는데 이용되고, 오직 10%만이 preload로 전환된다¹³⁾.

이 때 나선에 윤활제(lubricant)나, 타액 등이 묻지 않았는지 확인하여야 한다. 윤활제가 있을 경우 마찰력을 감소시켜 같은 정도의 preload를 내기 위하여 보다 큰 조임 회전력이 필요할 것이기 때문이다^{1,29)}. 임상적으로 유지 나사를 구강내에서 사용할 경우, 타액으로 인하여 풀림 회전력이 영향 받지 않도록 해야할 것으로 사료된다¹⁾.

최근까지 기계공학적 원칙, 특히 생역학적인 원칙을 초과 영역에 적용하는 것은 드문 일이었다. 임플란트 구성 성분은 단지 술자의 편의를 위해 디자인되었고, 임플란트 구성 성분 각각에 대한 특이성이 무시되었다. 임플란트는 일단 비슷해 보이기만하면 호환될 수 있다고 여겨졌다. 그러나, 호환 가능성은 구성 성분이 임플란트의 전반적인 성공율에 부작용을 미치지 않으면서 대치될 수 있다는 것을 의미한다. 따라서 Jaarda와 Lang 등의 보고에서처럼 임플란트 구성 성분을 교환하였을 경우 무엇이 일어날지 정확히 예측하는 것은 불가능하나, 단지 의견상으로 적합하다고 해서 임플란트 구성 성분이 호환 가능성이 있다고 할 수는 없다고 생각된다^{15,20)}.

실험 2에서는 Nobelpharma 임플란트 고정체에 Nobelpharma 지대주와 금원주를 연결한 다음, 각 임플란트 시스템의 유지 나사를 몇차례 조이기와 풀기를 반복하므로써 surface settling 효과를 미리 유도하였다.

일반적으로 빠른 속도로 나사를 조이게 되면, 조이는 과정중에 나사 계면상에서 settling effect가 발생할 시간적 여유가 없게 되어 조임후에 나사풀림이 더 쉽게 생길 수 있다²⁹⁾.

또한 한 번에 조이는 것보다는 연속적으로 나사를 조임으로서 계면상에 settling effect가 일어날 시간을 더 많이 허용하여 주고, 나사 계면간의 접촉이 보다 균일하게 되도록 해준다^{8,29)}. 이러한 이유로 수차례 나사의 조이기와 풀기를 반복하는 progressive tightening이 권장되고 있다^{1,29)}.

본 연구에서는 유지 나사 결합부의 계면상태를 일정하게 유지하기 위해 금원주를 주조하지 않고 그대로 사용하였다.

Pilot study에서 손으로 블록을 고정하고 조임과 풀기를 반복한 결과, 손의 힘에 따라 풀림 회전력에 차이를 보였으므로 instron의 고정 장치를 이용

하여 블록을 고정시켰다¹⁾. 블록을 고정시킨 다음, torque controller를 이용하여 10Ncm의 힘으로 유지 나사를 조였다.

임상적으로 치과 영역에서 나사를 조이는데 있어 torque contro^{10,12,18,22)}의 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. Powered device는 회전력이 전자적으로 조절되어 보다 더 정확한 회전력을 가할 수 있으나, 모터에 공급되는 power에 의해서 제한될 수 있다.

일반적으로 나사 풀림의 측정은 다음 세가지로 나뉘어 진다²⁰⁾.

첫째는 breakaway torque 방법인데, 나사를 푸는데 드는 풀림 회전력을 측정하여 preload를 재는 방법이다. 이 방법은 윤활제가 개재되어 있거나, 또는 corrosion이 생겼을 경우 이로 인해 오차가 발생할 수 있다.

둘째는 length measurement 방법인데, 이것은 나사의 initial stretched length와 나사 풀림후 length 비교로 preload를 측정하는 방법이다.

셋째는 tension load procedure 방법인데, 나사의 한쪽 끝에 소형 인장력 측정기를 외부에 장착시켜 나사 결합부에서의 preload를 측정하는 방법이다.

본 연구에서는 간편한 breakaway torque 방법을 이용하였다.

그 결과 1, 3, 4, 5회째 풀었을 때의 풀림 회전력 모두 Nobelpharma와 Restore 유지 나사가 3i나 Impla-Med 유지 나사에 비해 유의성있게 컸으며, 2회째 풀었을 경우 Impla-Med 유지 나사가 3i, Restore, Nobelpharma 유지 나사에 비해 유의성있게 작았다.

이처럼 각 유지 나사가 풀림 횟수에 따라 풀림 회전력에 있어 차이를 보이고 있는 것은 유지 나사마다 디자인이나 재질이 틀리고, 따라서 계면에서 발생하는 preload 역시 다르기 때문인 것으로 보인다.

이상의 결과로 보아 Nobelpharma 유지 나사에 적용되는 조임 회전력이 다른 모든 시스템의 유지 나사에 반드시 적용되는 것은 아니라고 생각된다.

따라서 다른 시스템의 유지 나사를 교환하여 사용하는 것은 치료 양식을 변경하지 않는한 미지의 변수로 작용할 수 있을 것으로 사료된다.

VI. 결 론

임상에서 사용되는 서로 다른 네 종류의 임플란트 시스템의 임플란트 보철용 유지 나사의 형태를 비교해 보고, 또한 각각의 풀림 회전력을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 4종의 유지 나사는 나선 정점간의 거리, 정점 너비에서 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았으며, 주직경의 경우 IM만이 다른 유지 나사에 비해 유의성있게 작았다($p<0.05$). 따라서 4종의 유지 나사 모두 물리적으로 지대나사에 삽입될 수 있었다.

나사 두부의 직경은 RE, 3i, NO, IM의 순으로, 나사 길이는 3i, RE, NO, IM의 순으로, 경부 직경은 IM, RE, NO, 3i의 순으로, 경부 길이는 RE, IM, NO, 3i의 순으로 작아졌으며, 각각에 대하여 통계적으로 모두 유의한 차이를 나타내었다($p<0.05$).

근부 너비는 NO, IM, RE, 3i의 순으로 작아졌으며 NO와 IM, RE 그리고 3i 사이에 유의한 차이를 보였다($p<0.05$).

2. 각 유지 나사를 1, 3, 4, 5회째 풀었을 때의 풀림 회전력 모두 NO, RE가 IM, 3i에 비해 유의성있게 컸으며, 2회째 풀었을 경우 IM가 3i, RE, NO에 비해 통계적으로 유의성있게 작았다($p<0.05$).

참고문헌

1. 강운모: 치과 임플란트 지대나사의 풀림 현상에 관한 연구. 단국 대학교 치과대학 논문집, 8: 14-18, 1996.
2. 조인호: IMPLANT 보철 수복 방법의 생체 역학적 분석. 대한치과의사협회지, 31: 438-443, 1993.
3. 조인호: 치과 임플란트 시술에 관한 해외 최신 지견 (2). 대한치과의사협회지, 29: 12-18, 1991.
4. 정선모, 한동철 공저: 표준 기계설계학(신

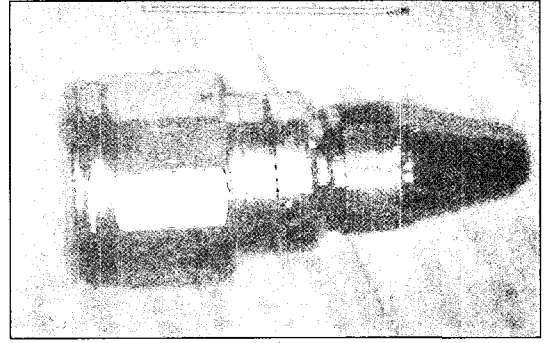
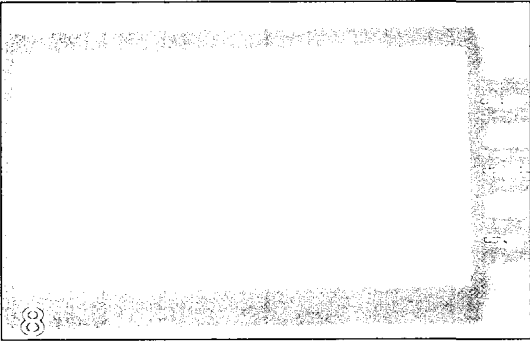
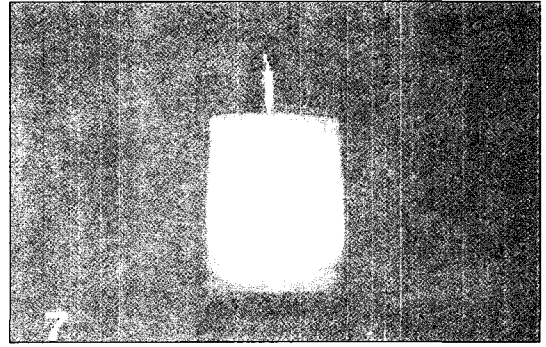
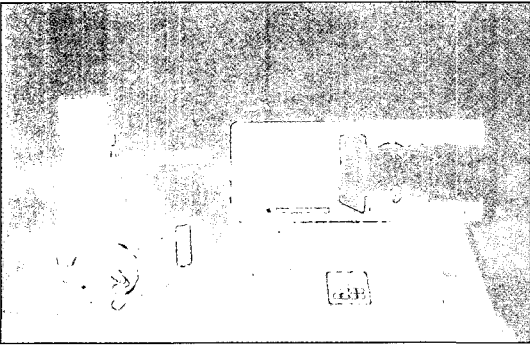
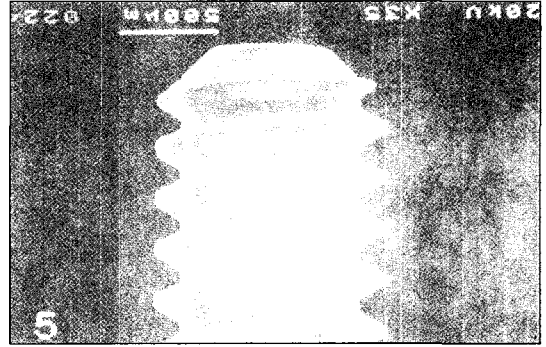
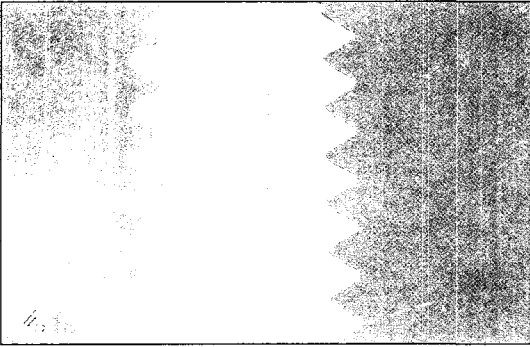
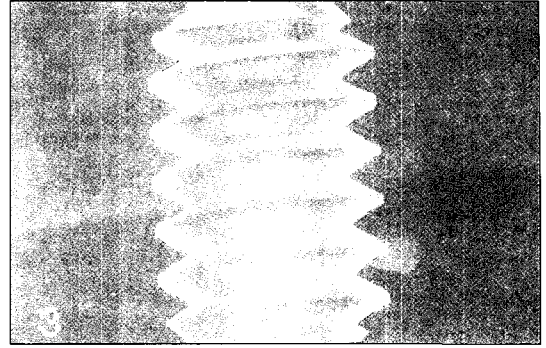
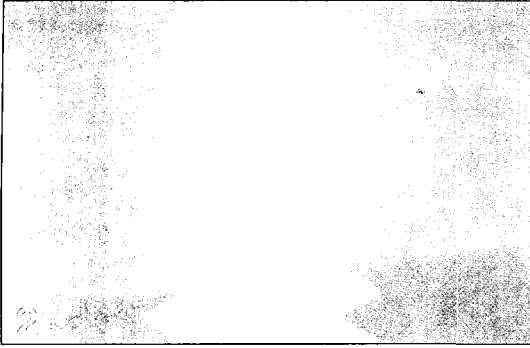
- 판). 동명사, 42-49, 1986.
5. 한국과학기술단체 총연합회: 과학기술용어집. 천풍인쇄주식회사, 59-60, 1978.
 6. 허만형: SPSS와 통계분석. 교학사, 189-211, 1995.
 7. Adell, R., Lekholm, U., Eriksson, B., Branemark, P.I., Jemt, T.: A long term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5: 347-358, 1991.
 8. Binon, P., Franz, Brunski, P., Gulbransen, H.: The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9: 48-62, 1994.
 9. Branemark, P.I.: Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 50: 399-410, 1983.
 10. Burguete, R.L., John, R.B., King, T., Patterson, E.A.: Tightening characteristic for screwed joint in osseointegrated dental implant. *J Prosthet Dent* 71: 592-599, 1994.
 11. Carr, A.B., Larsen, P.E., Papazglou, E., McGlumphy, E.: Reverse torque failure of screw-shaped implants in Baboons : Baseline Data for Abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10: 167-174, 1995.
 12. Goheen, K.L., Vermilyes, S., Vossoughi, J., Agar, J.R.: Torque generated by handheld screwdriver and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9: 149-154, 1994.
 13. Haak, J.E., Sakaguchi, R., Sun, T., Coffey, J.P.: Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10: 529-535, 1995.
 14. Halsey, N., Gieske, J.R., Mordfin, L.: Stress relaxation in aeronautical fastener. National Bureau of Standards Report, NO. nbs-9435, February 149-154, 1967.
 15. Jaarda, J.M., Razzoog, M.E., Gratton, D.G.: Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. *J Prosthet Dent* 74: 373-379, 1995.
 16. Jemt, T., Laney, W.R., Harris, D., Henry, P.J., Krogh, P.H.J., Polizzi, G., Zarb, G.A.: Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6: 29-35, 1991.
 17. Jemt, T., Linden, B., Lekholm, U.: Failures and complication in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants : From prosthetic treatment to first annual check up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7: 40-43, 1992.
 18. Jorneus, L., Jemt, T., Carlsson, L.: Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7: 353-359, 1992.
 19. Kallus, T., Bessing, C.: Loose gold screws frequently occur in fullarch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9: 169-178, 1994.
 20. Lang, B.G., McGlumphy, E., Lewis, S., Gordon J.C.: Current Issue Forum. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8: 105-109, 1993.
 21. McGlumphy, E.A., Robinson, D.M., Mendel, D.A.: Implant superstructures: a comparison of ultimate failure force. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7: 35-39, 1992.
 22. Naert, I., Quirynen, M., Ven Steenberghe, D., Darius, P.A.: A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 67: 236-245, 1992.
 23. Patterson, E.A., Richard, B., John, P.: Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7: 26-34, 1992.
 24. Rangert, B.O., Jemt, T., Jorneus, L.: Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4: 242-247, 1989.
 25. Sakaguchi, R., Borgersen, S.D.: Nonlinear contact analysis of preload in dental implant

- screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8: 295-302, 1995.
26. Weingerg, L.: The Biomechanics of force distribution in implant supported prosthesis. *Int J of Oral Maxillofac Implants* 8: 19-31, 1993.
27. Zarb, G.A., Schmitt, A.: The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants. The Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 64: 185-194, 1990.
28. Beumer III, J., Lewis, S.G.: The Branemark Implant System. Ishiyaku EuroAmerica, Inc. 42-49, 1989.
29. Bickford, J.H.: An introduction to the design and behavior of bolted joints. Marcel Dekker, Inc. 248-276, 1981.
30. Branemark, P.I., Zarb, G.A., Albrektsson, T.: *Tissue-integrated Protheses*. Quintessence Publishing Co. 333-342, 1990.
31. Hobo, S., Ichida, E., Garcia, L.T.: *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. Quintessence Publishing Co., Ltd. 239-251, 1989.
32. Misch, C.E.: *Contemporary Implant Dentistry*. Mosby-Year Book, Inc., St. Louis. 669-683, 1993.

논문 사진 부도

- Fig. 2. SEM of Nobelpharma implant prosthetic retaining screw (35X)
- Fig. 3. SEM of 3i implant prosthetic retaining screw (35X)
- Fig. 4. SEM of Impla-med prosthetic retaining screw (35X)
- Fig. 5. SEM of Restore prosthetic retaining screw (35X)
- Fig. 6. Feature of Scanning microscope®
- Fig. 7. Feature of implant fixture block
- Fig. 8. Feature of the Nobelpharma torque controller
- Fig. 9. Feature of torque gauge

논문 사진 부도



ABSTRACT

**A STUDY ON GEOMETRIC COMPARISON OF FOUR INTERCHANGEABLE
IMPLANT PROSTHETIC RETAINING SCREWS AND
MEASUREMENT OF LOOSENING TORQUE**

Su-Mi Cho, Ju-Hwan Lim, In-Ho Cho

Dept. of Prosthodontics Graduate School Dankook University

Since the concept of osseointegration was introduced by Branemark of Sweden, dental implants have been used for various dental prosthetic treatments. The survival rate of dental implant is likely to be closely related to the total biomechanical role of each component of implant system.

The use of interchangeable component is very attractive for dental practitioners because such an approach would save treatment cost, flexibility of prosthetic treatment options as well as conveniences. Therefore, the use of interchangeable implant system has been increasing without scientific assessment of safety and efficacy of various interchangeable implant system.

The purpose of this study, therefore, were to compare the geometric characteristic of four interchangeable dental implant screws and the loosening torque of these screws. Four types of dental implant screws tested in this study were Nobelpharma, 3i, Impla-med, Restore. Four screws each of the test specimens were subjected for scanning electron microscopic examinations under the same condition and a 35x magnified standard SEM picture was objected from each test specimen using JSM-5200 scanning microscope. From each of the SEM pictures, eight parameters, i.e., diameter of screw head, screw length, thread pitch, major diameter, neck diameter, neck length, crest width and root width were determined using a caliper. The measurement for each parameters were then corrected for their magnification factor. The loosening torque were also determined by using a torque gauge.

All of the measurements were statistically analyzed by ANOVA test and multiple range test. Statistical significance was set in advance at the probability level of less than 0.05. All analyses were done with SPSS software for the personal computer. The conclusion obtained from this studies were summarized as the following;

1. No statistically significances were noted in the thread pitch, and crest width in the four screws, and in the case of major diameter, the Impla-med screw was significantly smaller than the other three screws ($p < 0.05$). Therefore, four implant bolts could be physically inserted in a abutment nuts.

2. The diameter of screw head was decreased in the order of Restore, 3i, Nobelpharma, Impla-med screws and the length of screws were decreased in the order of 3i, Restore, Nobelpharma and Impla-med. The diameter of neck was decreased in the order of Impla-med, Restore, Nobelpharma, 3i screws. The differences of each of these parameters were statistically significant ($p < 0.05$). The width of root of screws were decreased in the order of Nobelpharma, Impla-med, Restore and 3i. The differences among Nobelpharma and Impla-med, Restore and 3i were statistically significant ($p < 0.05$).
3. When the screws were loosening 1, 3, 4 and 5 times, the loosening torque for Impla-med and 3i screws were significantly higher than that of Nobelpharma or Restore screws ($p < 0.05$). However, when statistically smaller than that of 3i, Restore or Nobelpharma screws ($p < 0.05$).