

임플란트의 체결방식에 따른 초기조임력에 의한 응력분포 및 전하중에 관한 연구

*연세대학교 공과대학 기계공학과 대학원, **연세대학교 공과대학 기계공학부

***연세대학교 치과대학 보철학교실

이범현* · 진흥재** · 이수홍** · 한종현***

I. 서 론

치과용 임플란트(Implant)란 상실된 자연치아를 대신하여 골 내에 매식하는 인공치근을 말하며, 매우 성공적인 치료 술식으로 평가받고 있다.^{1,2)} 인공치근은 자연치아의 치근과 같이 결손 된 치아부위의 악골 속에 심어져 가공치아를 지지하도록 되어 있는 고정체(Fixture)이다. 이 인공치근은 지대주(Abutment)를 통하여 가공치아와 연결된다. 자연치아에서는 치주인대의 완충작용으로 골에서 적절한 응력분산이 생길 수 있으나 임플란트는 직접 골에 매식되어, 자연치아와 달리 적절한 응력분산이 되지 않을 수 있다.³⁾

대부분의 임플란트는 두 개 이상의 구성요소로 이루어져 있으며, 각각의 구성요소는 나사에 의하여 결합되어 있다. 많은 연구결과들을 통하여, 단일치아 임플란트에서 나사풀림(Screw loosening)은 가장 빈번한 문제로 나타나고 있다.⁴⁾ Jörneus 등의 연구에서, 구강의 교합력은 임플란트에 급힘력을 가하게 되며, 이는 임플란트의 파절 및 나사 풀림 현상을 수반하게 된다고 보고하였다.⁵⁾ 나사풀림은 단일 보철물인 경우, 주변조직에 유해 작용을 줄 수 있어 나사 파절 등으로 골유착에 악영향을 미칠 가능성이 높

다.⁶⁾ 인공치근과 지대주 나사와의 결합에 있어 치아의 저작력과 같은 반복하중은 고정체 시스템에 진동 현상을 유발시키고, 각 나사산 계면 사이에서의 마찰력에 의해 이루어진 조임현상은 이러한 진동 현상을 흡수하며, 임계점에 이르면 급격한 나사풀림이 발생한다. 다시 말해, 임플란트의 구성요소가 나사에 의해 서로 견고하게 유지되고 있을 때, 구성요소간의 결합을 유지시키려는 힘보다 분리시키려는 힘이 더 크게 되면 나사는 풀리게 된다.⁷⁾

일반적으로, 나사의 풀림에 관여하는 인자로는 나사의 크기 및 형상, 구성부품의 재질, 마찰력, 전하중이 있는데, 전하중은 나사에 가해지는 모멘트가 나사를 신장시켜 야기되는 인장력으로, 나사의 풀림에 대한 안정성을 판단하는 주요한 인자이다.⁸⁾

Lang은 나사의 풀림에 관여하는 구성부품간의 마찰력의 차이에 의해 발생 되어지는 전하중의 크기를 유한요소법을 통하여 연구하였고, 조임에 의해 발생하는 전하중은 항복강도의 75%가 최적의 값으로 제안하였다.⁹⁾ 나사의 풀림을 방지하기 위한 방법으로, Sakaguchi¹⁰⁾는 구성부품의 재질의 변화를 통한 마찰력이 변화하는 금피복된 나사의 영향을 연구하였고, Versluis¹¹⁾등은 풀림방지를 위한 와셔(Washer)의 체결을 통한 영향을 유한요소법을 이용하여 연구하

1. 본 연구는 한국과학재단 기초과학연구사업 특정기초연구의 지원으로 수행됨.
2. 본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업(01-PJ5-PG1-01CH12-0002)의 지원에 의하여 이루어진 것임.
3. 본 연구는 두뇌한국21 의과학사업단에 의하여 지원되었음.

였다. 그들의 연구에서, 나사의 물성의 변화를 주는 금피복된 나사나, 와셔를 이용한 체결방법의 변화가 조임력을 증가시켜, 나사의 풀림을 방지하는데 도움을 준다고 밝혔다. 그러나, 대부분의 연구에서, 모델링 및 메쉬의 복잡성 때문에 나사의 형상은 일반적으로 대칭적(Symmertic)인 링(Ring) 형상으로 단순화시켜 해석을 하는데,¹²⁾ 조임력으로 작용하는 모멘트에 의해 발생되어지는 응력분포 형상을 측정하기 위해선, 정확한 나사의 나선(Helix)의 구현을 통한 해석이 필요하다. 그러나, 정확한 나선의 형상을 구현한 해석 및 임플란트의 체결방식에 따라 풀림을 방지하기 위해 필요한 전하중에 대한 연구도 미비한 실정이다.

이에 본 연구에서는, 단일 치아 임플란트의 초기 조임에 의한 임플란트 내 발생하는 응력분포를 체결 방법에 따른 인터널 타입과 익스터널 타입으로 분류하여 비교 분석하고, 풀림을 방지하는데 중요한 역할을 하는 조임에 의한 나사 내부에 발생하는 전하중을 분석하여 단일치아 임플란트의 풀림력을 극대화 하는 임플란트를 제시하는데 있다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 해석 대상 및 재질 특성

해석에 사용된 임플란트는 국내에서 제작중인 (주)워랜텍(Warantec. Co. Ltd, Korea)의 인플란트(Implant)와 헥스 플란트(Hexplant), 외국 모델인 스

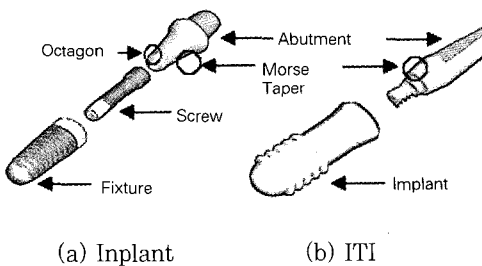


Fig. 1. Schematic drawing showing friction grip internal type implants.

트라우만(Institut Strauman Ag, Swiss)의 ITI와 Frialit-2(DENTSPLY International Inc, Germany)을 사용하였다.

각각의 모델은 나사의 체결력을 정확히 모사하기 위하여 나사의 형상을 나선으로 구현하여, 이를 3차원 형상으로 모델링 하였다. 해석에 사용된 임플란트는 체결방법에 따라 크게 인터널 타입과 익스터널 타입으로 구분되어지며, Fig. 1은 모스테이퍼에 의해 지대주와 고정체가 결합되어지는 Friction grip 형의 인터널 타입인 인플란트와 ITI를 나타내는데 워랜텍의 인플란트는 지대주의 하단부에 옥타곤 형상을 갖고 있는데 반해 ITI는 옥타곤 형상이 없는 특징적인 형상을 갖고 있다. Fig. 2는 같은 인터널 타입으로 인터널 버트 조인트에 의해 지대주의 하단부가 고정체에 식립되어지는 Passive connection의 Frialit-2를 나타낸다. 이에 비해 Fig. 3은 버트조인트에 의해 고정체와 지대주가 결합하는 방식인 워랜텍의 헥스 플란트를 나타낸 것이다.

결합방식에 따라 고정체의 내부형상은 다르지만, 외부 형상은 각각 워랜텍의 인플란트와 헥스플란트는 11.5 mm의 길이와 4.3 mm의 직경을, ITI는 11.68 mm의 길이와 4.1 mm의 직경을, Frialit-2는 10.1 mm의 길이와 4.4 mm의 직경을 갖는다.

Fig. 4는 체결부위를 확대한 것으로 체결부위에 발생하는 응력값을 측정하기 위하여 ㉓에서 ㉖방향으로 경로를 설정하였다.

해석에 사용된 지대주, 고정체, 나사는 동질성(Homogeneity), 등방성(Isotropic), 선형탄성(Linear

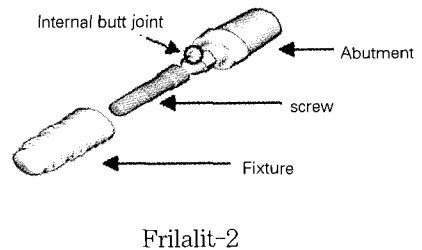


Fig. 2. Schematic drawing showing passive connection internal type implant.

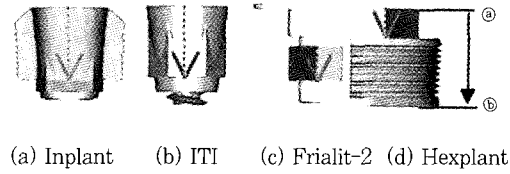
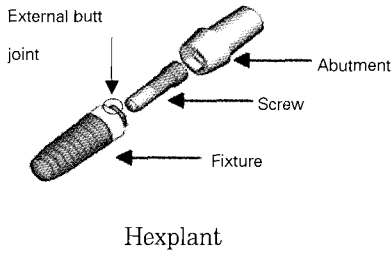


Fig. 3. Schematic drawing showing external type of implant.

Fig. 4. Schematic drawing of anti-rotational features [Morse taper: (a), (b)] [Butt joint: (c), (d)]

Table I. Mechanical properties of materials

Material		Young's modulus [GPa]	Poisson's ratio
Warantec (Implant, Hexplant)	Titanium grade ELI(Abutment)	113.8	0.34
	Titanium grade IV(Screw, Fixture)	114.0	0.37
Strauman (ITI)	Titanium grade IV (Abutment, Implant)	114.0	0.37
Frident (Frialit-2)	Titanium grade II (Abutment, Fixture)	103.0	0.34
	Titanium grade ELI (Screw)	113.8	0.34

elastic) 재료로 가정하였으며, 본 연구에서 사용된 기계적 물성치는 Table I과 같다.

2. 유한 요소 모델

Fig. 5는 해석에 사용된 임플란트의 지대주, 고정체, 나사의 유한요소 모델을 나타낸 것이다. 하중에 의해 현저한 변형이 예상되는 나사의 나선과 고정체의 내부, 나사의 머리와 지대주의 내부, 지대주와 고정체의 접촉(Contact)부위는 하중에 의해 현저한 변형이 예상되는 부위는 조밀하게 메싱(Meshing)되었다. Fig. 6은 지대주와 고정체, 나사의 접촉 요소가 설정된 부위를 확대한 것이다.

나사에 초기 조임력이 가해질때, 나사의 헤드부에 가해지는 모멘트는 나사를 통하여 고정체와 지대주로 전달 되어진다. 이러한, 하중에 의해 미끄러짐(Sliding) 효과를 고려해야 하는 임플란트의 상부구

조물인 지대주와 하부구조물인 고정체의 상단, 나사의 헤드부위와 지대주의 내부, 나사의 나선과 고정체 내부의 나선에 각각 접촉조건에 관한 해석을 수행하였다. 고정체의 외부는 이번 해석에 있어 링(Ring) 형상으로 단순화시켰다. 고정체 외부의 형상은 링 모양으로 단순화되어도 실제 나사에 의한 내부의 풀립 현상을 해석하는데 문제가 되지 않는다. 나사의 나선과 고정체의 내부는 나선 형상으로 모델링 되었다. 접촉요소는 Surface-to-surface contact element를 사용하였고, 마찰계수는 0.4로 가정 하였다.¹³⁾ 해석에는 범용 소프트웨어인 ABAQUS 6.4(ABAQUS, Inc)를 사용하였다. 해석에 이용된 요소는 10절점 솔리드 요소(C3D10M: 10node-modified tetrahedron element)와 8절점 솔리드 요소(C3D8R : 8node-reduced integration hexahedron element)이다.

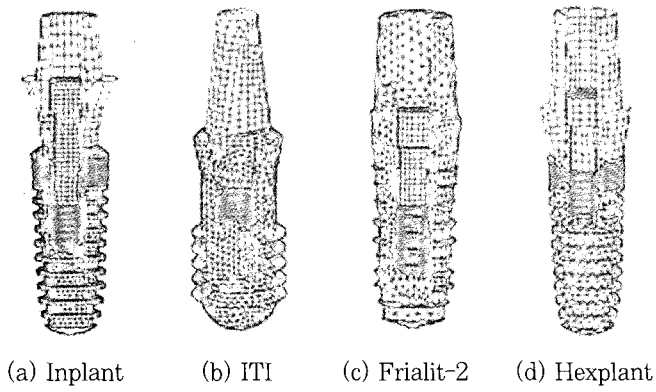


Fig. 5. Schematic drawings showing two types of finite element model used in this analysis. Internal types [(a), (b) (c)] and External type [(d)].

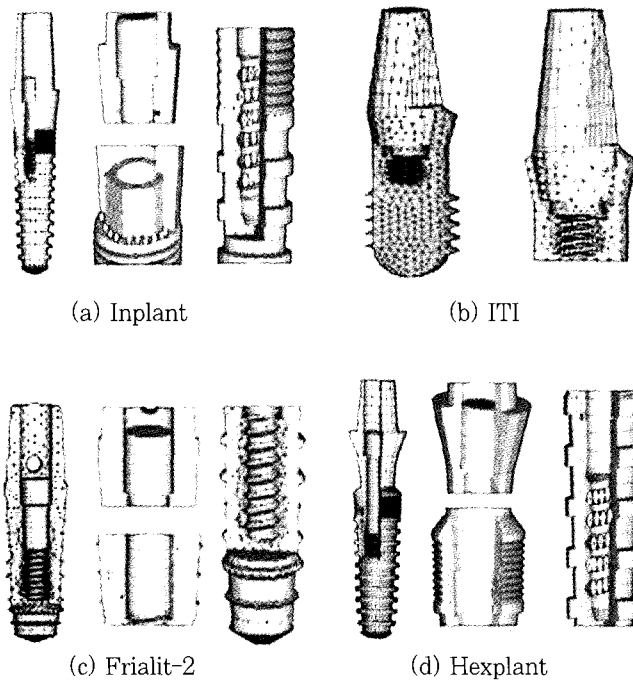


Fig. 6. Schematic drawings showing contact regions in implants.

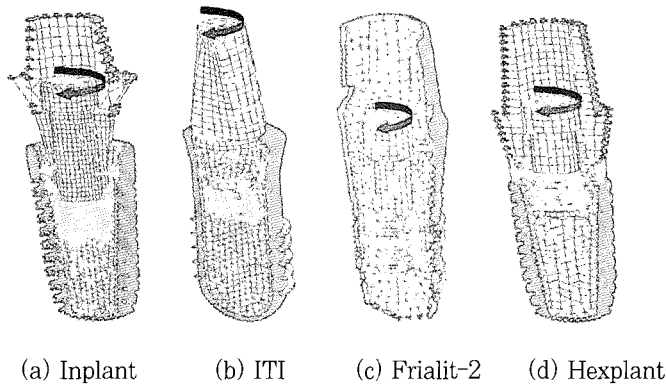


Fig. 7. Schematic drawings showing applied loading and boundary conditions.

3. 하중 조건 및 경계조건

고정체와 지대주는 어떠한 방향으로도 변위가 발생하지 않도록 x, y, z 세 방향을 구속하였다. 하중조건으로는 나사의 풀림을 방지하기 위한 전하중을 얻기 위해 임상에서 제시하는 $32\text{N}\cdot\text{cm}$ 의 모멘트를 나사 상단의 중앙부위에 동일하게 가하였다. Fig. 7은 하중 및 경계조건을 나타낸 것이다.

III. 결 과

본 해석에서 모든 결과는 각각의 요소에서 계산된 응력 요소들을 이용하여 재료의 항복이나 파괴 조건 판별에 도움을 주는 등가 응력값을 제시하였으며, 종류별 상대적 편리성을 도모하기 위하여 계산된 등가응력값을 특정한 값으로 선정하여 12단계의 색상으로 나타내었다. 나사의 경우 나사의 축 방향의 응력값을 계산하여 해석을 통해 얻어진 전하중과 비교하였다.

Fig 8, 9은 초기 조임 모멘트에 의한 임플란트의 지대주, 나사에 관한 응력분포를 나타낸 것이다. 최대 등가응력은 임플란트의 종류에 관계없이 나사의 첫 단에서 발생하였다. Friction grip 인터널 타입의 동일한 체결방식인 인플란트와 ITI의 지대주의 경우, ITI는 7° 의 경사각을 갖고 있는 임플란트에 비해 8°

의 경사각을 갖고 있으며 이로 인해 상대적으로 넓은 접촉면적을 갖고 있어, 접촉면에서 큰 마찰력의 발생을 유발하며, 등가응력값이 크게 발생하여 조임력이 크게 발생하는 부위가 나타난다. 이로 인해 나사 풀림현상에 효과적일 것으로 예상되며, 이에 비해 동일한 인터널 방식이지만, Passive connection 체결방식을 갖고 있는 Frialit-2와 익스터널 타입인 헥스플란트의 경우, 버트조인트 부위의 적은 접촉면적으로 인한 마찰력의 적은 마찰력으로 인하여 나사의 풀림현상에 있어 효과적이지 못한 체결방법으로 판단된다.

또한, 초기 조임시 동일한 조임력이 가해졌을 때, 지대주의 접촉면적의 차이로 인한 마찰력의 영향으로 모스데이퍼를 갖는 Friction grip의 인터널 타입 방식이 나사의 신장을 크게 유발시켜 큰 전하중을 얻을 수 있을 것으로 판단된다.

Fig. 10은 나사의 나사산(Screw thread)에 따른 응력분포를 구하기 위하여 설정된 경로를 통해 측정된 응력분포를 나타낸 것이다. 모든 타입의 임플란트에서 공통적으로 첫번째 나사산에서는 비교적 높은 응력값을 나타내었고, 하단부로 갈수록 응력값이 작아지는 공통적인 경향을 나타내었다. 익스터널과 인터널 타입 모두 해외의 임플란트가 국내 위렌텍의 임플란트에 비해 나사산간의 응력분포값이 큰 차이를 나타내었고, 상대적으로 위렌텍의 인플란트 및 헥스

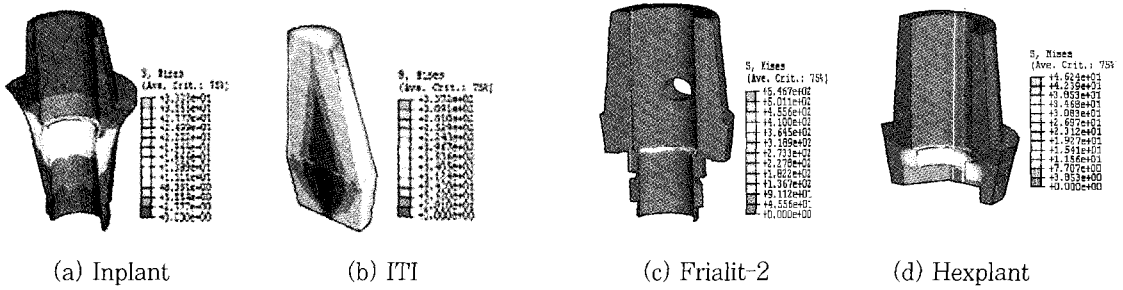


Fig. 8. Effective stress distributions of abutments.

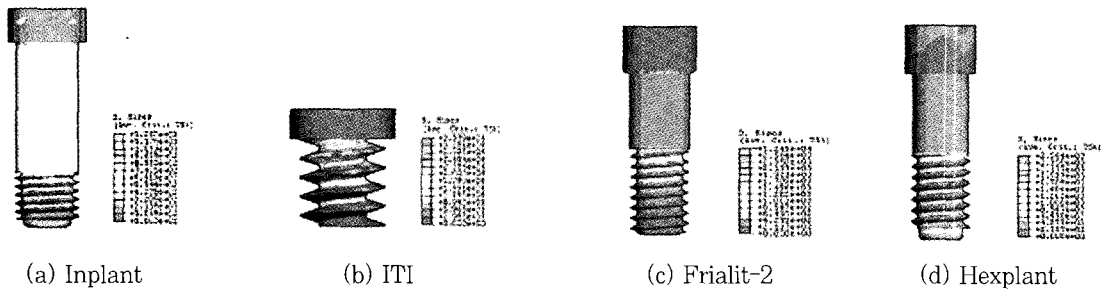


Fig. 9. Effective stress distributions of retained screws.

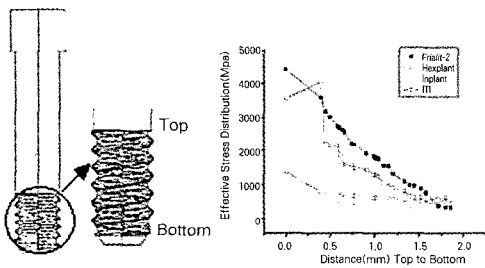


Fig. 10. Effective stress distribution along the helix path from top to bottom.

프란트는 나사산간에 응력값이 큰 차이를 보이지 않았다. Frialit-2와 ITI는 나사산에서의 등가 응력값이 거의 유사한 경향을 보였다. ITI의 경우 나사의 첫 단에서 최대등가 응력이 발생하지 않는데, 이는 ITI

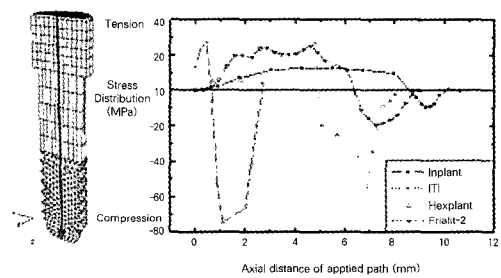


Fig. 11. Axial stress distributions along the retained screw axis.

에서는 나사의 둘째 단에서부터 고정체와 체결되어지는 기하학적인 차이점을 갖고 있기 때문이다. 나사의 스레드의 길이가 길어질수록 그리고, 직경 (Diameter)이 작아질수록 높은 최대등가 응력분포가

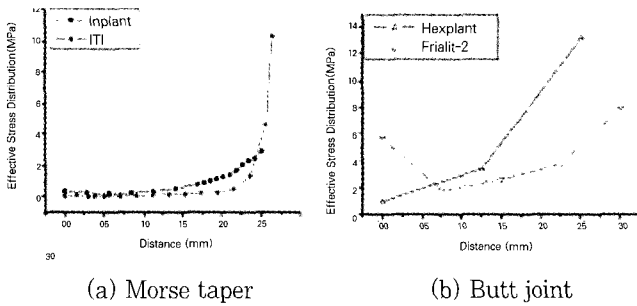


Fig. 12. Effective stress distributions along the paths indicated in Fig. 4.

높아지는 경향을 보이고 있는데, 이는 초기 조임력에 따른 체결력에 의한 영향도 경사하중에서의 나사의 직경과 길이에 관한 연구결과¹⁴⁾와 유사한 경향성을 나타내었다.

Fig. 11은 나사의 축방향의 응력을 나타낸 것이다. ITI의 경우는 다른 종류의 임플란트가 세개의 부분을 갖고 있는 것에 반해 두 부분으로 구성되어 있으며, 지대주 하단부에 나사가 포함되어져 있기 때문에, 나사를 갖고 있는 부위의 경로 길이가 상대적으로 짧게 표현되었다. 나사에 있어, 나사의 헤드부와 샤프트에는 인장력이 발생하였고, 나사의 나선 부분은 조임에 의한 압축력이 발생하는 공통적인 경향을 보이고 있으나 체결방법에 따라 다음과 같은 차이를 보였다. 모스태이퍼 체결방식인 인플란트와 ITI에 있어, 샤프트에 발생하는 인장력은 각각 11.51MPa, 27.18MPa로 버트조인트 체결방식에 비해 큰 차이를 보이며, 나사산의 압축 응력분포 또한 버트조인트 체결방식에 비해 커다란 차이를 보였다. 버트조인트 타입의 경우, 헥스 플란트와 Frialit-2의 인장력은 26.3MPa과 25.4MPa로 거의 유사한 경향을 나타낸 반면 압축력에 있어서 차이를 보이고 있으나 모스태이퍼 방식의 차이에 비해 적은 차이를 나타내었다. 나사산의 중앙에서의 압축력이 크게 발생할수록 나사에 발생하는 신장이 크게 발생하게 되므로, 상대적으로 높은 전하중을 나타내게 되며, 이는 나사의 풀림에 대해 효과적일 것으로 예상된다.

Fig. 12는 모스태이퍼와 버트조인트에 발생하는 등가응력분포를 Fig. 4에 표현된 경로에 나타낸 것이

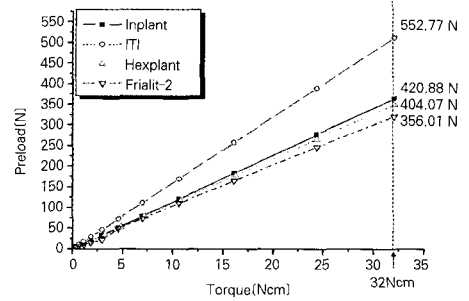


Fig. 13. Preload as a function of torque for different implant systems.

다. 모스태이퍼 체결방식의 경우, 인플란트는 7°의 경사각을 ITI의 경우 8°의 경사각을 각각 갖고 있으며, 이에 따라 접촉면적의 차이로 인한 응력분포의 차이를 나타낸다. ITI의 경우 인플란트에 비해 모스태이퍼의 상단에서 효과적인 응력분산을 이루고 있는데, 하단부로 갈수록 높은 응력값이 나타나고 있는데, ITI와 달리 인플란트의 경우, 모스태이퍼의 하단부위에 옥타곤의 형상을 갖고 있어 하단부에서 ITI에 비해 응력이 감소하게 된다. 버트조인트 체결방식의 경우에는, 고정체의 내부로 식립 되어지는 Frialit-2의 인터널 버트 조인트의 경우가 익스터널 버트 조인트의 형상을 갖고 있는 헥스플란트에 비해 적절한 응력분산을 나타내었다. 나사 풀림을 방지하기 위한 회전 방지 기구에서의 응력분포를 비교해 볼 때, 효과적인 응력 분산을 보이는 모스태이퍼 체결방식이 버트조인트 체결방식에 비해 넓은 접촉면적을 갖고 있기 때문에 상대적으로 마찰에 의한 영향을 크게 받게 되고, 이는 나사에 전달되는 모멘트의 증가를 통해 전하중의 크기를 증가시킬 것으로 예상된다.

전하중은 나사의 풀림을 방지하기 위한 중요한 인자로, 동일한 모멘트에 의해 높은 전하중을 나타낼수록 나사의 풀림에 대하여 안정적이다. 익스터널에 의한 체결 방식에 비하여 상대적으로 모스태이퍼를 갖고 있는 Friction grip 인터널 체결방식은 테이퍼의 접촉면적의 증가에 따른 접촉력의 증가로 큰 전하중을 나타내었고, 이는 풀림현상에 대하여 안정적인 높은 풀림력을 발생시킨다. Fig. 13은 ABAQUS의

output file을 통해 계산된 전하중을⁹⁾ 표시한 것이다. 동일한 조임력에 의한 전하중은 체결방식에 따라, 모스테이퍼 체결방식에서 버트조인트 방식에 비해 높은 값을 나타내었다. 나사의 전하중은 인터널 방식에서는, ITI에서 552.77N이 인플란트에서는 420.88N, Frialit-2에서는 356.01N, 익스터널 방식인 헥스플란트에서는 404.06N이 각각 측정되었다.

IV. 결 론

결론적으로 임플란트의 풀림현상에 있어, 나사의 초기의 조임에 의해 지대주에서의 응력분포는 체결방식의 차이 및 풀림방지 보조 기구에 따라 인터널 타입과 익스터널 타입에서 큰 차이를 보였고, 나사의 기하학적형상에 따라 나사의 응력 분포 및 계산된 전하중에는 큰 차이를 보였다. 나사산에 발생하는 전하중은 나사산에 발생하는 접촉력과 밀접한 관계를 갖고 있으며, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 익스터널 타입과 인터널 타입의 체결방식 모두에서 동일하게, 나사의 첫번째 나사산에서 응력집중으로 인한 최대 등가응력이 발생하였고 이 부위에 국부적인 소성변형이 예상되며, 나사산의 하단부로 갈수록 최대 등가응력의 크기가 감소하는 공통적인 경향을 보였다.
2. 풀림 방지의 보조기구에 있어, 버트 조인트에서 인터널 버트 조인트를 갖고 있는 Frialit-2에서 익스터널 버트조인트를 갖는 헥스플란트에 비해 효과적인 응력분산을 이룰 수 있었고, 모스 테이퍼에서는 ITI의 경우 인플란트에 비해 효과적인 응력분산을 나타내지만, 하단부로 갈수록 옥타곤의 영향으로 높은 응력값을 나타내었다. 효과적인 응력분산을 보이는 모스테이퍼 체결방식의 경우, 넓은 테이퍼의 접촉면적으로 인한 테이퍼의 마찰로 인해 영향을 크게 받게 되고, 이는 나사에 전달되는 모멘트의 크기를 증가시켜, 전하중을 증가 시킬 것으로 예상된다.
3. 동일한 조임력이 가해진 경우, 임플란트의 나사 풀림에 대한 저항력인 전하중은 인터널의 Friction grip 타입에서 높은 전하중이 발생되었고, passive connection 타입의 경우 익스터널 타입에 비해 낮은 전하중을 나타내었다.

4. 임플란트의 체결방식 및 나사의 형상에 따라 최적의 전하중을 얻기 위해, 각각 다른 크기의 모멘트를 가해주는 것이 필요하다.

참고문헌

1. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long term efficiency of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.
2. Kallus T, Bressing C, Odont D. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-178.
3. Holmes DC, William RG, Vijay KG, John CK. Comparison of Stress Transmission in the IMZ Implant System with Polyoxymethylene or Titanium Intranmobile Element : A Finite Element Stress Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:450-458.
4. Ekfeldt A, Carlsson GE, Brånemark G. Clinical Evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:179-18.
5. Jörneus L. Loads and design of screw joint for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-359.
6. Beaty K, Binon P. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:48-99.
7. McGlumphy EA. Keeping implant screws tight: The solution. *Dental Symposia* 1993;1:20-23.
8. Lisa A. Lang, Rui-Feng Wang, Kenneth B. May. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J*

- Prosth Dent 2002;87:74-79.
9. Lisa A. Lang, Byungsik Kang, Rui-Feng Wang, Brien R. Lang. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosth Dent* 2003;60:6:539-546.
 10. Ronald L. Sakaguchi, Svenn E. Borgersen. Nonlinear Finite Element Contact Analysis of Dental Implant Components. *The international Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1993;8:6:655-661.
 11. Antheunis Versluis, Tom W. P. Koriioth, Antonio C. Cardoso. Numerical Analysis of a Dental Implant System Preloaded with a Washer. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:3:337-341.
 12. Bear R. Merz, Dr sc techn, Stephan Hunenbart, Urs C. Belser. Mechanics of the Implant-Abutment Connection : An 8-Degree Taper Compared to a Butt Joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-526.
 13. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screw. *Int J Oral Maxillofac Implant* 1995;10:295-302.
 14. Richard L. Burguete, MEng, Richard B. Johns, Toby King, Eann A. Patterson. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J prosthetic Dent* 1994;71:6:592-599.

Reprint request to:

Chong-Hyun Han, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, Yongdong Severance Hospital, Yonsei University
146-92 Dogok-dong, Kangnam-gu, Seoul, 135-270, Korea
chonghan@yumc.yonsei.ac.kr

ABSTRACT

THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION AND PRELOAD OF DIFFERENT CONNECTION TYPES IMPLANT WITH INITIAL CLAMPING

Bum-Hyun Lee*, B.S., Heoung-Jae Chun**, Ph.D., Soo-Hong Lee**, Ph.D.,
Chong-Hyun Han***, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

**Dept. of Mechanical engineering, College of Engineering, Yonsei University,*

***Dept. of Mechanical engineering, Graduate School, Yonsei University,*

****Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University (Yongdong Severance Hospital)*

Statement of problem: One of common problems associated with single teeth dental implant prosthetic is the loosening of screws that retain the implants.

Purpose: The maintenance of screw joint stability is considered a function of the preload achieved in the screw when the suggested initial tightening torque is applied. The purpose of this study was to investigate acquired preload after initial clamping torque for estimating screw joint stability.

Material and methods: A comparative study on the effect of initial clamping of two types of implant systems with different connections was conducted. Three dimensional non-linear finite element analysis is adopted to compare the characteristics of screw preloads and stress distributions between two different types of implant systems composed with abutment, screw, and fixture under the same loading and boundary conditions.

Results:

1. When the initial clamping torque of 32Ncm was applied to the implant systems, all types of implants generated the maximum effective stress at the first helix region of screw.
2. Morse taper connection types of implants generate lower stress distributions compared to those by butt joint connection types of implants due to large contact surface between abutment and fixture.
3. The internal types of implant systems with friction grip type implant systems have higher resistance to screw loosening than that of the external types of implant systems since the internal types of implant systems generated larger preload than that generated by the external types for the same tightening moments.

Key words : Internal and external types of implant, Preload, Loosening, Stress distribution