

# 임플란트 디자인이 식립 회전력과 응력에 미치는 영향에 관한 삼차원 유한요소 분석

단국대학교 치과대학 보철학 교실

김장응 · 최유성 · 임종화 · 조인호

본 연구에서는 임플란트 디자인이 주입회전력과 주변 응력에 미치는 영향을 알아보고자 삼차원 유한 요소 분석을 이용하여 유효 응력과 모멘트 그리고 축력을 측정, 비교 조사하였다. 나사형 임플란트 매식체의 디자인을 4종의 평행형과 7종의 근침형으로 구분하였고 하악골 소구치 부위에 식립한 것으로 가정하여 유한 요소 모델을 제작하였다. 각각의 임플란트가 식립될 때 주변부에 발생하는 응력을 분석하였으며 그 결과 근침형 임플란트가 평행형 임플란트에 비해 높은 식립 회전력을 보여 초기 고정력이 우수할 것으로 예상되었으나 응력 분산 측면에 있어서는 효율성이 낮은 양상을 나타내었다. 근침형 임플란트에 비해 평행형 임플란트가 나사산의 높이에 따른 영향을 크게 받는 것으로 나타났으며 근침형 임플란트는 임플란트 몸체의 경사도가 증가함에 따라 높은 응력이 발생되는 것이 관찰되었다.

**주요어:** 주입회전력, 유한요소분석, 유효응력, 임플란트 (구강회복응용과학지 2010;26(2):205~220)

## 서 론

임플란트가 악골 내로 식립 될 때 임플란트의 회전력에 의해 임플란트 표면에는 응력이, 인접골 표면에는 응력과 변위가 발생된다. 응력을 연구하는 방법으로 유한요소 분석법이 임플란트 치과학에 도입된<sup>1)</sup> 이후 많은 연구에 이용되고 있으며 최근에는 임플란트 디자인과 임플란트 주위 변연 골흡수 연구에 이용되고 있다.<sup>2,3)</sup> 유한요소의 해석 방법은 하중이 시간에 따라 비교적 빨리 변화하는 경우에 사용하는 동적 해석(dynamic analysis)과 하중이 정적으로 작용하거나 하중이 시간에 따라 변하더라도 그 진동수가 물체의 고유 진동수보다 크게 적은 경우에 사용

하는 정적 해석(static analysis)으로 구분할 수 있다. 골유착을 전제로 한 다양한 구조 역학적인 유한요소 응력 분석은 정적 상태인 선탄성 범주(linear elastic range) 내에서 시행되었으나, 임플란트 식립 시 골에는 절삭력과 압축력 그리고 마찰 저항 등이 발생되므로 선탄성 범주를 벗어난 소탄성 범주(plastoelastic range) 내에서 분석이 이루어져야 한다.<sup>4)</sup>

임플란트 초기 안정성은 성공적인 골유착을 위하여 반드시 필요하며, 골손상부의 치유과정과 골형성 과정이 방해받지 않도록 한다. 현재 임플란트의 안정성과 골유착 정도를 측정하기 위한 다양한 방법들이 소개되고 있다. 특히 최근에는 Periotest<sup>®</sup> (Siemens AG, Germany) 이용법<sup>5)</sup>

교신저자: 조인호

단국대학교 치과대학 보철학 교실, 충청남도 천안시 신부동 산 7-1 단국대학교 치과대학 보철과, 대한민국.

전화: 82-41-550-1974, E-mail: cho8511@hanmail.net

원고접수일: 2010년 01월 15일, 원고수정일: 2010년 05월 21일, 원고채택일: 2010년 06월 25일

과 공진 주파수 이용법,<sup>6)</sup> 그리고 식립 회전력 측정법<sup>7)</sup>이 많이 사용되고 있다. Al-Nawas 등<sup>7)</sup>과 Sakoh 등<sup>8)</sup>이 식립 회전력 측정법에 관하여 발표하였으며 식립 회전력 측정법은 회전 속도를 조정가능한 모터를 이용하여 일정한 회전속도로 탭핑 드릴(tapping drill)이나 자가 관통나사를 삽입할 때 나타나는 전기적 신호를 기록하여 회전력을 측정하는 것으로, 삽입 중 인접 골을 압박하면 골과 임플란트 계면에 압축력과 마찰력이 생기면서 모터가 저항을 받아 식립 회전력이 급격히 증가하게 되는데 이때 나타나는 식립 회전력의 증가 정도가 임플란트 디자인과 상관관계가 있다고 보고하였다.

본 연구에서는 삼차원 동적 유한요소 분석을 이용하여 유효 응력(von Mises stress)과 모멘트(moment) 및 축력(axial force)을 비교 연구함으로써 나사형 임플란트의 디자인이 식립 회전력과 응력에 미치는 영향을 분석하였다.

### 연구 재료 및 방법

#### 1. 유한요소 모델링

이들 임플란트를 하악 소구치 부위에 매식체의 외부 직경보다 0.4mm 작게 탭핑 드릴링 후 식립하는 것을 가정하여 유한요소 모델을 제작

Table I. Classifications of FEA models in this study

	Parallel type	Tapered type
Original type	PO	TO
Pitch of screw thread ↓	PP-	
Height of screw thread ↑	PH+	TH+
Height of screw thread ↓	PH-	TH-
Inclination ↑		TI+
Inclination ↓		TI-
Size ↓ + Inclination ↑		TSI+
Size ↓ + Inclination ↓		TSI-

Table II. Implant geometry of FEA models in parallel type

	PO	PP-	PH+	PH-
Diameter(mm)	4.0	4.0	4.0	4.0
Length(mm)	11.0	11.0	11.0	11.0
Width(mm)	0.6	0.6	0.6	0.6
Pitch(mm)	0.3	0.03	0.3	0.3
Height(mm)	0.3	0.3	0.4	0.22

Table III. Implant geometry of FEA models in tapered type

	TO	TH+	TH-	TI+	TI-	TSI+	TSI-
Upper diameter(mm)	8.0	8.0	8.0	10.0	6.0	4.0	4.0
Lower diameter(mm)	4.0	4.0	4.0	4.0	4.0	1.6	2.8
Length(mm)	11.0	11.0	11.0	11.0	11.0	11.0	11.0
Width(mm)	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6
Pitch(mm)	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3
Height (mm)	0.3	0.4	0.22	0.3	0.3	0.3	0.3
Inclination( ° )	11.31	11.31	11.31	16.7	5.71	6.84	3.43

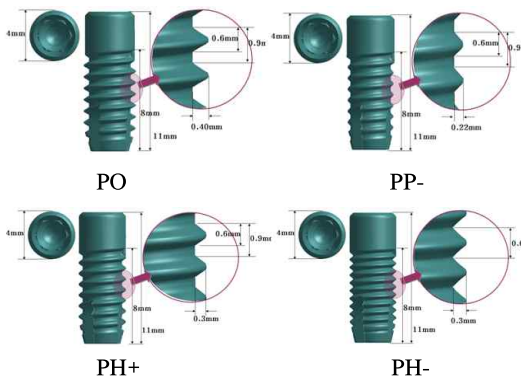


Fig. 1. Geometric configurations and parameters of FEA models in parallel type.

하였다. 임플란트는 순수한 티타늄으로, 나선형 임플란트 모형을 기준으로 임플란트 설계시 역학적으로 고려될 수 있는 요소를 고려하여 4가지의 평행형 임플란트(직경 4.0 mm, 길이 11.0 mm)와 7가지의 근첨형 임플란트를 제작하였으며(Table I~III),(Fig. 1, 2), 임플란트 모형의 표면에는 유한요소 20,000-40,000개, 골모형 전체에는 유한요소 200,000-350,000개를 설정하였다. 골 모형은 상부 1 mm만 치밀골, 나머지 하부 12 mm는 해면골로 삼차원의 형상을 제작하였고, 임플란트 모형의 플랜지(flange) 하연이 치밀 골과 접

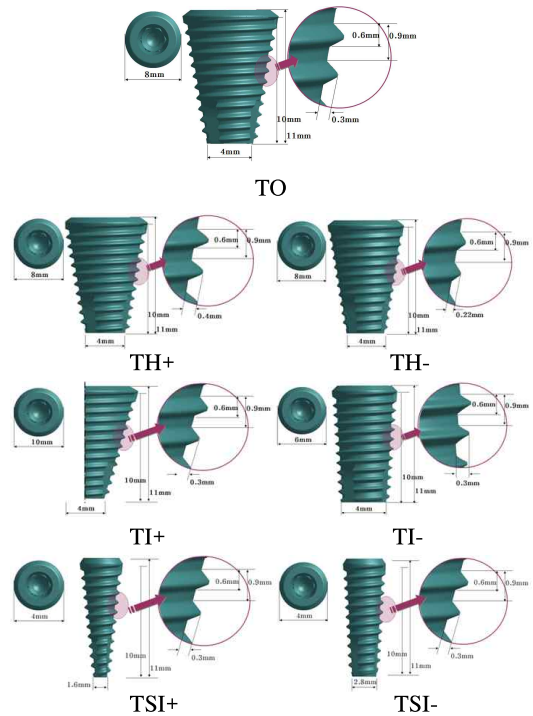


Fig. 2. Geometric configurations and parameters of FEA models in tapered type.

촉하지 않도록 0.75 mm를 띄워진 상태에서 시작하고, 0.9 mm 식립한 후 임플란트 모형의 플랜지

상부 표면이 골 모형 표면에서 0.15 mm 하방에 위치되도록 설계하였다. 각 모형에서 임플란트의 최상부에서 골 쪽으로 0.4 mm부위의 유효응력, 축력, 모멘트를 측정하였다.

## 2. 유한요소 분석의 실행

유한요소 모델링은 Hyper Mesh(Altair Co. USA)와 Visual Mesh(ESI Co. France)를 사용하였으며, 응력해석은 탈락한 유한요소 처리를 Pam Crash(ESI Co. France)를 사용하였고, 후처리는 Visual View(ESI Co. France)를 사용하였으며 시간에 따른 변화를 관찰하기 위해 동적인 형상화를 시도하였다. 유한요소 모형은 응력 해석의 효율성을 위하여 총 한바퀴를 회전하도록 모델링하였고 처음 위치에서 0.9 mm 하방으로 삽입되게 하였다. 임플란트 모형의 플랜지 하연이 치밀골과 접촉하지 않도록 0.75 mm를 띄워서 시작하고, 임플란트 모형의 플랜지 상부 표면이 골 모형 표면에서 0.15 mm 하방에 위치할 때까지 실행하였다.

## 결 과

### 1. 유한요소 모형별 유효 응력과 축력 그리고 모멘트

임플란트가 한바퀴 회전하는 동안 시간에 따른 응력 분포를 100msec 단위로 총 8단계동안 관찰하였는데, 시간에 따라 주변 골에 가해지는 응력이 증가하는 것을 관찰할 수 있었다.

#### 1) 평행형

##### (1) PO(기본형)

회전 초기에 고정체의 경부와 근단부에서 응력이 나타나기 시작하여 시간이 갈수록 응력이 증가하면서 고정체의 나사산들이 위치하고 있는 중간부와 근단부에 응력이 집중되는 양상을 보였다.

##### (2) PP-(나사산 간격을 감소시킨 평행형 임플란트)

응력 분포 양상은 PO와 유사하게 회전 초기에 고정체의 경부와 근단부에서 응력이 나타나기 시작하여 시간이 갈수록 응력이 증가하는 양상을 보였지만, PO에 비해 전반적으로 응력의 크기가 감소된 것을 관찰할 수 있었다.

##### (3) PH+(나사산 높이를 증가시킨 평행형 임플란트)

PO에 비해 고정체의 나사산들이 위치하고 있는 중간부와 근단부에 응력이 크게 집중되는 양상을 보였고, 응력의 크기는 유사하지만 전반적으로 응력의 증가 속도가 빠른 것을 관찰할 수 있었다.

##### (4) PH-(나사산 높이를 감소시킨 평행형 임플란트)

PH+에 비해 고정체의 나사산들이 위치하고 있는 중간부와 근단부에 응력이 적게 집중되는 양상을 보였고, 전반적으로 응력의 증가 속도는 유사하지만 응력의 크기는 약간 낮은 것을 관찰할 수 있었다.

## 2) 근침형

### (1) TO(기본형)

회전 초기부터 고정체에 전체적으로 응력이 나타나기 시작하여 시간이 갈수록 급격히 응력이 증가하면서 고정체의 나사산들이 위치하고 있는 중간부에 응력이 집중되는 양상을 보였다. 평행형에 비해 전반적으로 응력의 증가 속도가 빠르고, 응력의 크기도 높은 것을 관찰할 수 있었다.

### (2) TH+(나사산 높이를 증가시킨 근침형 임플란트)

TO에 비해 전반적으로 응력의 크기가 약간 높게 나타났지만, 응력의 증가 양상은 유사한 것을 관찰할 수 있었다.

(3) TH-(나사산 높이를 감소시킨 근침형 임플란트)

TH+에 비해 고정체의 나사산들이 위치하고 있는 중간부에 응력이 적게 집중되는 양상을 보였고, 전반적으로 응력의 증가 속도는 유사하지만 응력의 크기는 약간 낮은 것을 관찰할 수 있었다.

(4) TI+(경사도를 증가시킨 근침형 임플란트)

응력 분포 양상이 TO에 비해 회전 초기부터 고정체에 전체적으로 응력이 나타나기 시작하여 시간이 갈수록 급격히 응력이 증가하면서 고정체의 나사산들이 위치하고 있는 중간부에 응력이 집중되는 양상을 보였다. TO에 비해 전반적으로 응력의 크기가 매우 높게 나타났지만, 응력의 증가 양상은 유사한 것을 관찰할 수 있었다.

(5) TI-(경사도를 감소시킨 근침형 임플란트)

응력 분포 양상이 회전 초기부터 고정체에 전체적으로 응력이 나타나기 시작하여 TO에 비해 시간이 갈수록 응력이 서서히 증가하면서 고정체의 나사산들이 위치하고 있는 중간부에 응력이 집중되는 양상을 보였다. TI+에 비해 전반적으로 응력의 크기가 매우 낮게 나타났지만, 응력의 증가 양상은 유사한 것을 관찰할 수 있었다.

(6) TSI+(상부직경 4 mm이며 경사도가 큰 근침형 임플란트)

회전 초기부터 고정체에 전체적으로 응력이 나타나기 시작하여 TO에 비해 시간이 갈수록 응력이 서서히 증가하면서 고정체의 나사산들이 위치하고 있는 부위 전체에 응력이 집중되는 양상을 보였다. TO에 비해 전반적으로 응력의 크기가 매우 낮게 나타났고, 응력의 증가 속도도 느린 것을 관찰할 수 있었다.

(7) TSI-(상부직경이 4 mm이며 경사도가 작은 근침형 임플란트)

TSI+의 결과와 유사하게 회전 초기부터 고정

체에 전체적으로 응력이 나타나기 시작하여 시간이 갈수록 응력이 서서히 증가하면서 고정체의 나사산들이 위치하고 있는 중간부에 응력이 집중되는 양상을 보였다. TO에 비해 전반적으로 응력의 크기가 매우 낮게 나타났고, 응력의 증가 속도도 느린 것을 관찰할 수 있었다.

2. 결과 분석

1) 식립 회전력

(1) 평행형

가. 축력

임플란트를 삽입할 때 걸리는 축력은 나사산이 높을수록 보다 큰 축력이 발생하는 것을 알 수 있었다. 그리고 나사산 간격이 큰 경우에 보다 큰 하중 전달을 나타내었다(Fig. 3).

나. 모멘트

축력과 마찬가지로, 나사산이 높을수록 보다 높은 삽입력을 보였으나 큰 차이를 나타내지는 않았다. 그리고 나사산 간격이 큰 경우가 높은 삽입력을 보였다(Fig. 4).

다. 유효 응력

안정 상태에서 걸리는 응력을 비교해 본 결과 나사산 간격이 큰 경우에 확연히 높은 응력 분포를 보였다. 그리고 나사산이 높은 경우에 더 큰 응력 분포를 나타냈다(Fig. 5).

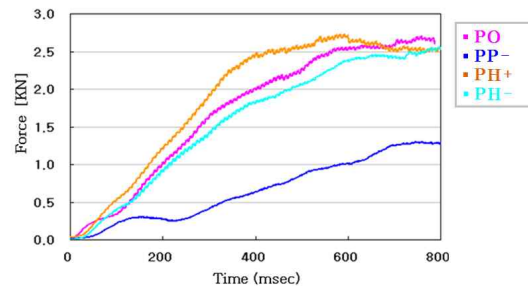


Fig. 3. The axial force value of FEA models in parallel type.

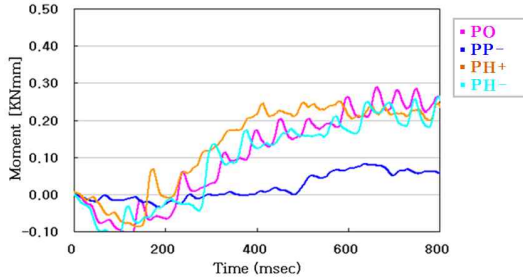


Fig. 4. The moment value of FEA models in parallel type.

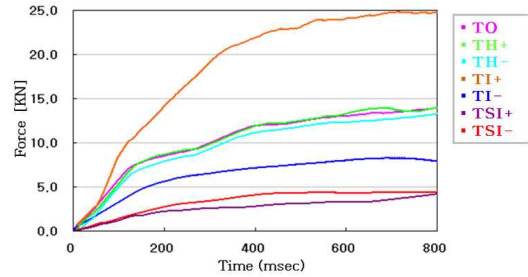


Fig. 6. The axial force value of FEA models in tapered type.

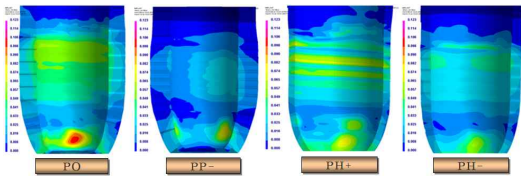


Fig. 5. The von Mises stress contour of FEA models in parallel type.

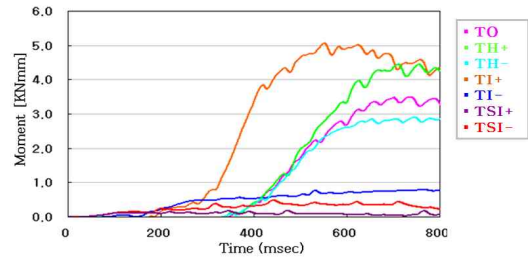


Fig. 7. The moment value of FEA models in tapered type.

(2) 근침형

가. 축력

근침형 임플란트의 경우 나사산 높이의 변화에 따라서는 축력이 크게 차이가 나지 않았고, 경사도의 변화에 따라서 상당한 축력의 차이를 보였다. 또한, 임플란트의 크기를 줄인 경우가 TO에 비해 적은 축력을 보였고 크기를 줄인 두 임플란트를 비교한 경우 경사도에 의한 차이는 상대적으로 적었다(Fig. 6).

나. 모멘트

모멘트의 경우 축력과 마찬가지로 경사도가 클수록 높은 값을 나타냈으며, 나사산의 높이 변화에 따라서는 초기에는 거의 유사하지만 어느 정도 회전이 진행된 이후에는 차이를 보였다. 또한, 임플란트의 크기를 줄인 TSI+와 TSI-가 TO에 비해 적은 회전력을 보이고 있고 TSI+와 TSI-를 비교한 경우 경사도에 의한 차이는 상대적으로 적었다(Fig. 7).

다. 유효 응력

근침형 임플란트의 경우에 평행형 임플란트에 비해 확연히 높은 응력 분포를 보였다. 나사산 높이의 정도에 따라서는 크게 차이를 보이고 있는 것으로 보아 근침형 임플란트의 경우에는 경사도가 결과에 큰 영향을 미치는 것으로 보였다. 또한, 크기를 감소시킨 TSI+와 TSI-의 경우 경사도에 의한 차이는 상대적으로 작으로 보였다(Fig. 8).

2) 주변 응력 분포

주변 응력 분포는 A, B, C 세부분으로 나누어, A에서는 나사산의 응력이 집중된 부위의 수직적인 응력 분포, B에서는 나사산의 valley 점점에서 응력 분포, C에서는 나사산의 최상부에서의 응력 분포를 관찰하였다.

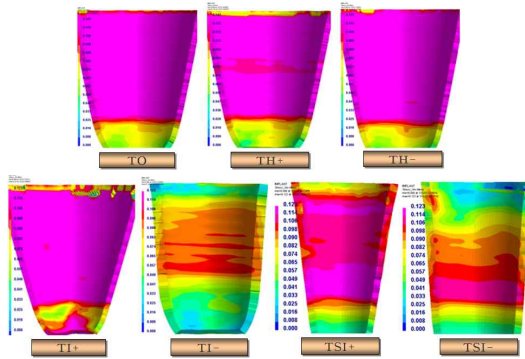


Fig. 8. The von Mises stress contour of FEA models in tapered type.

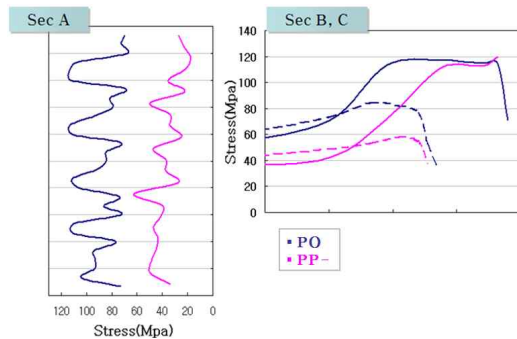


Fig. 9. Equivalent stress distribution in various pitch of screw thread.

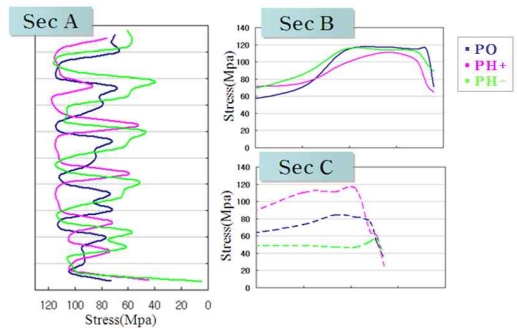


Fig. 10. Equivalent stress distribution in various height of screw thread.

(1) 평행형 임플란트 응력 분포 양상

가. PO

임플란트 식립 시 작용하는 축력 및 모멘트로 인해 나사산 valley의 안쪽으로 높은 응력이 나타났다.

나. PP-

나사산 간격이 작은 경우에 적은 응력을 받고 축력이 적게 작용되는 것을 관찰할 수 있었다.

다. PH+

PO에 비해 나사산 높이가 높은 경우에는 골에 전달되는 응력이 더 큰 것을 관찰할 수 있었다.

라. PH-

PO보다 나사산의 높이가 낮은 경우 상대적으로 낮은 응력 분포를 보였다.

(2) 평행형 임플란트 응력 분포 비교

가. 나사산 간격

평행형 임플란트의 경우 임플란트 주변부에 전달되는 응력의 경우 나사산 간격이 큰 PO가 더 높은 응력 분포를 보였다(Fig. 9).

나. 나사산 높이

나사산 높이가 높은 형태가 보다 큰 응력 양상을 보였다(Fig. 10).

(3) 근침형 임플란트 응력 분포 양상

가. TO

근침형 임플란트의 경우 상당한 응력이 골에 전달됨을 알 수 있었다. 응력의 크기가 평행형 임플란트에 비해 상대적으로 높았다.

나. TH+

근침형 임플란트에서 골에 전달되는 응력은 나사산 높이가 높을 경우 임플란트 주위 골에 높은 응력 상태를 나타냈다.

다. TH-

나사산의 높이가 낮을 경우 임플란트 주위 골에 약간 낮은 응력 분포를 보였으나 거의 유사하다고 볼 수 있었다.

라. TI+

경사도가 증가한 경우 TO에 비해 골에 전달되

는 응력이 상대적으로 높음을 관찰할 수 있었다. 임플란트 주변부에도 다른 근침형 임플란트와 마찬가지로 높은 응력 양상을 보였다.

마. TI-

경사도가 감소한 경우 TO에 비해 골에 전달되는 응력이 상대적으로 낮음을 알 수 있었다. 그러나 임플란트 주변부에는 다른 경사도를 보이는 임플란트와 마찬가지로 높은 응력 양상을 보였다.

바. TSI+

모멘트의 경우 근침형 임플란트 중에서 가장 낮은 수치를 나타냈지만, 경사도가 크기 때문에 임플란트 주변부에 나타나는 응력 양상이 평행형 디자인에 비해서는 높음을 관찰할 수가 있었다.

사. TSI-

모멘트의 값은 임플란트와 골이 접촉하는 면적에 비례하여 나타났고, 응력의 경우 임플란트 주위 골에 약간 낮은 응력 분포를 보였으나 거의 유사하다고 볼 수 있었다.

(4) 근침형 임플란트 응력 비교

가. 나사산 높이

임플란트 주변부에 큰 응력 양상을 보여 임플란트 주변부에서는 수치상으로는 경향성을 파악하기가 어려웠다(Fig. 11).

나. 경사도

나사산 높이의 경우와 거의 유사한 응력 분포 양상을 보였다(Fig. 12).

3) 평행형과 근침형의 비교

(1) 전체 임플란트의 최대 응력

가. 축력

근침형 임플란트가 평행형 임플란트에 비해 매우 높은 하중이 발생하는 것을 볼 수 있었다. 가장 높은 최대 응력을 보인 디자인은 근침형에서 경사도를 증가시킨 TI+로 24.7 KN을 나타냈고, 가장 낮은 응력을 보인 디자인은 평행형에서 나사산 간격을 감소시킨 PP-로 1.28 KN을 보였

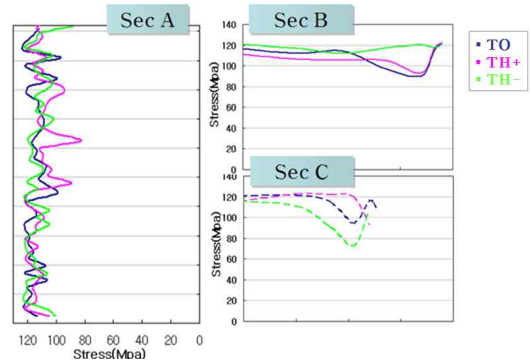


Fig. 11. Equivalent stress distribution in various height of screw thread.

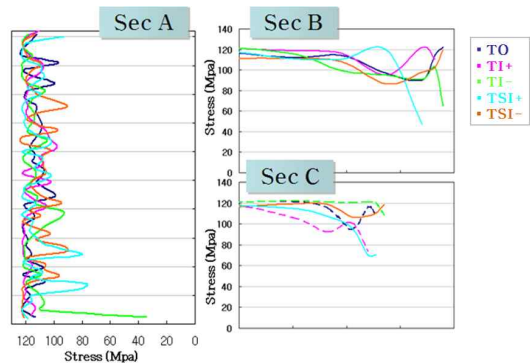


Fig. 12. Equivalent stress distribution in various tapered angle of screw thread.

다. 평행형에서 나사산 높이가 높을수록 큰 하중이 발생되었지만 최대 축력값은 비슷한 것을 알 수 있었다. 나사산 간격이 작은 PP-는 전체 임플란트 중 가장 낮은 축력을 나타내었고 최대 축력도 PO에 비해 51.7%정도 낮은 값을 보였다. 근침형에서 나사산 높이의 변화에 따라서는 축력이 크게 차이가 나지 않았지만, 경사도를 증가시킨 TI+의 경우 TO에 비해 44.1%정도 높은 최대 응력을 나타내었고 전체 임플란트 중에서 가장 높은 축력을 보였다. 또한, TSI+와 TSI-가 근침형 임플란트 중에서는 상대적으로 낮은 축력을 보



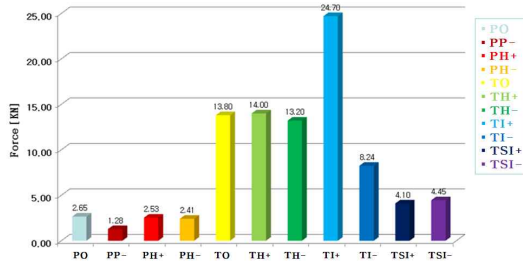


Fig. 13. The maximum axial force value of FEA models.

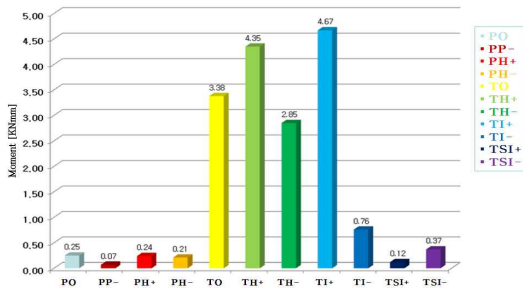


Fig. 14. The maximum moment value of FEA models.

였지만 평행형의 기본형인 PO에 비해서는 높은 값을 보였다(Fig. 13).

나. 모멘트

모멘트의 경우도 축력의 양상과 유사하게 근침형 임플란트가 평행형 임플란트에 비해 매우 높은 하중이 발생하는 것을 알 수 있었다. 가장 높은 최대 응력을 보인 디자인은 근침형에서 경사도를 증가시킨 TI+로 4.67 KNmm를 나타냈고, 가장 낮은 응력을 보인 디자인은 평행형에서 나사산 간격을 감소시킨 PP-로 0.07 KNmm를 보였다. 평행형에서 나사산 높이가 높을수록 큰 모멘트가 발생되었지만 거의 차이가 없었고, 최대 응력도 비슷한 것을 알 수 있었다. 나사산 간격이 작은 PP-는 전체 임플란트 중 가장 낮은 값을 나타내었고 최대 모멘트도 PO에 비해 72.0% 정도 낮은 값을 보였다. 근침형에서 나사산의 높이가 높고 경사도가 클수록 높은 모멘트를 보였으며, 나사산 높이를 증가시킨 TH+는 TO보다 22.3% 정도 최대 응력 값이 증가하였다. 경사도를 증가시킨 TI+의 경우 TO에 비해 27.6% 정도 높은 최대 응력을 나타내었고 전체 임플란트 중에서 가장

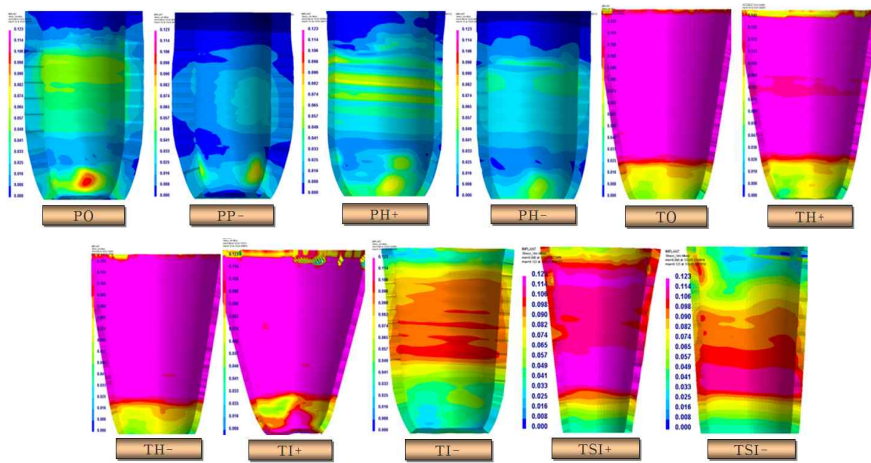


Fig. 15. The maximum von Mises stress contour of FEA models.dels.

높은 축력을 보였다. 또한, 근침형 임플란트 중에서 TSI+와 TSI-가 상대적으로 낮은 모멘트 값을 나타냈으며, 평행형의 기본형인 PO와 비슷한 값을 보여 차이가 거의 없었다(Fig. 14).

다. 유효 응력

근침형 임플란트의 경우에 평행형 임플란트에 비해 확연히 높은 응력 분포를 보였다. 평행형에서 최대 응력 상태에서 걸리는 하중을 비교해 본 결과 나사산 간격이 작은 PP-보다는 PO에서 높은 응력 분포를 나타냈고, 나사산 높이가 높은 PH+가 낮은 PH-보다 더 높은 응력을 보였다. 근침형에서 나사산 높이의 정도에 따라서는 크게 차이를 보이고 있지 않았고 경사도가 결과에 큰 영향을 미치는 것을 알 수 있었다. 또한, 근침형 임플란트 중에서는 TSI+와 TSI-가 상대적으로 적은 응력 분포를 보였지만 평행형 임플란트에 비해서는 높은 최대 유효 응력을 나타냈다(Fig. 15).

(2) PO와 TSI+ 및 TSI-의 최대 응력

전체 임플란트를 비교한 결과 근침형이 평행형에 비해 높은 최대 응력을 보였으나, 근침형 중에서 평행형과 가장 차이가 적게 나타난 TSI+와 TSI-를 평행형의 기본형인 PO와 비교해 보았다. TSI+는 PO와 상부 직경이 4.0 mm로 동일하지만 하부 직경을 1.6 mm로 감소시켜 6.84°의 경사도를 갖는 형태이고, TSI-는 상부 직경이 4.0mm이지만 하부 직경을 2.8 mm로 감소시켜 3.43°의 경사도를 보이는 형태이므로 평행형과 근침형을 비교하기에 적합하다고 사료되어 비교 분석하였다.

가. 축력

최대 축력은 PO에서 2.65 KN, TSI+에서 4.10 KN, TSI-에서 4.45 KN으로 나타나서 TSI+와 TSI-가 PO에 비해서 각각 31.9%, 40.4%정도 높은 값을 보였다. 근침형의 TSI+, TSI-가 평행형의 PO 보다 축력이 높음을 알 수 있었고, TSI+, TSI- 사이에 축력의 크기 차이는 거의 없음을 알 수 있었다.

나. 모멘트

최대 모멘트는 PO에서 0.25 KNmm, TSI+에서 0.12 KNmm, TSI-에서 0.37 KNmm로 나타나서 PO에 비해서 TSI-는 32.4%정도 증가하였고, TSI+는 65.9%정도 낮은 값을 보였다. 축력과는 다르게 평행형의 PO와 근침형의 TSI+, TSI- 사이에 모멘트의 차이가 크지 않음을 알 수 있었고, 경사도가 클수록 모멘트는 낮은 응력 값을 보였지만 수치상으로 큰 차이는 나지 않았다.

다. 유효 응력

최대 응력 상태에서 걸리는 하중을 비교해 본 결과 평행형의 PO가 근침형의 TSI+와 TSI-보다 더 낮은 응력 분포를 보였다. 경사도가 있는 디자인이 최대 유효 응력이 높음을 알 수 있었고, 경사도 차이에 의한 응력의 크기 차이는 TSI-가 TSI+보다 약간 높은 응력 상태를 보였지만 거의 차이가 없음을 알 수 있었다.

라. 주변 응력

임플란트 주변부에서 평행형의 PO가 근침형의 TSI+와 TSI-보다 적은 응력 양상을 보였지만 거의 차이가 없어 경향성을 파악하기가 어려웠다.

총괄 및 고안

골유착성 임플란트의 개념이 등장한 이후 현재 가장 많이 사용되고 있는 임플란트는 치근형 임플란트로 이에 대한 다양한 디자인이 소개되고 있으나 아직도 몇몇 시스템에 대한 장기간의 임상 예가 보고되지 않고 있으며 각 시스템에 대한 생역학적 연구보다는 재료학적 연구와 표면 특성에 대한 연구가 주류를 이루고 있다.<sup>9)</sup> 임플란트 시스템에 대한 생역학적 연구는 첫째 임플란트에 가해지는 하중의 특성, 둘째 임플란트에서 인접 조직으로 전이되는 응력의 성질과 양, 셋째 전이된 응력이 초기 고정시 골개조(bone remodeling)에 미치는 생물학적 의미 등을 전체로 진행되어야 한다.<sup>10)</sup> 본 연구는 임플란트 외형의 변화에 따른 주변 지지조직에서의 생체역학적인 응력변화를 비교 연구한 것으로 구강내에

서 직접 시행하기가 불가능하기 때문에 유사한 모형을 제작하는 간접적인 방법으로 연구를 시행하였다. 치의학 분야에서 행하여지는 역학적 연구방법은 광탄성법<sup>11,12)</sup>, Strain gauge법<sup>13)</sup>, Holograph법<sup>14)</sup>, 유한요소법<sup>15-18)</sup> 등이 있다. 이 중 유한요소법은 생역학 분야에서 널리 사용되는 방법으로 대상 물체를 역학적인 모델로 이상화하여 실제의 복잡한 구조물 내부의 주어진 점에서의 응력(stress)과 변형(strain)을 계산하는 방법이다.<sup>18)</sup> 유한요소 해석에서 역학적 계측치의 정확도를 위해서 실험에 가까운 모델의 형상화는 계측될 구조물을 작은 유한개의 요소로 나눔으로써 이루어지는데, 삼차원 해석을 위해서는 구조물이 특정 모양의 입체 요소(bricks)로 나뉘고, 이차원 해석에서는 삼각형이나 사각형의 요소(triangular or quadrilateral elements)로 나뉘게 되며, 각 요소는 서로를 연결하는 절점을 가지게 된다. 각 요소내의 변위와 변형율은 이러한 절점의 상대적 이동에 의해 결정되며 순차적으로 Hook's law에 의해 요소내의 응력을 결정한다.<sup>19,20)</sup> 오늘날 사용되는 유한요소 해석은 대부분 컴퓨터 코드로 이루어져 있기 때문에 모델링이 더욱 용이해졌다. 그러나 골과 임플란트 구조에 대한 적절한 유한요소 모델링의 개발은 아직 까지도 해결해야 할 많은 문제가 있다. 무엇보다도 삼차원 모형으로 해부학적 실체를 제작하는 것은 이차원에 비해 매우 복잡하다. 또한, 삼차원적 형상화에 있어 중요한 제한점은 가용할 컴퓨터의 기억 용량의 한계로 인한 절점과 요소의 수적 제한이 있다.<sup>21)</sup> 이러한 몇 가지 문제점에도 불구하고 유한요소 해석은 역학적 연구에서 사용될 수 있는 여러 방법에 비해 경제적이고 특정 부위에 대한 구체적인 역학적 자료를 제공하며, 컴퓨터의 발전과 더불어 더욱 정밀한 결과를 산출할 수 있기 때문에 여러 선학들에 의해 치과 임플란트의 역학적 연구나 임플란트의 설계 및 개발을 위한 중요한 도구로 사용되고 있다.<sup>9,18,22,23)</sup> 본 연구에서는 치근형 임플란트에 응력을 변화시킬 수 있는 형태적 변화 요소를 선정

하고, 이를 치근형 임플란트에서 가장 일반적인 형태인 나사형 임플란트에 평행형과 근침형(tapered type)의 모형을 사용하여 가상의 임플란트를 제작하여 삼차원 유한요소 해석으로 비교 분석하였다. 그리하여 임플란트 식립 시 임플란트 디자인에 따라 각 임플란트의 주변 지지 조직에서 발생된 주변 응력의 양상과 식립 회전력에 미치는 영향을 연구하였다.

삼차원 유한요소의 해석의 결과로 산출될 수 있는 응력의 종류는 축력, 모멘트, 유효 응력이 있으나 이중 유효 응력은 내부 에너지 개념에 근거한 것으로 균질한 구조를 지닌 골에서의 응력 양상을 평가하기 위하여 유용하게 사용될 수 있다고 보고되어 왔다.<sup>19,24)</sup> 이를 근거로 본 연구에서는 임플란트에 대한 역학적 실험에서 임플란트 식립 시 골에 발생하는 응력을 평가하기 위해 유효 응력을 산출된 결과의 비교 연구에 이용하였다.<sup>9,17,18,25)</sup>

임플란트에 대한 구조적 설계나 역학적 연구에 대한 많은 노력이 있음에도 불구하고 아직도 임플란트의 구조적 차이에 대한 논의와 연구가 계속되고 있다. Rieger 등<sup>26-28)</sup>은 다양한 구조적 차이를 지닌 6종류의 골내 임플란트에 대한 2차원 유한요소 해석 연구에서 모든 임플란트는 임플란트 경부에 응력 집중의 양상이 있으며 이것이 임플란트 경부의 골손실과 연관하므로 임플란트 설계 시 가능한 하단에 응력이 분산되도록 해야 한다고 하였으며, 임플란트 외형과 재질에 관한 유한요소 해석 연구에서 임플란트의 외형이 골 조직으로의 응력 전달에 중요한 영향을 미친다고 하였다. 또한, Kinni 등<sup>29)</sup>은 나사형 임플란트에서 나사산이 전체적으로 존재하는 임플란트와 부분적으로 존재하는 임플란트에 대한 응력 분포 연구에서 전체적으로 나사산이 존재하는 임플란트가 더욱 양호한 응력 분포 상태를 보이며 나사산 간의 거리가 작을수록 응력 분산 효과가 우수하다고 하여, 나사산의 간격이 좁은 PP-가 PO보다 응력 분산 효과가 더 우수한 것으로 나타난 본 실험 결과와 일치하였다.

골유착 임플란트가 임상적 증상 없이 골에 단단히 유착되어 기능 하중 시에 골 내에서 유지되기 위하여, 식립 시에 일차적 안정성의 중요성은 잘 알려져 있다. 일차적 안정성은 대개 몇 가지 요소에 의하여 영향을 받는데 그 중 하나는 식립 부위의 골의 양과 질이다. 골의 양은 임상적 검사와 방사선 검사 등으로 알 수 있고 골질에 대한 평가는 다양한 분류방법에서 제시되어 왔다. 일차적 안정성에 영향을 주는 또 다른 요소는 임플란트의 기하학으로 표면적을 최적화하기 위한 다양한 설계가 계속 개발되고 있으며, 기술방법에 의해서도 영향을 받는다. 일차적 안정성을 측정하는 다양한 방법 중에서 최근 임상과 실험에서는 Periotest® (Siemens AG, Germany) 이용법<sup>5)</sup>, 공진 주파수 이용법<sup>6)</sup>과 식립 회전력<sup>7,8)</sup> 등이 많이 사용되고 있다. 본 연구에서는 일차 안정성 평가에 신뢰성 있고 측정하기 간편한 방법으로 알려진 식립 회전력을 선택하였다.

임플란트 식립시 식립 회전력에 대한 이론적 해석은 Johansson과 Strid<sup>30)</sup>가 처음 시도하였다. 회전력은 골질을 삭제 시 생기는 삭제 저항력과 골과 마찰로 인한 마찰 회전력 그리고 골과 임플란트 간에 골 파편이 채워져 생기는 부가적인 마찰 회전력으로 이루어졌다고 설명하였다.

O'Sullivan 등<sup>31)</sup>은 최대 식립 회전력이 임플란트의 상부 플랜지가 치밀 골을 파고들면서 생기는 힘과 임플란트가 계면에서 골을 압박하는 힘 그리고 마찰력 등으로 형성된다고 하였다. 이러한 이론적 해석들을 통해 식립 회전력에 영향을 주는 요소들이 설명되었지만 구체적인 수치로 영향력의 정도를 평가하지는 못하였다.

이에 본 실험은 유한요소 분석법을 이용하여 식립 회전력에 영향을 주는 나사형 임플란트 디자인을 크게 평행형과 근침형으로 구분하였고, 평행형 임플란트는 기본형, 기본형에서 나사산 간격(pitch)을 감소시키는 형태, 기본형에서 나사산 높이를 증가 및 감소시키는 형태로 세분화하여 제작하였고, 근침형 임플란트는 기본형, 기본형에서 나사산 높이를 증가 및 감소시키는 형태,

경사도를 증가 및 감소시키는 형태, 기본형에서 크기를 줄이고 경사도를 증가 및 감소시키는 형태로 세분화하여 제작하였다. 임플란트 식립 시 골에서 발생하는 식립 회전력을 영역별로 구분하여 측정하고 수치화하여 분석하였다.

임플란트 고정체에서 경사각의 변화는 임플란트를 평행형에서 근침형으로 변형시키기는 것으로 경사각이 커질수록 최대 응력치는 커지는 것으로 나타나 Siegele과 Soltesz<sup>15)</sup>의 외형이 서로 다른 6종류의 임플란트를 이차원 유한요소로 응력 분석한 결과, 평행형이나 나사형의 모형이 근침형이나 계단형 및 중공 실린더형(hollow cylinder)보다 응력의 집중현상이 적게 나타났다는 보고와 일치하였다. 근침형은 평행형에 비하여 전체적으로 임플란트 주변 조직에서의 최대 응력치가 높게 나타나 French 등<sup>11)</sup>의 상업적으로 사용되고 있는 4종류의 임플란트를 광탄성법적 방법으로 임플란트 주위의 응력을 상호 비교한 연구에서 평행형의 임플란트보다 근침형의 임플란트에서 임플란트의 경부의 응력 집중이 더욱 크게 나타났다는 보고와 일치하였다. 이는 하중이 임플란트에 전달된 경우 근침형에서는 골계면과의 사이에서 주로 전단응력이 형성되나 평행형의 경우에는 나사산의 구조가 골내로 맞물려서 응력의 분포양상을 압축력과 인장력으로 변경시키기 때문인 것으로 사료된다.<sup>32)</sup> 그러나, 대부분 티타늄 재질로 형성된 골내형 임플란트는 titanium plasma나 hydroxyapatite이 도포되어 rough surface를 형성하고 있으므로 표면적을 6배에서 10배까지 증가시키기 때문에 생체에서의 응력양상은 다소의 차이가 있을 수 있다.<sup>33,34)</sup> 유한 요소법으로 인체의 골과 같이 복잡한 해부학적 구조를 형상화하는 것은 매우 어려운 일이며 본 연구의 가정처럼 임플란트와 골간의 완전 접촉은 실제로 존재하지 않는 제한점이 있으나 동일 조건하에서 가상의 임플란트 유형들 간에 응력의 양상을 비교하여 역학적 관점에서 임플란트 디자인을 제시한다는데 의의가 있다고 보았다.

유한요소를 이용한 응력 해석에 관한 연구가 임플란트 치과학에서 많이 이루어져 왔으나, 이러한 연구는 골 유착을 전제로 하여 하중 조건을 부여한 것이 대부분이었고, 선탄성 범주 내에서 이루어져 왔다. 임플란트 식립 시에 발생하는 골의 삭제와 압박 그리고 파절 등은 선탄성 범주 내에서는 해석을 할 수가 없다. 식립 회전력을 유한요소 분석으로 해석하기 위해서는 골의 물성을 소탄성까지 확대하였지만 몇 가지 고려할 점이 있었다. 골의 변위를 얼마나 재현할 수가 있을까 하는 것이 그 첫 번째 고려사항이었다. 임플란트 식립 시 생기는 골의 삭제와 압박은 유한요소의 변형을 야기하고 심한 경우 탈락으로 발생하는 컴퓨터 실행 중단을 해결하기 위해서 Pam-Crash(ESI Co. France) 프로그램을 응력해석에 이용하였으나 탈락한 유한요소를 제거하도록 한 프로그램은 부가적인 회전 마찰력에 대한 분석을 할 수 없었다. 유한요소 탈락에 따른 축력 그래프의 급격한 변동은 상실율을 조정하여 완만하도록 하였으며 표본 실험과 유한요소 모형 설계 시 골 변위량을 최소화하기 위하여 와동 형성 시에 카운터 싱크(counter sink)와 탭핑 드릴을 사용하였다.

O'Sullivan 등<sup>35)</sup>은 경사도가 큰 임플란트는 썩기 효과(wedging effect)로 균열(crack)의 심화와 골의 파절을 야기할 수 있고, 치밀골에서 임플란트의 높은 압박(compression)은 부분적인 세포 손상을 가져오고 괴사를 일으켜 임플란트 주위의 골흡수를 야기한다고 보고하였다. 너무 과도한 경사도를 갖는 근침형 임플란트는 오히려 높은 응력에 의한 골흡수 및 과도한 열 발생을 일으킬 가능성이 있고, 나사산 간격이 좁은 평행형 임플란트의 경우에는 너무 낮은 식립 회전력으로 인해 임플란트가 약한 초기 고정력을 갖게 될 수 있음을 고려해야 한다고 본다. 본 연구에서 사용한 근침형 임플란트의 몇 가지 디자인이 경사각에 초점을 두고 모델링한 결과 너무 과도한 상부 직경을 갖는 형상으로 제작되었다. 실제 임상에서는 사용되지 않는 과도한 임플란트 직경을 갖

는 몇 가지 디자인이 설계되어 응력이 과도하게 분포되는 양상을 보였다. 이에 전체적인 크기를 감소시키고 경사도를 변화시킨 디자인의 경우에는 평행형 임플란트와 유사하게 일정한 경향성을 보이고 있었다.

## 결 론

임플란트 디자인에 따른 식립 회전력과 응력 분포를 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 평행형 임플란트는 나사산의 높이와 나사산 간격이 클 때 높은 식립 회전력과 응력 분포를 나타내었다.
2. 근침형 임플란트는 나사산 높이의 변화에 따른 큰 차이가 나타나지 않았으나 경사도의 변화에 따라 식립 회전력의 차이가 크게 나타났다. 임플란트 주변부에 높은 응력 분포 양상을 보여 임플란트 디자인에 따른 차이를 확인할 수 없었다.
3. 근침형 임플란트에서 크기를 줄인 경우 기본형에 비해 보다 적은 식립 회전력을 보였고, 경사도에 의한 차이는 상대적으로 적었다.
4. 근침형 임플란트가 평행형 임플란트보다 큰 식립 회전력과 높은 응력 분포 양상을 보였다.
5. 평행형(기본형) 임플란트와 상부 직경을 줄인 근침형 임플란트의 최대 응력 비교시 근침형 임플란트에서 축력은 최대 1.7배, 모멘트는 1.5배 높았다.
6. 나사산 높이에 대한 영향은 평행형 임플란트가 근침형 임플란트보다 크게 나타났다.

위 연구 결과 근침형 임플란트가 평행형 임플란트에 비해 높은 식립 회전력을 보여 초기 고정력은 우수할 것으로 예상되었으나, 응력 분산 측면에서 효과적이지 못하여 고정체 전체에 응력이 높게 나타나는 양상을 보였다. 그러므로 골밀도가 높은 경우에는 응력 분산이 양호한 평행형 임플란트 디자인을 사용하는 것이 유리하며, 골

밀도가 낮은 경우에는 근침형 임플란트 디자인을 사용하는 것이 더 나은 결과를 보일 것으로 예상된다. 그러나 현재 임상에서 사용되는 임플란트에 대한 역학적 특성과 골의 상호 작용에 대한 유한요소의 한계로 인해 단정적으로 결론을 내리기는 어렵지만, 이러한 결과를 앞으로 임플란트 식립시 고려해야 할 필요가 있을 것으로 사료된다.

### 참 고 문 헌

- Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 1976;55:772-7.
- Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant design, influence of diameter, length and taper on strains in the alveolar crest. *Clin Oral Impl Res* 2005;16:486-94.
- Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspect of marginal bone resorption around osseointegrated implants: Considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:401-12.
- Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:533-9.
- Tricio J, Steenberghe D, Rogenberg D, Duchateau L. Implant stability related to insertion torque force and bone density : An in vitro study. *J Prosthet Dent* 1995;74:608-12.
- Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998;11:491-501.
- Al-Nawas B, Wagner W, Grötz KA. Insertion torque and resonance frequency analysis of dental implant systems in an animal model with loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:726-32.
- Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Al-Nawas B, Wagner W. Primary stability of conical implant and a hybrid, cylindrical screw-type implant in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:560-6.
- Olsson M, Urde G, Andersen JB, Sennerby L. Early loading of maxillary fixed cross-arch dental prostheses supported by six or eight oxidized titanium implants : Results after 1 year of loading, case series. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5 (suppl 1):81-7.
- Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants : A 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:357-68.
- French AA, Bowles CQ, Parham PL. Comparison of osseointegrated implants. *Int J Perio & Res* 1989;9:221-9.
- Choi YH, Cho IH. Photoelastic analysis of stresses induced by various superstructures on the endosteal implant. *J Korean Acad Prosthodont* 1993;31:679-86.
- McCartney JW. Motion vector analysis of an abutment for a distal extension removable partial dentures : A pilot study. *J Prosthet Dent* 1980;43:15-8.
- Dirtoft B, Jasson JF, Abramson NH. Using holography for measurement of in vivo deformation in a complete maxillary denture. *J Prosthet Dent* 1985;54:843-5.
- Siegele D, Soletesz J. Numerical investigations of the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:333-40.
- Geng JP, Tan KBC, Lui GR. Application of finite element analysis in implant dentistry : A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-98.
- Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution : A finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004;91:20-5.
- Baggi L, Cappelloni I, Girolamo MD, Maceri F, Vairo G. The Influence on implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geography : A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008;100:422-31.
- Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry : Original concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992;18:264-74.

20. Bidez MW, Misch CE. Issue in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent* 1992;1:289-94.
21. Heung HL, Chang CH, Hsu JT, Fallgatter AM, Ko CC. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants : A 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:551-62.
22. Sütpideler M, Eckert SE, Zobitz M, An KN. Finite element analysis of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:819-25.
23. Williams KR, Watson CJ, Scott J, Gregory M, Simobab D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 1990;21:563-70.
24. Turkyilmaz I, Aksoy U, McGrumphy EA. Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla : A clinical study including Bone density, Insertion torque, and resonance frequency analysis deta. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008;10:231-7.
25. Meijer HA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants : Influence of superstructure length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992;68:96-102.
26. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implant. *J Prosthet Dent* 1990;63:671-6.
27. Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;61:223-8.
28. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Alternative materials for three endosseous implant. *J Prosthet Dent* 1989;61:717-22.
29. Kinni ME, Hokama S, Caputo A. Force transfer by osseointegration implant device. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:11-4.
30. Johansson P, Strid KG. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:279-88.
31. O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparision of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004;6:48-57.
32. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-8.
33. Kim YJ, Cho IH. On the bone tissue reaction to implants with different surface treatment methods. *J Korean Acad Prosthodont* 2007;45:71-84.
34. Yang SW, Lim HS, Cho IH. The effect of different surface treatment on the osseointegration and stability of implants. *J Korean Acad Prosthodont* 2006;44: 606-16.
35. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004;15:474-80.

## Effect of Implant Designs on Insertion Torque and Stress : *Three-Dimensional Finite Element Analysis*

Jang-Eung Kim, D.D.S., M.S.D., Yu-Sung Choi, D.D.S, M.S.D.,  
Jong-Hwa Lim, D.D.S., M.S.D., Ph.D., In-Ho Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University

### **Purpose**

To analyze the effect of implant designs on insertion torque and stress by performing a comparative study on von Mises stress, torque and normal force through a three-dimensional finite element analysis.

### **Materials and methods**

Models of the screw type implant were used to model the implant as a form placed in the mandibular premolar region applying a three-dimensional finite element method. Screw type implant designs were classified into 4 types of parallel ones and 7 types of tapered ones. Other factors were simulated to represent clinical environment.

### **Results**

In parallel implant designs, higher and wider threads resulted in higher insertion torques and higher stress distributions. In tapered implant designs, changes in the taper led to remarkable differences in the insertion torques. It was difficult to determine a certain tendency of stress distribution around the implants since the stress level was too high around them. In tapered implant designs, smaller implants demonstrated lower insertion torques than the original type and were relatively less dependent on the degree of taper. Tapered implants showed higher insertion torques and higher stress distributions than parallel implants.

### **Conclusion**

According to this study, although the tapered implant demonstrated a higher insertion torque than the parallel implant, stress tended to be concentrated in the entire fixture of the tapered implant due to the inefficient stress distribution.

**Key words:** Finite element analysis, Implant design, Insertion torque, Stress distribution, Screw type implant

---

Correspondence to : Prof. In-Ho Cho

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Dankook University, San 7-1,  
Shinbu-Dong, Cheonan, Choongnam, 330-716, Korea. Tel: 82-41-550-1974.

E-mail: cho8511@hanmail.net

Received: January 15, 2010, Last Revision: May 21, 2010, Accepted: June 25, 2010